



Universidade de Aveiro Departamento de Engenharia Mecânica
2006

**António Manuel
Godinho Completo**

**ESTUDO NUMÉRICO E EXPERIMENTAL DA
BIOMECÂNICA DA PRÓTESE DO JOELHO**



**António Manuel
Godinho Completo**

**ESTUDO NUMÉRICO E EXPERIMENTAL DA
BIOMECÂNICA DA PRÓTESE DO JOELHO**

Tese 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 Antonio de Oliveira Simões, Professor Associado do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro e co-orientada pelo Doutor Fernando Manuel Pereira da Fonseca, Professor Auxiliar da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade da Beira Interior e Assistente Graduado de Ortopedia dos Hospitais da Universidade de Coimbra.

Apoio financeiro da FCT no âmbito do Programa POCI 2010 do Quadro Comunitário de Apoio III.

Referência da bolsa:
SFRH/BD/18717/2004

À Susana, à Margarida e à Francisca

o júri

presidente

Prof. Doutora Celeste de Oliveira Alves Coelho
Professora Catedrática da Universidade de Aveiro

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

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

Prof. Doutor Renato Manuel Natal Jorge
Professor Auxiliar da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

Prof. Doutor Fernando Manuel Pereira Fonseca
Professor Auxiliar da Universidade da Beira Interior

Prof. Doutor Jorge Augusto Fernandes Ferreira
Professor Auxiliar da Universidade de Aveiro

Doutor José Pereira Pinto Noronha
Médico Especialista da Ordem da Trindade

agradecimentos

Aos meus pais, Agostinho e Luísa

Ao meu irmão Rui

À Fernanda e ao Júlio

Ao José Simões

Ao Fernando Fonseca

Ao José Grácio

Ao Jorge Andrade

Ao António Ramos

Ao Pedro Talaia

Ao António Louro

À Lídia Carvalho

Ao Carlos Relvas

Ao Nelson Martins

Ao António Festas

À Ana Santos

À Mónica Oliveira

Ao José Pires

Ao Miguel Trinidad

Ao José Figueiredo

A todos que me apoiaram e incentivaram

palavras-chave

Biomecânica, prótese do joelho, artroplastia do joelho, haste cimentada, haste não cimentada (*press-fit*), método dos elementos finitos, stress shielding, medição experimental de extensões, estabilidade inicial, micro movimentos, dor, descolamento, reabsorção óssea, validação pré clínica.

resumo

Nesta tese foi objectivo estudar os aspectos biomecânicos da prótese do joelho e a problemática da artroplastia do joelho, nomeadamente a sua revisão. Para o efeito, diversos estudos biomecânicos sobre hastes da artroplastia total do joelho foram realizados através de modelos numéricos e experimentais. Foi seleccionada a prótese do joelho P.F.C. Sigma Knee System como elemento para a realização do estudo comparativo das hastes. Foram validados modelos numéricos de elementos finitos através da comparação das defomações-extensões de modelos da tibia e do fémur sintéticos instrumentados com extensómetros. O estudo referente às hastes usadas na revisão incluiu as cimentadas e *press-fit*, tendo-se determinando a repartição de carga, defomações nas diferentes interfaces, tensões no manto de cimento e os micromovimentos relativos. Estes parâmetros mecânicos foram determinados de forma individual para a tibia e para o fémur e foram correlacionados com efeitos clínicos como reabsorção óssea, descolamento e a dor. Os mesmos foram também analisados em conjunto, determinando-se a influência biomecânica que a haste exerce sobre o osso contrário. O estudo foi finalizado com uma avaliação pré-clínica dum novo conceito de implante de fixação combinada aplicado à haste tibial. Os resultados obtidos evidenciaram que a capacidade de transferência de carga dos componentes condilianos da prótese do joelho é somente efectiva com as hastes cimentadas. No entanto, a estabilidade proporcionada pelas hastes *press-fit* é superior à proporcionada pelas hastes cimentadas. A haste *press-fit* induz defomações mais elevadas no osso cortical, na zona da extremidade, podendo estas estarem na origem da dor sentida pelos pacientes. A haste cimentada evidencia um efeito de stress-shielding mais pronunciado na zona vizinha dos componentes condilianos; no entanto, as hastes *press-fit* originam uma maior extensão deste efeito no osso. Este facto pode ser correlacionado clinicamente com o efeito de reabsorção óssea associada às zonas vizinhas dos componentes condilares. Os resultados permitiram igualmente concluir que a utilização de hastes na tibia pouco alteram a estabilidade do componente femoral. Já a utilização de hastes no fémur aumentam a instabilidade dos componentes tibiais, levando a aconselhar os cirurgiões à utilização de hastes tibiais sempre que se utilizam hastes no fémur. O novo conceito de haste adaptado à tibia evidenciou uma estabilidade que se situa entre os dois conceitos convencionais, com uma capacidade efectiva de transferência de carga, minimiza os efeitos de necrose térmica originados pelo cimento e permite um contacto directo entre a haste e o osso, facilitando a osteointegração, e evita a destruição massiva de osso em caso da sua retirada (revisão), quando comparada com as hastes cimentadas.

keywords

Biomechanics, knee prosthesis, cemented stem, press-fit stem, finite element method, stress shielding, experimental strain measurement, end-of-stem pain, pre-clinical validation, primary stability, bone resorption, aseptic loosening.

abstract

The main objective of this thesis was to study different biomechanical aspects of the knee prosthesis and revision arthroplasty. Finite element and experimental studies were performed concerning the use of stems in revision knee arthroplasty. The P. F. C. Sigma Knee System prosthesis was used within the study. Numerical finite element models were validated by the measurement of principal strains on synthetic tibia and femur models. Press-fit and cemented stems were analyzed and load share, interface strains, cement mantle stresses and relative micromotions were assessed. These mechanical parameters were determined solely for the tibia and for the femur and correlated with clinical effects such as bone resorption, loosening and pain. Same parameters were also assessed considering the tibia and the femur stems as a set and the influence of the stem was analyzed over the other bone structure. Finally, a pre-clinical evaluation of a new combined fixation concept applied to the tibial stem was made. For this, the results evidence that load transfer capacity of the condylar components of the knee prosthesis is only effective for cemented stems. However, press-fit stems provide higher stability. These types of stems induce higher cortical strains in the distal-tip region of cemented stems, and can be responsible for pain referred by patients at this region of the stem. Cemented stem provoke higher stress shielding in the region close to the condylar components. However, this effect is more extensive in bone and can be clinically correlated with the effect of bone resorption in the condylar region. The results also allowed drawing the conclusion that the use of tibial stems does not change the stability of the femoral component. On the contrary, femoral stems raise instability of the tibial components, and therefore it is advisable to use tibial stems if femoral stems are used. The new tibial stem concept evidenced a degree of stability in between the two conventional stems analyzed. The novel stem provokes effective load transfer, minimizes bad effects of thermal necrosis due to cement polymerization and allows direct bone contact, facilitating potential osteointegration. It also minimizes bone destruction in revision, when the stem needs to be taken out.

Índice

INTRODUÇÃO	1
1 ARTICULAÇÃO DO JOELHO	5
1.1 As articulações	5
1.2 Ossos da articulação do joelho	7
1.2.1 Estrutura do osso	7
1.2.2 Desenvolvimento do tecido ósseo	8
1.2.3 O fêmur	9
1.2.4 A tíbia	10
1.2.5 A patela	11
1.3 Cartilagem	11
1.4 Articulação do joelho	12
1.4.1 Introdução	12
1.4.2 Superfícies articulares	12
1.4.3 Cápsula articular	13
1.4.4 Ligamentos extracapsulares	15
1.4.5 Ligamentos intra-articulares e meniscos	15
1.4.6 Movimentos da articulação do joelho	18
1.4.7 Joelho valgo e varo	18
1.4.8 Lesões da articulação do joelho	19
1.5 Biomecânica da articulação do joelho	20
1.5.1 Introdução	20
1.5.2 Cinemática do joelho natural	21
1.5.3 Forças e momentos na articulação do joelho	27
1.6 Referências	31
2 ARTROPLASTIA TOTAL DO JOELHO	33
2.1 Introdução	33
2.2 A evolução da artroplastia do joelho	35
2.3 Conceitos das próteses actuais	48
2.3.1 Próteses unicompartimentais	49
2.3.2 Próteses fêmur-patelares	50
2.3.3 Próteses totais de deslizamento de prato fixo	50
2.3.4 Prótese com componente de polietileno móvel	52
2.3.5 Próteses de restrição varo-valgo	53
2.4 Materiais utilizados nas próteses do joelho	54
2.5 Fixação das próteses do joelho	55
2.5.1 Fixação com cimento	55
2.5.2 Fixação sem cimento	56
2.6 Biomecânica	57
2.6.1 Distribuição da carga medial-lateral	58

2.6.2	Carga patela-femoral	59
2.6.3	Altura da interlinha articular	60
2.6.4	Ligamento cruzado posterior	61
2.6.5	Conformidade	63
2.6.6	Constrangimento	64
2.6.7	Polietileno	64
2.6.8	Ligamento cruzado anterior	65
2.7	Indicações e contra-indicações	65
2.7.1	Artrite Reumatóide	66
2.7.2	Artrose do Joelho	66
2.7.3	Tratamento cirúrgico	68
2.8	Técnica cirúrgica	68
2.9	Complicações	75
2.10	Revisão	78
2.11	Referências	85
3	REGISTOS ORTOPÉDICOS	91
3.1	Introdução	91
3.2	Evolução do número de artroplastias do joelho	92
3.3	Incidência da artroplastia por escalão etário e por género	95
3.4	Principais razões para a realização da artroplastia do joelho	100
3.5	Métodos de fixação usados nas artroplastias	100
3.6	Cimentos ósseos	103
3.7	Uso do componente patelar	104
3.8	Revisão	105
3.8.1	Número de revisões e taxas de incidência	105
3.8.2	Razões para a revisão	107
3.8.3	Factores de influência nas taxas de revisão	108
3.9	Próteses mais utilizadas	112
3.9.1	Modelos mais utilizados	113
3.9.2	Taxas de revisão	116
3.10	Conclusões	120
3.11	Referências	121
4	VALIDAÇÃO DOS MODELOS NUMÉRICOS	125
4.1	Introdução	125
4.2	Tipo de elemento e número de graus de liberdade	127
4.2.1	Materiais e métodos	128
4.2.2	Resultados	133
4.2.3	Discussão	139
4.3	Modelos numéricos e experimentais	140
4.3.1	Introdução	140
4.3.2	Materiais e métodos	142
4.3.3	Ensaio experimental	147
4.3.4	Modelos numéricos	148

4.3.5	Resultados e discussão	153
4.3.5.1	Tíbia	153
4.3.5.2	Fémur	163
4.4	Conclusões	172
4.5	Referências	174
5	HASTES NA BIOMECÂNICA DA ATJ	179
5.1	Introdução	179
5.2	Objectivos	183
5.3	Materiais e métodos	183
5.4	Modelos da tíbia e fémur com hastes convencionais	187
5.4.1	Haste cimentada e <i>press-fit</i> na tíbia	189
5.4.1.1	Repartição de carga entre osso e haste	191
5.4.1.2	Micromovimentos entre o prato tibial e osso	192
5.4.1.3	Deformação no osso esponjoso	193
5.4.1.4	Micromovimentos na interface osso-cimento	195
5.4.1.5	Deformações e energia de deformação elástica no osso cortical	196
5.4.1.6	Deformações no osso contíguo à haste	202
5.4.1.7	Zonas de contacto da haste	203
5.4.1.8	Tensões equivalentes no cimento	205
5.4.1.9	Discussão de resultados e correlação com constatações clínicas	207
5.4.2	Análise comparativa da haste <i>press-fit</i> na tíbia	221
5.4.2.1	Repartição de carga entre osso e haste	222
5.4.2.2	Micromovimentos entre o prato tibial e osso	223
5.4.2.3	Deformação no osso esponjoso	224
5.4.2.4	Micromovimentos na interface osso-cimento	225
5.4.2.5	Deformações no osso cortical	226
5.4.2.6	Deformações no osso contíguo à haste	227
5.4.2.7	Discussão de resultados	229
5.4.3	Haste cimentada e <i>press-fit</i> no fémur	230
5.4.3.1	Repartição de carga entre osso e a haste	232
5.4.3.2	Micromovimentos entre o componente femoral e o osso	234
5.4.3.3	Deformação no osso esponjoso	235
5.4.3.4	Micromovimentos na interface osso-cimento	238
5.4.3.5	Deformações e energia de deformação elástica no osso cortical	239
5.4.3.6	Deformações no osso contíguo à haste	244
5.4.3.7	Zonas de contacto da haste	246
5.4.3.8	Tensões equivalentes no cimento	248
5.4.3.9	Discussão de resultados e correlação com constatações clínicas	249
5.4.4	Análise comparativa da haste <i>press-fit</i> no fémur	263
5.4.4.1	Repartição de carga entre osso e haste	265
5.4.4.2	Micromovimentos entre o componente femoral e o osso	266
5.4.4.3	Deformação no osso esponjoso	267
5.4.4.4	Micromovimentos na interface osso-cimento	268
5.4.4.5	Deformações no osso cortical	269

5.4.4.6	Deformações no osso contíguo à haste	270
5.4.4.7	Discussão de resultados	272
5.5	Influência das hastes no osso oposto	274
5.5.1	Introdução	274
5.5.2	Influência das hastes tibiais no comportamento no fémur	277
5.5.2.1	Repartição de carga no osso	278
5.5.2.2	Micromovimentos entre componente femoral e osso	278
5.5.2.3	Micromovimentos na interface osso-cimento	279
5.5.2.4	Deformações no osso esponjoso	280
5.5.2.5	Deformações no osso cortical	281
5.5.2.6	Discussão de resultados	282
5.5.3	Influência das hastes femorais no comportamento da tibia	282
5.5.3.1	Repartição de carga entre osso e haste	283
5.5.3.2	Micromovimentos entre o prato tibial e osso	284
5.5.3.3	Micromovimentos na interface osso-cimento	285
5.5.3.4	Deformação no osso esponjoso	286
5.5.3.5	Deformações no osso cortical	286
5.5.3.6	Discussão de resultados	288
5.5.4	Influência das hastes <i>press-fit</i> femoral e tibial na tibia	288
5.5.4.1	Repartição de carga entre osso e haste	290
5.5.4.2	Micromovimentos entre o prato tibial e o osso	290
5.5.4.3	Micromovimentos na interface osso-cimento	291
5.5.4.4	Deformação no osso esponjoso	292
5.5.4.5	Deformações no osso cortical	293
5.5.4.6	Discussão dos resultados	294
5.6	Referências	294
6	AVALIAÇÃO PRÉ-CLÍNICA DE UM NOVO CONCEITO DE HASTE	305
6.1	Introdução	305
6.2	Objectivos	307
6.3	Implante de fixação combinada	309
6.3.1	Descrição do conceito	309
6.3.2	Reivindicações do conceito	312
6.4	Estudo comparativo com modelo simples	312
6.4.1	Objectivo	312
6.4.2	Materiais e métodos	313
6.4.2.1	Modelos experimentais	313
6.4.2.2	Procedimento experimental	320
6.4.2.3	Modelos numéricos	323
6.4.3	Resultados e discussão	327
6.4.3.1	Estabilidade das hastes nos modelos experimentais	327
6.4.3.2	Validação dos modelos numéricos	331
6.4.3.3	Comparação dos parâmetros biomecânicos na interface prato-espuma	335
6.4.3.4	Deformações de corte e principais mínimas na interface haste-espuma	337
6.4.3.5	Micromovimentos entre a haste e o osso	342

6.4.3.6	Zonas de contacto da haste	343
6.4.3.7	Tensões equivalentes no cimento	344
6.4.3.8	Tensões na haste combinada	347
6.4.4	Conclusões	347
6.5	Danificação da espuma na extracção das hastes	348
6.5.1	Objectivo	348
6.5.2	Materiais e métodos	349
6.5.2.1	Procedimento experimental	350
6.5.3	Resultados e discussão	353
6.5.3.1	Variação do volume de espuma	353
6.5.3.2	Forma e dimensão da cavidade na espuma	355
6.5.4	Conclusões	356
6.6	Estudo experimental e numérico da tíbia com haste combinada	358
6.6.1	Objectivo	358
6.6.2	Materiais e métodos	358
6.6.2.1	Modelo experimental	358
6.6.2.2	Ensaio experimentais	363
6.6.2.3	Modelos numéricos	365
6.6.3	Resultados e discussão do modelo experimental versus modelo numérico	369
6.6.4	Resultados e discussão da haste combinada versus hastes convencionais	374
6.6.4.1	Repartição de carga entre osso e haste	374
6.6.4.2	Micromovimentos entre o prato tibial e osso	375
6.6.4.3	Deformação no osso esponjoso	376
6.6.4.4	Micromovimentos na interface osso-cimento	378
6.6.4.5	Deformações no osso cortical	379
6.6.4.6	Deformações no osso contíguo à haste	380
6.6.4.7	Zonas de contacto da haste	382
6.6.4.8	Tensões equivalentes no cimento	383
6.6.4.9	Micromovimentos entre a haste e o osso	384
6.6.4.10	Tensões equivalentes na haste combinada e prato tibial	385
6.6.5	Resultados e discussão dos ensaios dinâmicos	386
6.7	Implantação da haste combinada na tíbia de cadáver	392
6.7.1	Objectivo	392
6.7.2	Materiais e métodos	392
6.7.3	Resultados e discussão	394
6.8	Conclusões	395
6.9	Referências	398
7	CONCLUSÕES FINAIS E PERSPECTIVAS FUTURAS	403
7.1	Conclusões finais	403
7.2	Perspectivas futuras	408
	ANEXOS	411

Introdução

A articulação do joelho é biomecanicamente um sistema complexo, envolvendo a tíbia proximal e o fémur distal. É um sistema anatómico de enorme importância no esqueleto, pelas forças e momentos a que está constantemente sujeito na transferência de forças estáticas e dinâmicas para o membro inferior e permitir em simultâneo a mobilidade e a estabilidade. Como tal, também está sujeita a patologias diversas, cuja cura pode implicar o uso de dispositivos biomédicos implantáveis específicos como as próteses do joelho. A artroplastia total do joelho (ATJ) é uma solução clínica para determinadas etiologias, como a artrose e a artrite reumatóide. O número de artroplastias do joelho está em constante aumento, tendo inclusivamente ultrapassado o número de artroplastias da anca em diversos países.

O estado da arte relativamente ao estudo técnico-científico da articulação do joelho, comparado com a articulação da anca, é ainda muito incipiente. De facto, a quantidade de artigos científicos relativos à problemática do joelho é incomparavelmente inferior aos dedicados à anca. Escusado será referir que nesta perspectiva, em Portugal, a inexistência de trabalhos de índole científico sobre o tema da articulação do joelho é uma realidade que reflecte também o nosso atraso relativamente aos nossos pares europeus.

A Biomecânica começa a dar os seus primeiros passos em Portugal, o que se espera que tenham acontecido com o primeiro encontro realizado em Fevereiro de 2005, em Martinchel, Abrantes. Também se espera que a Sociedade Portuguesa de Biomecânica possa dinamizar esta área do conhecimento e esta tese é também um contributo para a afirmação da Biomecânica no panorama da Ciência e Tecnologia em Portugal.

Esta é a primeira tese portuguesa a abordar a articulação e as próteses do joelho numa perspectiva biomecânica. Foi objectivo, como indica o título, estudar a biomecânica da prótese do joelho e dar respostas mecânicas a fenómenos clínicos frequentemente observados em pacientes portadores deste tipo de prótese. Teve como objectivo correlacionar factores mecânicos, como tensões, deformações e micromovimentos, com evidências clínicas como reabsorção óssea, descolamento e dor. A análise dos resultados obtidos permitiram estudar novas soluções para a haste tibial, como o uso de uma ponta em material polimérico para minimizar os níveis de concentração de tensões, que aparentemente podem estar relacionados com as dores referidas pelos pacientes.

O estudo permitiu, com base nas observações que foram sendo feitas ao longo do desenvolvimento dos trabalhos, conceber um novo conceito de fixação de implantes ósseos, conceito este que foi transposto para uma nova haste tibial e que foi também estudada. O conceito inclui um mecanismo de fixação combinada, ou seja, a prótese permite, em simultâneo a fixação através de cimento ósseo e por osteoadesão através de revestimento bioactivo. Espera-se que seja uma contribuição inovadora e importante para o futuro desenvolvimento das próteses do joelho.

A tese, para além da Introdução e do ponto referente às Conclusões e Futuros Desenvolvimentos, está organizada em seis capítulos principais.

O capítulo 1 é dedicado à articulação do joelho, com incidência sobre a sua biomecânica, que é fundamental para entender a sua cinemática e para o desenvolvimento de novas soluções projectuais. Embora a temática esteja bem descrita noutro tipo de manuais, considerou-se importante uma breve descrição da mesma para os leitores menos familiarizados com a anatomia da articulação do joelho. A transversalidade científica do tema implica o diálogo entre a engenharia e a medicina, mais concretamente a ortopedia, e nesse sentido considera-se útil a inclusão deste capítulo mais dedicado aqueles que queiram no futuro dedicar-se ao estudo do joelho e das respectivas próteses.

No capítulo 2 faz-se referência à artroplastia do joelho, nomeadamente a sua evolução nestes últimos anos, das indicações e contra-indicações clínicas, da técnica cirúrgica e complicações clínicas. É dada ênfase à artroplastia de revisão, uma vez que esta foi considerada como um dos objectos de estudo nesta tese. Tal como referido antes, este capítulo visa apresentar uma breve descrição da técnica e os factores clínicos a si associados. É fundamental conhecer a artroplastia do joelho para conceber e estudar quer próteses (componentes tibial e femoral) quer instrumental cirúrgico.

No capítulo 3 descreve-se a revisão efectuada sobre diversos registos ortopédicos da ATJ. Este capítulo permitiu a aquisição dos conhecimentos necessários para definir mais concretamente os objectivos e o percurso de investigação da tese. Este tem, também, como objectivo, concentrar os resultados publicados sobre as próteses do joelho e, deste modo, ter uma percepção mais clara dos seus aspectos positivos e menos positivos.

No capítulo 4 conceberam-se e usaram-se modelos numéricos e experimentais no desenvolvimento da investigação. É totalmente dedicado à validação de modelos numéricos tendo como referente medições experimentais de deformações feitas através de extensometria. Os estudos elaborados neste capítulo, inovadores no panorama da investigação científica mundial, foram de enorme importância para os apresentados nos capítulos seguintes. De facto, pela primeira vez foi feita a validação de modelos numéricos da tibia proximal e do fémur distal com ossos sintéticos, comumente utilizados em estudos biomecânicos relacionados com a ortopedia. O tipo de malha e o número de graus de liberdade foram definidos e optimizados de forma que os modelos de elementos finitos permitissem a necessária confiança científica para inferir sobre os comportamentos biomecânicos das diferentes próteses estudadas e sua relação com factores clínicos.

No capítulo 5 descreve-se o estudo das hastes na biomecânica da ATJ e é a parte mais substancial da tese. Foi objectivo analisar, numa base científica, a influência das hastes (cimentada e press-fit) na artroplastia de revisão. Deste modo, diversos parâmetros biomecânicos foram considerados na análise. A percentagem da carga repartida entre o implante e as estruturas ósseas foi calculada, o que permitiu determinar a influência das hastes no mecanismo de transferência de carga e, conseqüentemente, no efeito de stress shielding. Este mesmo efeito foi

também determinado através de medições de deformações. A estabilidade das próteses tibial e femoral foi verificada através da determinação dos micromovimentos relativos entre o implante e o osso.

O capítulo 6 é dedicado à descrição e estudo de um novo conceito de fixação, passível de ser utilizado na artroplastia do joelho. O novo conceito foi objecto de pedido e registo de patente em Portugal e internacional. Uma haste tibial incorporando esse conceito foi estudada, comparando o seu desempenho biomecânico com o das restantes hastes usadas nesta tese. Finalmente foi realizado um ensaio cirúrgico in-vitro de implantação desta haste em tibia de cadáver.

Capítulo 1

ARTICULAÇÃO DO JOELHO

1.1 – As articulações

De forma a providenciar movimento numa rede rígida, o esqueleto ósseo é dividido em partes, unidas, por norma, por tecidos suficientemente flexíveis para permitir movimento.

A união entre dois ou mais ossos adjacentes é denominada articulação e os ossos dizem-se articulados entre si nessa mesma articulação. A superfície de um osso que encontra outro, numa articulação, é a sua superfície articular e, quando os ossos se podem mover livremente entre si, existe entre eles uma “folga”. As superfícies articulares estão cobertas por uma camada macia e aderente, bem lubrificada, a cartilagem articular.

Os movimentos das articulações são controlados e produzidos, essencialmente, por músculos que se encontram associados aos ossos, ainda que estes se encontrem unidos pelos tecidos que os envolvem (ligamentos). Estes ligamentos e outros tecidos moles permitem a continuidade do esqueleto e transmitem tensões elásticas. Compressões elásticas requerem algo mais sólido e as extremidades dos ossos são, habitualmente, aumentadas e modificadas na sua forma, para a providenciar uma eficaz superfície de suporte numa posição normal e possuir capacidade de distribuição das pressões.

As articulações variam consideravelmente em estrutura e função. A forma das superfícies articulares e a estrutura e organização dos ligamentos que unem os ossos, numa articulação, são os principais factores para a determinação da quantidade de movimentos que aí podem ocorrer. Em muitas articulações do crânio adulto as articulações ósseas estão de tal modo “entrosadas” e unidas por uma banda de tecido fibroso contínua, quase não ocorrem ou não existem movimentos. Este exemplo é dado como nota introdutória para enfatizar a noção de que a designação anatómica de “articulação” não implica sempre movimento.

A variedade de formas e funções das diferentes articulações do corpo permite, para propósitos descritivos, agrupá-las em classes bem definidas. Esta classificação é, além do mais, dependente da forma como os ossos ossificam. Ossos que se formam a partir de cartilagem ligam-se por cartilagem se dois ou mais centros ósseos aparecem num simples precursor cartilaginoso dos ossos; estes são denominados, por isso mesmo, como articulação cartilaginosa (primária). Se os ossos que participam numa articulação são representados por precursores cartilaginosos separados, nos primeiros desenvolvimentos são separados um do outro por um disco celular de mesênquima, chamado disco articular primitivo.

Nas articulações móveis dos membros, uma cavidade articular aparece dentro da parte central do disco articular, considerando que a sua parte periférica e a envolvente mesênquima formam uma cápsula tubular que envolve e une as extremidades articulares dos ossos.

Identificam-se três classes de articulações e dentro de cada classe podemos encontrar dois ou mais tipos:

Articulação Fibrosa – situação em que os ossos ossificam em membrana ou são precedidos de um modelo discreto de cartilagem e a conexão mesenquimatosa primitiva se diferencia em tecido fibroso.

Articulação Cartilaginosa – situação em que os ossos são unidos por cartilagem transparente ou fibrocartilagem.

Articulação Sinovial – situação em que as superfícies articulares dos ossos são cobertas por cartilagem articular (Fig. 1.1) e os ossos são unidos por uma cápsula tubular articular. A camada interior da cápsula é formada por uma membrana sinovial, que segrega fluido sinovial para a cavidade articular fechada. A membrana e o fluido sinovial são os aspectos específicos desta classe de articulação que lhe atribuem a denominação de “sinovial”.

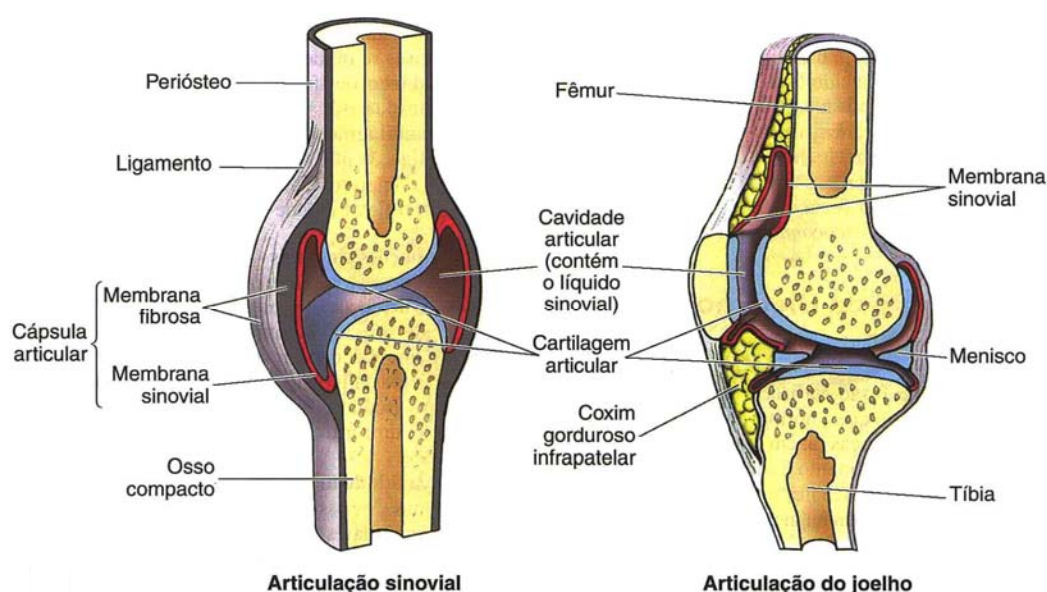


Figura 1.1 – Imagem esquemática da articulação sinovial [1]

A articulação sinovial é uma classe altamente evoluída, sendo especializada em movimento livre. A grande maioria das articulações permanentes dos membros são, então, sinoviais, enquanto no resto do corpo elas são essencialmente fibrosas ou cartilaginosas. As superfícies articulares dos ossos são cobertas por cartilagem articular, que é de tal suavidade que permite aos ossos movimentarem-se simultaneamente, provocando o mínimo de fricção. Os ossos estão ligados uns aos outros por meio de uma cápsula articular de formato tubular que envolve as superfícies articulares e encerra a cavidade da articulação. A camada exterior da cápsula articular é uma das principais estruturas que liga osso com osso numa articulação sendo formada por tecido fibroso e denominada cápsula fibrosa. A camada interior da mesma cápsula articular é formada por uma membrana sinovial que protege a sinóvia ou o líquido sinovial, dentro da cavidade da articulação (o termo convencional de “cavidade da articulação” é erróneo por quanto não existe realmente “cavidade” durante a vida, mas antes uma potencial cavidade).

1.2 – Ossos da articulação do joelho

1.2.1 - Estrutura do osso

Ainda que existam dúvidas sobre o exacto mecanismo que causa a deposição ou absorção da substância do osso, a forma e estrutura de qualquer osso é peculiarmente bem adaptada à sua função de resistência à pressão mecânica e é, também, continuamente modificada para manter essa função de resistência à pressão que é alterada ao longo da sua vida.

Dois factores fundamentais levam à durabilidade e à economia de material: o primeiro é a íntima combinação de sais minerais e tecidos fibrosos, já mencionados. O segundo factor é a utilização de microscópicas malhas tubulares concêntricas como unidades construtivas básicas, que resistem à flexão em várias direcções de igual modo e, sendo côncavas, economizam material onde ele é menos necessário. A secção do fémur demonstra os principais aspectos da arquitectura do osso (Fig. 1.2). A substância óssea forma trabéculas que correm em direcções definidas de acordo com a função a desempenhar. Na bainha do fémur as trabéculas estão concentradas na periferia e fundem-se para formar um grosso osso compacto, capaz de resistir à flexão e outras pressões, quando o interior é livre de substância óssea e constitui, assim, a cavidade medular. Nas extremidades dos ossos longos a espessa bainha tubular é contínua dentro de uma malha expandida de finas trabéculas, denominando-se esta área de osso esponjoso, existindo dentro de um córtex desbastado. Estas trabéculas são fortemente desenvolvidas em regiões particularmente sujeitas à compressão ou tracção, como bem se observa na extremidade superior do fémur.

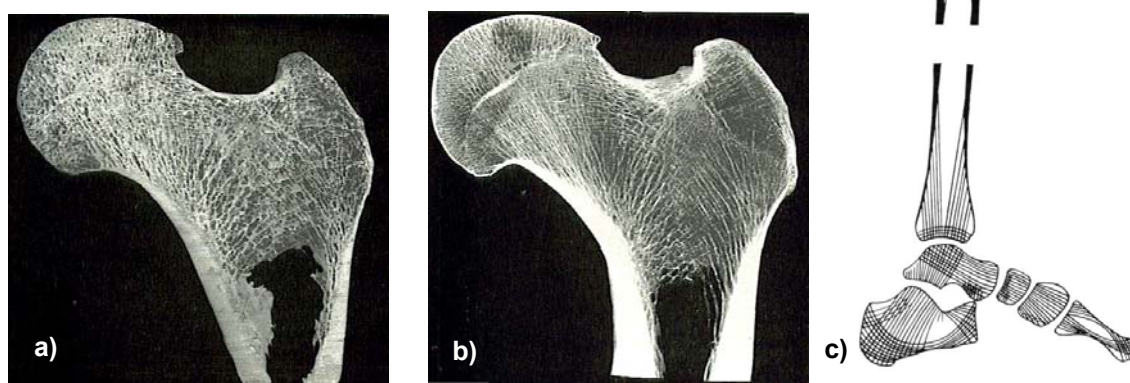


Figura 1.2 - a) Fotografia da secção superior do fémur. [2] , b) Radiografia da secção superior do fémur. [2], c) Diagrama da arquitectura dos ossos do membro inferior [2].

As extremidades de um osso longo são expandidas e consistem numa camada fina de osso compacto (cortical) contendo osso esponjoso. A área de superfície extensa distribui pressão sobre as cartilagens articulares e transmite choques através de um largo número de trabéculas.

Organizados, os espaços entre trabéculas são utilizados para acomodar medula óssea vermelha. Ossos sem bainha têm uma “capa” de osso compacto, habitualmente fina, mas espessa onde necessário, exemplificada pelo calcâneo ou osso do calcanhar.

Deve enfatizar-se que, para obter uma correcta interpretação, as organizações estruturais encontradas em todos os ossos, não podem ser consideradas por si só. Ossos adjacentes e tecidos moles, em particular músculos e ligamentos, podem causar ou transmitir tanto forças de tracção como de compressão, que devem ser tidas em conta. As condições variam quando as articulações se movem de uma posição para outra e, efectivamente, as trabéculas organizadas estão presentes para resistir às forças em qualquer posição normal das articulações.

A forma como as trabéculas estão organizadas para transmitir pressão normal ao osso está ilustrada no diagrama apresentado na Figura 1.2. O exemplo clássico da arquitectura do osso é a organização encontrada no colo do fémur.

1.2.2 – Desenvolvimento do tecido ósseo

Os ossos desenvolvem-se da mesoderme (mesênquima) como consequência da deposição dos sais minerais em tecido conjuntivo ou em cartilagem modelo, previamente formada. Quando este processo de calcificação, seguido da ossificação, acontece primeiramente na cartilagem, o osso assim formado é denominado de *osso cartilágneo (Ossificação intracartilágnea)*. Quando acontece numa membrana de tecido fibroso, sem existência de formação de cartilagem, o osso formado é referido como *osso membranoso (Ossificação intramembrácea)*. À medida que se desenvolve a cartilagem modelo de um osso longo, este também o faz largamente nas suas extremidades. A zona mais antiga é junto ao meio e é aí que vivem as células de cartilagem mais velhas. Após algum tempo a quantidade de substância intercelular aumenta consideravelmente. As células de cartilagem aumentam, aparece aí fosfato alcalino bem como na substância extracelular na qual sais de óxido de cálcio são, depois, depositados como finos cristais, uma pequena centena de Å em comprimento. A rede de cartilagem torna-se, assim, calcificada e as células de cartilagem desligam-se da sua fonte de nutrientes e degeneram. Entretanto o pericôndrio torna-se vascular e uma substância de base clara é depositada entre ele e a cartilagem. Esta substância difere da cartilagem e é osso sem calcificação ou tecido osteóide, que mais tarde se impregna de sais de cálcio.

Osteoblastos e osteoclastos são as células que originam e destroem o osso, respectivamente. O osteoblasto foi descoberto em 1845 por Goodsir e o osteoclasto em 1849 por Robin. A discussão acerca da sua origem e do seu exacto modo de funcionamento ainda decorre e eles podem, perfeitamente, ser o mesmo tipo de célula, actuando diferentemente em função do meio envolvente. Os osteoclastos são maiores e multinucleares tal como muitas outras células fundem-se e podem observar-se em áreas denominadas *lacunas de Howship*, que são côncavas, na superfície da substância óssea. Osteoblastos cobrem a superfície do osso e estão associados à deposição de substância orgânica e de sais do osso. A absorção de substância óssea, em certas áreas, e a deposição de osso novo noutras, que ocorre durante o seu desenvolvimento, existe exactamente para permitir o seu crescimento contínuo. Estes processos podem ser observados em ossos retirados de animais alimentados por períodos consideráveis com substâncias, como a garança (planta rubiácea, cujas raízes são vermelhas – pigmento), que faz a coloração do osso novo à medida que ele se deposita. Esta observação de crescimento controlado e modelação da absorção, assim que está terminado, permite alterações na forma dos ossos, alterações estas que são necessárias à preservação das correctas proporções e às correctas posições relativas de

cada parte do osso. Um aspecto essencial a considerar é o de que o osso se deposita ou é absorvido a partir de uma superfície, seja ela uma superfície exterior (a superfície de uma cavidade) ou a superfície de uma camada de osso esponjoso. Pode observar-se que, se o osso é depositado num dos lados de uma determinada parte do osso e absorvido na zona oposta, o efeito resultante será o de mover a primeira corporeamente numa direcção.

1.2.3 – O fémur

É o mais longo e pesado osso do corpo – transmite o peso do corpo do osso da anca para a tíbia, quando uma pessoa está de pé. O seu comprimento é aproximadamente um quarto da altura da pessoa. Consiste num corpo (diáfise) e duas extremidades, superior e inferior (Fig. 1.3). A extremidade superior do fémur compõe-se da cabeça, colo e dois trocanteres (maior e menor). A cabeça do fémur projecta-se súpero-medial e ligeiramente para anterior, quando se articula com o acetábulo. Está fixada ao corpo pelo colo do fémur. É menor nas mulheres por causa da pelve menor (pelve verdadeira) e da obliquidade maior do corpo do fémur. Embora esta arquitectura permita maior mobilidade do fémur na articulação da anca, ela impõe um esforço considerável sobre o colo do fémur. Consequentemente as fracturas do colo do fémur podem ocorrer em pessoas mais idosas como resultado de um pequeno tropeção. Onde o colo se une ao corpo do fémur encontram-se duas elevações rombas – os trocanteres. O trocânter menor, arredondado e cónico, estende-se medialmente a partir da parte pósteromedial da junção do colo com o corpo. Medialmente, o trocânter maior é uma massa grande, lateralmente situada, que se projecta superior e posteriormente, onde o colo se une ao corpo do fémur. O local onde o colo se une ao corpo é indicado pela linha intertrocantérica – uma crista enrugada que corre do trocânter maior para o menor. Uma crista semelhante, porém mais lisa, a crista intertrocantérica, une os trocanteres posteriormente. A elevação arredondada na crista é o tubérculo quadrado. O trocânter maior está alinhado com o corpo do fémur e projecta-se, medialmente, sobre uma depressão profunda – a fossa trocantérica. O corpo do fémur é ligeiramente curvado anteriormente. A maior parte do corpo é levemente arredondada, excepto por uma linha larga e rugosa posteriormente – a linha áspera. Esta crista vertical é especialmente proeminente no terço médio do corpo do fémur, onde possui lábios (margens) medial e lateral. Superiormente, o lábio lateral funde-se com a grande tuberosidade glútea rugosa e o lábio medial continua como uma linha espiral rugosa. A linha espiral estende-se em direcção ao trocânter menor e depois passa para a face anterior do fémur, onde termina na linha intercondílica. Uma crista intermediária proeminente – a linha pectínea – estende-se da parte central da linha áspera até à base do trocânter menor. Inferiormente, a linha áspera divide-se em linhas supracondílicas medial e lateral, que conduzem aos côndilos medial e lateral, curvados em espiral. Os côndilos são separados infero-posteriormente por uma fossa intercondílica. Os côndilos do fémur articulam-se com os côndilos da tíbia para formar a articulação do joelho. Anteriormente os côndilos do fémur fundem-se numa depressão rasa – a face patelar – onde se articulam com a patela. A face lateral do côndilo lateral possui uma projecção central – o epicôndilo lateral. A face medial do côndilo medial possui um epicôndilo medial maior e mais proeminente, acima do qual se encontra uma outra elevação, o tubérculo do adutor. Os trocanteres, linhas, tubérculos e epicôndilos encontram-se onde os músculos e os ligamentos se fixam.

1.2.4 – A tíbia

Exceptuando o fémur, a tíbia é o maior osso do corpo que suporta peso. Está localizada na zona antero-medial da perna, quase paralela à fíbula (Fig. 1.3). A extremidade proximal da tíbia é grande porque os seus côndilos, medial e lateral, articulam-se com os grandes côndilos do fémur.

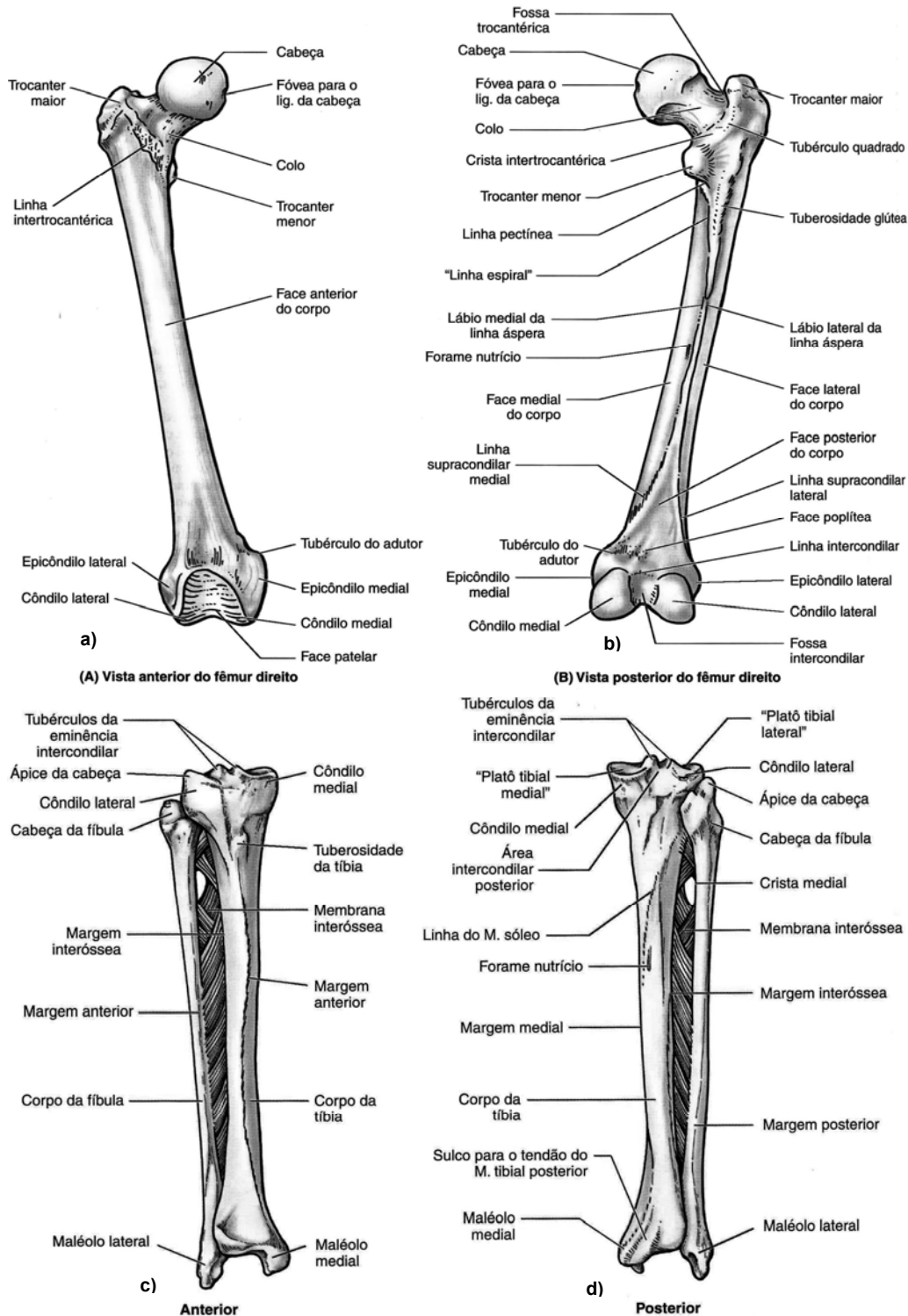


Figura 1.3 – a) Vista anterior do corpo do fémur, b. Vista posterior do fémur, c) Vista anterior da tíbia e fíbula, d) Vista posterior da tíbia e fíbula [1].

A face superior da tíbia é plana, formando o prato tibial, que consiste em côndilos medial e lateral da tíbia e numa eminência intercondiliana. Esta eminência da tíbia ajusta-se, na fossa intercondiliana, entre os côndilos do fémur. O côndilo lateral da tíbia possui, interiormente, uma face para a cabeça da fíbula. O corpo da tíbia é algo triangular e possui faces medial, lateral e posterior. A sua margem anterior, ou crista, possui uma tuberosidade da tíbia, ampla e oblíqua, que fornece uma fixação distal para o ligamento patelar, que se estende a partir do ápex e liga as margens da patela à tuberosidade da tíbia. A margem anterior da tíbia é subcutânea e é a mais proeminente. O corpo da tíbia é mais fino na junção dos seus terços médio e distal. A extremidade distal da tíbia é menor do que a extremidade proximal e possui faces para a articulação com a fíbula e o astiágalo. Uma projecção direccionada inferiormente, a partir do lado medial da extremidade inferior, é um maléolo medial, que possui uma faceta, na sua face lateral, para a articulação com o astiágalo. A margem interóssea da tíbia é aguda onde dá inserção para uma membrana fibrosa densa – membrana interóssea – que une os dois ossos da perna. Na face posterior da parte proximal do corpo da tíbia encontra-se uma crista diagonal rugosa – a linha para o músculo solear – que corre infero-medialmente para a margem medial, aproximadamente um terço do trajecto para baixo do corpo da tíbia. Imediatamente distal à linha do músculo sóleo encontra-se um sulco vascular direccionado obliquamente, que conduz a um grande forame nutritivo. A partir dele o canal nutritivo corre inferiormente na tíbia, antes de se abrir na cavidade medular.

1.2.5 – A patela

A patela ou rótula é, habitualmente, denominada de maior osso sesamóide. Estes, encontram-se na substância dos tendões e o seu nome deve-se à sua semelhança com as sementes de sésamo. A patela ossifica, frequentemente, a partir de mais de um centro e pode permanecer em duas ou mesmo três partes ao longo da vida do osso. Os côndilos do fémur articulam-se com os côndilos da tíbia para formar a articulação do joelho. Anteriormente os côndilos do fémur articulam-se com a patela. O quadriceps é um músculo importante durante os actos de escalar, correr, pular, levantar-se de uma posição sentada e subir e descer escadas. Os tendões das quatro partes do músculo quadriceps unem-se, na porção distal da coxa, para formar um único tendão quadricipital do músculo quadriceps forte e largo. Este tendão é, tradicionalmente, descrito como fixo na base da patela, que por sua vez é fixado através do ligamento da patela à tuberosidade da tíbia. Será, provavelmente, mais acertado considerar o ligamento da patela como a continuação do tendão do músculo quadriceps femoral no qual a patela, como um osso sesamóide está encastrada. A patela fornece uma superfície óssea que é capaz de resistir à compressão exercida, sobre o tendão do músculo quadriceps durante o acto de ajoelhar-se e ao atrito que ocorre quando o joelho é flectido e estendido. A patela também fornece alavancagem adicional para o músculo quadriceps femoral, situando o tendão mais anteriormente, longe da articulação e levando-o a aproximar-se da tíbia, a partir de uma posição de maior vantagem mecânica. O ápex da patela, direccionado para baixo, indica o nível do plano da articulação do joelho quando a perna é estendida e o ligamento da patela é esticado.

1.3 - Cartilagem

A cartilagem é complementar ao osso e em muitas situações precede o desenvolvimento do osso para ser por ele substituída, mais tarde, sendo que em algumas situações persiste durante

toda a vida. A cartilagem é alimentada por fluídos de tecido e nem os vasos sanguíneos nem os nervos são normalmente encontrados nessa substância, na pessoa adulta. Tal como os ossos, consiste, em grande parte, em material colagenoso e possui células vivas, ou condrócitos, na sua substância. São envolvidas por uma substância amorfa mucopolissacárida que fornece firmeza e algum grau de translucidez. Sais de cálcio podem ser depositados na substância principal e esta calcificação da cartilagem é, habitualmente, associada com a morte das suas células, seguida por remoção do tecido calcificado e posterior substituição por osso. A cartilagem não é nem rígida nem resistente como o osso. Possui alguma elasticidade, mas pode facilmente ser cortada ou lesada por pressão sobre uma pequena área. Existem três variedades de cartilagem, denominadas cartilagem *hialina*, *branca* e *fibrocartilagem amarela*.

1.4 - Articulação do joelho

1.4.1 - Introdução

A articulação do joelho é a maior do corpo e, estruturalmente, a mais complexa. Ainda que seja, geralmente, considerada como uma articulação em charneira, mas modificada, a qual permite uma grande variedade de movimentos, estes são complexos e envolvem rotação e deslizamento (planar) entre as superfícies articulares. A rotação livre da perna pode, além disso, ser demonstrada convincentemente quando a articulação do joelho está em flexão. A articulação humana do joelho possui grande estabilidade, especialmente em extensão, e tem ao mesmo tempo uma vasta possibilidade de movimento. No mecanismo das articulações, em geral, estabilidade e mobilidade são de alguma forma qualidades incompatíveis, e muitas das articulações possuem uma das qualidades em detrimento da outra. Na articulação do joelho as duas qualidades coexistem num grau notável, através de uma aliança entre os diferentes músculos que controlam a articulação, o que não acontece em mais lado nenhum. Aqui, num sentido mais lato, os músculos são ligamentos.

1.4.2 - Superfícies articulares

Tanto funcional como filogeneticamente, a articulação do joelho é composta por três articulações – uma intermédia, entre a patela e a tróclea femoral, uma articulação lateral e outra articulação medial entre os côndilos femoral e tibial. A superfície articular do fémur compreende: as áreas condilianas, que se encontram opostas à tibia e estão separadas, no lado oposto, pela fossa intercondiliana; e a superfície patelar, que une os côndilos na frente e se encontra oposta à superfície. Cada superfície condiliana é delimitada da superfície patelar por uma ranhura rasa, na cartilagem articular. No côndilo lateral esta ranhura é praticamente transversal e é enfatizada em cada extremidade. No côndilo medial a extremidade medial da ranhura começa mais adiante e, passando obliquamente para trás através do côndilo, desaparece antes de alcançar o eixo lateral, onde uma crescente e estreita superfície é marcada e encaixa com a patela em flexão aguda. A superfície condiliana medial tem duas partes, nomeadamente uma parte posterior que se encontra paralela à superfície condiliana lateral e é igual a esta última em extensão, e uma superfície condiliana anterior, em extensão oblíqua que balança lateralmente; esta área, que é aproximadamente triangular, não tem correspondência no côndilo lateral o qual tem forma aproximadamente esférica. Cada superfície condiliana é convexa de lado a lado e da frente para trás e quando observada quer lateral, quer medialmente aparenta uma forma espiral. A forma

como os côndilos se tornam progressivamente rasos, à medida que são observados da frente para trás, é um factor de importância singular no mecanismo da articulação. A superfície patelar é dividida por uma ranhura pronunciada numa parte média menor e numa zona lateral maior e mais proeminente. A superfície articular, na patela, é geralmente oval e é dividida numa grande área lateral e numa menor área medial por uma aparente aresta vertical, mesmo no osso mole. A cobertura cartilaginosa revela uma outra subdivisão das superfícies; em cada lado da aresta vertical, existem duas arestas esbatidas e transversais que separam três facetas em cada lado; uma outra aresta vertical esbatida delimita uma face medial perpendicular, adjacente à fronteira medial da superfície articular. Em flexão aguda, a face medial repousa na face crescente no côndilo medial do fémur; a restante face encaixa em sucessão de cima para baixo com a superfície patelar do fémur, à medida que a articulação se move em extensão total. Na posição vertical, quando os dois calcânhares estão juntos, cada fémur está direccionado para baixo e mediamente num ângulo de aproximadamente 10 graus com o plano médio (ângulo Q). Uma vez que a tibia é praticamente vertical, os dois ossos encontram-se num ângulo definido na articulação do joelho. Os músculos quadríceps femorais assumem o alinhamento do fémur, mas o ligamento da patela, tal como a tibia, é vertical. Por esta razão a patela tende a deslocar-se, lateralmente, durante extensões forçadas na articulação do joelho, como seja o levantar de uma cadeira. Esta situação é evitada, em parte, pela proeminente superfície lateral patelar do fémur, e também pela acção da parte inferior do músculo vasto medial, o qual está inserido na fronteira medial da patela. As superfícies articulares da tibia são as áreas cobertas por cartilagem na superfície superior de cada côndilo tibial. Estas superfícies são separadas pelas áreas triangulares inter-condilianas anterior e posterior, as quais se situam à frente e atrás da eminência inter-condiliana. A superfície articular medial é oval e côncava. A superfície lateral, menor e mais circular, é côncava de lado a lado e convexa da frente para trás; posteriormente é prolongada para baixo nas costas do côndilo, em relação com o tendão poplíteo. Uma tira achatada periférica em cada côndilo fica por baixo do menisco. As superfícies articulares tibiais estão longe de serem congruentes com os côndilos femorais, os quais se situam sobre elas; mas o efeito desta incongruência é diminuído pela interposição do menisco.

1.4.3 - Cápsula articular

A cápsula articular que reveste a articulação (Fig. 1.4) é fina e escassa em algumas áreas. A forte cápsula fibrosa fixa-se ao fémur superiormente, imediatamente próxima das margens articulares dos côndilos e também à da fossa intercondiliana, posteriormente. A cápsula fibrosa é escassa no côndilo lateral, para permitir que o tendão do músculo poplíteo saia da articulação, para fixar na tibia. Inferiormente, a cápsula fibrosa fixa-se na margem articular da tibia, excepto onde o tendão do músculo poplíteo cruza o osso. A patela e o ligamento da patela servem como cápsula, anteriormente. A extensa membrana sinovial reveste a face interna da cápsula fibrosa e fixa-se na periferia da patela e nas margens dos meniscos – os discos fibrocartilagíneos entre as faces articulares da tibia e do fémur. A membrana sinovial reflecte-se, a partir da face posterior da articulação, para os ligamentos cruzados. A reflexão da membrana, entre a tibia e a patela, cobre o corpo adiposo infrapatelar. A membrana sinovial reveste o corpo adiposo e os ligamentos cruzados separando-os da cavidade articular.

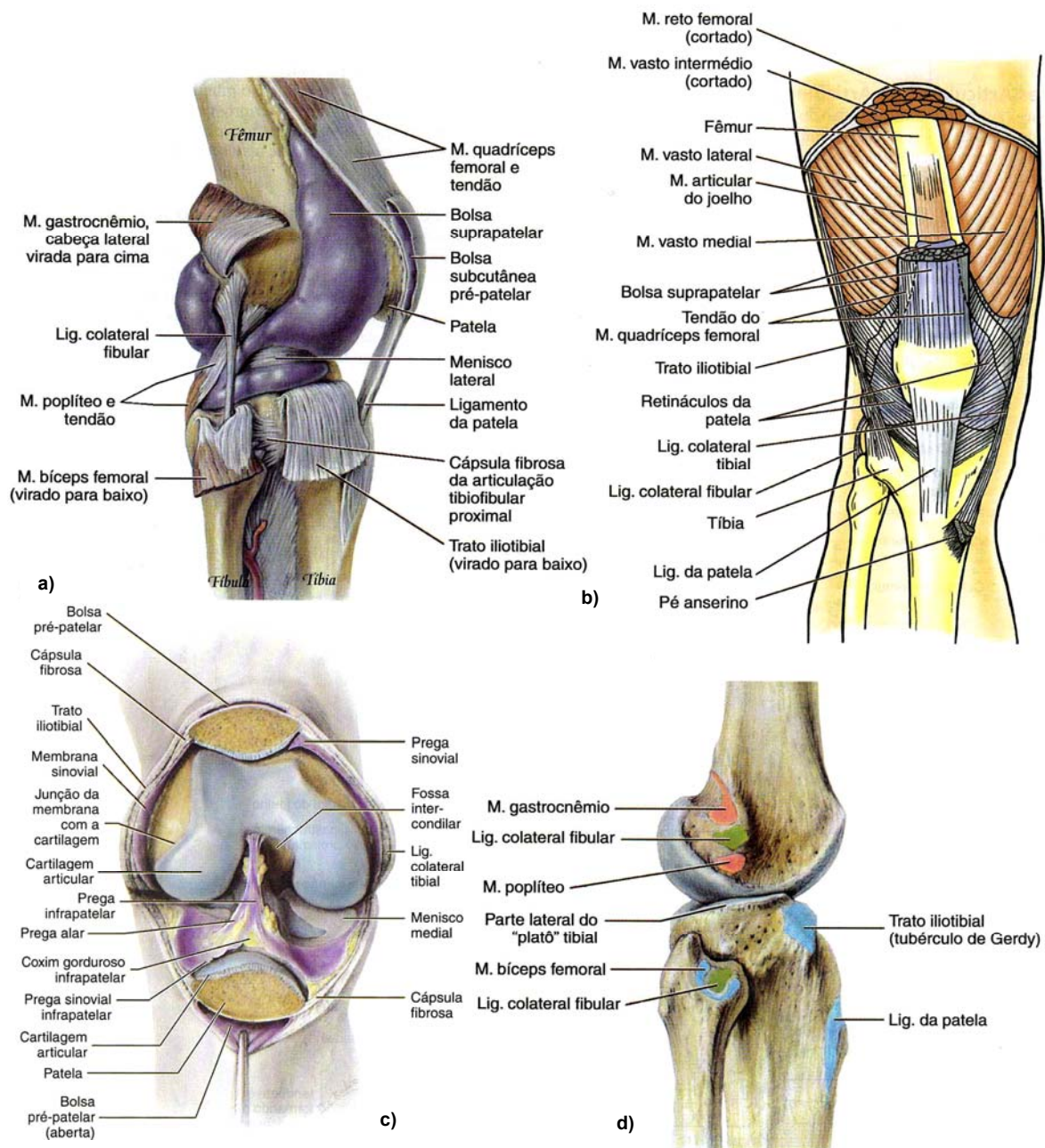


Figura 1.4 - Articulação do joelho direito em extensão, **a)** Vista lateral. Látex azul foi injectado na cavidade articular para demonstrar a cápsula sinovial extensa, **b)** Vista anterior, mostrando as bolsas em volta do joelho, **c)** Cavidade sinovial da articulação do joelho, aberta anteriormente, **d)** Vista lateral dos ossos da região do joelho direito, mostrando os locais de inserção dos músculos e dos ligamentos. As inserções proximais dos músculos são mostradas na cor salmão e as inserções distais estão em azul. Os locais de inserção do ligamento colateral fibular são mostrados em verde [1].

A prega sinovial infrapatelar mediana estende-se posteriormente do corpo adiposo até à fossa intercondiliana do fêmur. As pregas alares projectam-se da prega sinovial para as margens laterais da patela. A prega sinovial infrapatelar é uma prega de membrana sinovial, que se estende abaixo do nível da face articular da patela até à parte anterior da face intercondiliana. A cavidade articular do joelho estende-se acima da patela como a bolsa suprapatelar, que se situa profundamente aos músculos articulares do joelho e vasto intermédio. A membrana sinovial da

cápsula articular é contínua com o revestimento sinovial desta bolsa. Esta bolsa estende-se, normalmente, aproximadamente cinco centímetros acima da patela, podendo estender-se metade do caminho acima da face anterior do fêmur.

1.4.4 - Ligamentos extracapsulares

A cápsula fibrosa da articulação é uma estrutura complexa. Não existe cápsula fibrosa independente ou completa unindo os ossos e, em vez disso, a articulação é rodeada por uma bainha de finos ligamentos, composta em grande parte por tendões musculares ou expansões dos mesmos; apenas aqui e ali é composta por verdadeiras fibras capsulares que existem entre os ossos articulados. A cápsula fibrosa é reforçada por cinco ligamentos extracapsulares (Fig. 1.5 e 1.6), algumas vezes chamados ligamentos externos para se diferenciarem dos ligamentos cruzados.

O *Ligamento patelar*, é a parte distal do tendão do músculo quadríceps femoral, sendo uma faixa fibrosa forte e espessa, que passa do ápice e margens adjacentes da patela para a tuberosidade da tíbia. O ligamento patelar é o ligamento anterior da articulação do joelho. Funde-se com os retináculos medial e lateral da patela, que são expansões aponeuróticas dos músculos vastos medial e lateral e da fásia profunda suprajacente. Os retináculos sustentam a cápsula articular do joelho, lateralmente.

O *Ligamento colateral fibular (ligamento colateral lateral)* é arredondado e em forma de cordão, sendo resistente. Estende-se inferiormente a partir do epicôndilo lateral do fêmur até à face lateral da cabeça da fíbula. O tendão do músculo poplíteo passa profundo no ligamento colateral fibular, separando-o do menisco lateral. O tendão do músculo bíceps femoral também é dividido em duas partes por este ligamento.

O *Ligamento colateral tibial (ligamento colateral medial)* é uma faixa achatada forte, que se estende do epicôndilo medial do fêmur até ao côndilo medial e parte superior da face medial da tíbia. Neste ponto médio, as fibras profundas do ligamento colateral tibial estão firmemente presas ao menisco medial. O ligamento colateral tibial, mais fraco do que o ligamento colateral fibular, é mais frequentemente danificado.

O *Ligamento poplíteo oblíquo* é uma expansão do tendão do músculo semimebranáceo que reforça a cápsula fibrosa, posteriormente. O ligamento tem origem na zona posterior ao côndilo medial da tíbia e passa súpero-lateralmente para se fixar na parte central da face posterior da cápsula fibrosa.

O *Ligamento poplíteo arqueado* é, também, um reforço da cápsula fibrosa, posteriormente. Tem origem na face posterior da cabeça da fíbula, passa súpero-medialmente sobre o tendão do músculo poplíteo e espalha-se sobre a face posterior da articulação do joelho.

1.4.5 - Ligamentos intra-articulares e meniscos

Os ligamentos intra-articulares, dentro da articulação do joelho, consistem nos ligamentos cruzados e meniscos (cartilagens semilunares). O tendão do músculo poplíteo também é intra-articular durante parte de seu trajeto.

Os *ligamentos cruzados* (do lat. crux, uma cruz) unem o fêmur e a tíbia, cruzando dentro da cápsula articular da articulação, mas fora da cavidade articular sinovial. Os ligamentos cruzados estão localizados no centro da articulação e cruzam um com o outro, obliquamente, como na letra X, fornecendo estabilidade para a articulação do joelho.

O *ligamento cruzado anterior* (LCA), o mais fraco dos dois ligamentos cruzados, tem origem na área intercondiliana anterior da tíbia, imediatamente atrás da fixação do menisco medial: ele estende-se para cima, para trás e lateralmente para se fixar à parte posterior do lado medial do côndilo lateral do fêmur. O ligamento cruzado anterior (LCA) possui um suprimento sanguíneo relativamente escasso. É afrouxo quando o joelho é flectido e tenso quando está completamente estendido, impedindo o deslocamento posterior do fêmur sobre a tíbia e a hiper-extensão da articulação do joelho. Quando a articulação é flectida, formando um ângulo recto, a tíbia não pode ser tracionada anteriormente porque é contida pelo ligamento cruzado anterior (LCA).

O *ligamento cruzado posterior* (LCP), o mais forte dos dois ligamentos cruzados, tem origem na área intercondiliana posterior da tíbia. O ligamento cruzado posterior (LCP) passa acima e à frente do lado medial do ligamento cruzado anterior, para se fixar na parte anterior da face lateral do côndilo medial do fêmur. O ligamento cruzado posterior é estirado durante a flexão da articulação do joelho, impedindo o deslocamento anterior do fêmur sobre a tíbia ou o deslocamento posterior da tíbia sob o fêmur. Também ajuda a impedir a hiper-extensão da articulação do joelho. No joelho flectido, que sustenta peso, o ligamento cruzado posterior é o factor principal de estabilização para o fêmur (ex.: quando se caminha a descer).

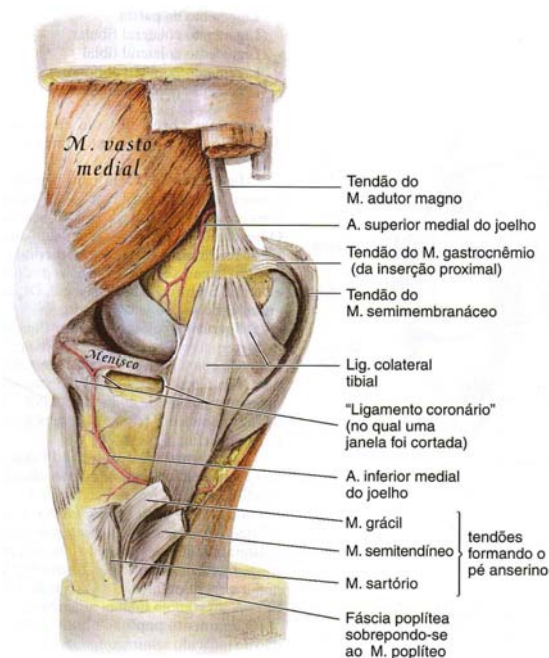


Figura 1.5 - Dissecção da articulação do joelho direito, vista medial [1].

Os meniscos da articulação do joelho (Fig. 1.6 e 1.7) são placas semilunares de fibrocartilagem, situadas na face articular da tíbia, que aprofundam a face e actuam como absorventes de choque. A palavra grega *meniskos* significa crescente. Os meniscos são mais espessos nas suas margens externas e afilados, nas margens não fixas no interior da articulação. Cuneiformes em corte transversal, os meniscos estão firmemente fixados nas suas extremidades às áreas intercondiliana da tíbia. As suas margens externas fixam-se à cápsula fibrosa da articulação do joelho.

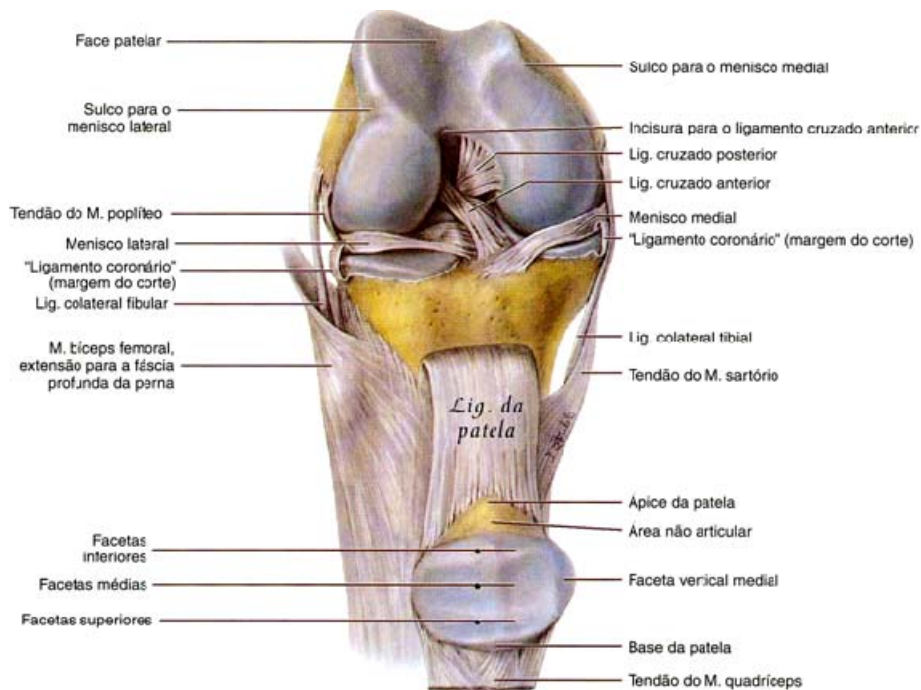


Figura 1.6 - Ligamentos da articulação do joelho, vista anterior [1].

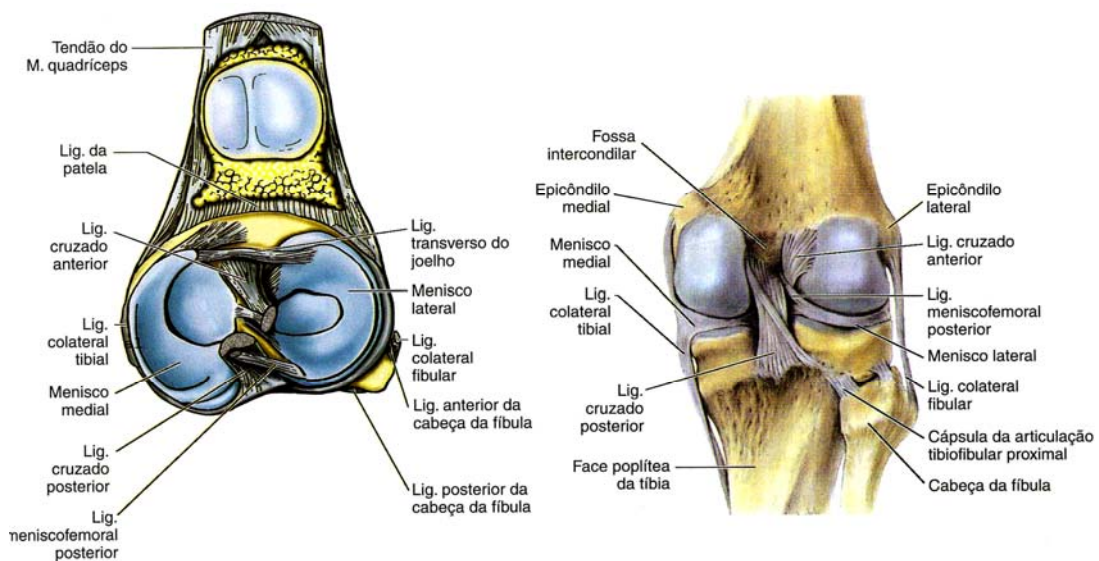


Figura 1.7 - Ligamentos cruzados e meniscos da articulação do joelho [1].

Os “ligamentos coronários” são fibras capsulares que se fixam nas margens dos meniscos até os côndilos da tibia. Uma faixa fibrosa delgada – o ligamento transverso do joelho – une-se às margens anteriores dos meniscos, permitindo que se movam juntos durante os movimentos do joelho. O menisco medial é em forma de C e mais largo posterior do que anteriormente. A sua extremidade anterior prende-se na área intercondiliana, anterior à fixação do ligamento cruzado anterior. A sua extremidade posterior prende-se na área intercondiliana posterior, anterior à fixação do ligamento cruzado posterior. O menisco medial adere, firmemente, à face profunda do

ligamento colateral tibial. O menisco lateral é quase circular e é o menor e mais móvel do que o menisco medial. O tendão do músculo poplíteo separa o menisco lateral do ligamento colateral fibular. Um fascículo tendíneo forte, o ligamento meniscofemoral posterior, une o menisco lateral com o ligamento cruzado posterior e o côndilo medial do fêmur.

1.4.6 - Movimentos da articulação do Joelho

Flexão e extensão são os principais movimentos do joelho; alguma rotação ocorre quando o joelho é flectido. Quando o joelho está completamente estendido com a perna e o pé no solo, o joelho “prende-se”, em virtude da rotação medial do fêmur sobre a tibia. Esta posição torna o membro inferior uma coluna sólida e mais adaptada para a sustentação de peso. Quando o joelho está “travado”, os músculos da perna e da coxa podem relaxar brevemente, sem tornar a articulação do joelho muito instável. Para “destravar” o joelho o músculo poplíteo contrai-se, girando o fêmur lateralmente, de modo que a flexão do joelho possa ocorrer.

Os principais movimentos da articulação do joelho e os músculos que os produzem são:

Flexão – principalmente pelos músculos posteriores, o movimento é limitado pelo contacto entre a região solear.

Rotação medial – possível quando o joelho está parcialmente flectido – músculos poplíteo, semitendíneo e ligeiramente pelo semi-membranoso – o movimento é controlado pelos ligamentos cruzados.

Rotação lateral – músculo bíceps femoral – o movimento é controlado pelos ligamentos colaterais.

Extensão – principalmente pelo músculo quadríceps femoral – o movimento é limitado à medida que os ligamentos cruzados e colaterais se esticam.

1.4.7 - Joelho valgo e varo

O fêmur está assente, obliquamente, criando um ângulo com a tibia, no joelho (Fig. 1.8). Uma angulação medial da perna em relação à coxa é uma deformidade chamada *joelho varo* que causa distribuição desigual de peso.

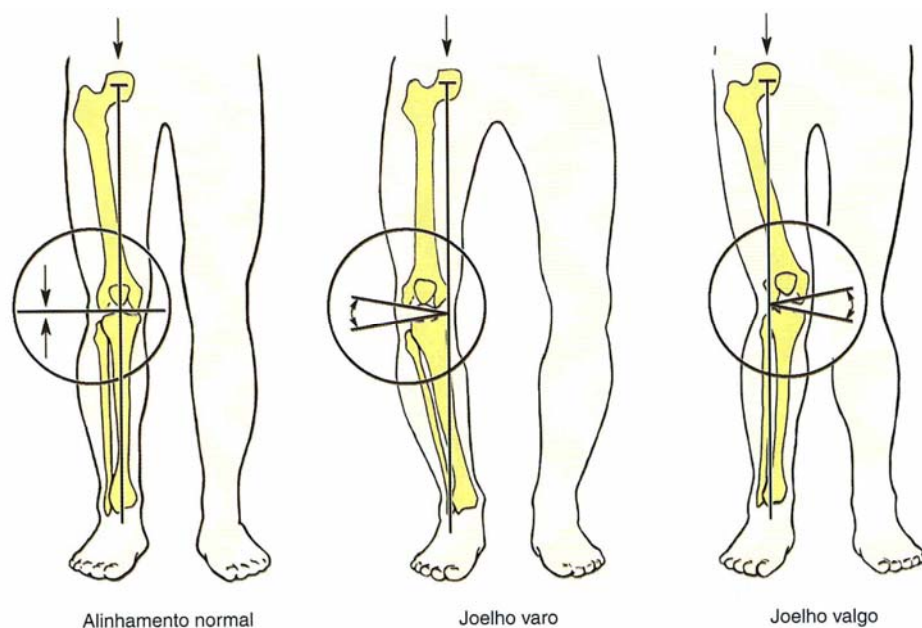


Figura 1.8 - Joelho varo e joelho valgo [1].

Toda a pressão é exercida pelo lado de dentro da articulação do joelho, que resulta em artrose – destruição das cartilagens do joelho. Por causa do ângulo exagerado do joelho no caso de um joelho varo (Fig. 1.8), a patela tende a mover-se lateralmente quando a perna é estendida.

Este movimento é aumentado pela força de tracção do músculo vasto lateral. Uma angulação lateral da perna em relação à coxa é *joelho valgo* (genu valgum). As crianças parecem ter, habitualmente, pernas tortas por um ou dois anos após começarem a andar, e joelhos valgos são frequentemente observados em crianças de dois a quatro anos de idade. Persistência destes ângulos anormais do joelho, no final da infância, significa normalmente que existem deformidades que podem requerer correcção. Qualquer irregularidade de uma articulação conduz, eventualmente, ao desgaste das cartilagens articulares.

1.4.8 - Lesões da articulação do joelho

As lesões da articulação do joelho são frequentes (Fig. 1.9) porque o joelho é uma articulação móvel de carga e cuja estabilidade depende, quase exclusivamente, dos seus ligamentos e dos músculos. A articulação do joelho é essencial para actividades tão elementares como ficar de pé, caminhar ou subir escadas. Também é a principal articulação para desportos que envolvam corrida, salto ou mudanças de direcção. Para realizar estas actividades a articulação do joelho precisa de mobilidade e estabilidade sendo, entretanto, esta mobilidade susceptível de lesões em desportos de contacto ou não. As lesões mais comuns do joelho em desportos de contacto são as distensões dos ligamentos, que ocorrem quando o pé está fixo no solo. Os ligamentos colaterais tibial e fibular impedem, normalmente, a abertura lateral da articulação do joelho. Eles são firmemente esticados quando a perna é estendida e normalmente impedem a rotação da tibia, lateralmente, ou do fémur, medialmente. Como os ligamentos colaterais estão mais relaxados durante a flexão da perna, permitem alguma rotação da tibia sobre o fémur, nesta posição.

A fixação firme do ligamento colateral medial ao menisco medial é de considerável importância clínica, porque a rotura deste ligamento resulta, frequentemente, em rotura concomitante do menisco medial. O dano é frequentemente causado por uma pancada no lado lateral do joelho. Lesão no menisco medial resulta de um esforço de torção sobre o joelho, quando este está flectido. Visto que o menisco está firmemente aderente ao ligamento colateral, os esforços de torção deste ligamento podem afectar o menisco medial da cápsula fibrosa. O ligamento cruzado anterior pode romper-se quando o ligamento colateral tibial se romper. Força intensa, direccionada anteriormente com o joelho semiflectido, pode também romper o ligamento cruzado anterior. Também a rotação excessiva da tibia sobre o fémur pode afectar o LCA. A rotura do ligamento cruzado anterior permite à tibia deslizar, anteriormente, relativamente ao fémur. As roturas do ligamento cruzado posterior podem ocorrer quando, em caso de queda, esta acontece sobre a tuberosidade da tibia com o joelho flectido. Esta lesão ocorre, normalmente, em conjunto com as lacerações dos ligamentos tibial ou fibular e permite à tibia deslizar, posteriormente, a partir do fémur.

As roturas dos meniscos envolvem, mais frequentemente, o menisco medial. O menisco lateral não sofre habitualmente lesão, consequência da sua mobilidade. Caso haja rotura do LCA o menisco lateral é o mais atingido. Dor na rotação lateral da tibia sobre o fémur indica lesão do menisco lateral, enquanto dor na rotação medial da tibia sobre o fémur indica lesão do menisco medial. Roturas periféricas dos meniscos podem, frequentemente, ser reparadas ou cicatrizar por si próprias, consequência de esta área ser vascularizada. Roturas dos meniscos que não

cicatrizem ou não possam ser reparadas obrigam à exérese meniscal. As articulações do joelho, a partir das quais os meniscos são removidos, não sofrem perda de mobilidade; entretanto, os pratos da tibia sofrem frequentes reacções inflamatórias.

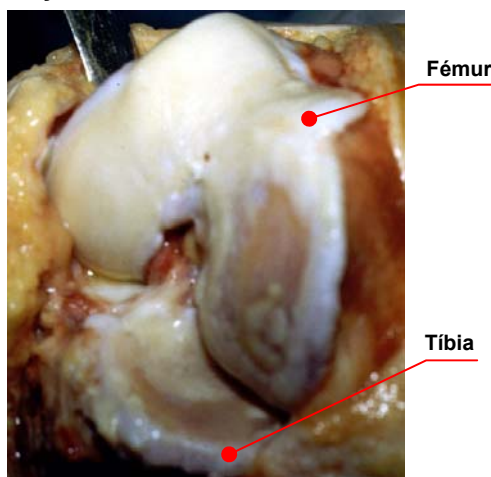


Figura 1.9 - Fotografia de um joelho com Artrose.

1.5 - Biomecânica da articulação do joelho

1.5.1 - Introdução

O joelho transmite cargas, participa no movimento, auxilia na conservação do equilíbrio e promove a amplificação das forças transmitidas à perna. O joelho do ser humano é a maior e, possivelmente, a mais complexa articulação no corpo, sendo uma dupla articulação composta pela articulação tíbio-femoral e pela articulação patelo-femoral (Fig. 1.10). O joelho sustém forças e momentos bastante elevados, por se situar entre dois ossos de elevado comprimento (fémur e tibia), tornando-se particularmente sujeito a lesões.

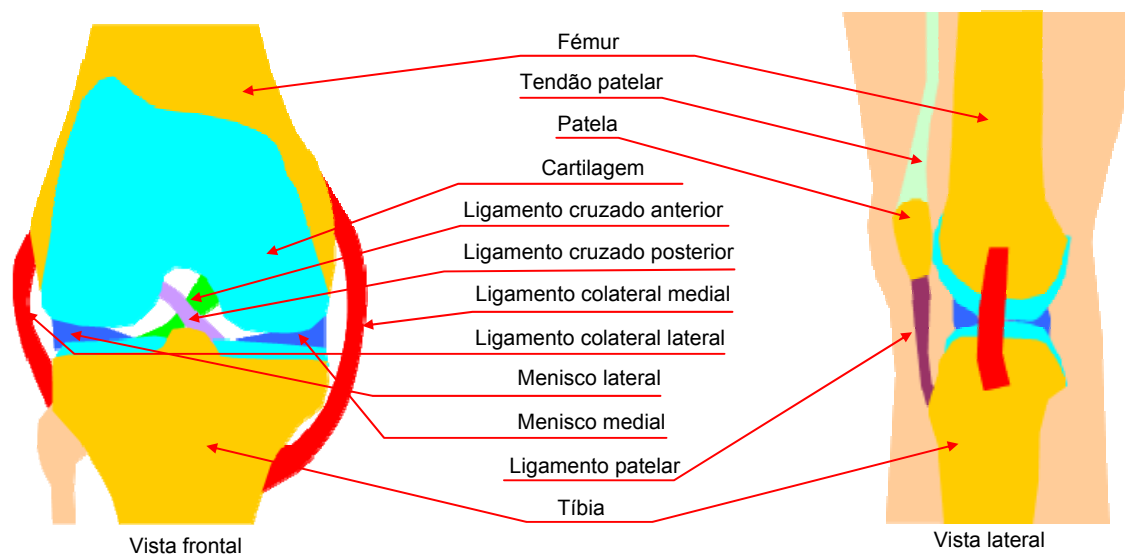


Figura 1.10 – Representação esquemática da articulação do joelho.

Este facto torna necessária uma boa compreensão e análise das forças e movimentos a que o joelho está sujeito.

Embora o movimento do joelho ocorra simultaneamente em três planos, o movimento num único plano (sagital) é tão elevado, relativamente aos restantes planos, que podemos dizer que é o principal movimento do joelho. Vários músculos gerem forças no joelho, nomeadamente o músculo quadríceps na extensão e os músculos esquirotibiais. Num determinado instante um grupo de músculos (quadríceps) é predominante, gerando forças elevadas que contribuem para as principais forças musculares a actuar no joelho. Assim, as análises biomecânicas básicas podem resumir-se ao movimento num plano e à força exercida por um grupo de músculos permitindo, esta simplificação, uma compreensão dos movimentos e uma previsão das principais forças e momentos no joelho. Análises dinâmicas mais avançadas da biomecânica da articulação do joelho incluem todos os tecidos moles da articulação (ligamentos, meniscos e cartilagem), estruturas complexas que continuam a ser objecto de investigação. Análises de movimento, em qualquer articulação, requerem o uso de dados cinemáticos. A cinemática é uma parte da mecânica que lida com os movimentos de um corpo, sem ter em consideração as forças ou o peso. Análises das forças e momentos que actuam na articulação implicam a utilização de dados cinemáticos e cinéticos. A cinética é o ramo da mecânica que analisa o movimento de um corpo quando sujeito a forças ou momentos.

1.5.2 - Cinemática do joelho natural

A cinemática define a amplitude do movimento e descreve a superfície de movimento de uma articulação em três planos: frontal, sagital e transversal (horizontal) (Fig. 1.11). A origem de medição das posições, em cada plano, é definida a partir da posição anatómica natural do corpo humano. Assim, a análise à superfície de movimento pode ser realizada facilmente para ambas as articulações tibio-femoral e patelofemoral. Qualquer alteração na amplitude ou na superfície de movimento do joelho irá alterar a distribuição de cargas na articulação, com consequências nefastas.

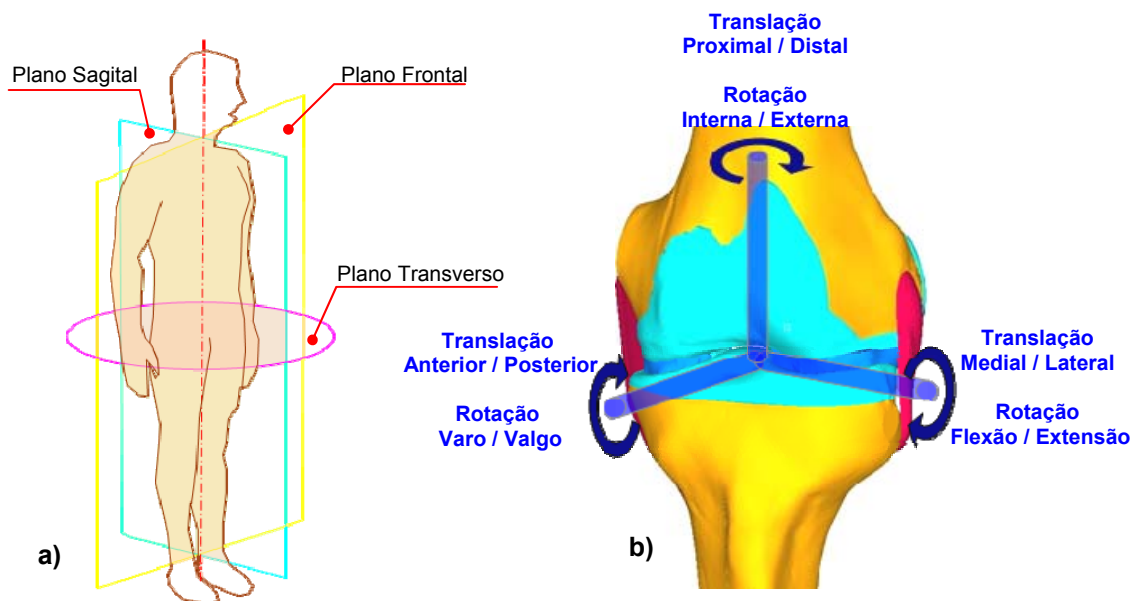


Figura 1.11 - a) Planos frontal, sagital e transversal no corpo humano; b) Nomenclatura dos seis graus de liberdade do joelho.

Na articulação tíbio-femoral, o movimento desenvolve-se nos três planos, mas a amplitude de movimento é bastante superior no plano sagital. O movimento neste plano, da extensão máxima para a flexão máxima, varia dos 0° para aproximadamente 140°. O movimento no plano transversal, rotação interna-externa, é influenciado pela posição da articulação no plano sagital. Com o joelho em plena extensão, a rotação é completamente restringida pelo encaixe dos côndilos femorais nos tibiais. Isto ocorre, principalmente, pelo facto de o côndilo femoral medial ser mais longo do que o lateral. A amplitude de rotação do joelho aumenta à medida que este flexiona, atingindo-se o máximo a 90° de flexão. Com o joelho nesta posição, a rotação externa pode variar de 0° a 45° e a rotação interna dos 0° a 30°. Para lá dos 90° de flexão, a amplitude de rotação interna e externa decresce devido à restrição imposta pelos tecidos moles em torno da articulação.

O movimento no plano frontal, varo/valgo, é também afectado pelo movimento de flexão. A extensão completa do joelho limita praticamente a totalidade do movimento no plano frontal. O movimento de varo/valgo passivo aumenta com a flexão do joelho até 30°, mas cada um destes não vai além de alguns graus. Com uma flexão para além de 30°, o movimento no plano frontal torna a diminuir devido à limitação imposta pelos tecidos moles.

A amplitude de movimento da articulação tíbio-femoral é extremamente importante para a desempenho do joelho, nas várias actividades fisiológicas, e pode ser determinado através de análises cinemáticas. O movimento desta articulação, durante o ciclo da marcha, foi medido em todos os planos. Próximo da extensão completa do joelho inicia-se a fase de apoio do pé (0% do ciclo da marcha) com o tocar do calcanhar, e a fase final do apoio do pé antes de levantar (cerca de 60% do ciclo da marcha) (Fig. 1.12). A flexão máxima ocorre (cerca de 60°) aproximadamente a meio da fase de pé levantado.

O movimento, no plano transversal, durante a marcha tem sido estudado por diversos investigadores através da utilização de técnicas de imagem com a utilização de referências no fémur e na tibia. A rotação da tibia, relativamente ao fémur, varia aproximadamente entre 4° e 13°.

A rotação externa da tibia inicia-se durante a extensão do joelho, na fase de pé apoiado, e alcança o valor máximo no fim da fase de pé levantado, antes do apoio do calcanhar. A rotação interna é notada durante a flexão, na fase de pé levantado. No plano frontal, a máxima abdução da tibia é observada durante a extensão na fase de toque do calcanhar e início da fase de apoio; a adução máxima ocorre quando o joelho está flexionado, durante a fase de pé levantado. O total do movimento varo/valgo é, em média, de 11°.

A tabela 1.1 contém os valores da amplitude de movimento no plano sagital durante várias actividades. Uma amplitude de movimento, a partir da extensão completa de no mínimo 117° de flexão, parece ser necessária para desempenhar as actividades diárias correntes. Uma restrição na amplitude do movimento do joelho pode ser compensada por um incremento de movimento noutras articulações. O aumento da velocidade nas diferentes actividades requer uma amplitude maior de movimento da articulação [5].

Um dos métodos utilizados para a análise do movimento tíbio-femoral é o método do centro instantâneo de movimento. Este método permite uma análise do movimento relativo entre a tibia e o fémur, no plano sagital e no plano frontal, mas não no plano transversal. Quando um corpo roda sobre outro, instantaneamente, existe um ponto que não se move, sendo este ponto o centro instantâneo de movimento. As superfícies de movimento podem deslizar entre si ou rolar, nos casos onde existe rolamento de um corpo sobre outro, o centro instantâneo de movimento situa-se na superfície de movimento dos corpos. No joelho, a superfície de movimento ocorre entre os côndilos femorais e tibiais e entre a fossa intercondiliana e a patela. Como já referido, o

movimento na articulação tíbia-fémur ocorre em três planos, mas é bastante pequeno nos planos frontal e transversal. No caso da articulação patela-fémur, o movimento tem lugar em dois planos, simultaneamente no frontal e no transversal, mas é bastante superior neste último.

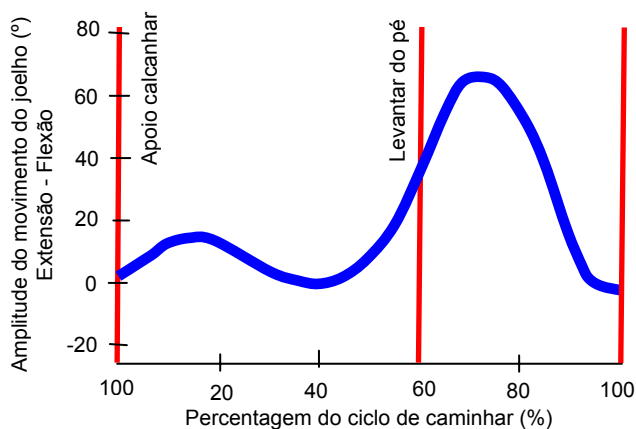


Tabela 1.1.- Amplitude de movimento na articulação tíbio-femoral para diferentes actividades, adaptados de [4].

Actividade	Amplitude de movimento Extensão - Flexão
Caminhar	0 - 67°
Subir escadas	0 - 83°
Descer escadas	0 - 90°
Sentar	0 - 93°
Apertar o sapato	0 - 106°
Levantar um objecto	0 - 117°

Figura 1.12- Amplitude de movimento no ciclo de caminhar, adaptado de [3].

Articulação tíbio-femoral

Esta articulação é um bom exemplo para a utilização da técnica do centro instantâneo de movimento no plano sagital. Para determinar o percurso do centro instantâneo de movimento desta articulação, durante a flexão, são feitas imagens laterais, a cada 10° de flexão. O percurso do centro instantâneo de movimento do joelho normal, no movimento de extensão-flexão, é uma trajectória semi-circular (Fig. 1.13). No caso de existir um defeito nas superfícies condilíneas ou na ligação tíbia/fémur, através dos ligamentos, o centro instantâneo de movimento da articulação altera-se (Fig. 1.13).

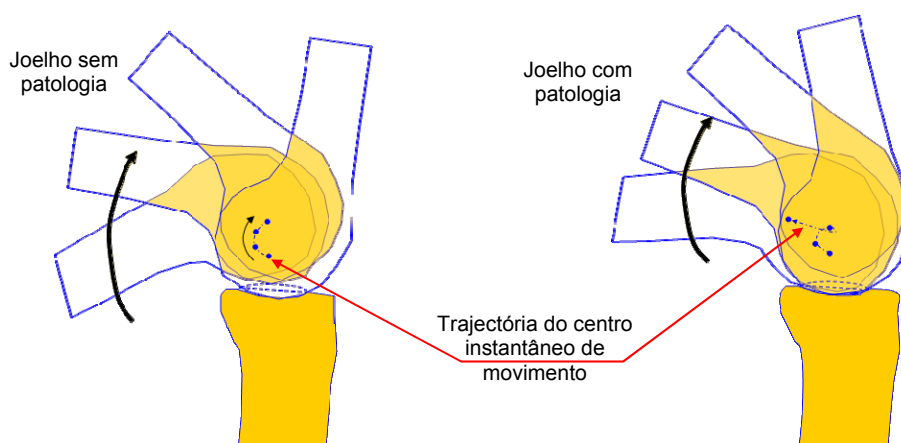


Figura 1.13 - Trajecto do centro instantâneo de movimento da articulação tíbio-femoral, em flexão-extensão do joelho sem e com patologia, adaptado de [6].

Após a determinação do trajecto do centro instantâneo de movimento é possível determinar a superfície de movimento, fazendo a união de todos os pontos de contacto entre a tíbia e o fémur ao longo do movimento extensão-flexão. Analisando os pontos de contacto entre a tíbia e o fémur é possível verificar que, no movimento relativo tíbia-fémur, o centro instantâneo de movimento movimenta-se na direcção posterior, que é resultado de uma combinação de movimentos de rotação e deslizamento, em simultâneo, na superfície articular (Fig. 1.14).

O mecanismo que impede o rolamento – deslizamento do fémur, para além do limite da zona posterior da tíbia, é o ligamento cruzado posterior e a anatomia dos côndilos femorais. (Fig. 1.14). A situação de movimento anormal entre a tíbia e fémur pode levar a que, durante os movimentos de extensão/flexão do joelho, os ligamentos cruzados fiquem sujeitos a esforços de tracção bastante elevados, gerando cargas de compressão anormais nas superfícies condilianas e contribuindo para uma degradação mais rápida das mesmas.

Efeito de “Roll back”

Por razões de geometria dos côndilos femoral e tibial, os movimentos de extensão e flexão do joelho não são de rotação simples, mas resultam de uma combinação de movimentos de rotação e translação, como visto anteriormente. A rotação não se desenvolve em torno de um eixo fixo, mas antes em torno de um eixo que está constantemente a mudar a sua posição, pelo que se denomina de rotação policêntrica. Quando traçado, o caminho do centro de rotação adquire uma forma semelhante a um “J”, em torno dos côndilos femorais (Fig. 1.14). Por exemplo, em flexão máxima as zonas posteriores do fémur estarão em contacto com a zona posterior dos côndilos tibiais (Fig. 1.14). Se o joelho está estendido, os côndilos femorais rodam sobre os côndilos tibiais e sobre o menisco, num movimento semelhante a um balancé. Também existe um movimento de escorregamento do fémur para a zona posterior. O rácio exacto de rotação em escorregamento difere entre indivíduos e não permanece constante ao longo de toda a amplitude de flexão. Estima-se uma relação de 1 para 2 no início da flexão, que aumenta até uma relação de 1 para 4 no final da mesma.

O mau funcionamento da articulação tíbio-femoral pode, igualmente, interferir no mecanismo de parafuso “screw-home”, que resulta do movimento de rotação externa da tíbia durante o seu movimento de extensão (Fig. 1.15), originando uma impossibilidade de rotação da tíbia com o joelho em extensão completa. O movimento tíbio-femoral não é uma simples charneira, nem uma espiral, mas concretamente helicoidal. Este movimento espiral da tíbia, em torno do fémur, durante a flexão e a extensão resulta da configuração anatómica do côndilo femoral medial. Num joelho normal, este côndilo é aproximadamente 17mm mais longo do que o côndilo lateral. Este facto implica que os cursos nos dois côndilos sejam diferentes, obrigando à rotação externa da tíbia, durante o movimento de flexão para extensão. No caso do movimento de extensão para flexão verifica-se o contrário. O mecanismo de parafuso “screw-home” oferece uma estabilidade superior, em qualquer posição, quando comparado com uma articulação que se resume a uma simples charneira.

Matsumoto et al [8] investigaram o eixo de rotação da tíbia e a sua alteração com o movimento de flexão em 24 joelhos cadáveres. A intensidade e a localização do eixo longitudinal de rotação, da tíbia, foi medido com um incremento de 15° entre 0° e 90° de flexão (Fig. 1.15 e 1.16), verificando-se que a rotação da tíbia aumenta rapidamente com a flexão do joelho, situando-se o máximo a cerca de 30° de flexão e decrescendo para além de 30° de flexão.

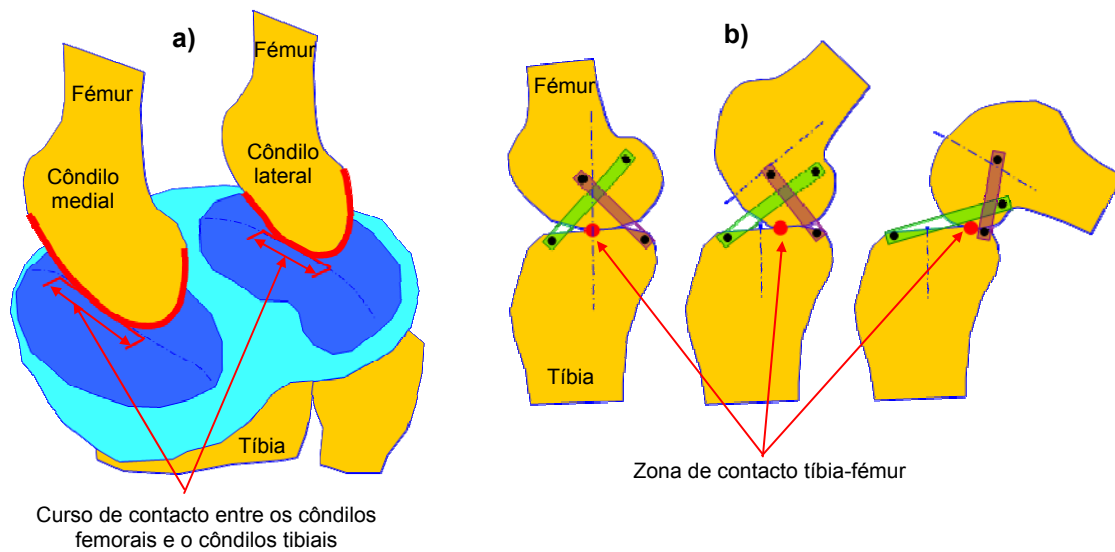


Figura 1.14 - a) Curso dos côndilos medial e lateral do joelho; b) Representação esquemática da cinemática dos ligamentos cruzados no movimento de flexão com o efeito de "roll back" adaptado de [7].

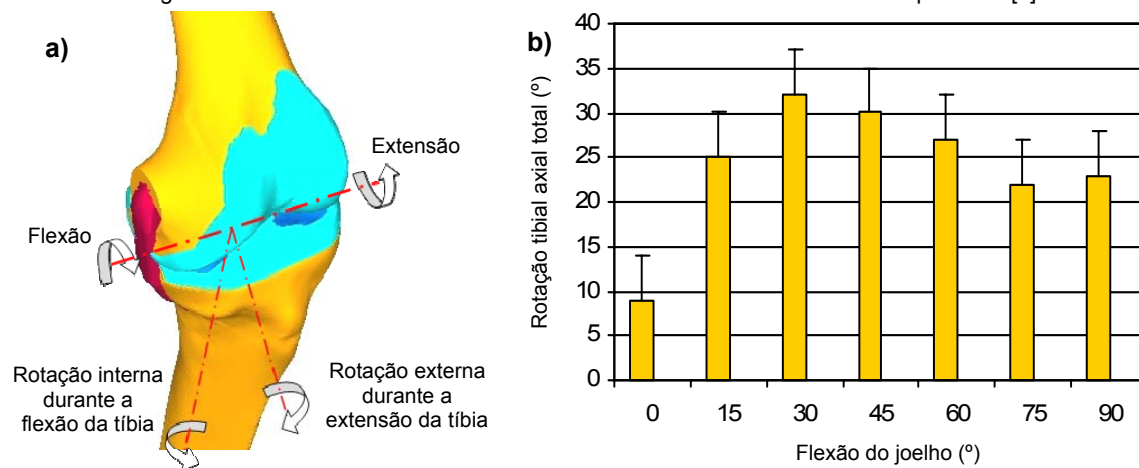


Figura 1.15- a) Efeito de parafuso screw-home da tíbia, com rotação interna-externa adaptado de [9]; b) Rotação axial da tíbia screw-home no movimento de flexão do joelho, adaptado de [8].

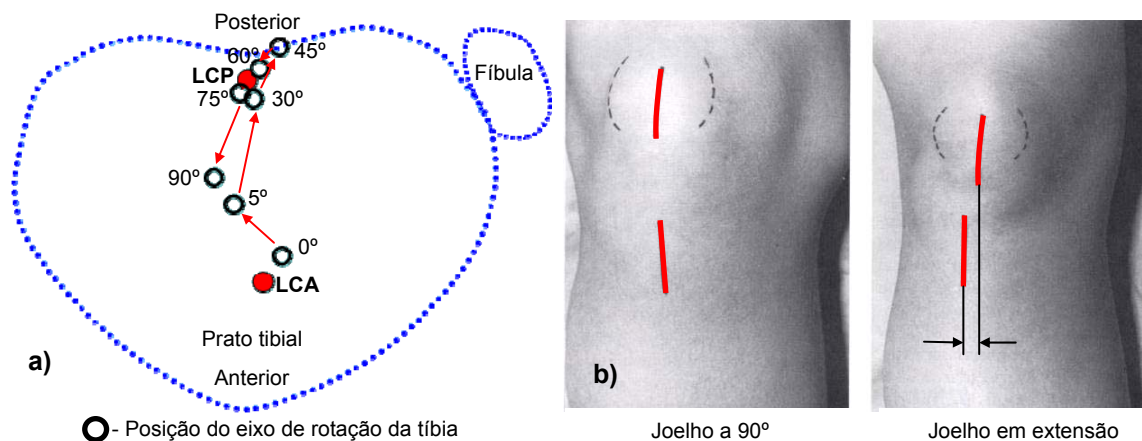


Figura 1.16 – a) Localização do eixo de rotação da tíbia com a flexão do joelho, adaptado de [8]; b) Teste de Helfet com o joelho a 90° e em extensão [8].

Relativamente ao centro de rotação da tibia, é possível verificar que à medida que a flexão aumenta, este se desloca da zona anterior da articulação para a zona posterior, sendo o máximo de deslocamento do eixo atingido em torno de 45° de flexão, voltando o eixo a mover-se na direcção anterior até 90° de flexão (Fig. 1.16).

A zona da articulação onde se situa o eixo de rotação da tibia está entre os dois ligamentos cruzados (anterior e posterior). Qualquer alteração na direcção ou na tensão dos ligamentos ou dos tecidos moles pode afectar o movimento do eixo de rotação da tibia e a distribuição de carga na superfície articular. Um teste relativamente simples (teste de Helfet) permite avaliar a rotação externa da tibia e consiste em marcar na pele do paciente dois traços, um na tuberosidade da tibia e outro na metade da patela, com o referido paciente sentado com a tibia a 90° relativamente ao fémur. Num joelho normal a patela estará alinhada com a tuberosidade da tibia e assim, após a marcação, realiza-se o movimento de extensão da tibia, verificando que a marcação, na tuberosidade da tibia, se desloca lateralmente, evidenciando a rotação externa da tibia. Num joelho normal este deslocamento da tuberosidade da tibia será, em média, superior a metade da largura da patela (Fig. 1.16).

Articulação patelofemoral

A superfície de movimento da articulação patelofemoral pode ser descrita através da utilização da técnica do centro instantâneo de movimento no plano sagital. Esta articulação revela um movimento de deslizamento (Fig. 1.17). No movimento de extensão-flexão a patela desliza nos côndilos do fémur cerca de 70mm. Ambas as facetas, medial e lateral do fémur, articulam-se com a patela em todo o movimento de flexão, até cerca de 140° (Fig. 1.17).

Além de 90° de flexão, a patela roda externamente e, somente a face femoral medial articula com a patela (Fig. 1.17). Na flexão completa do joelho, a patela entra dentro da fossa intercondiliana. O contacto na área lateral da patela é superior ao da área de contacto medial, variando este entre 0.5 e 2.5cm² e menos de 0.5 a 2cm², respectivamente. A área de contacto aumenta com a flexão do joelho e com a força exercida pelo grupo de músculos quadríceps [11].

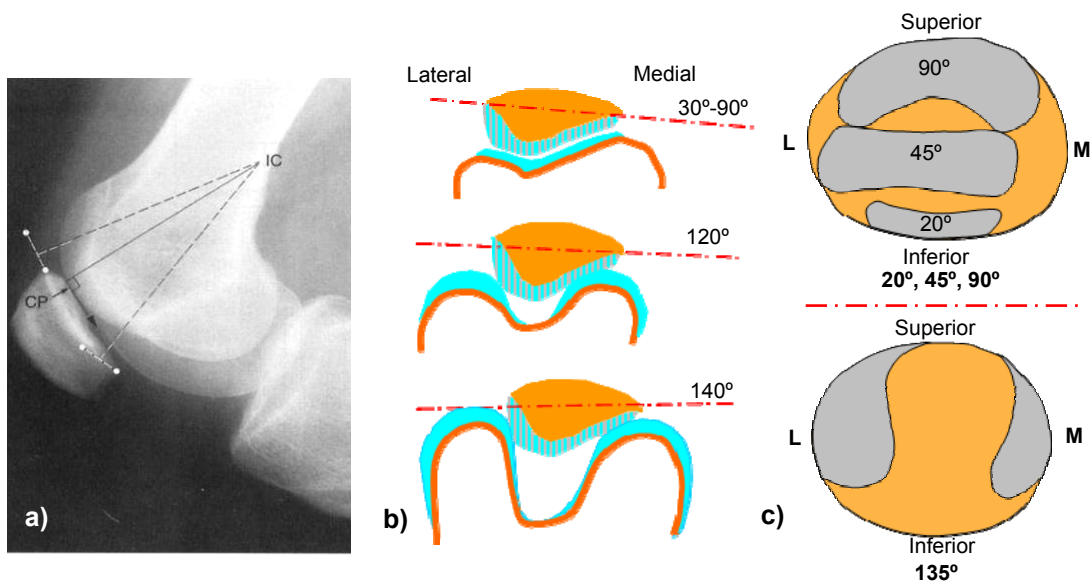


Figura 1.17 – a) Radiografia com identificação do centro instantâneo do movimento da patela; b) Posição da patela para diferentes graus de flexão, adaptado de [10]; c) Áreas de contacto durante diferentes graus de flexão, adaptado de [11].

1.5.3 - Forças e momentos na articulação do joelho

As forças e momentos nas articulações do joelho dependem do peso, da acção muscular, da resistência dos tecidos moles (ligamentos, meniscos, etc.), das cargas externas, da actividade física e do estado da articulação.

Diversos autores realizaram análises dinâmicas para determinar os valores de pico das forças de reacção, na articulação e nos ligamentos da articulação tíbio-femoral. Morrison [12] calculou a intensidade das forças na articulação tíbio-femoral transmitidas ao prato tibial durante o ciclo de marcha (Fig. 1.18).

Morrison [12] registou a actividade muscular para determinar qual dos músculos produzia a força de pico no prato tibial, durante vários estágios do ciclo de marcha. Logo a seguir ao apoio do calcanhar, a força exercida no prato tibial varia entre 2 a 3 vezes o peso do corpo e está associada à contracção dos músculos adutores, que tem um efeito de desaceleração e estabilização do joelho. Durante a fase inicial de apoio do pé, a força de reacção, no prato tibial, é de aproximadamente duas vezes o peso do corpo e está associada à contracção do músculo quadríceps. O pico de força acontece ligeiramente antes de o pé levantar do chão. Esta força varia entre 2 a 4 vezes o peso do corpo e está associada à contracção do músculo gêmeo (musculo tibial anterior). Na fase final do ciclo de marcha, com o pé levantado, a contracção do musculo isquiotibiais resulta numa força de aproximadamente uma vez o peso do corpo. Não existem diferenças significativas entre as forças de reacção entre homens e mulheres, quando o valor é dividido pelo peso do corpo. Andriachi et al. [13] estudaram o momento em torno da articulação tíbio-femoral em 29 pacientes, momentos nos movimentos de extensão-flexão, abdução e adução e rotação interna-externa durante a fase de marcha, nas fases de pé apoiado e levantado. O momento associado ao movimento de extensão-flexão, na fase de pé apoiado, é cerca de 20 a 30 vezes superior aos momentos gerados no plano frontal (abdução-aducção) e no plano transversal (interno-externo).

Durante o ciclo de marcha, a força de reacção no prato tibial desloca-se do lado medial para o lateral. Na fase de pé apoiado o valor de pico da força de reacção situa-se, principalmente, do lado medial (momento adutor) (Fig. 1.19); na fase de pé levantado, onde as forças são menores, esta força situa-se preferencialmente no lado lateral do prato tibial. A área de contacto do lado medial é cerca de 50% superior à área de contacto do lado lateral [14].

A cartilagem no lado medial do prato tibial é três vezes mais espessa do que no lado lateral. A superfície mais elevada e a maior espessura da cartilagem do côndilo medial, na tíbia, permitem uma melhor absorção dos esforços a que está sujeita.

No joelho normal, as forças exercidas sobre o prato tibial são absorvidas pelos meniscos e pela cartilagem articular. A função do menisco foi objecto de investigação [15], nomeadamente a determinação da distribuição de tensões em joelhos humanos com e sem menisco. Os resultados evidenciam que a ausência do menisco pode aumentar as tensões em cerca de 3 vezes na articulação tíbio-femoral. No joelho normal, as tensões são distribuídas por uma grande área do prato tibial. Se o menisco é removido, as tensões deixam de ser distribuídas por uma área tão extensa, centrando-se no centro dos côndilos medial e lateral da tíbia (Fig. 1.20).

Assim, a remoção do menisco (Fig. 1.20) não aumenta apenas os esforços sobre a cartilagem e o osso sub-condral no centro dos côndilos tibiais, mas altera igualmente o movimento natural da articulação tíbio-femoral e diminui a estabilidade do joelho. A longo prazo os níveis de tensão elevados expõem a cartilagem ao dano prematuro. O menisco é atravessado por mais de 70% da carga que passa pelo joelho. O movimento dos meniscos durante o movimento de flexão tem um

efeito de protecção da superfície articular, evitando o dano. O seu movimento aumenta com a carga exercida sobre o joelho [16].

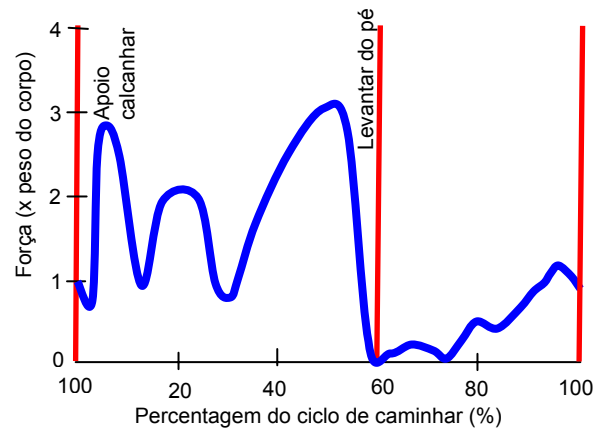


Figura 1.18 – Força axial exercida pelo fémur sobre o prato tibial, adaptado de [12].

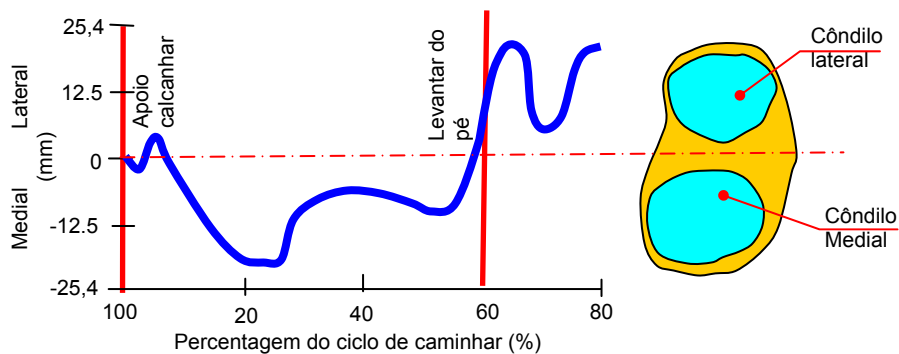


Figura 1.19 - Centro de pressão do fémur no prato tibial ao longo do ciclo de marcha, adaptado de [12].

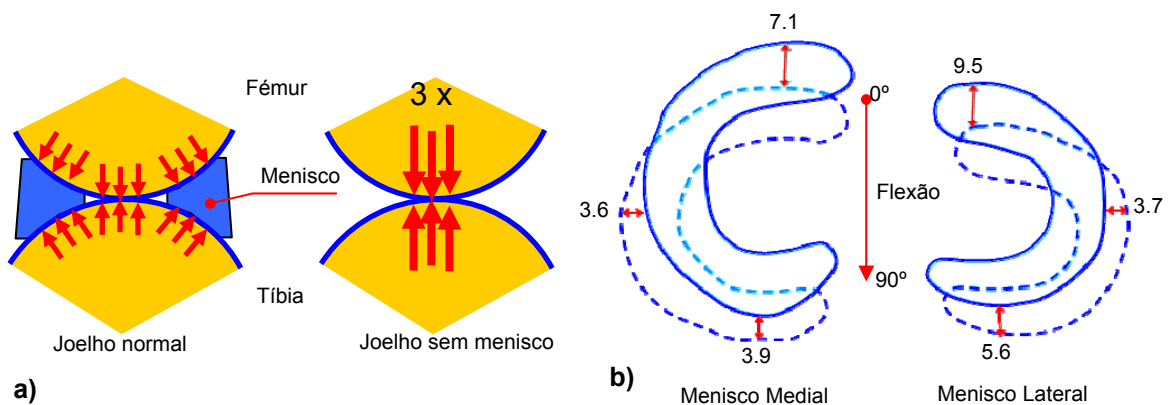


Figura 1.20 - a) Esquema da distribuição de tensão na cartilagem no joelho, com e sem menisco; b) Diagrama mostrando o movimento dos meniscos aquando da flexão, adaptado de [16].

Estabilidade da articulação do joelho

O factor chave para um joelho saudável é a estabilidade da articulação. A forma óssea, os meniscos, os ligamentos, a cápsula articular e os músculos em torno do joelho contribuem para a estabilidade do joelho. Se um desses elementos está defeituoso ou alterado, pode ocorrer a

instabilidade da articulação do joelho. Os ligamentos são os primeiros estabilizadores para a translação anterior e posterior, para a angulação valgo-varo e para a rotação interna-externa da articulação.

Fu et al [17] resumiam as funções dos ligamentos na articulação do joelho: o LCA é o principal limitador do movimento no deslocamento anterior da tibia (este ligamento suporta 75% da carga anterior do joelho em plena extensão); o LCP é o primeiro limitador do movimento de translação posterior da tibia (resiste entre 85 a 100% da força posterior a 30 e 90° de flexão); o LCL é o principal limitador da angulação varo (resiste a aproximadamente 55% da carga desenvolvida em extensão total); o LCM é o primeiro limitador da angulação em valgo (resiste a 50% da carga em valgo); a cápsula e os ligamentos anterior e posterior resistem à restante carga em valgo. A rotação interna, entre 20° e 40° de flexão é restringida pelo LCM e pelo LCA. A rotação externa entre 30° e 40° de flexão é limitada pelo LCP. A tensão do LCA está relacionada com a flexão e aumenta com a contracção do músculo quadríceps. As contracções e co-contracções musculares contribuem para a estabilidade da articulação do joelho pelo incremento da rigidez da articulação.

Função da patela

A patela tem duas funções biomecânicas importantes no joelho. Em primeiro lugar, ajuda a extensão do joelho, fazendo o deslocamento na direcção anterior do tendão dos músculos quadríceps, através de toda a amplitude de movimento e, desta forma, aumentando o momento de força produzido pelo músculo quadríceps sobre a tibia. Em segundo lugar, permite uma maior área de distribuição das tensões de compressão sobre o fémur, que resultam do aumento da área de contacto entre a patela e o fémur. A contribuição da patela para o comprimento do braço de força, exercida pelo músculo quadríceps, varia da flexão total para a extensão total (Fig. 1.21).

Em flexão total, quando a patela se situa no interior da fossa intercondiliana do fémur, origina um pequeno deslocamento anterior do tendão dos músculos quadríceps, dando menor contributo para o aumento do momento de força gerado pelo músculo quadríceps. Com o joelho em extensão, a patela sobe da fossa intercondiliana, produzindo um deslocamento significativo na direcção anterior do tendão e, desta forma, aumenta ao máximo o momento gerado pela força do músculo quadríceps. O comprimento do braço produzido pela patela aumenta rapidamente com a extensão até aos 45° e, nesse ponto, o braço produzido pela patela aumenta em cerca de 30%. Com uma extensão além dos 45°, o comprimento do braço originado pela patela diminui ligeiramente. Com esta ligeira baixa do comprimento do braço originado pela patela, o músculo quadríceps aumenta a força exercida para o momento constante em torno do joelho. Um estudo in vitro sobre um joelho normal [18], mostrou que o músculo quadríceps exerce uma força cerca de 60% superior para poder realizar os últimos 15° de extensão (Fig. 1.21).

Se a patela do joelho for removida (patelotomia), o tendão patelar fica mais perto do centro de movimento da articulação (Fig. 1.21). Assim, este actua com um braço muito pequeno, obrigando o músculo quadríceps a desenvolver forças mais elevadas para criar o mesmo momento de extensão. Em extensão total do joelho é requerida uma força ao músculo quadríceps 30% superior à necessária no joelho normal [19]. Este esforço superior pode estar para além das capacidades de alguns pacientes.

Os esforços de compressão, que a patela exerce sobre o fémur, aumentam à medida que se dá o movimento de flexão para uma mesma força exercida pelo músculo quadríceps sob a patela. Assim, os esforços de compressão da patela sobre o fémur são bastante elevados em actividades

que exigem grande flexão. Esta força pode chegar a 2 a 3 vezes o peso do corpo, com o joelho flectido a 90° (Fig. 1.22). Este facto justifica a elevada espessura de cartilagem da patela e do fémur. Pode ver-se que a força de compressão da patela é, aproximadamente, igual à força exercida pelo músculo quadriceps. No entanto, à medida que esta força aumenta, a área de contacto entre a patela e o fémur também aumenta. Assim, consegue-se uma distribuição mais uniforme da pressão da patela sobre fémur. Devido às elevadas forças realizadas pelo músculo quadriceps e às forças de contacto entre a patela e o fémur, durante actividades com elevada flexão do joelho, os pacientes com problemas patológicos na articulação patelo-femoral sentem bastante dor e grande limitação nas suas actividades normais. Uma forma de reduzir o sintoma da dor é limitar o nível de flexão do joelho.

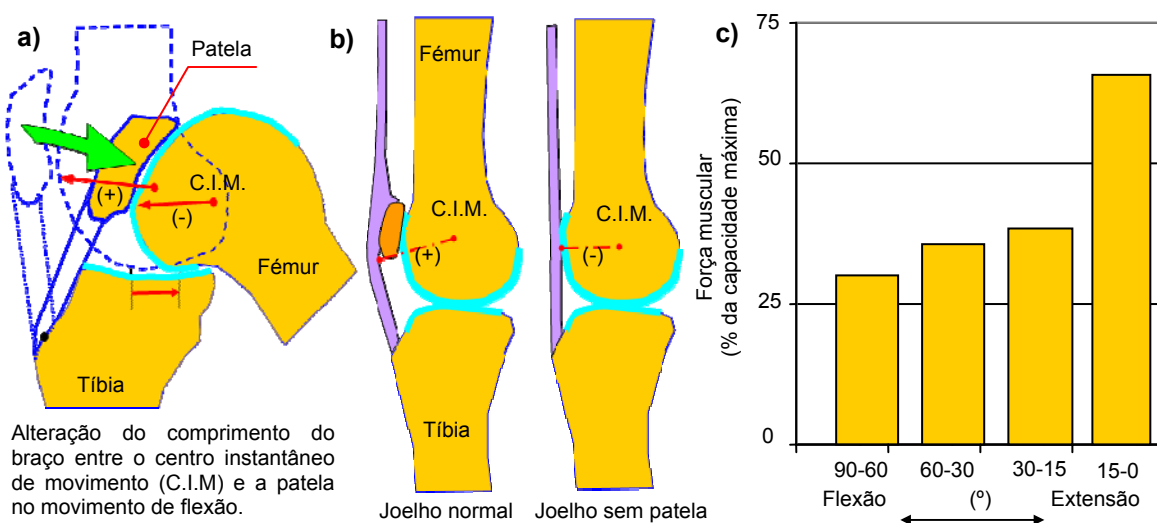


Figura 1.21 – **a)** Representação esquemática da alteração do braço da patela, ao longo da flexão; **b)** Alteração do braço da patela entre o joelho normal e joelho sem patela, adaptado de [19]; **c)** Força do músculo quadriceps durante o movimento flexão-extensão, adaptado de [18].

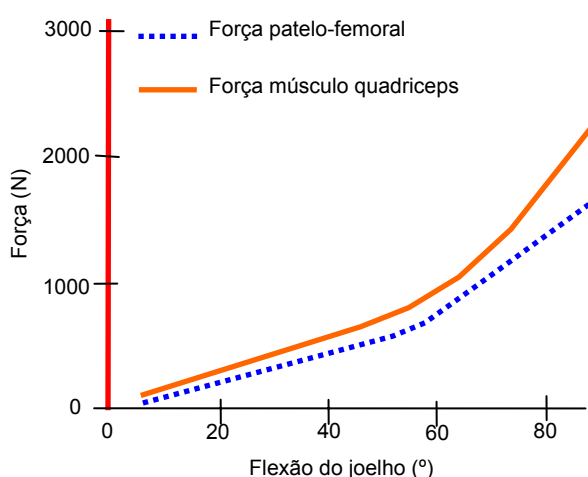


Figura 1.22 – Força patelo-femoral e do músculo quadriceps no movimento de flexão, adaptado de [20].

1.6 - Referências

- [1] – Moore K. L., Dalley A. F., 2001, Anatomia orientada para a clínica, 4ª edição, Editora Guanabara-Koogan, Rio de Janeiro.
- [2] – Romanes G. J., 1964, Cunningham's TEXTBOOK OF ANATOMY, 10th Edition, Oxford Medical Publications, London.
- [3] - Murray, M. P., Drought, A.B., Kory, R.C., 1964, Walking patterns of normal men. J Bone Joint Surg, 46A, pp: 335.
- [4] - Kettelkamp, D. B., Johnson, R. J., Smidt, G. L., Chao, E. Y., Walker M., 1970, An electrogoniometric study of knee motion in normal gait. J Bone Joint Surg Am, 52(4), pp: 775-790.
- [5] - Holden, J.P., Chou, G., Stanhope, S.J., 1997, Changes in knee joint function over a wide range of walking speeds. Clinical Biomechanics, 12(6), pp: 375-382.
- [6] - Frankel, V. H., Burstein, A. H., Brooks, D. B., 1971, Biomechanics of internal derangement of the knee. Pathomechanics as determined by analysis of the instant centers of motion. J Bone Joint Surg Am, 53(5), pp: 945-962.
- [7] - Smith, P.N., Refshauge, K. M., Scarvell, J. M., 2003, Development of the concepts of knee kinematics. Arch Phys Med Rehabil, 84, pp: 1895-1902.
- [8] - Matsumoto, H., Seedhom, B. B., Suda, Y., Otani, T., Fujikawa, K., 2000, Axis location of tibial rotation and its change with flexion angle. Clin Orthop Relat Res.,371, pp: 178-182.
- [9] - Helfet, A.J.,1974, Anatomy and mechanics of movement of the knee joint, in A. Helfet (Ed.), Disorders of the Knee, Philadelphia: J.B. Lippincott., pp: 1-17.
- [10] - Goodfellow, J., Hungerford, D. S., Zindel, M., 1976, Patellofemoral joint mechanics and pathology. Functional anatomy of the patellofemoral joint. J Bone Joint Surg, 58B, pp: 287.
- [11] - Hehne, H. J., 1990, Biomechanics of the patellofemoral joint and its clinical relevance. Clin Orthop Relat Res. 258, pp: 73-85.
- [12] - Morrison, J. B., 1970, The mechanics of the knee joint in relation to normal walking. J Biomech, 1970, 3, pp: 51–61.
- [13] - Andriacchi, T.P., Strickland, A.B., 1985, Gait analysis as a tool to assess joint kinetics. In Berme N., Engin, A.E., Correia, D.A. (Eds). Biomechanics of Normal and Pathological Human Articulating Joints (NATO ASI series, Vol 93, pp. 83-102). Dordrecht, Netherlands.
- [14] - Kettelkamp, D.B., Jacobs, A.W., 1972, Tibiofemoral contact area-determination and implications. J Bone Joint Surg, 54(2), pp: 349-356.
- [15] - Seedhom, B.B., Dowson, D., Wright, V., 1974, The load-bearing function of the menisci: A preliminary study. In O.S. Ingwersen, et al. (Eds), The Knee Joint: Recent Advances in Basic Research and Clinical Aspects (pp. 37-42). Amsterdam: Excerpta Medica.
- [16] - Vedi, V., Williams, A., Tennant, S.J., 1999, Meniscal movement. An in-vivo study using dynamic MRI. J Bone Joint Surg, 81B, 1, pp: 37-41.
- [17] - Fu, F.H., Harner, C.D., Johnson, D.L., 1994, Biomechanics of the knee ligaments: Basic concepts and clinical application. Instr Course Lecture, 43, pp: 137-148.

[18] - Lieb, F. J., Perry, J., 1968, Quadriceps function. An anatomical and mechanical study using amputated limbs. *J Bone Joint Surg*, 50(8), pp: 1535-1548.

[19] - Kaufer, H., 1971, Mechanical function of the patella. *J Bone Joint Surg*, 53(8), pp: 1551-1560.

[20] - Reilly, D. T., Martens, M., 1972, Experimental analysis of the quadriceps muscle force and patellofemoral joint reaction force for various activities. *Acta Orthop Scand*, 43, pp: 126-137.

Capítulo 2

ARTROPLASTIA DO JOELHO

2.1 – Introdução

A artroplastia do joelho consiste em montar uma articulação artificial, que permita a mesma funcionalidade do joelho natural (Fig. 2.1). A substituição de joelho permite a independência dos pacientes, em termos de mobilidade e ausência de dor. O joelho funciona pela articulação de dois grandes ossos, o fémur e a tíbia. A extremidade desses ossos é coberta por uma espessa cartilagem, que quando se apresenta danificada ou gasta provoca dor e inflamação, uma vez que os ossos entram em contacto directo um com o outro.

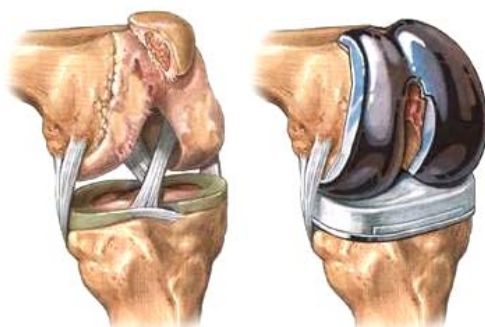


Figura 2.1- Representação de um joelho com osteoartrite, antes e após artroplastia [1].

A osteoartrite do joelho é uma das doenças mais comuns em pessoas idosas, afectando cerca de 7,5% da população acima dos 55 anos, e aproximadamente 2% da população sofre de osteoartrite grave [2]. O tratamento mais frequente e efectivo, nesta condição, é a artroplastia total do joelho (ATJ). Este tratamento tornou-se comum nos anos setenta e obteve-se grandes melhorias durante os últimos anos, considerando-se uma solução também muito útil para a gonartrose grave. O desenvolvimento pioneiro na substituição de uma articulação foi feito por Jonh Charnley no final dos anos cinquenta, fixa com cimento acrílico, com o início da substituição total da anca baseada numa estrutura de componente metálico apoiado sobre um componente em polietileno. Esta inovação impulsionou o desenvolvimento do conceito de Artroplastia Total do Joelho, executado por cirurgiões como Gunston, Freeman, Townley e Marmor. Esta foi a era predominante das próteses charneira, onde os problemas de infecção, corte ósseo excessivo, falha mecânica, cinemática errónea, problemas patelo-femorais e difícil revisão eram significativos. O período entre os anos setenta e o final dos anos noventa foi o da era do conceito “condilar”, cujos precursores foram Walker, Ranawat e Insall. O conceito incluía a geometria condilar femoral, componente tibial em polietileno, fixação por cimento com aumentos através de hastes ou pegas

curtas, cortes ósseos geométricos, substituição da patela, correcção da deformidade e do balanço ligamentar em flexão e extensão, com ou sem sacrifício do ligamento cruzado posterior (LCP). O actual conceito condilar é o resultado de evoluções significativas desde a sua concepção, nos anos setenta. Continua a ser um conceito com enormes possibilidades de evolução, pois ainda se verifica 15% de insucessos, após 13 anos [3] de utilização.

A artroplastia do joelho tem naturalmente vida finita, que é decididamente afectada pelo nível de actividade desenvolvido pela articulação. Geralmente, este procedimento é recomendado para pacientes mais idosos, com uma actividade física moderada. Também pode ser indicado para doentes mais novos, com limitações de mobilidade, resultado de artrite múltipla e sistemática em diversas articulações. Os doentes jovens que requerem artroplastia do joelho, especialmente os que têm artrite pós-traumática, não são excluídos pela sua idade, mas serão significativamente inválidos e deverá ter-se presente a inerente longevidade de uma prótese do joelho.

Existem, ainda, causas importantes para o insucesso dos implantes do joelho, como o desgaste da superfície articular em polietileno, sendo o seu efeito agravado pelas partículas que se soltam e invadem a articulação. O implante pode deteriorar-se, deixar de funcionar, ou as partículas podem originar a infecção do osso e a conseqüente perda da prótese.

A fixação pode, também, tornar-se um problema se as cargas não se apresentam distribuídas correctamente, problema este recorrente nos primeiros conceitos de próteses. Para prever e reduzir estas formas de deficiência, será importante conhecer a natureza das cargas naturais envolvidas no joelho, bem como aquelas a que o implante vai ser submetido, nomeadamente a intensidade e a direcção das forças de contacto internas da articulação, na zona lateral e medial, tal como os pontos de contacto dessas mesmas forças. Técnicas actuais de análise biomecânica permitem medições precisas das forças e momentos externos, adquiridos experimentalmente. Contudo, o interesse reside nas forças internas da articulação e não nas externas. Este é um problema mais complexo de solucionar, uma vez que o joelho é um sistema indeterminado, onde as equações de movimento conhecidas não são suficientes para determinar as forças.

Presentemente, têm sido direccionados esforços significativos de investigação para a compreensão da envolvente mecânica do joelho, na sua relação com actividades normais como caminhar, saltar, baixar-se, etc. A capacidade de quantificar e simular, precisamente esta envolvente, permite obter importantes informações para a avaliação da substituição do joelho e para as perspectivas de sucesso que dependem da anatomia específica do paciente e do seu grau de actividade.

Actualmente, muitas instituições conduzem a investigação na clarificação dos esforços que ocorrem no joelho, num contexto de avaliação das próteses e dos principais motivos das suas falências. Com os recentes avanços na tecnologia da computação, os modelos de simulação em computador tornaram-se uma ferramenta essencial na avaliação dos movimentos, das forças e das tensões ocorridas no joelho em diferentes actividades locomotoras. Estes modelos baseiam-se, essencialmente, na geometria anatómica (músculos, ossos, ligamentos, etc.) e na análise dos movimentos e forças para determinar a envolvente mecânica das zonas da articulação (tensões superficiais, cargas condilares).

Hoje, os modelos numéricos tridimensionais com base na obtenção detalhada da informação geométrica do paciente, através da Imagem de Ressonância Magnética (IRM) ou Tomografia Axial Computorizada (TAC), permitem a realização de simulações com um nível de aproximação muito elevado à realidade fisiológica do joelho. O Mitsubishi Electric and Research Lab [4] concebeu um sistema de artroscopia do joelho que incorpora a visualização e a modelação computacional das

estruturas internas, rígidas e moles, da articulação do joelho e permite a sua utilização quer para a simulação numérica através dos métodos dos elementos finitos, quer para ensaios de simulação da cirurgia ao joelho.

É importante, para os fabricantes de próteses, terem as melhores técnicas de concepção para manter e aumentar a sua quota de mercado. Melhorar a concepção é a melhor forma de aumentar a quota de mercado. Assim, quanto maior for a longevidade das próteses, mais pacientes poderão ser atraídos. O investimento no aumento da longevidade da prótese também contribui para a qualidade de vida dos doentes, já que evitará a necessidade de segundas cirurgias e conduzirá a um melhor desempenho da própria prótese.

O mercado mundial das próteses do joelho representou 1,5 biliões de euros no ano 2000 (fonte Zimmer 2002) [5]. Alguns industriais consideraram o mercado ortopédico estagnado, contudo os cirurgiões ortopédicos são de opinião que esse mesmo mercado crescerá com o envelhecimento dos “Baby Boomers”.

2.2 - A evolução da artroplastia total do joelho

A artroplastia total do joelho é, nos dias de hoje, executada rotineiramente em grande parte do mundo. Esta exposição tem como objectivo identificar as grandes etapas no desenvolvimento da artroplastia moderna, apresentando uma perspectiva histórica de um procedimento que se transformou, presentemente, numa operação padrão bem sucedida. Apesar de a maior parte das artroplastias e técnicas cirúrgicas aqui descritas estarem em desuso, encontram-se ocasionalmente pacientes com as próteses referidas e aplicadas de acordo com as técnicas também enunciadas. Se realizássemos um inquérito de opinião aos principais cirurgiões ortopédicos do pós II Guerra Mundial, a maioria duvidaria que a artroplastia do joelho se viria a transformar numa operação exequível. Uma descrição desta afirmação e convicção refere-se a Fairbank, um dos primeiros cirurgiões do “Bart's Hospital of London”. Nos seus últimos anos de actividade, afectado por surdez, utilizava um aparelho auditivo alimentado por uma grande bateria. Sempre que a substituição do joelho era mencionada, em fóruns de discussão, ouvia-se o “clic” do desligar do aparelho auditivo por Fairbank, para conservar a energia da sua bateria. Este capítulo não percorrerá apenas a história da artroplastia do joelho, mas enfatizará também o princípio deste triunfo da ortopedia. A história é, naturalmente, imóvel, mas com o avanço registado na cirurgia e na tecnologia, pode levar-nos a rever conceitos que se tornaram obsoletos ou foram rejeitados. Por vezes, existe a tendência para rejeitar novas técnicas precocemente. Quantas ideias e conceitos emergiram, caindo de seguida em desgraça para depois ressurgirem do passado? Compreender como chegámos às próteses de hoje, dá-nos mais confiança para os desenvolvimentos futuros de novos conceitos (designs) e modificações de outros.

Os primeiros passos

O parisiense Jules P'eu (1830 - 1898) definiu a artroplastia como sendo a *“criação de uma junção artificial, com a finalidade de restaurar o movimento”*. No final do século XIX, a resolução do problema da artrose era baseada na experiência individual, com pouca investigação ou evidência científica. Embora os resultados fossem pobres, quando comparados com as técnicas modernas, a satisfação do paciente poderia ser surpreendentemente elevada. Isto era, em parte, devido à falta de alternativas cirúrgicas disponíveis. No passado, algumas doenças degenerativas do joelho eram frequentemente tratadas como artroses. A incapacidade de obter resultados fiáveis sobre a perda de movimento do joelho foi sumariada pelo primeiro editor do “Journal of Bone and

Joint Surgery”, Reginald Watson-Jones, do Hospital de Londres, que escreveu em 1949: “A artrose do joelho causa óbvia rigidez, que não pode ser corrigida ou disfarçada. Nenhuma articulação de substituição está disponível para assegurar toda a funcionalidade necessária.” Há registo de pacientes que prefeririam a amputação e a colocação de um membro artificial à rigidez e dor constante do joelho. Se sempre houve indicação para a artroplastia de uma articulação de rolamento com carga essa foi para a do joelho, devido à grande limitação que provoca em termos de autonomia e qualidade de vida [6]. Hoje, a maioria das substituições do joelho são executadas em casos graves de osteoartrites, condição esta que foi mal compreendida e frequentemente ignorada nos primórdios da cirurgia ortopédica. Por exemplo, Whitman em “Textbook of Orthopaedics”, no século XIX, dedica somente uma de 650 páginas do documento às osteoartrites [7]. Esse artigo descreve o desenvolvimento de alternativas às anquiloses, com o objectivo de restaurar o movimento e aliviar a dor, mantendo a estabilidade da articulação. O conceito de artroplastia dos tecidos moles do joelho dominou o pensamento cirúrgico da reconstrução do joelho no primeiro terço do século XX. A metade do século foi dominada pela era da interposição de metal e das “dobradiças” uni-axiais. Somente no último terço do século XX se aplicaram os princípios que constituem a base da artroplastia moderna do joelho.

Artroplastia de interposição

Em 1826, Barton tentou uma das primeiras ressecções simples numa articulação, com algum sucesso inicial [8]. No entanto, o paciente vem a sofrer, mais tarde, de anquilose, tornando-se o membro mais curto. Deve recordar-se que no início do século XIX, as artrites eram ainda muito pouco conhecidas e que por esse motivo não se compreendia bem a patologia que Barton tratava. Trinta e cinco anos mais tarde, em 1861, Ferguson relata no Medical Times [9] a primeira e bem sucedida artroplastia do joelho, com a interposição de tecido moles. Cinco anos após a operação, o paciente foi descrito como tendo “um membro útil”. Esta situação despertou bastante interesse e fundamentou o conhecimento essencial para a interposição de tecidos moles com outros materiais, o que poderia impedir a anquilose. Em 1860, o cirurgião francês Aristide Verneuil (1823/1895) demonstrou, independentemente, que a interposição de tecidos moles poderia impedir a anquilose após ressecção da articulação temporo-mandibular [10]. Este princípio foi adoptado, novamente, quatro décadas mais tarde, nos primeiros anos do século XX. Os cirurgiões interpunham, então, tecidos moles autógenos (e mais tarde xenógeno) entre as extremidades dos ossos. John B. Murphy (1857/1916) de Chicago utilizou, em 1910, tecidos autógenos suturados entre as superfícies medial e lateral da articulação, para impedir a anquilose óssea [11]. Em 1918 William Stevenson Baer, da Universidade de Johns Hopkins, publicou uma série de 28 casos de artroplastia do joelho por interposição [12]. Utilizou parte da bexiga de porco, embebida em cromato de potássio, como tecido de interposição. Relatou 15 resultados eficazes, apresentando uma taxa do sucesso de 54%. Deve, no entanto, ter-se presente que os critérios observados na identificação de um bom resultado não eram tão restritivos quanto os usados nos dias de hoje. Em 1920, Putti trabalhando no Instituto de Rizzoli em Bolonha, relata os seus resultados da interposição do tensor da fáscia lata no joelho [13]. Outros materiais, incluindo a bolsa pré-patelar [14] foram também usados para criar uma artroplastia interposicional da articulação danificada. Em 1928, Albee publica uma série de 10 casos onde interpôs a fáscia lata com gordura, apresentando bons resultados em nove pacientes [15]. Mais recentemente, em 1958, McGaw e Shaw utilizaram pele interposta de forma similar e com resultados surpreendentes [16]. Os problemas associados a estas tentativas de reconstrução das articulações com tecidos

moles resultavam, sobretudo, de infecções e de anquiloses. Em consequência, os cirurgiões começaram a investigação do uso de novos materiais, incluindo o plástico e o metal. O Vitallium (a marca registrada da Howmedica para o Crómio-Cobalto) foi usado, primeiramente, por Venables e Stuck em 1938. Possuía excelentes propriedades de resistência ao desgaste e não sofria corrosão. Esta inovação tornou-se no precursor da mudança fundamental na tecnologia, onde a era pré 1938 dos implantes biológicos, passou à era pós 1938 de próteses metálicas, levando ao esmorecimento da artroplastia interposicional. Este aspecto é um exemplo claro da incorporação da tecnologia metalúrgica nos primórdios dos biomateriais e do design ortopédico. Este processo é ainda utilizado, no desenvolvimento de materiais como o aço inoxidável 316L, a liga F75 de cobalto ou as ligas de titânio. No início dos anos quarenta, os cirurgiões começaram a relatar o sucesso do uso das próteses em Vitallium, em situações de artroplastias totais da anca. Willis Campbell [17] e Smith-Petersen [18] aplicaram este conceito ao joelho e empregaram placas de Vitallium numa artroplastia de interposição. A prótese de Smith-Petersen cobriu, realmente, o fémur distal e foi a precursora da hemi-artroplastia distal do fémur (Fig. 2.2).

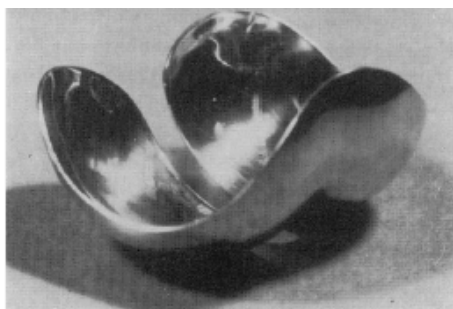


Figura 2.2 - Artroplastia de inter-posição femoral de Smith-Petersen [19].

Os “plásticos” tornaram-se “moda” nos finais dos anos quarenta. Samson, usando fásia lata interposta entre as extremidades do osso reporta bons resultados em 26 dos 47 pacientes tratados [20]. Além destes, menciona 3 casos onde utilizou folhas de celofane em substituição da fásia lata. Todos os três casos falharam devido a reacções biológicas desenvolvidas pelos tecidos vivos. Kuhn e Potter tentaram o Nylon [21]. Uma vez mais, os ortopedistas ficaram seduzidos pelos biomateriais, numa perspectiva *ad-hoc*. Mas os estudos, entretanto bem conduzidos sobre as propriedades do desgaste, eram poucos e não começaram, realmente, até à era da substituição moderna da anca nos anos setenta.

Hemi-artroplastia tibial

Themistocles Gluck (1853 - 1942), que foi assistente de Bernhard Langenbeck, publicou um artigo no “Arthroplasty - Transplantation – Implantation of Foreign Bodies” em 1894, onde descreveu o uso de um corpo de marfim com uma haste intramedular introduzida na tíbia para produzir uma hemiarthroplastia do joelho [22]. Contudo, à parte de Gluck, o conceito da substituição tibial não emergiu até aos anos cinquenta com o advento dos novos materiais, referidos anteriormente. Embora não o pudessem ter reconhecido naquele tempo, os cirurgiões estavam a começar a dirigir-se para o problema da fixação. Um dos pioneiros da intervenção na tíbia foi o cirurgião alemão Marquardt. Em 1950 relatou os seus resultados usando o aço [23] e depois DePalma [24] relatava o uso de próteses tibiais fabricadas em acrílico. A escolha do material recai,

novamente, nos metais quando em 1966 Macintosh [25, 26], de Toronto, utilizou um implante tibial metálico (Fig.2.3 a).

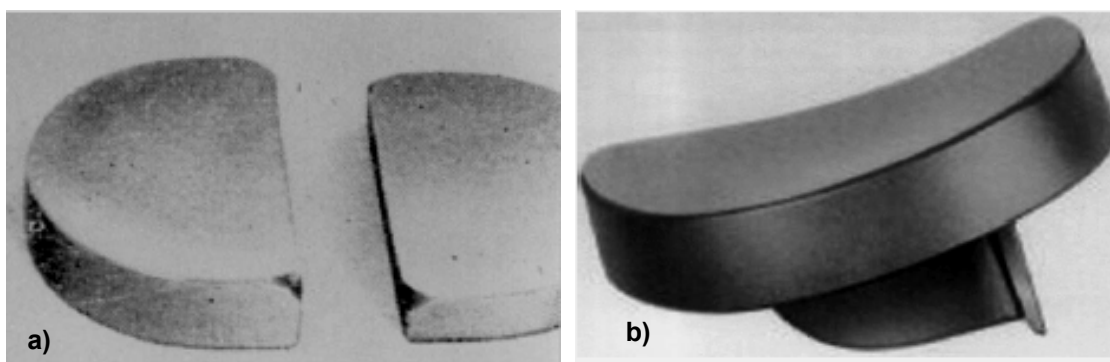


Figura 2.3 – a) Meios pratos tibiais de Macintosh [19]; b) Meio prato tibial de McKeever [19].

A técnica de Macintosh é de algum interesse. Começava por corrigir toda a deformação do prato tibial com utilização de gesso. Quando a deformação se apresentava demasiado severa, executava um corte na parte mais deformada como primeiro passo. Removia o mínimo de osso possível do prato tibial, tendo o máximo cuidado em preservar os ligamentos colaterais medial e lateral, assim como os ligamentos cruzados anterior e posterior. Os pratos tibiais metálicos eram, então, introduzidos sem nenhuma fixação óssea e mantidos na posição adequada somente pela tensão de compressão dos ligamentos colaterais (o precursor do balanço ligamentar). Os implantes apresentavam-se em vários tamanhos e espessuras, permitindo assim, corrigir as deformações de joelho varo e valgo. Macintosh relatou, também, que em 58 artroplastias, 51 bilaterais e 7 unilaterais, os resultados foram satisfatórios nas pessoas mais idosas, mas decepcionantes nos de menor idade e com uma vida mais activa. Marmor, em 1969, modificou o prato tibial de Macintosh, adicionando um serrilhado, na superfície inferior, e furos para permitir a penetração do osso. McKeever adicionou uma haste na superfície inferior, numa tentativa de aumentar a estabilidade (Fig. 2.3 b) da prótese. Estas primeiras tentativas de artroplastia, embora simples no conceito, são a base para as substituições unicompartmentais do joelho da actualidade. Permitiam corrigir deformidades do joelho valgo ou varo com uma perda mínima de osso durante a sua implantação. Mantinham, também, o balanço ligamentar do joelho por não sacrificar os ligamentos colaterais, um conceito cuja importância foi redescoberta para as substituições condilares.

Hemi-artroplastia femoral

O trabalho realizado por Willis Campbell em 1940, usando um implante metálico na anca, e o facto de este ser bem tolerado, permitiu iniciar uma nova era no uso de outros materiais. Este investigador relatou o uso do Vitallium (CrCo) numa artroplastia de interposição femoral. Os resultados iniciais eram aparentemente bons, mas Campbell abandonou o procedimento depois de

apenas quatro casos [17] revelarem sucesso real. Como mencionado previamente, Smith-Petersen de Boston (Massachusetts, EUA), pioneiro da artroplastia de interposição da anca, experimenta o Vitallium em 1940, cobrindo a extremidade distal do fémur (joelho). Criou, então, um molde femoral distal feito do referido material, como um dispositivo de superfície para o fémur (Fig. 2.2), numa tentativa de criar uma hemi-artroplastia femoral e empregou este modelo em três joelhos com artrose reumatóide no final da década de quarenta [18]. Em 1952 Rocher usou o acrílico para cobrir a extremidade distal do fémur [27]. Em 1954, Kraft e Levinthal fizeram uma prótese de grande dimensão para a reconstrução total da extremidade distal do fémur, após a ressecção de um grande tumor [28].

Em meados dos anos cinquenta, do séc. XX, Platt de Manchester produziu uma forma condilar (Fig. 2.4) em aço inoxidável para o lado femoral. Como Macintosh, Platt também usou um programa extensivo pré-operativo de fisioterapia. O componente foi ajustado sobre o osso, mas não fixado, e a osteotomia do osso e da patela foi realizada ao mesmo tempo. Os joelhos com degeneração foram enxertados com osso para criar um suporte sólido ao implante. Em 1969 Platt e Pepler [29] relataram um seguimento de 10 anos de 62 joelhos, em 55 pacientes, em que a maioria sofria de artrite reumatóide.

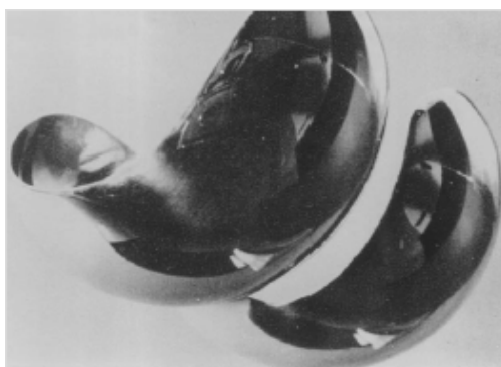


Figura 2.4 - Componente femoral de Platt [19].

Cerca de 50% dos pacientes conseguiram 50° de flexão, enquanto 20% alcançou 90° ou mais. Quarenta e quatro por cento dos pacientes não tinham dor; 23% queixavam-se ocasionalmente de uma pontada; 10% apresentaram anquilose; 20% surgiram infectados, dos quais dois pacientes foram amputados. A prótese condilar femoral da MGH (Massachusetts General Hospital) é de segunda geração da prótese de Smith-Petersen, com a adição de uma haste intramedular. Jones, Aufranc e Kermond relataram uma série de 78 artroplastias realizadas em 1967 [30]. Trinta e duas (41%) apresentaram bons resultados (permitiam um movimento normal), 20 resultados (37%) insatisfatórios, nove casos (12%) apresentaram infecção e três (4%) sub-luxações devido a instabilidade. Catorze próteses (20%) tiveram que ser removidas. Tal como na hemi-artroplastia tibial, estas próteses femorais possuíam a vantagem de promover uma perda mínima de osso, com a correcção das deformações varo/valgo e, intrinsecamente, do balanço ligamentar, mas ficaram associadas a uma elevada taxa de infecção e de instabilidade. O uso de plástico na substituição da zona distal do fémur não parece ter sido muito popular. Registaram-se casos isolados, como o de Kraft, que utilizou o acrílico (após o desenvolvimento da técnica das próteses da anca de Judet) para substituir a zona distal do fémur depois da extracção de um grande tumor.

Tal como Judet, implementou uma haste intramedular de metal e, tal como as próteses de Judet, a haste partiu após um ano.

Artroplastia total de charneira

Além do pioneirismo da artroplastia de Themistocles Gluck, descrito anteriormente, a primeira prótese totalmente articulada do joelho foi aplicada em 1891. Era feita de marfim e fixa com um cimento de resina, pedra-pomes e gesso. Estes implantes foram considerados, pela comunidade científica, como de rápida reabsorção! Não foram utilizadas até aos anos cinquenta, onde com o advento dos metais não reactivos, as próteses de charneira se tornaram na artroplastia padrão. A necessidade de uma charneira era demasiado evidente, já que a artrite do joelho provocava instabilidade e, conseqüentemente, era essencial fornecer estabilidade através do implante. O equívoco na compreensão das causas preliminares da instabilidade nos joelhos reumáticos, quando se considerou a rotura dos ligamentos colaterais como a principal causa, em lugar da perda de cartilagem e de osso, atrasou a substituição correcta do joelho por duas décadas.

Borje Walldius da Suécia foi o primeiro a introduzir uma prótese charneira protótipo em resina de acrílico, em pacientes com reumatismo severo em Outubro de 1951. Alguns casos foram bem sucedidos e dois pacientes, em cadeiras de rodas, voltaram a caminhar [31]. Uma destas articulações funcionou durante 18 anos. As próteses posteriores foram feitas de metal, pelo facto deste tipo de material [32-33] apresentar melhores propriedades face ao desgaste do que o acrílico. Inicialmente, foi usado o aço inoxidável com um rolamento de rolo em Teflon e mais tarde o rolo de Teflon foi substituído por uma liga de Crómio-Cobalto fixo por um parafuso e uma porca de travamento (Fig. 2.5). Note-se que estas próteses não possuíam o ângulo valgo para a haste femoral e não se fazia a distinção entre próteses do joelho direito ou esquerdo, pelo que eram universais. Em 1958 a prótese de Walldius foi modificada para incorporar uma falange patelar e hastes mais longas para o fémur e para a tíbia. A ideia por detrás desta alteração era aumentar a estabilidade, embora as hastes não tivessem mais de 10 cm de comprimento, sendo assim relativamente curtas e muito mais curtas do que as de Shier's (Fig. 2.5).

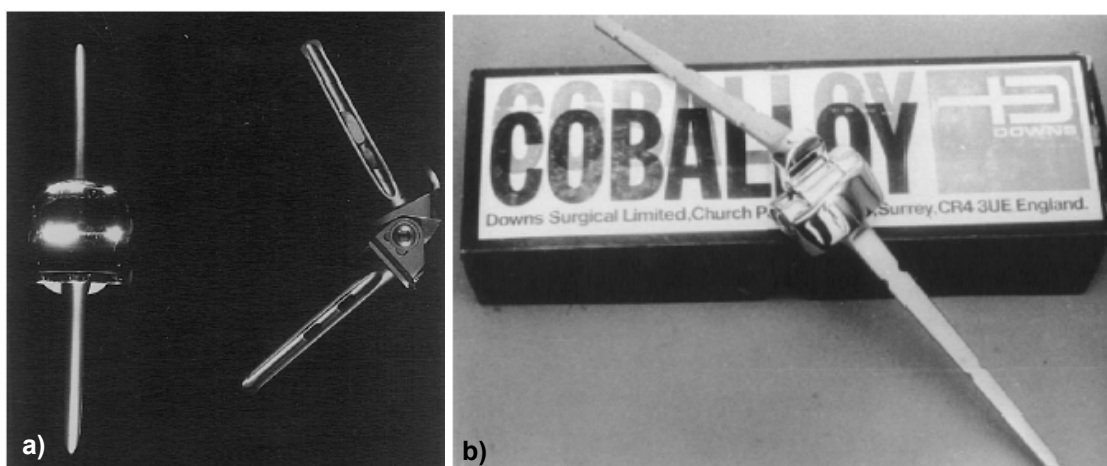


Figura 2.5 – a) Prótese de charneira em CrCo de Waldius [34]; b) Prótese de charneira de Shier [34].

Walldius seleccionava os seus pacientes, principalmente entre aqueles que eram idosos e que não tinham grande necessidade de mobilidade, a fim de minimizar a falha da artroplastia. O objectivo da operação era aliviar a dor e manter alguma mobilidade. A cirurgia era executada utilizando um garrote e através de uma incisão em forma de U. O vértice de cada incisão era distal para a inserção do tendão patelar com as duas pernas em extensão até aos ligamentos colaterais. O tendão patelar era separado, por corte, com um bloco de osso e retirado para cima e, com a expansão dos quadríceps, ganhava-se exposição na articulação. No pós-operatório a perna era imobilizada com gesso, com o joelho em total extensão durante 3 semanas, após as quais as suturas eram retiradas e o paciente começava o trabalho de fisioterapia. Uma vez que o paciente era capaz de estender a perna, era então permitida a carga no joelho com o peso do corpo. Em 1967 Jones reviu 69 pacientes com 80 próteses do joelho operados por Walldius. O seguimento de 58 pacientes mostrou que 20 tiveram dor ocasional, enquanto todos os outros não tinham dor em carga [35]. Quase 60% dos pacientes conseguiram 60° a 90° de flexão e 25% mais de 90°. Oito dos 80 joelhos (10%) sofreram de infecção primária que foi tratada com a remoção da prótese. Em 1950 Shiers [36-38] produziu uma prótese de charneira com uma haste tibial de 15cm de comprimento e um rolamento de rolo na zona posterior, potencializando o nível de flexão, sem interferência dos ligamentos. Esta prótese tinha um componente femoral com uma haste de 17,5cm de comprimento e a charneira atravessava a prótese, ocupando cerca de 3,6cm. A inexistência de um ângulo valgo no componente femoral era um aspecto considerável, sendo que as hastes femorais e tibiais se apresentavam alinhadas. A primeira foi implantada em 1953, em Inglaterra, por Burrows e Scales no Royal National Orthopaedic Hospital e no ano seguinte, Stanmore usou a prótese de charneira para substituir um joelho com uma patologia maligna [39]. Os implantes iniciais não eram cimentados, mas persistia o problema do descolamento, assim como a fractura das hastes, o que originou a consequente utilização do cimento. É de notar que o problema da fixação não ficou resolvido. As duas metades da prótese eram unidas por um parafuso de forma similar à prótese de Walldius.

Em 1970, Arden e Ansell relataram os resultados de 121 joelhos, de 86 pacientes, tratados com a prótese de Shiers [40]. As complicações, nesta série, incluíram uma taxa de infecção de 7,6%. Dois dos joelhos infectaram e foi necessária a amputação. Houve três casos em que a porca da articulação desapertou, necessitando de revisão. Das 121 próteses Shiers, somente 78 foram seguidas entre 6 meses a 3 anos (média de 1,6 anos). Das 78 artroplastias, 60% tiveram um excelente resultado, sem dor e com mais de 90° de flexão; 31% tiveram alguma dor e flexão entre 60° e 90° e; 5% registaram dor forte e menos de 30° de flexão. Três revelaram um problema de extensão em demasia, em cerca de 20°, sendo todas revistas. Alguns autores sugeriram que a elevada taxa de infecção era devida à severidade da intervenção e do tratamento com asteróides durante bastante tempo.

McKee de Norwich, em Inglaterra (pioneiro da prótese da anca metal / metal), desenvolveu também uma prótese para o joelho. O componente femoral tinha uma haste de 10 cm de comprimento e era fixa ao osso através de parafusos sobre o mesmo e sem ângulo valgo na haste femoral. Esta prótese era muito semelhante à de Walldius. Conseguiu um resultado muito satisfatório e o paciente reagiu bem durante 23 anos. McKee fez um desenvolvimento mais detalhado da sua prótese, substituindo os parafusos por cimento e alterando a forma da haste para uma forma cónica de 3 lâminas (Fig. 2.6a). Este investigador concluiu que o cimento distribui melhor a carga, visto que o uso de uma lâmina ou de parafusos tende a concentrar a carga.

O grupo francês “Groupe pour l’Utilisation et l’Étude des Prothèses Articulaires” desenvolveu a prótese de charneira GUEPAR (Fig. 2.6b). Esta prótese tinha o seu eixo de rotação colocado mais posteriormente. Teve um breve período de popularidade, mas mais uma vez sofria de inaceitáveis números de infecções e descolamentos. Contudo, a GUEPAR II, produzida pela Sulzer, ainda subsiste, em especial para joelhos muito instáveis e reumáticos, continuando a ter o seu lugar na cirurgia de revisão. O grupo cirúrgico do Royal National Orthopaedic Hospital, que tinha experimentado a prótese de Shiers em 1954, introduziu a prótese de Stanmore, em 1969, para artroplastias com grande perda óssea. Esta prótese era em titânio, com hastes de 160mm e um rolamento de rolo em Crómio-Cobalto-Molibdénio, com um inserto em polietileno de alta densidade (Fig. 2.6c). Diferente das de Shiers e Walldius, a prótese de Stanmore tinha uma forma oval na secção da haste. A haste femoral tinha um ângulo de 8° valgo e estava posicionada anteriormente à extremidade tibial, para permitir um maior campo de flexão, de 2° de hiper-extensão até 120° de flexão. A falange femoral era alongada, uma característica que ainda se encontra em próteses modernas. A prótese era cimentada e o seu desenho foi modificado várias vezes ao longo do tempo. Lettin (o cirurgião que substituiu Burrow’s) publicou, em 1978, os resultados de 100 artroplastias consecutivas com a prótese Stanmore [41]. Foi feito o seguimento de 2,5 anos em média, no qual setenta e sete por cento dos pacientes apresentaram um aumento da amplitude de movimento e 94% de alívio da dor. Ocorreram 3 infecções profundas, duas das quais implicaram a amputação. Não há relato de falências da prótese, mas a duração de acompanhamento foi relativamente curta para certificar resultados significativos.

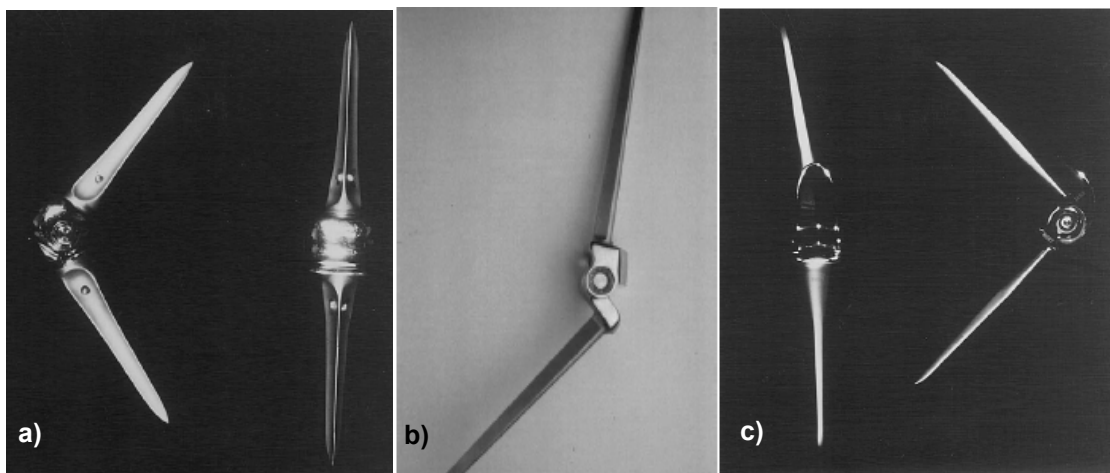


Figura 2.6 – a) Prótese de charneira de McKee [34]; b) Prótese de GUEPAR [34]; c) Prótese de STANMORE [34].

As primeiras próteses de charneira provocaram elevadas taxas de descolamento e de falência mecânica. Além disso, quando falhavam, era muito difícil “salvar” a perna devido à grande quantidade de osso que já tinha sido removido. Este problema levou à introdução das próteses semi-constrangidas de charneira, como a de Sheehan.

Outro desenvolvimento das próteses de charneira foi a chamada charneira relaxada (Sloppy-hinge), um exemplo do grupo do qual a prótese de charneira esférico-centrada faz parte, introduzida em 1981. Esta prótese era, basicamente, condilar com uma ligação por um sistema de esfera e haste. Permitia algum grau de rotação e fornecia, também, alguma estabilidade nos

planos valgo e varo. Existia um variado número de próteses com conceito similar, como por exemplo a de Attenborough (desenvolvida em Hastings, em Inglaterra) e a Kinematic Rotating Hinge, introduzida no mercado pela Howmedica (Fig. 2.7). Tal como a prótese GUEPAR II, um número significativo destas próteses são ainda utilizadas por alguns cirurgiões para casos de severa insuficiência ligamentar. Em conclusão, a prótese total de charneira foi um elemento muito importante no desenvolvimento da artroplastia do joelho, testemunhando particularmente pelos estudos referentes à sua falência.

Entretanto, ocorreram maiores desenvolvimentos de investigação relativos à cirurgia, mais do que os referentes à bioengenharia, já que as próteses eram inicialmente concebidas por cirurgiões. Não houve a apropriada compreensão do alinhamento da perna, do que resultou a ausência, em geral, de hastes com ângulo valgo. Verificou-se pouca compreensão da rotação do joelho e dificuldade em entender a causa da instabilidade no joelho reumático.

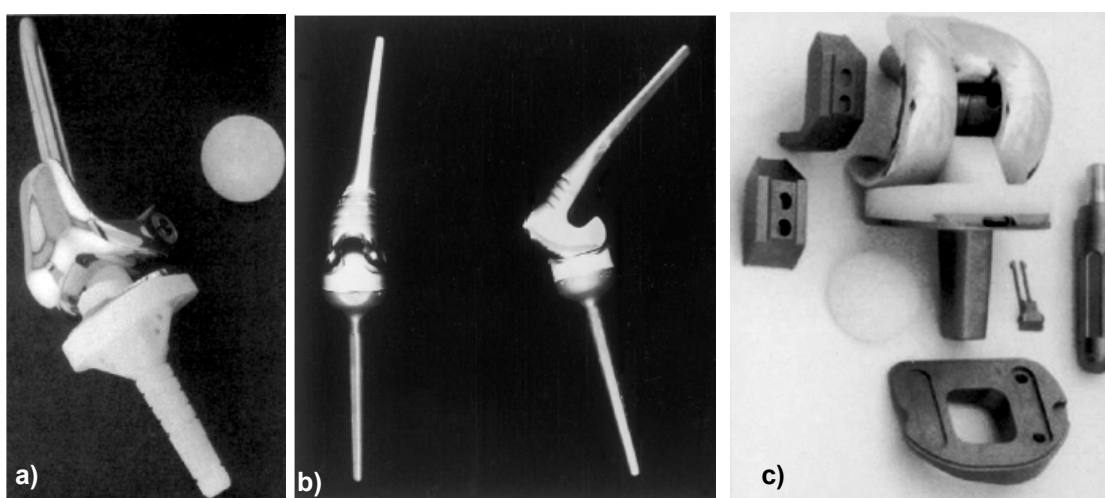


Figura 2.7 – **a)** Prótese KINEMATIC II [34]; **b)** Prótese semi-constrangida de Sheehan [34]; **c)** Prótese condilar semi-constrangida de Insall-Burnstein II [34].

Artroplastia semiconstrangida

Estes implantes foram desenvolvidos, essencialmente, para tentar resolver o problema colocado pela rotação tibial em varo-valgo. Resultaram como inadequados e eram apoiados por estudos de laboratórios de bioengenharia, mas redundaram num beco sem saída. Um claro exemplo desta situação é a prótese de Sheehan (Fig. 2.7), que permitia a rotação na flexão mas provocava rigidez na extensão, tentando reproduzir o mecanismo natural de travamento do joelho no projecto da prótese. James M. Sheehan trabalhava no St Vicents and St Marys Hospital em Dublin, mas trouxe do exterior o seu trabalho de bioengenharia feito no departamento de Bioengenharia da Universidade de Surrey em Guildford. Desenvolveu um variado número de próteses protótipos para testar em joelhos cadavéricos. O côndilo femoral do seu protótipo tinha dois raios de curvatura combinados numa transição suave, o que permitia uma constante mudança do centro de rotação durante a flexão. Os dois côndilos femorais eram posicionados com um ângulo, como num cone, o que possibilitava à extremidade tibial liberdade para rodar na flexão, mas travava-a em extensão. Assim sendo, o componente tibial possuía uma forma complexa, com dois sulcos de côndilos côncavos, fundindo-se numa “tecla” intercondilar em forma de cogumelo. Em extensão, o componente femoral estava literalmente agarrado à extremidade tibial. Não existia nenhum

rolamento patelar na prótese, que eficazmente encaixasse no entalhe intercondiliano, deixando deste modo, pelo menos, um encaixe femoral natural. Infelizmente, faltou largura à prótese, que não se estendeu até aos ligamentos colaterais. Assim, embora parecesse que a prótese de charneira apresentasse a vantagem da estabilidade, esta revelava-se, de facto, instável ao esforço de flexão no plano frontal (varo-valgo). Na verdade, este comportamento era semelhante a um pivot no centro do joelho. Este defeito, combinado com a pequena área de contacto dos côndilos femorais nos sulcos tibiais, conduziu a elevadas taxas de desgaste do polietileno e à rotura, pela base, da “tecla” em forma de cogumelo intercondilar. Embora a prótese desse a impressão de não necessitar dos ligamentos colaterais, o seu resultado estava muito dependente da integridade desses mesmos ligamentos. Resultava em risco de falha, particularmente em joelhos varo com osteoartrite severa, os quais tinham o ligamento medial contraído e o ligamento lateral distendido. Ainda que a própria prótese, com o ângulo na haste femoral de nove graus, corrigisse automaticamente o alinhamento da perna, o joelho continuava desequilibrado e as forças inerentes a este desequilíbrio continuavam a agir sobre a prótese. Tal foi constatável quando Sheehan [42] relatou os seus resultados em 1978, referindo que 80% dos 123 pacientes (157 próteses) tinham artrite reumatóide. Ainda assim, o mesmo relatou resultados satisfatórios para pacientes em que a actividade era reduzida.

Outra prótese engenhosa era a condilar estável produzida por Walker, Insall e Ranawat no Hospital for Special Surgery, em Nova York, em 1974 (Fig. 2.7).

Estas próteses semi-constrangidas foram interessantes biomecanicamente e satisfatórias pela técnica de inserção. Tiveram o seu auge nos finais dos anos setenta, mas não contribuíram realmente com nada de significativo para o sucesso da artroplastia do joelho.

Artroplastia total de superfície do joelho

Esta técnica está a sobreviver ao teste do tempo e estabeleceu as bases para o sucesso da artroplastia do joelho actualmente, tendo a sua origem nos finais dos anos sessenta. Desde o início da sua concepção abrangeu dois conceitos principais. O primeiro, em nossa opinião, bem denominada artroplastia da superfície articular, procurava substituir unicamente a superfície articular dos côndilos femoral e tibial, deixando a zona intercondilar e os ligamentos cruzados intactos. Este conceito deriva, essencialmente, da prótese de Macintosh e as suas descendentes são, hoje, as próteses unicompartimentais. O outro conceito substitui não apenas a superfície articular dos côndilos de ambos os ossos, mas também o sulco femoral e prevê a incisão de um ou ambos os ligamentos cruzados, com o componente tibial a cobrir completamente a superfície da tibia. Estes implantes são denominados, geralmente, de “substituição condilar”, mas naturalmente substituem muito mais que simplesmente os côndilos.

De notar que a articulação patelofemoral continua a ser, ainda, a sua principal fraqueza. Para muitos cirurgiões, as suas principais atracções residem no facto de evitar uma remoção maciça de osso, assim como precaver a terrível dificuldade de salvamento após uma artroplastia de charneira. Este tipo de prótese “condilar” tem uma importância relevante na sua qualidade no mercado actual, uma vez que a técnica é mais fácil de executar e os resultados são mais consistentes e menos dependentes do cirurgião do que as substituições de superfície articular puras (unicompartimentais).

Ambos os modelos tiveram importância crucial na evolução das próteses do joelho. No princípio, não existia nenhuma restrição à rotação tibial, contudo esta era claramente influenciada pelo detalhe da forma da superfície tibial (é de notar a importância da descoberta feita pelos irmãos

Weber, um dos quais era professor de física em Gottingen e o outro anatomista em Leipzig, no ano de 1836 [43], de que a articulação do joelho girava). Os dois tipos dependiam da compreensão correcta do balanço ligamentar e do alinhamento dos membros (fémur e tibia), que foi descoberto relativamente cedo, bem como do problema da diferença entre a flexão e a extensão, que se tornou evidente para a maioria dos cirurgiões no final dos anos oitenta, início dos anos noventa.

Por fim, ambos necessitam de bioengenheiros não só para o desenho dos implantes, mas também para o projecto de instrumentação cirúrgica adequada. Os cirurgiões, por sua vez, terão necessidade de desenvolver uma excelente capacidade de avaliação dos ângulos da articulação.

Artroplastia de substituição da superfície articular

Frank Gunston, canadiano, nascido no Reino Unido, desenhou uma revolucionária prótese total do joelho, enquanto trabalhou no laboratório de biomecânica de Charnley, no centro para a cirurgia da anca de Wrightington (Fig. 2.8). Fez o seu primeiro implante em 1968 e baseou o seu desenho no princípio dos blocos de Macintosh, por substituição do osso danificado e confiando nas tensões dos ligamentos envolventes para garantir a estabilidade. A prótese consistia em dois componentes femorais semicirculares de metal, que se ajustam em dois componentes côncavos tibiais de polietileno de alta densidade. Os componentes femorais eram entalhados nos côndilos femorais e a patela e o sulco femoral eram preservados. Esta prótese tornou-se, desta forma, em duas artroplastias unicompartmentais do joelho. Gunston produziu ele mesmo estas primeiras próteses. Os seus componentes femorais eram semicirculares em secção transversal, de forma similar àquela que hoje encontramos na prótese Oxford, de raio simples. Num acompanhamento de 2 anos (22 joelhos), houve somente dois resultados insatisfatórios [44].

Charnley ficou impressionado com os resultados obtidos e pensou que esta artroplastia se adequava a joelhos reumatóides. Esta foi a primeira vez que metal, polietileno e cimento foram utilizados numa artroplastia total do joelho, abrindo-se o caminho para as próteses modernas utilizadas nos dias de hoje. Este implante demonstrou, claramente, que a instabilidade clínica do joelho reumatóide era sobretudo devida a erosão da cartilagem e do osso, mais do que à destruição dos ligamentos colaterais. Em retrospectiva, foi a incompreensão da patologia do joelho reumatóide que levou a que durante cinco décadas os engenheiros e os cirurgiões aplicassem próteses de charneira. É realmente notável que o implante minimalista de Gunston permitisse maior estabilidade fisiológica do que a estabilidade mecânica dada pelas pesadas próteses de charneira. O implante de Gunston representou uma grande rotura nos processos até aí desenvolvidos, mas infelizmente o seu minimalismo levou à sua falência mecânica, uma vez que os componentes femorais estreitos exerciam elevadas pressões nas superfícies de movimento do componente de polietileno. A técnica de Gunston tornou-se popular durante algum tempo, dando origem nos anos setenta a numerosas próteses dela descendentes: a Marmor, a Manchester, a Polycentric, a Unicondylar e a Duocondylar. As próteses St George Sled e Oxford são, hoje, descendentes dessa técnica. Cavendish e Wright usaram o conceito dos quatro componentes de Gunston, e implantaram a primeira prótese Liverpool em 1972, relatando os seus resultados em 1978 [45].

Este foi o desenvolvimento mais significativo na artroplastia total do joelho que conduziu a resultados consistentes e de qualidade, rivalizando com os da artroplastia total da anca. Dois cirurgiões e dois engenheiros merecem enorme crédito pelas suas ideias inovadoras. Eles são Michael Freeman e Alan Swanson, respectivamente do London Hospital e do Imperial College em

Inglaterra e John Insall e Peter Walker do Hospital for Special Surgery em Nova York, USA. É de notar que Freeman e Insall se graduaram no Corpus Christi College, em Cambridge. Peter Walker era também inglês e fez o seu doutoramento no Medical Research Council Arthritis Unit em Leeds. A prótese ICLH (Imperial College London Hospital) foi desenvolvida no final dos anos sessenta (Fig. 2.8), sendo o primeiro protótipo aplicado em Março de 1970. A prótese femoral de crómio-cobalto resultou do re-design do componente femoral do Massachusetts General, já comprovada e utilizada, à qual foi acrescentada uma pequena haste que era cimentada no local com a ajuda de guias que asseguravam uma posição correcta. Tal faz com que os ligamentos colaterais se encontrem em tensão na extensão e em relaxamento em flexão, o que permitia a rotação. A parte anterior do componente era lisa para prevenir a hiper-extensão e encaixa no prato tibial de polietileno de alta densidade para permitir flexão de 90°. Este conceito de um cilindro num sulco raso permitia excelente estabilidade no plano medial-lateral devido à sua largura, em contraste com a estreita largura intercondilar da charneira semi-constrangida de Sheehan.

O componente tibial era cimentado, mas tinha também dois grampos para uma estabilidade adicional (os grampos foram retirados em modelos mais recentes). Era a primeira prótese a incluir guias especiais e instrumentação para ajudar a realização dos cortes ósseos e implantação correcta. O aparelho tensor do joelho, desenvolvido por Freeman e Day [46] em 1974, é uma herança técnica de Freeman e do ICLH utilizado para controlar o alinhamento e a instabilidade varo-valgo, sendo parte da instrumentação da maioria das próteses condilares. Esta foi uma etapa crucial, não somente por enfatizar a importância do balanço ligamentar, mas tornou-se um processo reprodutível ou se preferimos “à prova de cirurgião”, revelando-se desde então numa etapa essencial na artroplastia do joelho.

A prótese ICLH (Fig. 2.8) foi a primeira a ser sujeita a uma grande experimentação multi-local. Gibbs, Green e Taylor reviram 75 próteses Freeman-Swanson (ICLH), introduzidas entre 1972 e 1975 [47]. Os critérios para o sucesso foram definidos como sendo um paciente com o mínimo ou nenhuma dor, uma junção estável com uma deformação inteiramente corrigida e com pelo menos 60° de flexão e ausência de complicações. Nesta série registou-se, somente, um caso de infecção. Foi conseguida uma taxa de sucesso de 80%. Em 1980 Goldberg publicou os resultados de 70 próteses ICLH em 58 pacientes [48] e relatou uma taxa de insucesso de 18.5%, com quase dois terços a necessitarem de revisão devido a instabilidade, técnica de inserção deficiente, descolamento e restos de cimento, dor patelofemoral ou infecção.

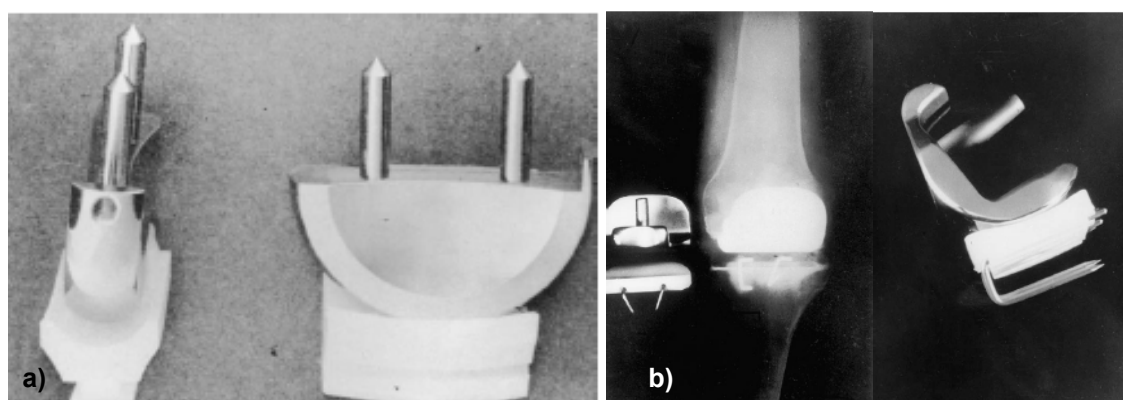


Figura 2.8 – a) Prótese policêntrica de Gunston [49]; b) Prótese ICLH de Freeman e Swanson [49].

Em 1980 Freeman e Samuelson, com a ajuda do engenheiro inglês Tuke, modificaram a prótese ICLH, deslocando a superfície articular tibial posteriormente e diminuindo o tamanho do lábio tibial posterior. Esta prótese, de Freeman-Samuelson, permitia uma maior amplitude de flexão do que a prótese ICLH (flexão fisiológica versus 90° da ICLH) e tinha, também, uma tróclea no componente femoral para ajudar a evitar os problemas da sub-luxação lateral patelar existentes na ICLH.

O Hospital for Special Surgery (HSS) de Nova York teve um papel importante no desenvolvimento dos processos de substituição das superfícies, dando importantes contribuições para o desenho das superfícies articulares, tendo-se já referido as suas próprias contribuições pioneiras para a artroplastia condilar. No grupo anterior, Walker, Ranawat e Insall contribuíram com duas próteses, a unicondilar e a bicondilar (Fig. 2.9), que possuía uma pequena ponte a ligar os dois componentes condilares femorais.

Em 1974 introduziram a primeira prótese Total Condilar (Fig. 2.9). Esta prótese continha muitas das ideias de Freeman, tais como o sacrifício dos dois ligamentos cruzados, executando cortes de ângulo recto no osso e criando espaços iguais e paralelos em flexão e extensão. Consistiu em dar forma anatómica aos côndilos femorais, em criar um falange patelofemoral e em estabelecer um componente patelar de polietileno, distinguindo-se da primeira prótese implantada por Insall em Fevereiro de 1974, que possuía uma pega colocada na parte central do componente tibial. Antes de Walker deixar o HSS em Julho 1976, desenvolveram-se as próteses Condilares totais II e III. Al Burstein juntou-se ao HSS após a saída de Walker de cargo de director do departamento de biomecânica.

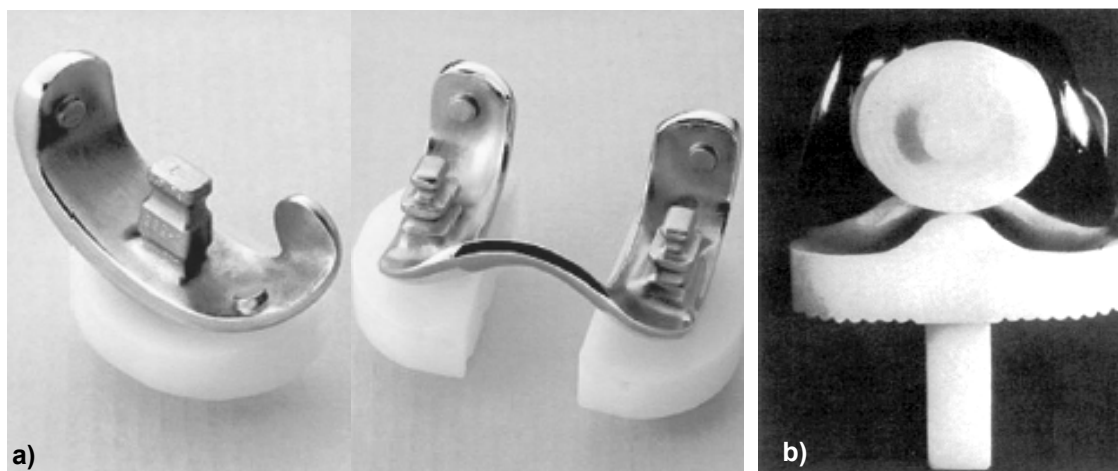


Figura 2.9 – a) Prótese Unicondilar e Bicondilar [49]; b) Prótese Condilar Total de Insall [49].

Os anos setenta foram um período de experiências e, mesmo após o início da utilização da prótese Condilar Total, a prótese Bicondilar continua a desenvolver-se. A evolução da prótese bicondilar foi denominada bipatelar, que era tricompartmental. A pequena ponte da prótese bicondilar expandiu-se para dentro da falange patelar e foi-lhe adicionado um apoio patelar. Permitia a existência de uma ou duas partes no componente tibial, com o entalhe para o ligamento cruzado posterior e uma pega central tibial para melhorar a fixação tibial. Ranawat usou estas próteses de 1974 a 1976 e relatou os resultados na Academia Americana em 1978. As dificuldades em implantar esta prótese preservando o ligamento cruzado posterior; uma maior

incidência de revisão e a qualidade dos resultados que não foram superiores aos apresentados pela prótese Condilar Total levaram à descontinuidade deste implante.

Em retrospectiva, esta experiência comparativa no Hospital for Special Surgery (HSS), estabeleceu eficazmente a confiança e a reprodutibilidade do desenho condilar, mas foi necessária uma década de estudos clínicos antes do reconhecimento generalizado. É possível ver numa exibição de produtos ortopédicos uma grande variedade de próteses disponíveis, especialmente na categoria condilar. Em geral, as diferenças são mais óbvias na instrumentação do que nos implantes propriamente ditos. Cada fabricante tem o seu próprio instrumental e podemos, certamente, estar gratos à competição verificada entre os diferentes fabricantes que permite ao cirurgião diferentes hipóteses de escolha. Existem entretanto diferenças que, apesar de não serem fundamentais na operacionalidade da prótese, como sejam a preservação do osso, o alinhamento da perna, o balanço ligamentar, o campo de extensão flexão, as áreas de contacto e, mais recentemente, a espessura do polietileno, representam grandes variações. As áreas de continuado debate dizem respeito à articulação patelo-femoral e à preservação ou sacrifício do ligamento cruzado posterior. O conjunto formado pelo balanço ligamentar e pela estabilidade é interessante. As próteses condilares, de forma a utilizarem um único componente tibial, exigem o sacrifício do ligamento cruzado anterior (LCA), uma acção que facilita a colocação dos componentes, por permitir deslocar a tibia no sentido anterior. Não há qualquer necessidade de controlo anterior, uma vez que a tibia não se desloca anteriormente durante a flexão. No entanto, o deslocamento posterior é um problema que requer controlo.

Existem três métodos para controlar o esforço de tracção dos músculos durante a flexão. As charneiras e as próteses com um contraforte tibial (por exemplo Insall-Burnstein) confiam na mecânica da prótese e alternativamente, o LCP pode ser poupado e juntamente com o ligamento colateral medial (LCM) promove a estabilidade quando esticado. Este é o mecanismo usado na prótese Kinematic. Finalmente, se o LCA e o LCP forem sacrificados, a estabilidade é conferida pelo cirurgião, realizando o balanço dos LCM e LCL com a correcta espessura do inserto tibial, mecanismo este empregue nas próteses Freeman-Samuelson e Condilar Total.

2.3 - Conceitos das próteses actuais

Existe, actualmente, uma grande variedade de próteses do joelho. Imensos fabricantes colocam à disposição dos profissionais da artroplastia uma grande quantidade de material de substituição, assim como de acessórios de ajuda à intervenção cirúrgica e ao acompanhamento dos pacientes. Actualmente, os estudos procuram desenvolver próteses seguindo uma lógica de economia do capital ósseo, o que conduziu à elaboração de desenhos que provocam menos corte ósseo limitando-se, muitas vezes, ao simples raspar das superfícies do compartimento do joelho, assim como, reduzir a evasão para colocação do implante no paciente.

Os tipos de próteses, actualmente utilizadas na artroplastia do joelho, dividem-se em 3 grandes grupos, existindo modelos específicos para cada grupo:

- Próteses parciais unicompartimentais;
- Próteses fémur-patelares;
- Próteses totais de deslizamento (prato fixo);
- Próteses totais de deslizamento (prato móvel);
- Próteses de restrição varo-valgo.

Os diferentes tipos de próteses são aplicados em função dos hábitos e das convicções dos cirurgiões, mas sobretudo da importância das lesões que fundamentam a realização da artroplastia. Um princípio fundamental básico é a economia óssea, isto é, possibilidade de implantar a prótese que minimize o corte do volume ósseo, permitindo uma intervenção mais simples e, sobretudo, admitindo a possibilidade de retoma cirúrgica futura em condições técnicas satisfatórias.

Se a artrose se limita a um só compartimento, é boa indicação clínica para a prótese unicompartmental, na condição de que os outros compartimentos estejam intactos e de que os ligamentos estejam em bom estado. Podemos, então, ter uma prótese unicompartmental fémur-tibial medial, fémur-tibial lateral ou fémur-patelar.

Se vários compartimentos se apresentarem lesados, a indicação será de prótese total de deslizamento e, de preferência, o modelo com componente em polietileno móvel. Estas próteses são frequentemente indicadas, na medida em que se aplicam quer em caso de artroses muito evoluídas quer na revisão de próteses, utilizando, se necessário, as técnicas de restauração dos ligamentos ou a reconstrução óssea. Como se vê, permanecem poucas indicações para as próteses de charneira e são essencialmente para joelhos com grandes deformações, grande instabilidade ou revisões difíceis com próteses totais.

2.3.1 - Próteses unicompartmentais

Se as lesões do joelho forem limitadas à parte interna ou à parte externa (côndilo medial ou côndilo lateral), da articulação, pode ser suficiente substituir, apenas, as superfícies articuladas da zona atingida. Actualmente o “design” deste tipo de próteses é, basicamente, constituído por 2 ou 3 componentes (Fig. 2.10).

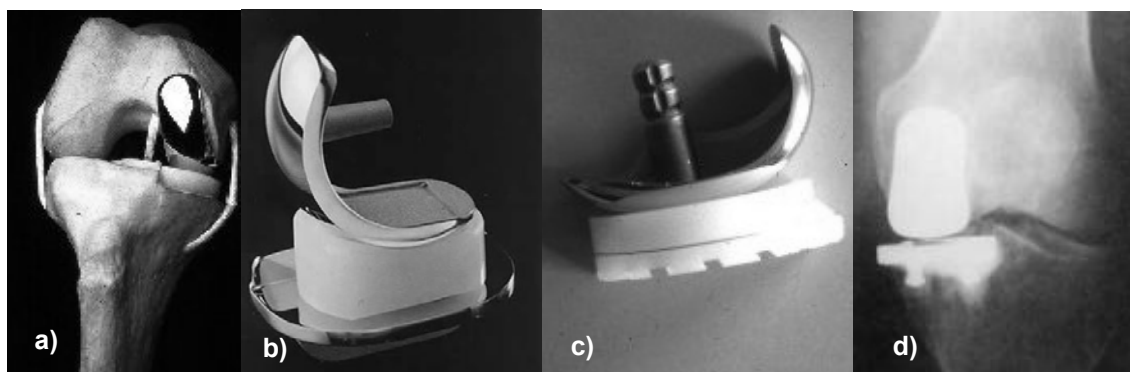


Figura 2.10 – **a)** Esquema de implantação da prótese unicompartmental; **b)** prótese de 3 componentes; **c)** prótese de 2 componentes; **d)** Radiografia a joelho com prótese unicompartmental [50].

No caso de 2 componentes, um é femoral em metal e o outro é tibial em polietileno; no caso da prótese de 3 componentes, que a seguir descrevemos com mais pormenor, dois são metálicos e um em polietileno e no seu conjunto formam a superfície de substituição da articulação no côndilo lesado. Um dos componentes metálicos com a designação de prato tibial (componente tibial) aplica-se na tíbia, na zona do côndilo (lateral ou medial) a substituir. Este é, normalmente, de uma liga de crómio-cobalto ou de titânio e pode ser fixo com ou sem cimento. O outro componente metálico, denominado componente femoral, aplica-se no côndilo do fémur que se pretende

substituir e é de uma liga de crómio-cobalto, sendo a sua superfície de deslizamento convexa, com a forma da articulação condilar e completamente polida para reduzir ao máximo o desgaste da prótese e prolongar o mais possível a sua vida útil. Pode ser aplicado ao fémur, com ou sem cimento ósseo. Finalmente, o terceiro componente é em polietileno de alta densidade e é colocado entre os componentes femoral e tibial. Os bons resultados das próteses unicompartmentais são observados quando aplicadas no tratamento de uma artrose limitada a um côndilo. Não devem ser utilizadas para tratar artrite reumatóide ou outro reumatismo inflamatório, porque o risco de rápida extensão às restantes superfícies articulares é significativo, nem em joelhos em que os ligamentos cruzados não se encontrem em boas condições ou, ainda, em joelhos com desvios superiores a 20° em varo-valgo. As próteses unicompartmentais têm dado bons resultados em cerca de 60% dos casos para 10 anos de observação.

2.3.2 - Próteses fémur-patelares

Estas próteses podem aplicar-se quando a superfície danificada se resume à superfície articular entre o fémur e a patela. Seguem o mesmo princípio da prótese unicompartmental, com a limitação da prótese à zona danificada e cujo design de base é constituído por 2 componentes (Fig. 2.11). Um componente femoral em metal, normalmente numa liga de crómio-cobalto, com uma forma côncava a acompanhar a forma intercondilar do fémur, no plano sagital, e convexa no plano transverso, para permitir o encaixe ao deslizamento do componente patelar em polietileno de alta densidade. Os cortes femoral e patelar são bastante reduzidos para a sua aplicação. O componente femoral pode ser aplicado com ou sem cimento, enquanto o componente patelar é fixo à patela após corte parcial desta com cimento.

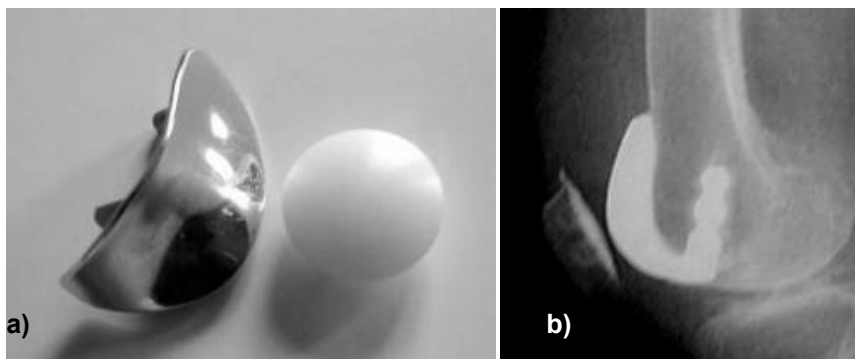


Figura 2.11 – a) Prótese fémur-patelar; b) Radiografia a joelho com prótese patelo-femoral [50].

O argumento dos partidários das próteses fémur-patelares resume-se com o facto da artrose continuar a evoluir com o tempo e este tipo de procedimento atrasará a necessidade de aplicação da prótese de deslizamento total. Em caso de desvio lateral do joelho (varo valgo) não devem ser utilizadas estas próteses.

2.3.3 - Próteses totais de deslizamento de prato fixo

Embora exista um abundante número de desenhos de próteses para a artroplastia total do joelho (ATJ) disponíveis actualmente, regista-se, no entanto, um número limitado de desenhos associados a determinadas funcionalidades. As próteses de deslizamento beneficiaram de um

melhor conhecimento da fisiologia do joelho, em especial das noções de rolamento, deslizamento e rotação tibial. As próteses de charneiras foram abandonadas em proveito de próteses totais de deslizamento, que surgiram no início dos anos 70, mais respeitadoras da anatomia do joelho e, em especial, do seu sistema ligamentar. Elas substituem as totalidades das superfícies articulares do fémur, da tibia e da rótula. São usadas mais frequentemente do que as próteses unicompartmentais e são constituídas por dois componentes separados, um tibial que comporta 2 sub-componentes, um metálico designado por prato tibial normalmente em titânio, que por razões de flexibilidade está fixo à tibia, e outro em polietileno amovível que se fixa no prato tibial e, ainda, um componente femoral metálico normalmente em crómio-cobalto, com forma condilar e que se encaixa na extremidade do fémur. No componente femoral articula-se, ainda, a patela em contacto directo com este ou por intermédio de um componente patelar, em polietileno, que pode ser colocado na patela aquando da cirurgia. O prato tibial pode, também, estar munido de uma haste, para aumentar a sua estabilidade. É colocado sobre a extremidade proximal da tibia após o corte num plano da mesma, sendo este normalmente feito pelo ponto mais baixo da zona condilar da tibia. Os cortes do lado femoral são realizados planos, justapostos e adaptam-se à forma arredondada dos cêndilos femorais, correspondendo ao desenho da prótese, de forma a conseguir-se um perfeito encaixe do componente no fémur, e evitar o uso de hastes femorais. Existe uma grande variedade de dimensões para que se adaptem às condições anatómicas de cada paciente. Estes componentes metálicos podem ser fixos somente por contacto *press fit* ao osso ou com cimento ósseo. Actualmente existem três famílias deste tipo de prótese:

- Prótese para preservação de ambos os ligamentos cruzados (LCP e LCA);
- Próteses com conservação do ligamento cruzado posterior (CR);
- Prótese póstero-estabilizadas (PS) para substituição do LCP e LCA.

Prótese para preservação de ambos os ligamentos cruzados

A forma de restaurar, o mais aproximadamente possível, a funcionalidade do joelho após artroplastia é mantendo ambos os ligamentos cruzados anteriores, substituindo apenas as superfícies femoral e tibial, mantendo ao máximo as estruturas anatómicas do joelho. Esta técnica pode ser utilizada fazendo a biartroplastia unicompartmental com um desenho em que os componentes estão ligados entre si (Fig. 2.9). Contudo, certos factores limitam a prática da preservação de ambos os ligamentos: a instabilidade dos componentes devido às suas reduzidas dimensões; as pequenas espessuras dos componentes em polietileno, que resultam em excessivos desgaste, deformação e a dificuldade do procedimento cirúrgico.

Próteses com conservação do ligamento cruzado posterior (CR)

Actualmente, cerca de dois terços das artroplastias do joelho são efectuadas com a preservação do LCP (Fig. 2.12), apesar de um gradual crescimento do uso de desenhos com substituição do mesmo. Existem razões para que a conservação do LCP seja tão popular. Uma delas é que o LCP promove o deslocamento posterior do fémur, o que permite um aumento da força exercida pelo músculo quadríceps e, combinada com ângulo do prato tibial na direcção posterior, permite um grau de flexão mais elevado. A técnica cirúrgica é mais fácil do que a técnica de preservação do LCA e do LCP. No entanto, a técnica cirúrgica exige cuidados, em especial na obtenção de uma tensão correcta do LCP. Por esse motivo, o risco de erro e de maus resultados é mais

significativo. Com o tempo assistimos, por vezes, a uma distensão do LCP e ao surgimento de uma laxidez posterior. Em certas posições, o paciente pode mesmo ter problemas de estabilidade.

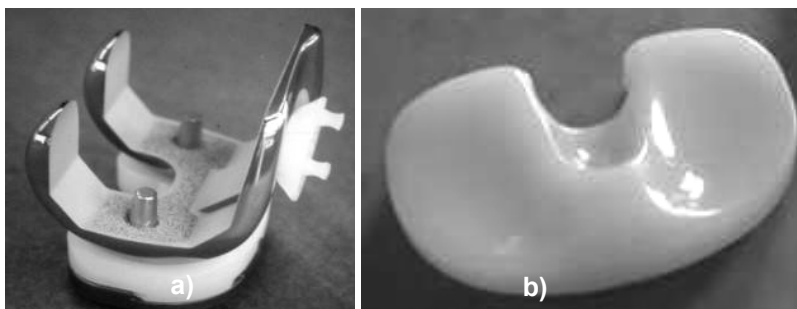


Figura 2.12 – a) Prótese tipo Miller-Galante com conservação do LCP [50]; b) Prato de polietileno de para conservação do LCP [50].

Próteses com componente de polietileno fixo postero-estabilizadas

Estas próteses necessitam da supressão dos dois ligamentos cruzados e foram as primeiras a serem utilizadas. A mais conhecida é a prótese de Insall-Burstein, modelo mais simples representado na Figura 2.13. O prato de polietileno tem no centro uma elevação que impede a tibia de recuar e a forma geométrica desta elevação, em forma de came, provoca o efeito de roll-back (será objecto de estudo mais adiante) do fémur durante o movimento de flexão, substituindo assim, o efeito do LCP.

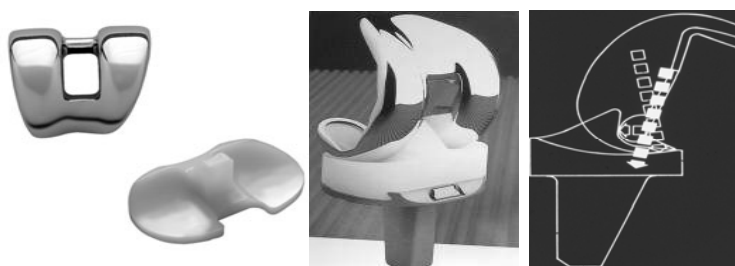


Figura 2.13 – Prótese de Insall-Burstein com sistema de limitação de recuo posterior da tibia [50].

Estas próteses apresentam, como principais vantagens, o aumento da capacidade de força do músculo quadriceps, para ângulos de flexão elevados, e o aumento da amplitude de flexão, já que impede a sobreposição dos tecidos moles na zona posterior do joelho. A came e as formas das superfícies dos componentes femorais e tibiais possibilitam o controlo do movimento antero-posterior, controlando a posição de contacto entre os componentes femoral e tibial, durante o movimento de flexão, assim como, a rotação interna-externa tibial.

2.3.4 - Prótese com componente de polietileno móvel

As próteses (Fig. 2.14) onde o componente de polietileno colocado entre o prato tibial e o componente femoral, ambos metálicos, pode movimentar-se, são conhecidas por próteses de menisco móvel e foram introduzidas no mercado em meados dos anos 70. Estas próteses tentam imitar o joelho natural, onde o componente de polietileno se assemelha ao menisco natural, como

seja na acomodação dos movimentos na direcção antero-posterior e na rotação interna-externa, mantendo uma boa área de contacto durante toda a amplitude de flexão.



Figura 2.14 – Próteses com componente de polietileno móvel [50].

A principal razão deste desenho reside em minimizar o desgaste e a deformação do componente de polietileno, permitindo uma cinemática próxima da do joelho natural. Existem diversos desenhos que permitem a mobilidade do componente de polietileno em simples rotação, deslizamento antero posterior ou na combinação desses movimentos. Estas próteses são, com efeito, constituídas por duas articulações, uma entre a face inferior plana do polietileno e a face superior plana do prato tibial e uma outra entre a superfície superior côncava de polietileno e o côndilo do componente femoral de forma convexa. Como resultado, obtém-se uma liberdade próxima da fisiológica e diminui as tensões ao nível dos componentes da prótese e da articulação fémur-patelar. Este tipo de prótese pode ser aplicada nos casos de sacrifício do LCP ou, também, na sua substituição através do efeito de came no componente tibial.

A maior parte dos pacientes possui uma prótese de componente de polietileno fixo, que reduz a dor drasticamente e pode durar muitos anos. Em certos casos, a actividade excessiva, assim como o peso, podem acelerar o processo de desgaste dos componentes na prótese de componente de polietileno fixo, causando a perda dos componentes e originando dor. No caso de um paciente mais jovem, mais activo ou mais pesado é recomendado, algumas vezes, o uso da prótese com componente de polietileno móvel para potencializar o tempo de vida da mesma, reduzindo o seu desgaste. O cirurgião deve, também, considerar o sexo, o tipo de ocupação profissional, a intensidade da dor, a interferência com o estilo de vida e outras condições médicas na escolha da prótese apropriada. Como desvantagem, quando comparadas com as de componentes fixos, as próteses de componente móvel são menos favoráveis à fraqueza ligamentar da articulação. Elas aumentam as hipóteses de desencaixe da articulação se o estado dos ligamentos colaterais não for o melhor.

2.3.5 - Próteses de restrição varo-valgo

Estas próteses podem ser sem ligação rígida entre os componentes tibial e femoral, e normalmente designam-se por próteses de deslizamento super estabilizadas com elevada constricção condilar, ou com ligação rígida, designando-se por próteses de charneira (Fig. 2.15). Nas próteses super-estabilizadas existe uma significativa elevação da parte central (poste central) do componente de polietileno, que encaixa na caixa existente no componente femoral.

Esta elevação permite o deslocamento relativo antero-posterior, assim como o movimento de flexão entre os componentes tibial e femoral, limitando o deslocamento na direcção medial-lateral

e a rotação varo-valgo. Este poste central deve estar bem dimensionado, de forma a resistir aos esforços varo-valgo. Por vezes, utiliza-se um pino em aço no interior do poste de polietileno, de forma a aumentar a sua resistência mecânica. No entanto, em casos em que se prevêem esforços bastantes elevados em varo-valgo, deve-se optar pelas próteses de charneira, que permitem a ligação rígida entre a tibia e o fémur. Foi conseguida uma grande melhoria pelas próteses charneiras rotativas, já que são munidas de um dispositivo mecânico que permite a rotação entre o fémur e a tibia.

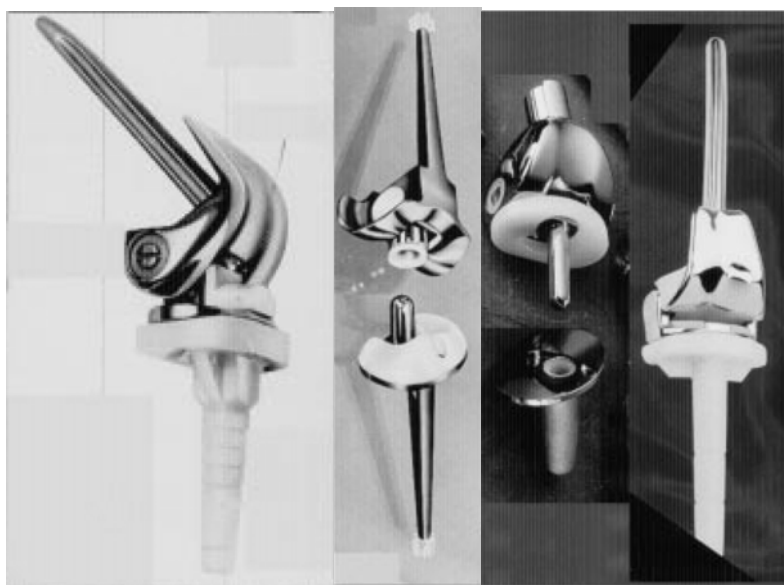


Figura 2.15 – Próteses de charneira [51].

Por estes motivos, logo que os ligamentos estão destruídos ou onde a destruição óssea é muito apreciável, o cirurgião pode optar por este tipo de próteses. De modo a aumentar a capacidade de fixação ao osso deste tipo de próteses, elas possuem hastes longas que podem ser fixas, com ou sem cimento, no fémur e na tibia. A grande desvantagem deste tipo de prótese é a elevada evasão óssea necessária para a sua implantação.

2.4 - Materiais utilizados nas próteses do joelho

As primeiras próteses utilizadas eram em aço inoxidável. Este material é, ainda, utilizado para certas próteses. Actualmente, preferem-se as ligas de crómio-cobalto, que são bastante mais resistentes ao desgaste e, por esse motivo, produzem menos resíduos de desgaste, quase sempre mal tolerados e muitas vezes responsáveis pelos descolamentos das próteses.

As ligas de titânio são utilizadas, normalmente, para o prato tibial metálico. A elasticidade do titânio, relativamente à do aço, é mais próxima da do osso, o que reduz os riscos de reabsorção óssea em torno da prótese. Ao contrário, o titânio e as suas ligas não devem ser utilizados em superfícies sujeitas a esforços de atrito, porque se desgasta muito rapidamente com a formação de partículas que geram reacções inflamatórias, sendo indispensável uma nova cirurgia. Os materiais cerâmicos maciços (Fig. 2.16) são utilizados, há algum tempo, pelos japoneses, mas ainda não existem resultados conhecidos destes. Os materiais constituintes das superfícies de

contacto deslizante devem ser escolhidos em função da maior ou menor libertação de partículas, pelo desgaste que aí ocorre. O componente tibial, que serve de apoio ao componente femoral, é quase sempre em polietileno. Este tem, normalmente, uma espessura mínima de oito milímetros para limitar o risco de fluência e desgaste precoce. A evolução, para as próteses femorais em crómio-cobalto, está ligada às melhores propriedades tribológicas que possui, face aos aços inoxidáveis e às ligas de titânio. Os desenvolvimentos japoneses, para as próteses com componente femoral em cerâmica, destinam-se a reduzir as forças de atrito com o polietileno. Apresenta um risco de maior fragilidade e possibilidade de rotura por choque.



Figura 2.16 - Próteses com componente femoral em material cerâmico [52].

2.5 - Fixação das próteses do joelho

No joelho normal, quatro ligamentos asseguram que os ossos fiquem posicionados e ligados entre si. Durante a substituição do joelho, alguns desses ligamentos, assim como as superfícies de contacto, são substituídas por novas superfícies artificiais da prótese. Esses componentes necessitam ligar-se quer à tibia quer ao fémur. Para isso existem, normalmente, duas soluções que podem ser usadas de forma integral ou híbrida. Uma delas é o uso de cimento (Poli-Metil-Metacrilato) de cura (endurecimento) rápido como elemento de ancoragem da prótese ao osso. O outro tipo de fixação é feito sem cimento, com penetração de tecido ósseo na superfície do implante, preparada para tal, e obtendo-se desta forma a fixação.

2.5.1 - Fixação com cimento

Foi a introdução, realizada por J. Charnley, do Poli-Metil-Metacrilato como cimento ósseo que possibilitou o desenvolvimento das próteses totais da anca cimentadas. As próteses do joelho, que surgiram mais tardiamente, beneficiaram da experiência acumulada pelas próteses da anca. A maioria das artroplastias do joelho é realizada com a aplicação de cimento. Geralmente, os resultados das artroplastias cimentadas são considerados eficazes. A longevidade e a performance da artroplastia dependem de vários factores, como o nível de actividade física do paciente, o seu peso e estado de saúde. O cimento ósseo é aplicado em estado pastoso e solidifica em cerca de 10 minutos. A fixação cimentada cria uma estabilidade entre a interface prótese-cimento, assim como, uma ligação mecânica primária sólida entre o cimento e o osso, permitindo uma distribuição uniforme das cargas entre o implante e o osso.

Actualmente, os componentes metálicos raramente sofrem rotura mas, ocasionalmente, podem descolar-se do osso. Dois processos, um mecânico e outro biológico, podem contribuir

para esse descolamento. O processo mecânico resulta do movimento natural, quando o joelho é sujeito a cargas e tensões, que a prótese transfere para o osso subjacente. Devido à remoção de osso durante a artroplastia, a carga será “absorvida” pelos ossos esponjoso e cortical periférico, que estão nessa zona. Se as cargas são mais fortes do que a resistência mecânica do osso subjacente, ao fim de algum tempo a prótese começará por migrar (afundar) e, conseqüentemente, descolar-se-á do osso e do cimento.

O processo biológico resulta, essencialmente, das cargas aplicadas ao joelho que podem levar ao desgaste dos diferentes componentes com a libertação de micropartículas. Estas podem provocar desgaste excessivo do componente de polietileno. As partículas microscópicas livres da articulação (polietileno e cimento) são absorvidas pelas células em torno da mesma, dando origem a uma resposta inflamatória na tentativa de eliminá-las. Esta resposta inflamatória pode originar perda óssea, processo designado de osteólise. O osso enfraquece e o descolamento da prótese acontece. Apesar de se reconhecerem estes mecanismos de fracasso, a ligação entre cimento e osso é geralmente durável e segura. A artroplastia cimentada foi prosperamente usada em todos os grupos de pacientes para quem a artroplastia total é recomendada, incluindo os pacientes jovens e activos com doença degenerativa avançada.

2.5.2 - Fixação sem cimento

Nos anos oitenta foram introduzidas novas próteses no mercado, com o objectivo de proporcionar fixação directa ao osso, sem o uso de cimento. Essas próteses têm uma topografia superficial que conduz a um intracrescimento do osso sobre a superfície das mesmas. A maior parte possui uma textura ou um revestimento que permite ao novo osso penetrar para os poros da superfície. Podem ser usados parafusos ou pegas para estabilizar a prótese até que o crescimento do osso ocorra. Devido à dependência do crescimento do osso para conseguir estabilidade, os implantes sem fixação por cimento exigem um tempo maior de recuperação. Alguns desenhos de próteses não cimentadas atingiram o mesmo sucesso que as próteses cimentadas, quer na supressão da dor, quer na funcionalidade do joelho. Contudo, as próteses não cimentadas não resolveram os problemas de desgaste e de perda óssea. Em todos os desenhos de próteses, o metal (titânio ou cromo-cobalto) desliza e escorrega sobre o polietileno de alta densidade, gerando partículas microscópicas, que podem activar respostas inflamatórias e provocar osteólise. Devido à relativamente recente utilização de próteses não cimentadas, a comparação com o uso das próteses cimentadas, em termos de resultados a longo termo, ainda não é possível. Mas, resultados de estudos a curto prazo mostram taxas de sucesso comparáveis com as próteses cimentadas. Diferentes tipos de superfícies permitem a osteointegração do osso directamente sobre a prótese em metal, como as micro-esferas metálicas ou metal poroso (Fig. 2.17).



Figura 2.17 - **a)** Prótese coberta de esferas e osteo-integrada (1-metal, 2-micro-esferas e 3-osso) [50]; **b)** Imagem micrográfica mostrando a incorporação de tecido ósseo na superfície de hidroxiapatite [50].

Outra técnica mais recente baseia-se no princípio de revestimentos de superfície osteocondutores, surgida em 1986 para as próteses da anca. O princípio é simples: projecta-se (por uma tocha de plasma) uma fina camada (150 microns em média) de hidroxiapatite que se fixa à superfície da prótese. A hidroxiapatite é um composto mineral do osso que pode ser fabricado quimicamente. O osso vizinho identifica a hidroxiapatite como um dos seus constituintes, fixando-se sobre o revestimento e, portanto, sobre a prótese. Esta técnica é utilizada sobre certas próteses do joelho, em particular para a fixação do componente femoral.

2.6 - Biomecânica

Para o aperfeiçoamento das articulações, artificiais ou de substituição, é necessário uma correcta compreensão da biomecânica deste tipo de articulações. A redução de cargas, neste tipo de articulação, durante as actividades diárias e o desenho de implantes que resistam a essas cargas, contribuem para aproximar o desempenho desta articulação da articulação natural e contribuem para reduzir a probabilidade de falência do implante. Como os implantes são colocados em pacientes cada vez mais jovens e activos, muitas vezes os esforços a que estão sujeitos são muito elevados, podendo conduzir à falência mecânica desses mesmos implantes. Problemas mecânicos associados às articulações de substituição estão, normalmente, relacionados com o desgaste, a rotura mecânica do implante, o descolamento do implante do osso e a infecção. A informação biomecânica, importante para estas causas, tem sido obtida através de estudos *in vitro* em cadáver, simulação dos movimentos e das cargas e estudos de locomoção *in vivo*.

O objectivo global da substituição da articulação é produzir uma restauração das funções da articulação natural, sem dor a longo prazo. Diversos desafios ao nível da mecânica têm de ser vencidos para atingir estes objectivos. Por exemplo, o controlo do movimento da articulação e a estabilidade são alcançados através de uma relação biomecânica intrínseca entre as geometrias das superfícies substituídas e os restantes ligamentos e músculos da articulação.

Por vezes, o desenho de uma articulação artificial para atingir um determinado objectivo compromete outros necessários para o correcto desempenho da articulação. Actualmente, o grande desafio que se coloca a engenheiros e clínicos é o equilíbrio adequado na concepção do implante para que este materialize os diferentes objectivos necessários ao seu correcto desempenho. Um exemplo desses compromissos é o componente femoral da anca não cimentada, que requer uma boa estabilidade rotacional para a promoção do crescimento ósseo na sua superfície porosa. Para ir ao encontro deste objectivo, o componente femoral foi aumentado de tamanho de forma a permitir o preenchimento do canal medular. Contudo, este aumento das dimensões da componente femoral aumentou a sua rigidez, que está associado com um maior efeito de stress shielding.

As forças que actuam na anca ou no joelho dependem das forças externas que actuam no membro inferior, assim como, das forças internas geradas pela contracção muscular. As forças que atravessam as articulações têm sido medidas com transdutores de força ou estimadas utilizando métodos analíticos inversos [53,54]. No entanto, para ambas as técnicas, existem simplificações ou considerações, especialmente devido à acção independente de cada músculo e

às áreas de contacto entre as diferentes superfícies. Assim, a determinação das forças de contacto na anca e no joelho continua a ser um problema indeterminado.

A articulação do joelho depende, essencialmente, dos tecidos moles para a sua estabilidade, enquanto suporta elevados esforços nas articulações tíbio-femoral e patelo-femoral. Os valores de pico das forças, durante o ciclo de marcha, foram estimados através de modelos analíticos [53], e experimentais num único paciente com uma prótese do joelho de charneira instrumentada [54]. A intensidade e frequência das forças de compressão na articulação tíbio-femoral são importantes para a concepção da articulação de substituição. Na articulação surgem três picos de força durante a fase de pé apoiado. Assim, a falha resultante da fadiga das interfaces e no material dos implantes é uma importante consideração a ter no desenho da articulação de substituição. Como visto anteriormente, a parte do prato tibial que está em carga depende do nível de flexão do joelho.

Em muitos desenhos de próteses do joelho só acontece uma área de contacto grande numa pequena porção do movimento da articulação, enquanto que na restante amplitude de movimento a zona de contacto é menor. Quanto menor for a área de contacto, maiores serão as tensões e as deformações induzidas no material. De entre os factores que originam desgaste na articulação tibiofemoral, é de ter em consideração os esforços de rolamento de tracção do fémur na tibia na flexão. Foi possível demonstrar com um modelo bidimensional a presença e a localização de forças de tracção na superfície tibial [55]. Este modelo sugere que as forças de tracção devem ser consideradas no estudo de dano do componente tibial. Diferentes tipos de ciclos de marcha podem causar diferentes forças de tracção na superfície do componente tibial. Assim, o dano provocado no componente de polietileno, pela variação das forças de tracção, pode estar associado a um paciente específico.

2.6.1 - Distribuição da carga medial-lateral

Um dos principais problemas que limitou o sucesso da artroplastia total do joelho nos anos 70 foi a perda do componente tibial [56]. A perda do componente tibial está relacionada com as diferentes cargas entre os lados medial e lateral na superfície do componente tibial que ocorre durante o caminhar ou noutras actividades. Os desenhos iniciais do componente tibial, integralmente em polietileno, não eram suficientes para resistir à desigualdade das cargas. Durante o caminhar, aproximadamente 60 a 70% da carga que atravessa a articulação tíbio-femoral é, normalmente, descarregada no lado medial do componente [53]. O momento adutor é o factor determinante para esta distribuição assimétrica da carga entre o lado lateral e medial (Fig. 2.18) [57].

A distribuição assimétrica da carga no joelho resulta do momento adutor gerado no ciclo de marcha que é extremamente importante para o alinhamento entre a tibia e o fémur após a artroplastia total do joelho ou artroplastia unicompartmental (Fig. 2.19). Joelhos com um alinhamento varo são mais propensos à desigualdade das cargas entre o lado medial e lateral, o que pode promover a perda do componente tibial. Desgaste superior no lado medial tem sido demonstrado em joelhos com alinhamento varo pré-operatório e no lado lateral para joelhos com alinhamento tipo valgo [58]. Para a redução dos problemas ligados à assimetria de cargas no prato tibial, os componentes tibiais foram redesenhados para um prato metálico com um inserto em polietileno, para o contacto com o componente femoral. Adicionou-se, também, uma pequena haste central ao prato metálico e melhoraram-se os instrumentos de alinhamento para os cortes das superfícies, de forma a garantir um bom alinhamento fémur-tibia e por conseguinte obter uma melhor repartição de cargas.

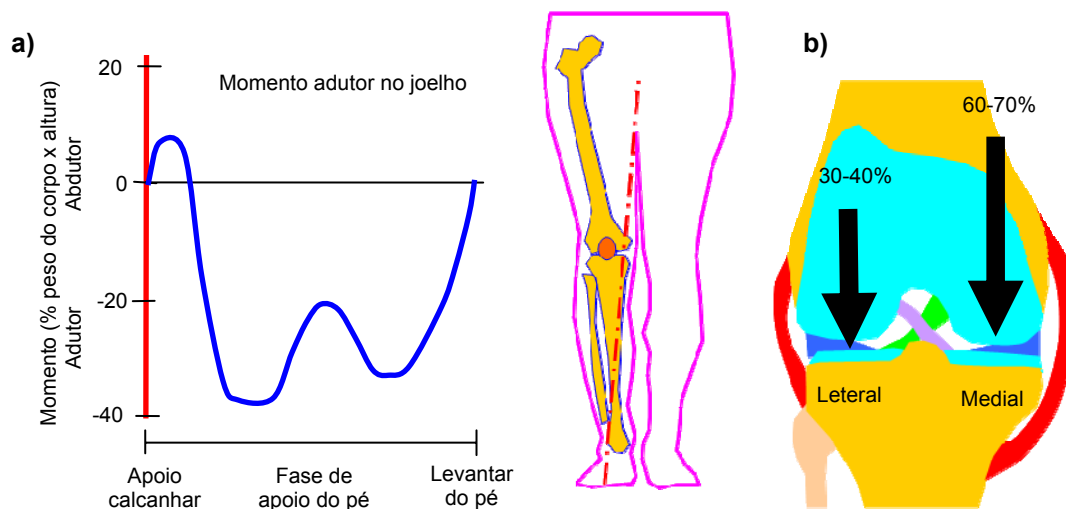


Figura 2.18 – a) Momento de adução-abdução no movimento de flexão do joelho, adaptado de [57]; b) Representação esquemática da distribuição de forças nos côndilos lateral e medial, antes do levantar de pé.

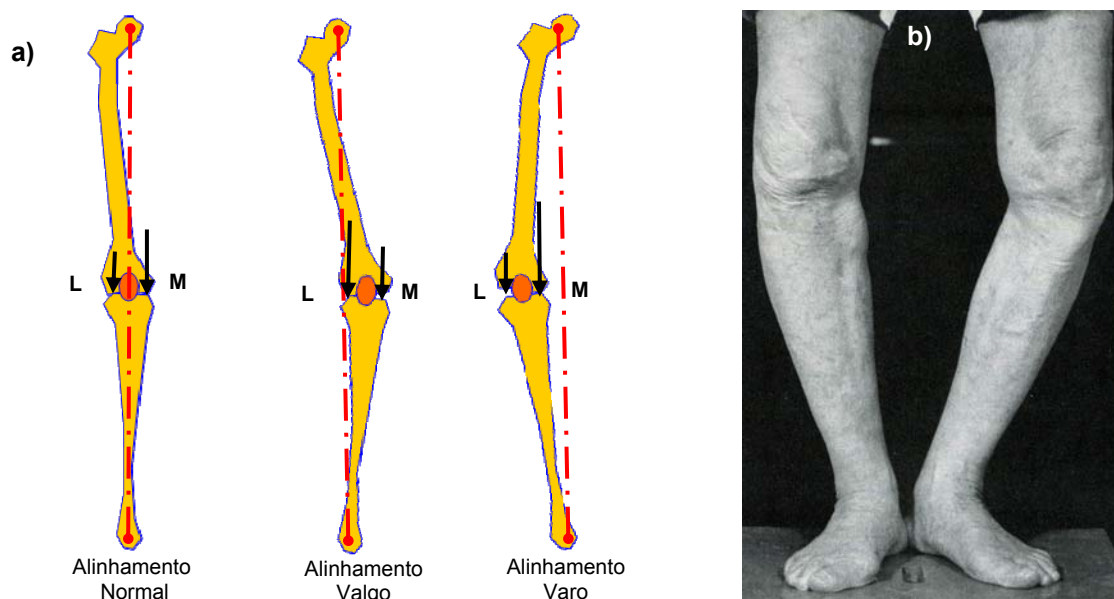


Figura 2.19 - a) Representação esquemática do alinhamento do joelho e distribuição de carga no prato tibial; b) Fotografia de joelho com alinhamento varo.

2.6.2 - Cargas patela-femoral

Nos anos 80, a incidência de perda do componente tibial diminuiu substancialmente, mas surgiram os problemas patelo-femorais, que são a principal causa de insucesso da artroplastia total do joelho [59]. A intensidade da força patela-fémur, assim como, a área de contacto entre estes varia com o ângulo de flexão do joelho. Cargas entre 2 a 3 vezes o peso do corpo atravessam esta articulação para várias actividades diárias. No ciclo de marcha as cargas, nesta articulação, são relativamente baixas porque a flexão do joelho não vai além de 40°. Actividades

como subir escadas podem aumentar esta carga até várias vezes o peso do corpo. Valores muito elevados desta força são um grande risco para a integridade mecânica do implante e para a sua fixação ao osso. Foram relatadas alterações no momento de flexão para a curvatura do componente femoral [60] e altura da patela [61]. Dois grupos de pacientes com desenhos diferentes do componente femoral, essencialmente na curvatura da falange anterior (Fig. 2.20) na zona da tróclea femoral, foram avaliados em subida de escadas. Um dos grupos (desenho não anatómico) apresentou um pequeno raio na falange patelar, o que faz com que a patela se articule mais anterior e distalmente que o desenho do segundo grupo, que possui um raio maior nessa região. O segundo desenho (desenho anatómico) aproxima-se mais do desenho anatómico do fémur nessa zona. O grupo com o desenho não anatómico (patela mais anterior) apresentou um incremento localizado de flexão, na fase final da fase de apoio do pé. Existe, também, um aumento no momento gerado pelos músculos quadriceps na fase final da flexão do joelho. Os pacientes do outro grupo não tinham estas alterações anormais, quer na flexão, quer no momento. O desenho do componente femoral, que replica a curvatura anatómica do fémur, implica mais corte ósseo distal, relativamente ao componente sem curvatura anatómica. Assim, muitos dos desenhos deste componente são um compromisso entre a restauração do movimento natural do joelho e a extensão do corte ósseo. Estes resultados sugerem que a replicação da anatomia patelo-femoral é importante e que tem um efeito significativo no movimento da perna e na transferência de carga patela-fémur.

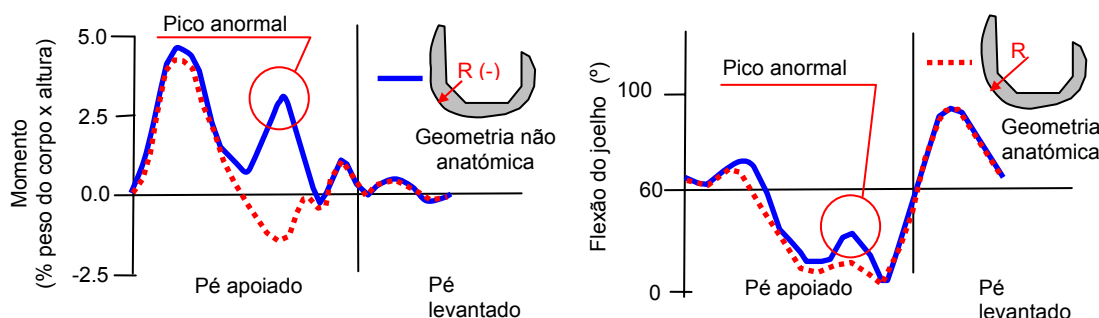


Figura 2.20 – Momento de flexão do joelho e ângulo de flexão ao longo do ciclo de marcha, para um componente com forma da tróclea não anatómica e anatómica, adaptado de [60].

2.6.3 - Altura da interlinha articular

Em algumas situações a linha de junta da articulação tíbio-femoral, após a artroplastia total do joelho, eleva-se, o que resulta no movimento mais inferior da patela em contacto com o fémur. A elevação da inter linha articular afecta a função patelo-femoral e a luxação da patela e tem sido correlacionada com desgaste, decréscimo da longevidade do componente patelar e decréscimo da amplitude de movimento [62]. A altura da patela, com respeito à interlinha articular, tem sido associada a alterações significativas no momento de flexão do joelho durante a subida de escadas (Fig. 2.21). Quando a posição patelar é alterada, 15mm inferior à sua posição normal, ocorre mais de 50% de redução no momento de flexão durante a subida de escadas [61].

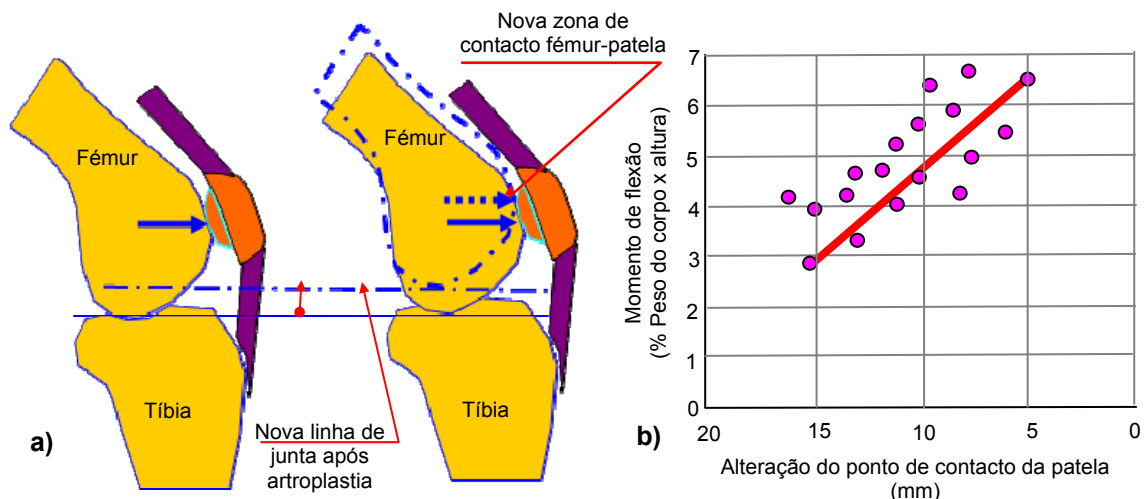


Figura 2.21 – **a)** Alteração do ponto de contacto da patela no fémur, com a elevação da interlinha articular após artroplastia, adaptado de [61]; **b)** Alteração do momento de flexão com a elevação do ponto de contacto com a patela, adaptado de [61].

2.6.4 - Ligamento cruzado posterior

Existem opiniões diferentes relativamente aos benefícios de conservar, substituir, ou remover o ligamento cruzado posterior (LCP) aquando da artroplastia total do joelho [63-65], sem respostas definitivas sobre qual o tipo de prótese que tem os melhores resultados em termos de desgaste, resultados clínicos ou amplitude de movimento. Alguns estudos indicam não encontrar diferenças substanciais na perda de implantes ou no surgimento de linhas de radiolúcência ou, ainda, na amplitude de movimento [66-68] entre os diferentes desenhos. De facto, a amplitude de movimento pré-operatória talvez tenha uma grande influência na amplitude de movimento pós-operatória, mais do que a influência atribuída ao tipo de desenho da prótese [69,70]. A decisão de conservar ou sacrificar o LCP impõe uma selecção adequada da prótese a colocar e das dimensões que esta deve ter de forma a fornecer a restrição apenas necessária (altura do componente de polietileno). A conservação do LCP requer uma interlinha articular bem efectuada, para que a cinemática continue normal após a artroplastia. De outra forma, a cinemática pode ser alterada e as cargas, através da articulação, aumentarem. A limitação do movimento de flexão e o desgaste do polietileno, na zona posterior, têm sido associados a LCP muito tensos e resultam no arrasto posterior do fémur, sobre a tíbia [71,72]. Os desenhos das próteses para conservação do LCP têm, geralmente, uma forma do componente tibial sem constrangimento, mas com uma forte conformação para incrementar a área de contacto e minimizar as tensões, conseguindo minimizar o desgaste no polietileno. As superfícies planas, frequentemente utilizadas nos desenhos de próteses para conservação do LCP, garantem uma área de contacto grande, mas podem resultar em cargas pontuais e tensões elevadas no caso de inclinação do implante.

A remoção do LCP necessita de estabilização posterior, o que resulta num aumento da constrição entre o fémur e a tíbia. Na ausência do LCP, as forças de corte na direcção posterior são suportadas pela interferência das superfícies condilares. Embora os desenhos com maior constrição sejam inerentemente mais estáveis, estes limitam a amplitude de movimento devido à restrição do efeito de roll-back, necessário para atingir a flexão completa (Fig. 2.22).

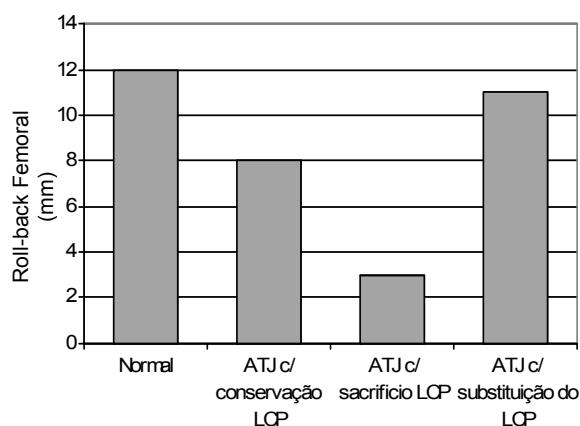


Figura 2.22 – Roll-back femoral em função do tipo de prótese durante a descida de escadas, a 90° de flexão, adaptado de [70].

Os desenhos de substituição do LCP são ligeiramente constringidos em varo-valgo e possuem um mecanismo de came utilizado para forçar o movimento posterior do fémur relativamente à tibia (Fig. 2.23) durante o movimento de flexão.

As variações na cinemática e momentos no joelho durante a subida de escadas sugerem que a conservação do LCP possibilita um funcionamento mais fisiológico do joelho relativamente às situações onde estes foram removidos [73]. Pacientes com sacrifício do LCP têm tendência para reduzir o momento gerado pelo músculo quadríceps pelo facto de não existir o efeito de roll-back do fémur, que permite aumentar o momento gerado pelo referido músculo quadríceps. As diferenças funcionais entre o comportamento do joelho com sacrifício do LCP e com conservação do LCP estão associadas ao efeito de roll-back, ou seja, ao movimento na direcção posterior do fémur relativamente à tibia durante a flexão. O roll-back tem de ocorrer logo na fase inicial da flexão para permitir o efeito de braço para que a força do músculo quadríceps sustenha a perna na subida de escadas.

As vantagens de conservação do LCP são:

- Manutenção das propriedades proprioceptivas do ligamento;
- Transferência de forças pelo próprio ligamento e, assim, a partilha de esforço diminui as tensões na interface osso-cimento;
- Estabilidade antero-posterior.

As desvantagens de retenção do LCP são:

- Não é possível a adequada exposição para a intervenção cirúrgica;
- Dificuldade em realizar o balanço ligamentar colateral;
- Incremento das forças de reacção na articulação e conseqüente aumento do desgaste do polietileno;
- Corte excessivo na zona proximal da tibia para permitir a inserção da prótese com retenção do LCP, quando comparado com uma prótese pósterio-estabilizada,
- Ocorrendo mau posicionamento da articulação, esta tende a diminuir a flexão. A necessidade de alinhar a articulação de substituição pela linha de articulação pré-operativa pode implicar uma demasiada ressecção da zona tibial e o uso de um componente de polietileno demasiado fino.

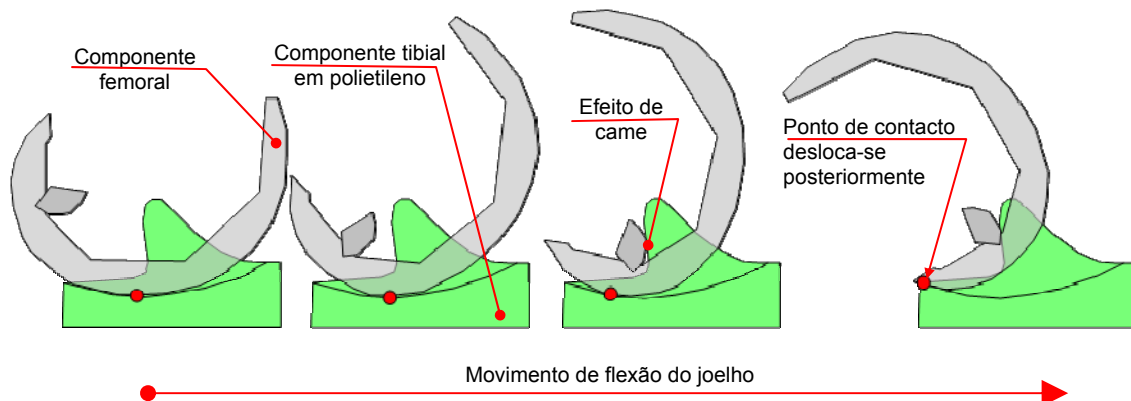


Figura 2.23 – Representação esquemática do efeito de roll-back na prótese para substituição do LCP.

2.6.5 - Conformidade

O grau de conformidade entre o componente femoral e o componente tibial depende do rácio entre raios dos dois componentes. À medida que o raio do componente tibial aumenta, relativamente ao raio do componente femoral, a conformidade decresce e as tensões de contacto entre os dois componentes aumentam (Fig. 2.24). A conformidade é frequentemente usada para caracterização da articulação entre a superfície do prato tibial e a curvatura do componente femoral. Uma geometria plana tem uma conformidade de 1 e não restringe a rotação ou a translação, aplicada somente nas próteses para a conservação do LCP. O prato terá conformidade e constrangimento necessários para próteses com sacrifício do LCP. Para manter a cinemática no plano sagital, o componente femoral terá de possuir um raio menor na zona posterior e um raio maior na zona distal. Assim, não é possível alcançar a mesma conformidade no plano sagital em flexão e extensão (Fig. 2.24).

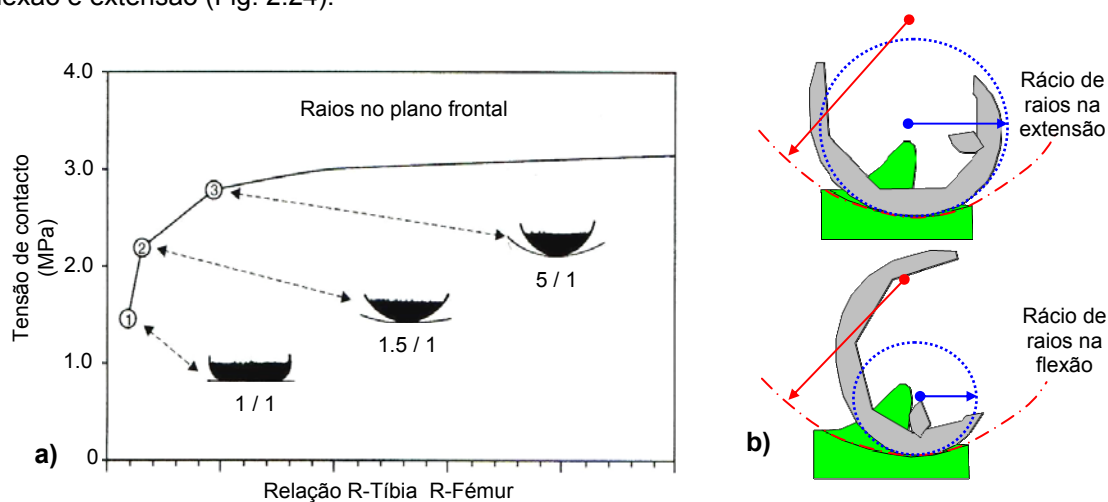


Figura 2.24 - **a)** Tensões de contacto no polietileno em função da relação de raios dos componentes tibial e femoral no plano frontal, adaptado de [74]; **b)** Representação esquemática dos raios de contacto entre os componentes femoral e tibial, na extensão e na flexão do joelho, adaptado de [74].

2.6.6 - Constrangimento

Em geral, o equilíbrio ligamentar é indispensável para um bom desempenho da artroplastia total do joelho. Na presença de deformações ósseas complexas, como deformações severas em valgo ou varo, não é possível alcançar a estabilidade através do correcto balanceamento ligamentar, já que os ligamentos se apresentam bastante deformados, sendo necessário, nestes casos, que o próprio desenho dos implantes assegure essa estabilidade. As próteses do tipo charneira foram utilizadas nos primórdios para contornar essas deformidades, mas estão associadas a baixos resultados clínicos, com elevadas taxas de insucesso. Uma solução mais contemporânea consiste na utilização de desenhos de implantes com elevada constrição condilar. Este desenho elimina a necessidade do balanço ligamentar, sendo a estabilidade varo-valgo providenciada por uma elevação rectangular no centro do componente de polietileno, que funciona numa caixa existente no componente femoral. Este encaixe, do componente tibial no componente femoral, limita o movimento relativo varo-valgo entre a tibia e o fémur no plano frontal (Fig. 2.25). Este desenho, altamente constringido, provou ter resultados adequados para pacientes com grandes deformidades em valgo e que desenvolvam uma actividade fisiológica reduzida.

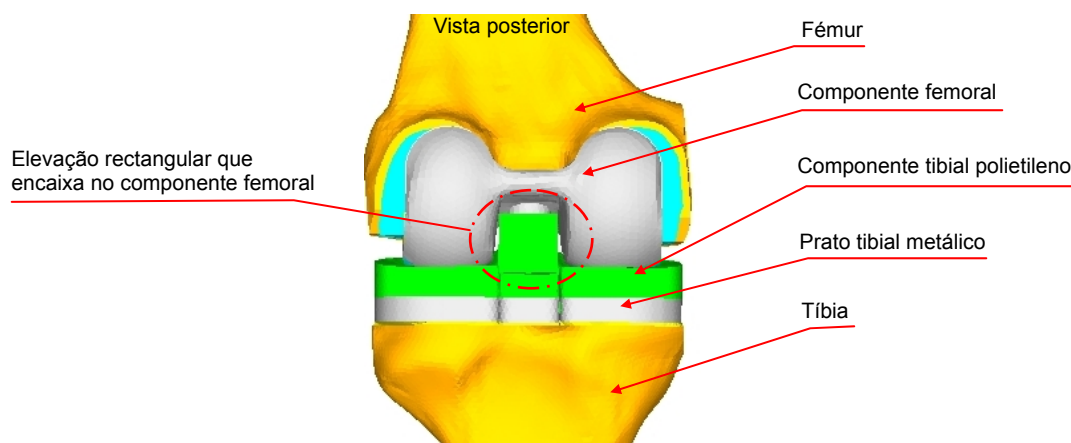


Figura 2.25 – Representação esquemática da elevação do prato tibial e caixa no componente femoral que restringem a rotação em varo-valgo.

2.6.7 - Polietileno

O dano no polietileno foi correlacionado com a sua espessura [75], com as suas propriedades, com a presença de partículas estranhas (cimento ósseo) e com as áreas de contacto sujeitas a tensões elevadas [76]. Os defeitos do próprio polietileno são zonas preferenciais para a propagação de fissuras. Aumentando a espessura do polietileno para no mínimo de 8 a 10mm reduz-se as tensões de contacto e diminui-se o desgaste [75]. O prato tibial metálico foi introduzido para melhorar a distribuição das tensões no osso esponjoso da tibia proximal. Com a introdução deste componente metálico foi necessário aumentar a espessura total do componente tibial, de forma a acomodar a espessura necessária de polietileno. A múltipla natureza das causas para o dano no polietileno torna difícil concluir, de forma conclusiva, quais os mecanismos responsáveis pela sua degradação. Além disso, as diferentes naturezas dos tipos de esforços desenvolvidos no polietileno (compressão, tracção e corte) podem resultar em diferentes formas de dano. Deformação, picada, fissuração e abrasão são formas de dano do polietileno.

2.6.8 - Ligamento cruzado anterior

Na artroplastia total do joelho o ligamento cruzado anterior (LCA) é, normalmente, removido. Nos casos da artroplastia unicompartmental, ambos os ligamentos (cruzado posterior e anterior) são mantidos. Estudos relativos ao ciclo de marcha, após artroplastia total do joelho [57], mostram que a funcionalidade do joelho natural não é atingida na maioria dos pacientes. Algumas análises mostram diferenças nos momentos de flexão e de extensão durante o caminhar. Estas alterações nos momentos de flexão e extensão podem não estar relacionadas com o desenho específico do implante, mas sim com a perda da percepção ou da funcionalidade do ligamento cruzado anterior [77]. A remoção do LCA pode ser uma das causas que limita a recuperação da funcionalidade total de locomoção dos pacientes. Comportamentos similares, nos movimentos de flexão e da extensão foram relatados [78] em pacientes com o LCA danificado.

2.7 - Indicações e contra-indicações

Os sintomas que o doente revela e que, no limite, conduzem à realização da artroplastia do joelho podem ser variados, como sejam:

- Dor insuportável no joelho, que não respondeu a terapias não invasivas alternativas;
- Dor que impede ou limita actividades de importância para o paciente;
- Rigidez na articulação do joelho;
- Instabilidade no joelho;
- Grande deformação no joelho varo/valgo;
- Impossibilidade de dormir por causa de dor no joelho;
- Inchaço em torno do joelho;
- Traumatismo em virtude de acidente no joelho;
- Tumor no joelho.

A lista precedente não pretende ser exaustiva para as razões que podem levar à substituição do joelho, mas geralmente a dor e a limitação de movimento parecem ser factores determinantes para uma intervenção deste tipo. É claro que a artroplastia deve ser encarada como a última solução a apresentar ao doente, tendo as soluções clínicas alternativas sido ponderadas ou aplicadas (medicação, fisioterapia, osteotomia de correcção, artroscopia). Estes sintomas de dor, de limitação de movimento, de instabilidade, de rigidez ou de deformação são, na sua maior parte, consequências de patologias ou doenças das articulações.

Exemplos de patologias em que a artroplastia do joelho pode ser aplicada, são: artrite reumatóide; artrose do joelho (gonartrose ou osteoartrose); artrose pós-traumática e falência de osteotomia tibial alta.

Registam-se, no entanto, patologias do joelho em que a artroplastia é contra-indicada de uma forma absoluta, como sejam: infecção articular activa; artroplastia nervosa e disfunção do mecanismo de extensão.

Contudo, verificam-se situações em que, além da própria patologia em si, a realização da artroplastia deve ser ponderada ou avaliada cuidadosamente, tais como: indivíduos jovens (durabilidade da prótese); indivíduos que realizam actividade física pesada; indivíduos obesos; mau estado físico e ou mental geral.

2.7.1 - Artrite Reumatóide

É o tipo mais comum de artrite inflamatória, chamada também de doença reumatóide para enfatizar a sua natureza generalizada e pode envolver não apenas as articulações, mas também vários outros órgãos internos: olhos, coração, pulmões, vasos sanguíneos, pele, músculos e nervos. Muitos pacientes não desenvolvem complicações e podem viver com mais tranquilidade com a doença. É uma doença pouco comum, que afecta cerca de 1% da população. A maioria dessas pessoas são mulheres, numa proporção de 3 pacientes do sexo feminino para 1 do sexo masculino. Cerca de 80% dos pacientes está entre 20 e 50 anos de idade, embora a doença possa começar em qualquer idade. Os pacientes com artrite reumatóide sentem-se, frequentemente, como se estivessem adoecidos com gripe, com dores musculares e fadiga. No entanto, a condição pode persistir por meses ou anos e a fadiga pode ser incorrectamente atribuída a depressão. As formas mais severas e sem tratamento adequado podem resultar em defeito das articulações dos joelhos, dedos da mão ou pés, punhos, cotovelos e ombros. Geralmente, os dois lados do corpo são afectados e a artrite é dita simétrica. Os prejuízos entre os dois lados são diferentes, muitas vezes sendo o lado direito o mais prejudicado em dextros e o lado esquerdo em esquerdinos. O ponto de partida da doença é a inflamação da membrana sinovial, uma estrutura que reveste a parede interna da cápsula fibrosa que envolve a articulação e cuja função é produzir o líquido sinovial, que nutre a cartilagem e lubrifica a sua superfície, permitindo o movimento normal da articulação. Quando, porém, a membrana inflama, torna-se mais espessa, aumenta de volume e deixa de produzir o líquido sinovial normal, para produzir um líquido inflamatório que destrói progressivamente as cartilagens que revestem as articulações, prejudicando a sua função e limitando os movimentos articulares, causando dor.

Para obter um diagnóstico seguro, o especialista requer numerosos exames, entre os quais um exame específico, o teste RA, que tem por objectivo evidenciar o factor reumatóide, um anticorpo anómalo presente nestes doentes. A artrite reumatóide é uma condição relacionada com a imagem de uma pessoa em cadeira de rodas e mãos curvadas. É verdade que tais pacientes têm, muitas vezes, artrite reumatóide e, em boa parte dos casos, um tratamento adequado e precoce poderia prevenir tais danos. A artrite reumatóide é uma das mais complicadas e misteriosas doenças conhecidas. É um desafio para o doente, para o médico e para a medicina. Felizmente, a doença pode ser estabilizada na maioria dos pacientes, permitindo-lhes o retorno a uma vida familiar e profissional saudável e proveitosa.

2.7.2 - Artrose do Joelho

A artrose, também designada por osteoartrose, osteoartrite, artrite degenerativa e doença articular degenerativa, é uma doença reumática que incide, principalmente, nas articulações dos joelhos, coluna, anca, mãos e dedos e é considerada, pela maioria dos clínicos, como uma doença da cartilagem articular de carácter familiar, talvez relacionada com algum distúrbio auto-imune. Por aparecer em qualquer articulação, mesmo naquelas não submetidas a carga, os ortopedistas em geral e, particularmente os cirurgiões do joelho, vêem a artrose como consequência de um distúrbio puramente degenerativo mecânico da articulação, na maioria das vezes, resultado de um desvio do eixo do membro inferior, em varo ou valgo. Este desvio pode provocar uma sobrecarga no compartimento fémur-tibial medial ou lateral, levando à destruição da cartilagem articular do respectivo compartimento, o que implica o aumento do desvio do eixo mecânico. Ocorre, então, um ciclo vicioso (desvio de eixo - destruição da cartilagem articular - desvio de eixo...), promovendo progressivamente o desvio e culminando com o comprometimento de toda a articulação. Quando não há uma causa identificável, classifica-se como primária. Quando há uma

causa identificável, diz-se que a artrose é secundária. A artrose caracteriza-se pela perda progressiva da cartilagem articular, por uma maior densidade óssea justaposta a essa cartilagem e por uma proliferação de osso nas margens articulares, os chamados osteófitos ou na designação popular de “bicos de papagaio”. Encontram-se evidências de artrose em algumas articulações na maioria das pessoas acima de 65 anos. Mais de 80% das pessoas, acima dos 75 anos são acometidos pela artrose [50], ou seja, a prevalência da doença aumenta com a idade. As mulheres apresentam uma propensão de aproximadamente o dobro para contrair a doença do que os homens e, tratando-se de mulheres negras, essa propensão aumenta para o dobro, em comparação com as mulheres brancas. Diferenças raciais existem, tanto para a prevalência da artrose quanto para os tipos de articulações acometidas. Ignora-se, porém, se essas diferenças são genéticas ou devido ao tipo de uso das articulações, conforme ao estilo de vida de cada grupo étnico.

A artrose resulta de uma combinação de causas locais, como por exemplo um traumatismo, acidente ou queda, quando uma articulação é atingida. Tanto o trauma quanto o uso repetido da articulação se encontram entre as causas da artrose. Alguns estudos demonstraram que a perda da integridade de um ligamento, ou um dano no menisco, podem levar à artrose do joelho. Na doença generalizada, com ataque das articulações das pernas, mãos e coluna, a artrose ocorre devido a uma predisposição genética. A obesidade ou o aumento da massa corporal têm sido associadas com o aumento da prevalência de artrose nos joelhos.

A cartilagem articular desempenha dois papéis essenciais - redução do atrito no movimento e distribuição do peso aplicado sobre a articulação. A principal característica da doença é a perda progressiva da cartilagem da articulação. Há outras, porém, tais como crescimento ósseo novo logo abaixo da cartilagem, que induzem a um processo chamado de esclerose do osso, microfraturas e quistos ósseos. Ocorre, ainda, crescimento do osso nas margens da articulação, levando à formação dos chamados osteófitos, responsáveis pela restrição dos movimentos. Com o evoluir do tempo pode, ainda, ocorrer a atrofia muscular.

Sinais e sintomas são geralmente localizados. No começo da doença, a dor ocorre principalmente ao movimentar as articulações e alivia com o repouso. Com o tempo a dor passa a ocorrer mesmo com esforço mínimo ou em situação de repouso. A cartilagem não tem nervos, por isso não é sensível à dor. Esta é sentida através de outras estruturas que compõem a articulação. Alguns sintomas que ajudam a caracterizar o quadro são leve reação inflamatória, rigidez articular, além de “estalos” na articulação (o médico e o paciente sentem como se existissem grãos de areia dentro da articulação quando esta é movimentada).

Na mão pode haver proeminências ósseas localizadas nas articulações inter-falângicas distais (juntas das pontas dos dedos), que são chamadas nódulos de Heberden. No joelho, a artrose caracteriza-se por dor localizada em vários componentes desta articulação, estalido, atrofia muscular pelo desuso, além dos chamados “joelho varo” ou “joelho valgo”, que consistem no desgaste desigual da cartilagem, tornando os joelhos voltados para fora ou para dentro, respectivamente. Outros locais de manifestação da artrose podem ser o pé ou a coluna. Nesta última é frequente o desgaste dos discos que se situam entre as vértebras, bem como a formação dos osteófitos. As dores são uma constante, mais frequente na coluna cervical ou na região lombar. As radiografias (Fig. 2.26) não definem, claramente, a degeneração mínima ou moderada da cartilagem nos estádios iniciais da doença. São características da alteração progressiva da articulação a diminuição do espaço das articulações por degeneração da cartilagem e a esclerose óssea abaixo da cartilagem. Exames de imagem, como a tomografia computadorizada, a

ressonância magnética e ultra-sons auxiliam no diagnóstico diferencial de lesões por outras doenças reumáticas, mas pouco informam sobre a artrose em avaliações de rotina.

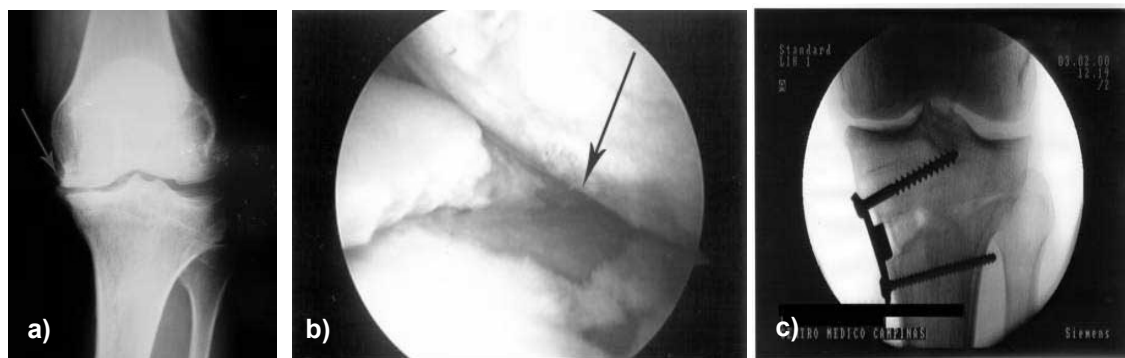


Figura. 2.26 – **a)** Radiografia a joelho com artrose [79]; **b)** Imagem de artroscopia do joelho [79]; **c)** Radiografia de um joelho com osteotomia tibial de correção [80].

2.7.3 - Tratamento cirúrgico

As cirurgias utilizadas no tratamento da artrose incluem a artroscopia, a osteotomia e substituição das articulações doentes por uma prótese total ou parcial (artroplastia). Os avanços nas técnicas artroscópicas permitiram uma maior possibilidade de tratamento cirúrgico na fase precoce da doença. Uma das técnicas mais utilizadas, de momento, é a limpeza articular por artroscopia ou “shaving”. O exame artroscópico (Fig. 2.26) foi proposto como um meio de quantificação da indicação operatória nas artroses do joelho. A artroscopia é, muitas vezes, utilizada para tratamento da osteoartrite do joelho. Visualizando directamente a articulação, pode ter-se uma noção de como evolui o processo degenerativo, assim como, remover fragmentos de cartilagem que se encontrem soltos (corpos livres), ou mesmo fragmentos de lesões dos meniscos que, invariavelmente, são desenvolvidos na doença degenerativa. Tudo isto, somado à lavagem que é realizada durante a artroscopia, com solução salina (fisiológica), alivia em muito os sintomas. Não impede, porém, que a doença evolua; apenas retarda o processo.

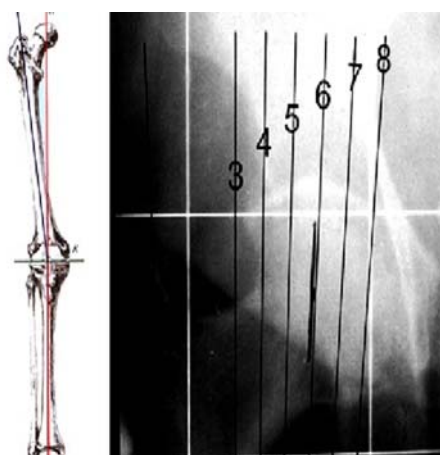
O exame radiológico não possibilita a exacta avaliação do compartimento oposto, que pode estar ilusoriamente preservado. A artroscopia, se evidenciar lesões artrósicas deste compartimento, indicaria em primeira instância a artroplastia total. A artroscopia prévia à osteotomia é usada nos casos em que há suspeita de uma lesão meniscal associada, pois através deste método cirúrgico pode-se corrigir defeitos meniscais, removendo “flaps” ou pequenas alças, lesões comuns nestes casos. A osteotomia correctiva (Fig. 2.26) nas artroses unicompartmentais do joelho pode ser considerada um método de tratamento eficaz. A durabilidade da sua acção antiálgica é, segundo a maioria dos autores, de 5 a 7 anos, mas pode ultrapassar este período, podendo atrasar a indicação de uma prótese total do joelho ou até adiá-la indefinidamente.

2.8- Técnica cirúrgica

Planeamento pré-operatório

A interlinha da prótese deve ficar paralela ao solo, por isso a osteotomia distal do fémur e a osteotomia proximal da tibia devem ser paralelas entre si, paralelas ao solo e, portanto, verticais ao eixo mecânico do membro inferior. Na tibia, o eixo mecânico e o eixo anatómico são

concordantes, mas no fémur o eixo mecânico e o eixo anatómico divergem, sendo necessário determinar o ângulo de divergência entre os referidos eixos. A maioria dos sistemas de implantação de próteses do joelho utiliza o alinhamento intramedular, para efectuar a osteotomia distal do fémur. Na tíbia, o alinhamento pode ser extramedular ou recorrer a ambos. O modo de determinação do ângulo de divergência está exemplificado na Figura 2.27.



Para joelhos com deformidades pronunciadas, desvio axial superior a 10°, o cirurgião pode proporcionar correcção na interlinha, “varizando” ou “valgizando”, consoante a deformidade. Nos casos valgo muito pronunciado (mais de 10°) deve-se “varizar” a osteotomia, preparando a orientação da osteotomia de modo a subtrair cerca de 1° a 2° ao valor encontrado na planificação prévia. No caso de joelho varo acentuado, recomenda-se a “valgização” da osteotomia, acrescentado cerca de 1° a 2° ao valor encontrado na planificação.

Figura 2.27 – Determinação do ângulo de divergência [81].

Via de Abordagem

Nas próteses primárias as vias de abordagem mais comuns são a para-patelar, medial e a via de Engh (Trans-vasto). Menos frequente é a utilização da via sub-vasto. Das três, a mais utilizada é a via para-patelar medial. A via Engh, apesar de mais trabalhosa, não deixa de inserir todo o músculo vasto, permitindo que o mesmo possa ser utilizado na reabilitação imediata.

Quando existem casos de rigidez do aparelho extensor, patela baixa ou aderências, a luxação da patela torna-se difícil, senão impossível. Nestes casos é necessário efectuar o levantamento da TAT (tuberosidade anterior da tíbia), o quadriceps snip ou a via de Coonse e Adams (Fig. 2.28). Esta última abordagem deve ser aplicada em próteses primárias, como opção de recurso para o cirurgião.

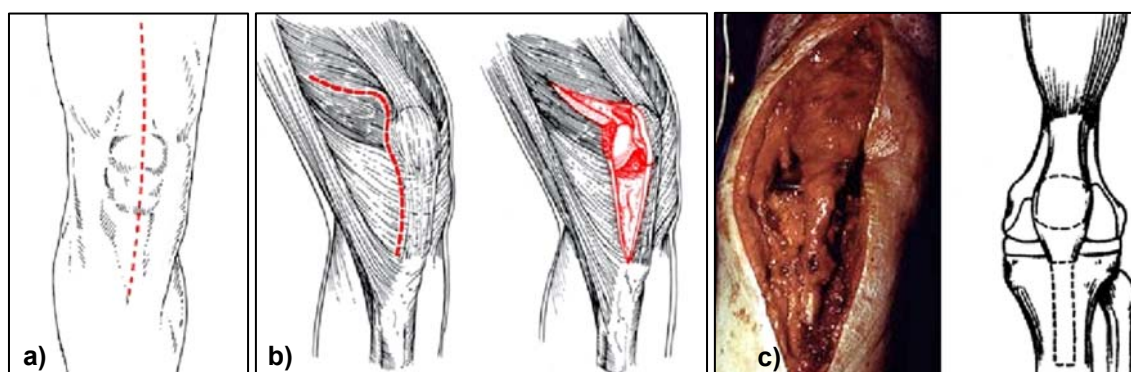


Figura 2.28 – a) Abordagem para-patelar; b) Engh; c) Levantamento da T.A.T [81].

Deve-se reservar, para casos de déficit ósseo da tíbia (ex. joelho com artrite reumatóide), joelhos com aderências do aparelho extensor (gonartrose secundária a doenças reumáticas, cirurgia prévia do joelho), uma vez que possibilita uma boa visualização da rótula, permite o alongamento do aparelho extensor, mas penaliza a extensão activa do doente, perdendo os

últimos 10° a 20° de extensão activa. O quadriceps snip permite dissecar uma parte do tendão quadricipital sem prejudicar, de forma tão intensa, a extensão activa do joelho.

Osteotomia Tibial Proximal

A osteotomia tibial proximal e a osteotomia femoral distal devem ser paralelas entre si, paralelas ao solo e perpendiculares ao eixo mecânico do membro inferior. Para se obterem estas direcções é necessário um guia de osteotomia, geralmente com ranhura. No plano sagital, o prato tibial faz um ângulo de inclinação posterior com o eixo mecânico e anatómico da tibia.

A consideração da direcção da inclinação posterior (“posterior slope”), no plano sagital, é uma opção do cirurgião. Em diversos instrumentais existem, habitualmente, peças de corte com 0°, 3° e 5° de inclinação posterior, relativamente ao eixo mecânico-anatómico da tibia. Regra geral, o cirurgião deve efectuar a osteotomia com uma inclinação de 0°, nos casos em que pretende sacrificar o LCP, e com inclinação de 3° ou 5°, quando se preserva o LCP. Nos casos em que se sacrifica o LCP, a inversão da inclinação posterior, na osteotomia, permite um aumento da estabilidade anterior do joelho no plano sagital.

A estabilidade anterior do joelho é dada, preferencialmente pelo LCA, contudo, mesmo com a integridade do LCA, existe translação anterior da tibia, quando fisiologicamente os doentes têm aumento da inclinação tibial posterior, translação que é directamente proporcional ao grau de inclinação tibial. Nas próteses, a inversão desta inclinação diminui a translação anterior da tibia, mesmo quando o LCA foi ressecado. Quando o cirurgião opta por preservar o LCP, não pode optar pela osteotomia a 0°, pois tal leva à colocação, em tensão máxima, o LCP a partir de 90° de flexão e, com isso, à diminuição de mobilidade. A opção por uma osteotomia de 3° ou de 5° é, também, uma escolha do cirurgião que, contudo, deve ter em mente a possibilidade do aumento da translação anterior da tibia com o aumento da inclinação tibial.

A determinação do ponto de entrada, da guia intramedular, faz-se no cruzamento dos dois eixos identificados no modelo (Fig. 2.29). Determinado o ponto de entrada da guia intramedular, realiza-se a furação e a introdução do respectivo guia, procede-se à montagem da guia de corte e ao controlo, com a guia extramedular (facultativo), para verificar se a osteotomia corresponde ao planeado previamente.

Verificada essa conformidade, retira-se todo o material de apoio, ficando apenas a guia de corte, apoiada em dois pinos (Fig. 2.29), e executa-se a osteotomia proximal da tibia, com cuidado especial no levantamento da parte ressecada para não fazer efeito de alavanca, nem retirar osso esponjoso da zona metafísica da tibia, pondo em risco uma boa zona de apoio da prótese.

Osteotomias Femorais

A utilização de um guia de orientação intramedular (Fig. 2.30) obriga a calcular o ângulo de divergência do eixo mecânico/eixo anatómico do fémur. Nos casos de valgo muito pronunciado (mais de 10°), deve-se varizar a osteotomia preparando o seu orientador de modo a subtrair cerca de 1° a 2° ao valor encontrado na planificação prévia. No caso de varo acentuado, recomenda-se a “valgarização” da osteotomia, acrescentando cerca de 1° a 2° ao valor encontrado na planificação. De acordo com o material utilizado após a introdução do guia intramedular, a preparação da osteotomia distal femoral deve utilizar o ângulo escolhido no período pré-operatório. A colocação da peça de corte deve respeitar as indicações do fabricante. No caso em discussão, utiliza-se um posicionamento de corte de 9mm, distância prevista para a espessura do componente femoral. Para a marcação da zona de entrada da guia intramedular, servem como

guias de orientação o rebordo posterior do côndilo posterior, a linha bi-epicodiliana ou a linha trocoidilar perpendicular à linha bi-epicodiliana e o guia intramedular, como no modelo da Fig. 2.30. Colocando a guia de osteotomia, o cirurgião pode iniciar a mesma com recurso a serra oscilante. Deve ter o cuidado de visualizar a serra durante a operação, para evitar que lâminas, muito flexíveis, façam uma osteotomia muito oblíqua anteriormente. A medição do tamanho do componente femoral é efectuada com recurso a aparelho disponibilizado no instrumental de aplicação. Deve ter-se o cuidado de verificar se a posição da osteotomia femoral anterior respeita a cortical anterior do fémur. Muitas vezes, tal não é possível nas dimensões existentes na prótese seleccionada. Nesse caso, o cirurgião deve optar pelo tamanho menor. Caso tal implique uma osteotomia que fique mais de 1mm posterior à cortical anterior, pode reorientar a osteotomia femoral distal, dando-lhe uma inclinação posterior de 3°. Este desvio permite, igualmente, uma inclinação no sentido anterior das osteotomias anterior e posterior. Com esta medida, consegue-se preservar a cortical anterior do fémur.



Figura 2.29 – Imagens de marcação do centro de introdução da guia intramedular e osteotomia da tibia [81].



Figura 2.30 – Imagens de acessórios de guiamento e osteotomia femoral distal [81].

Balanço ligamentar

O balanço ligamentar constitui a parte mais importante de uma cirurgia ligamentar. No âmbito do conceito de balanço ligamentar é fundamental entender-se que tem de obter-se um espaço igual em extensão e flexão. No balanço ligamentar é necessário obter, quer em extensão, quer em flexão a 90°, um rectângulo cujos lados menores tenham a mesma medida em qualquer das posições citadas. Nesse rectângulo, a linha superior é, em extensão, a osteotomia femoral distal e, em flexão, a osteotomia femoral posterior. A linha inferior do rectângulo é, sempre, a osteotomia tibial e relaciona-se quer com uma quer com outra, consoante esteja em flexão ou em extensão. Caso existam diferenças na dimensão dos lados menores, será necessário responder às seguintes questões:

1 - Ambos os lados menores têm o mesmo comprimento?

2 - Há diferença no comprimento entre os lados menores do retângulo?

Quando há uma diferença entre o comprimento na extensão e na flexão, podem ser equacionadas várias possibilidades. Se o espaço em flexão está normo tenso, o espaço em extensão pode ser de comprimento superior ou inferior ao espaço de flexão. Quando se apresenta de comprimento inferior na extensão, deve-se a uma osteotomia femoral distal insuficiente, bastando para isso recolocar o bloco de corte e refazer a osteotomia mais proximal. No caso de o espaço ser superior em extensão, então verifica-se o inverso e pode ser necessário colocar uma cunha metálica distal, pois a osteotomia resultou excessiva. Se o espaço em extensão está normo tenso, o espaço em flexão pode ser de comprimento superior ou inferior ao espaço em flexão. No caso de ser de comprimento inferior em flexão, tal é consequência de uma osteotomia femoral posterior insuficiente. Pode-se efectuar uma osteotomia anterior e posterior, com um número imediatamente inferior. Deve ter-se em conta a possibilidade de a osteotomia anterior ser muito posterior à cortical femoral anterior. Caso o espaço em flexão seja superior ao espaço em extensão, a osteotomia posterior foi muito grande. Deve considerar-se a hipótese de colocar um componente femoral de tamanho imediatamente superior. Se os lados menores do retângulo têm comprimentos diferentes (Fig. 2.31), deve-se verificar, de imediato, a ortogonalidade das osteotomias. Caso estejam correctas, efectua-se o balanço ligamentar.

Compartimento medial: no lado medial, com o joelho em flexão, as fibras anteriores do ligamento colateral medial (LCM) estão tensas, enquanto as fibras posteriores estão laxadas. Assim, deve-se efectuar a dissecação perióssea das fibras anteriores do LCM com um escopo ou um dissector rombo. Deve ter-se em atenção que a inserção do LCM está cerca de 10 a 15mm distal à inter-linha articular e, por isso, a dissecação deve respeitar esses limites sob pena de causar rotura iatrogénica do LCM. Não se deve efectuar qualquer manobra nas inserções do tendão da pata de ganso. Quando a tensão acontece com o joelho em extensão, as fibras a dissecar são as fibras do LCM e, eventualmente, da cápsula posterior. Pode-se completar o processo com a dissecação sub-perióssea do tendão do músculo semi-membranoso.

Compartimento lateral: quando o comprimento menor é do lado lateral, torna-se necessário definir se é em extensão ou em flexão. Caso seja em extensão, executa-se uma tenotomia do tensor fáscia lata. Caso seja em flexão, esta estrutura não tem qualquer influência no equilíbrio ligamentar, devendo efectuar-se uma desinserção cuidadosa e progressiva do ligamento poplíteo e do ligamento colateral lateral, junto à inserção femoral. Quando o cirurgião preserva o LCP deve ter, igualmente, muita atenção ao plano sagital e ao estado de tensão do LCP. Uma forma de ter a certeza de que não há tensão excessiva sobre o LCP, consiste em observar o componente tibial de prova quando se efectua flexão e extensão do joelho. Aqui, se este componente bascular anteriormente, deve-se avaliar a tensão do LCP, verificando se a angulação posterior da osteotomia foi suficiente, ou se valerá a pena aumentá-la. Caso não consiga bom balanço, deve efectuar-se uma dissecação romba da cápsula posterior, junto às inserções tibial e femoral. Se não for suficiente, deverá realizar-se uma capsulotomia da cápsula posterior. Efectuar pequenas incisões transversais, na mesma, com auxílio de um bisturi de lâmina pode ser, também, uma solução. Quando não se conseguir o equilíbrio, deve ponderar-se a hipótese de sacrificar o ligamento LCP.

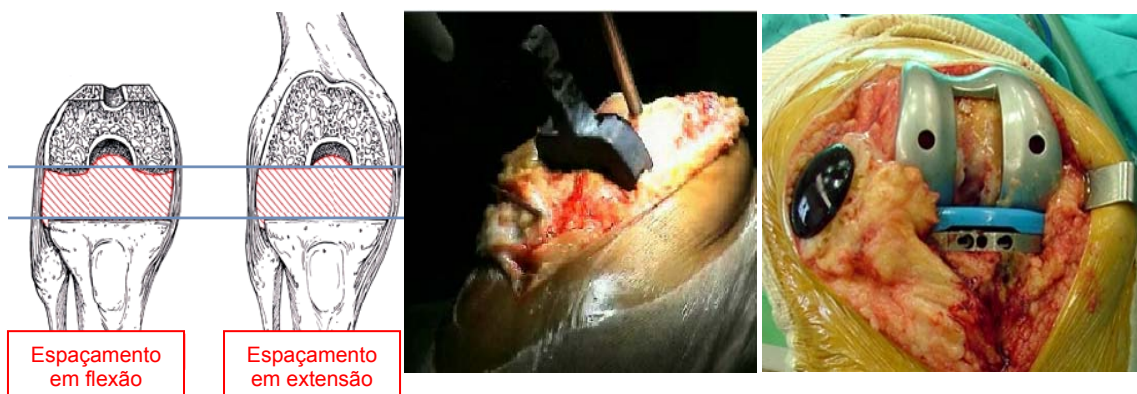


Figura 2.31 – Imagens do balanço ligamentar com os devidos e acessórios para ensaio [81].

Osteotomias finais

Após a verificação anterior deve efectuar-se os cortes femorais distais, com a utilização do guia específico para os mesmos (Fig. 2.32).

As osteotomias finais iniciam-se com as osteotomias superiores, seguindo-se a osteotomia inferior.



Figura 2.32 – Imagens dos guias de corte e corte final femoral [81].

Teste de prova

No plano frontal, o tendão quadricipital, a rótula e o tendão rotuliano fazem um ângulo de abertura lateral denominado de ângulo Q. Na prótese, é necessário respeitar o mesmo e, por isso, o componente tibial deve ser colocado com uma ligeira rotação lateral. A TAT serve de guia como se mostra na imagem (Fig. 2.33).

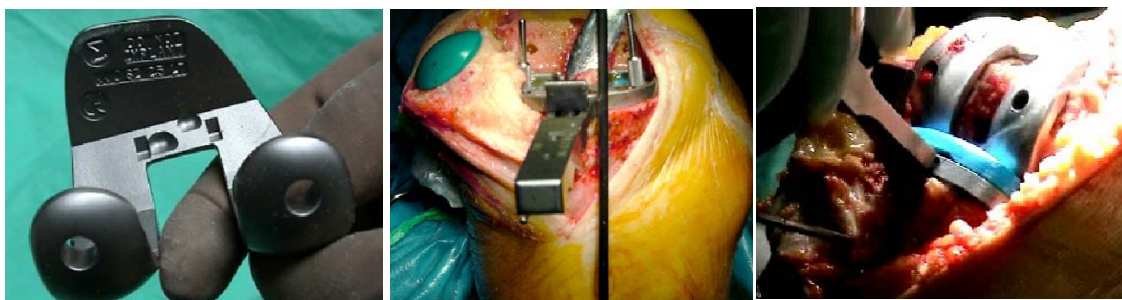


Figura 2.33 – Imagens dos componentes de prova e ensaio final [81].

Caso não se respeite esta rotação, o componente tibial terá tendência a ser colocado em rotação medial e, com isso, possibilitar a sub-luxação lateral ou báscula da rótula, que pode ser causa de dor persistente após colocação de prótese do joelho. Inicia-se a introdução do componente femoral, posteriormente à introdução do componente tibial, com este previamente calculado, e verifica-se, novamente, o balanço ligamentar em extensão e flexão, confirmando se não há laxides ou retracção dos lados medial e lateral. Deve-se, depois, orientar o corte definitivo com a ajuda das marcas do prato tibial e dar um pouco de rotação lateral, relativamente à tuberosidade anterior da tibia, controlando o processo com a guia extramedular. Deve-se, ainda, verificar a centragem rotuliana relativamente à chanfradura. No caso do modelo da preservação do exterior, é nesta altura que se fazem os orifícios de fixação da prótese e, retirados os componentes, procede-se então à abertura da quilha, com a fixação provisória da peça de adaptação com recurso a dois pinos.

Substituição patelar

A substituição patelar (Fig. 2.34) é desaconselhada em situações de má qualidade óssea, sem dor fémur-patelar e rótula alta/baixa. É aconselhada em rótula displástica, joelho submetido a múltiplas cirurgias e artrite reumatóide. Quando planeia a substituição patelar, o cirurgião deve calcular a profundidade da osteotomia da patela, tendo em atenção que:

- a parte restante da patela não deve ter menos de 12 a 15mm de espessura.
- a espessura total da patela e do componente patelar nunca deve ser superior à espessura inicial da patela.

Quando se preserva a rótula, recomenda-se a exérese de toda a cartilagem da patela, devendo ter-se o cuidado de não agredir o osso sub-condral. Um bisturi e uma cureta são excelentes para o efeito.



Figura 2.34 – Imagen da substituição patelar [81].

Implantação definitiva

Após os componentes definitivos devidamente preparados e montados, a sequência deve ser rótula, tibia e fémur (Fig. 2.35).



Figura 2.35 – Imagens de colocação dos componentes definitivos no joelho [81].

A rótula coloca-se em primeiro lugar, aplicando-se o cimento posteriormente no planalto tibial e na base do componente femoral e tibial, sobretudo na quilha, que deve levar um pouco de cimento, saindo o excesso de cimento com a pressão da aplicação. De seguida, retira-se o cimento excedente e, posteriormente, pode aplicar-se o componente tibial, o componente femoral, enquanto se cimenta o osso, e um pouco de cimento na região anterior, para se obter boa adesão e cimentação. Seco o cimento, é retirado o excesso e executam-se manobras de flexão e extensão e de verificação da centragem rotuliana.

Encerramento

O encerramento deve ser feito plano a plano, cuidadosamente, e respeitando a membrana sinovial, a zona muscular e a pele, sendo recomendada a drenagem.

2.9 - Complicações

A cirurgia da artroplastia do joelho é, geralmente, bem sucedida e as complicações são raras. Registam-se 90 a 95% de situações sem ocorrência de problema sério. A complicação mais temível é a infecção. A possibilidade de ocorrência de uma infecção, num joelho que nunca foi operado antes, é de cerca de 1%. A infecção pode ser causada, por exemplo, por bactérias que entram no joelho no momento da operação, porque existem sempre bactérias no ar. As precauções que se tomam, contra a infecção, são a efectivação de certos cuidados no momento da cirurgia e o uso de antibióticos durante o período de internato hospitalar. As infecções podem ser introduzidas no joelho pela corrente sanguínea a qualquer momento, depois da operação. Se o paciente que foi submetido a uma artroplastia total do joelho tiver uma infecção bacteriana em qualquer parte do corpo, deve ser tratado rapidamente por um médico, sob risco de ter problemas no joelho intervencionado. Infecções virais, como gripes e resfriados ou micoses não representam perigo. A longo prazo, o descolamento da prótese, como já mencionado, é a principal complicação a registar. A durabilidade da prótese é determinada por três factores, sendo a capacidade técnica do cirurgião o primeiro e o mais importante deles. Se a operação é bem feita, ela durará muito mais do que no caso de uma cirurgia incorrectamente executada. O segundo factor, é a intensidade do esforço a que a prótese será submetida e isso depende da actividade do paciente. Exercícios como correr ou levantar objectos pesados podem causar grandes esforços na articulação e soltar a prótese com o decorrer do tempo. Pessoas com excesso de peso podem acarretar problemas na prótese, mesmo em actividades normais. Andar em terreno plano, nadar ou andar de bicicleta não causam grandes esforços ao joelho e podem ser feitos sem preocupação. O terceiro factor a considerar, é o estado do osso do paciente. Por vezes, a osteoporose, deformidades ou cirurgias prévias podem comprometer a qualidade da fixação da prótese ao osso. Problemas de cicatrização podem, também, ocorrer na artroplastia do joelho. A pele que cobre o joelho pode não cicatrizar e algumas partes da mesma podem acabar por morrer. Esta é uma complicação relativamente séria, mas ocorre numa percentagem muito baixa e deverão ser tomadas todas as precauções para evitar que isso aconteça. Em operações complicadas, pode haver alteração dos nervos da perna. Quando isso ocorre (menos de 1% dos casos), o nervo atingido é, geralmente, aquele que movimenta a ponta do pé para cima. Na maioria dos casos existe recuperação espontânea após alguns meses. Aproximadamente em 1% dos casos podem ocorrer complicações com a patela, que permite executar os movimentos normais. Podem acontecer estalidos no local e, às vezes, é necessária uma nova cirurgia para

corrigir o problema. Uma possibilidade remota de complicação consiste na lesão dos vasos sanguíneos que passam pelo joelho. Geralmente, é possível reparar a lesão. A probabilidade de que isto aconteça é de uma em várias centenas de casos. A complicação clínica mais frequente é a formação de coágulos nas veias da perna. Desde que esses coágulos fiquem no seu lugar, não existe grande problema. Ocasionalmente, esses coágulos podem mover-se pela circulação até os pulmões e, aí causar preocupações significativas (embolia pulmonar). A possibilidade de risco de vida é de uma em várias centenas de operações. Devem ser tomadas algumas medidas para evitar os coágulos, como seja iniciar a prática de exercícios, logo após a operação, e usar meias para varizes por algum tempo. Por vezes, é necessária a administração de alguns medicamentos para prevenir estas situações. Podem suceder outras complicações, ainda menos frequentes, mas o paciente deve ter em mente que a possibilidade de ter qualquer problema mais sério é muito pequena. Uma cirurgia de grande exigência, como uma artroplastia, envolve sempre riscos.

Infecção tardia

A infecção tardia é bastante rara. É importante conhecer este risco, já que por vezes existe a infecção, na zona da prótese, cuja origem pode ser uma infecção a longa distância, como abscesso dentário ou infecção urinária. É importante o tratamento rigoroso de toda a infecção microbiana, qualquer que ela seja, num doente com prótese. O tratamento tardio destas infecções pode levar, no limite, à necessidade de substituição da prótese.

A rigidez

A rigidez a longo prazo não pode ser tratada por uma simples mobilização após anestesia. Se esta rigidez é significativa e funcionalmente limitativa, é possível realizar uma artrolise, intervenção que consiste em seccionar as aderências intra-articulares na origem da rigidez.

Instabilidade

É uma possível complicação das próteses de deslizamento, já que o seu bom funcionamento depende do bom estado ligamentar do joelho (ligamentos colaterais). Pode ser uma instabilidade rotuliana, resultado da rótula que luxa por fora, ou instabilidade entre o fémur e a tíbia. Esta instabilidade pode ter origem na rotação do componente femoral ou do componente tibial, em erro na escolha da dimensão dos componentes da prótese, na realização de balanço ligamentar incorrecto no mau estado dos ligamentos colaterais lateral e medial, no excessivo ângulo tibial posterior e no descolamento da prótese ou perda do LCP na artroplastia com retenção do LCP.

Desgaste

É um risco inerente a todas as próteses. A utilização de próteses com componente tibial móvel ou rotativa parece diminuir a frequência deste tipo de avaria (Fig. 2.36).

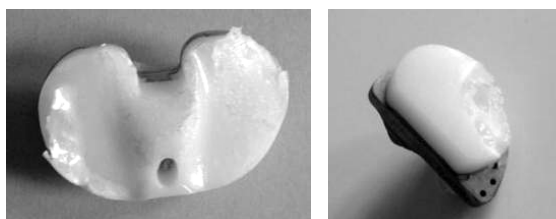


Figura 2.36 – Desgaste de uma prótese tricompartmental e unicompartmental [50].

O risco desta complicação, assim como da seguinte, são em função do tempo de utilização da prótese, da actividade física do paciente, do peso deste e da técnica cirúrgica utilizada.

Descolamento

Surge do movimento relativo entre a prótese e o osso, originando dor. Esta complicação pode surgir em próteses cimentadas e em próteses não cimentadas. O deslocamento é favorecido pelos defeitos de posicionamento da prótese. A origem dos deslocamentos pode estar em factores mecânicos e ou biológicos. Os de origem mecânica podem iniciar-se logo após a cirurgia, em que os tecidos ósseos em contacto com o cimento ou prótese são osso necrótico e severamente danificado. Este enfraquecimento ou morte resulta do processo de corte ou mesmo da temperatura de cura do cimento, no caso de ser utilizado. Esta camada fina de tecido morto/ferido perde a sua resistência mecânica e é incapaz de sustentar as tensões transmitidas pelo implante, até que este se regenere e recupere as propriedades mecânicas de osso vivo. Se estas tensões são muito elevadas, o osso não será capaz de se auto-regenerar, sendo esta camada de tecido necrótico/ferido substituído por uma camada de tecido mole/fibroso, que origina a instabilidade do implante. Este tecido fibroso funciona como uma “bomba de fluidos” na interface implante-osso, aumentando desta forma, as pressões nessa zona, contribuindo para um dano superior no osso, implicando o surgimento de mais tecido fibroso. Desta forma, desenvolve-se um ciclo vicioso. Outro factor de origem mecânica, que pode conduzir ao descolamento-fractura do implante é o efeito de stress shielding, que resulta da alteração do estado de tensão no osso aquando da introdução do implante. Ao introduzir-se um implante no osso os esforços que anteriormente eram transmitidos totalmente pelo osso passam a ser transferidos pelo osso e pelo implante. Essa alteração dos esforços reflecte-se na alteração dos níveis de tensão no osso, podendo levar a aumento ou diminuição, em função da localização e da actividade física. Pela “lei de Wolf”, o osso adapta a sua estrutura em função dos esforços mecânicos nele desenvolvidos. Assim, uma diminuição dos níveis de tensões sobre o osso podem conduzir a uma diminuição da sua rigidez, por redução da sua forma ou da sua densidade e por aumento das tensões que podem levar a um aumento da densidade do osso ou mesmo à alteração da sua forma. Logo, se o implante reduz os níveis de tensão no osso, este pode enfraquecer até ao ponto de colocar em causa a estabilidade do próprio implante a longo termo. O caso de descolamento, por factores biológicos, está relacionado com o desgaste dos componentes. O polietileno submetido a pressões excessivas sofre desgaste. As partículas soltas do desgaste são digeridas pelas células necrófagas, que têm como missão limpar os tecidos de todos os resíduos e células mortas e de outros lixos biológicos. Quando estas células necrófagas digerem as pequenas partículas de polietileno (<5µm), mudam a sua natureza e começam a digerir, também o osso saudável, dando origem a um tecido fibroso. Este tecido desenvolve-se em torno da superfície de união da prótese e dissolve ainda mais o osso. Este novo espaço, agora criado, funciona como uma bomba de aspiração para mais micro partículas, que vão activar ainda mais mutações nas células necrófagas, desenvolvendo-se um ciclo vicioso a que se dá o nome de osteólise. Este fenómeno gera reacções que levarão à destruição do osso e ao descolamento da prótese. A dor no caminhar surge e, neste caso, é necessário proceder à remoção da prótese descolada e reconstruir o osso por grafos, colocando no lugar uma nova prótese. Aparentemente, existem factores biológicos ao nível molecular que propiciam o desenvolvimento deste processo, mais frequentes nuns pacientes do que noutros. A imagem anatómica de uma artroplastia com descolamento é, aparentemente, a mesma no seu início. Nas radiografias a joelhos, com sinal de descolamento, surge uma linha clara entre o osso e

o implante, referente à zona de tecido mole/descolamento. Estas linhas são chamadas linhas de radiolucência (“radiolucent lines”) (Fig. 2.37). A camada de tecido mole que substitui o osso junto ao implante, é mais transparente para aos raios-X, onde o tecido ósseo e os implantes são opacos.

Fracturas

Um traumatismo pode ser a origem de uma fractura do fémur (Fig. 2.37), da tibia ou da rótula, em contacto com a prótese. Podem, igualmente, existir fracturas da própria prótese, por vezes sem choque, apenas como resultado de fadiga do material.

Complicações rotulares

Constituem uma complicação frequente e incluem instabilidade patelo-femoral, fractura da patela, fractura do componente da patela, síndrome Clunk da patela e rotura do tendão do mecanismo extensor. Estas complicações provocam dor, mais ou menos importante, e podem implicar uma nova intervenção para corrigir ou recuperar a rótula.

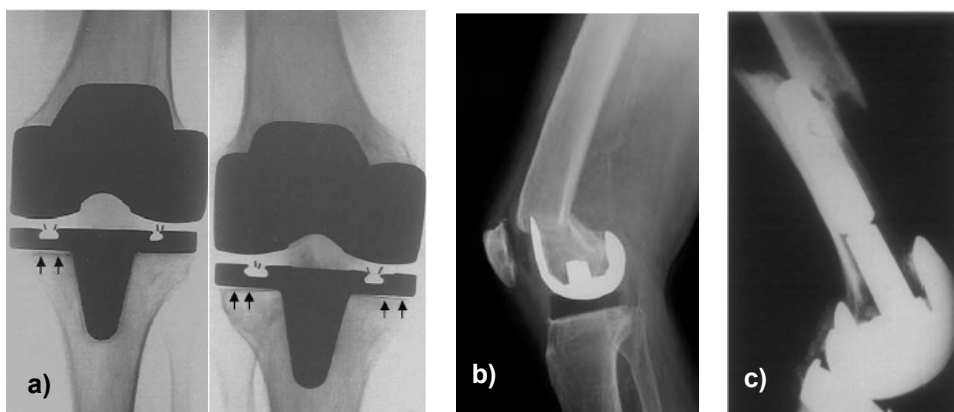


Figura 2.37 – a) Radiografia a joelho com linhas de radiolucência [82]; b) Radiografia a joelho com fractura do fémur [83]; c) Radiografia com fractura do fémur proximal [84].

2.10 - Revisão

A revisão da artroplastia é, normalmente, uma consequência das complicações referidas anteriormente. Consiste, basicamente, na substituição dos componentes danificados ou, na maioria das vezes, na sua substituição total. Habitualmente, ao contrário da artroplastia primária, a revisão é mais complexa devido a vários factores, entre eles uma nova incisão numa zona já traumatizada pela primeira cirurgia, presença de processos inflamatórios ou dificuldade em retirar os componentes. À revisão está associada perda óssea, resultado do processo cirúrgico primário que obriga, em média, ao corte de 5mm de osso na tibia e no fémur, a processos inflamatórios como a osteólise, que originam perda óssea e ao efeito de stress-shielding causado pelo implante colocado na cirurgia primária. A perda óssea obriga à utilização de substitutos do osso perdido ou danificado, que podem ser de cimento ósseo em casos de pequena perda óssea e enxertos ósseos ou componentes metálicos para perdas mais significativas de osso. Tudo isto aumenta a evasão no osso, assim como, o tempo da cirurgia, ampliando, também, alguns riscos pós-operatórios. O objectivo da substituição do osso consiste em garantir estabilidade aos novos

componentes femorais e tibiais utilizados na revisão. Normalmente, os componentes desenvolvidos para a artroplastia primária não dão as necessárias garantias de estabilidade, já que as suas zonas de apoio são, normalmente, materiais de substituição de osso primário perdido. Assim, nos casos de revisão, é essencial a utilização de componentes desenvolvidos especificamente para tal, para garantir a estabilidade da articulação.

Análise pré-operatória

Deve-se começar por identificar a causa da falência, determinar o tamanho dos componentes a utilizar, proceder ao reconhecimento dos defeitos ósseos, avaliar os componentes necessários, enunciar as expectativas do cirurgião e do doente e reconhecer a condição médica e o potencial de reabilitação.

Considerações cirúrgicas

Se o componente patelar não causa dor, ou outras limitações, e o seu estado é bom durante a cirurgia, deve-se considerar a possibilidade de deixar este componente. A troca isolada do componente tibial em polietileno só deve ser realizada em doentes com rigidez e dor no joelho, mas apenas quando os restantes componentes estão bem fixos e alinhados. O componente femoral determina a posição da interlinha da articulação, em média 12 a 16mm acima do perónio, 48 a 54mm abaixo do tubérculo adutor e 25mm abaixo dos epicôndilos lateral e medial, variando estas distâncias de paciente para paciente. A revisão do componente femoral desloca a posição da interlinha da articulação proximalmente e altera, significativamente, a cinemática do joelho. Pode resultar numa posição baixa da patela, com ineficiência do mecanismo extensor e possível colisão da patela com a prótese. Deve procurar-se que o componente fique o suficiente na posição distal, para que se aproxime da linha de junta original do joelho.

Ocorre, frequentemente, perda óssea assimétrica na tibia proximal, por vezes a mais de um centímetro abaixo da linha de junta, sendo a quantidade e a qualidade do osso esponjoso bastante baixa. As fixações dos ligamentos patelar e LCP podem estar, igualmente, comprometidos.

Avaliação de defeitos ósseos

Os defeitos ósseos encontram-se classificados por Engh [85] e, em função do seu tipo e dimensão, são tornadas opções clínicas da cirurgia de revisão. Esta classificação dos defeitos ósseos (Fig. 2.38) é fácil de compreender, tem as mesmas designações para o fémur e para a tibia, possui clareza na definição dos defeitos ósseos, pequeno número de variantes e possibilidade de efectuar avaliações retrospectivas. No defeito Tipo 1, metáfise intacta, existem pequenos defeitos ósseos, sem compromisso da estabilidade. O defeito Tipo 2, metáfise atingida, revela perda de osso na metáfise, o que obriga ao seu preenchimento por enxerto ósseo, cunhas ou cimento e podem ser do tipo 2A, com apenas um segmento (côndilo-prato), ou 2B com dois segmentos (côndilo-prato) e, finalmente, do Tipo 3 com segmento metafisário insuficiente.

Estes problemas de perda de osso podem ser resolvidos de diversas formas, incluindo o preenchimento do defeito com cimento, com cimento e parafusos, com cunhas modulares, com aumentos, com componentes específicos ou com enxertos ósseos e utilização de hastes intra medulares tibiais ou femorais. O cimento deve ser utilizado para pequenos defeitos contidos no osso esponjoso. Os enxertos ósseos autógenos estão, suficientemente, disponíveis durante a primeira cirurgia e a sua fixação implica a utilização de parafusos ou pinos, devendo evitar-se o

uso de cimento na interface do enxerto com o osso, para permitir a sua união através do processo de regeneração óssea. O objectivo é conseguir, no caso da tibia, uma boa superfície de apoio para o prato tibial. No entanto, no caso de revisão, os enxertos ósseos utilizados normalmente são alógenos (outro dador – banco de ossos) e são aplicados ao osso da forma descrita para os enxertos autogéneos.

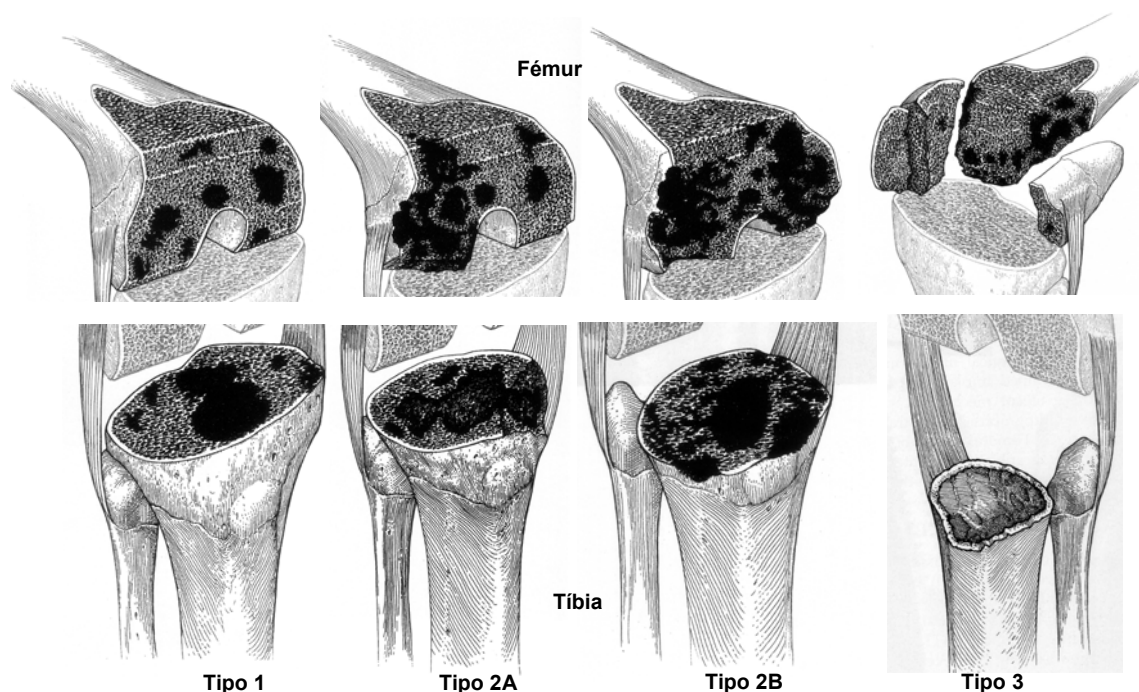


Figura 2.38 – Classificação do defeitos ósseos no joelho, adaptado de [85].

A avaliação, a longo termo, do uso de enxertos alógenos não está ainda disponível. Podem surgir complicações devidas à inexistência de união dos aloenxertos ao osso, descolamento com a formação de linhas de radiolúcência, migração da prótese devido à reabsorção do enxerto ou, ainda, infecção. Em caso de grande perda óssea, para defeitos tipo 2 ou 3, podem utilizar-se cunhas metálicas modulares ou aumentos para substituir o osso perdido nas metáfises da tibia ou do fémur. Insall [86] propõe uma forma simples para colmatar a perda óssea e criar a superfície de sustentação dos componentes tibiais (Fig. 2.39).

Aquando da utilização de enxertos ósseos ou cunhas metálicas é necessário fazer a sua protecção do excesso de carga e garantir a estabilidade necessária até que exista regeneração óssea e fixação sólida ao osso. No caso dos enxertos ósseos, apesar de não poder existir um excesso de carga que comprometa a sua resistência mecânica, o efeito de redução excessiva da carga é, igualmente prejudicial, já que esta redução pode promover o efeito de reabsorção óssea do enxerto devido ao efeito de stress-shielding. Um dos processos utilizados pelos cirurgiões para aumentar a estabilidade dos componentes tibial e femoral e, indirectamente, dos enxertos ósseos e cunhas (Fig. 2.40) e eventual protecção de sobrecarga consiste na utilização de hastes (Fig. 2.40) fixas a estes componentes.

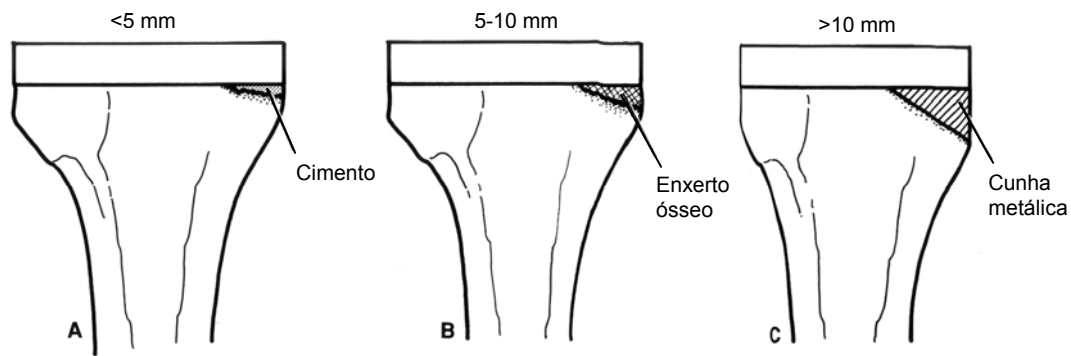


Figura 2.39 – Indicações de Insall para reparação das superfícies condilares, em função dos diferentes materiais e técnicas disponíveis, adaptado de [86].

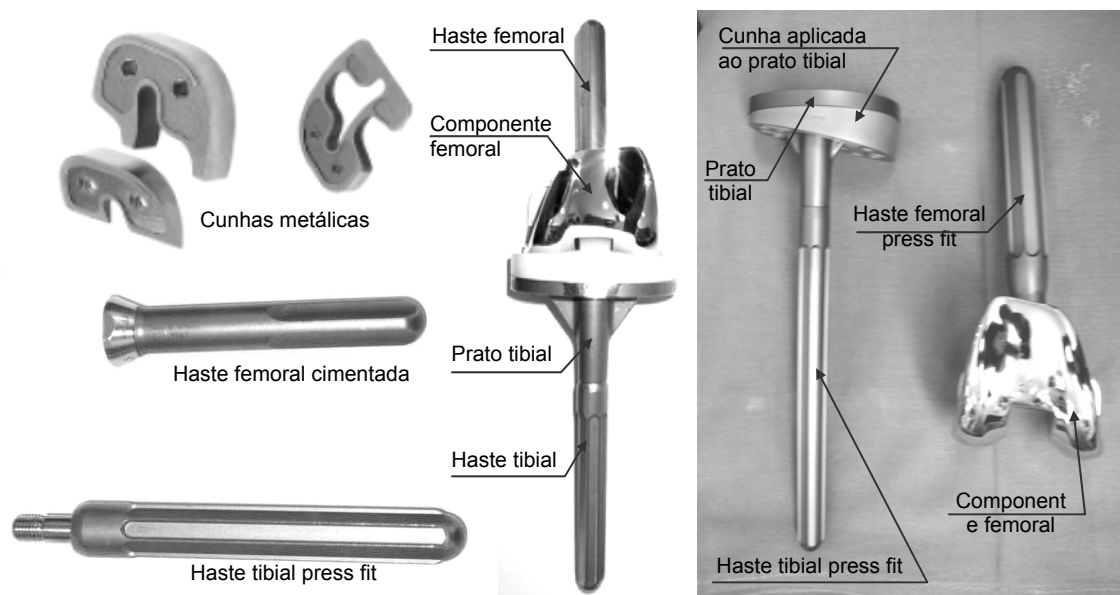


Figura 2.40 – Imagens de cunhas e hastes.

As hastes são inseridas na zona da metáfise se forem curtas, ou na zona da diáfise no caso de serem longas. Podem ser completamente cimentadas, havendo um manto de cimento entre a haste e o osso, ou press fit estando, neste caso, a haste em contacto directo com o osso. Estas hastes oferecem uma resistência adicional aos momentos de torção e flexão que se geram na articulação, contribuindo desta forma para a estabilidade dos componentes. As hastes, além da estabilidade adicional, podem permitir uma redução da carga na interface dos componentes com os enxertos ou cunhas, estando esta redução directamente dependente do tipo de haste aplicada. No caso das hastes cimentadas, a redução de carga na interface dos componentes pode chegar a 30%.

Seleção dos implantes

De preferência, devem seleccionar-se componentes tibiais e femorais com sacrifício do LCP preparados para adição de cunhas, aumentos e hastes. A selecção de componentes que permitam a adição destes admitem que, durante a cirurgia, o cirurgião sendo confrontado com os

defeitos ósseos encontrados, possa optar pelos componentes modulares adicionais mais convenientes para colmatar o defeito ósseo encontrado, já que muitas vezes a avaliação pré-operatória não permite uma compreensão da extensão ou da gravidade do defeito.

Na revisão do componente femoral, as hastes têm uma fixação angular, normalmente, de 7° e os sistemas de revisão permitem fazer os cortes do fémur de forma a permitir a fixação das hastes. A adição de hastes intra medulares (Fig. 2.41) aos componentes femoral e tibial é, sempre, aconselhável quando se esteja na presença de defeitos ósseos significativos, do tipo 2 e 3.

As hastes podem ser aplicadas com ou sem cimento. As hastes não cimentadas, *press-fit*, retiram menos osso para a sua implantação do que as hastes cimentadas e são mais fáceis de remover na presença de infecção ou de outros problemas. As hastes cimentadas e *press-fit* provocam o efeito de stress shielding na parte metafisial do osso, já que alteram a distribuição das tensões relativamente ao osso intacto.



Figura 2.41 – Radiografias em joelhos com uso de cunhas e hastes intra medulares [81].

No caso das hastes cimentadas, o efeito de stress shielding é mais preponderante no osso esponjoso e cortical, junto à interface com o implante, já que parte da carga transmitida ao implante é transferida para o osso mais distal pela haste que está rigidamente ligada ao osso pelo manto de cimento. A grande desvantagem da haste cimentada reside no facto de, no caso de ser necessário uma re-revisão, originar uma grande perda óssea durante o processo de sua extracção do osso. No caso das hastes *press-fit*, uma das desvantagens da sua utilização é a sua menor estabilidade inicial, principalmente em relação a esforços de torção, e o facto de ter uma reduzida capacidade de transferência de carga dos componentes tibial ou femoral para o osso na zona da haste, já que esta última não se encontra rigidamente ligada ao osso, mas apenas em contacto. O critério para a utilização da haste cimentada ou da haste *press-fit* está bastante dependente da decisão do cirurgião e do defeito existente. Quando se emprega o cimento, deve ser usado um tampão distal para evitar a sua migração para o canal intra medular. O comprimento das hastes cimentadas varia entre 30mm e 60mm, situando-se o seu diâmetro em torno de 14mm. Para as hastes *press-fit*, o seu comprimento, para o caso da tíbia, pode variar entre 75mm e 150mm, enquanto que para o fémur podem chegar aos 200mm de comprimento, com diâmetros que variam entre 10mm e 24mm.

A utilização das hastes, na revisão da artroplastia total do joelho, é o tema central desta tese, sendo os principais aspectos biomecânicos, ligados à utilização das hastes, detalhados em capítulos posteriores.

Remoção dos componentes

Antes de remover os componentes deve avaliar-se a amplitude de movimento, o curso da patela e a estabilidade na extensão, meia flexão e flexão total. Se o curso da patela é o correcto, o cirurgião poderá aceitar a orientação dos cortes pré-existentes.

Remoção do componente femoral

Retira-se o componente tibial de polietileno de forma a aumentar a exposição, devendo ter-se atenção, para evitar a danificação de tecidos eventualmente agarrados ao componente. O componente femoral deve ser o primeiro a ser retirado, a menos que o componente tibial provoque obstrução. Os componentes femorais com revestimentos bioporosos podem tornar-se um sério problema se o osso se encontra solidamente agarrado à parte porosa. Estes casos podem provocar perda óssea acentuada se o cirurgião não tiver especial cuidado durante a intervenção cirúrgica.

Remoção do componente tibial

Os componentes tibiais, 100% em polietileno, podem ser removidos com serras oscilantes. No caso de componentes tibiais em metal e com haste, é essencial uma boa exposição do joelho para efectuar a sua remoção. Neste caso, deve tentar interpor-se, entre o componente tibial e o cimento-osso, uma ferramenta como a apresentada na Figura 2.42, para tentar descolar o componente. Normalmente, se o ligamento cruzado posterior ainda existe, acabará por ser removido aquando da revisão.

Remoção do componente patelar

Não se deve considerar o corte da superfície da patela se esta apresentar menos de 12mm do osso nativo. Se está presente infecção, será necessária a remoção do componente patelar (Fig. 2.42). Se conservarmos o componente patelar anterior, devem remover-se todos os tecidos moles que crescem em torno do mesmo, verificar a sua boa fixação e a sua compatibilidade com o novo componente femoral. No caso de substituição, a altura do componente patelar deve ser de 24mm a 26mm.

Preparação tibial

Deve principiar-se com a remoção de 1mm a 2mm de osso, usando uma guia intra medular para o corte, passar à selecção da correcta angulação posterior da tibia; reajustar, por corte, o canal medular para aplicação de hastes, primeiramente com diâmetro de 12mm e depois com incrementos de 1mm.

A haste deve possuir o mesmo diâmetro do último acessório de corte. No caso das hastes *press fit* longas com contacto no osso cortical, na zona da extremidade, o alargamento do diâmetro para a introdução da haste deve parar quando o cirurgião encontra uma ligeira resistência, sinal de contacto entre a guia de corte e o osso cortical.

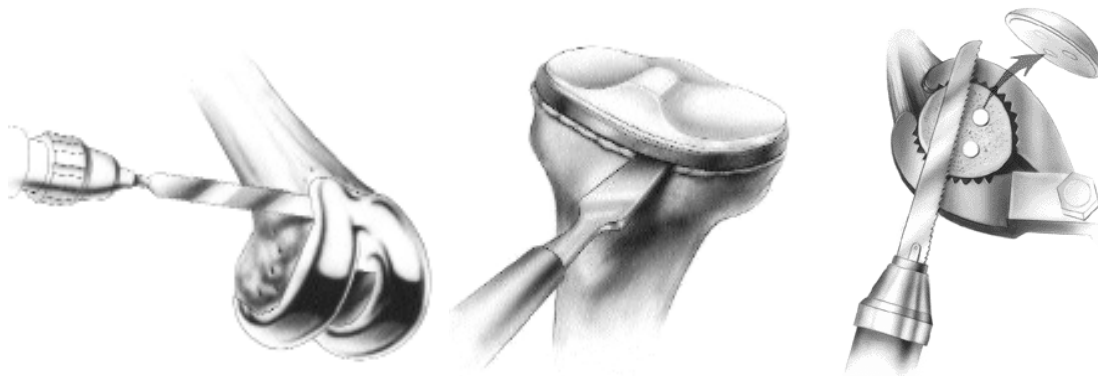


Figura 2.42 – Representação esquemática de remoção e componentes na revisão da ATJ [5].

A inserção do componente tibial de ensaio, com o tamanho apropriado, deve executar-se de seguida, mantendo-o em posição durante a preparação femoral. Se existir diferença entre a posição do centro do prato tibial e o canal medular, devem usar-se componentes de adaptação, o que normalmente implica remoção de osso esponjoso suplementar. No caso da utilização de hastes *press fit* longas, cuja extremidade entra em contacto com o osso cortical da diáfise da tibia, torna-se, por vezes, necessário utilizar pratos tibiais especiais (Fig. 2.43) ou acessórios que permitam uma correcta centragem da haste na diáfise da tibia, com um correcto posicionamento do prato tibial na superfície condilar. A razão para tal tem a ver com a anatomia da tibia, cuja zona condilar se encontra deslocada medialmente, relativamente à diáfise. Estes acessórios ou pratos permitem descentrar a fixação da haste relativamente ao centro do prato tibial.

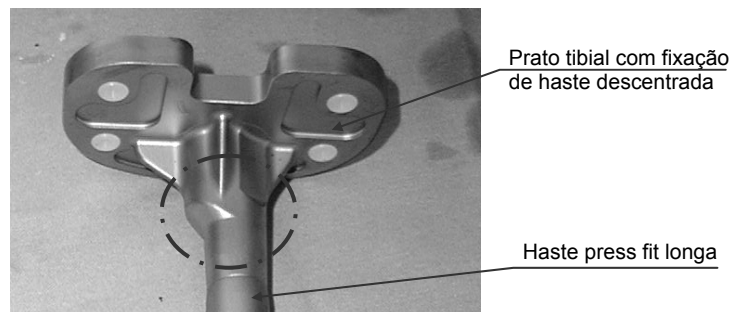


Figura 2.43 – Imagem de prato com fixação de haste descentrada [81]

Preparação femoral

A abertura, em flexão e extensão, é determinada pré-operativamente pela altura da superfície tibial e pela altura do côndilo femoral posterior, sendo a abertura em flexão normalmente maior do que a abertura em extensão. O ajuste da posição de introdução da haste, relativamente ao componente femoral, é de extrema importância. A distância entre o furo de fixação da haste, no componente femoral, e o vértice interior anterior do componente deve servir de guia à realização do furo para a introdução da haste. Após um corte de 12mm, em diâmetro, deve ajustar-se através de incrementos de 1mm, até encontrar uma leve resistência, onde se deverá parar. As hastes rectas devem ter, no máximo, 190mm. A partir desta dimensão corre-se o risco da haste tocar na zona curva posterior do fémur, no entanto, se a haste necessária for maior é requerida a aplicação

de uma haste curva. Devem remover-se 1mm a 2mm, na zona distal do fémur, para apoio do componente femoral e realizar os respectivos cortes anterior e posterior, paralelos ao eixo epicondilar. Ao incrementar a rotação externa promover-se-á o bom encaixe e curso da patela, incrementando a abertura em flexão medial e decrescendo a abertura lateral.

Inserção dos componentes de ensaio femoral

Se se verifica um bom encaixe patelar, o cirurgião deverá aceitar os cortes pré-realizados, mas, se esse aspecto não se verifica o cirurgião deve corrigir os cortes pré-existentes e ajustar o correcto balanço ligamentar.

Preparação do cimento

Antes de misturar o cimento, deve verificar-se a possibilidade de ocorrerem necessidades suplementares, para eventuais correcções de superfície, averiguando se todos os componentes estão preparados. De seguida, aplica-se o cimento somente nas superfícies condilares se se utilizarem hastes *press-fit*. Se forem empregadas hastes cimentadas deve utilizar-se uma pistola para injectar o cimento no canal aberto, para alojamento da haste. Em alguns pacientes, podem adicionar-se antibióticos ao cimento, principalmente quando existe um maior risco de infecção.

2.11 - Referências

[1] – www.nlm.nih.gov/medlineplus/ency/imagepages (12/2004).

[2] – Dieppe, P., 1999, Osteoarthritis: time to shift the paradigm. *British Medical Journal*, 318, pp: 1299-1300.

[3] – Emmerson, K. P., Moran, C. G., Pinder, I. M., 1996, Survivorship analysis of the Kinematic Stabilizer total knee replacement: a 10- to 14-year follow-up. *J Bone Joint Surg Br*, 78(3), pp: 441-446.

[4] - www.merl.com/ (12/2004).

[5] – www.zimmer.com (12/2004).

[6] - Watson-Jones, R., 1949, Discussion following speed and trout. *J Bone Joint Surg*, 1949, 31B, pp: 50-52.

[7] – Whitman, R., 1901, *A Treatise on Orthopaedic Surgery*. Philadelphia; Lea Brothers & Co, pp: 302-303.

[8] – Barton, J. R., 1827, On the treatment of ankylosis by the formation of artificial joints. *North Am Med Surg J*, 3, pp: 279-292.

[9] – Ferguson, M., 1861, Excision of the Knee Joint. Recovery with a false joint and a useful limb. *Med Times Gaz*, 1, pp: 601.

[10] – Verneuil, A., 1860, De la creation d'une fausse articulation par section ou resection partielle de los maxillaire inferieur, comme moyen de remedier a l'ankylose vraie ou fausse de la machoire inferieur. *Arch Gen Med*, 15, pp: 174-195.

[11] – Murphy, J. B., 1913, Arthroplasty of Ankylosed Joints. *Trans Am Surg Assoc*, 31, pp: 67-137.

- [12] – Baer, W. S., 1918, Arthroplasty with the aid of animal membrane. *Am J Orthop Surg*, 16, pp: 171-199.
- [13] – Putti, V., 1920, Arthroplasty of the knee joint. *J Orthop Surg*, 2, pp: 530.
- [14] – Campbell, W. C., 1921, Arthroplasty of the knee. Report of cases. *J Orthop Surg*, 3, pp: 430.
- [15] – Albee, F. H., 1928, Original features in arthroplasty of the knee with improved prognosis. *Surg Gynec Obstet*, 47, pp: 312-328.
- [16] – Brown, J. E., McGaw, W. H., Shaw, D. T., 1958, Use of cutis as an interposing membrane in arthroplasty of the knee. *J Bone Joint Surg*, 40A(5), pp: 1003-1018.
- [17] – Campbell, W. C., 1940, Interposition of vitallium plates in arthroplasties of the knee. *American Journal of Surgery*, 47, pp: 639.
- [18] - Smith-Petersen, quoted in Blundell-Jones C., 1972, Arthroplasty of the knee. *Mod Trends Orthop*, 8, pp: 210.
- [19] –Shetty, A. A., Tindall, A., Ting, P., Heatley, F. W., 2003, The evolution of total knee artroplasty. Part I: introduction first steps. *Current orthopaedics*, 17, pp: 322-325
- [20] - Samson J E., 1949, Arthroplasties of the knee joint, late result. *J Bone Joint Surg*, 31B, pp: 50-52.
- [21] – Kuhn, J. G., Potter, T. A., 1960, Nylon arthroplasties of the knee in chronic arthritis. *Surgery Gynec Obstet*, 91, pp: 351-362
- [22] – Gluck, T., 1894, Autoplastik-Transplantation-Implantation von Fremdkörpern. *Berl klm Wschr*, 27, pp: 421-427.
- [23] – Marquardt, O., 1950, Kinegelenksplastik mit VLA Stahiplatte. *Z Sch G. Orthop*, 80, pp: 140-142.
- [24] – DePalma, Al., 1954, *Diseases of the Knee*. Philadelphia, J.B. Lippincott.
- [25] – MacIntosh, D. L., 1958, Hemiarthroplasty of the knee using a spaceoccupying prosthesis for painful valgus and varus deformities. *J Bone Joint Surg (Am)*, 40A, pp: 1431.
- [26] – MacIntosh, D. L., 1966, Arthroplasty of the knee. *J Bone Joint Surg*, 48B, pp: 179.
- [27] – Rocher , 1952, Arthroplastie du genou par têtes femorales en acrylic. *Bordeaux Elit*, 1, pp: 48.
- [28] – Kraft, G. L., Levinthal, D. H., 1954, Acrylic prosthesis replacing lower end of femur for benign giant cell tumour. *J Bone Joint Surg*, 36A, pp: 368-374.
- [29] – Platt, G., Pepler, C., 1969, Mould arthroplasty of the knee. *J Bone Joint Surg*, 51B, pp: 76-87.
- [30] – Jones, W. N., Aufranc, O. E., Kermond, W. L., 1967, Mould arthroplasty of the knee. *J Bone Joint Surg*, 49A, pp: 1022.
- [31] – Walldius, B., 1953, Arthroplasty of the knee using acrylic prosthesis. *Acta Orthop Scand*, 23, pp: 121-131.

- [32] – Walldius, B., 1957, Arthroplasty of the knee using an endoprosthesis. Acta Orthop Scand, 24 (supp), pp: 19.
- [33] – Walldius, B., 1960, Arthroplasty of the knee using an endoprosthesis. Acta Orthop Scand, 30, pp: 137-148.
- [34] – Shetty, A. A., Tindall, A., Ting, P., Heatley, F. W., 2003, The evolution of total knee arthroplasty. Part II: the hinged knee replacement and the semi-constrained knee replacement. Current orthopaedics, 17, pp: 403-407
- [35] – Jones, G. B., 1968, Arthroplasty of the knee by the Walldius prosthesis. J Bone Joint Surg, 50B, pp: 505-510.
- [36] – Shiers, L. G. P., 1954, Arthroplasty of the knee. Preliminary report of a new method. J Bone Joint Surg, 36B, pp: 553-560.
- [37] – Shiers, L.G.P., 1961, Hinge arthroplasty for arthritis. Rheumatology, 17, pp: 54-62.
- [38] – Shiers, L. G. P., 1965, Hinge arthroplasty of the knee. J Bone Joint Surg, 47B, pp: 586.
- [39] – Burrows, H. J., 1968, Major prosthetic replacement of knees: lessons learnt in 17 years. J Bone Joint Surg, 50B, pp: 225-226.
- [40] - Blundell-Jones C., 1972, Arthroplasty of the knee. Mod Trends Orthop, 8, pp: 210.
- [41] - Lettin, A. W., Deliss, U., Blackburn, J. S., Scales, J. T., 1978, The Stanmore hinged knee arthroplasty. J Bone Joint Surg (Br), 60B, pp: 327-332.
- [42] - Sheehan, J. M., 1978, Arthroplasty of the knee. J Bone Joint Surg (Br), 60B, pp: 333-338.
- [43] - Weber, W., Weber. F., 1836, Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge. Göttingen.
- [44] - Gunston, F. H., 1971, Polycentric knee arthroplasty. Clin Orthop, 286, pp: 94-128.
- [45] - Cavendish, M. E., Wright, J. T. M., 1978, The Liverpool Mk II knee prosthesis. A preliminary report. J Bone Joint Surg, 60B, pp: 315-319.
- [46] - Todd, R. C., Bamert, P., Day, W. H., 1978, ICLH arthroplasty of the knee 1968-1977. J Bone Joint Surg, 60, pp: 339-344.
- [47] - Gibbs, A. N., Green, G. A., Taylor, J. G., 1979, A comparison of the Freeman--Swanson (ICLH) and Walldius prosthesis in total knee replacement. J Bone Joint Surg Br, 61B, pp: 358-361.
- [48] - Goldberg, V. M., Henderson, B. T., 1980, The Freeman--Swanson (ICLH) total knee arthroplasty. J Bone Joint Surg Am, 62(8), pp: 1338-1344.
- [49] - Shetty, A. A., Tindall, A., Ting, P., Heatley, F. W., 2003, The evolution of total knee arthroplasty. Part III: surface replacement. Current orthopaedics, 17, pp 478-481
- [50] - www.genou.com (12/2004)
- [51] - Walker, P. S., Sathasivam, S., 2000, Designs forms of total knee replacement. Proc Instn Mech Engrs, 214, pp: 101-119
- [52] - www.oxinium.co.uk/ patients/ (12/2004)
- [53] - Morrison, J. B., 1970, The mechanics of the knee joint in relation to normal walking. J Biomech, 3, pp: 51–61.

- [54] - Taylor, S., Walker, P. S., Perry, J., Cannon, S. R., Woledge, R., 1998, The forces in the distal femur and the knee during walking and other activities measured by telemetry. *J. Arthroplasty*, 13(4), pp: 428–437.
- [55] - Wimmer, M.A., Andriachi, T. P., 1997, Tractive forces during rolling motion of the knee: Implications for wear in total knee replacement. *J. Biomechanics*, 30(2), pp: 131-137.
- [56] - Hsieh, h., Walker, P.S., 1972, Stabilizing mechanisms of the loaded and unloaded knee joint. *J Bone Joint Surg*, 58(1), pp: 87-93.
- [57] - Andriacchi, T.P., Stanwyck, T.S., Galante, J.O., 1986, Knee biomechanics and total knee replacement. *Arthroplasty*, 1(3), pp: 211-219.
- [58] - Wasielewski, R.C., Galante, J.O., Leighty, R.M., 1994, Wear patterns on retrieved polyethylene tibial inserts and their relationship to technical considerations during total knee arthroplasty. *CORR*, 299, pp: 31-43.
- [59] - Rorabeck, C. H., Dorr, L. D., Hofmann, A.A., 1995, Controversial issues in total knee arthroplasty. *Orthop Crossfire*, 18(9), pp: 905-914.
- [60] - Andriacchi, T.P., Hurwitz, D. E., 1997, Gait biomechanics and total knee arthroplasty. *Am J Knee Surg*, 10(4), 255-260.
- [61] - Martell, J.M., Andriacchi, T.P., Roseberg, A.G., 1990, The relationship between changes in patellar height and function following total knee arthroplasty. *Transcript of the 36th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society*, 15(1), pp: 169-174.
- [62] - Andriacchi, T.P., 1993, Functional analysis of pré- and post- knee surgery: Total Knee arthroplasty and ACL reconstruction. *J. Bio Eng.* 115, pp: 575-581.
- [63] - Andriacchi, T.P., Galante, J. O., 1988, Retention of the posterior cruciate in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 3, p: 13-19.
- [64] - Li, E., Ritter, M. A., Moilanen, T., Freeman, M.A., 1995, Total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 10(4), pp: 560-570.
- [65] - Rorabeck, C.H., Dorr, L.D., Hofmann, A. A., Insall, J.N., Keblish, P. A., Krackow, K. A., Scott, R. D., 1995, Controversial issues in knee arthroplasty. *Orthopedics*, 18(9), pp: 905-914.
- [66] - Ranawat, C. S., Flynn, W. F., Saddler, S., Hansraj, K. K., Maynard, M. J., 1993, Long-term results of the total condylar knee arthroplasty. A 15-year survivorship study. *Clin Orthop Relat Res*, 286, pp: 94-102
- [67] - Stern, S.H., Insall, J. N., 1992, Posterior stabilized prosthesis, Results after follow-up of nine to twelve years. *J Bone Joint Surg Am*, 74(7), pp: 980-986.
- [68] - Hirsch, H. S., Lotke, P. A., Morrison, L. D., 1994, The posterior cruciate ligament in total knee surgery. Save, sacrifice, or substitute? *Clin Orthop Relat Res.*, 309, pp: 64-68.
- [69] - Harvey, I. A., Barry, K., Kirby, S.P., Johnson, R., Elloy, M. A., 1993, Factors affecting the range of movement of total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br*, 75(6), pp: 950-955.
- [70] - Maloney, W. J., Schurman, D. J., 1992, The effects of implant design on range of motion after total knee arthroplasty. Total condylar versus posterior stabilized total condylar designs. *Clin Orthop Relat Res*, 278 pp: 147-152.

- [71] - Ritter, M. A., Faris, P. M., Keating, E.M., 1988, Posterior cruciate ligament balancing during total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 3(4) pp: 323-326.
- [72] - Swamy, M. R., Scott, R. D., 1993, Posterior polyethylene wear in posterior cruciate ligament-retaining total knee arthroplasty, A case study, *J Arthroplasty*, 8(4) pp: 439-46.
- [73] - Kelman, G. J., Biden, E. N., Wyatt, M. P., Ritter, M. A., 1989, Gait laboratory analysis of a posterior cruciate-sparing total knee arthroplasty in stair ascent and descent. *Clin Orthop Relat Res.*, 248, pp: 21-26.
- [74] - Andriacchi, T. P., Natarajan, R. N., 1993, Conformity and polyethylene damage in total knee replacement (internal Communication 97-5110-206 3MZ). Zimmer, Inc.
- [75] - Collier, J. P., Mayor, M. B., McNamara, J. L., Surprenant, V. A., Jensen, R. E., 1991, Analysis of the failure of 122 polyethylene inserts from uncemented tibial knee components. *Clin Orthop Relat Res*, 273 pp: 232-242.
- [76] - Bargren, J. H., Blaha, J. D., Freeman, M. A., 1983, Alignment in total knee arthroplasty, Correlated biomechanical and clinical observations. *Clin Orthop Relat Res.*, 173, pp: 178-183.
- [77] - Weinstein, J. N., Andriacchi, T. P., Galante, J., 1986, Factors influencing walking and stairclimbing following unicompartmental knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 1(2), pp: 109-115.
- [78] - Berchuck, M., Andriacchi, T. P., Bach, B. R., Reider, B., 1990, Gait adaptations by patients who have a deficient anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am.*, 72(6), pp: 871-877.
- [79] - www.drgate.com.br (12/2004)
- [80] - www.emedicine.com (12/2004)
- [81] - Imagens cedidas do arquivo do Prof. Doutor Fernando Fonseca
- [82] - Aebli, N., Krebs, J., Schwenke, D., Hii, T., Wehrli, U., 2004, Progression of Radiolucent Lines in Cementless Twin-Bearing Low-Contact-Stress Knee Prostheses, *The Journal of Arthroplasty*, 19(6), p: 783-789.
- [83] - Masaaki, U., Tadashi W., Keiya Y., Kenichiro, S., Noriko N., Tomonori.T., 2005, Total knee arthroplasty with a long-stemmed component for fractures adjacent to the knee in rheumatoid arthritis: a report of four cases, *Mod Rheumatol*, 15, pp: 297-301
- [84] - Peyton, R. S., Booth, R. E. Jr, 1998, Supracondylar Femur Fractures Above an Insall-Burstein CCK Total Knee A New Method of Intramedullary Stem Fixation, *The Journal of Arthroplasty*, 13(4) , pp: 473-478.
- [85] - Engh, G. A., Ammeen, D. J., 1999, Bone loss with revision total knee arthroplasty: defect classification and alternatives for reconstruction. *Instr Course Lect*, 48, pp: 167-175.
- [86] - Insall, J. N., 1993, Total knee arthroplasty in rheumatoid arthritis. *Ryumachi*, 33(6), pp: 472

Capítulo 3

REGISTOS ORTOPÉDICOS

3.1 - Introdução

A avaliação dos resultados das artroplastias do joelho, em termos de longevidade, é uma ferramenta extremamente importante para uma melhor selecção de implantes, assim como das respectivas técnicas cirúrgicas a aplicar. Compreender as causas do limite da vida útil das artroplastias é, também, de importância significativa. Em função destas causas, os agentes relacionados com a actividade ortopédica, neste caso da artroplastia total do joelho (ATJ), como os fabricantes, os cirurgiões ou a comunidade científica, têm informação útil para providenciar novos desenvolvimentos e progressos que permitam reduzir ou eliminar falhas. Para ser possível a divulgação desta informação, a comunidade ortopédica foi criando registos nacionais das artroplastias, que em alguns países disponibiliza relatórios anuais.

O registo mais antigo, com mais de vinte anos, é o da Suécia. Outros mais recentes, como os da Noruega, Finlândia, Dinamarca, Inglaterra ou Estados Unidos encontram-se também disponíveis. Estes registos fornecem boa informação ao nível dos resultados clínicos *in vivo*, sendo este tipo de resultado o mais importante, quando comparado com qualquer resultado proveniente de simulação numérica ou experimental, já que estes jamais conseguem reproduzir todas as variáveis que influenciam o comportamento das próteses na sua relação com os tecidos vivos.

Os registos Suecos têm cerca de 60 000 registos de artroplastias ao joelho com grande detalhe e profundidade. A generalidade destes registos contém informação da actividade ortopédica relativa ao número de artroplastias primárias, ao número de revisões, aos dados do paciente, ao tipo de técnica cirúrgica utilizada, aos tipos de próteses aplicadas, à patologia diagnosticada, às causas de falências observadas, ao método de fixação utilizado, etc. A combinação destes dados permite comparar o desempenho de diferentes próteses e estimar taxas de insucesso a curto e longo prazo. Também é possível relacionar diferentes variáveis, tais como as taxas de insucesso com os métodos de fixação utilizados, a idade dos doentes, o sexo, o tipo de implante (material e geometria) ou a região de aplicação da prótese. Estes resultados oferecem boa informação para os cirurgiões, para os gestores de sistemas de saúde, para os fabricantes, assim como para toda a comunidade científica interessada nesta área. O registo de cada país tem uma forma própria de abordar estatisticamente os seus resultados e de os correlacionar com os vários factores envolvidos.

Infelizmente, em Portugal não existem registos ortopédicos para poderem ser analisados. Os artigos publicados são frequentemente citados, especialmente aqueles que incluem largas séries e que descrevem as taxas de sucesso dos implantes. Apesar disso, nesses estudos apenas um

limitado número de variáveis é analisado e os resultados reflectem, normalmente, a média da variável referente ao cirurgião. Estes estudos permitem um determinado tipo de controlo de qualidade, que traduz o desempenho dos modelos protésicos seguidos. Os registos podem melhorar os resultados das intervenções cirúrgicas por seriação dos implantes e técnicas cujos resultados são considerados inferiores, tal como revelam as taxas de revisão nesses mesmos registos. A média dos resultados pode ser revertida numa média nacional estandardizada, na qual os elementos participantes são estimulados a comparar e a reflectir sobre as escolhas dos implantes e técnicas a aplicar. Em comparação com outros, o registo Sueco é aquele que apresenta uma das menores taxas de revisão. Quando se compara os registos de diferentes países deve ter-se em conta se as taxas de revisão são referentes a artroplastias totais ou a artroplastias totais e unicompartimentais, já que os valores podem ser muito diferentes. Na Suécia esta diferença é de 2%. Sabe-se, também, que o tempo médio para a revisão é aproximadamente de 4 anos e, assim, as revisões de hoje correspondem a artroplastias primárias realizadas há alguns anos. Como o número de artroplastias continua a aumentar verifica-se o efeito de diluição na taxa de revisão. Quando se compara o número de revisões com a média das artroplastias dos últimos 8 anos, os valores das taxas de revisão aumentaram significativamente, revelando a fragilidade da análise referente à taxa de revisão. Contudo, assumindo-se que todos os países tiveram um crescimento similar do número de artroplastias, este rácio pode servir para comparar diferenças entre os mesmos.

3.2 - Evolução do número de artroplastias do joelho

Registos Ortopédicos da Suécia

Na Suécia registaram-se, em 2003, mais de 8000 artroplastias como se pode verificar no gráfico da figura 3.1. A partir do início dos anos noventa, o crescimento do número de cirurgias tem sido mais rápido do que nos anos setenta e oitenta, sem que este aumento seja justificado por um aumento, na mesma proporção, da população ou do seu grau de envelhecimento. Entre 1999 e 2003 o aumento do número de artroplastias foi de 52%. Apesar do contínuo crescimento no número de artroplastias, verifica-se nos últimos 3 anos uma redução na taxa de crescimento anual, como se pode observar na figura 3.2, tendo sido no ano de 2003 cerca de 8%. Em termos cumulativos encontram-se implantadas cerca de 62 000 próteses, sendo cerca de 3000 revisões.

Registos Ortopédicos do Canadá

Entre 2001 e 2002, numa análise feita sobre residentes canadianos, foram realizadas 24815 substituições totais do joelho (Fig. 3.1), comparadas com 19977 substituições totais da anca. Desde 1997, o número de substituições totais do joelho ultrapassa, anualmente, o número de substituições totais da anca e a diferença tem aumentado com o tempo. Comparando 1995 com 2002, o número de substituições totais do joelho aumentou em 61.6%. A taxa de crescimento dos últimos 3 anos é, em média, de 7%, parecendo evoluir para uma estabilização. Observam-se grandes variações nas taxas de artroplastia do joelho entre regiões, entre 96% (Manitoba) e 39,2% (Quebec) por cada 100 000 habitantes.

Registos Ortopédicos da Noruega

O número de artroplastias do joelho, em 2003, na Noruega, foi de 3250. Tal como verificado nos registos da Suécia e do Canadá, existe um crescimento do número de artroplastias anuais, como mostra a figura 3.1. Entre 1999 e 2003 este crescimento foi de 85%. A taxa de crescimento anual do número de artroplastias tem tido grande variabilidade, tendo sido, no ano de 2002, de 4% e o último registo, de 2003, de 30% (Fig. 3.2).

Registos Ortopédicos da Finlândia

O número de artroplastias primárias do joelho e de revisão, na Finlândia, em 2001, foi de 3250 (Fig. 3.1). O crescimento entre 1996 e 2001 foi de cerca de 38%. A taxa de crescimento anual tem estado a diminuir, desde 1992 com 42%, para um valor de 7,3% em 2001, indicando uma certa estabilização no número de artroplastias anuais.

Registos Ortopédicos dos Estados Unidos da América

Em 2000 foram realizadas cerca de 327000 artroplastias totais do joelho (Fig. 3.1), sendo o país com o maior número de artroplastias realizadas anualmente. Entre 1995 e 2000 o crescimento do número de artroplastias foi de 38%. A taxa anual de crescimento em 1998 e 1999 foi bastante baixa, cerca de 2,7% em 1999. O ano 2000 inverteu esta tendência, tendo-se verificado um aumento de 12% (Fig. 3.2).

Registos Ortopédicos da Austrália

Nos últimos oito anos, a artroplastia do joelho cresceu cerca de 109,4% (Fig. 3.1). O número de artroplastias do joelho, na Austrália em 2003, foi de 28003, ultrapassando pela primeira vez o número de artroplastias da anca. Relativamente à taxa de crescimento anual, tem apresentado grandes variações nos últimos anos, não reflectindo uma estabilização no número de artroplastias (Fig. 3.2). O crescimento do número de artroplastias é uma constante de todos os registos analisados, não estando este crescimento ligado, de nenhuma forma, quer à variação da população quer ao seu envelhecimento. Está, antes, ligado a uma maior difusão da técnica cirúrgica e à acessibilidade dos pacientes à mesma, observando-se em todos os registos uma grande variação do número de artroplastias por região. Este aumento do número de artroplastias revela que cada vez mais pessoas são sujeitas à artroplastia do joelho.

Analisando as taxas de crescimento anual, observa-se que existe uma certa discrepância entre grupos de países, pois países como a Noruega e a Suécia apresentam taxas, no último ano de registo, acima de 24%, enquanto outros países, como a Finlândia, a Austrália e o Canadá apresentam taxas de crescimento anual abaixo de 8%. A taxa de artroplastias, por 100000 habitantes, pode ser um indicador interessante e reflecte a importância da técnica no país ou na região. A figura 3.2 mostra a comparação entre taxa de artroplastias para diferentes países. A comparação destes valores deve ser feita com precaução, pois não reflecte as diferenças entre as idades e o género da população característica de cada país. A maior parte dos países não tem uma taxa de artroplastias do joelho de referência, como acontece na Suécia para a anca. O crescimento do número de artroplastias do joelho irá ser uma constante nos próximos anos, essencialmente devido ao envelhecimento da população, conjugado com o aumento da esperança de vida e, também, devido à maior difusão e melhoria da técnica cirúrgica. Na figura 3.3 pode-se

observar a previsão, para os Estados Unidos da América, para 2030 com cerca de 475 000 artroplastias do joelho, representando mais 36% que o número actual.

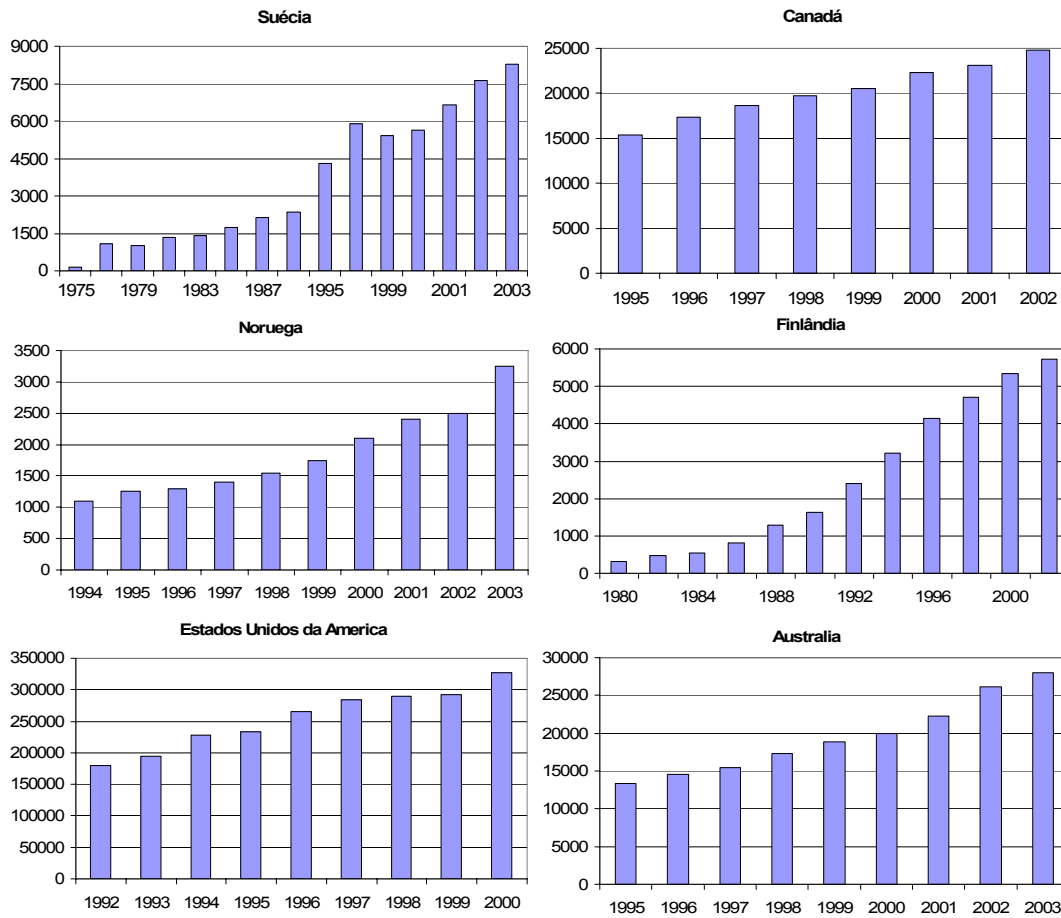


Figura 3.1 – Gráficos de registos do número de artroplastias primárias e de revisão ao joelho anuais por país, adaptado de [1-20].

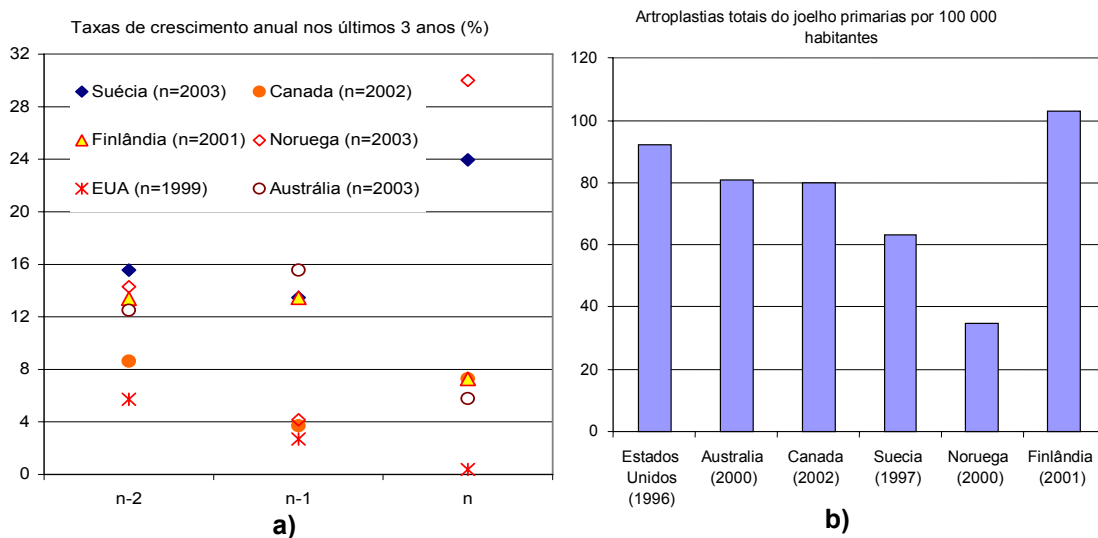


Figura 3.2 – a) Taxa de crescimento anual do número de artroplastias por país, adaptado de [1-20]; b) Taxa de ATJ primária por 100000 habitantes, adaptado de [1-20].

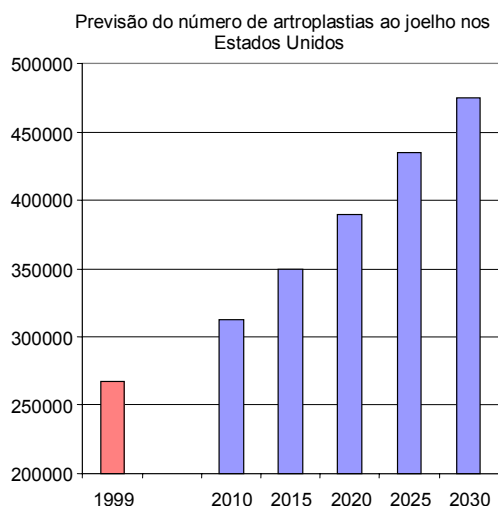


Figura 3.3 – Previsão do número de artroplastias nos EUA, adaptado de [9].

3.3- Incidência da artroplastia por escalão etário e por género

Registos Ortopédicos da Suécia

Entre 1975 e 1995 a idade média para a artroplastia primária cresceu de 66 para 72 anos, como demonstra a figura 3.4. A principal razão para este facto reside no incremento do número de operações nos grupos de idade mais avançada (Fig. 3.4). Uma explicação possível terá a haver com melhorias ocorridas nas técnicas anestésicas, que permitiram um aumento da segurança para os doentes mais idosos e provocaram, também, uma mudança na distribuição etária na artroplastia do joelho.

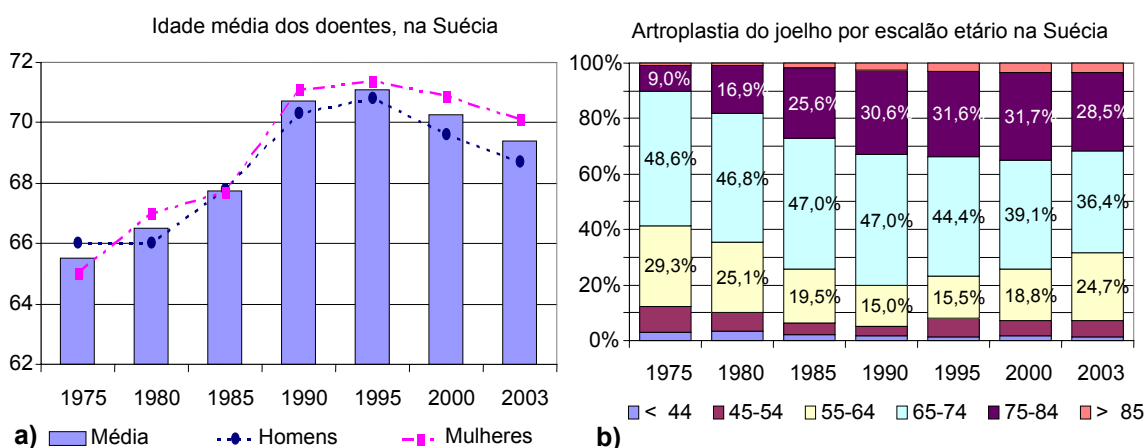


Figura 3.4 – **a)** Evolução da idade média da artroplastia do joelho na Suécia, adaptado de [4-8]; **b)** Evolução da artroplastia do joelho por escalão etário na Suécia, adaptado de [4-8].

A partir de 1994 a proporção dos doentes mais jovens com artroplastia voltou a aumentar, o que levou a um decréscimo na idade média para a artroplastia do joelho. Esta situação pode explicar-se pelo aumento de confiança na técnica cirúrgica. Na figura 3.5 encontra-se a prevalência da artroplastia do joelho por 1000 habitantes, em diferentes grupos etários. A maior incidência ocorre,

tanto para os homens como para as mulheres, em torno dos 80 anos de idade. Verifica-se, claramente, que a incidência é em média superior nas mulheres, relativamente aos homens, mas numa proporção diferente consoante o escalão etário observado. A maior disparidade registada acontece no escalão etário dos 75 aos 85 anos, onde essa diferença de incidência pode chegar a 60%.

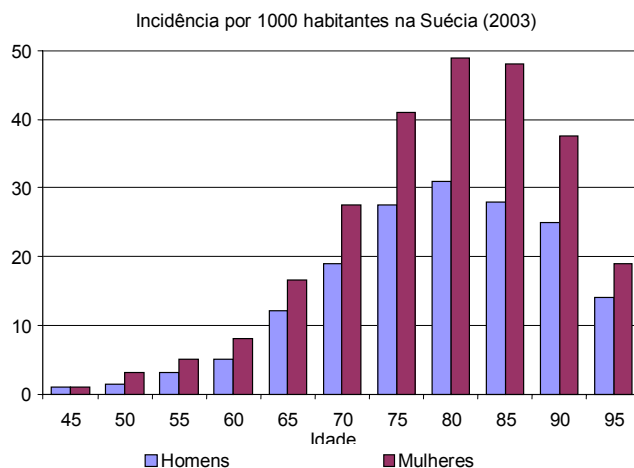


Figura 3.5 – Incidência da artroplastia do joelho por idade e género em 2003, adaptado de [8].

Registos Ortopédicos do Canadá

Desde 1995 que ocorreu um aumento significativo da taxa da artroplastia do joelho entre os diferentes grupos etários. O grupo etário que mais cresceu foi entre 75 e 84 anos (483.3 por 100000, para os homens, e 540.7 por 100000, para as mulheres). A taxa também aumentou de 78,9% entre os homens no grupo etário de 45 a 54 anos e quase duplicando, nas mulheres, com um aumento de 108,4% (Fig. 3.6).

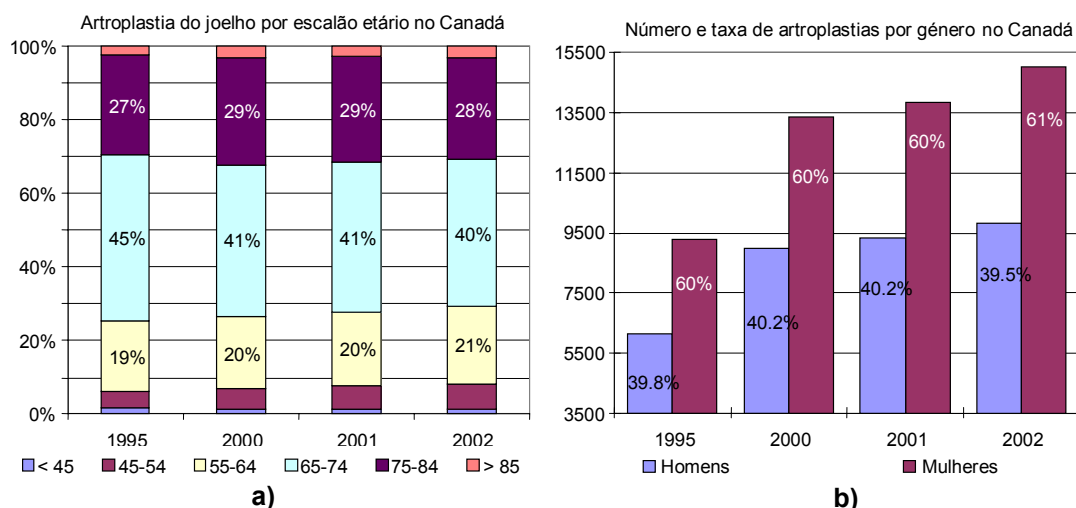


Figura. 3.6 – a) Evolução da artroplastia do joelho por escalão etário no Canadá, adaptado de [18-20]; b) Evolução da artroplastia do joelho, por género, no Canadá, adaptado de [18-20].

Apenas 1,4% dos pacientes, com menos de 45 anos de idade, foram sujeitos à artroplastia do joelho. A evolução da distribuição das artroplastias, por escalões etários, tem sido ligeira ao longo

dos anos, verificando-se uma pequena redução da incidência nos escalões etários de 75 a 84 anos e um incremento nos escalões etários mais jovens, especialmente no escalão de 55 a 64 anos.

O escalão entre 65 e 74 anos tem-se mantido relativamente estável, mas é aquele que regista um maior número de artroplastias, representando cerca de 40% das intervenções, como demonstra a figura 3.6. Na substituição total do joelho, a idade média foi de 69.0 anos (69.2 anos para mulheres e 68.7 anos para homens) entre 2001 e 2002. Relativamente ao género, são as mulheres que representam o maior número de artroplastias realizadas, verificando-se em 2002 um desvio entre homens e mulheres de cerca de 21%, como evidencia a figura. 3.6.

Registos da Noruega

Na Noruega, a distribuição do número de artroplastias pelos grupos etários tem variado, verificando-se um aumento da incidência da artroplastia no grupo etário mais elevado, com idade superior a 81 anos e uma redução bastante significativa no escalão etário de 71 a 80 anos, que em 8 anos reduziu em cerca de 12% o número de artroplastias realizadas anualmente e continua, ainda assim, a ser o grupo etário com o maior significado no número de artroplastias realizadas, com cerca de 40%, como se verifica na figura 3.7.

Entre 1995 e 2003, o peso do grupo etário de 45 a 60 anos quase duplicou, passando de 9% para 16% em 2003. Relativamente ao género, a mulher continua a representar o maior número de artroplastias ao joelho, sendo em 2003 cerca de 46% superior ao homem, verificando-se uma ligeira tendência para a estabilização do número de artroplastias no homem, enquanto na mulher a tendência, neste momento, parece ser para aumentar (Fig. 3.7).

Registos da Finlândia

Na Finlândia, a evolução das artroplastias do joelho, nos diversos escalões etários ao longo dos anos, não tem sofrido grande alteração em relação ao peso de cada escalão no total das artroplastias realizadas. O escalão etário entre 70 e 79 anos é o mais representativo e significou, em 2001, cerca de 45% das artroplastias realizadas, seguido pelo escalão etário de 60 a 69 anos, com cerca de 30%, enquanto os restantes grupos etários representaram, apenas, 25% do total de cirurgias realizadas (Fig. 3.8). Em termos de variação, o grupo etário de 60 a 69 anos tem revelado uma ligeira tendência de descida no volume de artroplastias realizadas anualmente, tendo passado de cerca de 34,2% em 1997 para 29% em 2001. Esta redução foi compensada pelo incremento do número de artroplastias no grupo etário superior aos 80 anos, podendo este facto estar relacionado com as técnicas anestésicas mais seguras. O grupo etário de 50 a 59 anos tem, também, ampliado o seu peso no volume de artroplastias realizadas, aumentando cerca 3% em 5 anos, mais uma vez pela maior confiança depositada na técnica. Relativamente ao género, a mulher continua a ter o maior peso no número de artroplastias realizadas, verificando-se no caso da Finlândia, uma diferença entre homens e mulheres de cerca de 23% e, aparentemente, a tendência de crescimento parece ser a mesma, como mostra a figura 3.8.

Registos Ortopédicos da Austrália

Os registos Australianos não permitem uma análise objectiva da evolução da distribuição, já que os anos disponíveis para análise são relativamente poucos. Verifica-se, ainda assim, que a maior taxa de incidência da artroplastia do joelho se situa no escalão etário de 70 a 79 anos, representando cerca de 37% das artroplastias no ano de 2003. Observa-se, igualmente, que os

escalões etários mais baixos têm ampliado o seu peso no número de artroplastias realizadas, tendo o escalão de 50 a 59 anos e o escalão de 60 a 69 anos aumentado em cerca de 4% nos últimos 3 anos, como mostra a figura 3.9. Relativamente ao género, as mulheres representam a maior incidência da artroplastia do joelho, cerca de 15% superior à incidência no homem, sendo este uma das menores diferenças de todos os registos analisados. Verifica-se que a taxa de crescimento do número de artroplastias, entre mulheres e homens, é diferente, sendo a taxa de crescimento das mulheres superior à do homem em cerca de 1,5% ao ano (Fig. 3.9).

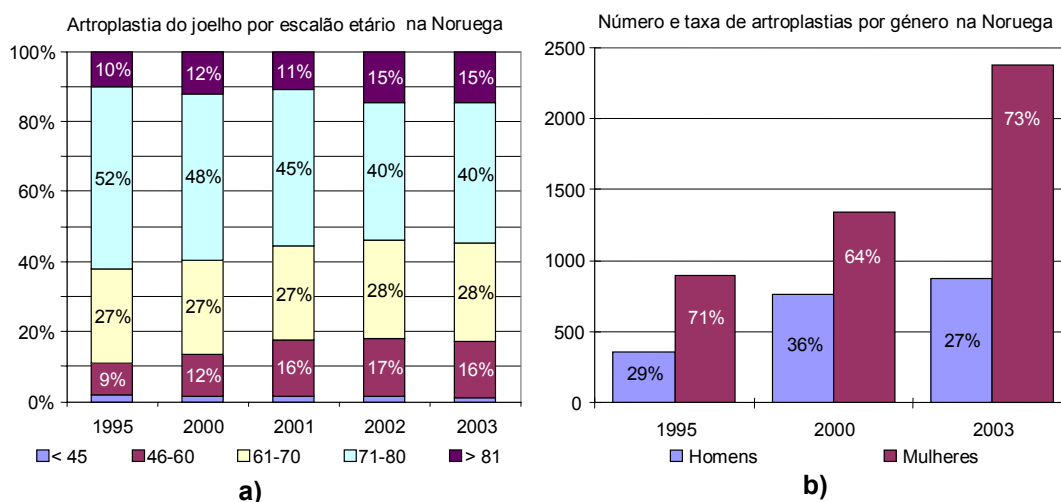


Figura 3.7 – a) Evolução da artroplastia do joelho por escalão etário na Noruega, adaptado de [1-3]; b) Evolução da artroplastia do joelho por género na Noruega, adaptado de [1-3].

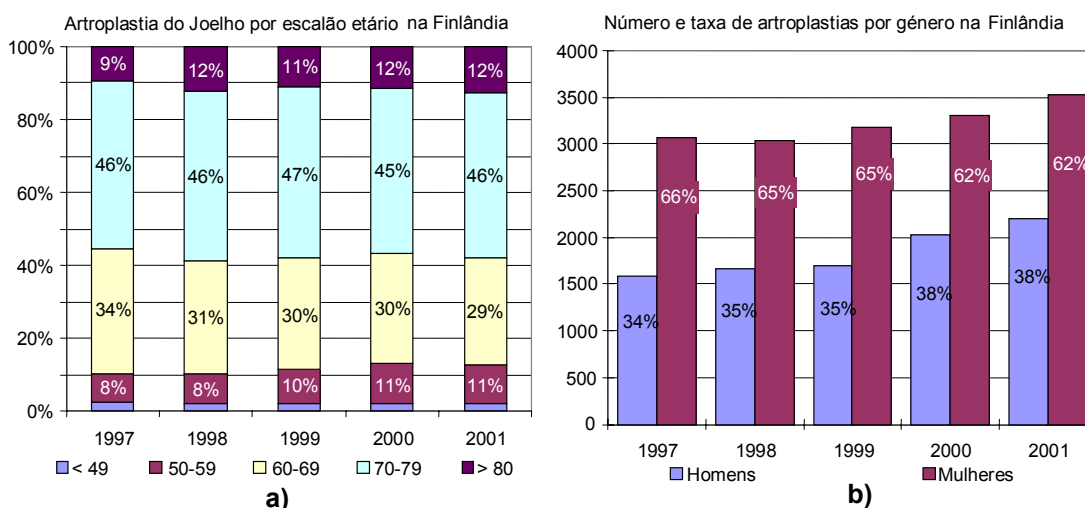


Figura 3.8 – a) Evolução da artroplastia do joelho por escalão etário na Finlândia, adaptado de [10] b) Evolução da artroplastia do joelho por género na Finlândia, adaptado de [10].

Registo Ortopédicos dos Estados Unidos da América

A média etária dos pacientes americanos é de 68 anos para as mulheres e de 69 anos para os homens. As mulheres representam cerca de 61% das artroplastias realizadas e os homens 39%. A distribuição da artroplastia, pelos grupos etários, é relativamente uniforme para os escalões de 70

a 74 anos e de 75 a 79 anos. Acima dos 85 anos, o número de artroplastias ainda representa 9,5% (Fig. 3.10).

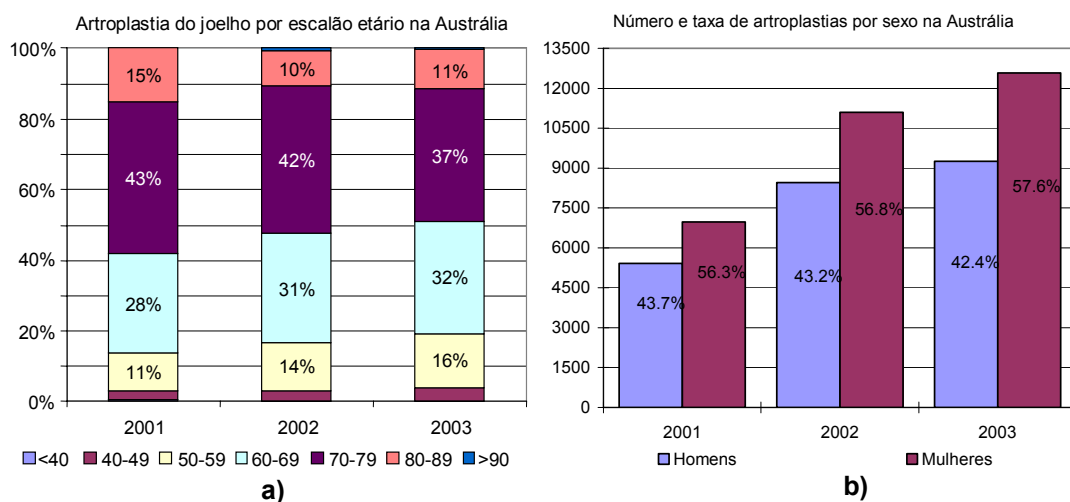


Figura. 3.9 – **a)** Distribuição por escalão etário da artroplastia do joelho na Austrália, adaptado de [13-17]; **b)** Evolução da artroplastia do joelho por género na Austrália, adaptado de [13-17].

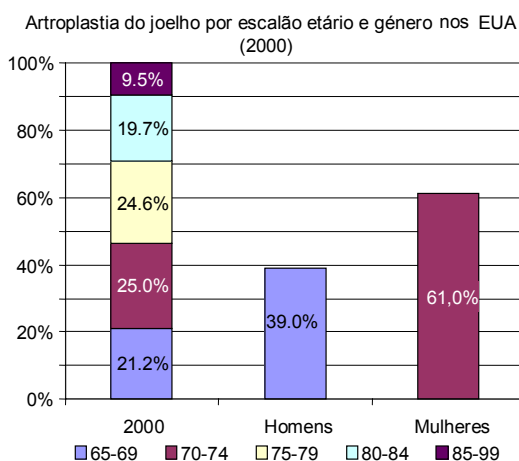


Figura 3.10 – Distribuição por escalão etário e por género da artroplastia do joelho nos EUA no ano 2000, adaptado de [9].

Da análise aos registos anteriores, verifica-se na distribuição etária uma prevalência de um grupo etário em que a incidência da artroplastia é bastante significativa. Em termos médios, este grupo situa-se entre os 65 e os 75 anos, podendo o seu peso, em termos de artroplastias realizadas, chegar a 40% em alguns países. Verifica-se, ainda, que ao longo dos últimos anos tem aumentado a prevalência da artroplastia do joelho em grupos etários com idade inferior a 65 anos. Esta tendência pode estar relacionada com a explicação referida nos registos Suecos, onde o incremento se deve a uma maior confiança na técnica cirúrgica e à longevidade da prótese. De forma idêntica, observa-se um ligeiro aumento da incidência da artroplastia nos grupos etários com idade mais elevada, podendo ser explicado pelas melhorias ocorridas nas técnicas anestésicas, que aumentaram a segurança da cirurgia para os doentes mais idosos, facto claramente referido no relatório.

Relativamente ao género, é constante em todos os registos analisados uma incidência significativamente superior na mulher relativamente ao homem. Esta diferença pode variar de 46%, na Noruega, até cerca de 15% na Austrália, sendo em média de 25%. Em todos os registos verifica-se que o incremento do número de artroplastias é feito à custa de um maior crescimento das artroplastias nas mulheres. Este facto pode estar relacionado com o envelhecimento, em geral, da população e na esperança de vida superior nas mulheres.

3.4 - Principais razões para a realização da artroplastia do joelho

A razão primária para a realização da artroplastia do joelho é comum aos diversos registos analisados, sendo a osteoartrite a causa principal, com valores entre 76% e 97%, como indicado na tabela 3.1. Verifica-se que os países nórdicos, como a Suécia, a Finlândia e a Noruega, apresentam as mais baixas taxas de osteoartrite. A segunda razão para a realização da artroplastia do joelho é a artrite reumatóide, que se verifica ser comum a todos os registos analisados. O seu valor varia entre 1%, em Inglaterra, e 16% na Suécia, sendo os países nórdicos os que apresentam as mais altas taxas de artroplastia devido a esta etiologia. Estas duas razões principais são responsáveis, em média, por mais de 96% das artroplastias realizadas nos diversos países, e o seu peso tem-se mantido relativamente constante ao longo dos últimos anos.

Existem outros motivos para as intervenções que se revelam menos homogéneos entre os vários registos, sendo a osteoartrite pós-traumática uma das causas mais significativas em países como a Noruega, Finlândia e Suécia. No registo Norueguês, com um elevado detalhe ao nível da classificação das causas etiológicas para a artroplastia, as sequelas nos ligamentos e nos meniscos são a terceira causa para a intervenção cirúrgica. Outra razão, também presente nos diversos relatórios, é a osteonecrose.

Tabela 3.1 – Principais razões para a realização da artroplastia do joelho, adaptado de [1-20].

	Suécia (1997)	Canada (2003)	Noruega (2003)	Finlândia (2001)	Austrália (2003)	Inglaterra (2003)
Osteoartrite	80%	92%	76%	90%	96%	97%
Artrite Reumatóide	16%	4%	9%	8%	3%	1%
Osteoartrite pós-traumática	2%	2%	4%			2%
Osteonecroses	1%	1%			0.5%	
Sequela ligamentar			6%			
Outras	1%	1%	5%	2%	0.5%	

3.5 - Métodos de fixação usados na artroplastias

Registos Ortopédicos da Suécia

Como se pode verificar na figura 3.11, o meio de fixação que vem sendo utilizado, na grande maioria das artroplastias na Suécia, é através do uso do cimento. Pode ver-se na respectiva figura, que nos últimos anos houve um incremento da utilização deste meio de fixação. Este crescimento está associado à constatação de que a inserção do componente tibial, sem cimento, está relacionada com um aumento do risco de revisão. Esta constatação está, também, de acordo com os resultados dos registos ortopédicos Finlandeses que detectaram, igualmente, um

incremento do risco de revisão com componentes não cimentados [4-8]. Em 2003, 1,8% das artroplastias do joelho foram totalmente realizadas sem cimento, ainda que o cimento tenha sido utilizado em todas as artroplastias unicompartmentais.

Registos Ortopédicos do Canadá

No caso do Canadá não é possível estabelecer uma evolução histórica da utilização do cimento como método de fixação, devido à ausência de informação nos seus registos. Mas em 2002, cerca de 14% dos componentes femorais foram não cimentados e no prato tibial esta percentagem reduziu para cerca de 2%.

Registos Ortopédicos da Noruega

O método de fixação através do cimento é o mais utilizado na Noruega e representou em 2003 cerca de 93% da fixação dos componentes da artroplastia do joelho, como mostra a figura 3.11. Tem-se verificado, identicamente, uma certa estabilidade ao longo dos anos na utilização do método cimentado. O que se pode observar na figura 3.11 é um incremento da utilização do componente femoral não cimentado entre 2000 e 2003, um aumento de 3% nesta solução. O componente tibial não cimentado representa apenas 1% do total de componentes tibiais utilizados.

Registos Ortopédicos da Finlândia

Os registos ortopédicos Finlandeses mostram, claramente, que o meio de fixação mais utilizado na fixação dos componentes da artroplastia do joelho é o cimento, representando em 2001 97% do total de artroplastias realizadas, como se pode ver na figura 3.12. Entre 1995 e 2001 houve um incremento na utilização do cimento como método de fixação, que passou de 75% para 97%.

Aparentemente, como explicado nos registos suecos, este facto está associado ao incremento da cimentação do componente tibial, com o objectivo de reduzir o risco de revisão. Este facto é bem visível na figura 3.12, onde a utilização dos componentes tibial e femoral não cimentados reduziu em cerca de 16% e 28%, respectivamente, entre 1995 e 2001.

Registos Ortopédicos da Austrália

A fixação com cimento é a mais utilizada para os componentes da artroplastia do joelho (Fig. 3.12), que representou em 2003 cerca de 63%. Ambos os componentes foram fixos com cimento, em cerca de 47,8% das artroplastias, e sem cimento em cerca de 23,7%. É, também, significativa, a utilização da fixação sem cimento, principalmente para os componentes femorais, que representou, em 2003, cerca de 51%.

O componente tibial é também utilizado com fixação sem cimento, que representou, em 2003, cerca de 24%. É de salientar que, apesar de uma diminuição de 15% na utilização de componentes fixos sem cimento, entre 1999 e 2003, este método continua a ser bastante utilizado, fugindo claramente à regra de todos os outros registos analisados. Nos registos ortopédicos australianos não se conseguem identificar as razões que levaram os cirurgiões a optar, tão frequentemente, por esta técnica, um pouco em contradição com os registos Europeus e Canadá.

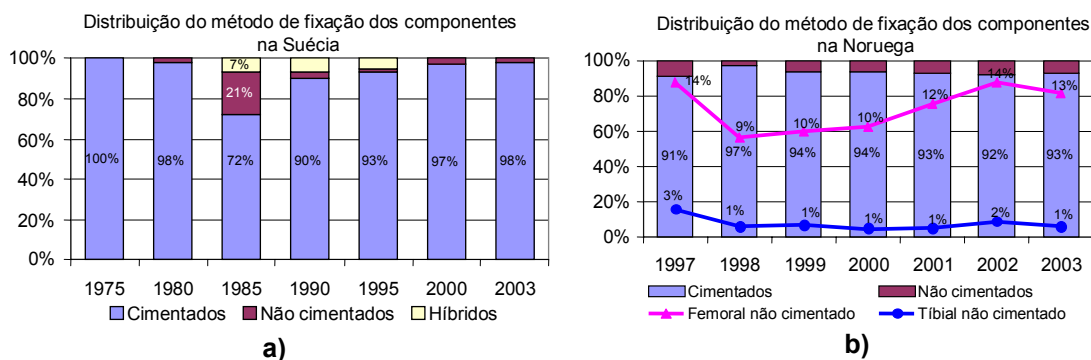


Figura 3.11 – **a)** Método de fixação dos componentes na artroplastia do joelho na Suécia, adaptado de [4-8]; **b)** Método de fixação dos componentes na artroplastia do joelho na Noruega [1-3].

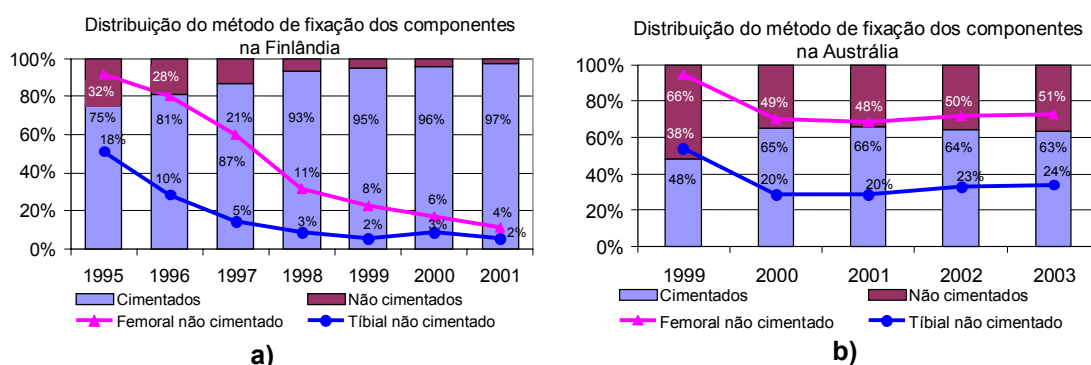


Figura 3.12 – **a)** Método de fixação dos componentes na artroplastia do joelho na Finlândia, adaptado de [10]; **b)** Método de fixação dos componentes na artroplastia do joelho na Austrália, adaptado [13-17].

Sem dúvida que, de todos os registos analisados, a utilização do cimento como método de fixação dos componentes da prótese na artroplastia do joelho é o mais utilizado e, aparentemente, o que mais consenso reúne como primeira escolha do cirurgião. Existe, habitualmente, a ideia de que a utilização do cimento como método de fixação estará mais vocacionado para doentes mais idosos e a fixação sem cimento para doentes mais jovens. No entanto, tendo em conta os resultados dos registos aqui indicados, para estas taxas de utilização, pelo menos nos países europeus, verifica-se que a fixação cimentada cobre largamente tanto os escalões etários mais jovens como os mais idosos. A sua utilização varia de cerca de 63% na Austrália até 98% na Suécia, onde este método tem sido cada vez mais utilizado. O registo da Inglaterra indica uma utilização de 82%. No caso dos componentes não cimentados, é comum a todos os registos analisados, com excepção da Suécia que não relata nos seus registos o componente mais vezes fixo sem cimento, é o componente femoral variando de 51% na Austrália para 4% na Finlândia. Existe um certo consenso, onde se observa que o componente tibial é, quase sempre, cimentado.

Mais adiante, aquando da análise às taxas de revisão por país, verificaremos se é possível estabelecer uma relação entre a elevada percentagem de artroplastias com componentes com fixação sem cimento e a taxa de revisão das intervenções, para o caso da Austrália. Ainda, para o caso da Suécia, sendo um registo mais antigo, verificaremos se é possível estabelecer uma relação entre a elevada taxa de componentes cimentados e as taxas de revisões encontradas.

3.6 - Cimentos ósseos

Registos Ortopédicos da Suécia

Na Suécia a utilização do cimento Refobacin-Palacos R tem adquirido popularidade e foi aplicado em cerca de 33% das artroplastias cimentadas em 2003, como mostra a figura 3.13. Somente 1% das artroplastias cimentadas não inclui a adição de antibióticos. Actualmente, dois cimentos, o Palacos/Gentamycin e Refobacin-Palacos R, representam cerca de 99% das artroplastias cimentadas, tendo os dois antibióticos.

Registos Ortopédicos da Finlândia

Os cimentos mais utilizados, na Finlândia, estão representados na figura 3.13. Nota-se uma crescente utilização do cimento Palacos C, representando em 2003 68% das artroplastias cimentadas, seguido do cimento Simplex Antib com 24%.

Verifica-se uma tendência para o aumento da utilização do cimento Simplex Antib, que em 4 anos ampliou o seu consumo em mais de 100%.

Registos Ortopédicos do Canadá

O único registo do Canadá que faz referência ao tipo de cimento utilizado é o de 2003, onde o mais utilizado foi o Simplex, que representa 93% das artroplastias, seguido pelos Palacos com 5% e o CMW com 1% (tabela 3.2).

Registos Ortopédicos da Austrália

Os registos Australianos revelam uma grande diversidade de cimentos utilizados (29 tipos referenciados) com e sem acção antibiótica, como mostra a tabela 3.2.

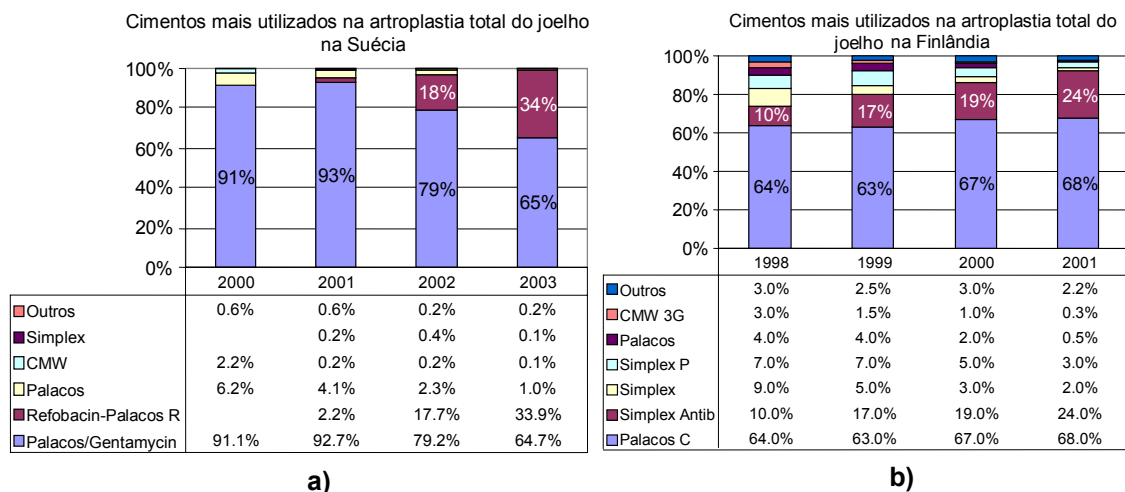


Figura 3.13 – a) Evolução dos cimentos mais utilizados na Suécia, adaptado de [4-8]; b) Evolução dos cimentos mais utilizados na Finlândia, adaptado de [10].

O cimento mais utilizado foi o Refobacin-Palacos R, com acção antibiótica, mas representando apenas 19,4% do volume de aplicação. Os cimentos de seguida mais utilizados foram o CMW1 Plain e o Simplex P e representam, cada um, 15% das artroplastias cimentadas, sendo estes valores acumulados entre 1999 e 2003.

Tabela 3.2 – Cimentos mais utilizados na artroplastia total do joelho, adaptado de [1-20].

	Austrália (2003)	Finlândia (2001)	Canadá (2002)	Suécia (2003)
Palacos/Gentamycin				64.7%
Refobacin-Palacos R	19.4%			33.9%
Palacos			5.0%	1.0%
Palacos C		68.0%		
CMW			1.0%	0.1%
CMW 1 Plain	15.0%			
CMW 1G	12.0%			
CMW 2G	12.0%			
Simplex		1.5%	93.0%	0.1%
Simplex Antib.	12.0%	24.0%		
Simplex P	15.0%	2.0%		
Outros	14.6%	4.5%	1.0%	0.2%

Como se pode verificar na tabela 3.2, não existe unanimidade no tipo de cimento utilizado entre os diversos países, verificando-se uma prevalência da utilização do cimento Palacos nos países da Europa e na Austrália, mas em diferentes variantes. No Canadá o mais utilizado foi o Simplex. Os cimentos Palacos e Simplex são cimentos de alta viscosidade que, segundo um estudo Norueguês [21] referente à prótese da anca, diminuem o risco de revisão da prótese, sendo essa a razão da sua prevalência relativamente aos cimentos CMW, considerados de viscosidade mais baixa e por isso associados a uma taxa de risco de revisão mais elevada.

3.7 - Uso de componente patelar

Nem todos os registos indicam a aplicação do componente patelar na artroplastia total do joelho primária. A opção clínica de substituição ou não do componente patelar, apesar de muito discutida entre os clínicos, não reúne consenso por uma das opções. A utilização deste componente está muito dependente do tipo de implante utilizado. Na Suécia, por exemplo, os cirurgiões que utilizam a prótese Freeman-Samuelson aplicam, normalmente, o componente patelar, enquanto aqueles que usam a LCS (New Jersey) e a Scan Knee fazem-no raramente. Em análises realizadas entre 1988 e 1997, na Suécia, não existia, aparentemente, diferença na taxa de revisão entre a utilização ou não do componente patelar. Contudo, como mencionado no relatório Sueco de 2003, essa indiferença parece ser menos realista para o período situado entre 1993 e 2002, onde a aplicação de componente patelar parece diminuir o risco de revisão, ainda que este estudo tenha sido realizado, somente, sobre a prótese AGC.

Da análise ao uso de componente patelar, na artroplastia primária total do joelho, verificam-se, nos diferentes registos, tendências diversas e taxas de aplicação bastante diferentes (Fig. 3.14). Relativamente à Suécia observa-se uma tendência de decréscimo do uso do componente patelar, sendo o valor registado em 2003, de apenas 11%. Este factor pode estar ligado ao modelo de prótese mais utilizado na Suécia. A tendência, na Noruega, apesar de pouco significativa, é de aumentar o uso do componente patelar, registando-se em 2003 um incremento de 16%. Também a Austrália tem mantido o valor de aplicação do componente patelar em torno de 41% nos últimos

registos. O registo que mais sistematicamente indica a aplicação do componente patelar é o do Canadá, cerca de 75%. Em Inglaterra o valor registado, em 2003, foi de 39%.

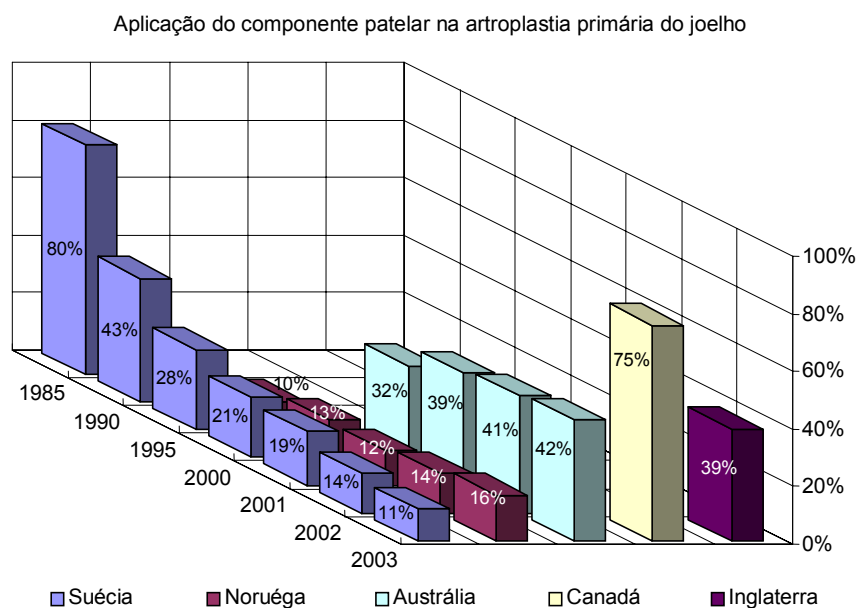


Figura 3.14 – Evolução da aplicação do componente patelar, adaptado de [1-20].

3.8 - Revisão

3.8.1 - Número de revisões e taxas de incidência

Verifica-se que nos registos Suecos, a taxa de revisão da artroplastia do joelho diminuiu cerca de 4% entre 2001 e 2003. No registo de 2003, o número de artroplastias primárias passou de 7785 para 8327, o que representa um aumento de 7%. Este incremento foi de igual significado para a artroplastia total do joelho e para a artroplastia unicompartmental. Em 2003 foram efectuadas 585 revisões, das quais 121 foram secundárias. Do total das revisões, 352 foram a artroplastias totais do joelho e 219 a artroplastias unicompartmentais. Assim, a taxa de revisão para a artroplastia total do joelho foi de 5% e para a artroplastia unicompartmental de 22%. A combinação destes números dá a referida taxa global de 7%. Este facto deve ser tomado em consideração na análise dos motivos que levam a que o número de artroplastias unicompartmentais tenha sofrido uma redução, para metade nos últimos 10 anos, enquanto a artroplastia total duplicou. Dos registos do Canadá nota-se uma ligeira diminuição da taxa de revisões, entre 2001 e 2003, de cerca de 2%. Em 2003 foram realizadas 8562 artroplastias totais do joelho e 559 revisões, a que corresponde o valor de taxa de revisão mais baixo de todos os registos analisados (Fig. 3.15). Este valor refere-se, somente, às artroplastias totais do joelho, não incluindo as artroplastias unicompartmentais. Deste valor 0,8% são segundas e terceiras revisões.

Evolução da taxa de revisão da artroplastia do joelho

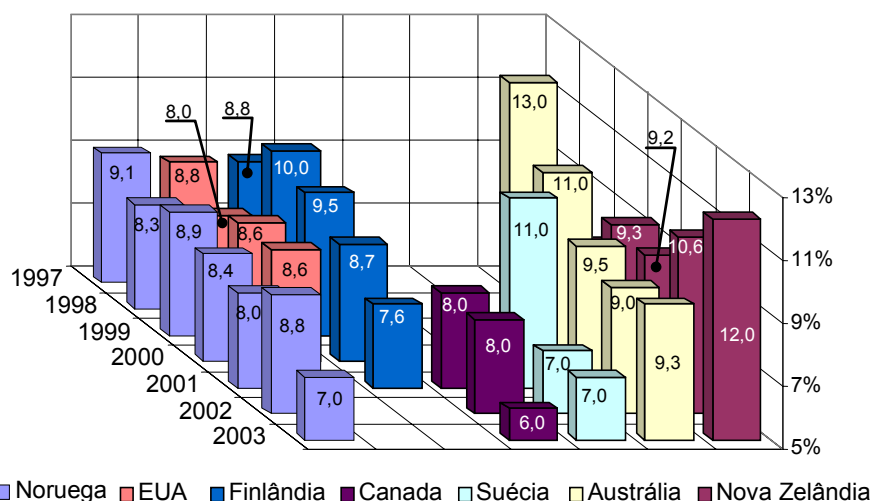


Figura 3.15 – Evolução das taxas de revisão nos diferentes países adaptado de [1-20].

Na Noruega, os valores da taxa de revisão têm variado ao longo dos últimos 7 anos, com valor máximo de 9% e mínimo de 7% (Fig. 3.16). No último registo, referente ao ano de 2003, o valor médio em 7 anos é de 8,3%. Em 2003 foram realizadas 16808 artroplastias primárias e 1499 revisões. Os dados relativos aos Estados Unidos da América revelam estabilidade da taxa de revisão, sendo os últimos dados relativos ao ano de 2000, onde se efectuaram 299000 artroplastias primárias e 28000 revisões. Na Finlândia, a taxa de revisão entre 1998 e 2001 sofreu uma redução de 2,4%, situando-se em 7,6%. Na Austrália, a taxa de revisão tem vindo a reduzir, tendo sido esta redução, entre 1999 e 2003, de 4%. Em 2003, a taxa de revisão foi de 9,3%, para todo o tipo de revisões. Na Nova Zelândia, a tendência das taxas de revisão registada nos últimos 4 anos é de crescimento, aumentando 3% entre 2000 e 2003.

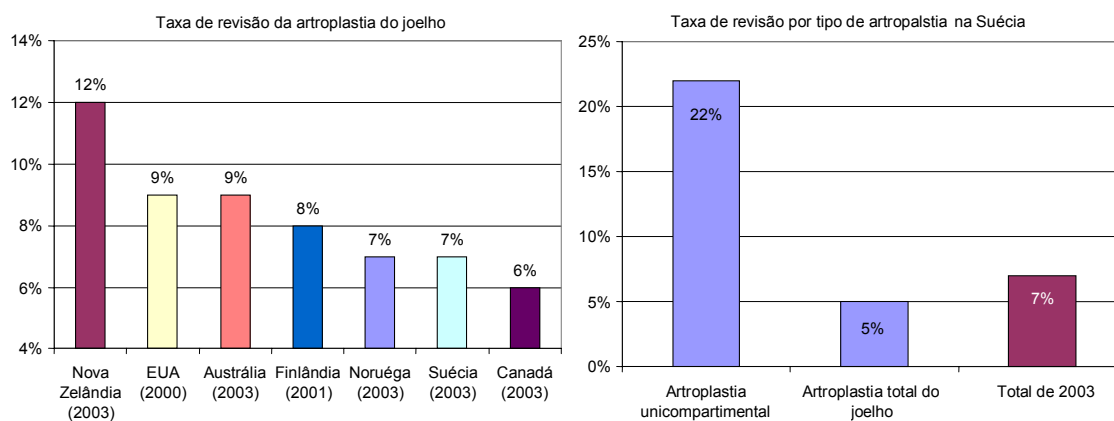


Figura 3.16 – a) Comparação das taxas de revisão dos últimos registos ortopédicos, adaptado de [1-20]; b) Taxa de revisão por tipo de artroplastia do joelho na Suécia em 2003, adaptado de [8].

O Canadá é o país com menor taxa de revisão, relativamente ao seu último registo. Contudo, esta amostra refere-se apenas às artroplastias totais do joelho e não ao conjunto de todo o tipo de artroplastias realizadas, o que vem de alguma forma favorecer o valor da taxa de revisão, já que nos registos Suecos, Noruegueses e Australianos verifica-se que as taxas de revisão das

artroplastias unicompartmentais são as mais elevadas. A Suécia apresenta 7% de taxa de revisão no seu último registo, resultante de 5% na taxa de revisão da artroplastia total do joelho e 22% na taxa de revisão da artroplastia unicompartmental (Fig. 3.16). O valor de 8%, da Finlândia, refere-se, exclusivamente, à taxa de revisão da artroplastia total do joelho, tal como o do Canadá. A Noruega apresenta, igualmente, um valor de 7%, incluindo o total das revisões, sendo que as revisões às artroplastias totais do joelho representaram, apenas, 5% de taxa de revisão, enquanto as revisões unicompartmentais, 22%. A taxa de revisão de 8%, da Austrália, é relativa ao total de artroplastias realizadas, sendo a taxa de revisão da artroplastia unicompartmental 2,3 vezes superior à da artroplastia total do joelho. Relativamente a estes valores é necessário ter em consideração o seguinte: o tempo médio entre a artroplastia primária e a de revisão é de aproximadamente 4 anos [8]. Assim sendo, as revisões actuais referem-se a artroplastias com algum tempo. Como o número de artroplastias primárias continua a aumentar, o efeito de acréscimo de revisões é diluído. Se se comparar o número de revisões actuais com a média das artroplastias primárias, feitas nos últimos 8 anos, a taxa de revisão será de 9%. Isto demonstra a fragilidade destes valores em termos da avaliação do risco de revisão. Mas, partindo do princípio de que todos os países tiveram um comportamento idêntico para o número de artroplastias primárias, a taxa pode ser usada como elemento comparativo.

3.8.2 - Razões para a revisão

As principais razões que levam a revisão da artroplastia total do joelho são, na sua maioria, comuns aos diversos registos ortopédicos, variando entre eles a proporção. Esta depende, também, do tipo de registo efectuado, já que existem registos onde uma revisão pode ser mencionada com múltiplas causas, como acontece com os registos do Canadá e da Inglaterra. A principal causa, para a revisão da artroplastia total do joelho, com excepção dos casos referidos nos registos da Finlândia e da Noruega, é o descolamento (“loosening”), como mostra a tabela 3.2, sendo o valor máximo encontrado em Inglaterra, com 41% e o valor mínimo de 16%, na Finlândia no ano de 2001. A segunda causa, encontrada para a revisão, varia de registo para registo. Na Austrália e na Suécia considera-se a infecção como segunda causa mais significativa para a necessidade de uma revisão; em Inglaterra e na Noruega a infecção é a terceira causa, enquanto a segunda considerada é a dor. Na Finlândia, a primeira causa para a revisão da artroplastia total do joelho é o desgaste/fractura, representando 40% das revisões, causa esta que duplicou entre 1991 e 2001, seguida de descolamento com 16%.

Problemas com o aparelho extensor, ao nível da patela, são transversais a todos os registos, com um valor máximo de 17% na Suécia, e mínimo de 4% no Canadá.

Eventualmente coincidência, a taxa mais alta de revisão com problemas na patela ocorreu no país de menor aplicação do componente patelar, designadamente a Suécia, assim, como a taxa mais baixa aconteceu naquele que tem a maior taxa de aplicação do componente patelar, neste caso o Canadá. A instabilidade é, também, uma das razões da revisão presente na maior parte dos registos, com 20% no Canadá. A Noruega desvia-se da normalidade dos registos dos outros países ao apresentar, como principal razão para a revisão a dor.

Efectuando a média de todos os registos (tabela 3.3), as razões para a revisão, colocam-se na seguinte ordem: descolamento, desgaste, infecção, dor, instabilidade, patela, osteólise, fractura e outras razões.

Tabela 3.3 – Principais razões para a revisão da artroplastia total do joelho e média dos diferentes registos, adaptado de [1-20].

	Suécia (2003)	Canadá (2003)	Noruega (2003)	Finlândia (2001)	Austrália (2003)	Inglaterra (2003)	Média
Descolamento	32%	39%	17%	16%	37%	41%	30%
Desgaste/fractura prótese	8%	36%	2%	40%	10%	10%	18%
Infecção	20%	12%	12%	15%	13%	18%	15%
Instabilidade	7%	26%	7%		3%	15%	10%
Dor			36%		6%	23%	11%
Patela	17%	4%	6%	10%	6%		7%
Osteólise		20%			8%	8%	6%
Fractura	1%	10%	2%	5%	2%		3%
Outros	15%	16%	18%	14%	15%		13%

Estas causas estão de acordo com Kelly et al [22], que propõem 9 causas para a falha da artroplastia do joelho: 1) Descolamento com ou sem osteólise, 2) Instabilidade tibial-femoral, 3) Complicações patelares, 4) Dor, 5) Desgaste/fractura do implante, 6) Falha por sepsis 7) Rotura do mecanismo extensor 8) Rigidez do joelho, e 9) Fractura do fémur. Ainda relativamente ao descolamento, os registos Finlandeses e Noruegueses apresentam o componente que descolou, constatando-se que o femoral apresentou a maior taxa de descolamento em ambos os registos, em que o valor é o dobro do descolamento do componente tibial. Convém ainda referir que, apesar das principais causas para a revisão da artroplastia unicompartmental serem praticamente as mesmas da revisão total do joelho, os seus pesos são bastante distintos. Assim sendo, por exemplo, nos registos Suecos, as principais causas para a revisão unicompartmental são: descolamento (45%), progresso da osteoartrite (22%), desgaste (14%), infecção (3%), instabilidade (2%), outros problemas (14%).

3.8.3 - Factores de influência nas taxas de revisão

Existem outros factores que podem influenciar o tempo para a necessidade da revisão da artroplastia primária. A Suécia, devido ao seu historial de mais de 25 anos de registos ortopédicos, desenvolveu um sistema que permite seguir as revisões de uma forma cumulativa para determinados factores, que aparentemente têm influência na taxa de revisão. O objectivo dos registos Suecos é estimar a quantidade de pacientes a serem revistos, a uma determinada data, relativamente à mesma da artroplastia primária. As curvas apresentadas, neste capítulo, são meramente informativas e têm como objectivo mostrar, simplesmente, o efeito comparativo que determinados factores têm na revisão. As curvas representam valores médios, sabendo que a cada ponto está associado um intervalo de confiança, que aumenta à medida que o tempo após a artroplastia primária aumenta, resultado do menor número de artroplastias acompanhadas com esse tempo.

Influência da causa da artroplastia primária

É evidente que pacientes, com diferentes patologias para a artroplastia primária, induzem diferentes valores de taxa de revisão ao longo do tempo. Para a mesma idade verifica-se que a

taxa de revisão, a longo termo, é superior nos pacientes com artrite reumatóide na artroplastia primária (Fig. 3.17).

Influência da idade da artroplastia primária

As curvas apresentadas são relativas à mesma patologia primária, neste caso osteoartrite. Verifica-se que, à medida que o grupo etário é mais jovem na artroplastia primária, o risco de revisão aumenta significativamente com o tempo, comparativamente a grupos mais idosos (Fig. 3.17). Isto pode explicar-se pela maior actividade física dos grupos mais jovens. No caso dos pacientes com artrite reumatóide, esta diferença não é evidente, já que os pacientes com esta patologia estão mais limitados fisicamente devido a múltiplos problemas articulares com dor.

Influência do género da artroplastia primária

No caso do género, para a osteoartrite não há diferença significativa na taxa de revisão entre os homens e mulheres. Contudo, na artrite reumatóide existe uma diferença significativa, apresentando os homens a maior taxa de revisão, devida especialmente ao risco de infecção (Fig. 3.17). Nos doentes com artrite reumatóide, o risco de infecção é maior devido a medicação imunossupressiva.

Influência do tipo de artroplastia primária

Entre os tipos de artroplastias realizadas, também se verifica uma relação com a taxa de revisão, sobretudo entre as próteses unicompartmentais e as próteses totais. O risco de uma revisão, após uma artroplastia unicompartmental, é significativamente mais elevado do que numa artroplastia total do joelho (Fig. 3.18). Mas o risco de complicações sérias, como infecção, artrodese ou amputação, é muito menor. Se uma artroplastia unicompartmental é revista para uma artroplastia total, o risco de re-revisão não aumenta significativamente, quando comparado com o risco de revisão após uma artroplastia total do joelho. Como o custo de uma artroplastia unicompartmental é mais baixo do que o de uma total, o facto do número de revisões ser mais elevado não resulta num custo adicional. Quando se interroga os doentes sobre o seu nível de satisfação, o resultado é idêntico entre doentes com prótese unicompartmental ou prótese total. Por esse motivo não se pode considerar errado o uso de artroplastia unicompartmental no caso de osteoartrite.

Influência do ano de realização da artroplastia primária

O ano da primeira cirurgia também está relacionado com a taxa de revisão. Ao longo dos anos o risco de revisão tem baixado na artroplastia total do joelho (Fig. 3.18). Esta explicação pode ser dada pela melhoria dos implantes, mas também se verificou o mesmo para os implantes estabelecidos no mercado. Isto pode indicar que houve melhorias na técnica de implantação (cimento/apoio). No caso da artroplastia unicompartmental, esta tendência não se regista, provavelmente pela utilização de novas próteses que provocaram piores resultados e, ainda, porque o número de artroplastias deste tipo tem vindo a ser menor.

Influência da rotina cirúrgica

Para a artroplastia unicompartmental (1986-1995), observa-se uma relação entre o número de cirurgias realizadas, nos hospitais, e a taxa de revisão (Fig. 3.18). No caso dos grupos com menos de 23 cirurgias/ano, o número de revisões é, significativamente, superior aos grupos com mais de 23 cirurgias/ano, sendo o implante Oxford especialmente sensível. Os resultados Suecos são

diferentes e revelam-se piores do que os publicados em centros Ingleses e que pode afectar os resultados da artroplastia total do joelho.

Mahaluxmivala et al. [23] realizaram um estudo para compreender até que ponto a experiência dos cirurgiões pode ter influência sobre o posicionamento dos componentes tibiais e femorais. Assim, referem que em 673 artroplastias totais do joelho foram medidos os ângulos de alinhamento dos componentes tibiais e femorais por radiografias pós-operatórias, tendo verificado que existe uma tendência para um posicionamento mais preciso dos componentes pelos cirurgiões mais experientes, sendo esta tendência mais significativa estatisticamente no alinhamento no plano sagital do componente tibial.

Influência do tipo de fixação da prótese

O registo Sueco de 2003 apresenta o acompanhamento realizado entre 1986 e 1995, onde se indica que a taxa de revisão depende, também, do tipo de fixação da prótese, sendo as próteses cimentadas as que apresentaram taxas de revisão mais baixas (Fig. 3.19). Para o período de 1991 a 2000 não se observam diferenças significativas. Contudo, somente 2,5% das artroplastias foram com componente tibial não cimentado, o que dificulta a análise estatística. Chockalingam et al. [24] relatam análises radiológicas relativamente à longevidade do componente femoral de uma série de 351 artroplastias totais do joelho, onde 150 foram cimentadas e 201 não cimentadas. A incidência do descolamento do componente femoral, 6 anos após a artroplastia primária, foi de 9,8% na fixação sem cimento e 0,6% na fixação com cimento.

Influência da utilização do componente patelar

Aparentemente, o uso ou não de componente patelar, para os diversos tipos de prótese, não influencia a taxa de revisão, quando analisados em conjunto. Contudo, quando se analisam os diferentes períodos, nota-se que nos anos oitenta quase 50% das artroplastias recorreram ao componente patelar, mas com resultados mais negativos. Nos anos noventa, a sua utilização ocorreu em cerca de 25% das artroplastias totais e o efeito dessa prática melhorou a taxa de revisão (figura 3.19). Uma análise às próteses AGC, mais utilizadas na Suécia, indica que a taxa de revisão é mais baixa quando o componente patelar é usado. Esta conclusão está de acordo com a satisfação que apresentam os pacientes que foram submetidos à cirurgia com uso do componente patelar. Para a ATJ, devida a osteoartrite, a taxa de revisão, nos últimos 10 anos, é maior para os casos em que o componente patelar não é empregue. A utilização ou não do componente patelar é um dilema para a maior parte dos cirurgiões. Alguns argumentam que a patela deve ser sempre substituída, porque completa a articulação artificial do joelho e permite resultados previsíveis [25-26]. Outros cirurgiões alegam que a patela não deve ser substituída, porque a sua substituição aumenta o risco de complicações, tais como a fractura e o descolamento do componente patelar ou dor na parte anterior do joelho [27-28]. Mayaman et al. [29] relatam, num estudo retrospectivo de 8 a 10 anos, os resultados de 100 pacientes com osteoartrite, com e sem aplicação do componente patelar. Todos os pacientes foram tratados com a mesma prótese - AMK (Anatomic Medullary Knee, DePuy). Para dois pacientes do grupo, sem componente patelar, e um com componente patelar foi necessária uma revisão por complicação patelo-femoral. A oito/dez anos de acompanhamento, a diferença nos dois grupos, relativa aos níveis da "Knee Society Clinical Ratings", não foram significativos. A taxa de dor na zona anterior, durante o caminhar e subida de escadas, foi significativamente inferior no grupo com componente

patelar. Oitenta por cento dos doentes com componente patelar revelaram satisfação com a artroplastia, enquanto para os outros sem componente patelar essa satisfação rondou 48%.

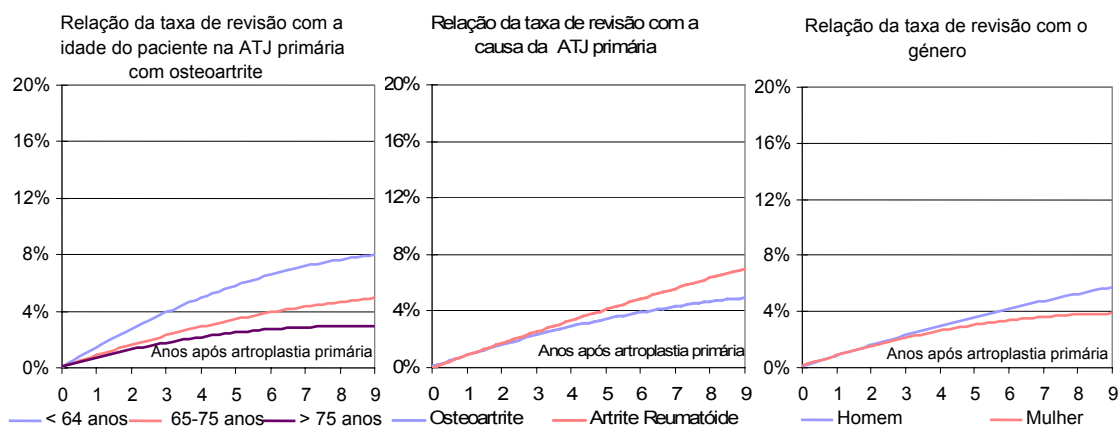


Figura 3.17 – **a)** Comparação da taxa de revisão entre grupos etários, adaptado de [8]; **b)** Comparação da taxa de revisão entre causas da ATJ primária, adaptado de [8]; **c)** Comparação da taxa de revisão entre género [8].

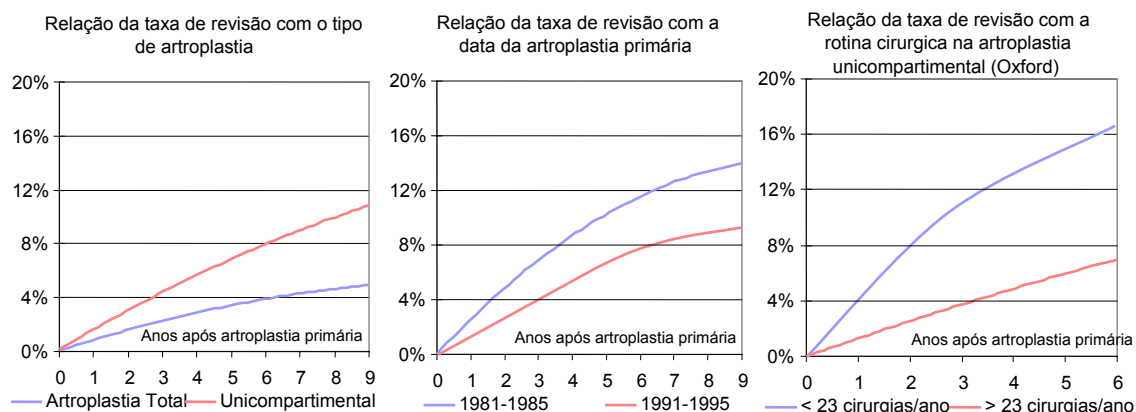


Figura 3.18 – **a)** Comparação da taxa de revisão entre tipos de artroplastia, adaptado de [8]; **b)** Comparação da taxa de revisão entre anos de realização da ATJ primária, adaptado de [8]; **c)** Comparação da taxa de revisão entre diferentes rotinas cirúrgicas, adaptado de [8].

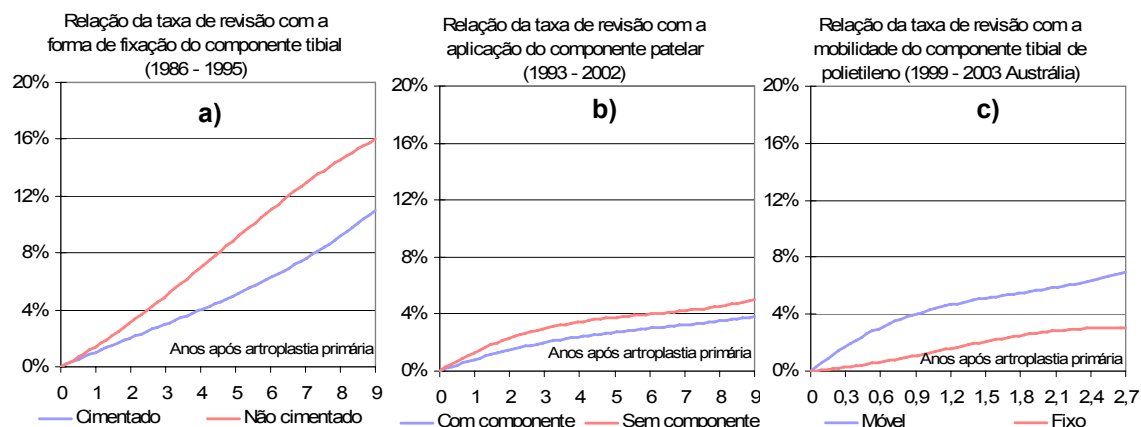


Figura 3.19 – **a)** Comparação da taxa de revisão entre tipos de fixação do componente tibial, adaptado de [7]; **b)** Comparação da taxa de revisão com a aplicação ou não do componente patelar ATJ, adaptado de [7]; **c)** Comparação da taxa de revisão entre componente móvel ou fixo, adaptado de [17].

Influência do uso da mobilidade do componente tibial

Nos registos Australianos encontram-se, também, acompanhamentos que relacionam as taxas de revisão com a mobilidade do componente de polietileno no prato tibial. Aparentemente, determinadas próteses analisadas - Profix e Genesis -, apresentam taxas de revisão mais elevadas do que a mesma prótese para a versão fixa. Os dados que serviram de base à figura 3.19 são os da prótese Génesis, para as versões fixa e móvel. Parece existir a mesma tendência para as próteses unicompartmentais, onde a taxa de revisão é superior na versão móvel [17].

Woolson et al. [30] apresentaram um estudo realizado sobre uma série de pacientes, sujeitos a artroplastia total do joelho, usando componente tibial móvel e componente tibial fixo, tendo 44 recebido 57 próteses de componente móvel e 40 recebido 45 próteses de componente fixo posterior estabilizado. Com uma média de 41 meses de acompanhamento (2 a 6 anos) não foram encontradas diferenças significativas no que diz respeito à pontuação do “Knee Society Clinical Ratings” para a dor. O grau de flexão, após a cirurgia, foi aproximadamente o mesmo entre os dois grupos (116° para móvel e 118° para fixo). Três próteses móveis foram revistas por problemas com o implante. Não se verificam diferenças entre as próteses móveis e as fixas, quer clinicamente quer radiograficamente, ao longo de todo o acompanhamento. Contudo, mais pacientes com prótese de componente móvel necessitaram de revisão precoce por falha/desgaste (3,5%) no componente patelar ou no componente tibial em polietileno.

3.9 - Próteses mais utilizadas

Normalmente, o modelo da prótese é o factor que gera mais interesse e aquele que é mais vezes relacionado com o resultado da artroplastia. Isto pode por em causa tudo o que foi dito anteriormente em relação aos vários factores que têm influência na taxa de revisão. Evidentemente, os resultados não são apenas afectados pelo modelo de prótese seleccionado. Por exemplo, na Suécia, o modelo de prótese mais utilizado (tabela 3.4) é o modelo que apresenta menor taxa de revisão cumulativa. Isto pode resultar do bom desenho do implante, mas também da rotina cirúrgica, uma vez que o mesmo implante é frequentemente implantado, à semelhança do que acontece com a ATA. Contudo, modelos com as mesmas taxas de aplicação revelam, entre si, taxas de revisão diferentes e alguns apresentam mesmo maus resultados. Dos implantes mais modernos, pode referir-se a prótese Miller-Galante e, relativamente às próteses unicompartmentais, parece que as mais modernas não aumentaram a durabilidade das convencionais.

Tabela 3.4 – Comparação do tipo de próteses aplicadas entre registos, adaptado de [1-20].

	Suécia (2003)	Noruega (1994-2003)	Inglaterra (2003)	Austrália (1999-2003)
Totais de deslizamento	87.8%	88.8%	90.6%	84.2%
Unicompartmentais	11.8%	11.0%	9.4%	15.7%
Charneira	0.3%			0.1%
Patelo/Femorais	0.1%	0.2%		

Em relação ao tipo de próteses utilizadas parece ser unânime, entre os diferentes registos, a preferência pela prótese total deslizante, representando em média 87% das artroplastias realizadas (tabela 3.4). O segundo tipo mais aplicado é a prótese unicompartmental, seguindo-se as próteses de charneira e as próteses patelo-femorais.

Nos registos Australianos é, ainda possível, observar o peso de aplicação das próteses totais do joelho, relativamente à sua mobilidade, a um prato tibial fixo ou móvel e à estabilidade da prótese, isto é, com ou sem sacrifício do LCP (tabela 3.5).

Em Inglaterra, o valor dos pratos tibiais fixos representa 88% das próteses totais do joelho.

Tabela 3.5 – Taxa de aplicação de próteses totais do joelho relativamente ao movimento e à estabilização na Austrália, adaptado de [17]

Austrália (1999-2003)	Tipo de mobilidade do componente tibial	Estabilidade
Fixas	71%	
Rotativas	24%	
Rotativas - Deslizantes	4%	
Deslizantes	1%	
Conservação do LCP		85%
Sacrifício do LCP		15%

3.9.1 - Modelos mais utilizados

Nos registos Suecos, o modelo mais utilizado na artroplastia total do joelho, em valor acumulado entre 1993 e 2002, foi a prótese AGC da empresa BIOMET (Fig. 3.20). Desde 1999 que esta prótese tem perdido a sua quota de mercado, registando-se, em 2003, o seu mais baixo valor com 21% de taxa de aplicação. Em contrapartida, a prótese PFC Sigma, da DePuy, tem ganho parte do mercado, sendo desde 2002 a prótese mais aplicada. Esta prótese é relativamente recente, tendo um tempo de aplicação de apenas 4 anos. Em terceiro lugar, na preferência dos cirurgiões Suecos, está a prótese NexGen seguida da Duracon e F/S MII, dados referentes ao ano de 2003.

Ao nível das próteses unicompartmentais, a prótese Link-Endo é, sem dúvida, a mais utilizada, representando cerca de 50% das próteses aplicadas. A segunda mais aplicada é a prótese Miller-Galante, com cerca de 29% do mercado sueco em 2003, seguida pela prótese Oxford. As próteses Marmor/Richards, Brigham, PFC e Duracon têm sido cada vez menos utilizadas e a prótese Génesis parece apresentar, também, uma tendência para menor utilização. Na Noruega, a prótese mais utilizada é a Profix, que tem vindo a aumentar a sua implantação no mercado norueguês, com 47% do mercado em 2003. A segunda prótese mais aplicada é a LCS da Depuy (prótese móvel), com cerca de 27% do mercado em 2003 e a terceira mais utilizada é a AGC da Biomet, com 12% do mercado. As restantes próteses representaram, apenas, 14% do mercado em 2003.

Na figura 3.20 pode verificar-se que a prótese Génesis I foi completamente abandonada, em benefício da Profix, uma prótese mais recente do mesmo fabricante. O modelo LCS tem mantido, ao longo dos últimos anos, a sua quota de mercado. Este tipo de implante tem a particularidade de possuir um componente tibial móvel.

Uma particularidade do caso norueguês reside no facto de cerca de 90% das artroplastias serem concentradas em apenas 3 modelos, o que possivelmente permite às equipas cirúrgicas uma rotina mais eficaz sobre os modelos mais aplicados.

Na Finlândia, a prótese mais utilizada pelos cirurgiões é a Duracon, que em 2003 representou 35% das próteses totais aplicadas (Fig. 3.21).

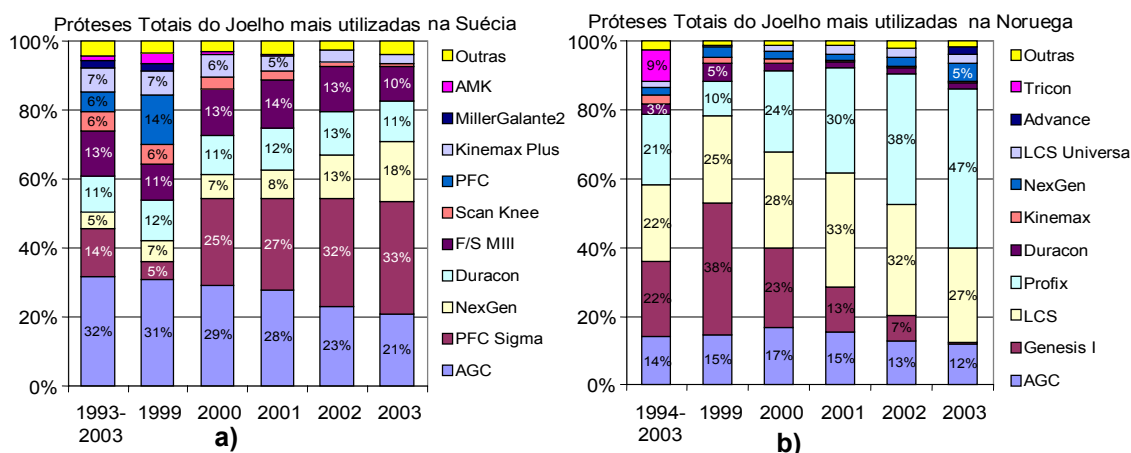


Figura 3.20 – a) Evolução dos modelos mais utilizados na Suécia, adaptado de [4-8]; b) Evolução dos modelos mais utilizados na Noruega [1-3].

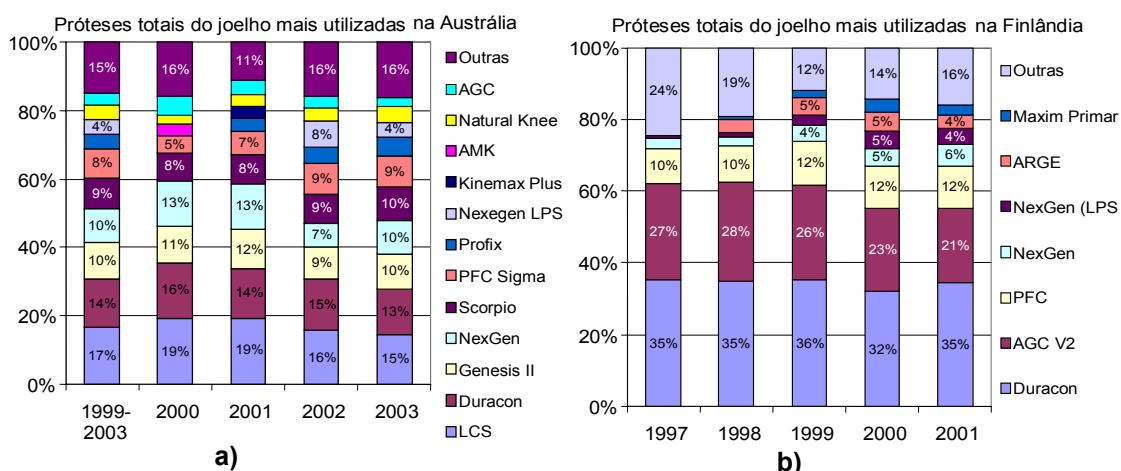


Figura 3.21 – a) Evolução dos modelos mais utilizados na Austrália, adaptado de [13-17]; b) Evolução dos modelos mais utilizados na Finlândia, adaptado de [10].

A prótese AGC é a segunda mais usada, com uma média de 24% nos últimos cinco anos. A prótese NexGen ocupa a terceira e quarta posições, nas suas versões fixa e móvel, representando em conjunto 10% das artroplastias realizadas na Finlândia em 2001. A utilização dos modelos tem mantido o seu nível de utilização ao longo dos anos, entre 1997 e 2001, não se registando grande variação.

Na Austrália, a prótese mais aplicada é a LCS (prótese móvel), mas com apenas 17% entre 1999 e 2003. A segunda mais utilizada é a Duracon, com 14% entre 1999 e 2003 (Fig. 3.21).

As restantes posições, em termos de aplicação, são ocupadas por modelos como a Génesis II, Nexgen, Scorpio e PFC Sigma, com percentagens equivalentes em torno dos 10%. Com um valor inferior deve-se referir a prótese Profix. Uma singularidade da Austrália, em relação aos modelos aplicados, é a não existência de prevalência de um modelo sobre os outros, apresentando todos eles um peso idêntico entre si. Apesar de se poder afirmar que a prótese LCS (prótese móvel) é a

mais aplicada, a mesma não representa mais de 15% do total do mercado das próteses do joelho. Este factor talvez se deva ao facto de a Austrália ser um grande mercado, com mais de 28000 artroplastias por ano, o que permite aos diversos fabricantes estarem no mercado com valores de vendas rentáveis, sem existir uma pressão muito significativa sobre os clínicos para o consumo de um determinado modelo. Nos países nórdicos a tendência é contrária, pois o mercado das próteses encontra-se, de certa forma, mais restrito quanto aos modelos aplicados.

Uma das próteses que tem uma aplicação bastante significativa, entre os diversos registos, é a prótese AGC, principalmente nos países nórdicos. Por sua vez, esta mesma prótese não tem aplicação relevante na Austrália (Fig. 3.22). No conjunto dos registos, relativos às próteses totais do joelho, pode-se verificar que existe um grupo de próteses que tem uma aplicação transversal aos diferentes registos e com percentagens significativas (Fig. 3.23).

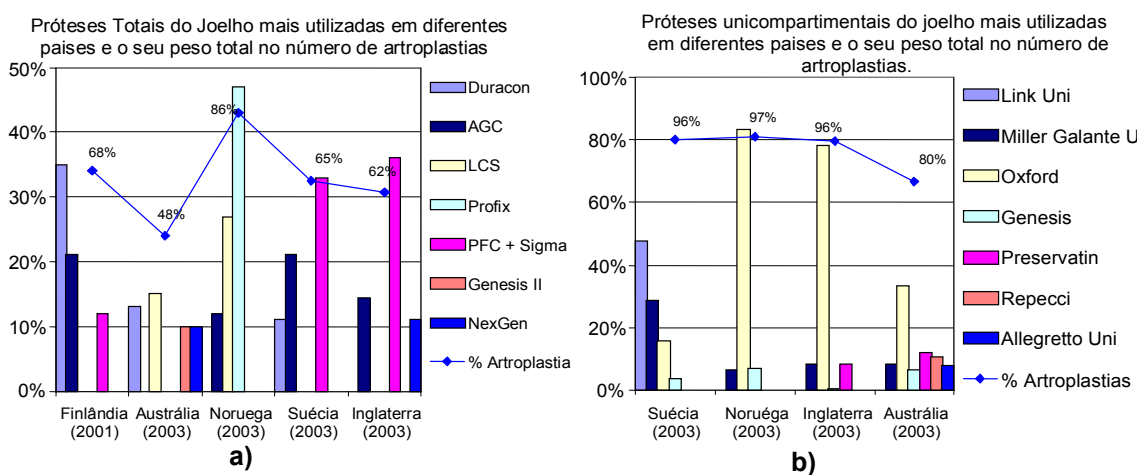


Figura 3.22 – a) Próteses totais mais utilizadas nos diferentes registos e peso no total de artroplastias, adaptado de [1-20]; b) Próteses unicompartmentais mais utilizadas nos diferentes registos e peso no total de artroplastias, adaptado de [1-20].

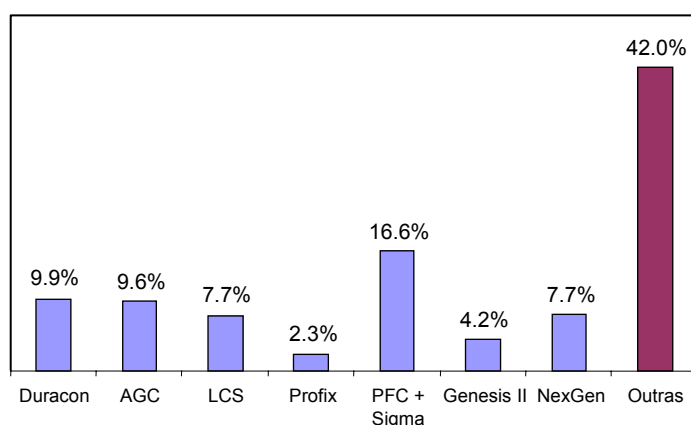


Figura 3.23 – Taxa de aplicação dos modelos de próteses mais usadas, nos diferentes registos, relativamente ao número total de artroplastias realizadas no total dos registos, adaptado de [1-20].

Das próteses com uma utilização ainda significativa, na Austrália, e menos transversal é a Génesis II. É necessário ter presente que, apesar de esta prótese representar apenas 10% na Austrália, ela é, em termos absolutos, a prótese mais utilizada na Noruega, com 47% do mercado (Fig. 3.22). Verifica-se, igualmente, que nos países nórdicos e em Inglaterra apenas 3 modelos representam, normalmente, mais de 60% das próteses aplicadas, sendo mesmo no caso da Noruega superior a 85%. Na Austrália, para se obter uma cobertura de 60% das artroplastias são necessários seis modelos.

Relativamente às próteses unicompartimentais, um dos modelos mais utilizado, nos diferentes registos, é a Oxford que na Noruega e em Inglaterra apresenta taxas de aplicação muito próximas de 80%. Na Austrália, mesmo com a grande diversidade de próteses, esta continua a ser a mais aplicada, com 34% do número de artroplastias (Fig. 3.22). A excepção acontece na Suécia, onde a prótese mais aplicada é a UniLink, com 48% de artroplastias realizadas em 2003. Excluindo o caso australiano, habitualmente apenas três modelos representam mais de 90% das artroplastias realizadas em cada país.

Na artroplastia total do joelho, em termos absolutos, dos 5 registos com dados relativos a próteses aplicadas, verifica-se que 7 modelos de próteses representam cerca de 60% das artroplastias realizadas. As próteses mais aplicadas, actualmente, são a PFC e PFC Sigma, com cerca de 17% do total de próteses aplicadas, seguidas pelas AGC e Duracon com cerca de 10% (Fig. 3.23).

3.9.2- Taxas de revisão

Os registos Suecos usam os resultados dos 10 últimos anos para a avaliação do desempenho dos implantes mais recentes. Uma das formas de avaliar os diferentes implantes é medir o risco do mesmo vir a ser substituído. Se o uso da patela é evitado na cirurgia primária, com o objectivo de ser substituída somente quando for necessário, incrementa-se o risco de revisão. As curvas abaixo apresentadas (Fig. 3.24) são relativas a taxas médias de revisão cumulativa, referentes ao total de próteses aplicadas com e sem componente patelar na osteoartrite. Os resultados dos registos Suecos revelam que, no caso da patologia do doente ser a artrite reumatóide, não existem grandes diferenças nas taxas de revisão entre os diferentes modelos de prótese. O aumento do número de artroplastias demonstrou que, no passado, pequenas diferenças entre implantes se tornaram diferenças mais significativas actualmente.

Na Suécia, o modelo que serve de referência ao cálculo dos intervalos de confiança, para os diferentes modelos, é a prótese AGC, que apresenta uma das mais baixas taxas de revisão. Uma análise de conjunto, a todas as taxas de revisão dos diferentes modelos (Fig. 3.25), permite constatar que a dispersão entre as taxas de revisão antes e após os 4 anos são diferentes. Um dos modelos que revela resultados mais desfavoráveis, antes dos 4 anos, é a AMK da Depuy, com um total de 542 próteses e uma taxa de revisão a 4 anos de 4,5%. As próteses que revelam menor taxa de revisão, antes dos 4 anos, são a Profix (n=231), a NexGen (n=2075) e a F/S MII (5037), com taxas de revisão a 4 anos entre 1% e 1,8%.

Após 4 anos, as próteses que induzem maior taxa de insucessos são a prótese LCS (Prato móvel, n=404) e a PFC (2090), ambas da Depuy, com taxas de revisão a 8 anos de 10% e 6%, respectivamente. As que apresentam menor taxa de sucesso, a longo prazo, são a AGC (n=12803) e a F/S MII (5037), com taxas de revisão de 4% e 3,2%, respectivamente.

Podemos, também, verificar na figura 3.25 que as próteses com taxas de revisão mais elevadas, a curto prazo, normalmente menos de quatro anos, são as que provocam taxas mais elevadas a longo prazo.

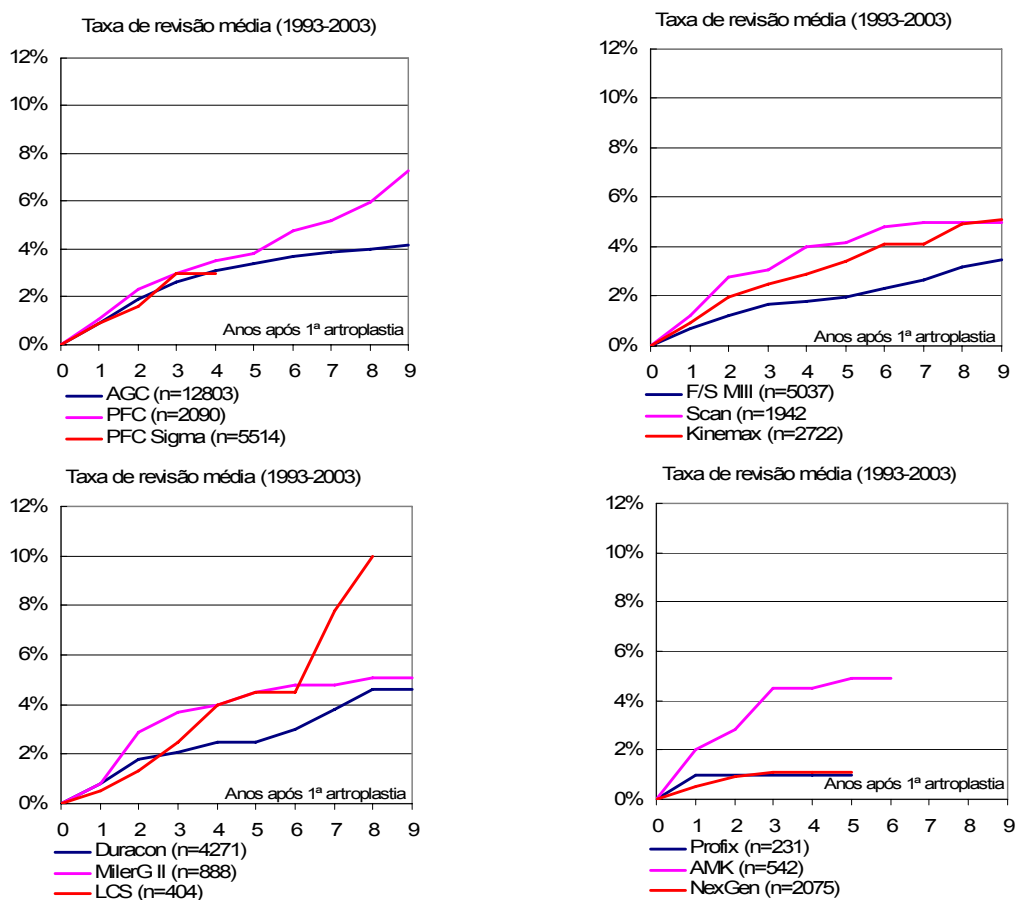


Figura 3.24 – Taxa de revisão acumulativa para as próteses totais do joelho mais utilizadas na Suécia [8].

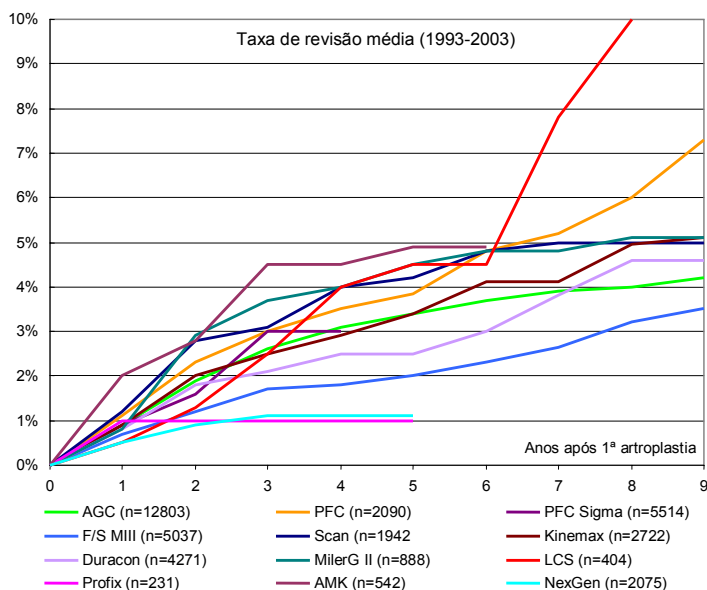


Figura 3.25 – Comparação das taxas de revisão cumulativa para as próteses totais do joelho mais utilizadas na Suécia, adaptado de [8].

Devemos ter sempre presente os valores apresentados, relativamente ao número de próteses aplicadas, pois quando estes são pequenos, o seu significado pode ser influenciado por vários factores, tais como o facto de ser uma prótese aplicada numa só entidade ou numa equipa diversificada, como é o caso da Profix, da Smith & Nephew, que foi aplicada somente na região norte da Suécia. A situação da prótese AMK, apesar de apresentar um valor relativamente pequeno de artroplastias (n=504), foi aplicada em varias regiões da Suécia, esbatendo o factor favorável de rotina das intervenções, que pode estar presente no caso da prótese Profix, já anteriormente referido. Possivelmente, a diferença de sucesso, entre estes dois modelos à luz dos registos pode ser explicado pela rotina, já que a aplicação da prótese Profix se confina a uma determinada região ou, eventualmente, a uma só equipa médica/hospital; enquanto o modelo AMK resulta de uma aplicação mais dispersa entre regiões ou entidades. Deve-se notar que houve uma região onde foram aplicadas apenas 13 próteses. Como os registos Suecos demonstram, a falta de rotina pode aumentar a taxa de revisão e diminuir o verdadeiro resultado clínico do modelo.

Uma informação também relevante, deste mesmo registo, é relativa à prótese LCS da Depuy, que apresenta a mais elevada taxa de revisão após 4 anos. Esta prótese de prato móvel, que permite o movimento do prato tibial e as suas vantagens passam por uma maior liberdade sentida pelo paciente (maior satisfação) e uma diminuição do risco de desgaste do componente de polietileno, devido a uma diminuição da pressão exercida sobre o mesmo. Esta prótese representa, simplesmente, 404 artroplastias entre 1993 e 2003, em apenas três regiões da Suécia. Em duas destas regiões foram aplicadas, apenas, 10 e 47 próteses, estando o restante concentrado numa única região, com um registo de 345 artroplastias. Em 2002 foram colocadas 43 próteses deste tipo e este valor será, também, resultado da falta de rotina, já que é mais ou menos unânime, entre os cirurgiões, que este tipo de prótese exige uma adequada técnica de implantação e, especialmente, um correcto balanço ligamentar.

A prótese AGC revela uma baixa taxa de revisão a longo prazo, sendo nos registos Suecos de cerca de 4% a 9 anos.

Alemparte et al. [31] relatam uma análise feita à taxa de sucesso do modelo AGC, onde entre 1993 e 1999 foram realizadas 148 artroplastias, das quais 94 foram do modelo AGC posterior estabilizado. Todas as próteses foram fixas com cimento para a aplicação dos 3 componentes (fémur, tibia e patela). A média de idade dos doentes foi de 69 anos e foram seguidos por um mínimo de 2 anos (2 a 8 anos). A taxa de sucesso a 8 anos foi de 96,6%.

Worland et al. [32] relatam um estudo sobre 562 próteses totais do joelho do modelo AGC, realizadas em 402 pacientes, entre 1986 e 1990. Todos os pacientes foram sujeitos a fixação com cimento, com retenção do ligamento cruzado posterior e com substituição do componente patelar. A idade média dos doentes foi de 71 anos (41 a 92 anos). O acompanhamento foi realizado por um mínimo de 10 anos (10-14 anos) e a taxa de sucesso, a 14 anos, foi de 97%.

Emerson et al. [33] expõem uma análise retrospectiva de uma série de 126 artroplastias totais primárias cimentadas, usando o modelo AGC, da qual 62 joelhos foram analisados a longo prazo entre 8,4 anos e 13,6 anos. A taxa de sucesso registada foi de 95% a 11 anos, sendo o critério de falência considerado, a revisão de todos os componentes. Este mesmo estudo faz uma descrição da literatura sobre as taxas de sucesso deste modelo, referindo 78% e 96.9%, com acompanhamentos realizados entre 10 e 15 anos (12 estudos). Esses resultados [31-33] estão em concordância com os valores encontrados nos registos Suecos.

A prótese PFC (DePuy) apresenta taxas de revisão até aos 5 anos, na média dos modelos apresentados. A partir dos 5 anos este modelo apresenta uma tendência para a revisão mais elevada do que a média dos outros modelos, com 7,2% a 9 anos.

Khaw et al. [34] descrevem uma análise feita a 354 artroplastias totais do joelho cimentadas com o modelo PFC. Em 277 doentes, com um acompanhamento, em média (2 a 11,7 anos) de 6 anos, a taxa de sucesso a 10 anos foi de 95,5%.

Martin et al. [35] descrevem um estudo referente a 378 artroplastias totais do joelho com o mesmo modelo de prótese. A média de tempo de acompanhamento foi de 6,5 anos (5 a 9 anos) e a taxa de revisão foi de 4,5%, sendo cerca de metade das revisões (8 joelhos) por excessivo desgaste do componente patelar. Os valores das taxas de revisão, encontrados na literatura [34,35], revelam valores médios na ordem dos encontrados nos registos ortopédicos da Suécia. O modelo PFC Sigma é ainda recente com apenas 4 anos de acompanhamento nos registos Suecos e com taxas de revisão, a 4 anos, de 3%, ao mesmo nível do modelo AGC para igual período.

Ranawat et al. [36] compararam o modelo PFC Sigma de componente tibial fixo com o móvel em 26 doentes. O tempo de acompanhamento foi de 46 meses para o modelo de componente fixo e de 16 meses para o componente móvel. Os resultados das duas variantes são equivalentes, quer em termos de registo de dor, quer na amplitude de movimento e, ainda, na satisfação dos pacientes. Não aconteceram revisões em nenhuma das variantes. A variante cimentada da PFC Sigma, com prato móvel posterior estabilizado relevou excelentes níveis de satisfação dos doentes a um ano pós-operatório. A LCS é uma prótese móvel, que nos registos Suecos revela a maior taxa de revisão, acima de 5 anos e atingindo 10% a 8 anos.

Buechel [37] refere que a taxa de sucesso das próteses LCS, na versão rotativa cimentada, foi de 97,7% a 20 anos de acompanhamento. O mesmo modelo, na versão não cimentada, revela uma taxa de sucesso a 18 anos de 98,3%. Outras versões de LCS, sem plataforma rotativa, provocaram taxas de sucesso inferiores. Para a versão LCS “mensical-bearing”, de componente deslizante, é relatado um sucesso inferior, de cerca de 96,5% a 10 anos, para a versão com conservação do LCP. Uma série de 140 artroplastias totais do joelho, não cimentadas, atingiu uma taxa de sucesso de 97,4% a 10 anos e de 83% a 16 anos. Nos registos Suecos não é possível distinguir que tipos de variantes dos modelos de componente móvel foram aplicados, se rotativas, deslizantes ou outros. Mas o valor dos registos Suecos situa-se entre os valores apresentados por Buechel [37]. Nenhum dos outros registos é tão abrangente em termos das taxas de revisão para os diferentes modelos como os dos registos Suecos. Mas é também possível encontrar, nos registos da Finlândia e da Austrália, curvas de taxas de revisão para alguns modelos.

Como podemos verificar na figura 3.26, o mesmo modelo apresenta taxas de revisão diferentes, consoante os diferentes registos. Por exemplo, para o mesmo período de acompanhamento do modelo AGC, os valores das taxas de revisão a 9 anos são mais elevados na Finlândia do que na Suécia, sendo essa diferença de 1%. Esta comparação do mesmo modelo, entre registos diferentes, vem confirmar que a taxa de revisão não depende unicamente do design do modelo, mas também de outros factores, descritos anteriormente. No caso particular da prótese AGC, 1% de variação entre os registos Suecos e Finlandeses pode não ter significado estatístico relevante, já que a dimensão da amostra, na Suécia, é muito superior à da Finlândia. Caso inverso é o da prótese PFC, que para o mesmo período de acompanhamento, apresenta valores de taxa de revisão, na Suécia, superiores aos da Finlândia, sendo esta diferença de 2%. Para o modelo Duracon, as taxas de revisão na Suécia e na Finlândia, para o mesmo período de

acompanhamento, são idênticas nos dois registos, apesar da grande diferença entre a quantidade de próteses aplicadas.

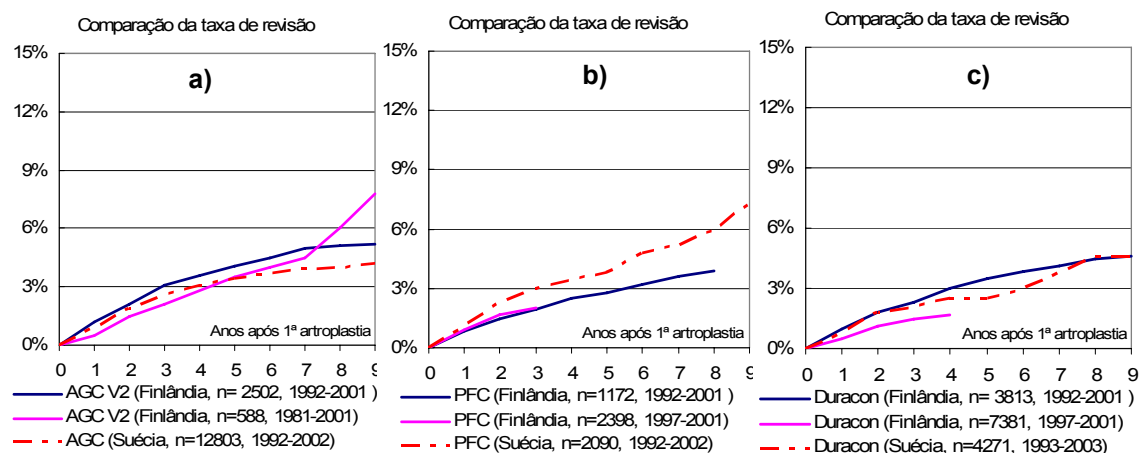


Figura 3.26 – **a)** Comparação das taxas de revisão acumulativa para o modelo AGC na Suécia e na Finlândia, adaptado de [8,10]; **b)** Comparação das taxas de revisão acumulativa para o modelo PFC na Suécia e na Finlândia, adaptado de [8,10]; **c)** Comparação das taxas de revisão acumulativa para o modelo Duracon na Suécia e na Finlândia, adaptado de [8,10].

Deve ter-se presente que vários dos modelos de próteses aqui descritos foram evoluindo em termos de design e técnica cirúrgica ao longo dos anos e os resultados podem ser afectados por essa evolução. Um desses casos é o modelo AGC que, nas suas primeiras aplicações, oferecia um componente tibial integralmente executado em polietileno e actualmente apresenta um em metal, com um componente intermédio em polietileno. O mesmo se passa com a forma de fixação das próteses, já que quando a taxa de revisão se refere a um modelo, esse mesmo modelo pode ter sido aplicado com ou sem cimento. Ainda o mesmo efeito pode ser encontrado ao nível dos acessórios que podem estar associados às próteses, tais como as hastes, cunhas e outros que podem, igualmente, influenciar a vida útil do implante, sem que o registo possa distinguir este efeito em termos de taxas de sucesso. O registo não reflecte estas diferenças, tratando estatisticamente o implante apenas pela sua designação comercial.

3.10 – Conclusões

A análise aos registos ortopédicos evidenciou que a artroplastia total do joelho tem sido uma das cirurgias ortopédicas com mais elevada taxa de crescimento nos últimos anos sendo a previsão actual de continuo crescimento desta devido ao envelhecimento generalizado da população e a sua aplicação a pessoas cada vez mais jovens e activas devido essencialmente à performance da técnica cirúrgica e durabilidade das próteses. O escalão etário onde é mais frequente a realização da artroplastia do joelho situa-se entre os 65 e 74 anos, com uma tendência da aplicação a escalões etários mais altos e mais baixos.

Estes permitiram também verificar que as principais razões para a realização da artroplastia do joelho são as doenças degenerativas tais como a osteoartrite e a artrite reumatóide com uma taxa de incidência superior nas mulheres.

De todos os registos analisados, a aplicação do cimento como método de fixação dos componentes da prótese na artroplastia do joelho é o mais utilizado e, aparentemente, o que mais consenso reúne como primeira escolha do cirurgião. Esta análise permitiu definir o tipo de fixação

a ser utilizada para os componentes tibiais e femorais nos trabalhos experimentais e numéricos dos próximos capítulos.

O uso de componente patelar depende bastante dos registos analisados pois não existe um consenso entre os cirurgiões sobre a opção da utilização deste aquando da artroplastia.

As taxas de revisão da artroplastia permitiram constatar uma grande variabilidade entre os diferentes registos analisados sendo estes dados muitas vezes dependentes do período em análise em cada registo, no entanto estas taxas variaram entre os 6% e 13% nos últimos anos.

Estes níveis de revisão (nova cirurgia) e toda a problemática associada a esta, tais como a falta de substancia óssea ou defeitos ósseos nas zonas condilares permitiram delinear o tema central deste trabalho onde foram estudados essencialmente os aspectos biomecânicos relacionadas com as hastes utilizadas frequentemente na revisão da artroplastia total do joelho. Os mesmos registos evidenciaram que a principal razão para a realização da cirurgia de revisão é o deslocamento entre os componentes protésicos e o osso, esta evidência comum aos diferentes registos levou a que os principais parâmetros biomecânicos analisados nos trabalhos numéricos desenvolvidos neste trabalho incidissem essencialmente sobre as interfaces entre os diferentes materiais e o osso.

Os níveis das taxas de revisão são influenciados por diversos factores tais como: a causa da artroplastia primária, a rotina cirúrgica, o período de realização da primeira artroplastia, o género, o tipo de artroplastia e o tipo de fixação dos componentes.

A análise ao tipo de prótese mais utilizada, verifica-se que as próteses totais de deslizamento são as mais aplicadas com taxas superiores a 84,2%.

Os modelos mais aplicados diferem entre os registos analisados; no entanto, em termos absolutos, a prótese PFC Sigma é a que maior volume representa no somatório de todos os registos analisados. Assim, esta circunstância, definiu a selecção do modelo de prótese do joelho utilizado nos estudos com modelos experimentais e numéricos nos capítulos 4, 5 e 6.

3.11 - Referências

[1] - Report 2002, The Norwegian Arthroplasty Register, Department of Orthopaedic Surgery, Hukeland University.

[2] - Report 2003, The Norwegian Arthroplasty Register, Department of Orthopaedic Surgery, Hukeland University.

[3] - Report 2004, The Norwegian Arthroplasty Register, Department of Orthopaedic Surgery, Hukeland University.

[4] - Annual Report 1999, The Swedish Knee Arthroplasty (SKAR).

[5] - Annual Report 2001, The Swedish Knee Arthroplasty (SKAR).

[6] - Annual Report 2002, The Swedish Knee Arthroplasty (SKAR).

[7] - Annual Report 2003, The Swedish Knee Arthroplasty (SKAR).

[8] - Annual Report 2004, The Swedish Knee Arthroplasty (SKAR).

[9] - www3.aaos.org (American Academy of Orthopaedic Surgeons, Department of Research and Scientific Affairs. (04/2005)

- [10] - The 2000-2001 Implant Yearbook on Orthopaedic Endoprotheses, Finnish Arthroplasty Register.
- [11] - New Zealand Orthopaedic Association, The Ageing of New Zealand, July 2003.
- [12] - National Joint Registry for England and Wales, 1st Annual Report, September 2004.
- [13] - Annual Report 2000, Australian Orthopaedic Association, National Joint Replacement Registry.
- [14] - Annual Report 2001, Australian Orthopaedic Association, National Joint Replacement Registry.
- [15] - Annual Report 2002, Australian Orthopaedic Association, National Joint Replacement Registry.
- [16] - Annual Report 2003, Australian Orthopaedic Association, National Joint Replacement Registry.
- [17] - Annual Report 2004, Australian Orthopaedic Association, National Joint Replacement Registry.
- [18] - Report 2002, Total Hip Knee Replacement Canadian Joint Replacement Registry.
- [19] - Report 2003, Total Hip Knee Replacement Canadian Joint Replacement Registry.
- [20] - Report 2004, Total Hip Knee Replacement Canadian Joint Replacement Registry.
- [21] - Prospective studies of Hip prostheses and cements, A presentation of Norwegian Arthroplasty Register 1987-1999
- [22] – Vince, K. G., 2003, Why Knees Fail. *Journal of Arthroplasty*, 18(3), pp: 39-44
- [23] – Mahaluxmivala, J., Bankes, M. J., Nicolai, P., Aldam, C.H., Allen, P. W., 2001, The effect of Surgeon experience on component positioning in 673 press fit condylar posterior cruciate-sacrificing Total Knee Arthroplasties. *Journal of Arthroplasty*, 6 (5), pp: 635-640.
- [24] Chockalingam S., Scott, G., 2000, The outcome of cemented vs. cementless fixation of a femoral component in TKR with the identification of radiological signs for the predication of failure. *The Knee*, 7, pp: 233-238.
- [25] - Barrack, R. L., Burak, C., 2001, Patella in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Rel Res*, 389, pp: 62-73.
- [26] – Lindstrand, A., Robertson, O., Lewold, S., Toksvig-Larsen, S., 2001, The patella in total knee arthroplasty: resurfacing or not resurfacing the patella. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 9(1), pp: 21-23.
- [27] – Kelly, M. A., 2001, Patellofemoral complications following total knee arthroplasty. *Instruct Course Lect*, 50, pp: 403-407.
- [28] – Le, A. X., Cameron, H. U., Otsuka, N. Y., Harrington, I. J., Bhargava, M., 1999, Fracture of the patella following total knee arthroplasty. *Orthopaedics*, 22(4), pp: 398-399.
- [29] – Mayman, D., Bourne, R., 2003, Resurfacing versus not resurfacing the patella in total knee arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*, 18(5), pp: 541-545.

- [30] – Woolson, S., Northrop, G., 2004, Mobile- vs fixed-bearing total knee arthroplasty. A clinical and radiologic study. *The Journal of Arthroplasty*, 19(2), pp: 135-140.
- [31] – Alemparte, J., Cabezas, A., 2003, Mid-term results of an AGC total knee arthroplasty system survival and function analysis. *The journal of arthroplasty*, 18(4), pp: 420-425.
- [32] – Worland, R., Johnson, G., 2002, Ten to fourteen year survival and functional analysis of the AGC total knee replacement system. *The Knee*, 9, pp: 133-137.
- [33] – Emerson, R., Higgins, L., 2000, The AGC total knee prosthesis at average 11 years. *The journal of arthroplasty*, 15(4), pp: 418-423.
- [34] – Khaw, F., Kirk, L., 2001, Survival analysis of cemented press-fit condylar total knee arthroplasty. *The journal of arthroplasty*, 16(2), pp: 161-167.
- [35] – Martin, S. D., McManus, J. L., Scott, R. D., Thornhill, T. S., 1997, Press-fit condylar total knee arthroplasty. 5- to 9-year follow-up evaluation. *J Arthroplasty*, 12(6) pp: 603-614.
- [36] – Ranawat, A. S., Rossi, R., Loreti, I., Rasquinha, V. J., Rodriguez, J. A., Ranawat, C. S., 2004, Comparison of the PFC Sigma fixed-bearing and rotating-platform total knee arthroplasty in the same patient: short-term results. *J Arthroplasty*, 19(1), pp: 35-39.
- [37] – Buechel, F., 2004, Mobile-bearing knee arthroplasty – Rotation is our salvation. *The journal of arthroplasty*, 19(4) pp: 27-30.

Capítulo 4

VALIDAÇÃO DOS MODELOS NUMÉRICOS

4.1 - Introdução

O método dos elementos finitos (MEF) é uma técnica numérica computacional, desenvolvida originalmente para a obtenção do estado de tensão-deformação em problemas complexos de estruturas diversas.

Para estruturas contínuas, mesmo com pouca complexidade geométrica, não é geralmente possível encontrar uma solução que satisfaça o conjunto de equações diferenciais, utilizando os métodos da matemática clássica. No MEF, a estrutura complexa é dividida numa malha de elementos interligados por nós onde cada um assume um campo de deslocamentos. A solução aproximada para um problema, originalmente complexo, é encontrada numa combinação de soluções de problemas elementares.

Desde a sua primeira aplicação, em 1972 [1], na biomecânica ortopédica, que os elementos finitos têm sido largamente utilizados na avaliação do comportamento mecânico de tecidos biológicos, em particular ossos, músculos e cartilagem articular. O método permite determinar o estado de tensão e/ou deformação dos tecidos, relacionando-o com processos biológicos de crescimento ósseo, remodelação e tratamento de fracturas e possibilitando, ainda, testar e otimizar o desempenho, a curto e longo prazo, de dispositivos ortopédicos, tais como próteses para articulações, fixadores internos e externos de fracturas, etc. [2]. Mais recentemente, modelos de elementos finitos, gerados a partir de imagens obtidas a partir de tomografia axial computadorizada do esqueleto do paciente, são empregues na prática clínica, em combinação com sistemas de cirurgia assistida por computador [3], ou na previsão do risco de fractura em pacientes com osteoporose [4]. O fémur é uma das partes do esqueleto mais frequentemente analisada através do MEF [2]. Um dos objectivos principais do desenvolvimento dos modelos de elementos finitos, neste trabalho, consistiu em investigar vários aspectos biomecânicos da artroplastia total do joelho (ATJ), que são difíceis se não mesmo impossíveis de investigar através de métodos experimentais in-vitro (micro movimentos nas interfaces, deformações internas). Sendo estes bem mais fáceis de analisar usando modelos numéricos. De facto a análise experimental in-vitro é tipicamente um método limitativo relativamente ao número de parâmetros que se pode analisar.

Apesar dos modelos de elementos finitos serem uma ferramenta adequada para a análise de tensões/deformações, em estruturas complexas ao nível da geometria, do carregamento e do comportamento dos materiais, deve estar-se consciente de que a precisão dos resultados calculados é dependente do tipo de elemento utilizado e do nível de refinamento da malha [5]. Quando a estrutura modelada é geometricamente complexa, é previsível que as cargas aplicadas

resultem em complexas distribuições e gradientes de tensões. Com o objectivo de alcançar a solução mais precisa, mesmo onde existam variações acentuadas do campo de tensões, pode ser necessária uma refinação adequada e suficiente da malha e um campo de deslocamento mais complexo no interior do elemento.

Do ponto de vista teórico, à medida que o número de elementos e o número de graus de liberdade aumentam, os resultados calculados convergem para uma solução mais correcta assintoticamente. Em contrapartida, utilizando uma malha grosseira pode obter-se erros grosseiros. Para além de um determinado nível de refinamento da malha ou número de graus de liberdade, o aumento da exactidão do resultado pode ser mínimo, incrementando-se o tempo de processamento para a obtenção da solução do problema. A criação de elementos finitos tridimensionais de ossos humanos, tais como o fémur ou a tíbia, não é propriamente uma tarefa simples.

Partindo de imagens de tomografia computadorizada de ossos específicos do paciente ou de geometrias tridimensionais de réplicas humanas de fémures e tíbias (Sawbones, Pacific Research Laboratories, Inc., Vashon, WA), disponíveis na Internet pela "International Society of Biomechanics Finite Element Repository" e gerida pelo Instituto Ortopédico Rizzoli, de Bolonha, em Itália, podem ser adoptados vários métodos para a geração da malha de elementos finitos. A geração manual da malha pode produzir modelos com soluções muito exactas, mas requer um tempo de manuseamento elevado para a obtenção de uma malha simples. Por esta razão, a refinação da malha e os testes de convergência raramente são realizados recorrendo à geração manual de malha, principalmente em geometrias complexas. Actualmente, existem várias aplicações que permitem a geração automática de malha com base em algoritmos concebidos para esse efeito. Estas aplicações podem gerar a malha de elementos finitos de um objecto a partir das suas formas geométricas automaticamente, cabendo ao utilizador a possibilidade de controlar os parâmetros da discretização, tais como a densidade ou o comprimento da aresta do elemento e, após geração automática, verificar o comprimento mínimo e máximo do lado do elemento, assim como a sua distorção, entre outros aspectos relacionados com a geração de malha.

Conhecem-se diferentes métodos de criação automática para a geração de malhas tetraédricas, hexaédricas e voxel. Merz et al. [6] publicaram uma comparação desses métodos, quando usados para a geração de malha no fémur humano. Viceconti et al. [7] investigaram, igualmente os aspectos da geração automática de malha no fémur humano com cinco métodos diferentes e comparam-nos com resultados in vitro. Estes, utilizando o "Standardized femur" [8] como geometria de referência, demonstraram que os elementos tetraédricos de 10 nós, gerados automaticamente, permitem um aceitável nível de exactidão e um bom rácio de convergência. De contrário, estudos comparativos de geração automática de malha na tíbia são raros. Au et al. [9] descrevem, num estudo numérico sobre o prato tibial na ATJ, uma comparação entre vários tipos de elementos tetraédricos e hexaédricos com o mesmo tamanho, onde a opção realizada foi a composta por elementos tetraédricos de 10 nós.

A validação dos resultados numéricos só é possível recorrendo a simulações in vitro, onde normalmente são medidas as deformações na superfície dos modelos. Para muitas das aplicações clínicas dos elementos finitos é, praticamente, impossível validar os modelos. Por vezes, mesmo um simples teste de convergência se torna difícil de realizar. Assim sendo, é importante conhecer a inerente exactidão dos modelos, em particular da tíbia e do fémur, tendo em vista os objectivos da presente tese.

Assim esta parte do estudo visou dois objectivos fundamentais: o primeiro consistiu em determinar o tipo de elemento e a sua dimensão média, assim como o número mínimo de graus de liberdade necessários para o estudo numérico da tíbia proximal e do fémur distal, na perspectiva do estudo da biomecânica da artroplastia total do joelho, objecto desta tese, e que implicou a utilização de componentes de geometria relativamente complexa, aplicados quer na parte proximal da tíbia quer na parte distal do fémur.

Um segundo objectivo passou por determinar até que ponto os resultados obtidos nos modelos numéricos, em determinadas condições de carga, de fronteira, tipo de implante e modo de fixação ao osso, se aproximam dos valores obtidos em ensaios com modelos experimentais, visando a validação dos diferentes parâmetros numéricos utilizados para os diferentes modelos.

4.2 - Tipo de elemento e número de graus de liberdade

Tendo em consideração a complexidade geométrica do fémur na sua zona distal (côndilos medial e lateral, e presença da fossa intercondilar) e da tíbia na sua zona proximal (côndilos medial e lateral, zona intercondilar, zona da epífise e tuberosidade anterior), bem como a complexidade geométrica dos componentes tibial e femoral da prótese do joelho, torna-se impraticável a geração de malha de forma manual. Por outro lado, a utilização de aplicações de CAD tridimensional, na geração das geometrias da tíbia e fémur, assim como dos componentes das próteses, tornam o uso de geradores automáticos de malha uma opção razoável. Alguns algoritmos, altamente sofisticados, podem gerar malhas hexaédricas automaticamente [7], mas a maior parte dos algoritmos comerciais gera malhas de elementos tetraédricos.

Os elementos tetraédricos mais comuns, disponíveis nas aplicações de elementos finitos, existem na sua formulação linear de 4 nós ou quadrática de 10 nós. Os elementos tetraédricos de 4 nós e 3 graus de liberdades por nó são conhecidos pelo seu baixo desempenho sobre acção de esforços de corte [10]. Além disso, o seu simples ponto de integração pode impedir o seguimento correcto dos gradientes acentuados de tensão. Em certas aplicações, como a utilizada neste estudo, é possível empregar a formulação com seis graus de liberdade por nó. Esta situação aumenta o desempenho do elemento, colocando-o entre os clássicos elementos tetraédricos lineares de 4 nós e os elementos quadráticos de 10 nós [11]. Na prática, a precisão alcançada com os elementos tetraédricos lineares é amplamente dependente do problema em análise. Os elementos tetraédricos de 10 nós alcançam, normalmente, um bom desempenho em termos de precisão, mesmo em problemas complexos [7]. A grande dificuldade inerente a este tipo de elemento, particularmente relevante no problema em estudo, é a sua limitação em estudos numéricos que envolvam problemas não lineares com contacto [12,13]. Este tipo de problema requer a utilização de processos interactivos complexos, o que resulta num incremento bastante significativo do tempo de CPU. Alguns algoritmos de contacto podem trabalhar com elementos de 1ª e 2ª ordem. Neste estudo, em particular, existe um elevado número de interfaces entre diferentes materiais e componentes (osso, componentes das próteses e cimento ósseo) que devem ser tratadas em contacto com atrito, já que a consideração destas como coladas implicaria um afastamento muito grande da realidade em determinados casos. Este facto levou-nos a tentar encontrar uma solução viável, ao nível do tipo de elemento, que garantisse uma boa precisão, mas com tempos de computação razoáveis, de forma a responder em tempo útil à quantidade e à diversidade de modelos analisados.

A análise aqui apresentada incidiu, numa primeira fase, na comparação de elementos tetraédricos de 4 e 10 nós, em termos de convergência do deslocamento máximo e deformação equivalente, em diferentes posições dos modelos da tíbia e do fémur sem implantes (intactos). Depois da selecção do tipo de elemento mais adequado e da sua dimensão média, procedeu-se à comparação dos resultados dos modelos numéricos com diferentes tipos de implantes que replicam as geometrias, os materiais e as condições fronteira de diferentes modelos analisados experimentalmente.

4.2.1 - Materiais e métodos

Geração da malha

As geometrias de referência nesta análise foram o fémur e a tíbia, compósitos, disponíveis comercialmente (Sawbones, Pacific Research Labs, Vashon Island, WA). Estes ossos artificiais são estruturas compósitas compostas por fibra de vidro curta embebida em resina de epóxico, na sua camada exterior (osso cortical), e interiormente são preenchidos com espuma de poliuretano, que assume desta forma a função do osso esponjoso. Estes modelos são normalmente usados em estudos de biomecânica *in vitro*. As geometrias tridimensionais, do fémur e da tíbia, foram obtidas no domínio público de site da Internet [14] que correspondem aos modelos compósitos.

Geraram-se os elementos finitos tetraédricos, baseados na geometria tridimensional do fémur e da tíbia. Cada malha de elementos finitos tridimensionais foi criada a partir da geração, nas diversas superfícies do modelo de malha de superfície, de elementos triangulares de 3 nós. À medida que as diversas malhas se foram desenvolvendo, foi decrescendo o tamanho médio dos elementos de superfície. Estes elementos foram criados recorrendo ao gerador automático de malha triangular de superfície disponível no software utilizado (HyperMesh, Altair HyperMesh v6.0, Troy, Michigan, USA). Após a formação da malha em cada superfície, verificou-se o comprimento dos elementos, ângulos internos, jacobiano, warpage, rácio de aspecto e desvio cordal. Assegurou-se, para todas as malhas geradas, que estes factores se encontravam dentro dos limites especificados pela aplicação. As dimensões médias das arestas dos elementos de superfície, encontram-se na tabela 4.1. Foram criadas as malhas de superfície para o osso cortical e, também, para o osso esponjoso, sendo o limite deste último definido com base na anatomia do fémur e da tíbia. As superfícies da tíbia que se consideraram estendem-se até à sua zona mais distal, antes do início do maléolo medial, já que a geração de malha nesta extremidade não tem interesse para o estudo em questão. Para o fémur foram suprimidas as superfícies relativas à sua parte proximal, isto é, cabeça e trocânter maior.

Para o osso cortical da tíbia proximal e do fémur distal criaram-se malhas para as superfícies internas e externas, gerando-se um volume de malha completamente fechado. Para o osso esponjoso criou-se uma malha exterior delimitada por uma malha que corresponde ao seu limite anatómico, dando igualmente origem a um volume de malha superficial completamente fechado. Na zona de interface osso cortical/osso esponjoso, garantiu-se que todos os nós dos elementos desta interface eram coincidentes e partilhados, de modo a criar uma fronteira rígida entre os dois. Após a geração de cada malha de superfície, na tíbia e no fémur, desenvolveu-se de forma automática a malha tridimensional, utilizando o algoritmo '*tetramesh*', disponível para o efeito de geração de malha tetraédrica de 4 nós. Estes elementos tridimensionais resultam da propagação realizada a partir das superfícies com malha de superfície triangular interior e exterior, para o volume cortical, e apenas exterior para o volume correspondente ao osso esponjoso. A

propagação destes elementos realizou-se utilizando a opção disponível de optimização da qualidade do elemento e de propagação “standard”, opção esta que ocupa mais tempo de CPU, já que procura optimizar o rácio volumétrico “skew” durante a geração dos elementos de volume. Após a geração de cada malha tridimensional verificaram-se diversos aspectos relacionados com a geometria dos elementos, tais como: comprimento do elemento; ‘jacobiano’; ‘skew’; ‘warpage’; rácio de aspecto e ‘vol skew’, verificando-se para todas as malhas geradas, a ausência de parâmetros fora dos limites especificados pela aplicação. Constatou-se, durante a geração da malha tridimensional, que a qualidade do resultado da mesma é claramente dependente da qualidade da malha de superfície que lhe deu origem. Os elementos inicialmente gerados foram de 4 nós, de primeira ordem e com funções de deslocamento linear, mas com seis graus de liberdade por nó, com três deslocamentos e três rotações.

Estes elementos de 4 nós foram depois convertidos em elementos tetraédricos de 10 nós. Este elemento de segunda ordem, com quatro pontos de integração de Gauss, permite, teoricamente, uma representação mais exacta do campo de tensões no elemento. Esta conversão de elementos de 4 nós em elementos de 10 nós garante que o nó intermédio dos elementos de segunda ordem se mantenha sobre a aresta do elemento de primeira ordem, não existindo a adaptação deste nó intermédio à geometria do modelo, o que permite introduzir, apenas, uma função de deslocamento quadrática. Este procedimento exclui o efeito de adaptação à geometria que os elementos parabólicos permitem. A qualidade dos resultados obtidos, para ambos os tipos de elementos, é difícil de avaliar, contudo a qualidade geométrica dos elementos gerados foi verificada, sendo este factor uma primeira indicação para a qualidade dos resultados. Deu-se especial atenção ao rácio de aspecto (quociente entre as dimensões maior e menor do elemento).

Materiais e condições de fronteira

Durante as actividades fisiológicas, os ossos da tibia e do fémur estão sujeitos a cargas de compressão, flexão e torção. Apesar de todos estes tipos de carga estarem presentes ao nível do joelho, isto é, na zona da tibia proximal e do fémur distal, o esforço mais importante observado nesta articulação é o esforço de compressão, ao nível do prato tibial. O tipo de carga utilizado para a tibia e para o fémur intactos é representativo de um joelho em total extensão, na fase de apoio do pé, durante um ciclo de locomoção normal de uma pessoa de aproximadamente 80 kg, onde as forças registadas na interface tibia-fémur são cerca de 3 vezes o peso do corpo [15,16]. Assim, uma carga de 2.2 kN foi distribuída entre os dois côndilos medial e lateral da tibia e do fémur de modo não uniforme. A carga nos côndilos mediais representa 60% da carga total e os restantes 40% são colocados nos côndilos laterais [15]. Esta distribuição assimétrica da carga permite aumentar o efeito de flexão sobre a tibia e o fémur. As cargas foram aplicadas distribuídas sobre nós dos elementos numa área delimitada por um diâmetro de 16mm na zona central dos côndilos, representando a superfície de contacto entre a tibia e o fémur. A direcção das cargas, nos côndilos medial e lateral, seguiu a dos eixos mecânicos da tibia e do fémur. Manteve-se, para todos os modelos gerados, a mesma posição da zona de carregamento nos côndilos, assim como a mesma carga, já que a avaliação do desempenho, entre os elementos tetraédricos de 4 e 10 nós, pressupõe as mesmas condições de fronteira para ambos. O encastramento da tibia foi feito na zona distal, no início do maléolo medial e, no caso do fémur, na sua zona proximal, no início do trocânter grande (figura 4.1), sendo os nós fixos sem qualquer deslocamento ou rotação. O osso cortical foi modelado como um material homogéneo, isotrópico, linear elástico, com um módulo de elasticidade de 12 400 MPa e com um coeficiente de Poisson de 0.3. O osso esponjoso foi,

também, assumido como homogêneo, isotrópico e linear elástico e com um módulo de elasticidade de 104 MPa e coeficiente de Poisson de 0.3. Estas propriedades de rigidez material são as indicadas pelo fabricante dos modelos da tíbia e do fémur em material compósito utilizados como modelos experimentais [17], e não influenciam qualitativamente a análise realizada, devido à natureza comparativa do estudo.

Análises realizadas

No total, foram analisados 40 modelos de elementos finitos, correspondendo 13 modelos à tíbia e 11 modelos ao fémur (elementos tetraédricos). Para os modelos de elementos finitos tetraédricos de 10 nós, o número de modelos utilizado foi inferior, usando 10 modelos para a tíbia e 6 modelos para o fémur. Estes últimos foram explorados em menor quantidade, já que o número de graus de liberdade para elementos de 10 nós, gerados por malhas de pequena dimensão, implicaria tempos de CPU muito para além do razoável. O número limite de graus de liberdade considerado foi de cerca de 860 000, um tempo de CPU de 1260s, que é considerável para uma análise linear elástica.

Não se fixou qualquer tempo limite para a resolução dos problemas, apenas se procurou um número de graus de liberdade e tipo de elemento que permitisse um desvio aceitável em termos de deslocamento máximo e deformação equivalente, procurando que tal fosse conseguido com o menor tempo de cálculo possível.

Para os elementos tetraédricos de 10 nós (T10), consideraram-se as dimensões das arestas assinaladas na tabela 4.1. Todos estes elementos foram criados a partir dos modelos tetraédricos de 4 nós (T4), com a mesma dimensão e aumentando, simplesmente, a ordem dos elementos.

Todas as análises foram realizadas num computador DELL Xeon, a 2,66GHz e 1GB de RAM, utilizando o software de análise e optimização estrutural OptiStruct v6.0 (Altair Engineering Inc.).

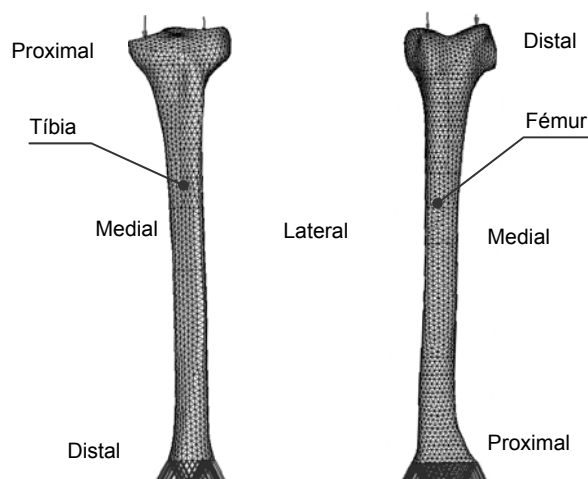


Figura 4.1 – Condições de fronteira simuladas na tíbia e no fémur para ambos os modelos.

Analisou-se, inicialmente, o valor do deslocamento máximo (U_{max}) do modelo bem como a deformação equivalente de von Mises em 3 nós (ϵ_n) em cada lado (medial, lateral, anterior e posterior) para a tíbia e para o fémur. Na figura 4.2 pode observar-se a posição dos nós analisados na tíbia e no fémur, tendo estes as mesmas posições para todos os modelos estudados.

suficientemente refinada quando o deslocamento ou as deformações não se alteram significativamente com subsequente refinamento de malha (aumento do número de graus de liberdade). Calcularam-se os desvios do deslocamento máximo relativamente ao deslocamento observado para a malha mais refinada (eq. 1), assim como a diferença relativa à malha anterior (eq. 2). Foi determinado a diferença relativa do deslocamento máximo entre os elementos T4 e T10, para um número equivalente de graus de liberdade (eq. 3). Também se calculou a diferença relativa dos deslocamentos, para cada tipo de elemento T4 (eq. 4) e T10 (eq. 5), relativamente ao deslocamento da malha mais refinada do elemento oposto.

Determinou-se, para cada malha, o desvio da deformação equivalente nos nós seleccionados entre os elementos T4 e T10, para um número equivalente de graus de liberdade (eq. 6).

Nomenclatura:

n = número de graus de liberdade

U_{ref} = Deslocamento máximo para a malha com o maior número de graus de liberdade

$U_{(n)}$ = Deslocamento máximo para a malha n

$U_{(n-1)}$ = Deslocamento máximo para a malha anterior à malha n

ϵ_{ref} = Deformação para o maior número de graus de liberdade no ponto i

ϵ_{ni} = Deformação no ponto i na malha com n graus de liberdade

$$Desvio U_{max} = \frac{(U_{ref} - U_n)}{U_{ref}} \times 100\% \text{ (para cada tipo de elemento)} \quad (1)$$

$$Desvio relativo U_{max} = \frac{(U_{(n-1)} - U_n)}{U_{(n-1)}} \times 100\% \text{ (para cada tipo de elemento)} \quad (2)$$

$$Desvio U_{max T4/T10 NGL} = \frac{(U_{(T4)NGLn} - U_{(T10)NGLn})}{U_{(T4)NGLn}} \times 100\% \quad (3)$$

$$Desvio U_{max T10/T4} = \frac{(U_{ref(T4)} - U_{n(T10)})}{U_{ref(T4)}} \times 100\% \quad (4)$$

$$Desvio U_{max T4/T10} = \frac{(U_{ref(T10)} - U_{n(T4)})}{U_{ref(T10)}} \times 100\% \quad (5)$$

$$Desvio \epsilon_{ni (T4/T10)NGL} = \frac{(\epsilon_{ref(T10)NGL} - \epsilon_{ni(T4)NGL})}{\epsilon_{ref(T10)NGL}} \times 100\% \quad (6)$$

Numa fase posterior, determinaram-se os desvios das deformações equivalentes para cada malha analisada do elemento T4 relativamente à malha mais refinada deste elemento (eq. 7).

$$Desvio \epsilon_{ni (T4)} = \frac{(\epsilon_{refi} - \epsilon_{ni})}{\epsilon_{refi}} \times 100\% \quad (7)$$

4.2.2 – Resultados

Como descrito anteriormente, foram respeitados os parâmetros de verificação da malha disponíveis na aplicação, tanto para as malhas de superfície como para as malhas de elementos sólidos. O tempo de CPU necessário para a resolução do sistema de equações aumenta de forma exponencial com a diminuição do tamanho do elemento e, conseqüentemente, com o aumento do número de graus de liberdade. Para os elementos tetraédricos de 4 nós (T4) e para a malha da tíbia, com o elemento de dimensão média de 2,5mm (54825 NGL) foram necessários 18s, enquanto que o elemento de dimensão de 1mm (559929 NGL) foram necessários 1860s, cerca de 100 vezes mais tempo para um número de graus de liberdade 10 vezes maior. Nos elementos tetraédricos de 10 nós (T10), para um número idêntico de graus de liberdade aos dos elementos T4 a malha com elemento de dimensão 7mm (53445 NGL) demorou 25s, enquanto com elemento com a dimensão de 2,2mm (520929 NGL) demorou 2040s.

O tempo de CPU necessário, em média, para a resolução dos sistemas de equações para um número idêntico de graus de liberdade é superior nos elementos tetraédricos de 10 nós, variando essa diferença entre 10% a 30%.

Os deslocamentos máximos dos modelos foram verificados sempre na mesma região, para todas as dimensões de malhas analisadas, sejam elas de 4 ou de 10 nós. Na tíbia, a região de deslocamento máximo foi na zona intercondilar, enquanto para o fêmur a zona onde ocorreu o deslocamento máximo foi no epicôndilo medial. Estas regiões de deslocamento máximo estão de acordo com o tipo de carregamento simulado.

Assume-se que a convergência ocorre para o máximo de refinamento de malha para cada tipo de elemento T4 e T10. A figura 4.3 mostra a evolução do valor de deslocamento máximo à medida que se aumentou o refinamento da malha para a tíbia e para o fêmur.

Com o aumento do número de graus de liberdade, o deslocamento máximo convergiu para ambos os tipos de elementos. A diferença de deslocamento máximo, na tíbia, para a malha mais refinada entre os 2 elementos foi de 0.099 mm, representando este valor cerca de 1,2% do deslocamento máximo da tíbia com o elemento T10.

Para o fêmur verificou-se, também, a convergência ao nível do deslocamento máximo à medida que se aumentou o número de graus de liberdade para ambos os elementos. Esta convergência entre os dois tipos de elemento, pelo observado na figura 4.3, parece ocorrer somente para um número demasiado elevado de graus de liberdade.

A diminuição do desvio de deslocamento máximo, relativamente ao valor da malha mais refinada, para cada tipo de elemento, está representada na figura 4.4. A convergência do deslocamento máximo é bastante mais rápida para os elementos de 4 nós (T4), enquanto que para os elementos de 10 nós essa convergência acontece para um número bastante superior de graus de liberdade. Para a tíbia e para os elementos T4, foi possível observar um desvio inferior a 0.5% relativo à malha mais refinada a partir de 125000 graus de liberdade. Para o elemento T10 o mesmo desvio só foi possível a partir de 430000 graus de liberdade. No fêmur, o comportamento foi idêntico ao descrito para a tíbia, sendo o mesmo nível de convergência do deslocamento máximo atingido mais tardiamente com os elementos tetraédricos de 10 nós.

A zona assintótica das curvas de desvio de deslocamento máximo é atingida a partir de 125000 graus de liberdade para a tíbia e de 165000 para o fêmur com elementos de 4 nós. A mesma zona, nos elementos de 10 nós, é menos evidente, mas para a tíbia poderá considerar-se que esta zona é atingida a partir de 430000 graus de liberdade e 300000 para o fêmur.

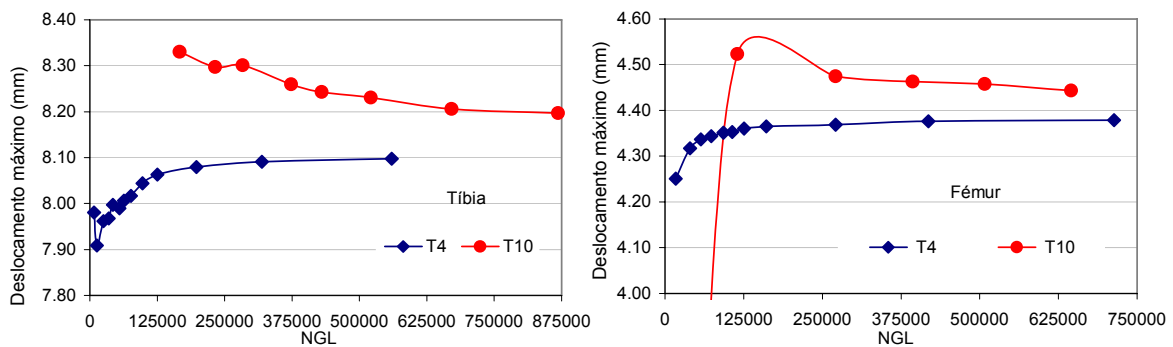


Figura 4.3 – Deslocamento máximo da zona proximal da tíbia e da zona distal do fémur em função do número de graus de liberdade e do tipo de elemento.

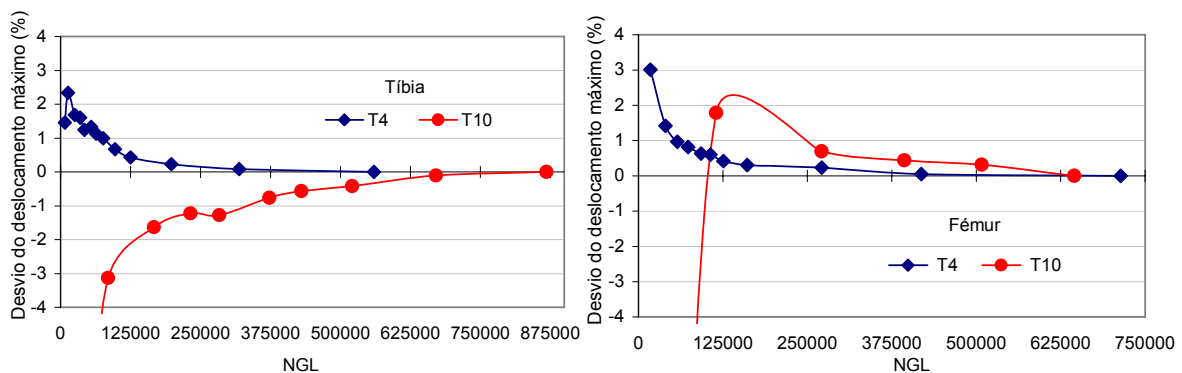


Figura 4.4 – Desvio do deslocamento máximo da zona proximal da tíbia e da zona distal do fémur relativamente à malha mais refinada para cada tipo de elemento.

O desvio do deslocamento máximo da tíbia, relativamente à iteração anterior (figura 4.5) evidencia uma maior instabilidade em termos de convergência, para elementos tetraédricos de 10 nós relativamente aos elementos tetraédricos de 4 nós.

Os elementos de 10 nós, para qualquer número de graus de liberdade, revelam alguma instabilidade com o aumento e decréscimo da diferença relativa, ao contrário dos elementos tetraédricos de 4 nós, onde essa instabilidade na convergência ocorreu, somente, para as malhas com um número de graus de liberdade inferior a 76000. Para o fémur, o comportamento dos elementos em termos de estabilidade foi idêntico ao da tíbia.

Apesar da diferença de deslocamento máximo, obtida para as malhas mais refinadas entre os 2 tipos de elementos ser 1,2% na tíbia e 1,4% no fémur, é necessário averiguar qual dos valores dos deslocamentos máximos apresentados, entre ambos os elementos é o deslocamento teoricamente real. Todavia, é extremamente difícil responder a esta questão sem a realização de ensaios in vitro, simulando os materiais, a geometria e as condições de carregamento simulados nos modelos numéricos.

Foi analisado, para a tíbia e para o fémur, a diferença relativa entre os deslocamentos máximos obtidos para os dois tipos de elementos para um número de graus de liberdade semelhante (figura. 4.6). No caso da tíbia, a diferença relativa entre os dois tipos de elementos foi inferior a 3% a partir de 125000 graus de liberdade. Para o fémur, um nível de desvio idêntico ao da tíbia implicou um número de graus de liberdade acima de 150000. Quantificou-se o desvio induzido pela escolha de um tipo de elemento em detrimento do outro elemento, isto é, determinou-se o

desvio do deslocamento máximo para cada tipo de elemento, assumindo que o deslocamento correcto é o deslocamento da malha mais refinada do outro elemento (figura 4.6). Assim, na tíbia, o elemento tetraédrico de 10 nós, e para o deslocamento teórico assumido do elemento tetraédrico de 4 nós para a malha de maior grau de liberdade, induziu desvios da ordem de 3 a 4% para um NGL em torno dos 125000; os elementos tetraédricos de 4 nós provocaram um desvio inferior a 2%, para um número de graus de liberdade superior a 100000. Assim sendo, o elemento que menores desvios provoca entre os dois elementos é o tetraédrico de 4 nós.

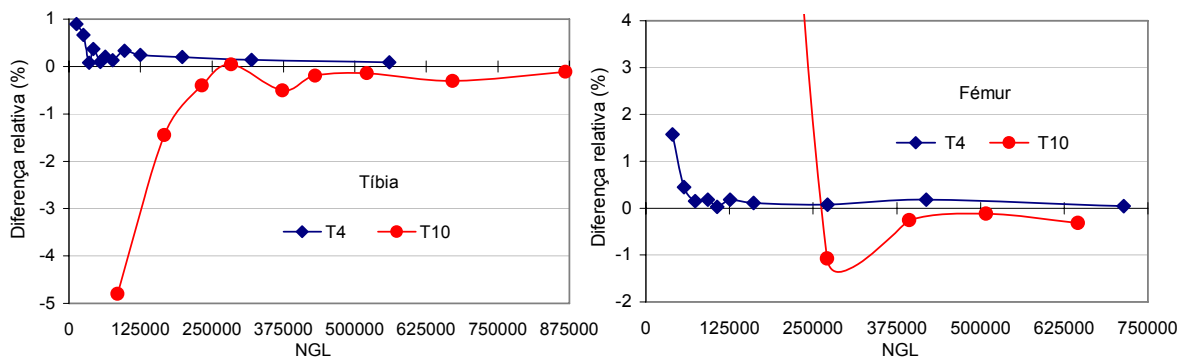


Figura 4.5 – Desvio do deslocamento máximo da zona proximal da tíbia e distal do fémur relativamente ao deslocamento da malha anterior.

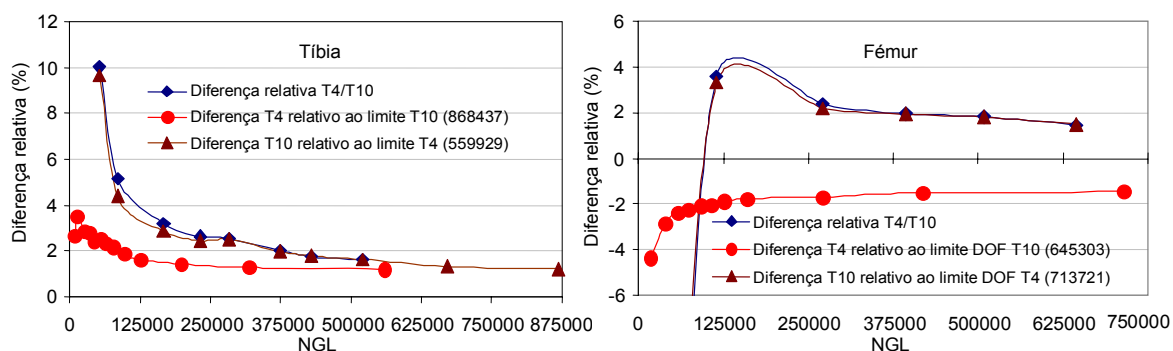


Figura 4.6 – Diferença relativa do deslocamento máximo entre os elementos tetraédricos de 4 e 10 nós, para um número aproximado de graus de liberdade. Desvio de cada elemento relativamente à malha mais refinada do elemento contrário, para as diversas malhas analisadas.

Para o fémur foi feito estudo idêntico com conclusões semelhantes. Assim, o elemento tetraédrico de 10 nós provocou maior desvio relativamente ao deslocamento teórico obtido com o elemento de 4 nós. Este desvio foi de cerca de 4% para cerca de 125000 graus de liberdade. O elemento tetraédrico de 4 nós provocou um desvio inferior a 2% a partir dos 125000 graus de liberdade.

Além dos deslocamentos analisaram-se as deformações equivalentes de von Mises nos 3 nós de cada aspecto para todas as malhas geradas com os dois tipos de elementos. As deformações provocaram maior instabilidade na convergência em relação aos deslocamentos para ambos os tipos de elemento. Na figura 4.7 estão apresentadas as deformações no aspecto medial. Este lado foi o que revelou os valores de deformação mais elevados para ambos os modelos.

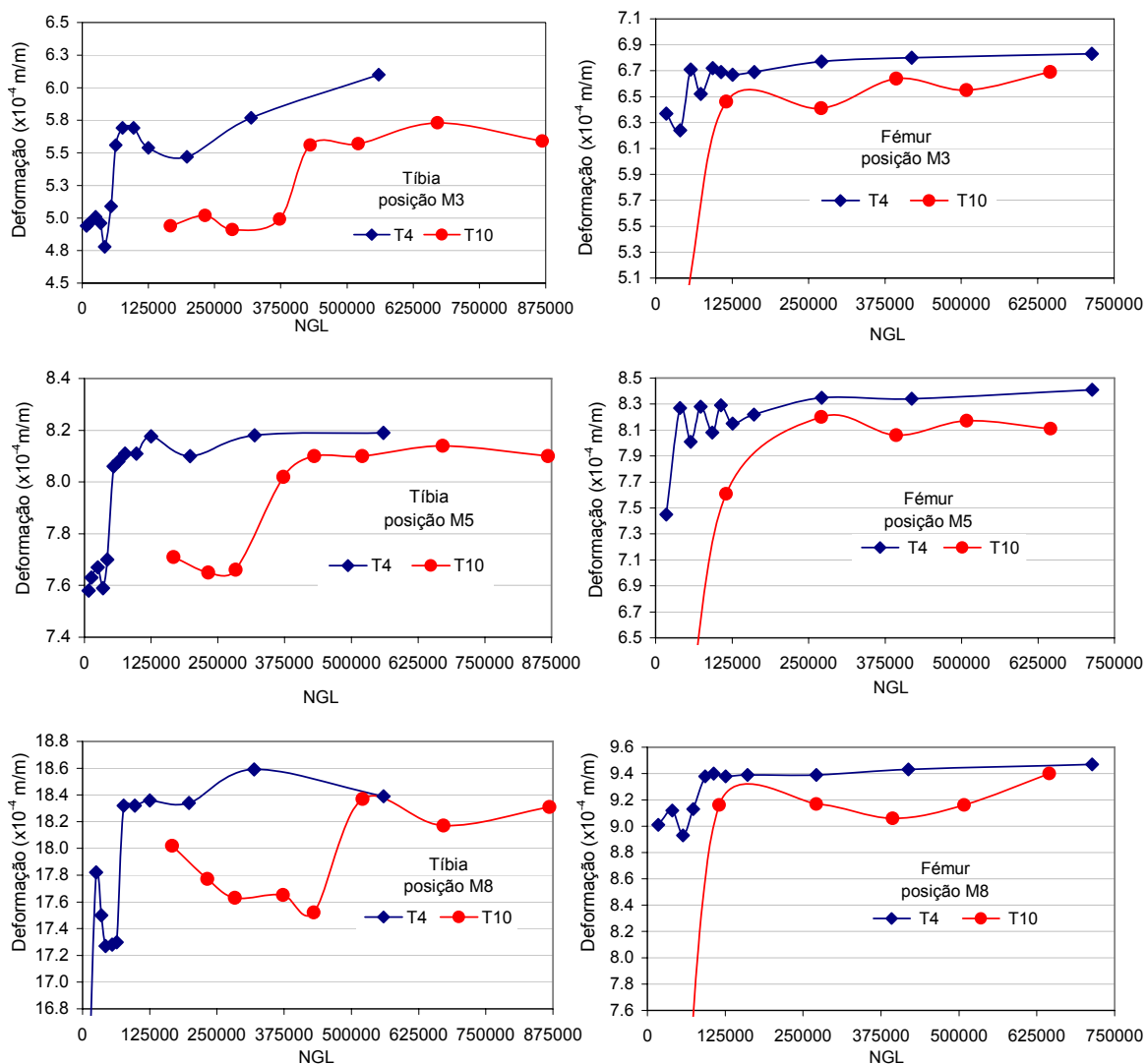


Figura 4.7 – Evolução da deformação no aspecto medial com o número de graus de liberdade para os elementos tetraédricos de 4 nós (T4) e de 10 nós (T10) na tíbia e fémur.

Na tíbia, o elemento de 4 nós atinge a zona assintótica da curva de deformações de von Mises a partir de 125000 graus de liberdade, enquanto que o elemento de 10 nós atinge o mesmo somente a partir dos 400000 graus de liberdade.

As deformações equivalentes, nos restantes lados (medial, lateral, anterior e posterior), revelaram o mesmo tipo de comportamento. Tal como aconteceu na análise do deslocamento máximo, os elementos de 10 nós (2ª ordem) atingem a convergência mais tarde que os elementos de 4 nós (1ª ordem), para um número bastante superior de graus de liberdade.

O valor de deformação para a malha mais refinada de cada tipo de elemento é ligeiramente diferente e é influenciado pelo nó analisado. O nó M3, na tíbia, foi o nó com a diferença mais significativa, com uma diferença de cerca de 10% entre os dois tipos de elementos. O elemento de 2ª ordem revelou-se particularmente instável neste nó. A zona onde este nó se localiza coincide com uma zona de acentuada transição geométrica, podendo ser esta a causa da maior instabilidade. A zona M8 da diáfise foi aquela que apresenta menor diferença entre os dois tipos de elementos.

Para o fémur, a convergência foi mais rápida do que para a tibia. No fémur, o elemento de 4 nós atingiu a zona assintótica da curva de deformações a partir de 125000 graus de liberdade; para o elemento de 10 nós foi a partir de 200000. Verificou-se uma maior estabilidade da diferença relativa de deformação entre os dois elementos. A explicação para este facto pode estar na maior uniformidade da geometria do fémur nos nós analisados.

Na figura 4.8 apresentam-se as diferenças relativas de deformação entre os elementos T4 e T10 para idêntico número de graus de liberdade para a tibia e para o fémur.

A análise da diferença relativa da deformação equivalente de von Mises entre os elementos T4 e T10 para a tibia foi diferente em função da posição analisada. Assim, para o caso das posições M5 e M8, as diferenças foram inferiores a 7%, independentemente do número de graus de liberdade. Para o caso da posição M3, as diferenças encontradas entre os dois tipos de elementos foram superiores às das posições M5 e M8, para qualquer número de graus de liberdade. A diferença máxima foi de 18%, em torno de 280000 graus de liberdade, que resulta do facto de os valores de deformação dos elementos T10 serem bastante baixos, relativamente aos valores de deformação do elemento T4. Este aspecto está ligado à convergência mais tardia dos elementos T10 na tibia e, possivelmente, à elevada transição geométrica nesta zona. Para o fémur, nota-se claramente uma diminuição da diferença relativa da deformação equivalente entre os dois tipos de elementos a partir de 125000 graus de liberdade.

A diferença máxima, para as posições M5 e M8 foi inferior a 4% entre os dois tipos de elemento. Tal como ocorreu na tibia, a posição em que a diferença entre os dois tipos de elemento foi mais elevado foi a posição M3, situando-se esta, também, numa zona de transição geométrica (zona epicondilar do fémur), ainda que mais suave que na tibia.

Calculou-se, para os elementos tetraédricos de 4 nós a diferença da deformação equivalente relativamente à deformação da malha mais refinada no mesmo tipo de elemento (figura 4.9), para os 3 nós dos 4 lados.

Na tibia, a diferença relativa da deformação diminuiu claramente a partir de 76000 graus de liberdade para a generalidade das posições dos nós analisados, tornando-se mais evidente devido à utilização da escala logarítmica para o número de graus de liberdade. O comportamento, nos diversos nós, é sensivelmente idêntico, com comportamento relativamente homogéneo do modelo numérico ao nível das deformações equivalentes. A diferença, relativamente à malha mais refinada, foi da ordem dos 10% para as malhas com um número de graus de liberdade superior a 125000.

Para o fémur, o comportamento das deformações foi semelhante ao da tibia, existindo para a generalidade das posições e aspectos um comportamento idêntico. Ocorre uma redução significativa da diferença da deformação relativa a partir de 160000 graus de liberdade, sendo o valor da diferença inferior a 10% relativamente ao valor da malha mais refinada. Ocorreu uma única excepção na posição 3 no lado lateral L3, onde o desvio para 160000 graus de liberdade foi ligeiramente superior a 10%.

Verificou-se que determinadas posições, nos aspectos lateral e anterior, eram mais instáveis em termos de convergência. Estes aspectos coincidem com os aspectos de menor valor absoluto de deformação.

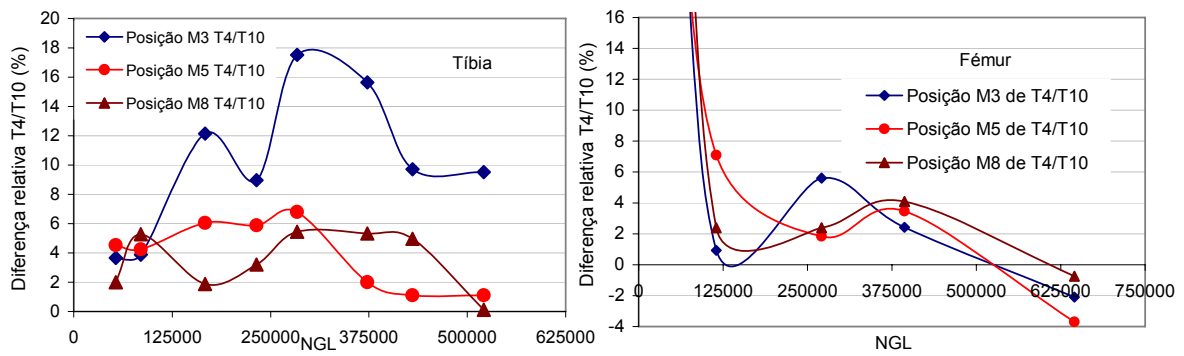


Figura 4.8 – Diferença relativa da deformação equivalente de von Mises para os elementos T4 e T10 para um número idêntico de graus de liberdade.

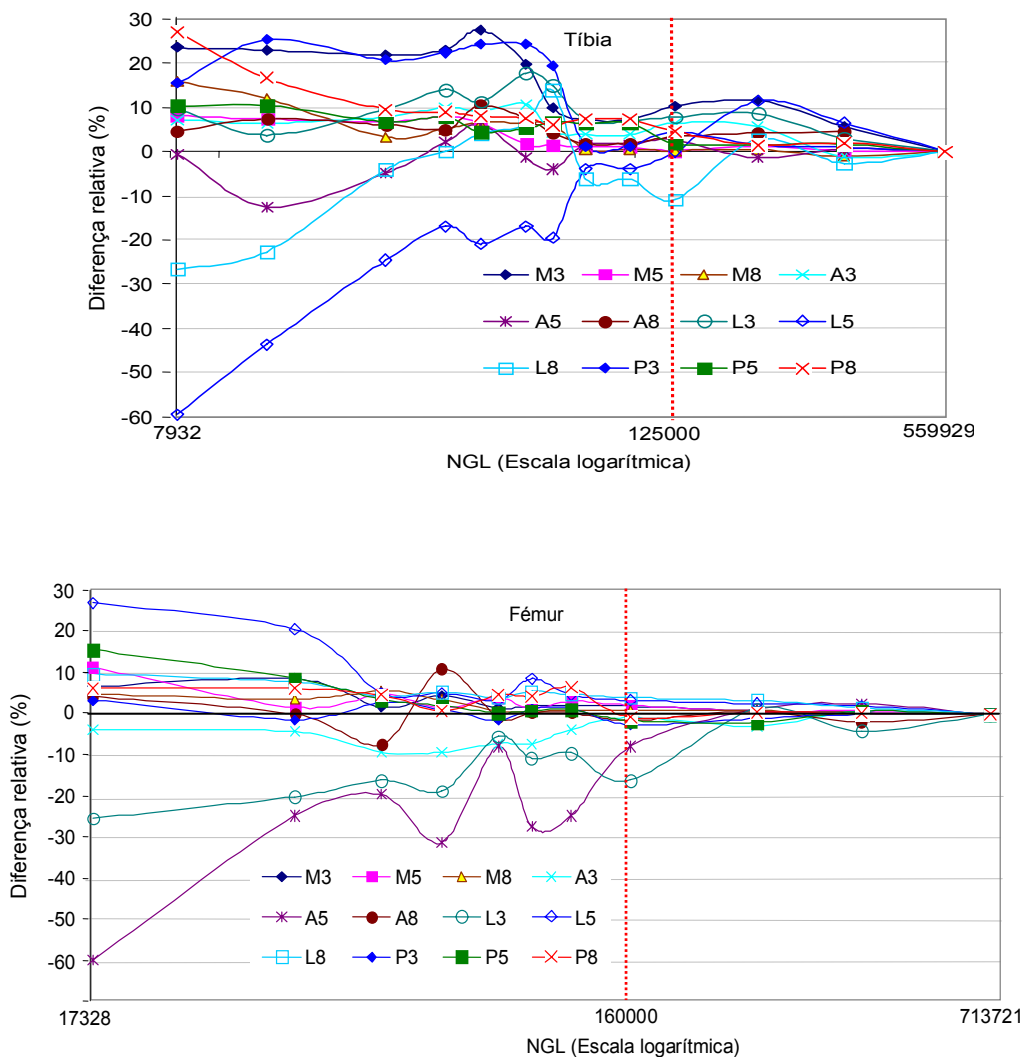


Figura 4.9 – Diferença da deformação equivalente de von Mises para os elementos T4 relativamente à malha mais refinada deste elemento (713721 graus de liberdade) nas 3 posições dos 4 lados da tibia e do fémur.

4.2.3 – Discussão

É reconhecido que a qualidade dos resultados obtidos depende do tamanho e do tipo de elemento finito. Existem alguns estudos publicados que contêm referências aos desvios resultantes do refinamento do modelo e ao tipo de elemento [6, 7, 18] ou à sensibilidade às condições de fronteira [19] e às propriedades mecânicas, tais como o coeficiente de Poisson [20].

Este método nem sempre permite obter uma solução exacta, independentemente do tipo de malha de elementos utilizada. Por vezes é quase impossível uma validação experimental dos resultados para alguns estudos e, quando essa validação é possível, nem sempre os resultados obtidos vão de encontro aos resultados numéricos, deixando sempre em dúvida a fiabilidade das conclusões obtidas [21].

Para problemas relativamente simples, onde não se observem singularidades, a exactidão dos resultados pode ser extrapolada pelo rácio de convergência do modelo. Para estruturas com geometrias e sistemas de cargas complexos, o rácio de convergência pode não ser suficiente para avaliar a exactidão dos resultados. A maioria das aplicações do método de elementos finitos em estudos de ortopedia é deste tipo, sendo utilizadas para a avaliação do desempenho de novos modelos de implantes para articulações ou, ainda, para outras aplicações.

Esta parte do estudo visou seleccionar o tipo de elemento e o número de graus de liberdade para o desenvolvimento do estudo biomecânico da prótese total do joelho, que envolve duas estruturas ósseas, a tibia (zona proximal) e o fémur (zona distal).

São evidentes as diferenças de resultados entre os dois tipos de elementos gerados automaticamente pela aplicação de elementos finitos nos gráficos apresentados (figura. 4.3 e 4.4). Relativamente ao tempo CPU necessário para a resolução do sistema de equações, para cada tipo de elemento, salienta-se que os elementos tetraédricos de 10 nós (2ª ordem) necessitam de mais tempo para idêntico número de graus de liberdade, do que os tetraédricos de 4 nós (1ª ordem), variando a diferença em função do número de graus de liberdade, que pode ser de 10% a 30%.

Em relação aos deslocamentos máximos, verifica-se que os elementos tetraédricos de 4 nós convergem mais rapidamente para a zona assintótica da curva de deslocamentos do que os elementos de 2ª ordem. Estes últimos só atingem a zona assintótica da sua curva de deslocamentos, para um número de graus de liberdade 3 vezes superior na tibia e 2 vezes no fémur. Verifica-se, ainda, que os elementos de 2ª ordem são mais instáveis em termos de convergência, como demonstra as figuras 4.3 e 4.4.

A diferença entre o elemento tetraédrico de 4 nós para uma solução teoricamente correcta dos elementos de 10 nós, na sua malha mais refinada, foi sempre inferior a 2%, no caso da tibia, para um modelo com 125000 graus de liberdade e igualmente inferior a 2%, no caso do fémur, para um modelo com 160000 graus de liberdade (figura 4.6).

Relativamente às deformações equivalentes de von Mises, analisadas em várias posições, sempre coincidentes nos quatro lados, para todas as malhas geradas, observou-se uma convergência para as zonas assintóticas mais tardia com os elementos de 2ª ordem (T10), também associada a uma maior instabilidade, principalmente nas posições de maior variação de geometria (posições 3). Quando analisada a diferença relativa entre os dois elementos, para o mesmo número de graus de liberdade, constata-se, no caso da tibia, que a máxima ocorre no nó M3, com um valor de aproximadamente 16% para 275000 graus de liberdade. Esta diferença está ligado à falta de performance do elemento T10 para um número de graus de liberdade inferior a 400000, nesta posição (figura 4.6), sendo esta diferença inferior a 7% nas outras posições (M5 e

M8), quando o número de graus de liberdade é superior a 125000. A opção do elemento T4 para um número de graus de liberdade em torno dos 125000 em detrimento do elemento T10 no máximo do seu refinamento (868437 NGL), origina uma diferença inferior a 1.5% nas deformações equivalentes na tibia. Para o fémur a diferença é inferior a 5% se a opção for do elemento T4 para cerca de 160000 graus de liberdade relativamente ao elemento T10 no máximo do seu refinamento (645303 NGL).

Tendo presentes os resultados obtidos em termos de convergência do deslocamento máximo e das deformações equivalentes na tibia e no fémur, para os diferentes tipos de elementos, leva-nos a concluir o que os elementos de segunda ordem (T10) implicam um número superior de graus de liberdade para atingirem a zona assintótica das curvas de deslocamento máximo e de deformação equivalente, isto é, para atingirem a convergência. Associado a este número superior de graus de liberdade está o factor tempo de cálculo (CPU), onde, para um número idêntico de graus de liberdade do elemento T4, os elementos T10 obrigam a um tempo de CPU bem superior.

A artroplastia total do joelho, envolve o uso de diferentes tipos de implantes na tibia e fémur e, necessariamente, com interfaces entre os diferentes componentes e osso em contacto com atrito que, devido à natureza não linear dos algoritmos de contacto, necessitam de tempos de cálculo bem superiores aos problemas lineares elásticos (como o utilizado nesta análise de convergência). Esta condição em conjugação com os factores acima enunciados, levou-nos a optar pelos elementos com 4 nós para os diferentes modelos numéricos usados neste trabalho.

Para a tibia, utilizaram-se modelos com elementos tetraédricos de 4 nós com uma dimensão média de aresta de 1.8mm e com um número de graus de liberdade superiores a 125000 e para os modelos do fémur utilizou-se o mesmo tipo de elemento com uma dimensão média de aresta de 2mm com um número de graus de liberdade superior a 160000.

A confirmação destas conclusões passa pela comparação dos resultados dos diferentes modelos numéricos com os dos modelos experimentais.

4.3 – Modelos numéricos e experimentais

4.3.1 - Introdução

O propósito deste parte do estudo foi o de validar oito modelos numéricos, quatro para a tibia e quatro para o fémur, representativos das situações mais comuns com utilização de hastes, na revisão da ATJ, por comparação das deformações obtidas nos modelos numéricos com as extensões medidas em modelos experimentais. Esta comparação / validação dos modelos in-vitro, com diferentes tipos de hastes, tem especial interesse pelo facto de estas serem objecto de estudo numérico pormenorizado nos capítulos 5 e 6 desta tese.

Este trabalho não se limitou a validar as diferentes configurações das próteses, teve, também, em conta a validação do conjunto implante e tipo de carregamento. Os carregamentos simulados nos modelos numéricos foram os possíveis de reproduzir nos modelos experimentais com os meios disponíveis em laboratório, tentando aproximá-los o mais possível às condições fisiológicas.

Com o objectivo de verificar se os modelos numéricos da tibia e do fémur e a opção pelo tipo de elemento, assim como as condições de interface entre os diversos componentes da artroplastia do joelho, traduzem o comportamento dos modelos na realidade, foram realizados ensaios in vitro, baseando-se estes na medição experimental das extensões obtidas nas superfícies proximal das

tíbias e distal dos fêmures, para os modelos com e sem prótese para diversas configurações de carga sendo os resultados confrontados com os obtidos nos modelos numéricos.

Este trabalho comparativo foi realizado na situação de tibia intacta, com componente tibial de base (sem haste de extensão), com haste não cimentada (*press-fit*) e com haste cimentada. No caso do fémur, os modelos comparados foram o fémur intacto, com componente femoral de base (sem haste), com haste não cimentada (*press-fit*) e com haste cimentada.

Existe um grande número de trabalhos de biomecânica experimental nos quais as extensões são medidas na superfície do osso cadavérico ou em material compósito. Observam-se, especialmente no caso de análises sobre o fémur proximal [22-37], o estudo das alterações de carga aquando da implantação de próteses da anca e determinação do efeito de stress shielding. No caso da tibia proximal [38-42], os estudos incidem nas alterações de carga pela introdução de próteses do joelho durante actividades fisiológicas. No entanto, para o fémur distal, foi realizado apenas um estudo experimental com fêmures compósitos [35], mas somente na zona da diáfise, num contexto diferente. Para a tibia, nenhum dos estudos referenciados utilizou modelos em material compósito.

Pode observar-se, numa revisão sobre as aplicações das várias formas de medição de extensões em biomecânica feita por Little et al. [43], que a utilização de extensómetros é o método mais comumente utilizado nas investigações de biomecânica, abrangendo mais de 90% dos trabalhos experimentais realizados. A principal vantagem deste processo é a sua relativa simplicidade de aplicação, embora sejam necessários alguns cuidados para minimizar os erros [44,45].

É notório que a medição com rosetas tri-axiais de extensómetros permite a obtenção da informação suficiente e necessária para descrever, completamente, o tensor das deformações na superfície de um modelo, sendo importante para a validação de modelos de elementos finitos. Contudo, a utilização de rosetas tri-axiais é mais dispendiosa do que o uso de extensómetros uni-axiais e a sua aplicação requer um maior número de canais de medida no sistema de aquisição de dados, tornando o seu pós-processamento mais complexo.

Numa análise à literatura existente, realizada por Cristofolini et al [23], onde se agruparam os trabalhos de acordo com o tipo de extensómetros aplicados (uni-axiais, bi-axiais ou tri-axiais), observa-se que o peso de utilização dos tipos uni-axial e tri-axial é aproximadamente idêntico, representado o bi-axial apenas um quarto do total das aplicações.

Para este trabalho, a opção seleccionada foi a da utilização de rosetas tri-axiais na tibia e no fémur. Segundo Finlay et al [40], no caso da tibia, devido à grande variação das extensões num dado ponto, com respeito ao ângulo de medição, é essencial o uso de rosetas tri-axiais para permitir a obtenção de uma maior quantidade de informação possível sobre a distribuição das extensões na superfície da tibia.

Ainda, como o objectivo predominante deste trabalho é a comparação de medições experimentais com numéricos, o uso de rosetas tri-axiais elimina os desvios que possam existir relativamente à orientação dos extensómetros uni-axiais, já que a informação a ser comparada são as extensões principais num dado ponto da superfície, que são independentes da orientação das rosetas. As rosetas tri-axiais permitem, igualmente, determinar a orientação das extensões principais relativamente a um eixo do modelo.

4.3.2 - Materiais e métodos

Foram utilizados neste trabalho quatro tíbias e quatro fêmures em material compósito (modelos 3302 e 3304 esquerdos, Pacific Research Labs, Vashon Island, WA, USA, fabricados em fibra de vidro curta, reforçados com resina de epóxido e espuma de poliuretano). Estudos prévios [46-50] mostram que o uso deste tipo de modelos em material compósito permite uma distribuição de extensões idênticas às ocorridas sob cargas de flexão, torção e compressão no fêmur e na tíbia humana e, segundo Heiner et al [48], a repetibilidade dos resultados entre testes, no mesmo modelo, varia entre 0.5% e 7.8%, é bem superior à dos modelos cadavéricos. Os mesmos autores referem que a variabilidade entre modelos é baixa, na ordem dos 4.5%, e por esse motivo têm sido utilizados em estudos experimentais de biomecânica.

No caso dos modelos com implante, três tíbias e três fêmures, foram utilizados os implantes do modelo P.F.C Sigma Modular Knee System (Depuy International, Inc Johnson&Johnson – Warsaw / Indiana) para a tíbia e o fêmur (figura 4.10).

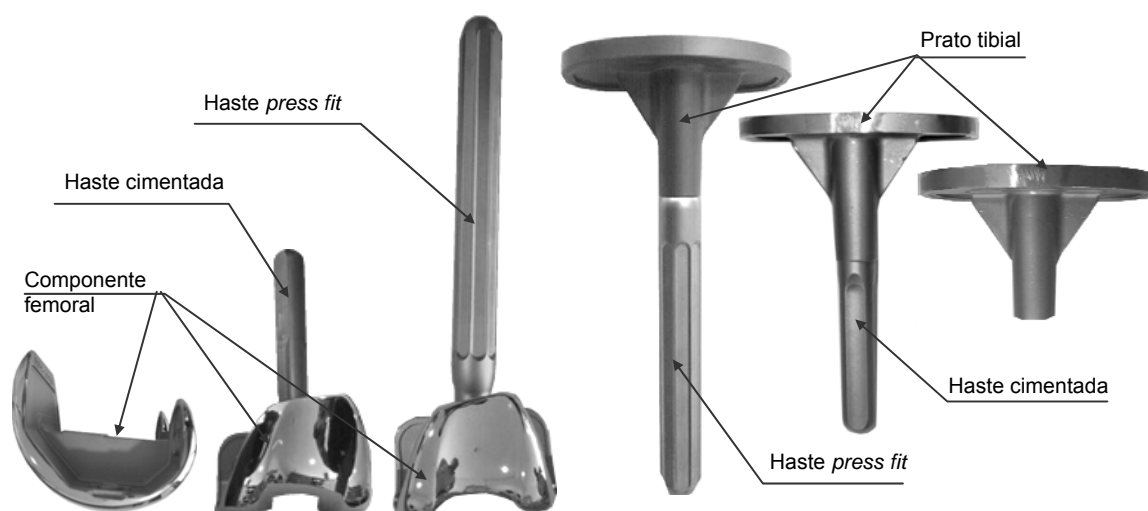


Figura 4.10 – Imagens dos componentes do modelo P.F.C Sigma Modular Knee System utilizados.

Na tabela 4.2 apresenta-se as características das próteses implantadas nas tíbias e fêmures compósitos, assim como o tipo de cimento utilizado. Os modelos (tíbia e fêmur), antes da execução das cirurgias in vitro para a colocação das próteses tibiais e femorais, foram marcados com um sistema de eixos nas superfícies da tíbia proximal e do fêmur distal, para permitir um correcto alinhamento e posicionamento das rosetas.

As tíbias e os fêmures foram preparados com 10 rosetas tri-axiais a 45° (KFG-3-120-D17-11L3M2S, Kyowa Electronic Instruments Co., Ltd., Japan). A técnica utilizada para a aplicação das rosetas à superfície dos modelos é descrita por Cordey et al [51] e consistiu na preparação das zonas de aplicação das rosetas com lixa P400, seguida de um desengorduramento da superfície com acetona e aplicação de um gota de adesivo de cianoacrilato para colar a roseta com uma ligeira pressão (cerca de um minuto) até secagem completa do adesivo.

Na tíbia proximal, as rosetas foram colocadas a 3 níveis, respectivamente a 53mm, 133mm e 202mm do prato tibial nos aspectos lateral (L1, L2 e L3) e antero-medial (AM1, AM2 e AM3) e, no aspecto posterior, foram colocados a 4 níveis diferentes, a 33mm, 53mm, 133mm e 202mm do prato tibial (P0, P1, P2 e P3). No caso do fêmur distal, as rosetas foram coladas a 2 níveis, respectivamente a 84mm e 135mm da superfície condilar mais distal, nos aspectos anterior (A2 e

A3) e posterior (P2 e P3), e nos aspectos medial e lateral colocaram-se a 3 níveis, respectivamente a 60mm, 84mm e 135mm da superfície condilar, como mostra a figura 4.11.

Tabela 4.2 – Características das próteses aplicadas na tíbia e no fémur (n/a - não se aplica).

Designação do modelo	Componente de base P.F.C. Σ Knee System	Haste P.F.C. Σ Knee System	Cimento	
Tíbia	Implante de base	Prato tibial - tamanho 5 - Ti-6Al-4V 83mm M/L - 55mm A/P Componente em polietileno posterior estabilizado 10mm	n/a	CMW 1
	Haste não cimentada (press fit)	Prato tibial - tamanho 5 - Ti-6Al-4V 83mm M/L - 55mm A/P Componente em polietileno posterior estabilizado 10mm	∅14mm x 115mm Ti-6Al-4V	CMW 1
	Haste cimentada	Prato tibial - tamanho 5 - Ti-6Al-4V 83mm M/L - 55mm A/P Componente em polietileno posterior estabilizado 10mm	∅13mm x 60mm Ti-Al-4V	CMW 1
Fémur	Implante de base	Componente femoral - tamanho 4 – Co-Cr-Mo 71mm M/L – 65mm A/P Para sacrifício do ligamento cruzado posterior	n/a	CMW 1
	Haste não cimentada (press fit)	Componente femoral - tamanho 4 – Co-Cr-Mo 71mm M/L – 65mm A/P Para sacrifício do ligamento cruzado posterior	∅18mm x 175mm 7° Ti-6Al-4V	CMW 1
	Haste cimentada	Componente femoral - tamanho 4 – Co-Cr-Mo 71mm M/L – 65mm A/P Para sacrifício do ligamento cruzado posterior	∅15mm x 90mm 7° Ti-6Al-4V	CMW 1

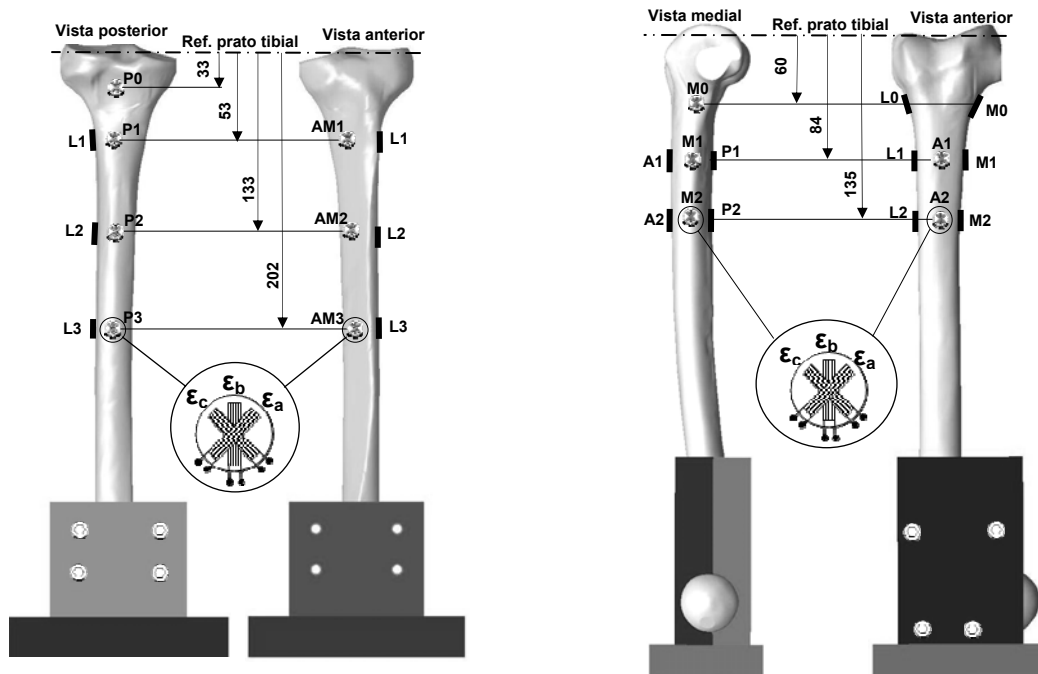


Figura 4.11 – Posição e orientação das rosetas tri-axiais na tíbia e no fémur.

Procurou-se alinhar, o extensómetro intermédio da roseta ϵ_b , com o eixo vertical da tíbia e do fémur (Fig. 4.11). Antes das medições foram verificadas, para todas as rosetas, a continuidade eléctrica e resistência interna (120 Ω) como recomendado pelo fornecedor.

Todas as rosetas foram ligadas a um sistema de aquisição de dados Spider 8 (Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH, Germany) ligado a um PC HP centrino a 1.7Mhz e 2GB de RAM, onde os resultados foram tratados e guardados através da aplicação Catman da HBM (Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH, Germany).

No caso dos seis modelos (três tíbias e três fémures) com implantes, o processo cirúrgico foi realizado por um cirurgião com bastante experiência na artroplastia total do joelho e sempre recorrendo a todo o instrumental de guiamento e corte fornecido pelo fabricante das próteses (figura 4.12). Nos implantes com haste, esta foi previamente montada sobre o prato tibial ou componente femoral para posterior introdução no osso. Após a colocação dos implantes foram realizadas radiografias e TAC's aos modelos para confirmar o seu correcto posicionamento e permitir, numa fase posterior, a modelação das geometrias para os modelos numéricos.

A fixação das tíbias foi executada na sua parte mais distal, tendo-se para o efeito concebido e fabricado um sistema de fixação mecânico como mostra a figura 4.13, que permite um encastramento completo, impedindo qualquer movimento da tíbia nesta zona. No caso dos fémures, realizaram-se dois sistemas de fixação para a zona proximal, um em que o eixo do fémur se posiciona perpendicularmente (Fig. 4.13) à base do sistema de fixação e um outro, que permite uma posição aproximada ao seu alinhamento fisiológico com uma inclinação de 7° valgo.

Para permitir a aplicação das cargas nos cêndilos medial e lateral da tíbia e do fémur intactos, aplicaram-se, aproximadamente nos seus centros, acessórios cilíndricos em alumínio com diâmetro de 16mm, fixos aos modelos com adesivo epóxico, com o objectivo de aproximar o carregamento nos cêndilos de forma idêntica às fisiológicas.

No caso das tíbias com implante, foi necessário fabricar um adaptador com a forma côncava de cada cêndilo no lado inferior e um apoio para a esfera de carregamento do lado superior. Este adaptador foi colado com adesivo epóxico em cada cêndilo do componente de polietileno (Fig. 4.13).

Para os fémures com implante, foi também necessário proceder ao fabrico de um adaptador com a forma convexa do componente femoral do lado inferior e um apoio para a esfera de carregamento do lado superior. Este adaptador foi colado em cada cêndilo do implante femoral com adesivo epóxico (Fig. 4.13).

Os modelos intactos e com implante foram posteriormente levados a uma máquina de medição por coordenadas para determinar a posição exacta das rosetas e a posição dos acessórios para carregamento, assim como a posição angular da tíbia e do fémur relativamente à base dos sistemas de fixação, de modo que esta informação pudesse ser utilizada posteriormente no modelo numérico nas simulações.

Os sistemas de fixação das extremidades, distal da tíbia e proximal do fémur, foram montados, à vez, sobre a máquina de ensaios (concepção própria do Laboratório de Biomecânica do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro) na sua parte inferior, ficando livres para a aplicação das cargas nas zonas proximal da tíbia e distal do fémur, como mostra a figura 4.14. Esta máquina está ligada a um computador e, através da aplicação Dbase, é possível controlar a força e a frequência da carga aplicada, assim como a posição e a velocidade do carregamento.



Figura 4.12 – Processo de colocação das próteses nas tíbias e nos fêmures compósitos e radiografia final.

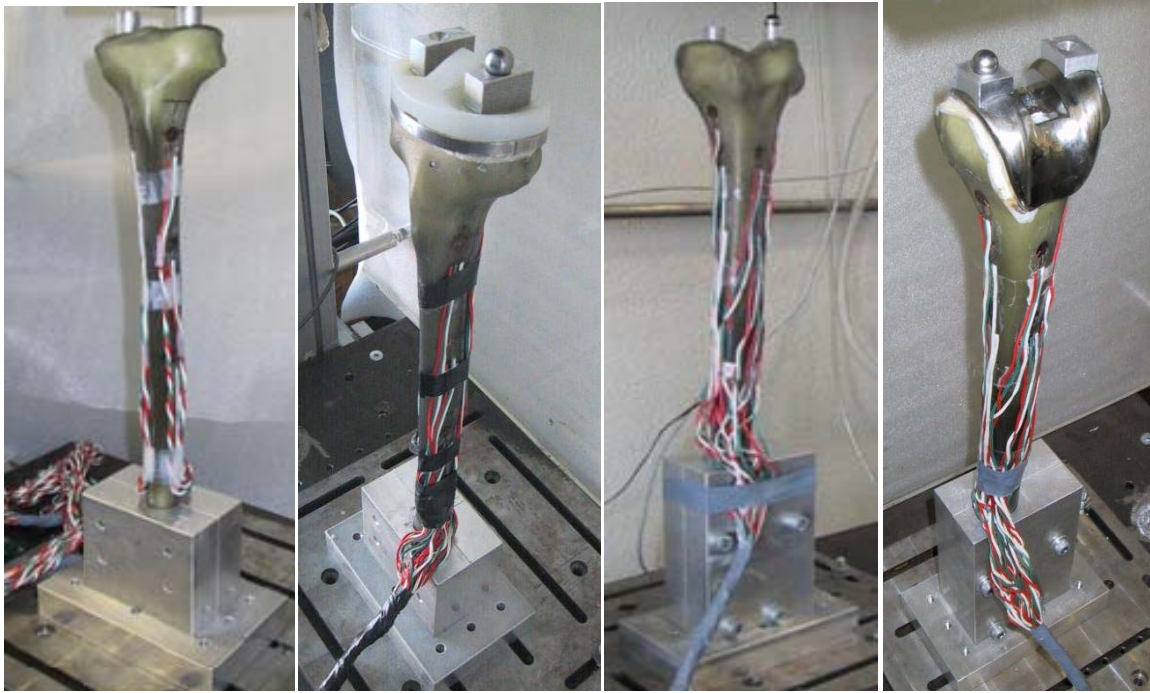


Figura 4.13 – Sistemas de fixação mecânica da tíbia intacta e com implante (esquerda), na zona distal e do fêmur intacto e com implante (direita) na zona proximal.

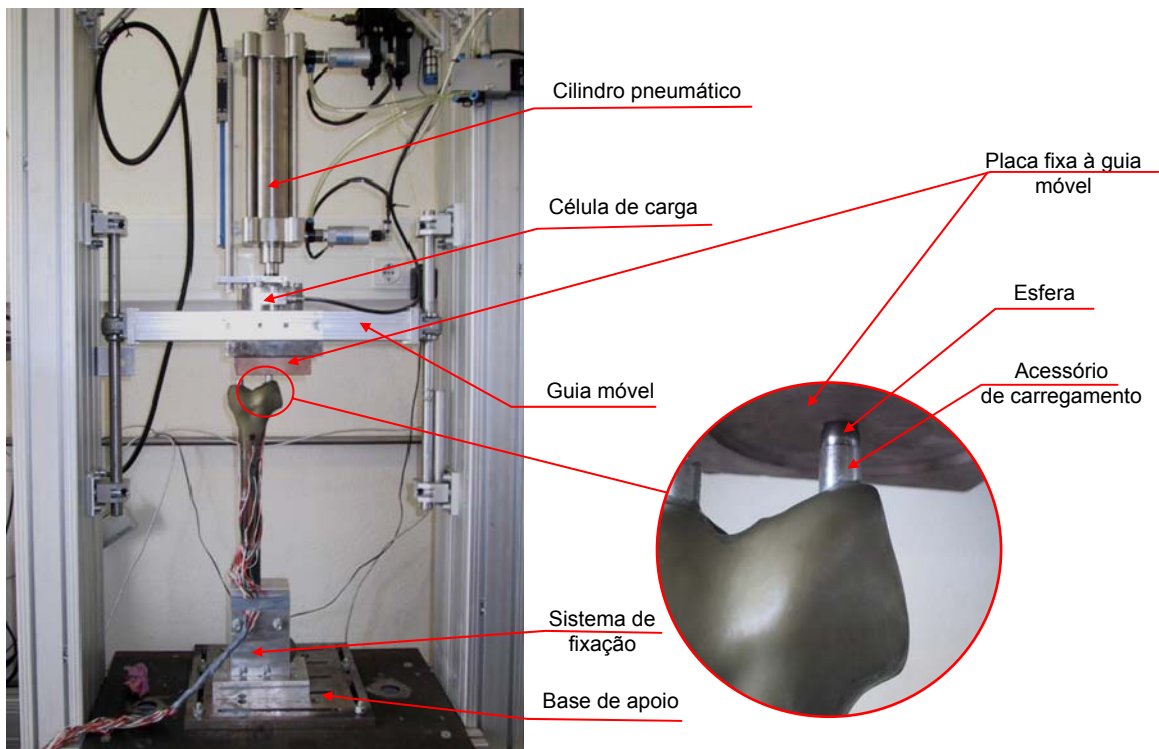


Figura 4.14 – Dispositivo experimental usado para o carregamento das tíbias e dos fêmures.

A carga foi transmitida aos adaptadores de carregamento dos modelos através de uma esfera com deslocamento exclusivamente vertical, já que esta se encontra encaixada num orifício de uma placa que está rigidamente ligada à guia móvel da máquina de ensaio, onde se encontra instalada uma célula de carga (AEP TC4 1T Modena Itália) que, por sua vez, está solidária à haste do cilindro pneumático que fornece a força ao sistema, como apresentado na figura 4.14.

4.3.3 - Ensaio experimental

Os modelos sujeitos à cirurgia in vitro, para a colocação das próteses, foram sujeitos ao mesmo tipo de carregamento na situação de intacto antes da colocação das próteses. Este procedimento permitiu o registo das extensões no mesmo modelo no estado de intacto e após colocação das próteses. Estes valores foram utilizados para comparação das extensões experimentais, eliminando o erro associado ao posicionamento das rosetas tri-axiais, já que estas foram colocadas no modelo ainda no estado intacto, como já descrito, e mantiveram-se na mesma posição após a cirurgia in vitro.

Foram tidos cuidados especiais durante o processo cirúrgico, a fim de evitar o dano das rosetas tri-axiais coladas nos modelos, verificando-se a continuidade eléctrica e a resistência interna, após colocação dos implantes.

As tíbias e os fémures instrumentados com rosetas foram montados sobre a máquina de ensaios e posicionados como anteriormente descrito.

Para cada tipo de modelo (tíbia e fémur), foram realizados carregamentos independentes sobre os côndilos mediais e, posteriormente, sobre os côndilos laterais. No caso do fémur, foram realizados os mesmos carregamentos na posição de eixo do fémur a 0° e a 7°. Os níveis de carregamento utilizados, em cada côndilo, foram de 580N, 870N, 1160N e 1450N. Estes níveis de força estão dentro do campo fisiológico de esforço sobre o joelho, que pode variar entre três e oito vezes o peso do corpo segundo Morrisson [15] e Harrington [16], em função da actividade desenvolvida.

Para cada nível de força aplicada, a cada côndilo, o carregamento foi realizado de acordo com a sequência apresentada na tabela 4.3 baseada na descrição efectuada por Finlay et al [40].

Tabela 4.3 – Sequência de carregamento e descarregamento dos modelos, durante os ensaios experimentais.

Período	Descrição	Tempo
A	Condicionamento à carga de ensaio	1min
B	Descarregamento e relaxamento,	4min
C	Realização do zero aos extensómetros	15s
D	Carregamento até carga de ensaio a 60N/s	[10s-22s]
E	Estabilização da carga sobre o modelo	4min
F	Registo dos valores das extensões	1s
G	Descarregamento e relaxamento	4min
H	Registo dos valores da extensão residuais	1s
I	Intervalo entre carregamentos	20min

O tempo do período E (estabilização da carga sobre o modelo) está relacionado com o comportamento viscoelástico dos modelos compósitos e é aconselhado por Cristofolini et al [46].

O registo das extensões, após descarregamento, serviu para garantir a inexistência de deformação permanente no modelo. A temperatura a que se realizaram os ensaios foi controlada, situando-se entre 20°C e 22°C.

A sequência descrita foi repetida cinco vezes, para cada nível de carga aplicado a cada côndilo de cada modelo, representando um total de 160 ensaios realizados para as tíbias e 320 para os fêmures. Para cada registo efectuado, das 3 extensões a 45° (ϵ_a , ϵ_b e ϵ_c) de cada extensómetro de roseta, foram calculados os valores das extensões principais de acordo com as seguintes expressões:

$$\epsilon_1 = 0,5(\epsilon_a + \epsilon_c) + 0,5\sqrt{(\epsilon_a - \epsilon_c)^2 + (2\epsilon_b - \epsilon_c - \epsilon_a)^2}$$

Extensão principal máxima (8)

$$\epsilon_2 = 0,5(\epsilon_a + \epsilon_c) - 0,5\sqrt{(\epsilon_a - \epsilon_c)^2 + (2\epsilon_b - \epsilon_c - \epsilon_a)^2}$$

Extensão principal mínima (9)

O ângulo entre o extensómetro ϵ_c da roseta a 45° e o eixo vertical da tíbia e do fémur e a extensão principal de compressão foi determinado através da seguinte expressão:

$$\theta = \frac{\arctan\left[\frac{2\epsilon_b - \epsilon_a - \epsilon_c}{(\epsilon_a - \epsilon_c)}\right]}{2} \quad (10)$$

O ângulo θ é positivo no sentido dos ponteiros do relógio (sentido directo). Depois do cálculo das extensões principais, para cada uma das cinco medições realizadas, determinaram-se os valores médios dos 5 valores calculados, assim como o desvio padrão para cada medição efectuada. Realizou-se o mesmo cálculo para o ângulo θ com determinação da média e do desvio padrão.

4.3.4 - Modelos numéricos

A geometria tridimensional do fémur e da tíbia estandardizada foi obtida através do domínio público do sítio da Internet [14], como já realizado no estudo prévio de convergência. Estes modelos disponíveis são réplicas geométricas das tíbias e dos fêmures compósitos de 3ª geração, com as superfícies correspondentes aos ossos cortical e esponjoso, utilizados nos modelos experimentais e serviram de base a todo o processo de modelação dos modelos geométricos intactos e com implante.

A geração das geometrias dos diversos componentes utilizados nos modelos com implante, descritos na tabela 4.2, foi realizada a partir da digitalização tridimensional das suas superfícies com uma precisão de 0.2mm (Rolland LPX250). Após digitalização, todos os pontos adquiridos foram recuperados para uma aplicação de CAD tridimensional (Catia, Dessault Systems, USA) onde foram geradas as diversas superfícies de forma a poderem ser utilizadas, posteriormente, na montagem dos conjuntos osso-implante. A posição exacta das próteses, relativamente à tíbia ou ao fémur, foi determinada a partir de radiografias antero-posterior e medial-lateral e através de TAC's realizados a diversas secções dos modelos e, finalmente, por medição tridimensional dos próprios modelos experimentais em máquina de medição de coordenadas (Aberlink, Maxim Gloucestershire, UK).

Criaram-se todos os modelos geométricos do conjunto implante-osso em superfícies através da mesma aplicação de CAD tridimensional já referenciada, tendo por base os valores dimensionais recolhidos e a geometria do instrumental utilizado pelo cirurgião na aplicação dos componentes (especialmente no caso das próteses com hastes cimentadas). No total foram criados 8 modelos geométricos, correspondendo dois modelos de tibia e fémur intactos (sem implante) e seis relativos a modelos com implante: tibia com implante de base, tibia com haste não cimentada, tibia com haste cimentada, fémur com implante de base, fémur com haste não cimentada e fémur com haste cimentada.

Estes modelos, além da geometria dos ossos esponjoso e cortical e do implante incluem também a modelação do manto de cimento utilizado nas interfaces osso/implante.

Os implantes utilizados são de fixação dita híbrida, isto é, no caso das próteses de base (sem hastes) do fémur e da tibia é utilizado o cimento para a sua fixação às superfícies proximal da tibia e distal do fémur. O implante de base da tibia possui uma haste monobloco de 50mm e 3 quilhas que não são cimentadas, com a excepção do modelos com haste cimentada.

Geraram-se malhas de elementos finitos tetraédricos baseados na geometria tridimensional dos diversos modelos da tibia e do fémur, com e sem implante (Fig.4.15 e 4.16). Cada malha de elementos finitos tridimensionais foi criada a partir da geração, nas diversas superfícies do modelo de malha de superfície, de elementos triangulares de 3 nós com a dimensão média de 1.8mm, para a tibia e 2mm para o fémur, em resultado das conclusões do estudo de convergência. Com estas dimensões médias da aresta dos elementos foi possível obter modelos, para a tibia e para o fémur, com mais de 125000 e 160000 graus de liberdade, respectivamente. Estes elementos foram elaborados recorrendo ao gerador automático de malha triangular de superfície, disponível no software utilizado (HyperMesh v6.0Altair, Troy, Michigan, USA). Após a formação da malha em cada superfície, verificou-se o comprimento dos elementos, ângulos internos, 'jacobiano', 'warpage', rácio de aspecto, 'skew' e 'desvio cordal'. Em todas as malhas geradas foi assegurado que estes elementos se encontravam dentro dos limites especificados pela aplicação. De seguida, procedeu-se à criação da malha sólida com elementos tetraédricos de 4 nós e seis graus de liberdade por nó (figuras 4.15 e 4.16). Após cada geração de malha tridimensional verificaram-se os diversos aspectos relacionados com a geometria dos elementos, tais como, comprimento do elemento, observando-se para todas as malhas geradas a ausência de parâmetros fora dos limites especificados pelo fabricante da aplicação. O número de nós e elementos por cada modelo numérico criado encontram-se na tabela 4.4. A fim de reproduzir as exactas condições do modelo experimental no modelo numérico, providenciou-se o alinhamento geométrico destes modelos relativamente à base de fixação do modelo experimental. Após este procedimento, assinalou-se a correcta posição das rosetas sobre a superfície dos modelos numéricos, assim como a posição da aplicação das forças nos cõndilos. Quer o alinhamento geométrico quer as posições das rosetas e carga foram determinados com base na informação das medições da máquina de medição de coordenadas (Aberlink, Maxim Gloucestershire, UK).

As condições de fronteira, na zona de encastramento da tibia e do fémur, foram simuladas da forma mais realista possível, de acordo com os modelos experimentais. O encastramento da tibia foi feito na zona distal no início do maléolo medial e, no caso do fémur, na sua zona proximal no início do trocânter maior.

Tabela 4.4 – Número de elementos e nós dos modelos numéricos.

Designação do modelo	Número de elementos	Número de nós
----------------------	---------------------	---------------

Tíbia	Intacta	235872	50131
	Implante de base	258541	58060
	Haste não cimentada	263913	61165
	Haste cimentada	262450	60825
Fémur	Intacto	246310	54674
	Implante de base	251458	56786
	Haste não cimentada	259631	58965
	Haste cimentada	266791	64912

As propriedades mecânicas utilizadas para os ossos cortical e esponjoso foram as indicadas pelo fabricante dos modelos de osso compósito [17]. Para o caso das próteses metálicas, os valores estão de acordo com os materiais de que são fabricados. Para o cimento, as propriedades utilizadas foram as descritas por Murphy et al [52]. Todos os materiais foram considerados isotrópicos e homogêneos e as propriedades estão resumidas na tabela 4.5.

Após a geração das malhas tridimensionais de elementos finitos, da definição das condições fronteira e das propriedades dos materiais, importaram-se os modelos para uma aplicação de análise estrutural (Marc Research Analysis, Palo Alto, CA, USA). As simulações dos diferentes modelos numéricos foram realizadas para duas condições de contacto entre os diferentes componentes. Uma primeira condição supõe que todos os componentes do modelo estão completamente ligados, transmitindo a totalidade dos esforços de compressão, tracção e corte entre si, pelo que se referenciará estes modelos como colados. Uma segunda simulação supõe que o contacto entre implante, osso, cimento e polietileno no caso da tíbia, é um contacto com atrito onde as forças de corte, na interface, são transmitidas parcialmente e as de tracção não são transmitidas, designando-se por modelos em atrito.

Tabela 4.5 – Propriedades dos materiais utilizados nos modelos numéricos.

Designação do componente	Material	Módulo de elasticidade (GPa)	Coefficiente de Poisson
Osso esponjoso	Espuma de poliuretano	0.104	0.3
Osso Cortical	Fibra de vidro - Resina epóxido	12.4	0.3
Prato tibial	Titânio	110	0.3
Hastes (todos os tipos)	Titânio	110	0.3
Componente tibial polietileno	Polietileno	0.5	0.3
Extremidade da haste do prato tibial	Polietileno	0.5	0.3
Componente femoral	Co-Cr	210	0.3
Cimento	Poli-metacrilato-metileno	2.28	0.3

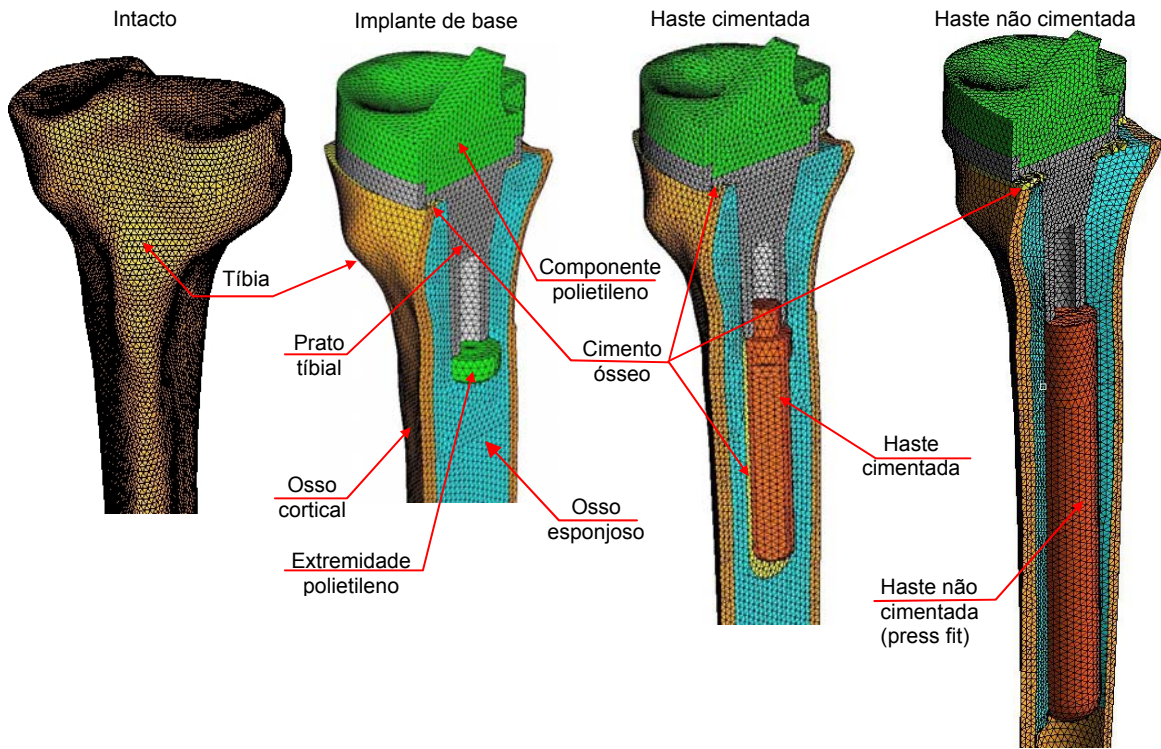


Figura 4.15 – Imagens das malhas geradas para os 4 modelos numéricos da tíbia.

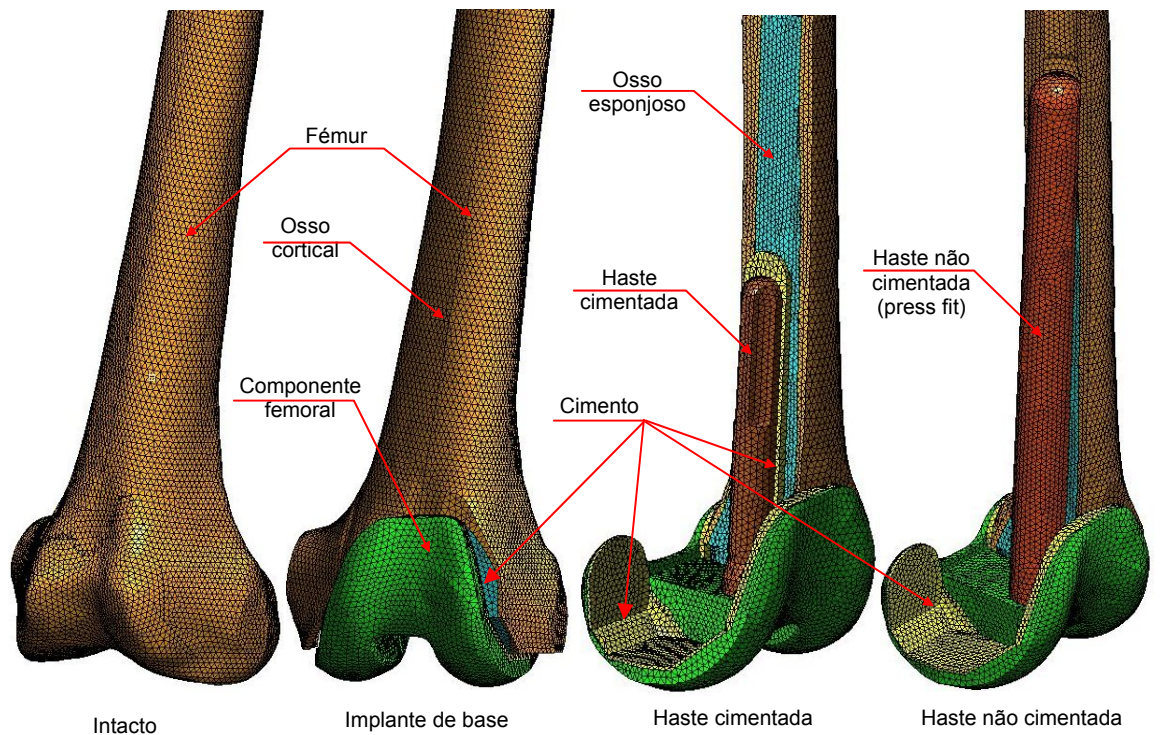


Figura 4.16 – Imagens das malhas geradas para os 4 modelos numéricos do fêmur.

Os coeficientes de atrito utilizados entre os implantes em titânio ou Cr-Co e o cimento foram de $\mu=0.25$ [53-55], entre os implantes e o osso esponjoso ou cortical foi de $\mu=0.3$ [56-59] e, no caso

da tíbia, entre o implante e o polietileno foi de $\mu=0.045$ [60]. As interfaces entre o cimento, o osso esponjoso e o osso cortical foram consideradas completamente ligadas em todos os modelos. Para a realização destas simulações, utilizou-se o algoritmo de contacto nó/superfície disponível na aplicação de análise estrutural e foi utilizado o modelo de atrito de Coulomb [61]. Antes do deslizamento ocorrer, o movimento tangencial assume-se como tendo origem na deformação elástica das cristas da rugosidade superficial.

Nos modelos numéricos considerou-se que todas as superfícies dos diversos componentes estão simplesmente em contacto, sem existirem zonas de interferência ou afastadas.

A aplicação das cargas foi uniformemente distribuída nos côndilos da tíbia e do fémur intactos, como no diâmetro acessório utilizado no modelo experimental. Para os modelos com implante, as cargas foram aplicadas uniformemente distribuídas nos implantes, na área e na posição, de acordo com as dimensões do adaptador de carregamento utilizado nos modelos experimentais (Fig. 4.13). Os carregamentos foram feitos com os mesmos níveis de carga utilizados nos modelos experimentais e com as mesmas direcções de aplicação. Assim, colocou-se carga no côndilo medial, no côndilo lateral e, finalmente, realizou-se simulação que não foi possível de efectuar nos modelos experimentais, que implicava colocar a carga simultânea nos dois côndilos, para as tíbias e para os fémures.

A simulação de duas condições de contacto (colado e atrito), para os diversos modelos, teve como objectivo verificar de que forma as condições de interface, entre os diversos componentes, influenciam o estado de deformação no osso cortical e, especialmente, apurar qual das situações se aproxima mais dos valores recolhidos nos ensaios experimentais nas dez zonas analisadas em cada modelo, para considerar essas condições em futuros modelos a analisar.

A aplicação de análise estrutural permitiu obter os resultados das deformações principais mínima, intermédia e máxima que actuam nos nós do modelo numérico. Após a realização das simulações, analisaram-se os valores das deformações principais que actuam no nó mais próximo da posição da roseta do modelo experimental, no plano correspondente ao plano da roseta. Teve-se cuidado especial na verificação das deformações principais nos nós, para que correspondessem perfeitamente às direcções tangentes à superfície do osso cortical e não à sua perpendicular, já que nalgumas posições, a deformação máxima ou mínima do modelo numérico corresponde à deformação perpendicular na superfície onde está colada a roseta experimental. Neste caso, este valor não é medido pela roseta do modelo experimental, já que esta só mede a deformação da superfície do modelo. Isto significa que nem sempre a deformação mínima, ou máxima, do modelo numérico corresponde, directamente à deformação máxima e mínima calculada a partir dos resultados do modelo experimental.

Os registos das deformações principais, nos nós correspondentes à posição das rosetas, foram realizados para todas as condições de carga experimentais para a tíbia e para o fémur. Foram, igualmente registados os valores para uma condição de carga não realizada nos modelos experimentais, correspondente à aplicação de carga simultânea no côndilo medial e no côndilo lateral.

Foram, também, determinadas as direcções das deformações principais nos nós correspondentes à posição das rosetas dos modelos experimentais no plano das mesmas.

Analisou-se a linearidade das extensões obtidas, para os diferentes níveis de carga. As médias dos valores das extensões principais dos cinco carregamentos na superfície do osso cortical foram comparadas com as deformações obtidas nos modelos numéricos para as situações de colado e

atrato. Para a tíbia e o fémur intactos, existe apenas um modelo, pela inexistência de implantes, não faz sentido falar em modelo colado ou em atrito.

Realizaram-se regressões lineares para determinar a correspondência entre as extensões experimentais e as deformações numéricas. Neste contexto, efectuaram-se análises de regressão linear, separadamente, para as deformações principais máximas e para as mínimas. As extensões foram tratadas como variáveis dependentes e as deformações como variáveis independentes. Um valor de regressão R^2 perto de 1, juntamente com um valor de intersecção pequeno, indica uma boa correlação entre os valores numéricos e experimentais. Foi, também, utilizado um indicador adicional para representar todas as diferenças absolutas entre as deformações e as extensões. Assim sendo, calculou-se o desvio quadrático médio (raiz quadrada da média do quadrado das diferenças entre valores numéricos e experimentais) (RMSE) e este valor foi, também, expresso em percentagem da extensão máxima (RMSE %).

Testou-se, igualmente, a significância das diferenças das médias entre os resultados experimentais do modelo intacto e dos modelos com implante, utilizando-se o teste estatístico t-student para amostras independentes, para o qual se considerou uma diferença significativa para $p < 0.05$.

4.3.5 - Resultados e discussão

4.3.5.1 – Tíbia

Os desvios padrão observados para os cinco carregamentos para os quatro níveis de forças aplicadas na tíbia, para todos os modelos analisados, são inferiores a 5% da média das extensões principais. Este valor é superior para o caso em que as extensões médias são inferiores a 80×10^{-6} m/m. Os desvios padrão obtidos estão de acordo com os trabalhos de Heiner et al. [48] e Cristifolini et al. [47].

A linearidade obtida nos resultados experimentais das extensões principais ϵ_1 (máximas) e ϵ_2 (mínimas), para os diferentes níveis de carga, são idênticos para os carregamentos nos côndilos medial e lateral (Fig. 4.17). Os coeficientes de regressão linear foram ligeiramente superiores para as extensões principais mínimas, com coeficiente de regressão linear de $R^2 \geq 0.98$. A maioria das posições, onde foram medidas as extensões principais, apresentaram diferenças significativas entre a média obtida para os quatro níveis de carregamentos dos modelos com implante, relativamente ao modelo de tíbia intacta, como mostra a tabela 4.6, para o caso de carregamento no côndilo medial. Os valores p, da tabela, representam a significância da diferença das médias das duas amostras comparadas. Como referido, para a determinação da significância entre os valores da tíbia intacta e os modelos com implante, utilizou-se o teste de significância t-student para amostras independentes, considerando-se uma diferença significativa os valores de $p < 0.05$ (quanto mais baixo o valor de p, maior é a significância da diferença entre as médias). Os resultados obtidos, em termos de significância, foram idênticos para as tíbias com carregamento nos côndilos medial e lateral.

As posições que revelaram menor significância ($p > 0.05$) foram as posições mais distais (mais afastadas do prato tibial), como mostra a tabela 4.6. Foi na posição P3 que a menor significância da diferença das médias se tornou mais evidente. A reduzida diferença das extensões, entre os modelos com implante e o modelo intacto na zona mais distal da tíbia é normal, já que nesta zona o efeito da utilização do implante é menos expressivo, especialmente para o implante de base (sem haste de extensão), onde o valor p foi o mais elevado, com 0,291 no carregamento medial.

As posições que revelam maior significância ($p < 0.05$) foram as posições mais proximais da tíbia (próximas do prato tibial), sendo a significância, neste caso, quase sempre maior para as extensões principais mínimas (ϵ_2). Estes resultados evidenciam que a introdução dos diferentes tipos de implantes na tíbia alteram de forma estatisticamente significativa os estados de deformação do osso cortical proximal relativamente ao modelo da tíbia intacta.

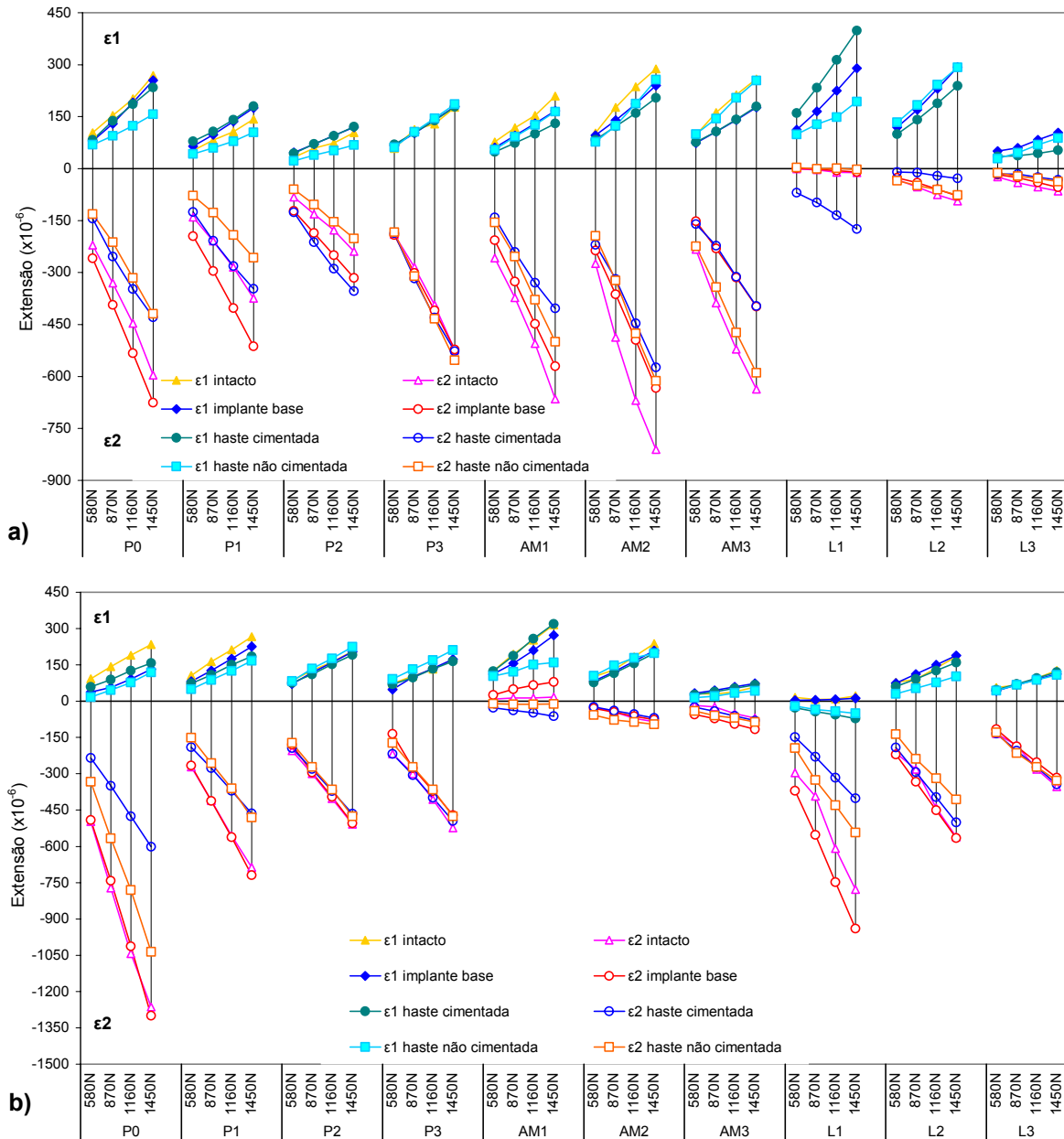


Figura 4.17 – a) Valor médio das extensões na tíbia com carregamento no côndilo medial; b) Valor médio das extensões na tíbia com carregamento no côndilo lateral.

Tabela 4.6 – Valores p de significância da diferença da média das extensões dos quatro carregamentos no côndilo medial dos modelos com implante relativamente à tíbia intacta.

Posição da roseta	P0	P1	P2	P3	AM1	AM2	AM3	L1	L2	L3
31 Implante de base	0,006	0,011	0,002	0,291	0,010	0,020	0,010	0,338	0,029	0,007
Haste não cimentada	0,011	0,011	0,012	0,166	0,005	0,005	0,090	0,039	0,146	0,001
Haste cimentada	0,009	0,001	0,003	0,253	0,008	0,013	0,011	0,004	0,013	0,007
32 Implante de base	0,004	0,006	0,003	0,085	0,006	0,015	0,008	0,014	0,008	0,003
Haste não cimentada	0,003	0,002	0,002	0,058	0,001	0,005	0,015	0,023	0,100	0,005
Haste cimentada	0,008	0,079	0,007	0,089	0,007	0,013	0,009	0,006	0,008	0,011

Em termos absolutos, os valores das extensões principais mínimas e máximas, no modelo com haste não cimentada (*press-fit*), têm tendência para serem os mais baixos dos diferentes modelos analisados na generalidade das posições, indicando um efeito de strain-shielding mais significativo do que nos restantes modelos. Os modelos de tibia intacta e de tibia com implante de base apresentaram os valores absolutos mais elevados, para ambas as extensões principais, com a excepção a ocorrer na posição L1, em carregamento medial, onde o modelo com haste cimentada apresentou os valores mais elevados. Em termos de amplitude das extensões principais, nos quatro níveis de carregamento a que foram sujeitos os modelos, verifica-se que é, normalmente, maior para as extensões principais mínimas do que para as máximas. No carregamento no cõndilo medial da tibia, para todos os tipos de modelos, os valores de extensões mínimas mais elevados foram registados nos lados antero-medial (AM) e posterior (P), enquanto no carregamento do cõndilo lateral foram os aspectos lateral (L) e posterior (P) aqueles que apresentaram valores mais elevados. A intensidade dos valores das extensões, no lado posterior (P), é indiferente à localização do carregamento (medial ou lateral), já que este exhibe valores idênticos de extensões para os dois tipos de carregamento simulados.

As direcções das extensões principais mínimas, nas posições onde estas são predominantes relativamente aos valores das extensões principais de tracção, estão preferencialmente alinhadas com o eixo vertical dos modelos, com ou sem implante.

Nas posições onde as extensões principais de tracção são predominantes, relativamente às de compressão, a sua direcção é predominantemente alinhada com o eixo vertical dos modelos da tibia. Ocorreram algumas excepções para as posições onde as rosetas estavam colocadas em zonas com forte transição geométrica, como foi o caso da roseta P0.

A comparação dos valores das extensões principais, obtidos experimentalmente, com as deformações numéricas, para a tibia, foi realizada para todos os níveis de carregamento.

Os comportamentos e diferenças encontradas, para os diferentes níveis de carga, foram idênticos e por esse motivo, a fim de limitar a quantidade de resultados, serão apenas apresentados os valores para duas condições de carregamento com dois níveis de carga. Assim, serão apresentados os resultados dos modelos experimentais com os modelos numéricos, para carregamentos no cõndilo medial de 1160N e no cõndilo lateral de 870N.

Os resultados experimentais, aqui apresentados, são a média dos cinco carregamentos realizados, para cada nível de carga, e os respectivos desvios padrão para as extensões principais mínimas e máximas, para os quatro modelos ensaiados da tibia.

É, igualmente, apresentada a comparação para o caso de carga simultânea nos cõndilos medial e lateral, situação mais próxima da realidade fisiológica. Neste caso, não foi possível realizar experimentalmente este tipo de carregamento, tendo sido os valores experimentais obtidos por

sobreposição dos efeitos do carregamento medial e do carregamento lateral. Esta sobreposição consistiu na adição aritmética das extensões obtidas, em cada extensómetro das rosetas, para cada tipo de carregamento (medial 1160N + lateral 870N). De seguida, e com base na referida adição, procedeu-se ao cálculo das extensões principais mínimas e máximas.

Os valores numéricos expostos, que servem de comparação para os valores experimentais, foram determinados para duas condições de interface entre os diversos componentes e que passaremos a designar como modelo colado ou modelo de atrito.

Os resultados numéricos versus experimentais, para a tibia, estão apresentados na figura 4.18, para os modelos de tibia intacta e tibia com implante de base, e na figura 4.19 para os modelos de tibia com haste não cimentada (*press-fit*) e haste cimentada.

Nos modelos da tibia intacta, para ambos os tipos de carregamento, os resultados numéricos aproximaram-se dos valores obtidos experimentalmente para a maioria das posições medidas, com excepção da posição P0, onde a diferença entre os valores experimentais e numéricos é cerca de dez vezes o valor do desvio padrão, para as deformações mínimas e máximas. Observaram-se diferenças menores nas deformações mínimas para as posições L2 e L3 para o carregamento lateral.

Para o modelo com implante de base, isto é, prato tibial cimentado e haste monobloco de 50mm não cimentada, os valores dos desvios encontrados são idênticos aos do modelo de tibia intacta, sendo as posições com maiores desvios as mesmas para ambos os modelos. As diferenças entre os modelos numérico colado e numérico com atrito não são significativas, verificando-se uma ligeira tendência para um aumento da diferença nas posições mais proximais do prato tibial.

No modelo da tibia com haste não cimentada (*press-fit*), isto é, prato tibial cimentado com haste monobloco de 50mm e extensão com haste de 115mm não cimentada, as diferenças entre os valores experimentais e os numéricos revelaram-se inferiores para o modelo em atrito. As posições e situações de carga onde as diferenças entre o valor numérico e o valor experimental foram mais elevadas são comuns às já registadas para a tibia intacta, mas com uma ordem de grandeza inferior, não ultrapassando os cinco desvios padrão para a posição P0. As diferenças nas deformações principais entre o modelo colado e o modelo em atrito são superiores para as deformações principais mínimas, nas posições mais proximais da tibia. Em determinadas posições (L1 e AM1), os valores das extensões principais máximas ficaram mais próximos dos valores experimentais no modelo colado do que no modelo em atrito.

No modelo com haste cimentada, isto é, prato tibial cimentado com haste monobloco e haste de 60mm cimentada, as diferenças das extensões principais, para as diversas posições, são da mesma ordem de grandeza do modelo com implante de base, verificando-se que as posições com as maiores diferenças entre os numéricos e os experimentais, são comuns às posições identificadas nos restantes modelos da tibia. As diferenças dos resultados numéricos, entre o modelo colado e o modelo em atrito, são reduzidas, nas posições medidas para ambos os tipos de deformação principal, apesar de se registar uma ligeira diferença de valores nas posições mais proximais da tibia.

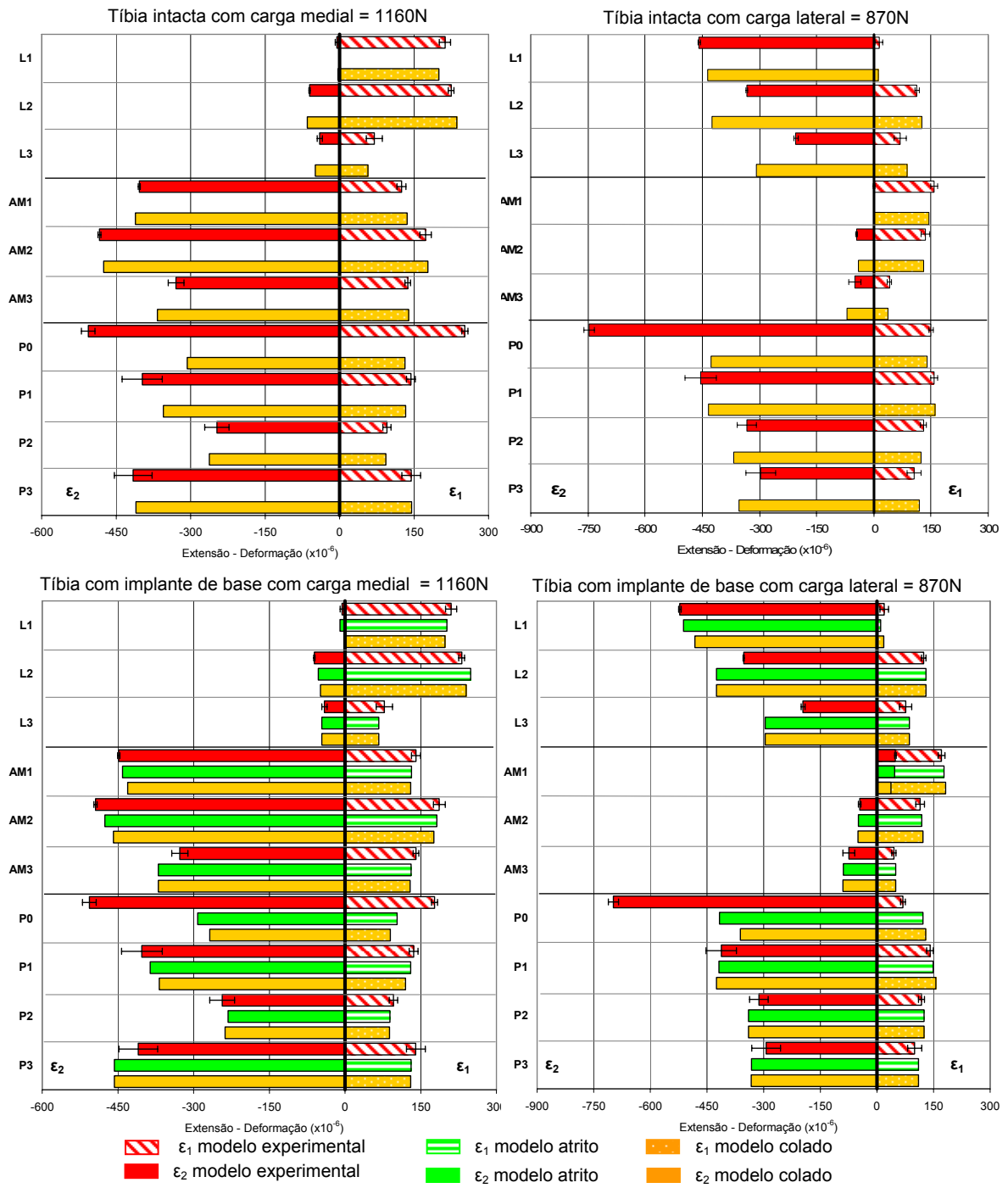


Figura 4.18 – Extensões e deformações principais para tíbia intacta e com implante de base.

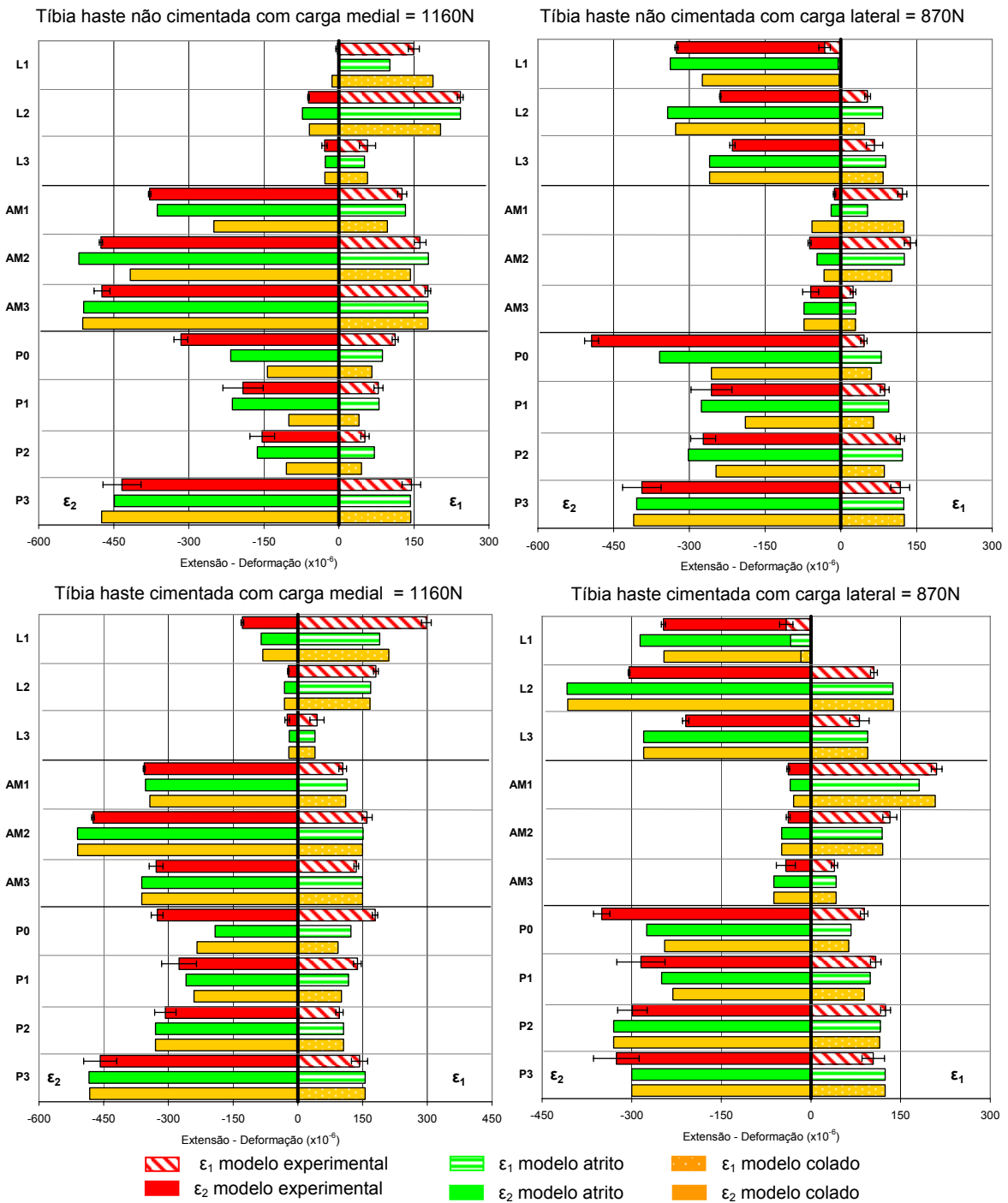


Figura 4.19 – Extensões e deformações principais para a tibia com haste cimentada e haste não cimentada.

Embora não tenha sido possível realizar, experimentalmente, o carregamento simultâneo de ambos os côndilos (medial e lateral) nos modelos analisados, procurou verificar-se até que ponto a sobreposição de efeitos dos resultados experimentais, obtidos individualmente de cada carregamento, seria comparável com os valores numéricos obtidos, simulando o carregamento

simultâneo em ambos os côndilos (Fig. 4.20). O tipo de carga analisado, nesta situação, foi o de carga no côndilo medial de 1160 N e no côndilo lateral de 870 N.

Na comparação directa da média dos resultados experimentais (obtidos por sobreposição de efeitos) com os resultados numéricos, observa-se correspondência para os quatro modelos analisados, apesar de as diferenças obtidas na generalidade das posições ser superior aos modelos com carregamento individual. Estas diferenças, ligeiramente superiores, poderão ter origem na maior dificuldade em reproduzir, no modelo numérico, a condição fronteira do modelo experimental com carregamento sobreposto medial-lateral. No entanto, as maiores excepções registaram-se nas posições já referenciadas para os modelos com carga individual em cada côndilo, sendo essas posições P0, L1 e L2. No caso da posição P0, a referida diferença é máxima para os modelos de tibia intacta e de tibia com implante de base, ultrapassando os dez desvios padrão.

O efeito dos modelos numérico colado ou numérico atrito é, mais perceptível no modelo de haste não cimentada (*press-fit*), sobretudo para as deformações principais mínimas. Estas são, significativamente, mais próximas das extensões obtidas experimentalmente no modelo em atrito. Tal como já se tinha verificado nos modelos com carregamentos independentes, as diferenças encontradas em termos de deformações principais máximas são reduzidas entre os modelos colado ou atrito.

Embora exista, aparentemente para o conjunto dos modelos analisados, uma adequada relação entre os resultados experimentais e os resultados numéricos, procedeu-se a uma avaliação quantitativa dessa mesma relação.

Com o objectivo de avaliar a correlação entre as extensões principais e as deformações principais, realizaram-se regressões lineares para todas as condições de carga, mas somente se apresentam os resultados para o caso de carregamento medial, como mostra a figura 4.21.

Os declives e a intersecção da regressão, assim como os valores de correlação (R^2), para os casos de carga medial, lateral e carga simultânea, estão apresentados nas tabelas 4.7.

Foram calculados os desvios quadráticos médios entre os valores numéricos e experimentais (RMSE), sendo estes valores, também, expressos em percentagem da extensão máxima do modelo experimental (RMSE %) (tabela 4.7).

Os valores obtidos na regressão linear permitem obter uma visão global da relação entre os valores numéricos e os valores experimentais. Assim, para o caso da tibia, verifica-se que os valores de correlação R^2 variam entre 0.82 e 0.98, sendo sempre mais elevados para os modelos numéricos em atrito. Relativamente ao declive da recta da regressão linear, para a totalidade dos modelos analisados, regista-se uma variação entre 0.94 e 1.08, sendo que os valores mais próximos de 1 resultaram dos modelos em atrito, apesar de a diferença para os modelos colados ser reduzida. Para a variável, intersecção da regressão linear, existe igual tendência para que os modelos numéricos em atrito apresentem os valores mais próximos de zero.

Em termos do desvio quadrático médio, expresso em percentagem (RMSE%) da extensão experimental principal máxima, obtida em cada modelo, observaram-se desvios compreendidos entre 3% e 6.1%. Nos modelos com implante, os valores mais baixos foram obtidos para os modelos em atrito. Ao nível do desvio, por tipo de modelo, verifica-se que o modelo da tibia intacta é aquele que apresenta o valor mais baixo, seguido pelo modelo com implante de base, para qualquer tipo de carregamento, seguindo-se, indiferentemente, os restantes modelos com haste não cimentada e haste cimentada.

Apesar das análises de regressão linear terem sido realizadas no conjunto das extensões-deformações principais mínimas e máximas, para cada modelo, efectuaram-se também as regressões lineares, para as extensões-deformações principais mínimas e máximas separadas, com o objectivo de determinar que tipo de extensões se correlacionava melhor com as deformações dos modelos colados ou em atrito. A figura 4.22 ilustra os resultados obtidos.

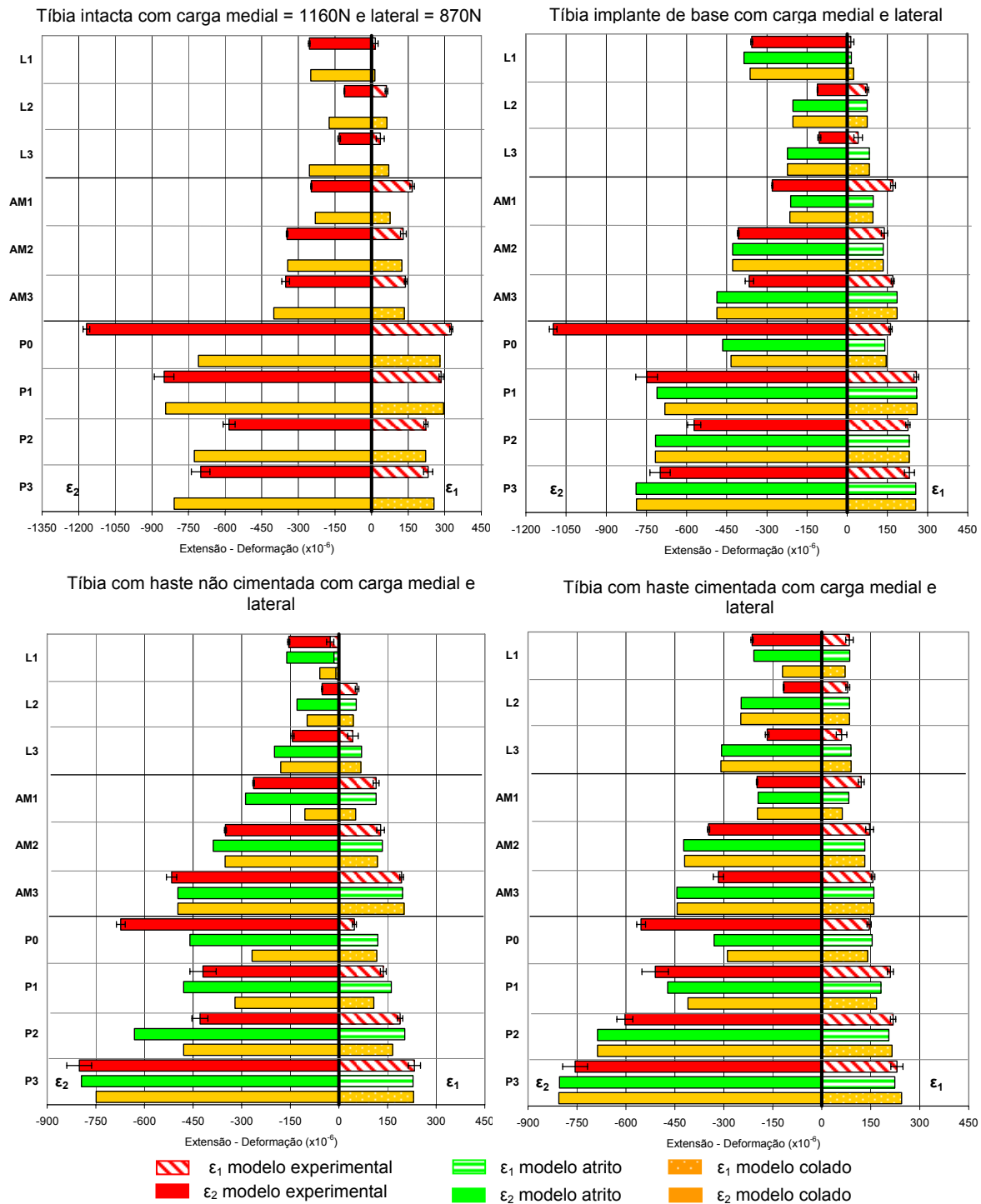


Figura 4.20 – Extensões e deformações principais na tíbia para carregamento simultâneo no côndilo medial e lateral.

Com a excepção do modelo com haste não cimentada (*press-fit*), em carregamento lateral, em todos os outros modelos com implante, as extensões experimentais correlacionaram-se melhor com os valores dos modelos em atrito, para ambos os tipos de deformações, sendo o valor de correlação bastante superior para as extensões-deformações principais mínimas.

No caso do modelo com haste não cimentada (*press-fit*), com carregamento lateral (Fig. 4.22), as deformações principais máximas apresentavam melhor correlação com o modelo colado, com um valor de correlação de $R^2=0.76$ no modelo em atrito e $R^2=0.88$ no modelo colado. Este facto vem confirmar a análise descrita na comparação directa dos valores numéricos com os valores experimentais, onde se verifica que, em duas posições, os valores experimentais, para as extensões principais máximas, são mais próximos dos resultados das deformações principais máximas do modelo colado.

A análise global às regressões lineares, para a tibia, aponta para que os valores mais elevados de correlação, declives mais próximos de um e intersecção mais próxima de zero, eram nos modelos com implante, para os modelos numéricos em que foi considerado o contacto com atrito entre os diversos componentes (tabela 4.7).

Verificou-se, igualmente, para a generalidade dos modelos da tibia analisados, que os valores de correlação das extensões-deformações principais mínimas são bastante superiores aos valores de correlação das extensões-deformações principais máximas. Estes resultados parecem ter explicação nas intensidades das extensões. Como se pode constatar, para a generalidade dos modelos analisados, os valores absolutos das extensões principais máximas são várias vezes inferiores aos valores absolutos obtidos para as extensões mínimas, pelo que se torna complexo o estabelecimento de uma exacta correlação, já que a diferença entre o valor mais elevado e o valor mais baixo é reduzida, dificultando a definição da regressão linear.

Tabela 4.7 – Valores das regressões lineares para os modelos da tibia.

Carga / Modelo	Interface	R ²	Declive	Intercepção (x10 ⁻⁶ m/m)	RMSE (x10 ⁻⁶ m/m)	RMSE (%)	
Medial	Intacto	Colado	0,96	1,06	0,96	21	3,1%
	Implante de base	Colado	0,95	1,06	0,12	18	3,3%
		Atrito	0,96	1,04	0,16	15	3,1%
	Haste não cimentada	Colado	0,94	1,04	-8,29	30	6,6%
		Atrito	0,98	0,97	1,31	12	2,7%
	Haste cimentada	Colado	0,97	1,02	6,30	24	4,8%
		Atrito	0,96	1,01	4,30	21	4,2%
Lateral	Intacto	Colado	0,90	1,04	1,54	18	3%
	Implante de base	Colado	0,89	1,01	-7,66	18	2,5%
		Atrito	0,92	1,01	-4,26	15	2,1%
	Haste não cimentada	Colado	0,89	1,06	-3,58	21	4,5%
		Atrito	0,94	0,96	-0,70	21	4,2%
	Haste cimentada	Colado	0,94	0,95	1,28	21	6,1%
		Atrito	0,96	0,94	2,91	18	5,4%
Medial + Lateral	Intacto	Colado	0,91	1,03	7,69	33	4%
	Implante de base	Colado	0,82	1,01	-6,80	36	3,5%
		Atrito	0,83	1,00	-3,40	33	3,2%
	Haste não cimentado	Colado	0,89	1,08	-19,9	35	4,6%
		Atrito	0,94	0,95	-2,59	30	4,5%
	Haste cimentada	Colado	0,91	0,94	3,82	34	4,4%
		Atrito	0,94	0,94	9,24	29	3,6%

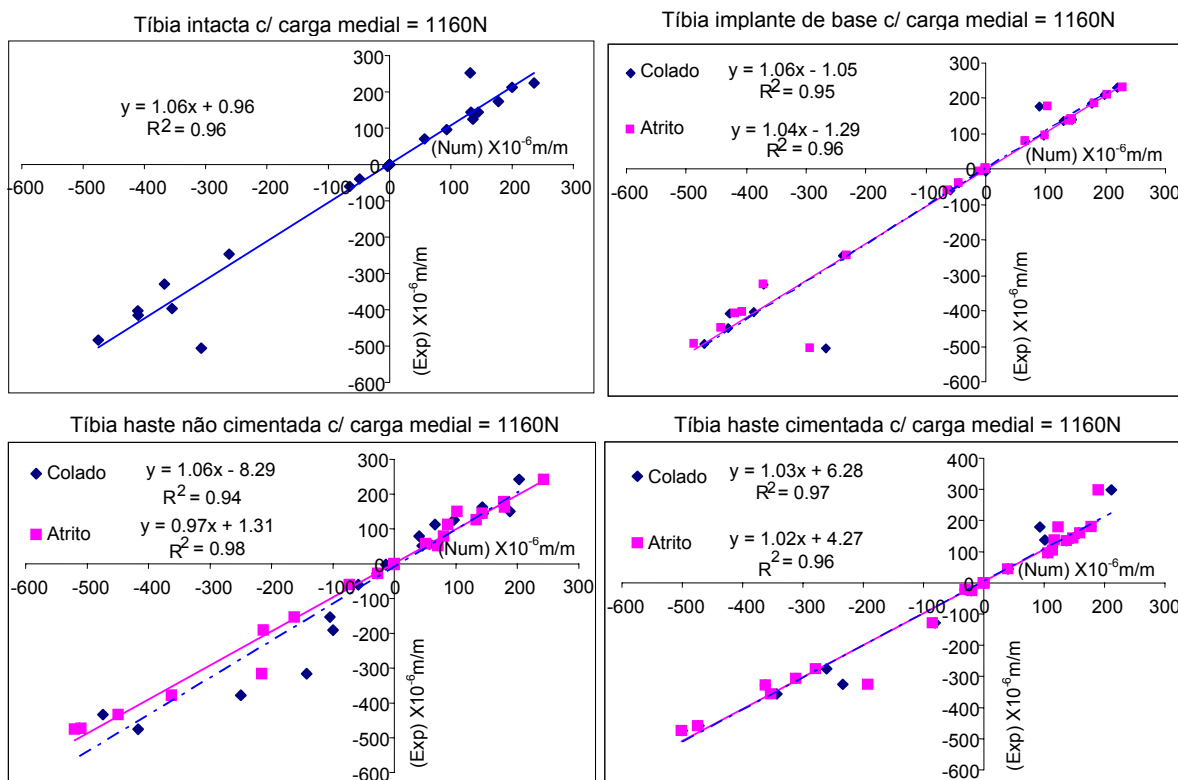


Figura 4.21 – Curvas de regressão linear para a tibia em carregamento medial, entre os resultados numéricos dos modelos colado e em atrito e os resultados experimentais.

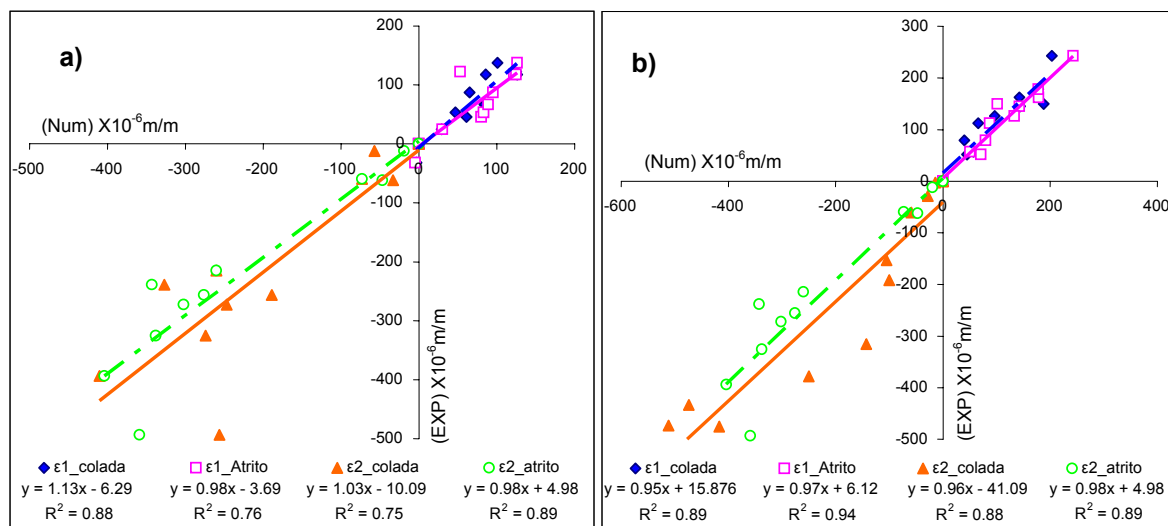


Figura 4.22 – **a)** Curvas de regressão linear por tipo de extensão-deformação (mínima e máxima), nos modelos da tibia com haste não cimentada (*press-fit*), em carregamento lateral; **b)** carregamento medial.

Devemos, ainda, ter em conta os efeitos de viscoelasticidade e de anisotropia do material dos modelos experimentais, pode ganhar uma maior relevância para valores baixos de extensões e,

assim, dificultar a obtenção de uma boa correlação com as deformações numéricas, onde estes materiais foram tratados como materiais com um comportamento linear elástico e isotrópico.

Outra justificação para tal constatação, poderá estar no comportamento mais linear dos modelos compósitos, quando sujeitos a esforços de compressão (extensões principais mínimas), quando comparado com esforços de tração (extensões principais máximas), devido à natureza geométrica dos modelos e ao material dos mesmos.

No modelo com haste não cimentada (*press-fit*) em carregamento lateral, a correlação das extensões/deformações principais máximas foi superior para o modelo colado do que para o modelo em atrito. A explicação para este facto pode resultar das simplificações consideradas no modelo numérico, uma vez que este modelo, possui a maior superfície em atrito com o osso e considerou-se no modelo numérico diversas simplificações relativamente ao modelo experimental, entre elas, um coeficiente de atrito constante para toda a superfície em contacto e a totalidade da superfície do osso em contacto com o implante sem zonas de interferência ou separação haste-osso.

Tendo em conta os resultados obtidos para a tibia, os modelos em atrito são aqueles que permitem obter os melhores níveis de correlação e os desvios quadráticos médios (RMSE) mais baixos entre os resultados experimentais e os numéricos para todos os modelos com implante.

4.3.5.2 – Fémur

Os resultados obtidos para o fémur seguiram de forma genérica os descritos para a tibia. Os desvios padrão, para cinco carregamentos e para os diferentes níveis de carga foram inferiores a 6% da média das extensões principais. Estes desvios foram superiores para caso de médias das extensões principais inferiores 80×10^{-6} m/m. Tal como na tibia, estes valores estão em consonância com os resultados de Heiner et al [48] e Cristofolini et al [46]. A linearidade obtida nos resultados experimentais das extensões principais ϵ_1 e ϵ_2 , com os níveis de carga aplicada, são idênticos para os carregamentos nos côndilos medial e lateral (Fig. 4.23). Os coeficientes de regressão linear foram superiores para as extensões principais de compressão, com coeficientes de regressão linear de $R^2 \geq 0.98$, tal como na tibia.

Para determinar até que ponto as médias das extensões obtidas, nos modelos com implante, eram ou não significativamente diferentes das do modelo intacto, a nível estatístico, foram determinados os valores de significância p (tabela 4.8), utilizando o teste estatístico t-student e considerando-se diferenças significativas as registadas entre as médias dos valores de $p < 0.05$. As médias comparadas foram as obtidas nos quatro níveis de carregamento.

No fémur, tal como sucedido na tibia, as posições mais afastadas do componente femoral (próximas da diáfise) apresentaram, para alguns tipos de implante, valores de $p > 0.05$, não revelando diferenças significativas entre as extensões destes modelos com implante e o modelo intacto. No entanto, a maioria das posições apresentaram diferenças significativas ($p < 0.05$), revelando que a introdução dos implantes altera os níveis de extensões relativamente ao fémur intacto.

Os valores das extensões principais mínimas e máximas, no modelo com haste não cimentada (*press-fit*), têm tendência para serem os mais baixos dos diferentes modelos analisados, indicando um forte efeito de strain-shielding.

Em termos absolutos, os resultados das extensões principais mínimas e máximas, no fémur, para qualquer dos modelos analisados com e sem implante em carregamento medial, são mais

elevadas nos aspectos medial e posterior. Para o caso de carregamento no cndilo lateral, os valores mais elevados são registados nos aspectos posterior e lateral.

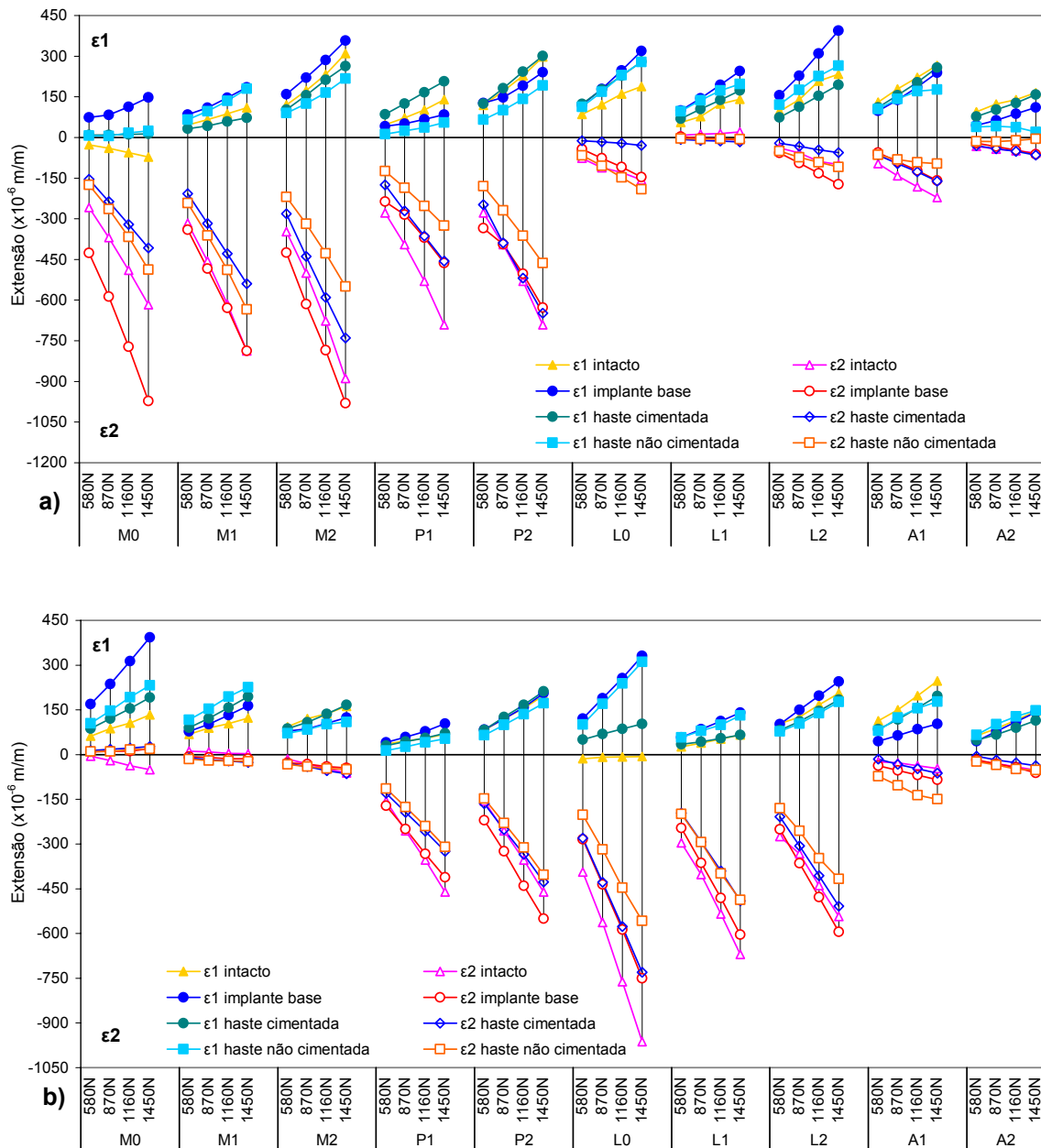


Figura 4.23 – a) Valor médio das extensões no fmur com carregamento no cndilo medial; b) carregamento no cndilo lateral.

O modelo com implante de base apresentou as extensões principais mínimas e máximas mais próximas do modelo intacto, originando o mais reduzido efeito de strain shielding de todos os modelos analisados.

As direces das extensões principais mínimas estão, preferencialmente, alinhadas com o eixo mecânico do fmur, nas posies e no tipo de carregamento em que são superiores, em valor absoluto, às extensões principais máximas. As extensões principais máximas estão,

preferencialmente, alinhadas com o eixo mecânico do fêmur, nas posições e nas condições de carregamento em que o valor absoluto é superior às extensões principais mínimas.

Tabela 4.8 – Valores p de significância das diferenças da média das extensões dos quatro carregamentos no côndilo medial dos modelos com implante relativamente ao fêmur intacto.

Posição da roseta		M0	M1	M2	P1	P2	L0	L1	L2	A1	A2
31	Implante de base	0,005	0,003	0,001	0,030	0,071	0,016	0,005	0,009	0,001	0,001
	Haste não cimentada	0,011	0,015	0,010	0,010	0,003	0,012	0,001	0,003	0,017	0,007
	Haste cimentada	0,006	0,007	0,018	0,001	0,024	0,006	0,008	0,007	0,006	0,011
32	Implante de base	0,004	0,044	0,001	0,024	0,370	0,012	0,024	0,015	0,001	0,141
	Haste não cimentada	0,001	0,004	0,008	0,007	0,006	0,231	0,004	0,015	0,015	0,008
	Haste cimentada	0,003	0,006	0,01	0,008	0,041	0,002	0,006	0,009	0,002	0,251

As comparações dos valores das deformações dos modelos numéricos (colado ou atrito) com as extensões foram realizadas, tal como para a tíbia, para todos os níveis de carga e tipo de carregamento (medial ou lateral).

Os desvios encontrados, para todos os níveis de carga nas diferentes posições, foram idênticos e, por esse motivo, serão apenas apresentados os valores para duas condições de carregamento. São apresentadas as comparações dos modelos experimentais com os modelos numéricos para carregamentos no côndilo medial de 1160 N e no côndilo lateral de 870 N. É, igualmente, apresentada a comparação para o caso de carga simultânea nos côndilos medial e lateral, mais próximo da realidade fisiológica do fêmur. A técnica aplicada, neste caso, foi a mesma da descrita no caso da tíbia (sobreposição de efeitos).

Os resultados experimentais, apresentados, são a média dos cinco carregamentos realizados e os respectivos desvios padrão para as extensões principais mínimas e máximas, para os quatro modelos ensaiados.

Os resultados numéricos versus experimentais, para o fêmur, estão apresentados na figura 4.24 para os modelos de fêmur intacto e com implante de base, e na figura 4.25, para os modelos de fêmur com haste não cimentada (*press-fit*) e haste cimentada.

No caso do modelo de fêmur intacto, observa-se uma boa concordância entre os valores obtidos experimentalmente e os do modelo numérico, para ambos os tipos de carregamento. As diferenças mais significativas foram determinadas nas posições das rosetas no aspecto medial, sendo as diferenças inferiores a três desvios padrão.

Para o modelo com implante de base, isto é, componente femoral cimentado, os valores obtidos numericamente correspondem aos valores do modelo experimental, verificando-se essa correspondência para a generalidade das posições. Os modelos numéricos, colado ou em atrito, não produziram resultados muito diferentes para a maioria das posições analisadas, mas em tal situação, como já acontecia no caso do modelo da tíbia, as posições das rosetas mais distais (próximas do implante) do fêmur, no modelo em atrito, permitem resultados mais próximos do modelo experimental, principalmente para as deformações principais mínimas.

O modelo de fêmur com haste não cimentada (*press-fit*), isto é, componente femoral cimentado e haste de 175mm não cimentada, apresentou um comportamento diferente dos modelos até agora descritos. Os resultados obtidos numericamente correlacionam-se com os resultados

experimentais melhor ou pior em função do tipo de deformação principal. Assim, verifica-se que existe uma relação estreita entre os resultados das extensões principais mínimas experimentais e as deformações principais mínimas, no caso do modelo numérico de atrito, enquanto que para as extensões-deformações principais máximas, a melhor correspondência é obtida com o modelo colado, tal como mostra a figura 4.25. Este comportamento foi observado no mesmo tipo de modelo da tibia em carregamento no côndilo lateral, sendo as explicações para o caso do fémur idênticas às descritas para a tibia. O modelo em atrito é incapaz de reproduzir, completamente, o comportamento do modelo experimental para as deformações principais máximas.

No modelo de haste cimentada, isto é, componente femoral cimentado e haste de 90mm cimentada, as diferenças das extensões principais, para as diversas posições, são da mesma ordem de grandeza das obtidas com o modelo com implante de base, verificando-se que as posições com os maiores desvios, relativamente aos valores experimentais, são comuns às posições identificadas no modelo com implante de base. As diferenças dos resultados numéricos, entre o modelo colado e o modelo em atrito, são reduzidas para ambos os tipos de deformação principal.

Tal como foi descrito para o caso da tibia e aplicando o mesmo princípio, foram analisadas as extensões-deformações para o fémur, na situação de carregamento simultâneo dos côndilos medial de 1160N e lateral de 870N, como mostra a figura 4.26. Os resultados apresentados resultam da aplicação da sobreposição de efeitos dos carregamentos individuais nos côndilos medial e lateral. A comparação da média dos resultados experimentais, com os resultados numéricos, revela uma boa correspondência para os quatro modelos analisados, apesar das diferenças obtidas serem superiores aos modelos com carregamento individual.

Estas diferenças, ligeiramente superiores, poderão ter origem na maior dificuldade em reproduzir, no modelo numérico, as condições fronteiras do modelo experimental com carregamento sobreposto medial-lateral. A diferença mais significativa verificou-se, nos modelos de fémur intacto e com implante de base, na posição P1, onde a diferença do modelo experimental para o modelo numérico foi de cerca de 8 vezes o desvio padrão. O efeito dos modelos numéricos colado ou em atrito é, mais evidente no modelo de haste não cimentada, principalmente para as deformações principais mínimas. Estas deformações são, significativamente mais próximas das extensões obtidas experimentalmente para o modelo em atrito, embora, como já descrito para o modelo de haste não cimentada (*press-fit*) com carregamento num só côndilo, o modelo colado apresenta valores mais próximos dos valores experimentais, para o caso das deformações principais máximas. Tal como para a tibia, avaliou-se a correspondência global, entre as extensões principais e as deformações principais dos modelos experimentais e numéricos. Realizaram-se regressões lineares, como mostra a figura 4.27, para todas as condições de carga, apesar de se apresentarem, somente, para o caso de carregamento medial.

Os declives e a intersecção da regressão, assim como, os valores de correlação (R^2), para os casos de carga medial, lateral e carga simultânea, estão apresentados na tabela 4.9. Foram calculados os desvios quadráticos médios entre valores numéricos e experimentais (RMSE), sendo este valor, também, expresso em percentagem da extensão máxima do modelo experimental (RMSE %).

Os valores de correlação R^2 variam entre 0.88 e 0.99, sendo sempre mais elevados para os modelos numéricos em atrito. Relativamente ao declive da recta da regressão linear, verificou-se, para a totalidade dos modelos analisados, uma variação entre 0.92 e 1.61, ocorrendo os valores mais próximos de 1 para todos os modelos em atrito. Verifica-se que as diferenças, para os

modelos colados, são elevadas, sobretudo para os modelos de haste não cimentada (*press-fit*). O valor da intersecção da regressão linear varia em função do modelo e do tipo de carregamento, não existindo qualquer primazia para os valores mais baixos entre os modelos colados ou em atrito.

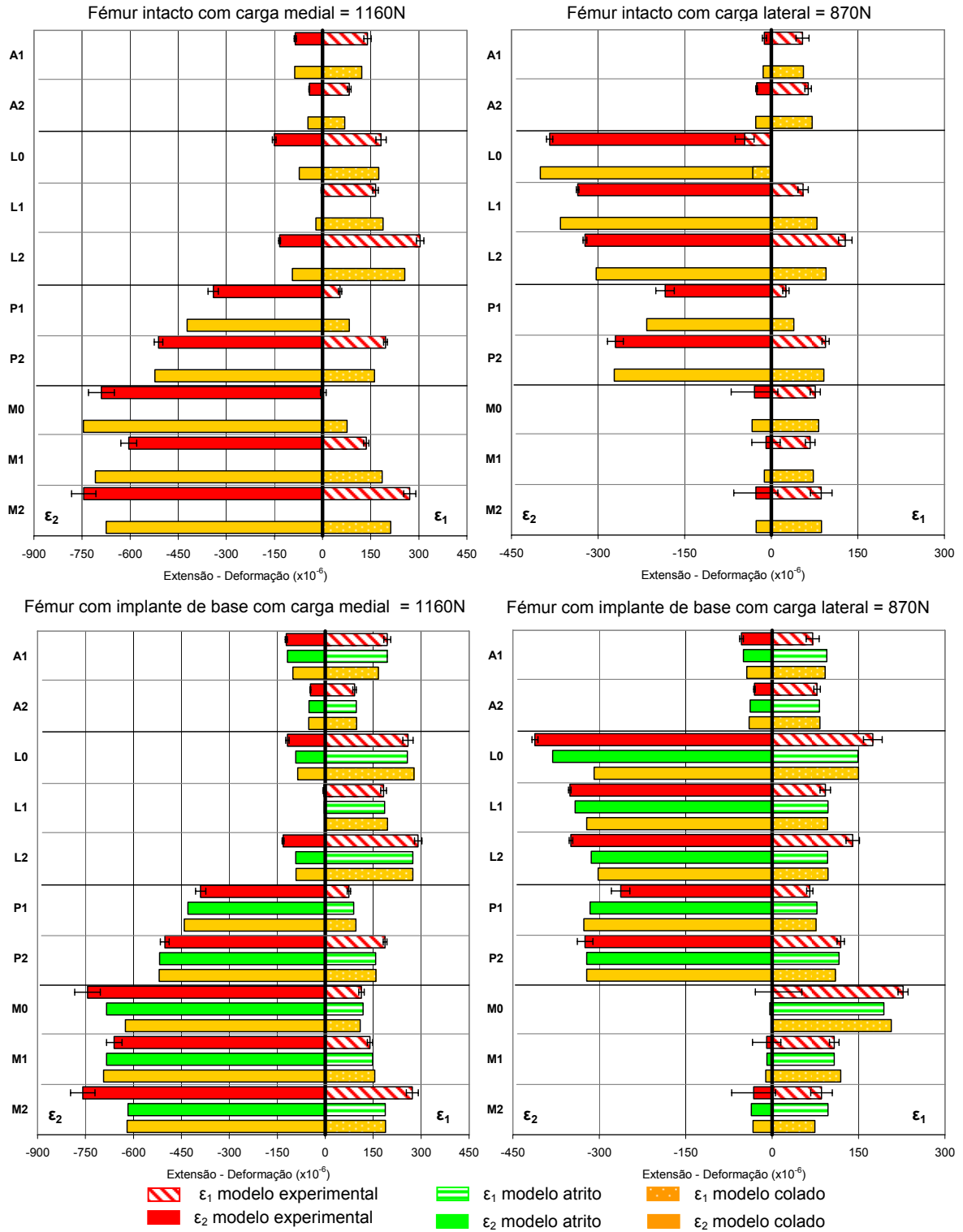


Figura 4.24 – Extensões e deformações principais para o fémur intacto e com implante de base.

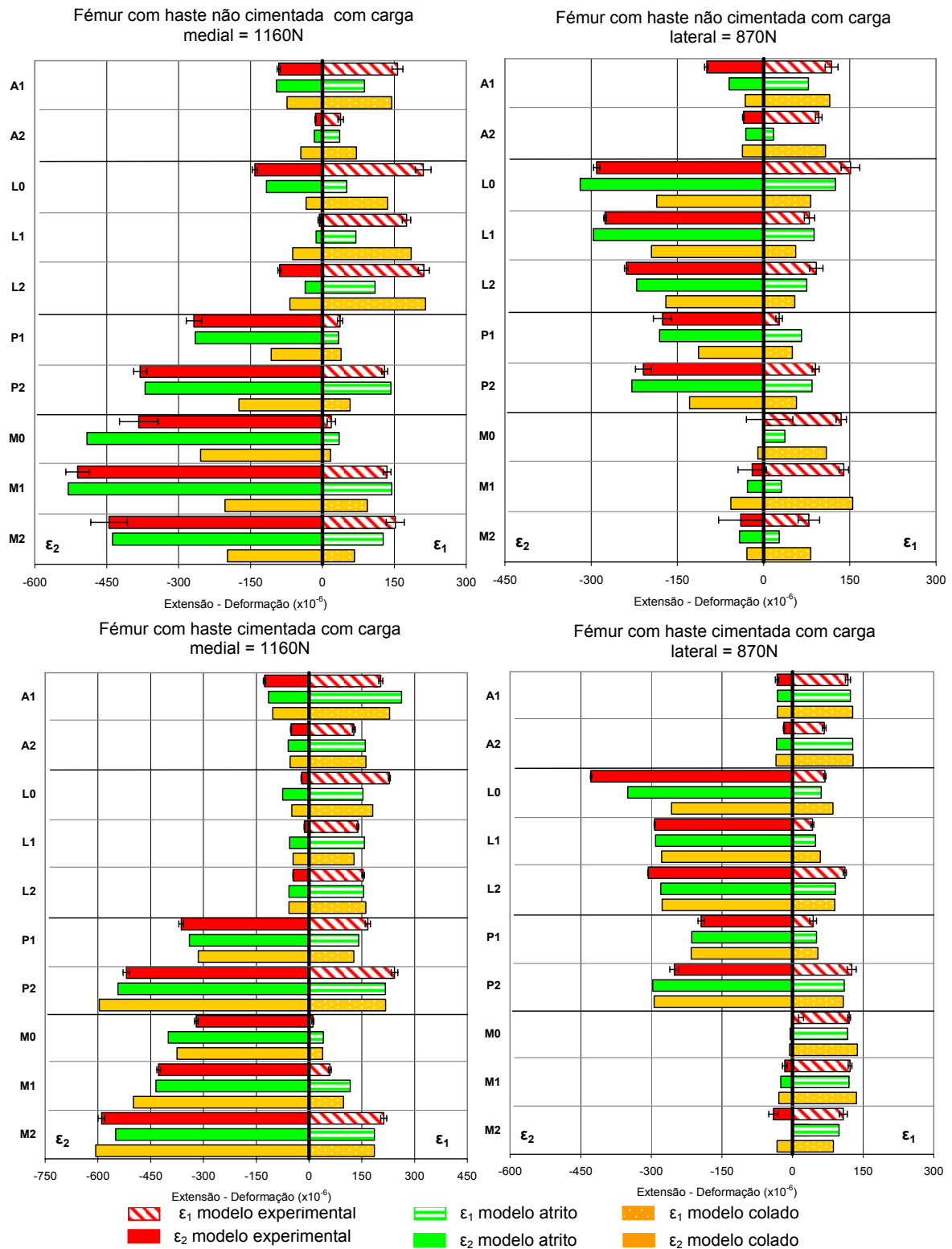


Figura 4.25 – Extensões e deformações principais para o fémur com haste não cimentada (*press-fit*) e haste cimentada.

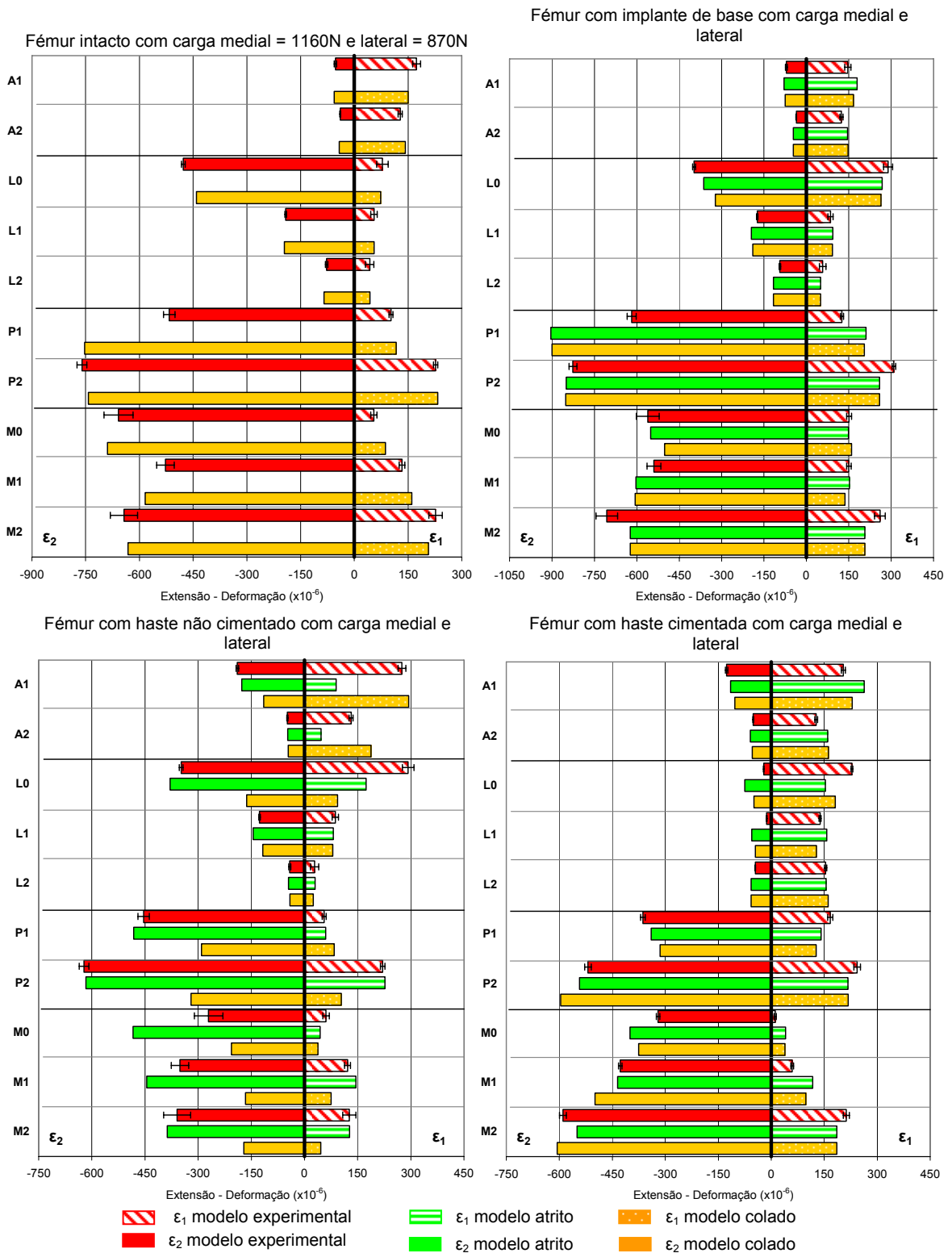


Figura 4.26 – Extensões e deformações principais no fémur para carregamento simultâneo nos côndilos medial e lateral.

Em termos do desvio quadrático médio relativo (RMSE %), expresso em percentagem da extensão experimental principal máxima, obtida em cada modelo, observaram-se desvios compreendidos entre 3% e 15%. Nos modelos com implante, os valores mais baixos foram,

sistematicamente, obtidos para os modelos em atrito e ao nível do desvio, por tipo de modelo, verifica-se que os modelos de fémur intacto e com implante de base são aqueles que apresentam os desvios mais baixos, para qualquer tipo de carregamento, seguindo-se os modelos com haste cimentada e haste não cimentada (*press-fit*).

Tal como para a tibia, analisaram-se as regressões lineares, separadamente para ambas as extensões-deformações principais para todos os modelos. O objectivo, tal como na tibia, consistia em verificar a existência de uma tendência, por tipo de extensão principal (mínima ou máxima), relativamente à deformação dos modelos numéricos colado ou atrito.

Com excepção do modelo com haste não cimentada (*press-fit*), os resultados de todos os outros modelos com implante se correlacionam melhor com os valores dos modelos em atrito, para ambos os tipos de deformações principais, sendo os valores de correlação superiores para as extensões-deformações mínimas.

No caso do modelo com haste não cimentada, com carregamento lateral e medial (Fig. 4.28), as deformações principais máximas correlacionam-se melhor com a do modelo colado, com um valor de correlação de 0,35 para o modelo em atrito e 0,77 para o modelo colado. Este fenómeno já foi assinalado aquando da comparação directa dos valores numéricos com os valores experimentais (Fig. 4.25).

Tabela 4.9 – Valores das regressões lineares entre os modelos numéricos e experimentais no fémur.

Carga / Modelo	Interface	R ²	Declive	Intercepção (x10 ⁻⁶ m/m)	RMSE (x10 ⁻⁶ m/m)	RMSE (%)	
Medial	Intacto	Colado	0,97	0,96	0,90	22	6%
	Implante de base	Colado	0,98	1,06	-2,91	23	4,4%
		Atrito	0,98	1,05	-0,26	20	3,7%
	Haste não cimentada	Colado	0,88	1,61	-27,92	72	15%
		Atrito	0,94	1,00	17,82	33	7,5%
	Haste cimentada	Colado	0,98	0,94	6,31	24	4,2%
		Atrito	0,98	0,98	3,14	27	4,3%
Lateral	Intacto	Colado	0,99	0,96	0,02	9	3%
	Implante de base	Colado	0,97	1,06	-0,31	21	5,1%
		Atrito	0,98	1,02	2,52	15	3,6
	Haste não cimentada	Colado	0,94	1,32	-9,12	34	14%
		Atrito	0,92	1,03	16,10	30	12%
	Haste cimentada	Colado	0,93	1,05	-6,34	30	6,9%
		Atrito	0,96	1,01	-3,00	21	4,8%
Medial + Lateral	Intacto	Colado	0,97	0,92	0,5	39	5,1%
	Implante de base	Colado	0,96	0,93	1,90	34	6,1%
		Atrito	0,96	0,92	3,28	34	6,0%
	Haste não cimentada	Colado	0,89	1,5	17,64	72	14%
		Atrito	0,94	0,94	23,96	41	7,1%
	Haste cimentada	Colado	0,98	0,96	0,57	24	3,1%
		Atrito	0,99	0,93	6,21	27	3,4%

A análise global às regressões lineares aponta para que os valores mais elevados de correlação, declives mais próximos de 1 e intersecção mais próxima de zero, ocorram nos modelos com implante, para os modelos numéricos em que foi considerado o contacto com atrito entre os diferentes componentes.

Tal como na tíbia, verificou-se, para a generalidade dos modelos analisados, que os valores de correlação das extensões-deformações principais mínimas são mais elevados do que os valores de correlação das extensões-deformações principais máximas.

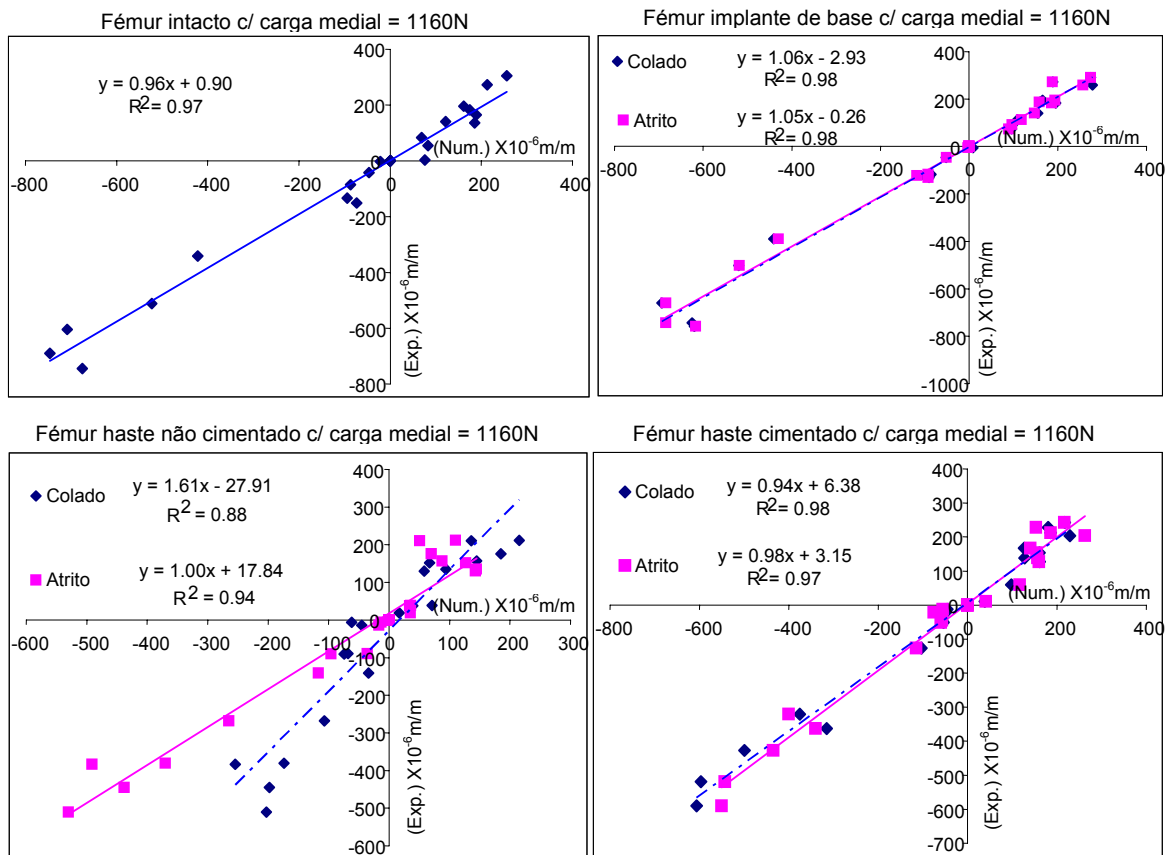


Figura 4.27 – Curvas de regressão linear para o fémur em carregamento medial, entre os resultados numéricos dos modelos colado e em atrito e os resultados experimentais.

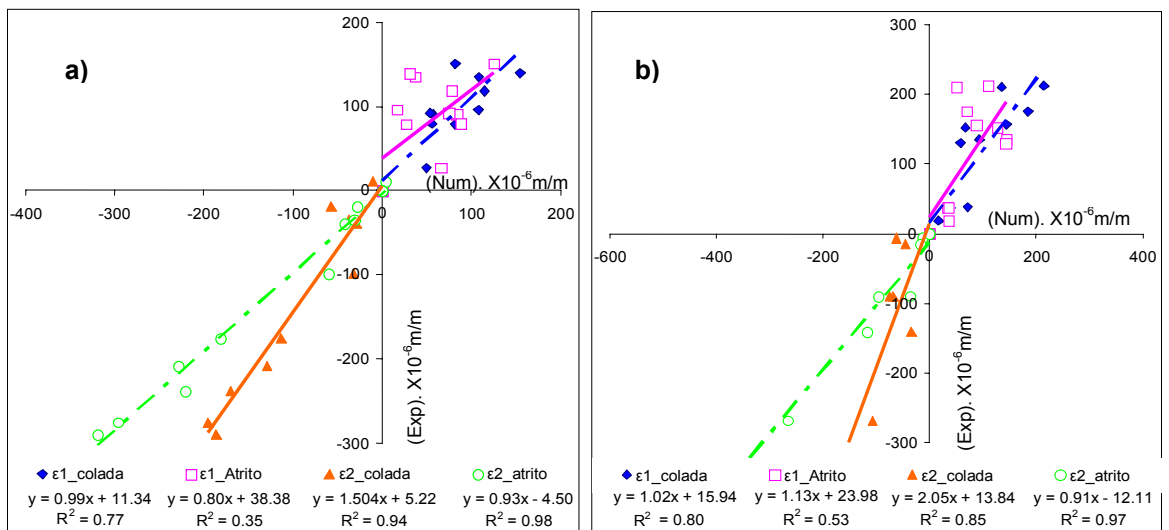


Figura 4.28 – **a)** Curvas de regressão linear por tipo de extensões-deformações principais (mínimas ou máximas) em modelos do fémur com haste não cimentada (*press-fit*) em carregamento lateral e; **b)** em modelo do fémur com haste não cimentada em carregamento medial.

As possíveis explicações para este comportamento foram descritas aquando da análise a idênticos resultados obtidos na tíbia.

Mesmo tendo em conta as explicações para o facto de se verificar um menor nível de correlação entre as deformações principais máximas do modelo em atrito, relativamente às extensões principais máximas do modelo experimental, verifica-se que no caso do fémur esta diferença é superior ao caso da tíbia. Os valores de correlação, no fémur, para o modelo em atrito, foram cerca de metade do observado na tíbia e, neste caso, para ambos os tipos de carregamento. Este facto poderá ser explicado pelas maiores dimensões, em termos de diâmetro e comprimento, da haste *press-fit* utilizada no fémur, relativamente ao modelo idêntico da tíbia.

Devido ao desvio superior observado no fémur, foram feitas simulações complementares com outras condições de atrito entre a haste e o osso, mas verificou-se que este tipo de comportamento se manteve. Este facto poderia ser, eventualmente, melhor explicado com a análise a mais modelos experimentais, no entanto considerou-se desnecessário para o prosseguimento da análise em curso, uma vez que os valores mais elevados de extensões principais são do tipo principais mínimas em que o modelo em atrito as reproduziu correctamente.

No entanto, a conclusão mais importante é a de que modelo em atrito é aquele que, de forma global, apresenta o menor valor de desvio quadrático médio (RMSE) entre as deformações e as extensões máxima e mínima, para todos os tipos de carregamentos analisados (tabela 4.9). Este é, de facto, o indicador mais correcto para avaliar as diferenças entre os valores dos modelos numéricos e experimentais. Em termos do desvio quadrático médio relativo (RMSE%), regista-se uma variação entre 7,1% e 12% para o modelo em atrito.

4.4 - Conclusões

À parte alguns desvios localizados, os valores obtidos numérica e experimentalmente correlacionam-se bem para a generalidade dos modelos simulados, nas diversas condições de carga. As regressões lineares realizadas mostraram que os modelos em atrito são aqueles que permitem os resultados, em termos de declives e correlação R^2 , mais próximos de 1, para os modelos com implante. Sendo que os melhores resultados obtidos se verificam nos modelos intactos da tíbia e do fémur. A associação de valores de declives entre 0.9 e 1.1 e valores de erro médios (RMSE %) inferiores a 10%, são de facto, um bom indicador da validação dos modelos numéricos [31,36].

Estes resultados não teriam sido alcançados sem o trabalho realizado ao nível da convergência da malha dos modelos numéricos da tíbia e do fémur, de onde se seleccionaram o tipo de elemento e sua dimensão média de aresta, assim como o número de graus de liberdade mínimo que serviram de base à construção dos modelos numéricos, para a comparação com os resultados experimentais.

Existem vários estudos de validação numérica e experimental que comparam as extensões obtidas na superfície dos modelos experimentais em material compósito, com as deformações obtidas nos modelos numéricos, para o fémur na sua zona proximal, estando, normalmente, relacionados com a artroplastia da anca [23,24,26,27,29-35,46,48]. Até ao momento, nenhum estudo foi realizado como análise comparativa com modelos experimentais em material compósito, para a zona distal do fémur e proximal da tíbia, com ou sem implantes, existindo, no entanto, um estudo apenas experimental para a zona distal do fémur [35]. Para a zona proximal e distal da tíbia existem alguns estudos meramente experimentais, com modelos cadavéricos, onde foram

realizadas medições das extensões na superfície do osso cortical [38-43]. No entanto, a ausência de estudos comparativos entre modelos numéricos e experimentais, justificou este estudo detalhado.

A comparação directa dos resultados obtidos, neste estudo, com análises realizadas para o fémur, na sua zona proximal, pelos diversos autores, permite verificar que os resultados aqui obtidos são, ligeiramente, superiores aos dos estudos referenciados. Nesses estudos, os declives das regressões lineares variaram entre 0.75 e 0.94; os valores de correlação R^2 variam entre 0,59 e 0,98 e o valor de erro médio (RMSE) foi de 9.6% para um modelo sofisticado do fémur intacto.

Relativamente aos resultados meramente experimentais, confirmou-se que as médias dos quatro níveis de carregamentos realizados, para os diferentes tipos de modelos com implante, apresentaram diferenças estatisticamente significantes ($p < 0.05$) relativamente aos modelos da tibia e do fémur intactos, como mostram as tabelas 4.6 e 4.8. Este era, também, um dos objectivos deste trabalho, ou seja, saber até que ponto o tipo de geometria do componente era reflectida no estado de deformação do osso cortical, já que existia, no início deste trabalho de validação, a expectativa de que, para alguns tipos de implantes ou tipos de carregamento, os valores das extensões no osso cortical não fossem significativamente diferentes do modelo intacto. Ficou, também, evidente que a média das extensões principais mínimas é a que apresenta diferenças estatisticamente mais significativas ($p < 0.05$) nos diversos modelos analisados relativamente ao modelo intacto, em comparação com as extensões principais máximas. No caso da tibia, as zonas mais distais foram as que apresentaram menor diferença, com significância estatística ($p > 0.05$), já que as posições mais distais estão numa zona onde, para qualquer um dos modelos, a influência do implante é mais reduzida. Da mesma forma, o teste de significância (t-student) entre os modelos com implante nas suas diversas combinações, mostrou diferenças estatisticamente significativas na maioria das posições, com excepção de algumas posições mais distais na tibia e o aspecto anterior para o fémur.

Os desvios mais elevados, encontrados neste estudo numérico-experimental, localizaram-se, para a tibia, na posição P0, onde sistematicamente os valores numéricos das deformações principais mínimas e máximas foram inferiores às respectivas extensões obtidas nos modelos experimentais para qualquer das condições de carga ou modelo.

Estes desvios podem encontrar explicação numa combinação de factores, tais como, a proximidade desta posição relativamente à zona de aplicação da carga, o que pode induzir efeito de bordo que o modelo numérico não é capaz de reproduzir convenientemente, ou a localização desta posição numa zona de forte transição geométrica convexa, o que pode levar a um efeito de concentração de deformações nesta zona. Podem observar-se, ainda, outros factores, tais como as propriedades do material compósito, nesta zona, que devido à sua forma convexa pode implicar uma menos eficiente distribuição da fibra de vidro curta na resina durante o processo de fabrico, diminuindo a sua rigidez. Este tipo de fenómeno foi constatado por Heiner e Brown [24] no fémur na zona mais proximal, coincidente com a zona de forte transição geométrica ao nível do baixo trocânter. De forma a clarificar este comportamento nesta localização procedeu-se ao corte de um modelo da tibia nesta zona onde se mediu a espessura do osso cortical. A espessura do osso cortical nesta zona foi 30% inferior à do modelo geométrico utilizado nos modelos numéricos. Esta diferença pode explicar parcialmente a diferença encontrada nesta localização.

Para o fémur, ao contrário da tibia, nenhuma das posições das rosetas apresentou um comportamento pronunciadamente mais desviante relativamente aos valores numéricos.

Os modelos com os implantes de base e hastes cimentadas foram aqueles que apresentaram as menores diferenças de deformações, entre os modelos colados e os modelos em atrito, tendo essa diferença tendência a diminuir nas zonas distal da tíbia e proximal do fémur. Aconteceu o contrário nos modelos da tíbia e do fémur com hastes não cimentadas (*press-fit*), em que se registam diferenças bastantes mais significativas entre os valores das deformações dos modelos de atrito e dos modelos colados.

As diferenças entre os resultados numéricos, em atrito ou colado, parece estar directamente ligada a extensão das superfícies em contacto entre os diferentes componentes. Assim, as maiores diferenças entre o modelo numérico colado e o de atrito correspondem aos modelos com as maiores superfícies em contacto, para a tíbia e o fémur, sendo estes os modelos de haste não cimentadas (*press-fit*), que têm diâmetros e comprimentos significativos ($\varnothing 14\text{mm} \times 115\text{mm}$ para a tíbia e $\varnothing 18\text{mm} \times 175\text{mm}$ para o fémur), dando origem a grandes áreas em contacto. Note-se que o fémur apresenta diferenças superiores às encontradas para a tíbia.

Não se coloca em causa a melhor aproximação de resultados dos modelos numéricos em atrito aos modelos experimentais com implante, evidenciados pelos mesmos obtidos nas regressões lineares realizadas com dados das deformações mínimas e máximas.

Numa análise mais detalhada, a regressão por tipo de extensão-deformação evidencia que, nos modelos com superfícies de contacto bastante elevadas (hastes não cimentadas), as extensões-deformações máximas revelam um menor grau de correlação no modelo em atrito.

Uma possível explicação para estes resultados, nos modelos com haste não cimentada (*press-fit*), reside no facto de a simulação numérica em atrito ter sido realizada com coeficientes de atrito constantes ao longo das superfícies em contacto, estando as mesmas em contacto perfeito sem interferência e sem zonas de não contacto. De certo, estas considerações não reflectem o modelo experimental, já que os cortes realizados para colocação dos componentes não foram realizados na perfeição geométrica dos componentes que foram montados, nem os estados de superfície resultantes desses cortes resultaram completamente homogéneos. Assim, eventualmente, estes modelos numéricos, em atrito, não reflectem a totalidade dos esforços entre os diferentes componentes, reflectindo-se nos resultados das deformações principais máximas obtidas na superfície do osso cortical.

Mesmo tendo em conta este comportamento dos modelos numéricos em atrito, para as deformações-extensões principais máximas, este é aquele que, de forma global (ambos os tipos de deformação), permitiu que os resultados se aproximassem mais dos valores obtidos experimentalmente.

Tendo em conta os resultados obtidos, considera-se que, para os futuros trabalhos numéricos a desenvolver no âmbito desta tese, as opções a tomar são aquelas que permitiram os menores desvios globais (RMSE) entre os modelos numéricos e experimentais, ou seja no caso dos modelos com implantes utilizar os modelos numéricos em atrito.

4.5 - Referências

[1] – Brekelmans, W. A. M., Poort, H. W. and Slooff, T. J. J. H., 1972, A new method to analyse the mechanical behaviour of skeletal parts. *Acta Orthop. Scand.*, 43, pp: 301-317

[2] – Huiskes, R. and Chao, E. Y. S., 1983, A survey of finite element analysis in orthopaedic biomechanics: The first decade. *J. Biomechanics*, 16, pp: 385-409

- [3] – O’Toole R. V., Jaramaz, DiGioia, A. M., Visnic, C. D., Reid, R. H., 1995, Biomechanics for preoperative planning and surgical simulations in orthopedics. *Comput. Biol. Med.*, 25, pp: 83-91.
- [4] – Keyak, J. H., Rossi, S. A., Jones, K. A. and Skinner, H. B., 1998, Prediction of femoral fracture load using automated finite element modelling. *J. Biomechanics*, 31, pp: 125-133
- [5] – Marks, L., 1999, Mesh density problems and solutions, In *Tips. and Workarounds for CAD Generated Models*, 27 (NAFEMS Limited, Glasgow), pp: 21–27.
- [6] – Merz, B., Lengsfeld, M., Muller, R., Kaminsky, J., Ruegsegger, P., Niederer, P., 1996, Automated generation of 3D FE-Models of the human femur – comparison of the methods and results. In *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* (Eds J. Middleton, M. L. Jones and G. N. Pande), (Gordon and Breach, Amsterdam), pp: 125-134
- [7] - Viceconti, M., Bellingeri L., Cristofolini, L., Toni, A., 1998, A comparative study on different methods of automatic mesh generation of human femurs, *Medical Engineering & Physics*, 1998, 20, pp: 1–10
- [8] – Viceconti, M., Casali, M., Massari, B., Cristofolini, L., Bassini, S. and Toni, A., 1996, “Standardized femur program” proposal for a reference geometry to be used for the creation of finite element models of the femur. *Journal of Biomechanics*, 29, p: 1241
- [9] – Au, A. G., Liggins, A. B., Rasob, V. J., Amirfazli, A., 2005, A parametric analysis of fixation post shape in tibial knee prostheses. *Biomed. Eng. & Physics*, 27, pp: 123-134
- [10] – Cifuentes, A., O., Kalbag, A., 1992, A Performance study of tetrahedral and hexahedral elements in 3-D finite element structural analysis. *Finite Elem. Anal. Des.* 12, pp: 313-318
- [11] – Cook, R., D., Malkus, D. S., Plesha, M. E., 1989, *Concepts and applications of finite element analysis*, John Wiley and Sons, New York.
- [12] – Mottershead, S., E., 1993, *Finite Element Analysis of Contact and Friction – a survey*. NAFEMS Report. Glasgow, UK. NAFEMS, p: 10
- [13] – Viceconti, M., Mc Namara, B. P., Toni A., Giunti A., 1996, FEM analysis of static stress induced in a THR femoral component during a standardised fatigue test; in *Computer Methods in Biomechanics & Biomedical Engineering*, Gordon & Breach Publishers, pp: 57-66
- [14] - ISB, 2004, International Society of Biomechanics website, <http://www.isbweb.org/> (03/2005).
- [15] – Morrison, J. B., 1970, The mechanics of the knee joint in relation to normal walking. *J Biomech* 3, pp: 51–61.
- [16] – Harrington, I. J., 1976, A bioengineering analysis of force actions at the knee in normal and pathological gait. *Biomed Eng*, 11, pp: 167–172.
- [17] – [www.sawbones.com/ products/bio/composite.asp](http://www.sawbones.com/products/bio/composite.asp) (03/2005)
- [18] - Keayk, J. H., Skinner, H. B., 1992, Three-dimensional finite element modelling of bone: effects of element size. *J. Biomed. Eng*, 14, pp: 483-489
- [19] - Duda, G. N., Heller, M., Albinger, J., Schulz, O., Scheneider, E., Claes, L., 1998, Influence of muscle forces on femoral strain distribution. *J. Biomechanics*, 31, pp: 841-846
- [20] - Ladd, A. J. C., Kinney, J. H., 1998, Numerical errors and uncertainties in finite-element modelling of trabecular bone. *J. Biomechanics*, 31, pp: 941-945.

- [21] - Zienkiewicz, O. C., Taylor R. L., 1994, The Finite Element Method, 4th edition, Vol , Basic formulation and linear problems, McGraw-Hill, London.
- [22] – Kim, Y., H., Kim, J. S., Cho. S. H., 2001, Strain distribution in the proximal human femur. *J. Bone & Joint Surgery*, , 83(2), pp : 295-301.
- [23] – Cristofolini, L., Viceconti, M., 1997, Comparasion of uniaxial and triaxial rosette gages for strain measurement in the femur. *Experimental Mechanics*, 37(3), pp: 350-354.
- [24] –Heiner, A. D. e Brown, T. H., 2001, Structural properties of new design of composite replicate femurs and t brias. *J. Biomechanics*, 34(6), pp: 773-781.
- [25] – Crowninshield, R. D., Pedersen, D. R., Brand, R. A., 1980, A measurement of proximal femur strain with total hip artroplasty. *Journal of Biomechanical Engineering* 102, pp: 230-233
- [26]- Waide, V., Cristofolini, L., Stolk, J., Verdonschot, N., Toni, A., 2003, Experimental investigation of bone remodelling using composite femurs, *Clinical Biomechanics*,18(6), pp: 523–536
- [27]- Cristofolini, L., McNamara, B. P., Freddi, A., Viceconti, M.,1997, In vitro measured strains in the loaded femur: quantification of experimental error. *Journal of Strain Analysis for Engineering Design*, 32(3), pp: 193–200.
- [28] - Cristofolini, L., Viceconti, M., 1999a, In vitro stress shielding measurements can be affected by large errors. *Journal of Arthroplasty*, 14(2), pp: 215–219.
- [29] - Cristofolini, L., Viceconti, M., 199b, Towards the standardization of in vitro load transfer investigations of hip prostheses. *Journal of Strain Analysis for Engineering Design*, 34(1), pp: 1–15.
- [30] - Cristofolini, L., Viceconti, M., 2000, Development and validation of a technique for strain measurement inside polymethyl methacrylate. *Journal of Strain Analysis for Engineering Design*, 35(1), pp: 21–33.
- [31]- Stolk, J., Verdonschot, N., Cristofolini, L., Toni, A., Huiskes, R., 2002, Finite element and experimental models of cemented hip joint reconstructions can produce similar bone and cement strains in pre-clinical tests. *Journal of Biomechanics*, 35(4), pp: 499–510.
- [32]- Szivek, J. A., Gealer, R. L., 1991, Comparison of the deformation response of synthetic and cadaveric femora during simulated one legged stance. *Journal of Applied Biomaterials* 2(4), pp: 277–280.
- [33] - Grecula, M. J., Morris, R. P., Laughlin, J. C., Buford, W. L., Patterson, R. M., 2000, Femoral surface strain in intact composite femurs: a custom computer analysis of the photoelastic coating technique. *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, 47, pp: 926–933.
- [34] - Stolk, J., Verdonschot, N., Cristofolini, L., Firmati, L., Toni, A., Huiskes, R., 2000, Strains in composite hip joint reconstruction obtained through FEA and experiments correspond closely. 46th Annual Meeting, Orthopaedic Research Society Book of Abstracts, Puzas J.E. ed., Orthopaedic Research Society Publ., Orlando, Florida: 0515
- [35] – Cristofolini, L., Bini S., Toni, A., 1998, In vitro testing of a novel limb salvage prosthesis for the distal femur. *Clinical Biomechanics*, 13(8), pp: 608-615
- [36]- Taddei, F., Cristofolini, L., Martelli, S., Gill, H. S., Viceconti, M., 2005, Subject-specific finite element models of long bones: An in vitro evaluation of the overall accuracy. *J Biomech. Article in press*

- [37]- Michael, D., Ries, M., Yoshihiro, S., Renowitzky G., Lotz, J., Barrack, R., Bourne, Rorabeck, C., 2003, Effect of Cementless Bowed Stem Distal Surface Contour and Coronal Slot on Femoral Bone Strains and Torsional Stability. *The Journal of Arthroplasty*, 18(4), pp: 494-498.
- [38] - Lanyon, L. E., Hampson, W. G. I., Goodship, E., and Shah, J. S., 1975, Bone deformation recorded in vivo from strain gauges attached to the human tibial shaft., *Acta Orthop Scand*, 46, pp: 256-268.
- [39] - Lanyon, L. E. and Smith, R. N., 1970, Bone strain in the tibia during normal quadrupedal locomotion. *Acta. Orthop. Scand.*, 41, pp: 238-248.
- [40]- Finlay, J. B., Bournet, R.B., McLeant, J., 1982, A technique for in vitro measurement of principal strains in the human tibia, *J. Biomechanics*, 15(10), pp: 723-739.
- [41] – Bourne, R. B., Finlay, J. B., 1986, The influence of tibial component intramedullary stems and implant-cortex contact on the strain distribution of the proximal tibial following total knee arthroplasty. *Clin Orthop*, 208, pp: 95-99.
- [42]- Burr, D.B., Milgrom, C., Fyhrie, D., Forwood, M., Nyska, M., Finestone, A., Hoshaw, S., Saiag, E., Simkin, A., 1996, In vivo measurement of human tibial strains during vigorous activity. *Bone*, 18, pp: 405–410.
- [43] – Little, E. G., Finlay, J. B., 1992, Perspectives of strain measurement techniques. *Strain measurements in biomechanics*, eds. A.W. Miles and K.E. Tanner, Chapman & Hall, London, pp: 1-14.
- [44] – Tuttle, M.E. and Brinson, H.F., 1984, Resistance-foil strain gage technology as applied to composite materials. *Experimental Mechanics*, 24(1), pp: 54-65.
- [45]- Little, E.G., 1992, Strain gage measurement, *Strain measurements in biomechanics*, eds. A.W. Milles and K.E. Tanner, Chapman & Hall, London. pp: 39-57.
- [46] - Cristofolini, L., Viceconti, M., Cappello, A., Toni, A., 1996, Mechanical validation of whole bone composite femur models. *Journal of Biomechanics* 29(4), pp: 525-535.
- [47]- Cristofolini, L., Viceconti, M., 2000, Mechanical validation of whole bone composite tibia models, *Journal of Biomechanics* 33(3), pp: 279-288.
- [48] – Heiner A.D., Brown, T. D., Structural properties of a new design of composite replicate femurs and tibias, *Journal Biomechanics*, 34(6), pp: 773-781.
- [49] – Condit MA, Ilario, S. J., Kreuzer, S., 2004, Mechanical validation of a foam tibial model for evaluating fixation of revision tibial components. From 50th Annual Meeting of the Orthopedic Research Society; March 7-10, San Francisco, CA.
- [50]- Szivek, J. A., Thomas, M., Benjamim, J.B., 1993, Characterisation reponse of synthetic and cadaveric femora during simulated one-legged stance. *Journal of Applied Biomaterials*, 2, pp: 277-280
- [51] – Cordey, J., Gautier, E., 1999, Strain gauges used in the mechanical testing of bones, Part II: “In vitro” and “in vivo” technique, *Injury, Int. J. care Injured.*, 30(1), pp: 14-20.
- [52] – Murphy, B. P., Prendergast, P. J., 1999, Measurement of non-linear microcrack accumulation rates in polymethylmethacrylate bone cement under cyclic loading. *J Mater Sci.*, 10, pp: 779–781.

- [53] - Stolk, J., Verdonchot, N., Huiskes, R., 1998, Sensitivity 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
- [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, 4, 1, 223.
- [55] – Mann, K. A., Bartel, D. L., Wright, T. M., Inghraffa, A. R., 1991, Mechanical characteristics of the stem-cement interface. *J Orthop Res.*, 9, pp: 798–808.
- [56] - Shirazi-Adl, A., Dammak, M., Paiement, G., 1993, Experimental determination of friction characteristics at the trabecular bone/ porous-coated metal interface in cementless implants. *Journal of Biomedical Materials Research*, 27, pp: 167–175.
- [57] - Rancourt, D., Shirazi-Adl, A., Drouin, G., Paiement, G., 1990, Friction properties of the interface between porous-surfaced metals and tibial cancellous bone. *Journal of Biomedical Materials Research*, 24, pp: 1503–1519.
- [58] - 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(12), pp: 1611–1618.
- [59] - Fessler, H., Fricker, D. C., 1989, Friction in femoral prosthesis and photoelastic model cone taper joints. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers part H, *Journal of Engineering in Medicine*, 203, pp: 1-14
- [60] - Hashemi A., Shiradazi-adl., 2000, Finite element analysis of tibial implants – Effects of fixation design and friction model. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 3, pp: 183-201.
- [61] – Mann, K. A., Bartel, D. L., Wright, T. M., Burstein, A. H., 1995, Coulomb frictional interfaces in modeling cemented total hip replacements: A more realistic model. *J Biomech*, 28(9), pp: 1067–1078.

Capítulo 5

AS HASTES NA BIOMECÂNICA DA ATJ

5.1 - Introdução

As hastes são frequentemente utilizadas em revisões da artroplastia total do joelho (ATJ), uma vez que providenciam a fixação adicional e asseguram um melhor alinhamento dos componentes tibiais e femorais [1-25]. Do mesmo modo que o número de artroplastias totais primárias, também o número das revisões continua em crescimento [5-11] e os resultados clínicos a melhorar. Um estudo concluiu que, aproximadamente 70% das revisões totais do joelho são satisfatórias a 3,5 anos [5]. Mas, até à data, os resultados clínicos e a taxa de sucesso das revisões à ATJ não atingiram os resultados das artroplastias primárias [4,26-27]. As razões para tal são múltiplas, contudo, a reduzida massa óssea e defeitos condilianos significativos, juntamente com a forte restrição ligamentar, contribuem para precipitar a falência da revisão à ATJ.

A restauração da massa óssea de suporte perdida e a estabilidade da articulação são os principais desafios da revisão da ATJ. A experiência revelou que os componentes da ATJ primária não permitem alcançar os objectivos desejados em revisões complexas. Isto deve-se à perda do osso de suporte, cerca de 5mm do fémur distal e tibia proximal na cirurgia da artroplastia primária [28]. Contemporaneamente, sistemas para a revisão da ATJ usam vários métodos para alcançar o suporte e estabilidade requerida na revisão. Verifica-se, actualmente, consenso sobre o uso de componentes específicos para a cirurgia de revisão, considerando-se que são essenciais para melhorar os resultados clínicos e as taxas de sucesso [29].

Defeitos ósseos progressivos talvez impliquem o descolamento dos componentes e sua migração, osteólise, stress shielding e/ou infecção. Esses defeitos são muitas vezes subestimados nas radiografias convencionais e, somente intra-operativamente é possível a classificação do defeito [30]. Normalmente, os defeitos são tratados recorrendo ao uso de estruturas de suporte não vivas, tais como aumentos metálicos ou enxertos ósseos. Sózinhas, nenhuma destas soluções pode providenciar a estabilidade inicial e o suporte que os componentes de revisão necessitam. Especialmente no caso de reconstruções com enxertos ósseos, é necessário um período de protecção de carga para prevenir carga prematura excessiva e reabsorção do enxerto [8,31-33]. Os pacientes sujeitos a uma cirurgia de revisão apresentam um maior grau de dificuldade na técnica cirúrgica, com mais trabalho e maior risco, quando comparado com pacientes sujeitos a artroplastias primárias [34]. É mais difícil obter um bom alinhamento dos componentes e uma melhor qualidade de fixação devido ao facto dos pacientes, sujeitos à revisão, apresentarem menos osso cortical e esponjoso como resultado da artroplastia anteriormente realizada, o que se traduz em menos referências ósseas para um correcto alinhamento dos

componentes, assim como em menor qualidade do osso existente, sendo esta determinante no caso de se verificar perda óssea ao nível do osso cortical. Estes factores contribuem para resultados inferiores observados na revisão da ATJ quando comparados com os resultados das artroplastias primárias [5,35].

Com o objectivo de aumentar a qualidade e consistência da revisão da ATJ, têm sido desenvolvidos grande número de sistemas e componentes. Um dos sistemas mais utilizados é o das hastes modulares, que permitem dispor de hastes com diversos diâmetros e comprimentos, montáveis sobre componentes tibiais ou femorais. No caso dos componentes tibiais para a artroplastia primária, a grande parte dos sistemas disponíveis, comercialmente, apresentam uma pequena haste central monobloco com cerca de 40 a 60mm. Estas hastes não entram no canal intramedular, ficando apenas na zona da metáfise da tibia. Quando se refere o uso de hastes modulares, consideram-se extensões com diferentes diâmetros e comprimentos, que são montáveis sobre estes componentes tibiais do tipo haste monobloco. Este tipo de prato tibial com haste monobloco permitiu, na artroplastia primária do joelho cimentada e não cimentada, o incremento da estabilidade da fixação [36,37], um decréscimo das tensões na interface implante-cimento [26,38,39] e um aumento da vida do implante [40-42]. Existe algum consenso relativamente à utilização de hastes quando existe dano substancial das superfícies condilianas da tibia ou do fémur, podendo ser utilizadas em conjunto com outros componentes que permitem ajudar a reconstruir a superfície condiliana, tais como cunhas ou enxertos [5,7,8].

Podem tratar-se pequenos defeitos com osso granuloso, em que ensaios mecânicos indicam uma relativa estabilidade inicial no caso destes serem limitados a um lado condiliano [43]. No caso de defeitos mais extensos, parece existir consenso em relação à utilização das hastes para garantir uma boa estabilidade, protegendo os eventuais enxertos ósseos utilizados na falência por fractura, desintegração ou inexistência de ligação [31]. No entanto, o uso de hastes no joelho parece estar associado ao fenómeno de stress shielding identificado em alguns estudos por elementos finitos e experimentais de medição de deformações em osso cadavérico [26,44,45]. Junta-se a isto a concentração de tensões na extremidade da haste, que clinicamente se manifesta sob a sensação de dor [2]. Estas questões e a experiência da artroplastia total da anca levaram a que a maior parte destas hastes sejam fabricadas em ligas de titânio. Existe, contudo, pouca evidência clínica para concluir que o fenómeno de stress shielding é um modo de falência na revisão da artroplastia do joelho. O que é ainda bastante controverso é o tipo de fixação das hastes intra-medulares nos resultados das artroplastias de revisão [11,19,46,47]. Estas hastes podem ser cimentadas ou do tipo *press-fit*. Nas hastes cimentadas a fixação ao osso é assegurada por um manto de cimento entre a haste e o osso; nas hastes longas *press-fit* a fixação é estabelecida através do canal intramedular, estando estas em contacto directo com o osso na zona da diáfise. Alguns investigadores observaram grande estabilidade e menores micromovimentos quando as hastes são cimentadas [3,17]. Albrektsson et al. [1] mostraram, contudo, que hastes não cimentadas longas permitem uma boa estabilidade e menor afundamento através de uma análise experimental por radioestereometria. Jazrawi et al [12], num estudo experimental com uma tibia cadavérica, descreveram que hastes longas não cimentadas providenciam uma estabilidade equivalente a hastes curtas totalmente cimentadas, sem incremento do efeito de stress shielding na zona proximal. Vince e Long [48] relatam uma baixa incidência de descolamento com hastes cimentadas com componentes tibiais de restrição condiliana em varus-valgus. Alguns cirurgiões relatam que a utilização de hastes não cimentadas *press-fit* não está associada a um rácio elevado de perda do implante por descolamento. O uso de

hastes totalmente cimentadas oferece a vantagem teórica de permitir aumentar a área de contacto entre a haste e o osso e permite, igualmente, uma melhor acção antibiótica, já que o antibiótico se encontra misturado no cimento, reduzindo a probabilidade de infecção. As hastes cimentadas também oferecem ao cirurgião uma maior liberdade de posicionamento do componente tibial ou femoral na superfície condiliana, já que este posicionamento não é teoricamente imposto, como nos casos das hastes *press-fit* pelo canal intramedular [3-14]. A desvantagem teórica deste tipo de fixação prende-se com um efeito de stress shielding supostamente mais extenso, que tem sido apontado como um dos motivos para evitar o uso de hastes totalmente cimentadas [7]. No entanto, a maior objecção para o uso das hastes totalmente cimentadas é a complexidade da sua remoção e respectivo cimento no caso de ser necessário realizar um cirurgia de revisão [7]. As hastes longas *press-fit* que se estendem até à zona da diáfise são de mais fácil remoção sem forte destruição do osso aquando da sua retirada, permitindo igualmente um alinhamento mais consistente do componente tibial ou femoral nas direcções antero-posterior e medial-lateral, quando comparadas com hastes *press-fit* curtas ou hastes cimentadas [16]. O melhor alinhamento só é conseguido, em algumas situações, com recurso a acessórios montados entre a haste e o componente femoral ou tibial e que permite centrar a haste com a diáfise do osso e a centragem dos componentes com as superfícies proximais do fémur ou da tibia. Por vezes, é impossível garantir uma boa centragem dos componentes relativamente às superfícies de apoio sem a utilização desses acessórios, já que o eixo da diáfise está anatomicamente descentrado relativamente às respectivas superfícies condilianas.

Devido às enúmeras vantagens sugeridas relativamente às hastes de revisão do tipo *press-fit*, tem emergido o conceito de fixação híbrida na revisão da ATJ. Este procedimento consiste em restringir a zona cimentada à superfície condiliana e à metáfise do osso em contacto com os componentes tibial ou femoral e o uso de hastes longas *press-fit* encaixadas na zona da diáfise do osso [11,35]. Têm-se verificado alguns resultados favoráveis usando esta técnica [11]. Haas et al [11] referem 84% dos casos com bons e excelentes resultados e apenas 8% de insucessos a 42 meses após revisão. No entanto, 20% dos pacientes revelaram dores na extremidade da haste com este tipo de fixação. Cameron e Jung [6] referem ausência de dor em 150 artroplastias primárias com hastes tibiais longas *press-fit*.

Muitos dos sistemas disponíveis comercialmente para a artroplastia do joelho permitem a combinação de soluções modulares com a utilização de hastes de diferentes diâmetros e comprimentos, podendo estas ser cimentadas ou não cimentadas do tipo *press-fit*. Além dos elementos modulares que se podem combinar entre si, estes sistemas possuem dispositivos de guiamento e corte que permitem realizar os cortes da cirurgia de revisão com grande precisão. As soluções modulares introduzem outro tipo de problemas tais como a falha da junção da haste ao implante por corrosão, “fretting” e geração de partículas. Contudo, a necessidade de intra operativamente solucionar os defeitos complexos com a modularidade oferecida, sobrepõem-se às desvantagens apresentadas. Embora as hastes inseridas com cimento tenham sido sujeitas a análises biomecânicas que evidenciam stress shielding na zona da metáfise, carga transferida para o osso cortical na zona mais distal e melhoramento da estabilidade [44,45,49-51], efectuaram-se menos estudos do mesmo tipo para as hastes não cimentadas do tipo *press-fit* [12]. Esta área é clinicamente importante devido ao descrito anteriormente, pelo que o uso de hastes longas cimentadas tem vindo a ser evitado [52]. Isto, essencialmente, devido à dificuldade de retirada do cimento do interior do osso no caso de ser necessária um revisão e ao efeito de stress shielding na zona proximal da tibia ou distal no caso do fémur, apresentando, a longo prazo, em

possível reabsorção óssea e falha de sustentação para o implante. Na maioria das vezes a durabilidade da revisão da ATJ é fortemente dependente da estabilidade entre os componentes e o osso [26,39,50,53,54]. A estabilidade na artroplastia primária é um objectivo mais fácil de alcançar, ao contrário do que se passa na revisão onde a perda óssea na zona da metáfise, assim como a qualidade do osso, comprometem a estabilidade dos componentes tibiais e femorais. Existem alguns estudos clínicos que relatam resultados satisfatórios com ambos os tipos de fixação das hastes, totalmente cimentadas ou *press-fit* [27,40,41,46,55]. O cepticismo relativamente a esses estudos é dirigido ao pequeno número de pacientes, curtos períodos de acompanhamento, ou inclusão de pacientes com artroplastias primárias complexas. Os autores destes estudos reportaram a presença de linhas de radiolucência adjacentes às hastes, mas não foram capazes de correlacionar essas linhas com resultados clínicos. Mesmo em alguns estudos experimentais, as conclusões são antagónicas como os exemplos mais evidentes dos artigos de Jazrawi et al [12] e Yoshi et al [56], onde se apresenta uma determinada correlação entre a estabilidade do componente tibial e o comprimento das hastes *press-fit*. Stern et al [17], contudo, refutam que o uso de hastes longas aumente a estabilidade do componente tibial.

Os estudos numéricos [18,26,39,53,54,57-78] com base nos elementos finitos permitiram comparar os estados de tensão/deformação no osso, no cimento e nas próteses, assim como a estabilidade de diferentes geometrias de implantes do joelho com ou sem hastes, revelando alguns que a utilização das hastes reduziu os níveis de tensão no cimento [53,54]. Lewis et al [58], num estudo numérico axi-simétrico plano, comparam vários comprimentos e diâmetros de hastes, assim como espessuras dos componentes tibiais. Au et al [32] realizam um estudo numérico para diferentes formas de haste curtas e totalmente cimentadas. Eibeck et al [61] comparam vários comprimentos de haste em próteses do tipo charneira. Um estudo tridimensional de Lewis et al [53] compara várias configurações de pratos tibiais onde inclui uma solução com haste central sobre a acção de várias configurações de carga. Huiskes [64] e Bartel [65] analisaram, de forma mais genérica a artroplastia da anca, o efeito do uso de hastes nos estados de tensão e deformação no osso. Um estudo mais detalhado e dirigido à análise do comprimento das hastes nas tensões da tibia proximal foi realizado por Askew et al [57], sendo este estudo exclusivamente realizado para uma haste completamente cimentada. Rakotomanana et al [67] comparam um prato tibial com haste curta central com outro sem haste mas com pegas laterais, em termos de micromovimentos na interface implante-osso. Estudos mais recentes de Van Lenthe et al [18] analisaram o efeito da utilização de hastes em termos de diâmetro e condições de interface na remodelação óssea da zona distal do fémur. Nyman et al [69] analisam os efeitos, em termos de remodelação óssea, da utilização de um parafuso na extremidade de hastes longas *press-fit*. Rawlinson et al [74] relatam num estudo numérico e experimental grandes variações de micromovimentos devido à variabilidade biológica das amostras de tibia cadavérica, conduzindo a efeitos da haste inconclusivos; retirando variabilidade, relatam um decréscimo das deformações no osso esponjoso debaixo do prato tibial com base nos resultados dos modelos numéricos.

Esses estudos numéricos, apesar de bastante úteis para a compreensão do fenómeno de transferência de carga e estabilidade com ou sem a utilização de hastes, tornam difícil a comparação dos resultados entre si, já que comparam diferentes tipos de componentes tibiais ou femorais, hastes de diferentes formas e comprimentos, diferentes propriedades mecânicas do osso e dos referidos componentes tibiais e femorais, diferentes condições de interface entre os diferentes componentes e o osso e condições de carga diferentes. Nenhum dos estudos numéricos referenciados compara, para uma mesma geometria de componente tibial ou femoral e

para o mesmo posicionamento deste na superfície articular, hastes cimentadas e hastes longas *press-fit* com diferentes possibilidades de ligação entre estas e o osso.

Tal como acontecia no caso dos estudos referenciados de base clínica e experimental, é difícil, mesmo com estudos numéricos, obter resultados conclusivos sobre o efeito da utilização das hastes cimentadas e longas *press-fit* na revisão da ATJ.

5.2 - Objectivos

Neste estudo descreve-se uma análise numérica e comparativa entre diversas soluções da utilização de hastes na tibia e no fémur para a revisão da ATJ e visa ser uma resposta a quatro objectivos.

O primeiro consiste em determinar de que forma a utilização de diferentes geometrias de hastes disponíveis comercialmente (cimentadas e *press-fit*) e o modo de fixação influenciam a transferência de carga para o osso, assim como, a estabilidade dos componentes no osso proximal da tibia e distal do fémur. Com o objectivo de isolar apenas o efeito da geometria da haste e do tipo de fixação, os componentes tibiais e femorais, o seu posicionamento relativamente ao osso, as propriedades dos diferentes materiais e as condições de carga foram idênticas em todos os modelos numéricos analisados.

O segundo objectivo deste estudo consistiu em correlacionar os resultados obtidos nos diferentes modelos com evidências clínicas referenciadas na literatura, tais como radiolucências, reabsorção óssea, fractura ou dor.

O terceiro objectivo compreende uma proposta de evolução de geometria e materiais das hastes comerciais de forma a atenuar os efeitos negativos, assim como encontrar respostas para algumas questões referidas pelos cirurgiões para determinadas condições de fixação das hastes que podem resultar do processo cirúrgico.

O quarto objectivo procurou verificar até que ponto a utilização de hastes de diferentes tipos no fémur influenciam os estados de deformação e estabilidade na tibia proximal e vice-versa.

Todos os modelos foram analisados recorrendo ao método dos elementos finitos que permitiram a comparação entre os diferentes modelos. No capítulo 4 verificou-se que os resultados obtidos com os diferentes modelos numéricos, em condições idênticas às que se pretende analisar nesta parte do estudo, se correlacionaram de forma muito próxima com os resultados obtidos experimentalmente nos modelos *in vitro*.

Em algumas das análises realizadas, tomou-se como modelo de comparação o modelo intacto da tibia ou do fémur, isto é, sem implante.

A fim de facilitar a compreensão dos resultados obtidos, optou-se pela apresentação, em separado, dos resultados e da discussão referentes à tibia e ao fémur.

5.3 - Materiais e métodos

Geometria e malhas

As geometrias de referência, tal como no capítulo anterior, foram do fémur e da tibia em material compósito disponíveis comercialmente (Pacific Research Labs, Vashon Island, WA) [79]. As geometrias utilizadas nos componentes fixos às superfícies condilianas da tibia e do fémur, para os diversos modelos analisados, foram as dos modelos comerciais da P.F.C Sigma Modular Knee

System (Depuy International, Inc Johnson&Johnson – Warsaw / Indiana), tal como mostra a figura 5.1 e cujas dimensões se encontram referidas na tabela 4.2 do capítulo 4. A utilização deste modelo, em particular neste estudo comparativo, justifica-se pelo facto de ser bastante utilizado, como referido nos diversos registos ortopédicos analisados no capítulo 3, com uma percentagem de 16,6%. Estes componentes são modulares e permitem a fixação de hastes de diversos tipos (*press-fit* e cimentadas).

As quatro hastes comerciais utilizadas neste estudo (duas para a tíbia e duas para o fémur) são, também, modelos comerciais (Fig. 5.1) da P.F.C Sigma Modular Knee System (Depuy International, Inc Johnson&Johnson – Warsaw / Indiana). As dimensões das hastes usadas neste estudo encontram-se na tabela 5.1. A geração das geometrias dos diversos componentes e hastes comerciais utilizados nos modelos numéricos seguiram o procedimento descrito no capítulo 4. No caso da haste *press-fit*, a geometria do modelo comercial foi alterada no modelo numérico de forma a permitir um “off-set” na zona de fixação da haste ao prato tibial. Esta alteração permite uma correcta centragem do prato tibial na superfície condiliana da tíbia, centragem esta, comum a todos os modelos analisados, com um bom alinhamento da haste *press-fit* na diáfise da tíbia. Outra solução seria a utilização de um prato tibial com off-set (Fig. 2.43), mas iria modificar a base comparativa do estudo, já que introduzia uma modificação da rigidez do prato, introduzindo alterações nos modelos além das próprias hastes (objecto do estudo), já que este prato não pode ser utilizado para os outros tipos de hastes. Este facto advém de a anatomia da tíbia ter a superfície condiliana para o lado medial relativamente à diáfise.



Figura 5.1 – Fotografia dos componentes femoral e tibial e hastes do modelo PFC Sigma Modular Knee System.

Tabela 5.1 – Dimensões das hastes comerciais utilizadas.

	Modelo	Hastes P.F.C. Σ Knee System	Material
Tíbia	Haste <i>press-fit</i>	Ø16mm x 115mm	Ti-6Al-4V
	Haste cimentada	Ø13mm x 60mm	Ti-6Al-4V
Fémur	Haste <i>press-fit</i>	Ø18mm x 175mm; 7°	Ti-6Al-4V
	Haste cimentada	Ø15mm x 90mm; 7°	Ti-6Al-4V

As posições dos implantes (prato tibial e componente femoral) nas superfícies condilianas, da tíbia e fémur, foi determinada a partir de radiografias antero-posterior e medial-lateral e através de

TAC's realizados aos modelos experimentais. Estes modelos possuem a correcta centragem e maximizam o contacto dos componentes (prato tibial e componente femoral) com as superfícies condilianas da tíbia e do fémur através de um manto de cimento de cerca de 2mm. O posicionamento nas superfícies condilianas é comum a todos os modelos da tíbia e do fémur analisados neste capítulo, independentemente do tipo de haste utilizada.

Para comparação foram também criados modelos da tíbia e do fémur intactos e considerou-se que o osso subcondral (osso sob as superfícies articulares) possui as mesmas propriedades do osso cortical. Nas superfícies articulares da tíbia e do fémur foi criada cartilagem com espessuras referenciadas na literatura [80].

Além da geometria do osso esponjoso e cortical e dos componentes utilizados nas superfícies condilianas e respectivas hastes, incluem, também, a modelação do manto de cimento para o caso de hastes cimentadas.

Cada malha de elementos finitos tridimensional foi criada a partir da geração, nas diversas superfícies dos modelos de malha de superfície, de elementos triangulares de 3 nós com a dimensão média de 1.8mm para a tíbia e 2mm para o fémur, em resultado das conclusões referidas no capítulo 4. A geração das diferentes as malhas de elementos finitos tetraédricos foi realizada de acordo com o procedimento descrito no capítulo 4, com a verificação dos parâmetros de controlo de simulação.

Propriedades mecânicas dos materiais

Os ossos cortical e esponjoso apresentam propriedades viscoelásticas e anisotrópicas. Contudo, pode entender-se adequada a consideração de comportamento linear elástico para a maior parte dos estudos biomecânicos com esforços ao nível fisiológico [81-84]. Estudos de elementos finitos [57,75] sugerem que o efeito da anisotropia do osso esponjoso pode ser negligenciado se a heterogeneidade for tomada em consideração. Ramos [84], refere num estudo sobre a artroplastia da anca, que o facto de utilizar propriedades transversalmente isotrópicas no osso cortical e esponjoso ou isotrópicas não altera o comportamento do campo de deslocamentos no osso mas sim os seus valores absolutos. As propriedades mecânicas do osso cortical têm sido bastante estudadas [85-87] e, segundo diversos estudos, as suas propriedades variam espacialmente, havendo um aumento do módulo de elasticidade da metáfise para a diáfise do osso. No caso do osso esponjoso, este exhibe propriedades anisotrópicas devido à sua estrutura em forma de rede [87-92]. Huiskes et al [93], sugerem que considerar que as propriedades isotrópicas do osso quando as cargas aplicadas são predominantes ao longo do eixo mecânico do osso (caso deste estudo) pouco altera os resultados relativamente aos modelos anisotrópicos.

Tendo em conta que o objectivo deste estudo é meramente comparativo entre os diversos modelos com geometrias de hastes e condição de fixação, considerou-se as propriedades para o osso cortical e esponjoso de comportamento linear elástico e isotrópico. Os valores de módulo de elasticidade do osso cortical e esponjoso considerados nos modelos são valores representativos de osso fisiológico [85-87,87-93]. Dentro deste campo fisiológico utilizaram-se os valores de módulo de elasticidade dos modelos compósitos [94] que exibem um comportamento idêntico ao osso fisiológico [95-98]. Para o caso dos implantes metálicos os valores estão de acordo com os materiais de que são fabricados. Para o cimento as propriedades utilizadas foram as descritas por Murphy et al. [99]. O módulo de elasticidade do polietileno tem sido citado como variando entre 394 e 1390 MPa [100-101]. As propriedades da cartilagem utilizadas nos modelos intactos foram

as referenciadas na literatura [102]. Todos os materiais foram considerados isotrópicos e homogêneos e as propriedades estão resumidas na tabela 5.2.

Tabela 5.2 – Propriedades dos materiais utilizados nos modelos numéricos.

	Designação do componente	Material	Módulo de elasticidade (GPa)	Coefficiente de Poisson
Tíbia e Fémur	Osso esponjoso	Osso esponjoso	0.104	0.3
	Osso Cortical	Osso cortical	12.4	0.3
	Prato tibial (comum a todos modelos)	Titânio	110	0.3
	Hastes (todos os tipos)	Titânio	110	0.3
	Componente tibial (polietileno)	Polietileno	0.5	0.3
	Extremidade da haste do prato tibial	Polietileno	0.5	0.3
	Componente femoral (comum a todos modelos)	Cr-Co	210	0.3
	Cimento	Poli-metacrilato-metileno	2.28	0.3
	Cartilagem	Cartilagem	12	0.45

Propriedades de contacto

Os coeficientes de atrito utilizados entre os implantes metálicos e o cimento, implantes e o osso esponjoso ou cortical e implante e polietileno foram os mesmos que utilizados nas simulações do capítulo 4 para os modelos em atrito, modelos que apresentaram resultados com as melhores correlações com os experimentais.

No entanto, neste estudo, as interfaces entre o cimento, osso esponjoso e cortical debaixo do prato tibial e componente femoral foram consideradas em atrito, com um coeficiente de $\mu=1$. Isto para incluir a possibilidade de descolamento entre o cimento e o osso. Tal deve-se ao facto de vários estudos clínicos relatarem um descolamento entre o cimento e o osso com o surgimento de radiolúcências entre estes ou mesmo a formação de tecido fibroso em percentagens bastante significativas a médio e longo prazo. Alguns estudos [9,10,20,24,30,46,103-107] referem 64% nos implantes da tíbia e 33% nos implantes do fémur. Assim, porque os modelos pretendem representar o comportamento, a médio e longo termo, após a revisão da artroplastia do joelho, considerou-se que o cimento não transmite esforços de tracção ao osso, mas somente de compressão e corte. O valor de atrito $\mu=1$ teve em consideração o facto de o cimento preencher as cavidades da rede trabecular do osso, onde o efeito do cimento será do tipo cunha (função de apoio) e não de colagem. Nenhum dos estudos numéricos anteriormente referenciados teve em consideração esta possibilidade de movimento relativo (descolamento) entre o cimento e o osso nesta zona. Em todos os estudos, o cimento foi considerado colado ao osso esponjoso e cortical, o que é contrariado pelas evidências clínicas de separação na interface osso-cimento nas superfícies condilíneas. Nestas condições é possível analisar os micromovimentos relativos entre o cimento e o osso nesta zona, evidenciando para os diferentes modelos analisados aqueles que originam menor estabilidade nesta interface e potenciais zonas de separação.

No caso do cimento utilizado em torno das hastas cimentadas, considerou-se colado ao osso. Neste caso, a evidência de descolagem deste relativamente ao osso é menos referenciada clinicamente através das radiolúcências ou pela formação de tecido fibroso.

Para a realização destas simulações utilizou-se o algoritmo de contacto nó-superfície disponível na aplicação de análise estrutural (Marc Research Analysis, Palo Alto, CA, USA) utilizada e o modelo de atrito seleccionado foi o de Coulomb. Nos modelos numéricos considerou-se que todas

as superfícies dos diversos componentes estão em contacto sem existência de zonas de interferência ou separadas.

Carregamento e condições fronteira

Todos os modelos foram rigidamente fixos na tíbia, na zona do maléolo medial, e no fémur no início do trocânter maior em 7 graus de aducção. Os deslocamentos obtidos nas superfícies condilianas têm em conta a deformação ocorrida ao longo de todo o comprimento da tíbia e do fémur. Esta localização de fixação dos modelos justifica-se pela utilização de hastes *press-fit* longas. As cargas aplicadas nas superfícies condilianas da tíbia e do fémur são representativas do ciclo de caminhar [108-110], utilizando-se, neste caso, as cargas do estudo experimental realizado por Taylor et al. [110]. As forças foram aplicadas na direcção vertical, direcção antero-posterior e aplicou-se, igualmente, um binário interno-externo no centro da superfície condiliana. As forças patelares foram, também, tomadas em consideração, quer na tuberosidade da tíbia através do ligamento patelar, quer na zona anterior do fémur na zona de deslizamento da patela. A força axial foi repartida em 60% no côndilo medial e 40% no côndilo lateral, de acordo com o centro de pressão descrito por Morrison [110]. Estas forças correspondem à posição de pé apoiado a 45% do ciclo de caminhar. O valor das forças e momentos encontram-se na tabela 5.3.

Tabela 5.3 – Forças aplicadas nos modelos numéricos.

Forças e momentos	Designação simplificada da carga	Modelo aplicado	Valor
Axial	(FM)+ (FL)	Tíbia e Fémur	2100 N (60% medial + 40% lateral)
Antero – Posterior	(AP)	Tíbia e Fémur	220N
Binário Interno – Externo	(IE)	Tíbia e Fémur	7Nm
Ligamento patelar	(LP)	Tíbia	670N
Patela – Fémur	(PF)	Fémur	225N

A aplicação das cargas foi uniformemente distribuída nos centros dos côndilos da tíbia e do fémur intactos. Para os modelos com implante, as cargas foram aplicadas uniformemente distribuídas nos centros dos côndilos dos implantes. As forças do ligamento patelar e patela-fémur foram aplicadas em função da posição anatómica (figura 5.2).

No caso dos modelos em que se pretende determinar a influência das hastes utilizadas no fémur sobre o comportamento da tíbia e vice-versa, os valores das forças aplicadas, assim como a posição de aplicação das mesmas, serão indicadas durante a análise dos resultados.

5.4 – Modelos da tíbia e fémur com hastes convencionais

A diferença entre os modelos analisados resume-se à geometria e condição de fixação da haste ao osso. As geometrias das hastes aplicadas foram em quatro casos (dois para a tíbia e dois para o fémur) geometrias de hastes comerciais e nos restantes casos as hastes foram criadas geometricamente, de maneira a permitir comparar soluções alternativas. As condições de interface entre a haste e o osso foram simuladas da forma mais próxima das condições de pós-operatório e a longo prazo.

Numa primeira parte do estudo comparam-se as geometrias mais convencionais com diversas condições de interface haste-osso. Procurou-se explicar os resultados obtidos à luz de evidências clínicas. Nos diversos casos analisados, os resultados foram comparados com o modelo representativo do modelo intacto da tibia e fémur, para avaliar os potenciais efeitos de stress shielding ou concentração de tensões - deformações.

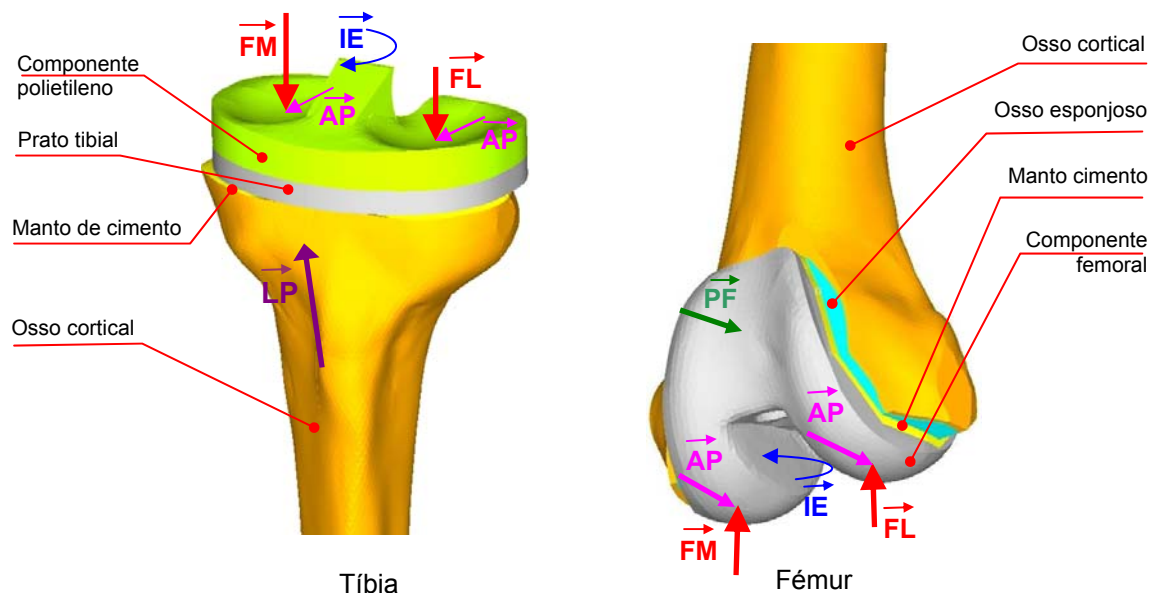


Figura 5.2 – Representação esquemática das forças aplicadas nas zonas proximal da tibia e distal do fémur.

Na segunda parte do estudo procurou-se propor soluções alternativas em termos de geometria e materiais, de forma a melhorar a performance das hastes comerciais, assim como a simulação de algumas situações questionadas por cirurgiões ortopedistas e que actualmente não encontram respostas na bibliografia disponível. Os resultados apresentados, na sua grande parte, são sob a forma de deformações principais, energia de deformação elástica (EDE) e micromovimentos relativos.

A presença das deformações nas diversas comparações tem a ver com o facto de D'Arcy Thompson e Frost sugerirem [111-113] que o osso vivo depende das deformações para gerar os sinais que controlam as suas reacções biológicas às cargas mecânicas [114-117]. Alguns destes estudos usam o parâmetro deformação para avaliar os efeitos das cargas mecânicas no osso.

A análise entre as diferentes soluções de hastes implicou a definição dos seguintes parâmetros biomecânicos para comparação do desempenho dos diferentes modelos:

- Análise da repartição da carga axial entre o osso esponjoso, osso cortical e a haste na interface osso-cimento debaixo dos componentes condilíacos;
- Avaliação da estabilidade através de deslocamentos relativos dos componentes condilíacos relativamente ao osso cortical da metafise;
- Assunção de que o osso esponjoso, na interface com o cimento, pode fracturar por excesso de deformação de compressão ou por ausência desta, pelo que foram analisadas as deformações principais de compressão no osso esponjoso;
- Possibilidade de falha da interface osso esponjoso-cimento devido às elevadas deformações de corte ou excesso de micromovimentos relativos entre o cimento e

o osso (neste caso, analisaram-se as deformações de corte no osso esponjoso e os micromovimentos relativos osso-cimento);

- Análise dos gradientes da tensão equivalente de von Mises e o seu valor máximo no cimento, já que este pode romper por acção de esforços de fadiga;
- Análise das deformações principais de compressão e da EDE ao longo do osso cortical na direcção axial, de forma a identificar zonas de potencial stress shielding ou zonas de deformação elevada;
- Análise das deformações principais de compressão no osso na interface osso-haste.

5.4.1 - Haste cimentada e *press-fit* na tibia

Analisaram-se cinco modelos com diferentes geometrias e diversos modos de fixação das hastes. Criou-se uma designação simplificada para facilitar a identificação dos modelos durante a apresentação dos resultados nos gráficos (tabela 5.4). O número de elementos e nós de cada modelo, assim como a sua designação, encontram-se na tabela 5.5. As malhas encontram-se na figura 5.3. O modelo intacto (**Int**) foi utilizado como sendo o que simula as condições fisiológicas da tibia sem implante e serviu de controlo na comparação. O modelo do prato tibial (**Base**) foi aquele que simula a tibia com o componente tibial comum a todos os modelos analisados, que contém uma haste monobloco de 50mm e 3 quilhas (figura 5.1).

Tabela 5.4 – Descrição dos modelos numéricos analisados.

Modelo analisados	Designação simplificada	Dimensões haste	Tipo fixação da haste/osso	Número elementos	Número de nós
Tibia Intacta	Int	s/haste	-	246989	51940
Prato tibial	Base	haste monobloco 50mm	contacto sem interferência	258541	58060
Haste cimentada	H_Cim	Ø13mm x 60mm (haste comercial)	Cimentada; esp=1mm	263567	60178
Haste longa <i>press-fit</i>	HPF_longa	Ø16mm x 115mm (haste comercial)	contacto sem interferência	265222	61194
Haste curta <i>press-fit</i>	HPF_curta	Ø16mm x 60mm	contacto sem interferência	262263	60252

O modelo de haste cimentada (**H_Cim**) foi aquele que utiliza uma haste comercial fixa no componente tibial. A haste é coberta por um manto de cimento de 1mm de espessura. O modelo de haste longa *press-fit* (**HPF_longa**) utiliza uma haste comercial fixa ao componente tibial mas, neste caso, a fim de manter a centragem do componente tibial na superfície condiliana da tibia e a haste centrada com o canal intramedular na zona da diáfise, modificou-se a geometria desta na zona de ligação ao prato para medializar esta relativamente ao centro do componente tibial. O modelo com haste curta *press-fit* (**HPF_curta**) foi um modelo criado apenas para comparação com ambas as hastes comerciais (não sendo este um modelo comercial), serviu para isolar os efeitos do manto de cimento e do comprimento. Na figura 5.3 estão representadas as malhas de elementos finitos das hastes, assim como do componente tibial e modelo intacto.

A posição relativa da extremidade da haste relativamente ao osso foi diferente entre os modelos analisados. Tendo em conta observações anatómicas e cirúrgicas para os modelos analisados, considerou-se que apenas o modelo com haste *press-fit* longa não estava em contacto com o osso esponjoso na sua extremidade, estando somente em contacto radial com o osso cortical. Esta

consideração resulta do facto de, na zona distal da tíbia, existir o canal intramedular. Em todos os outros casos assumiu-se a existência de osso esponjoso na zona da extremidade da haste. A figura 5.4 ilustra os tipos de hastes, assim como, os posicionamentos relativos da haste ao osso da tíbia.

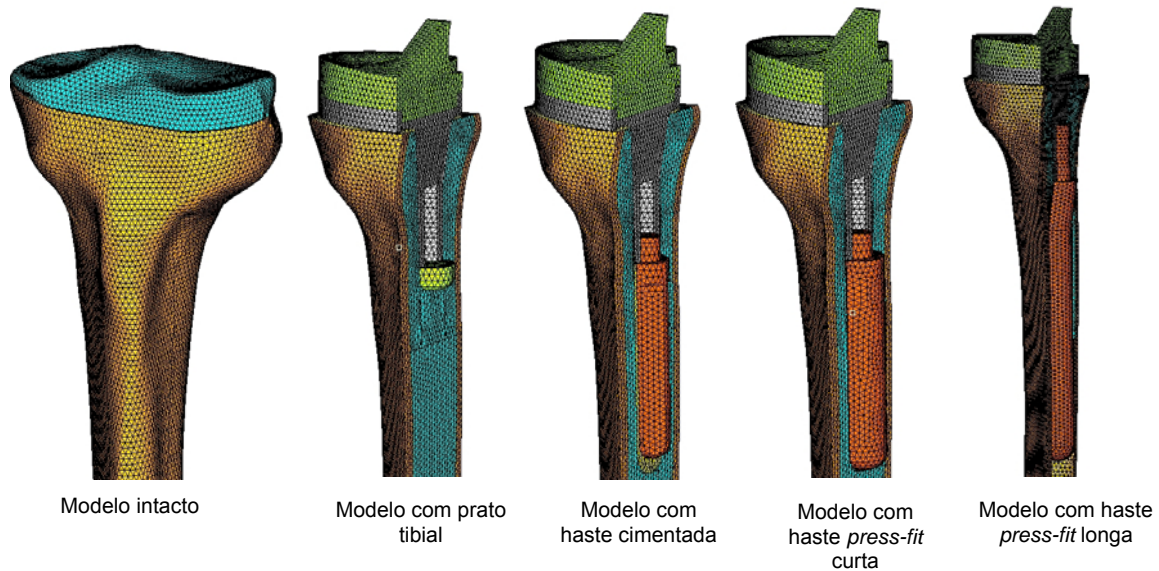


Figura 5.3 – Malhas dos diferentes modelos da tíbia analisados.

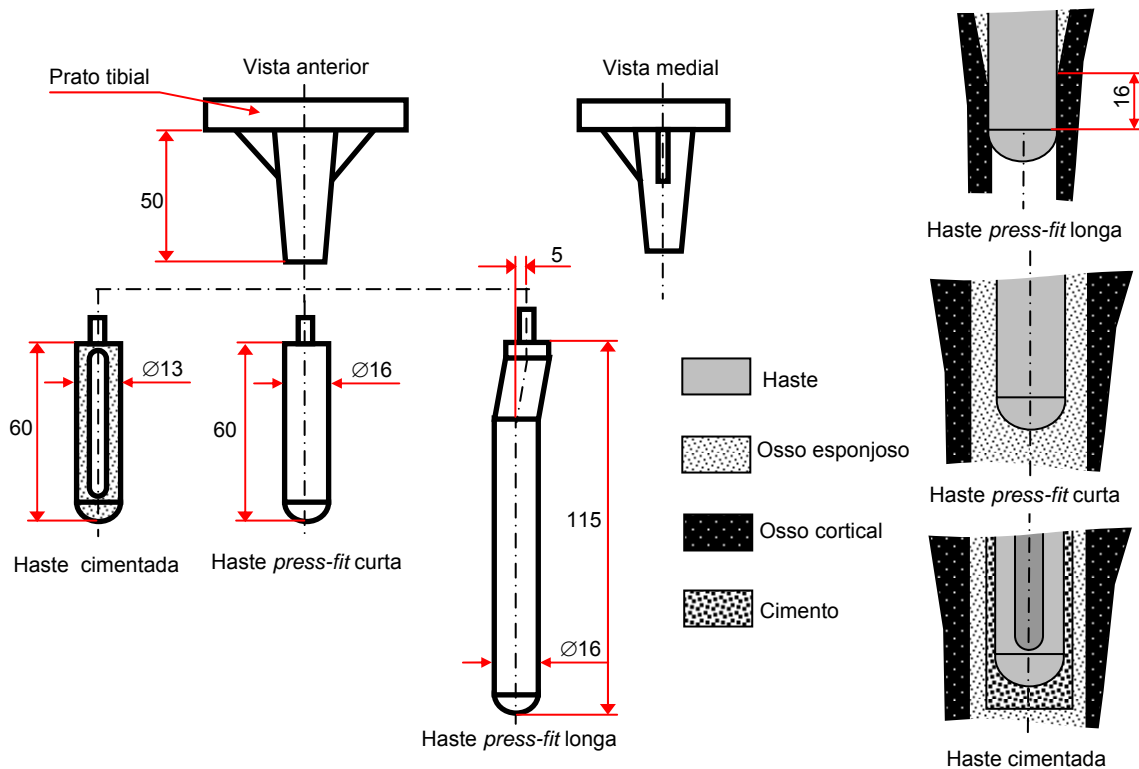


Figura 5.4 – Representação esquemática das hastes analisadas e posicionamento da sua extremidade relativamente ao osso.

As hastes *press-fit* e a haste monobloco do componente tibial foram consideradas em contacto com as superfícies do osso sem interferência. Esta suposição parece ser a mais realista, já que mesmo existindo uma ligeira interferência durante a colocação cirúrgica das hastes, o comportamento viscoelástico do osso e os micromovimentos entre estas e o osso implicam que essa interferência seja reduzida, deixando mesmo de existir ao longo do tempo. Descrições clínicas de re-revisão revelam que a retirada destas hastes se realiza sem dificuldade, evidenciando apenas um ligeiro contacto entre estas e o osso, sem interferência. Esta consideração pode ser entendida como uma situação a médio-longo prazo após a artroplastia de revisão.

5.4.1.1 - Repartição de carga entre osso e haste

A comparação da repartição da carga axial na interface osso-cimento na superfície condiliana, entre os diferentes modelos analisados, está apresentada na figura 5.5.

No modelo da tíbia intacta, a repartição de carga foi de 55% para o osso esponjoso e 45% para o osso cortical no plano equivalente à interface osso-cimento das tíbias com implante. Em todos os modelos com implante, a carga sobre o osso cortical tem tendência a aumentar, enquanto sobre o osso esponjoso a diminuir. O modelo de haste cimentada “transferiu” 24% da carga axial através da haste para o osso da diáfise. Esta transferência de carga pela haste diminui a carga no osso esponjoso e cortical. Essa redução é mais significativa ao nível do osso cortical quando comparado com o modelo base, ou seja, só com o componente tibial. Os modelos com hastes *press-fit* são aqueles que menos cargas transferem para a zona mais distal. A haste *press-fit* curta transferiu cerca de 13% da carga pela haste, devido ao facto de a sua extremidade estar em apoio axial sobre o osso esponjoso, enquanto que a longa transferiu apenas 3%. O aumento da carga sobre o osso cortical, em todos os modelos com implante, resulta do facto de o prato tibial funcionar como uma ponte que transfere a carga do interior para a periferia onde a rigidez do osso cortical, que faz interface com o cimento na zona periférica é, muitas vezes, superior à do osso esponjoso no seu interior.

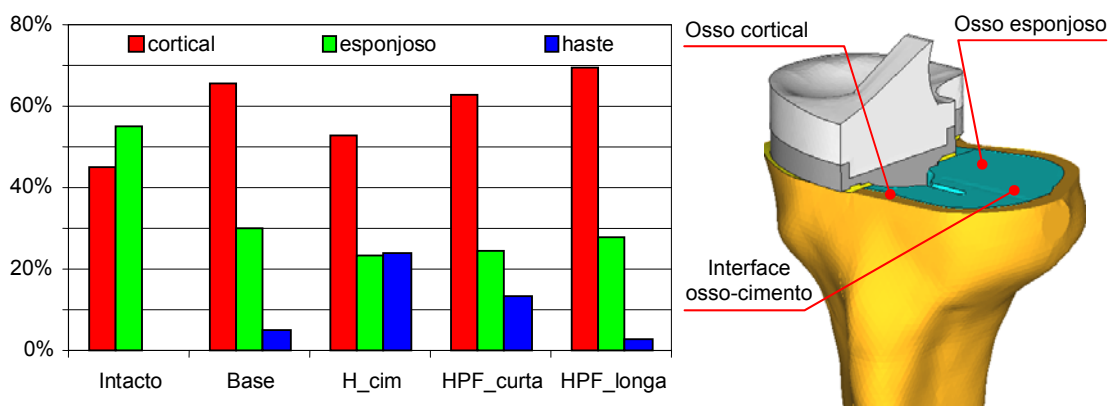


Figura 5.5 – Percentagem da repartição da carga axial na interface cimento-osso nos diferentes modelos.

Pode concluir-se que o que mais influencia a carga sobre o osso esponjoso é a rigidez do prato tibial, juntamente com a rigidez do manto do cimento e com a capacidade de suporte do osso cortical na periferia da interface osso-cimento, mais do que o tipo de haste (cimentada ou não) ou o seu comprimento, já que a variação da repartição da carga, entre as diferentes hastes, não

ultrapassou 6% no osso esponjoso. Também, a forma como a extremidade da haste contacta o osso influencia a acção de suporte desta e, conseqüentemente, a repartição de carga na interface. A simulação do modelo haste *press-fit* curta com a extremidade sem apoio no osso esponjoso revelou o mesmo nível de transferência de carga que o modelo de haste longa. O uso de hastes cimentadas traduz-se numa redução mais significativa da carga sobre o osso cortical, relativamente ao uso de uma haste *press-fit* do mesmo comprimento com apoio da sua extremidade sobre o osso esponjoso.

5.4.1.2 - Micromovimentos entre o prato tibial e o osso

Foram analisados os micromovimentos relativos na direcção axial entre o prato tibial e o osso cortical na zona proximal, a 10mm da interface osso-cimento, nos quatro lados (medial, lateral, anterior e posterior). Todos os micromovimentos foram no sentido da redução da distância entre a posição inicial sem carga e a posição após carregamento. São apresentados somente os micromovimentos relativos no lado medial e lateral, já que estes são os mais significativos dos 4 lados analisados e são representativos da estabilidade do prato relativamente ao osso cortical (Fig. 5.6).

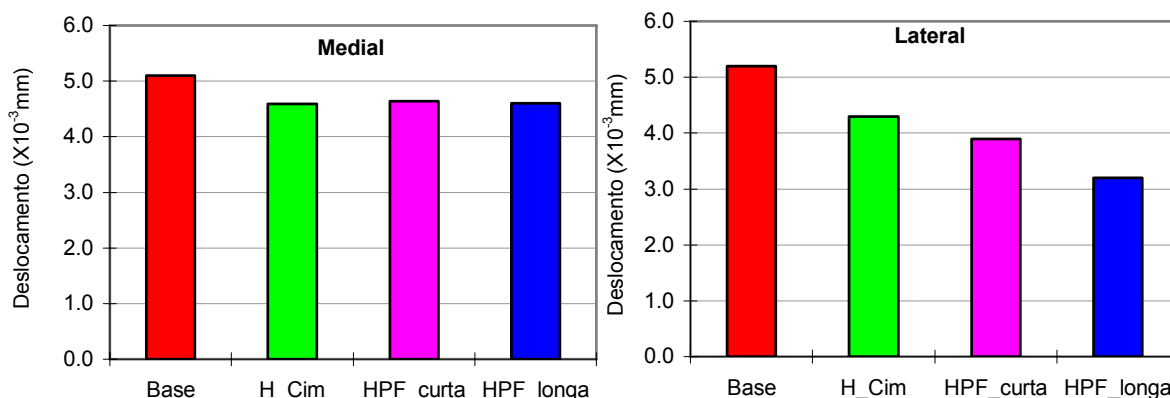


Figura 5.6 – Deslocamento relativo na direcção axial entre o prato tibial e o osso cortical a 10mm da interface osso-cimento nos lados medial e lateral.

Em termos globais (medial + lateral), a haste cimentada permitiu uma redução de 14%, seguida pela haste **HPF_curta** com 17% e finalmente a maior redução foi obtida com a haste *press-fit* longa com 24% relativamente ao modelo de sem haste (**Base**) (Fig. 5.7).

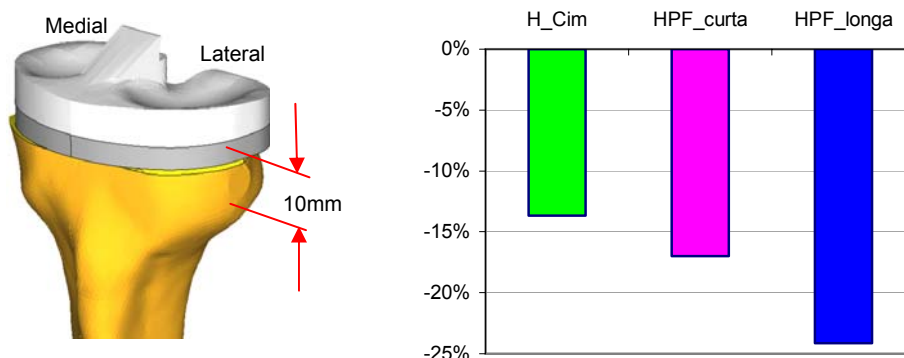


Figura 5.7 – Redução média (medial e lateral) do micromovimento total do prato tibial relativamente ao modelo de base.

A haste cimentada e *press-fit* longa permitiram uma redução idêntica dos micromovimentos no lado medial com cerca de -10% relativamente ao modelo sem haste (**base**). A haste *press-fit* longa permitiu a maior redução no lado lateral, de 38%. No entanto, apesar de em termos globais a haste *press-fit* longa permitir a maior redução de micromovimento, esta é aquela que induz o maior efeito de rotação do prato tibial relativamente ao osso, já que a redução no lado lateral é superior ao lado medial. Em termos absolutos a diferença relativa entre os 2 lados não é superior a 1.5 µm.

Os resultados obtidos para a haste cimentada e HPF_curta parece indicar que o grau de estabilidade entre o osso e o prato está directamente ligado ao comprimento da haste e sua rigidez. Pois estas duas hastes estão em contacto directo (HPF_curta) ou indirectamente (H_cim) com o osso esponjoso na mesma zona e a haste menos rígida, de diâmetro menor (H_cim), apresenta uma estabilidade ligeiramente inferior (-3,4%) que a haste *press-fit* curta (HPF_curta). Assim, a ligação da haste ao osso parece não influenciar a estabilidade na direcção axial do prato.

5.4.1.3 - Deformação no osso esponjoso

As deformações principais mínimas e corte foram analisadas na interface osso-cimeto no osso esponjoso e cortical, nos alinhamentos medial-lateral e antero-posterior (figura 5.8 e 5.9). As deformações das extremidades das figuras correspondem às deformações no osso cortical.

Todos os modelos com implante apresentaram deformações principais mínimas significativamente inferiores ao modelo da tibia intacta, sendo as zonas com as diferenças mais significativas as que se situam sobre os côndilos medial e lateral na direcção medial-lateral e na zona anterior na direcção antero-posterior. Entre os modelos com haste, o que apresentou a maior redução das deformações de compressão foi o modelo com haste cimentada, seguido pelos modelos com haste *press-fit* curta e haste *press-fit* longa. O modelo que apresentou menor redução foi o modelo de base apenas com componente tibial. Entre os modelos com implante, a maior diferença na direcção medial-lateral verificou-se no centro do implante, correspondendo à zona da haste. Na direcção antero-posterior, em ambos os côndilos analisados, a diferença entre os modelos com implante foi menos significativa (figura 5.8). Estes resultados estão de acordo com a repartição de carga entre o osso esponjoso, o osso cortical e a haste apresentados na figura 5.5, onde o modelo de base é o que mais carga transfere para o osso esponjoso, enquanto o que menos transfere foi o modelo com haste cimentada.

Verifica-se que a redução mais significativa das deformações se desenvolve do lado do côndilo mais carregado nos modelos com implante relativamente ao modelo intacto. Assim, para uma carga no côndilo medial de 1.5 vezes superior à aplicada no côndilo lateral obtém-se, no modelo intacto, um pico de deformação do lado medial de 1.43 vezes superior ao lado lateral, no caso dos modelos com implante, e o pico de deformação no côndilo medial foi de 1.2 vezes superior ao côndilo lateral. A falta de proporcionalidade entre os picos de deformação, nos modelos com implante, relativamente à carga aplicada ao modelo intacto, tem origem no efeito de ponte que o prato tibial efectua para a carga no osso cortical na periferia, sendo que essa transferência se dá em função da rigidez que o osso cortical oferece, quer devido à sua qualidade, quer devido à sua geometria. O modelo geométrico da tibia é representativo do modelo anatómico, mas devido à sua geometria, com efeito menos convexo do lado medial relativamente ao lado lateral, justifica a maior rigidez oferecida por esta zona da tibia, legitimando o aumento de carga transferida para o osso cortical.

Os resultados das deformações de corte na direcção medial-lateral e antero posterior estão apresentados nas figura 5.9. Os valores das deformações de corte para todos os modelos com

implante são mais elevados nas extremidades do osso esponjoso na direcção medial-lateral e na zona posterior na direcção antero-posterior (figura 5.9).

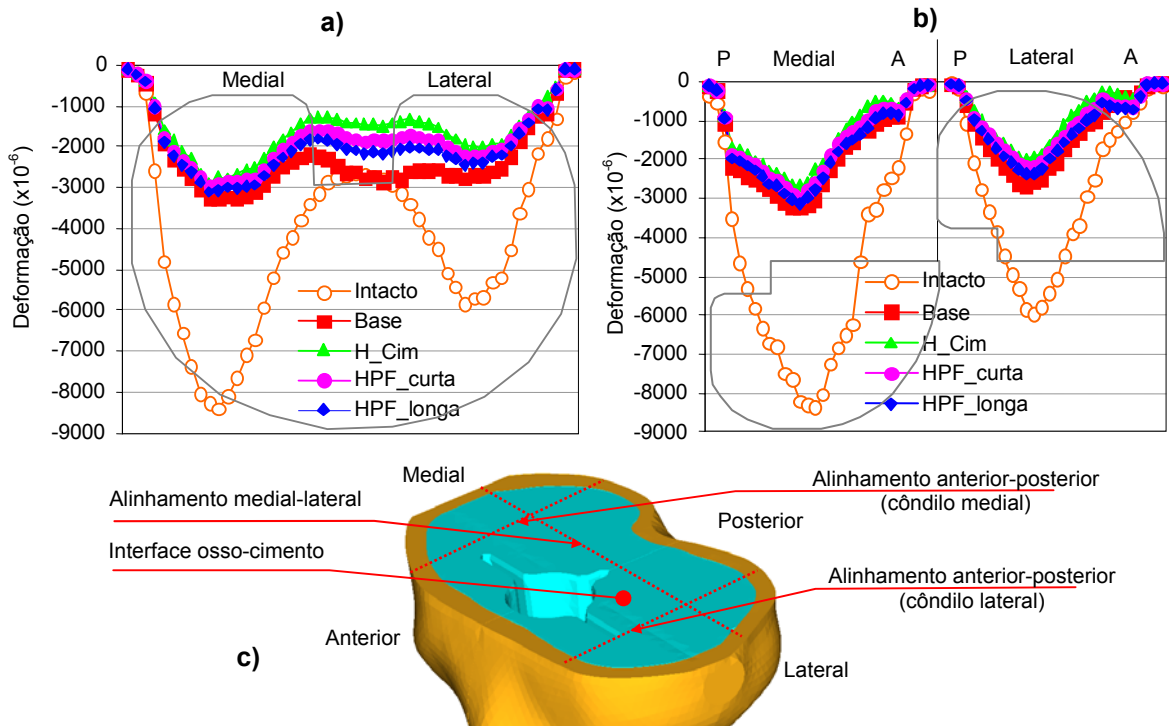


Figura 5.8 – **a)** Deformações principais mínimas no osso na interface osso-cimento no alinhamento medial-lateral; **b)** antero-posterior e; **c)** esquema dos alinhamentos.

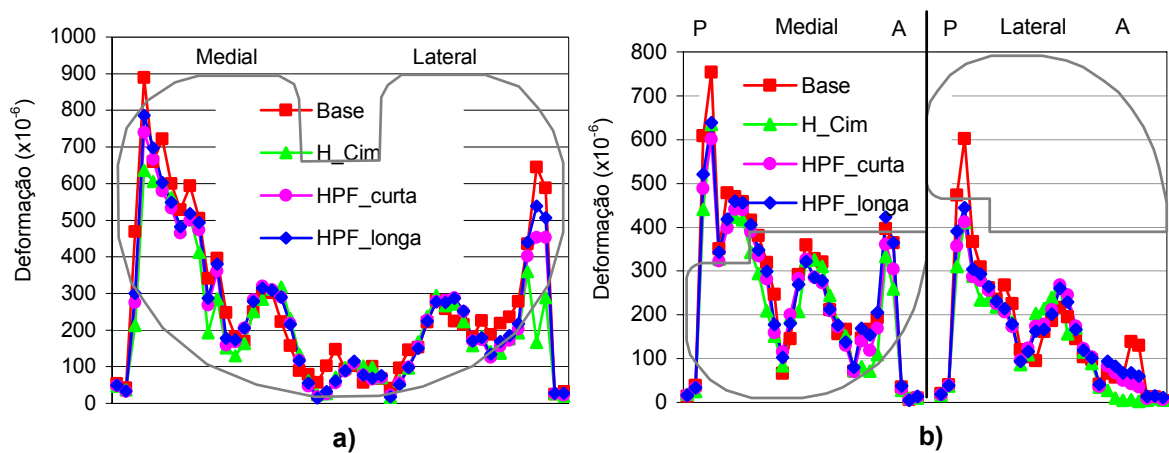


Figura 5.9 – **a)** Deformações de corte no osso na interface osso-cimento no alinhamento medial-lateral e; **b)** antero-posterior.

Ao longo destas direcções, os gradientes de deformação de corte são idênticos em todos os modelos. O modelo de base sem haste foi o que apresentou os valores mais elevados de deformações de corte seguido pelo modelo de haste *press-fit* longa e curta. Os valores mais baixos foram obtidos no modelo com haste cimentada. A diferença entre o pico das deformações do modelo de base (sem haste) e o do modelo com haste cimentada foi de 27% na extremidade do lado medial na direcção medial-lateral, enquanto que na zona posterior do côndilo lateral essa

diferença atingiu 50%. As deformações de corte mais elevadas nas extremidades do osso esponjoso podem, igualmente, levar à cedência do osso nestas zonas, já que a resistência ao corte do osso esponjoso é bastante mais baixa quando comparada com a sua resistência à compressão (10 vezes).

A redução significativa das deformações principais mínimas, relativamente ao modelo intacto, origina o efeito de stress shielding porque as deformações são inferiores às da tibia intacta para o mesmo tipo de solicitação.

Estas deformações são necessárias para que o mecanismo de remodelação óssea se desenvolva, como descrito por Frost [116]. Se considerar que o valor médio de deformação que activa o efeito de remodelação óssea é da ordem de 1500 $\mu\epsilon$, e sendo o objectivo deste estudo meramente comparativo, não tendo como finalidade analisar um osso de um indivíduo específico, pode dizer-se que, se existisse um tecido ósseo com as características atribuídas aos modelos numéricos neste estudo, haveria uma grande probabilidade de se verificar o fenómeno de reabsorção óssea nas zonas das extremidades do osso no alinhamento medial-lateral e em toda a zona anterior, onde as deformações encontradas neste estudo são muito inferiores a 1500 $\mu\epsilon$.

De uma forma mais genérica podemos dizer que todas as zonas com deformações significativamente inferiores ao modelo da tibia intacta são zonas com maior probabilidade de reabsorção óssea.

5.4.1.4 - Micromovimentos na interface osso-cimento

Pelo facto de a interface osso-cimento ter sido analisada numa situação de contacto com atrito e não colada, foi possível comparar o efeito da haste relativamente aos micromovimentos entre o cimento e o osso esponjoso. Foram determinados os micromovimentos nas direcções medial-lateral e antero-posterior (figura 5.10).

Os micromovimentos na direcção antero-posterior são de maior amplitude, o que se justifica pelo facto de o esforço de corte (forças antero-posterior) aplicado ao componente tibial ter esta direcção. Em termos absolutos estes são superiores do lado medial relativamente ao observado do lado lateral. Os gradientes dos micromovimentos são idênticos entre os modelos com e sem haste. O modelo de base apresenta valores mais elevados que os modelos com haste nas extremidades medial e lateral. Contudo, o modelo com haste cimentada foi o que revelou, em termos médios, os menores micromovimentos.

Os micromovimentos, na direcção medial-lateral, são superiores do lado lateral. O modelo de base foi o que apresentou os micromovimentos mais elevados. Os modelos com haste apresentaram valores médios de micromovimentos idênticos entre si.

A análise aos micromovimentos em ambas as direcções (total) permite concluir que o uso de hastes reduz os mesmos. Em termos médios, em ambas as direcções, os modelos de haste cimentada e *press-fit* longa permitem o mesmo nível de redução, cerca de 21%, enquanto que o modelo de haste *press-fit* curta provocou uma redução de 18%, como mostra a figura 5.11. Na direcção em que os micromovimentos são mais significativos, antero-posterior, foi a haste cimentada que provocou as reduções mais significativas, sendo menos eficaz na direcção medial-lateral relativamente às hastes *press-fit*.

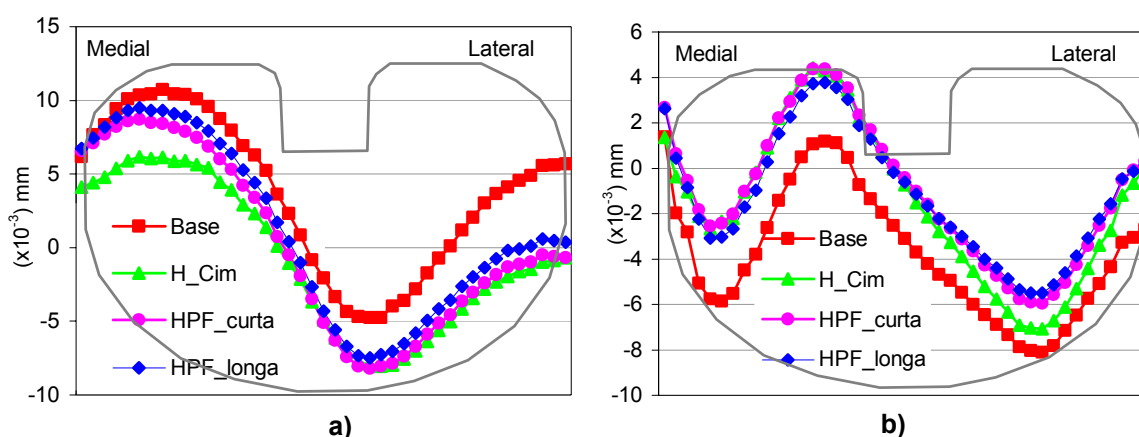


Figura 5.10 – a) Micromovimentos na interface osso-cimento ao longo do alinhamento medial-lateral na direcção antero-posterior e; b) medial-lateral.

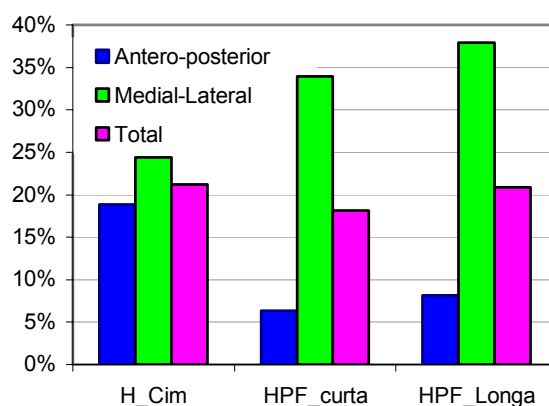


Figura 5.11 – Redução, em percentagem, dos micromovimentos entre o osso e o cimento dos modelos com haste relativamente ao modelo de base ao longo do alinhamento medial-lateral nas direcções antero-posterior, medial-lateral e total.

5.4.1.5 - Deformações e energia de deformação elástica no osso cortical

Analysaram-se as deformações principais mínimas nos 4 lados do osso cortical da interface osso-cimento na zona proximal até a zona mais distal da diáfise (figura 5.12). O lado com os valores das deformações mais elevadas, para todos os modelos analisados, foi o lado medial e depois o lado posterior. O facto de o lado anterior apresentar valores muito elevados de deformação junto à zona proximal deve-se ao facto de ser nesta zona que está inserido o ligamento patelar. Assim, retirando o efeito da força aplicada ao cortical pelo ligamento patelar, o lado anterior e o lado lateral são aqueles que exibem deformações menos elevadas. Contudo, o lado lateral mostra zonas de elevadíssimo gradiente de deformação quando comparados com os mesmos do osso intacto. Em todos os lados, de uma forma geral, os modelos com implante apresentam valores de deformação menores que os do modelo intacto (efeito de stress shielding). Essa redução é mais significativa nos modelos com haste, principalmente no caso da haste cimentada e da haste *press-fit* longa. No caso da haste *press-fit* longa existe uma alteração significativa do gradiente de deformação na zona mais distal. Esta é mais visível no lado lateral, posição que corresponde à extremidade da haste HPF_longa. No caso da haste cimentada a

alteração rápida do gradiente das deformações no lado lateral corresponde igualmente à zona da extremidade da haste.

No caso da haste *press-fit* longa, a alteração do gradiente não tem a ver com a transferência de carga pela haste, já que foi demonstrado que a carga transferida pela haste é bastante reduzida, não chegando a 4%. Esta alteração de gradiente das deformações, no lado lateral, está ligado ao facto de as cargas aplicadas no componente tibial serem superiores do lado medial, relativamente ao lateral, dando origem a um momento flector que coloca a extremidade da haste a funcionar como fulcro de apoio sobre o osso no lado lateral, alterando de forma significativa os gradientes de deformação nessa zona. É como colocar uma pedra no interior de uma corrente de água: a pedra obriga a água a contorná-la aumentando a sua velocidade bruscamente, originando, assim, elevado gradiente de velocidade.

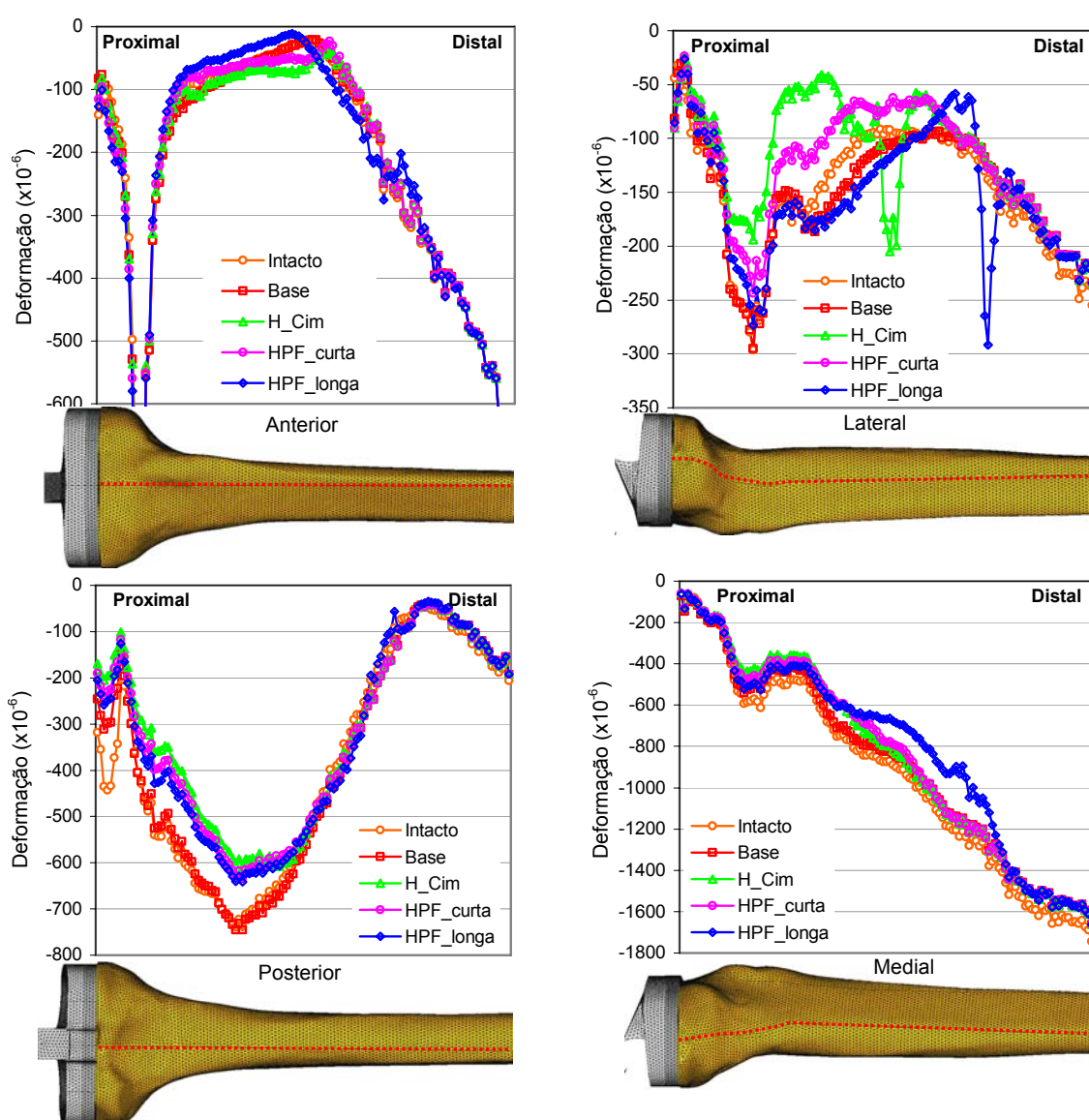


Figura 5.12 – Deformações principais mínimas nos quatro lados do osso cortical e representação esquemática dos alinhamentos analisados.

No caso da haste cimentada, o mesmo momento flector originado pelo desequilíbrio de carga entre os côndilos medial e lateral origina, da mesma forma, um efeito de fulcro na extremidade da haste, como acontece com a haste *press-fit* longa, mas neste caso existe uma transferência significativa de carga através da haste, que em parte se dissipa para o osso nesta zona. Assim, o gradiente deve-se não somente ao efeito de fulcro da haste, mas também ao efeito de transferência de carga. No caso da haste *press-fit* curta, os gradientes de deformação no osso cortical não são tão elevados, devido ao facto de a sua extremidade estar mais distante do osso cortical (cerca de 0,5mm quando comparada com a haste cimentada) e transfere metade da carga da haste cimentada (Fig.5.5). O que parece ser significativo para a alteração de gradientes de deformação no osso cortical é a proximidade da haste ao osso cortical, assim como, o seu comprimento e, indirectamente, a sua rigidez através do seu diâmetro.

Em resumo, o modelo de base é aquele que segue mais de perto os gradientes do modelo intacto nos quatro lados. Os gradientes que se afastam mais são os dos modelos com haste, especialmente o modelo com haste cimentada e haste *press-fit* longa. Mais adiante será discutido até que ponto o facto de ter uma haste *press-fit* em contacto directo com o osso cortical ou com o osso esponjoso pode influenciar o gradiente de deformações na zona da extremidade da haste. Este fenómeno de alteração de gradiente na zona de extremidade da haste poderá estar ligado a algumas evidências clínicas, como seja o caso da dor sentida pelo paciente na região da extremidade das hastes *press-fit*. Tal será objecto de discussão aquando da correlação dos resultados obtidos com evidências clínicas. Os modelos com implante diminuem as deformações principais mínimas no osso cortical em algumas zonas dos quatro lados da tibia. Tal pode dar origem ao efeito de stress shielding e, concomitantemente, a reabsorção óssea. O osso cortical, em função da localização, pode estar sujeito a deformações do tipo compressão ou tracção, embora de maneira geral, quer sob acção da carga nos côndilos quer sob acção da força muscular, as deformações são em maior preponderância de compressão. Este facto foi evidenciado aquando da validação dos modelos numéricos, onde as deformações experimentais de compressão têm um valor em termos absolutos bem superior às deformações principais de tracção. A fim de ter em conta todos os tipos de deformações e o seu contributo para um possível efeito de stress shielding induzido pelos diferentes tipos de haste, foi privilegiada a análise da energia de deformação elástica (EDE). Carter [118] estabelece uma relação entre a densidade óssea e a EDE. Na figura 5.13 é apresentada EDE no modelo da tibia intacta nos quatro lados.

No modelo da tibia intacta, o lado sujeito a uma EDE mais elevada é o medial, seguido do lado posterior. Os lados com menor EDE são os anterior e lateral. É necessário ter em conta que os resultados apresentados estão em escala logarítmica, de forma a evidenciar a grande variação que existe entre os diferentes lados da tibia. Tal como nas deformações, o pico de energia de deformação na zona proximal do lado anterior está ligado ao facto de, nesta localização, estar a ser aplicada a força exercida pelo ligamento patelar. Os gradientes da zona proximal junto a interface osso cimento estão directamente ligados à transição de geometria côncava-convexa dessas zonas na tibia. Os gradientes, na zona mais distal nos lados posterior e anterior, estão ligados ao alinhamento do eixo neutro do momento de flexão gerado pelo carregamento condiliano e à forma anatómica da tibia que cruza estes lados nestas posições, originando um efeito de transição de um decréscimo para um aumento de EDE. Na figura 5.14 encontram-se as distribuições na periferia do osso cortical para todos os modelos analisados a 4 níveis diferentes, correspondentes à interface osso-cimento, à posição da extremidade da haste do componente

tibial, à posição da extremidade da haste cimentada e *press-fit* curta e à posição da extremidade da haste *press-fit* longa.

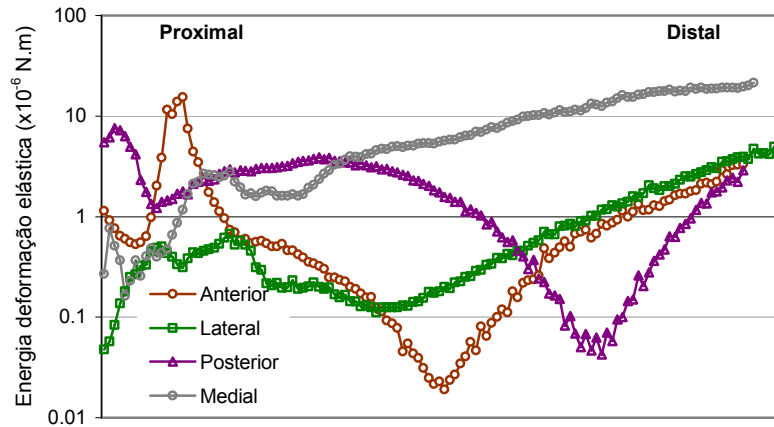


Figura 5.13 – Energia da deformação elástica no osso cortical nos quatro lados da tíbia intacta (escala logarítmica).

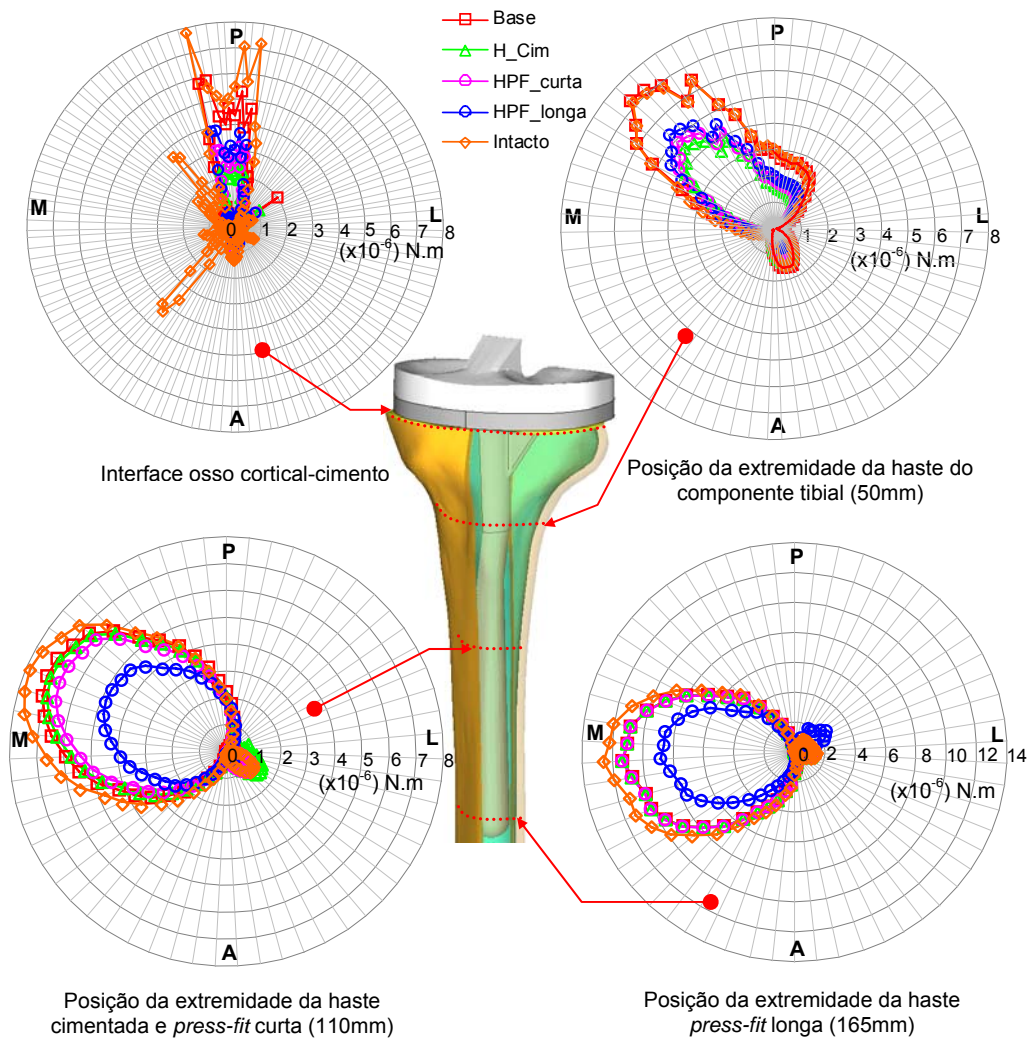


Figura 5.14 – EDE em toda a periferia do osso cortical em diferentes zonas da haste.

A figura 5.14 evidencia que o facto de introduzir hastes na tíbia altera os valores “fisiológicos” da EDE, diminuindo-os relativamente ao modelo da tíbia intacta, mas não altera o seu perfil. Confirma-se, como já descrito para a tíbia intacta, que os lados mais solicitados em função da posição axial são os posterior e o medial. O modelo que mais reduziu a EDE foi o modelo de haste *press-fit* longa. Para avaliar o potencial efeito de stress shielding no osso cortical, foram analisados os desvios relativos entre a EDE nos diversos modelos e o modelo da tíbia intacta (figura 5.15).

Ao contrário do que se verificou nos resultados das deformações principais mínimas, com a análise relativa à EDE, são evidenciados, de forma bastante mais significativa, os elevados gradientes de energia de deformação originados em todos os modelos com haste, onde as posições destes elevados gradientes coincidem com a localização da extremidade da haste, sendo bem visível nos lados anterior, lateral e posterior. Estas alterações podem induzir reacções biológicas nestas zonas do osso que podem estar na origem de algumas constatações clínicas. No modelo de base, isto é, prato tibial com haste monobloco de 50mm, não se verificou um elevado gradiente da EDE associado à extremidade da haste monobloco. No entanto foi possível verificar que esse pequeno gradiente coincide com a extremidade da haste monobloco, no lado anterior e posterior. O lado medial foi o que menos evidenciou a presença das extremidades das hastes nos diferentes modelos, o que é justificado pelo facto de o carregamento utilizado ter tendência a afastar a extremidade da haste do lado medial. Independentemente do tipo de haste, com a excepção do modelo de base, as alterações da EDE atingiram um acréscimo de 150% em função dos diferentes lados na extremidade das hastes.

Verifica-se, igualmente, que na interface osso-cimento, o lado lateral foi o único onde existiu um aumento significativo da EDE relativamente ao modelo da tíbia intacta para todos os modelos com implante, tendo sido o modelo de base o que aumentou mais, cerca de 150%, enquanto o que menos aumentou foi o modelo de haste cimentada. Este fenómeno está de acordo com a transferência de carga entre osso cortical, esponjoso e haste (figura 5.5).

De forma genérica todos os modelos com haste são responsáveis pelo efeito de stress shielding em todo o seu comprimento e pelo efeito de concentração de deformações-tensões na extremidade da haste. O efeito de stress shielding é preponderante no modelo de haste *press-fit* longa, já que é aquele que apresenta os valores mais baixos de EDE relativamente ao modelo da tíbia intacta. A excepção ocorre no lado lateral, onde o efeito preponderante de stress shielding é no modelo de haste cimentada. Se compararmos as áreas dos gráficos com valores de EDE inferiores ao modelo da tíbia intacta (efeito stress shielding) verifica-se que o modelo com menor área em stress shielding é o modelo de base e depois os modelos de haste *press-fit* curta, haste cimentada e finalmente a haste *press-fit* longa. Na figura 5.16 é apresentada, para os modelos com haste, a variação total das áreas dos gráficos de EDE nos quatro lados relativamente ao modelo de base.

O significado destes resultados apenas expressa o que se passa nos 4 lados da tíbia analisados, já que como revela a figura 5.14, o efeito de stress shielding varia em termos axiais e radiais. Tomando estes resultados como representativos dos modelos globais, o modelo de haste *press-fit* longa provocou uma EDE 142%, inferior à do modelo de base. O modelo de haste *press-fit* curta foi o que menos área de stress shielding provocou, com 105%. O modelo de haste cimentada situa-se no intervalo destes dois, com 121%.

Em resumo, podemos dizer que a utilização de hastes, quaisquer que sejam, potencializam o efeito de reabsorção óssea devido ao efeito de stress shielding ao longo do seu comprimento, e

alteram, significativamente, o campo de deformações e tensões na sua extremidade (concentradoras de tensões).

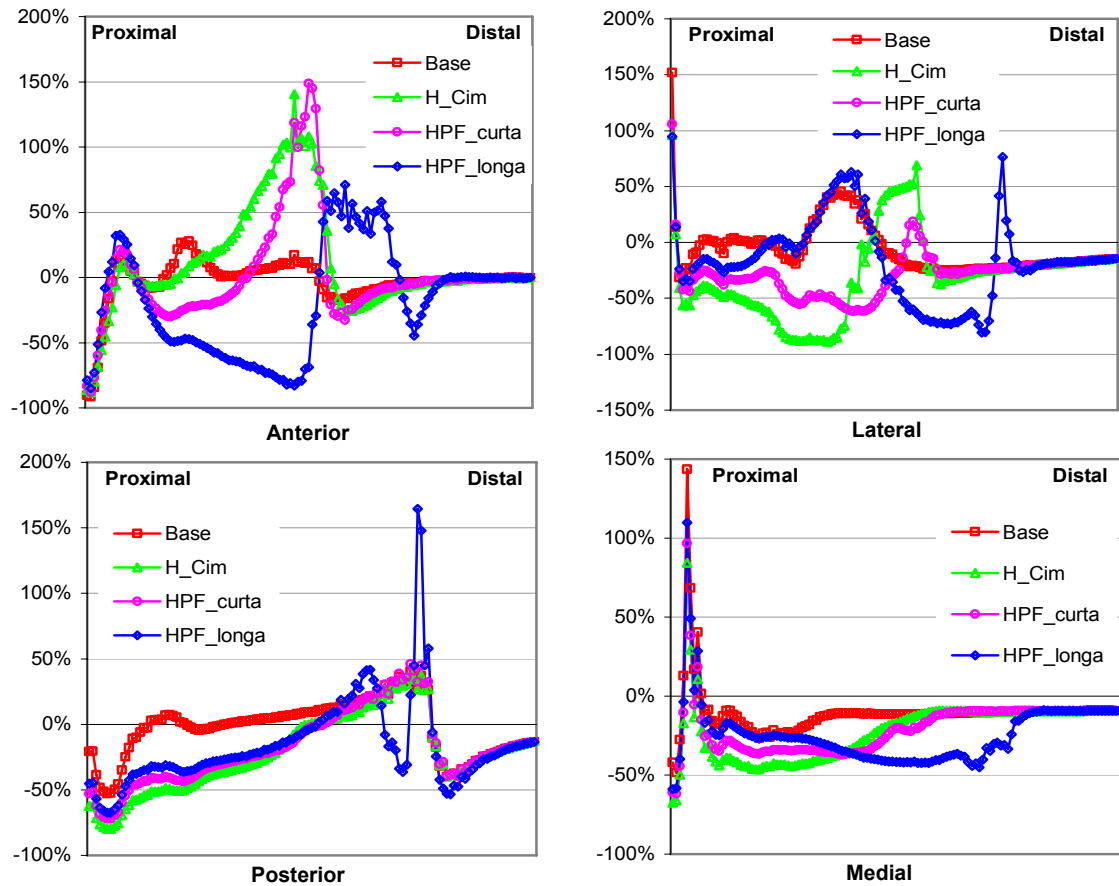


Figura 5.15 – Variação da EDE dos modelos com implante relativamente ao modelo da tíbia intacta entre a interface osso-cimento e a zona da diáfise.

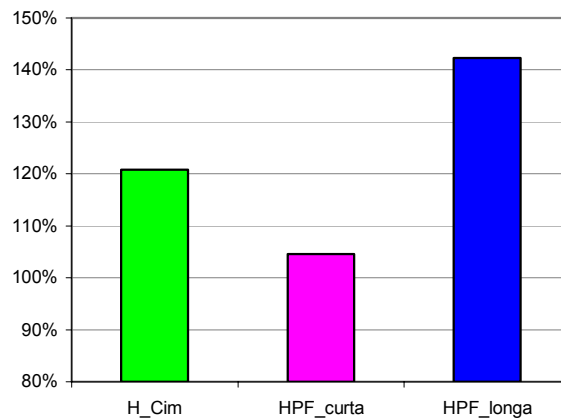


Figura 5.16 – Variação do efeito strain shielding nos modelos com haste relativamente ao modelo base (só componente tibial).

5.4.1.6 - Deformações no osso contíguo à haste

Na análise às deformações principais mínimas no osso contíguo à haste deve ter-se em conta que se verificam diferentes condições, em função dos diferentes modelos. No caso do modelo de base com a sua haste monobloco e modelo com haste *press-fit* curta, as hastes encontram-se em contacto apenas com o osso esponjoso com um coeficiente de atrito $\mu=0.3$. No caso do modelo com haste cimentada, o cimento em torno da haste foi considerado colado ao osso esponjoso. A haste *press-fit* longa encontra-se em contacto com osso esponjoso mas a 16mm da extremidade encontra-se em contacto com o osso cortical.

Na figura 5.17 estão apresentadas as distribuições da deformação principal mínima no osso esponjoso e no osso cortical. No caso do osso cortical está assinalado o início dessa deformação com a indicação de uma pequena seta na zona distal. Como já foi referido, só a haste *press-fit* longa está em contacto com o osso cortical e, por este motivo, as deformações nessa zona não podem ser comparadas directamente com o valor absoluto das deformações no osso intacto. O modelo intacto apenas apresenta as deformações no osso esponjoso.

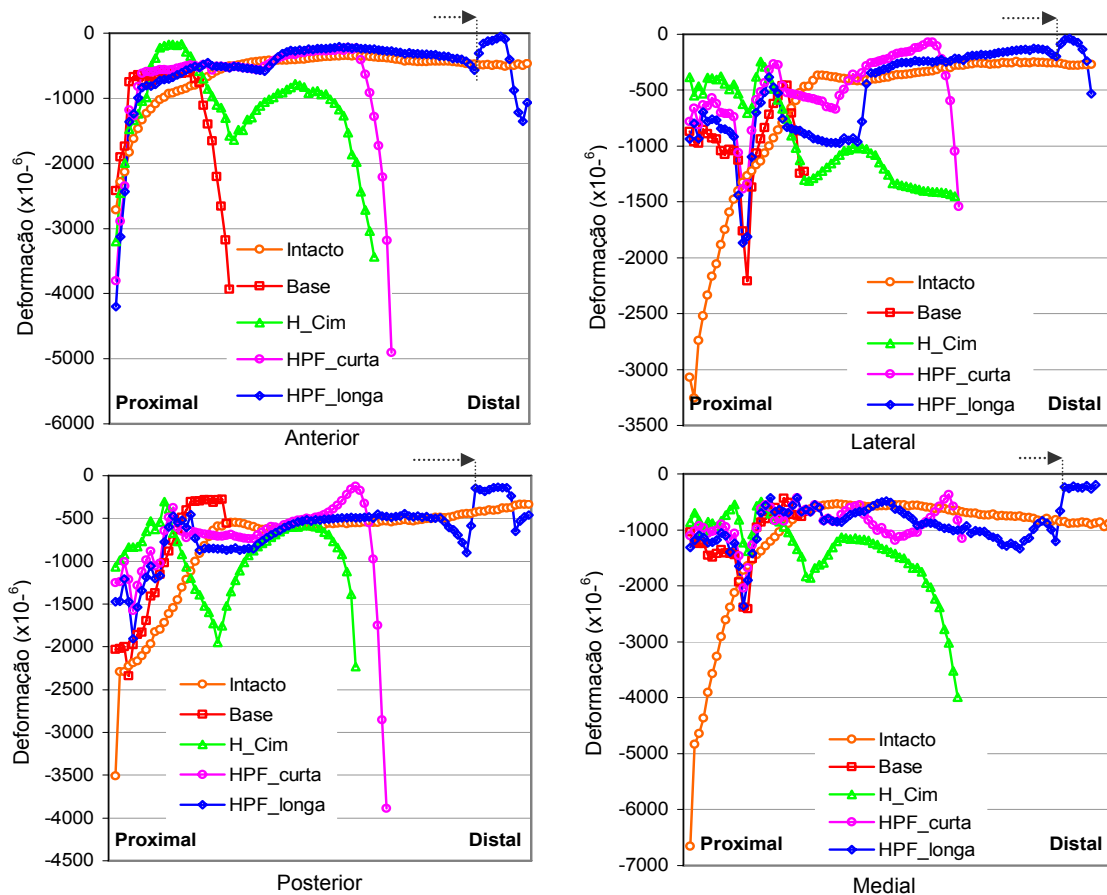


Figura 5.17 – Deformação principal mínima no osso esponjoso e osso cortical na interface osso-haste e osso-cimento.

Tal como acontecia na superfície exterior do osso cortical, as extremidades das hastes são factor de concentração de deformações, sendo, neste caso, a diferença para o osso intacto bastantes vezes superior ao que acontecia na superfície exterior do osso cortical. No contacto

directo da haste com o osso há uma forte deformação principal de compressão que pode chegar a um aumento de mais de 900% no osso esponjoso relativamente ao modelo intacto, como é o caso do modelo com haste *press-fit* curta no lado posterior. O mesmo acontece com o modelo de haste *press-fit* longa, só não sendo tão evidente, uma vez que as deformações no osso cortical são muito inferiores às do osso esponjoso. Será apresentado, mais adiante, um estudo sobre hastes longas com a sua extremidade em contacto com o osso esponjoso. Os elevados gradientes, na zona mais proximal nos lados lateral e medial para todos os modelos com implante, está associado ao facto de o componente tibial possuir 3 quilhas, que devido à sua geometria, aumentam de forma significativa as deformações nesta zona. Os modelos com haste *press-fit* exibem, em média, deformações principais mínimas inferiores aos valores do modelo de tibia intacta. O modelo com haste cimentada é o único que aumenta, em média, as deformações principais mínimas no osso esponjoso, já que o cimento está colado ao osso esponjoso e descarrega sobre este a carga transferida pela haste, 24% da carga axial aplicada.

Na zona proximal (interface osso-cimento), em particular nos lados lateral e medial, nota-se um forte efeito de strain shielding para todos os modelos com implante, tendo sido o modelo com haste cimentada (**H_cim**) o que mais reduziu as deformações relativamente ao modelo intacto.

5.4.1.7 - Zonas de contacto da haste

Na figura 5.18 estão representadas as zonas de contacto das hastes para os diferentes modelos. A azul estão representadas as zonas sem contacto e a vermelho as zonas de contacto.

Para os modelos *press-fit* foram analisadas as zonas de contacto entre o osso e a haste e, no caso do modelo cimentado, foi analisado o contacto entre a haste e o cimento. Como referido anteriormente, o modelo de contacto utilizado foi o de Coulomb, onde se considerou a existência de contacto entre as superfícies para uma distância entre as mesmas inferior a 0,05mm, sendo o coeficiente de atrito de $\mu=0.3$ para a interface osso-haste e $\mu=0.25$ para a interface haste-cimento.

Os padrões de contacto entre os diferentes modelos são relativamente idênticos, sendo os lados anterior e medial, em qualquer dos modelos, os que apresentam as maiores superfícies de contacto. Ao contrário, as zonas posterior e lateral são aquelas que menos superfície de contacto apresentam com o osso, no caso das hastes *press-fit*, ou com o cimento no caso da haste cimentada. No caso do modelo de base verifica-se, em todos os modelos, uma zona de contacto relativamente constante, que é a zona das quilhas no lado anterior. Tal resulta da aplicação da força antero-posterior e do momento interno-externo no componente tibial. O modelo com haste *press-fit* longa revela ausência de contacto com o osso cortical na zona da extremidade da haste no lado medial, apresentando contacto numa zona muito localizada no lado lateral. Este contacto pode ser explicado pela elevada concentração de EDE no osso cortical, observado nesta zona. Analisou-se a superfície em contacto com o osso ou cimento para cada tipo haste (tabela 5.5). A fim de verificar até que ponto o tipo de haste influencia o contacto do componente tibial (comum a todos os modelos) com o osso, foi analisada a superfície em contacto deste com o osso na zona das quilhas e haste monobloco. A sua utilização, na haste cimentada, reduz a superfície de contacto do prato tibial relativamente aos modelos com haste *press-fit*.

Igualmente interessante foi verificar que a haste *press-fit* longa permite maior contacto com o osso do prato tibial, com 48% da superfície em contacto. No caso das hastes *press-fit*, aquela que apresenta menor superfície de contacto com o osso é a haste longa, com 20%. Apesar de, em termos relativos, ser a que menor superfície de contacto tem com o osso, é a que em termos absolutos apresenta maior contacto devido à sua maior superfície.

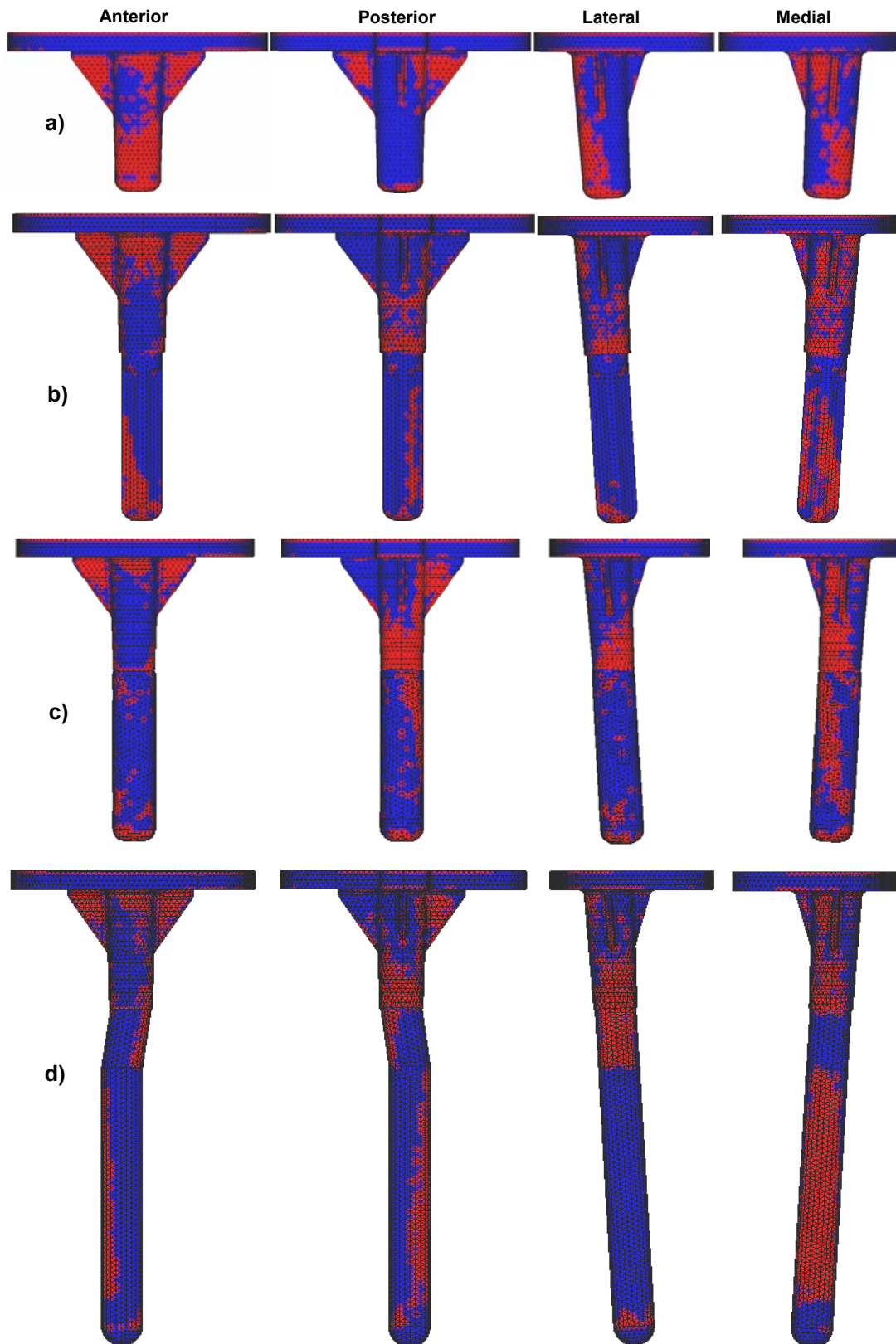


Figura 5.18 – **a)** Zonas de contacto entre a haste e osso no modelo de base; **b)** haste cimentada; **c)** haste *press-fit* curta; **d)** haste *press-fit* longa.

Tabela 5.5 – Percentagem da superfície em contacto do prato tibial com o osso e da haste com o osso ou cimento.

Modelo analisados	Designação simplificada	Prato tibial % da superfície em contacto com osso	Haste % da superfície em contacto com osso ou o cimento
Prato tibial	Base	45%	s/haste
Haste cimentada	H_Cim	42%	28% (cimento)
Haste longa press-fit	HPF_longa	48%	20% (osso)
Haste curta press-fit	HPF_curta	44%	21%(osso)

5.4.1.8 - Tensões equivalentes no cimento

Compararam-se os níveis de tensões equivalentes de von Mises no manto de cimento, na interface osso-cimento, entre os diferentes modelos com implante. Os gradientes de tensão entre os modelos são diferentes, como mostra a figura 5.19. Em todos os modelos foi a zona da interface do manto do cimento com o osso cortical da periferia que apresentou os campos de tensão mais elevados, em especial no lado medial. A zona com os campos de tensão menos elevados situa-se no lado lateral, na interface com o osso cortical e esponjoso. Na zona posterior, devido à geometria particular do componente tibial para conservação do ligamento cruzado posterior, existe uma grande concentração de tensões no osso cortical e esponjoso. É nesta zona que se verificam as tensões mais elevadas no cimento. O valor mais elevado foi observado no modelo de base com uma tensão máxima de 10.7 MPa. Este valor de pico de tensão é superior ao limite de fadiga do cimento 7MPa [119,120], sendo estas zonas mais propícias ao dano do cimento por acção dos esforços de fadiga. No lado anterior, por ordem crescente da intensidade das tensões, situam-se os modelos de haste cimentada, de base, de haste *press-fit* curta e de haste *press-fit* longa. A utilização de hastes *press-fit* aumenta o nível das tensões no cimento na zona anterior, diminuindo os mesmos, respectivamente, na zona posterior quando comparado com o modelo de base. Assim, as hastes *press-fit* permitem uma melhor repartição das tensões sobre o manto de cimento. O modelo que mais diminuiu os níveis de tensões no cimento foi o modelo com haste cimentada, estando este resultado de acordo com a transferência de carga na interface, já que a haste permite passar 24% da carga axial para a zona distal da tibia, diminuindo a carga sobre os ossos cortical e esponjoso na interface. De forma a comparar o “peso” das tensões no cimento entre os diferentes modelos, determinou-se a percentagem de volume de cimento com tensões superiores a 3 MPa para cada modelo (tabela 5.6). Assim, o modelo que apresentou o mais elevado volume de cimento com tensões superiores a 3 MPa foi o modelo de base com 6,2%; o modelo de haste cimentada foi o que apresentou o menor volume com 3,2%. Os modelos de haste *press-fit* foram os que apresentaram as menores diferenças para o modelo de base, com 5,9% para a haste longa e 4,8% para a haste curta.

As tensões equivalentes de von Mises no manto de cimento em torno da haste cimentada encontram-se ilustradas na figura 5.20. A zona mais solicitada, em termos de tensões equivalentes, situa-se na zona da extremidade da haste no lado medial, sendo esta a zona onde a haste dissipa a carga axial transferida através do prato. O valor máximo, nesta zona, foi de 7.4 MPa, ligeiramente superior à tensão limite de fadiga do cimento (7 MPa). Assim, esta zona poderá, a longo prazo, estar sujeita ao dano por acção de esforços de fadiga no cimento.

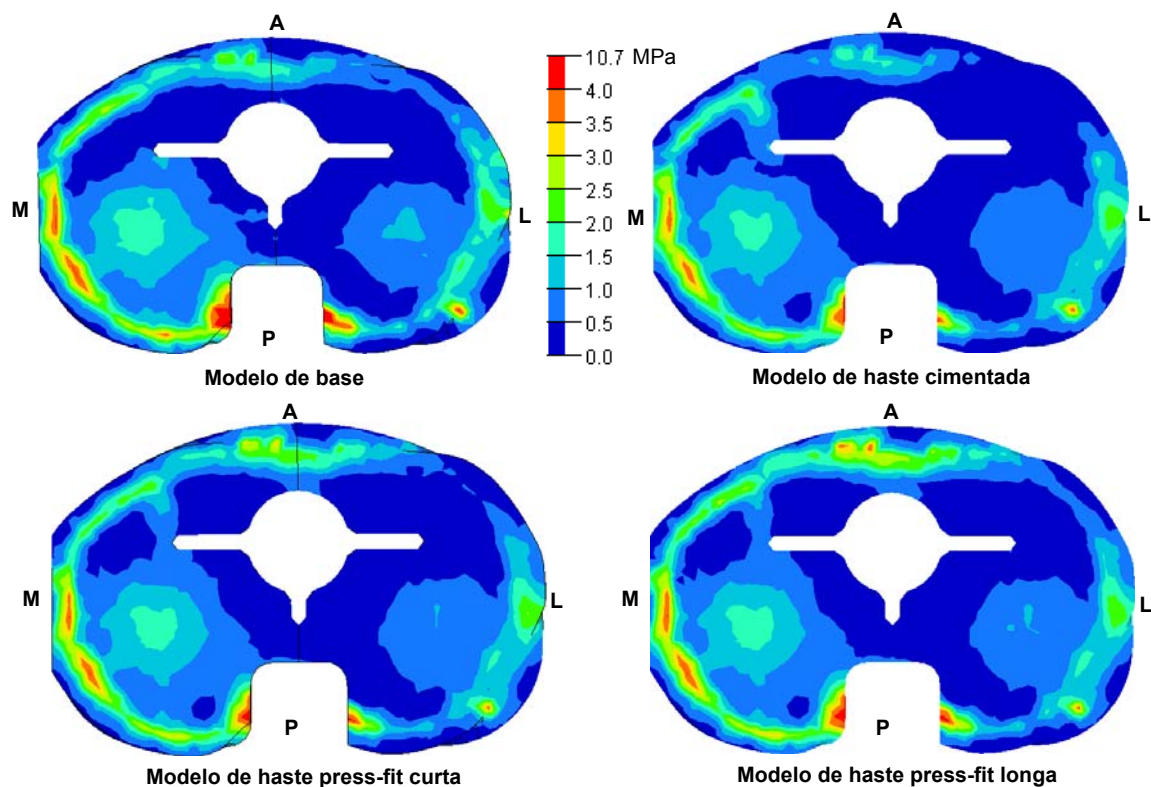


Figura 5.19 – Tensões equivalentes de von Mises no cimento na interface osso-cimento.

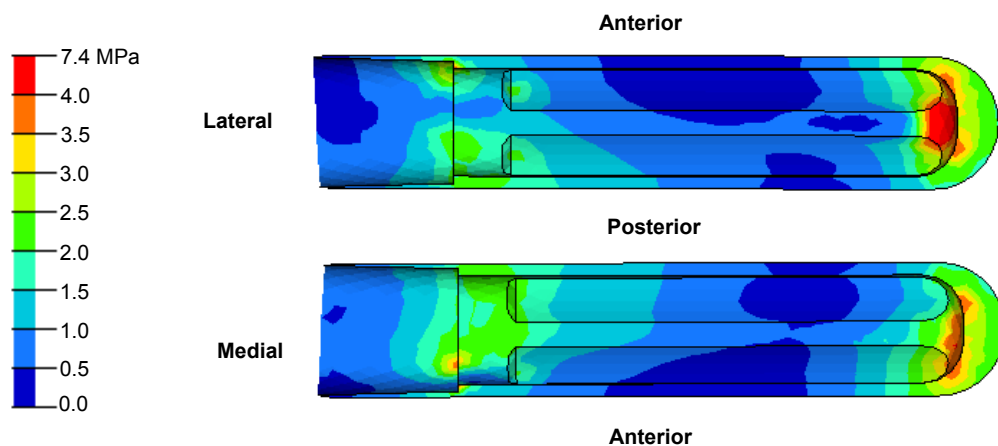


Figura 5.20 – Tensões equivalentes de von Mises no cimento da haste cimentada.

Tabela 5.6 – Percentagem de volume de cimento com tensões equivalentes de Von Mises superior a 3MPa e valores máximos de tensão.

Modelos analisados	Designação simplificada	Valor máximo (Mpa)	% do volume de cimento com $\sigma_{eq} > 3MPa$
Prato tibial	Base	10,7	6,2%
Haste cimentada	H_Cim	5,5	3,6%
Haste longa press-fit	HPF_longa	7,8	4,8%
Haste curta press-fit	HPF_curta	6,7	5,9%

Com excepção desta zona, muito localizada na extremidade da haste, o valor das tensões na restante superfície do manto cimento foi bastante baixo, em média inferior a 3 MPa. O volume de cimento com tensões superiores a 3 MPa é de 7.5%, correspondendo essencialmente à zona da extremidade da haste.

5.4.1.9 - Discussão de resultados e correlação com constatações clínicas

Os resultados numéricos obtidos neste estudo foram, primeiramente, comparados com resultados numéricos e experimentais publicados. Numa segunda fase procedeu-se à correlação entre os resultados obtidos e alguns factores clínicos relacionados com a utilização das hastes na ATJ. A primeira análise realizada neste estudo consistiu na comparação da carga axial transmitida ao osso esponjoso, osso cortical e haste através do prato tibial, na interface osso-cimento. Relativamente à repartição de carga entre o osso esponjoso e o osso cortical, não foi possível encontrar estudos que quantifiquem a repartição entre os mesmos aquando da utilização do componente tibial ou hastes. No entanto, um estudo da tibia intacta [121] refere uma repartição de carga entre os ossos cortical e esponjoso a 13mm da superfície condiliana de 8% para o osso cortical e 92% para o osso esponjoso, bastante diferente do encontrado no presente estudo, de 55% para o esponjoso e 45% para o cortical. Esta diferença deve-se, essencialmente, à geometria da tibia utilizada nos estudos comparados, assim como às características mecânicas consideradas para o osso esponjoso e cortical. Relativamente à carga transmitida pela haste para a zona distal, alguns estudos [39,45,50] referem que as hastes transferem a carga para a zona distal. Murase et al [39] referem, num estudo numérico, que a adição de haste reduz os níveis de tensões no osso na interface osso-cimento do componente tibial. Reilly et al [50] baseiam as suas conclusões de transmissão de carga pela haste na medição de deformações no osso proximal da tibia entre componentes sem haste e com haste. Brooks et al [45] referem que a utilização de uma haste com 70mm de comprimento pode transmitir entre 23% a 38% da carga axial para a zona distal através da medição das deformações da haste e osso cadavérico. Os resultados da carga transmitida pela haste para a zona distal, no estudo aqui apresentado, variam entre 3% e 24%, dependendo do tipo de modelo e de haste. O modelo que mais carga transfere é o modelo de haste cimentada, com 24%. Os restantes modelos com haste *press-fit* variam entre 3%, para o modelo de haste *press-fit* longa (extensão de 115mm) e 13% para o modelo de haste *press-fit* curta (extensão de 60mm), enquanto que o modelo de base, transfere 5% da carga axial. Este estudo revela que não é pelo facto de se utilizar uma haste que se transfere a carga axial para a zona distal como referido em alguns estudos clínicos [4,7,11,74] e muitas vezes tido como certo por muitos ortopedistas. A transferência de carga pela haste só acontece em determinadas condições de interface haste-osso. Na realidade, o uso de hastes cimentadas permite uma transmissão efectiva da carga pela haste e depende do diâmetro e comprimento que directamente determina a superfície de contacto entre o manto de cimento e o osso, assumindo que existe uma boa ancoragem do cimento ao osso. No caso das hastes *press-fit*, a transferência de carga pela haste é reduzida e só acontece nos casos em que a extremidade da mesma se apoia sobre o osso, como acontece no modelo de haste *press-fit* curta, em que a extremidade desta está em contacto com o osso esponjoso. Nos casos em que o contacto com o osso se realiza, apenas, com a superfície lateral da haste, como na haste *press-fit* longa, a transferência de carga dá-se, apenas, através das forças de atrito que se geram na interface haste-osso e que são reduzidas pelo facto deste contacto acontecer em apenas 20% da sua superfície e as elevadas forças normais, na interface osso-haste, estarem localizadas em zonas muito pequenas, como seja a extremidade da haste. Deste modo não se

geram, na interface haste-osso, forças de atrito suficientes que permitam travar a haste contra o osso, realizando o apoio necessário à transferência de carga. O facto de as deformações no osso esponjoso, na interface osso-cimento, diminuírem, assim como as deformações na zona proximal do osso cortical, não permite concluir que haja uma transferência de carga através da haste. Este estudo demonstra que o facto de as deformações diminuírem no osso esponjoso, relativamente ao modelo intacto, se deve, essencialmente ao uso do prato tibial, que transfere grande parte da carga axial para o osso cortical, especialmente para a zona da parede interna deste, como se pode ver pelo padrão das tensões equivalentes no cimento (figura 5.21). Deste modo se explica a redução da EDE na zona imediata à interface osso-cimento (figura 5.15). Em termos simplificados, o prato funciona como uma ponte para a carga axial retirando-a do centro onde se encontra o osso esponjoso e passando-a para a periferia onde se situa o osso cortical com maior rigidez, especialmente para a zona interna deste como se apresenta no esquema da figura 5.21.

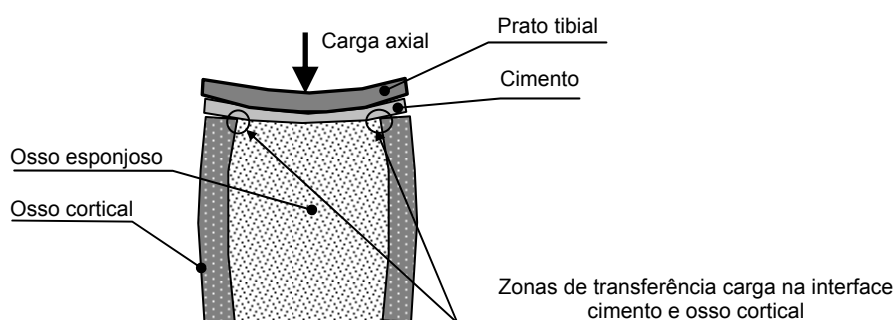


Figura 5.21 – Esquema da dissipação da carga axial no bordo interno do osso cortical - efeito de ponte.

A haste tem pouca relevância na carga axial total transmitida ao osso esponjoso, já que, apesar de a carga transferida através da haste variar entre 3% e 24% para os diferentes modelos, a carga total no osso esponjoso apenas varia entre estes 7% (figura 5.5). No entanto, a carga transmitida ao osso cortical entre os diferentes modelos é bastante mais significativa, sendo essa diferença de 17%. Assim, o uso de haste tem um efeito mais relevante na carga transmitida ao osso cortical do que na transmitida ao osso esponjoso, resultado da diferença de capacidade de suporte de carga de cada tipo de osso. Por exemplo, entre o modelo de base e o modelo de haste cimentada, a diferença de carga transmitida pela haste é de 19%, no entanto a redução de carga no osso esponjoso é de 6% e a redução no osso cortical 13%. Pode concluir-se que o uso de hastes cimentadas será benéfico nos casos em que a capacidade de sustentação do osso cortical está afectada por defeitos ósseos. Já a utilização de hastes *press-fit* longas permite uma ligeira redução da carga sobre o osso esponjoso, mas aumenta a carga sobre o osso cortical. Estas devem ser utilizadas nos casos onde existe uma boa capacidade de recepção de carga no osso cortical na interface osso-cimento. Os resultados das hastes *press-fit* dependem de como é considerado o apoio da extremidade da haste. Neste estudo, a extremidade da haste *press-fit* longa foi considerada apenas em contacto com o osso, sem interferência desta sobre o mesmo. Admitiu-se que a possibilidade de interferência no osso cortical da diáfise será apenas temporária já que as propriedades viscoelásticas do osso provocam o relaxamento das deformações com o tempo, assim como os micromovimentos relativos entre o osso e a extremidade da haste, levam a que a interferência obtida durante a cirurgia se reduza a fenómeno de contacto. A técnica cirúrgica utilizada para realizar a cavidade para a haste, onde a ferramenta utilizada tem o mesmo diâmetro

da haste, leva a que a simulação de contacto sem interferência seja a situação mais próxima da realidade. Mais adiante serão comparadas algumas situações particulares de contacto entre a extremidade da haste longa e o osso.

Existem vários estudos numéricos que determinaram o contributo da utilização de hastes para as deformações ou tensões no osso esponjoso na interface osso cimento, tais como os de Rawlinson et al [74], Murase et al [39], Reilly et al [50], Brooks et al [45], Lewis et al [53], Walker et al [54] e Au et al [37] onde, de forma genérica, os resultados observados se caracterizam por uma redução dos níveis de tensão ou deformação no osso esponjoso entre os modelos de referência e os modelos com haste, apesar de estes estudos incidirem na sua grande maioria em hastes cimentadas e não compararem directamente com hastes *press-fit*. Nesses estudos pode-se observar, de forma geral, a redução de tensões ou deformações na ordem de 30%, não especificando as zonas onde se dá a redução.

Neste estudo regista-se, apenas, uma redução significativa das deformações principais mínimas no osso esponjoso relativamente ao modelo de base na zona vizinha da haste (Fig. 5.9). Entre o modelo de base e o modelo de haste cimentada, a redução das deformações de compressão na zona vizinha da haste foi de 50%. Os modelos de haste *press-fit* longa e curta, na mesma zona, provocaram uma redução de 22% e 30%. Os resultados observados permitem concluir que a zona do osso esponjoso que mais altera o seu estado de deformação, devido às hastes, é a zona junto à fixação da haste ao prato tibial para o caso de carga aqui analisado. Esta constatação pode ter duas consequências. Uma negativa, já que o uso da haste provoca um maior efeito de stress shielding nesta zona relativamente à restante superfície do osso esponjoso, apesar de, em relação ao modelo intacto, toda a superfície do osso esponjoso estar sujeita a um forte efeito de stress shielding (figura 5.8), sendo mais significativo na zona dos cêndilos, onde o efeito da haste é diminuto. A consequência positiva reside no facto de, no caso de existência de defeito ósseo na zona central do osso esponjoso, o uso de hastes permitir diminuir o esforço sobre essa zona que eventualmente foram colmatadas com cimento, osso granular ou enxerto ósseo. No caso dos defeitos serem nas zonas condilianas ou periféricas do osso esponjoso, apenas o uso da haste cimentada consegue uma redução de deformação de compressão com algum significado.

Relativamente às deformações de corte no osso esponjoso na interface osso-cimento, não é do nosso conhecimento a existência de algum estudo publicado que compare essas deformações para diversos tipos de haste. Os resultados obtidos neste estudo revelam que o modelo de base (sem extensão) é aquele que gera as deformações mais elevadas na extremidade do componente tibial. Não existem grandes diferenças entre os diferentes modelos com haste. Observa-se que nas extremidades lateral, medial e posterior, o modelo com haste cimentada é aquele que gera os menores valores de deformação de corte, quando comparados com os mesmos para os modelos da haste *press-fit*. A haste cimentada permite reduzir as deformações de corte na extremidade do lado medial em 27%, enquanto na zona posterior do cêndilo lateral pode atingir 50%. A haste cimentada, provocou maior redução das deformações, que se justificam pela forma geométrica desta, que apresenta faces planas, que actuam como batente contra o cimento, que por sua vez está rigidamente ligado ao osso esponjoso. No caso das hastes *press-fit* a superfície exterior é apenas circular, não permitindo oferecer grande resistência à rotação mas, mesmo assim, permitem uma redução de 13% relativamente ao modelo de base. Nos casos em que exista uma grande constrição condiliana em termos de rotação entre os componentes femoral e tibial, podem gerar-se esforços de torção significativos sobre o componente tibial, que aumentam as tensões de corte no osso esponjoso. Nestes casos e, baseados nos resultados deste estudo, a utilização de

hastes cimentadas pode ser o mais aconselhado nos casos em que o osso esponjoso se apresente “degradado” na zona periférica. A resistência aos esforços de corte do osso esponjoso é 10 vezes menor que a sua resistência aos esforços de compressão.

A durabilidade da revisão da artroplastia do joelho depende, em grande parte, da estabilidade entre os componentes e o osso [26,39,50,53,54]. Ao nível dos micromovimentos e deslocamentos do prato tibial registam-se vários estudos numéricos e experimentais que comparam diferentes tipos de componentes tibiais e diferentes tipos de haste, com resultados por vezes contraditórios [12,17,56,73,74]. Os resultados obtidos neste estudo, ao nível dos micromovimentos, tiveram em consideração o micromovimento relativo entre o prato e o osso cortical, assim como o micromovimento relativo entre o osso esponjoso e o cimento na interface. Este último ainda não foi objecto de estudo e resulta da consideração de que o cimento não está colado ao osso, mas em contacto com este e com um coeficiente de atrito de $\mu=1$. O efeito do cimento não será de colagem mas, apenas, de cunha entre o prato tibial e o osso. Esta suposição vai ao encontro de diversos estudos clínicos que revelam tipicamente descolamentos na interface osso-cimento [9,10,20,24,30,46,103-107].

Os micromovimentos, na direcção axial entre o prato tibial e o osso cortical (a 10mm) foram diferentes, em cada lado dos modelos analisados. Todos os tipos de hastes permitiram a redução de micromovimentos relativamente ao modelo de base.

As hastes cimentada e *press-fit* curta permitiram uma redução de micromovimentos idêntica no lado medial e lateral. A haste *press-fit* longa originou uma redução idêntica aos restantes modelos no lado medial, mas no lado lateral os micromovimentos relativos foram os menores de todos os modelos. Calculando a média dos micromovimentos dos modelos com haste, relativamente ao modelo de base, conclui-se que o modelo com haste *press-fit* longa é o que permite a maior redução e a haste cimentada a menor, sendo a diferença entre estes de 10.5%. No entanto o efeito de rotação do prato foi superior na haste *press-fit* longa devido às diferenças de micromovimentos entre o lado lateral e medial (Fig. 5.6). Estes resultados estão globalmente de acordo com os resultados experimentais em cadáver obtidos por Jazrawi et al [12], onde os micromovimentos obtidos com uma haste cimentada de 75mm estão ao mesmo nível dos micromovimentos obtidos com uma haste *press-fit* de 150mm, mas ao contrário desse estudo numérico, a haste cimentada apresentou micromovimentos ligeiramente superiores à haste *press-fit* longa.

Neste estudo numérico observa-se uma redução dos micromovimentos, relativamente ao componente de base, de 13.7% para a haste cimentada, 17% para a haste *press-fit* curta e 24.1% para a haste *press-fit* longa. No estudo experimental de Jazrawi et al [12] a redução obtida com a haste cimentada de 75mm, relativamente ao componente tibial sem haste, foi de 71%, 33% para a haste *press-fit* de 75mm e 64 % para a haste *press-fit* longa de 150mm. No entanto, no estudo de Jazrawi et al [12], o prato tibial não tem haste monobloco, o que pode justificar os micromovimentos mais elevados deste. Neste estudo numérico, devido ao facto de as hastes se adicionarem à haste monobloco do prato tibial, permite, no total, hastes 50mm mais longas, o que pode ter contribuído para os valores de micromovimentos mais reduzidos. Ao contrário de Jazrawi et al [12] e de acordo com este estudo numérico, Seiki et al [51], constataram que não existe diferença significativa entre a estabilidade de pratos tibiais cimentados com ou sem haste cimentada o que valida os resultados obtidos para a haste cimentada e haste *press-fit* curta, onde a diferença entre ambas foi de apenas 3,4%.

A questão que se coloca é de saber se os valores relativos, encontrados neste estudo, entre os diferentes modelos (máximo de 10,5%) podem ou não ser considerados relevantes para a estabilidade do prato tibial. No entanto, em termos da estabilidade axial do prato tibial, o uso de hastes de qualquer tipo permite um aumento da estabilidade relativamente ao osso proximal da tibia. A haste longa será mais adiante estudada relativamente à forma como a interface da sua extremidade com o osso pode influenciar a estabilidade do prato tibial.

Do nosso conhecimento, os micromovimentos entre o cimento e o osso esponjoso, na interface osso-cimento, não foram objecto de estudos publicados. Os resultados obtidos evidenciam que o uso de hastes permite reduções do movimento relativo entre o osso e cimento (21%), não se verificando grandes diferenças entre os diferentes modelos com haste para o micromovimento total. O que se verifica é que a haste cimentada é aquela que maior estabilidade proporciona na direcção antero-posterior e a haste *press-fit* longa na direcção medial-lateral. Assim, o uso de hastes, contribui para a estabilidade na interface osso-cimento que pode ser crucial para casos onde a qualidade do osso esponjoso, na interface, não seja a melhor.

Relativamente às deformações e EDE na superfície do osso cortical, este estudo evidencia que o uso de hastes de qualquer tipo reduz o nível de deformações e a EDE, dando origem ao efeito de stress shielding no osso cortical. A haste que, de forma global, mais reduz a EDE no osso cortical é a haste *press-fit* longa e depois a haste cimentada. As zonas de maior ou menor redução dependem do lado analisado e do tipo de haste. A haste *press-fit* longa é aquela que mais distalmente provoca efeito de stress shielding. Na zona mais proximal, junto à interface osso-cimento, a haste cimentada é aquela que mais reduz os níveis de deformação e EDE. Os valores de stress shielding encontrados neste estudo, baseados na alteração da EDE relativamente ao modelo da tibia intacta, estão de acordo com os valores encontrados nos estudos experimentais de Reilly et al [50], Bourne et al [44], Jazrawi et al [12], Seiki et al [51], Brooks et al [45] e Murase et al [39], onde os valores de stress shielding foram determinados a partir das deformações medidas na superfície do osso que foram sempre inferiores ao modelos sem implante.

O efeito de stress shielding, no osso esponjoso ao longo da interface osso-haste, no caso das hastes *press-fit*, é diferente do mesmo no osso cortical. O efeito de stress shielding é bastante importante na zona proximal na interface osso-cimento e à medida que nos afastamos dessa zona o fenómeno de stress shielding reduz-se significativamente, mesmo para a haste *press-fit* longa. A haste cimentada é a que maior efeito de stress shielding origina na zona proximal. No entanto, a mesma haste não origina efeito de stress shielding ao longo do seu comprimento, porque provoca o aumento da deformação. Tal deve-se ao facto de o manto de cimento ter sido considerado colado ao osso e, assim, a carga transmitida à haste (24% da carga axial) passa para o manto de cimento, essencialmente na zona da extremidade da haste, que por sua vez passa para o osso esponjoso, aumentando o valor da EDE.

Aparentemente, existe uma contradição entre a repartição de carga identificada na interface osso-cimento entre o osso esponjoso, cortical e haste, e os valores de deformação ou EDE observados no osso cortical ao longo do comprimento das hastes. Bourne et al [44] comentam que o estudo realizado por Lewis et al [53] sugere que o uso de haste não tem efeito de transferência de carga axial, o que é contrariado pela sua constatação da existência de efeito de stress shielding no osso cortical ao longo da haste. Esta observação de Bourne et al [44] não é completamente verdadeira, já que o efeito de stress shielding no osso cortical não está directamente ligado com a capacidade de transferência de carga para a zona distal pela haste.

Neste estudo observou-se que o uso de uma haste *press-fit* longa, em contacto e sem interferência com o osso cortical na zona da extremidade, apenas transfere 3% da carga axial para o osso mais distal. Ao contrário, observa-se um forte fenómeno de stress shielding no osso cortical ao longo do comprimento da haste. De facto, a haste não transmite o esforço axial para a zona distal, mas as cargas axiais no componente tibial originam momentos flectores devido à anatomia particular da tibia na zona proximal (côndilos recuados relativamente à diáfise). Estes momentos flectores originam esforços de flexão no osso. Além dos momentos gerados pelos esforços axiais existem, ainda, momentos com origem em esforços tangenciais na superfície condiliana. Assim, no osso intacto, uma parte significativa dos esforços no osso cortical tem origem nos momentos flectores gerados pelas cargas aplicadas nas superfícies condilianas. A introdução da haste no interior do osso implica que seja a haste a resistir, essencialmente, aos momentos flectores entre a zona proximal e a extremidade da haste. Nesta situação, a haste absorve grande parte dos esforços de flexão, diminuindo-os de forma significativa no osso cortical (figura 5.22). Assim, o nível de deformações diminui no osso cortical quando comparado com o modelo sem haste ou intacto, dando origem ao fenómeno de stress shielding. No osso esponjoso o efeito de stress shielding reflecte-se menos ao longo da haste, porque este está muito próximo do eixo de flexão, não dando origem a esforços elevados.

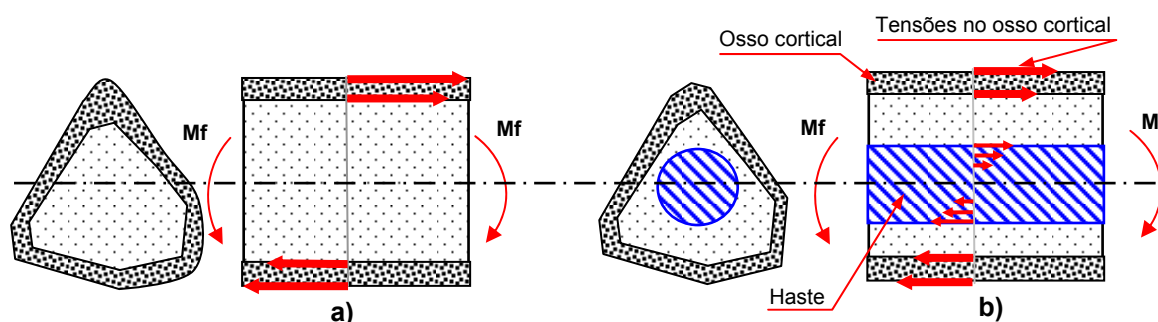


Figura 5.22 – **a)** Esquema de princípio da repartição dos esforços de flexão entre a haste e o osso cortical sem haste e; **b)** com haste.

Em conclusão, pode-se referir que o efeito de stress shielding no osso cortical não tem origem na capacidade de a haste *press-fit* transferir carga para a zona mais distal do osso, mas sim, no facto de a haste absorver parte dos esforços de flexão com origem nos momentos gerados nas superfícies condilianas, diminuindo, desta forma, as deformações no osso cortical entre a zona do prato tibial e a extremidade da haste. Assim, a rigidez da haste e a forma como a extremidade desta está em contacto com o osso influenciam o nível de stress shielding.

Correlação com constatações clínicas

Radiolucências

Na revisão da ATJ pode-se utilizar hastes cimentadas e hastes não cimentadas, o que depende das opções cirúrgicas do médico. Têm sido relatados excelentes resultados, a médio prazo, com o uso de hastes cimentadas [55]. Outros autores têm, igualmente, relatado bons resultados clínicos com hastes não cimentadas. Contudo, linhas rádio-opacas são comuns e visíveis em torno de

hastes cimentadas e não cimentadas, assim como em torno dos pratos tibiais, através de exames radiográficos [4,7].

A análise radiográfica pode ser feita em sete zonas do componente tibial, utilizando o sistema de pontuação radiográfica da Knee Society [122] ou sistemas adaptados, como os de Murray et al [55] ou Fehring et al [9], para a avaliação específica de componentes de revisão. Este último divide a análise em 14 zonas para a tibia e fêmur. Basicamente, estes sistemas avaliam as zonas onde surgem as radiolucências, assim como as suas dimensões. Essa avaliação é depois comparada com as pontuações do sistema de avaliação que definem a qualidade da fixação dos componentes ao osso e o tipo de acompanhamento que deve ser feito. As radiolucências nem sempre são possíveis de analisar, devido aos componentes metálicos que obscurecem a radiografia, impedindo a detecção dessas radiolucências em algumas zonas. A radiolucência provém da separação dos componentes das interfaces na ATJ. Assim, pode-se ter radiolucências na interface osso-cimento, cimento-implante e implante-osso. Nazarian et al [103] referem, num estudo clínico retrospectivo de 108 componentes femorais com haste e 55 pratos tibiais com haste, que o número de componentes com radiolucências foi de 30% para os componentes femorais e 40% para os componentes tibiais. Estes referem, ainda, não encontrar diferenças significativas em análises radiográficas entre os componentes com haste e os componentes sem haste. Gofton et al [10] referem, nos seus resultados radiográficos, radiolucências incompletas mas evidentes no componente tibial, com radiografias iniciais, o que sugere pouca penetração do cimento no osso. Nesse estudo não foram encontradas diferenças significativas ($p=0.77$) entre implantes do lado posterior tibial, estabilizados e constringidos em varus-valgus, com respeito às radiolucências. As radiolucências em torno das hastes tibiais foram, também, analisadas e 52% das hastes *press-fit* apresentavam radiolucências. Whiteside [47] observou linhas de radiolucência em 52 de 56 hastes não cimentadas do lado tibial e refere que estas sugerem, presumivelmente, algum nível de micromovimento, não identificando se era significativo na perda do implante. Winemaker et al [123], num estudo comparativo entre hastes cimentadas e hastes não cimentadas, referem que as hastes cimentadas provocam menos zonas com radiolucências quando comparadas com hastes não cimentadas ($p=0.006$). Shannon et al [104], num estudo retrospectivo a 60 revisões da ATJ com componente tibial cimentado e haste *press-fit*, identificaram 59% de linhas radiolucentes na interface tibial osso-cimento, assim como 97% de hastes com linhas de radiolucência. Rorabeck et al [107], com análises radiográficas a 484 artroplastias do joelho, referem que as radiolucências são mais frequentes no lado antero-posterior em componentes tibiais cimentados. As radiolucências são mais frequentes do lado medial e menores que 1 ou 2mm de espessura. Para os componentes tibiais cimentados, a taxa de presença de radiolucências foi de 12%, contudo, somente 1% tem carácter progressivo e nenhuma radiolucência foi encontrada em torno da haste central. As radiolucências no lado lateral são menos frequentes do que no lado medial, estando presentes em apenas 5% dos joelhos. Ecker et al [30], num total de 123 artroplastias totais do joelho, notaram a existência de radiolucências em 65%, na interface osso-cimento. Em 36% destes as linhas de radiolucência tinham espessura inferior a 1mm em ambos os lados medial e lateral. Em 7% dos joelhos existiam radiolucências com mais de 2mm em torno da haste central. Esse estudo não revela nenhuma correlação entre a ocorrência de radiolucências finas (<1mm), em qualquer localização, e a pontuação clínica pós-operatória. Whaley et al [20] identificaram, num estudo clínico de 38 revisões com componente tibial cimentado e haste cimentada, zonas com presença de radiolucências no lado tibial. No último seguimento (média 10,1 anos) 12 joelhos apresentavam radiolucências em torno dos componentes, isto é 31% do total de revisões

realizadas. Assim, as zonas com mais radiolúcências detectadas por radiografias antero-posterior são as zonas 1 e 2 com 58% dos joelhos com radiolúcências. Nas zonas 3 e 4 surgiram radiolúcências em 41% dos joelhos. Nas zonas 5, 6, 7, 8 e 9 somente um joelho revelou a presença de radiolúcências com mais de 2mm de largura. Este joelho possui, apenas, a haste monobloco do componente tibial e, no componente femoral, estava aplicada uma haste longa, o que leva a questionarmos até que ponto o uso da haste femoral pode influenciar o comportamento biomecânico do componente tibial. Mais adiante abordaremos esta temática.

As zonas de identificação das radiolúcências encontram-se representadas esquematicamente na figura 5.23.

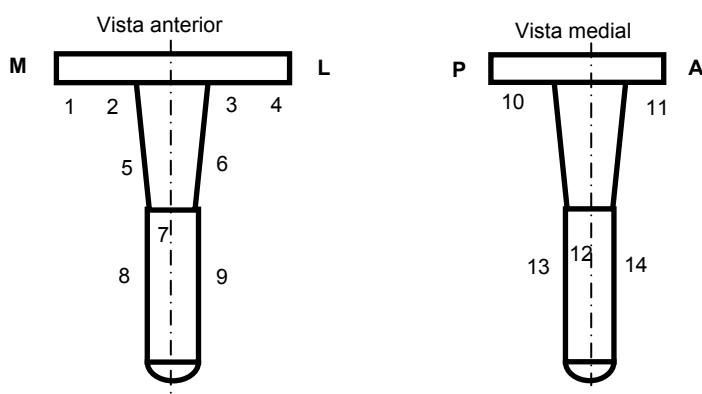


Figura 5.23 – Esquema com indicação das zonas onde as radiolúcências são analisadas [55].

As zonas com mais radiolúcências, nas radiografias medial-lateral, são a zona 11 com 25%. Nas zonas 10, 12, 13 e 14 as radiolúcências estiveram presentes em apenas 1 a 2 joelhos. Campbell et al [106] descrevem, relativamente a análises radiográficas a 75 artroplastias com um tempo médio de 7,5 anos, a existência de 10% de radiolúcências na interface osso-cimento na zona 1, 7% nas zonas 2 e 4 e 6% nas zonas 3, 10 e 11. As zonas 5, 6 e 7 apresentaram 3% de radiolúcências. Koning et al [105], num estudo radiográfico a 329 artroplastias totais do joelho com um tempo médio de 4,7 anos, referem que 60% dos componentes tibiais apresentavam radiolúcências na zona 1, 40% nas zonas 2 e 4 e 11% e 10% nas zonas 3 e 11, respectivamente. Esse estudo não revela qualquer correlação entre a ocorrência de radiolúcências finas (<1mm) em qualquer localização e a pontuação clínica pós-operatória. Fetzer et al [124] referem 65% de radiolúcências na zona 1, 50% na zona 11 e 8% na zona 2. Várias teorias têm sido usadas para justificar a causa das radiolúcências. A causa mais óbvia de radiolúcência, nas interfaces osso-cimento, é a falha na pressurização do cimento contra o osso aquando da cirurgia. Este tipo de radiolúcência é logo identificado nas análises radiográficas após cirurgia. Necroses de origem térmica, devido a geração de calor durante a polimerização do cimento, são uma possibilidade de resposta para o surgimento das radiolúcências. A causa mais inquietante reside possivelmente nos micromovimentos na interface osso-cimento, que podem causar linhas de radiolúcências e formação de tecido fibroso entre o cimento e o osso. Green et al [125] investigaram a possibilidade de micromovimentos em ATJ, pela colocação de pequenas marcas no osso cortical e no cimento no acto da cirurgia e observaram as posições relativas, após cirurgia, com carga e sem carga sobre o implante. Todas as linhas radiolúcidas foram associadas ao deslocamento reversível na interface cimento-osso. Embora o deslocamento reversível tenha sido identificado em 75% das

interfaces, sinais clínicos de perda do implante estavam presentes em apenas 9,6% das artroplastias.

Da descrição, nos diferentes estudos radiológicos aqui referenciados, pode dizer-se que as zonas de interface osso-cimento no prato tibial são as mais sensíveis ao aparecimento das radiolucências, assim como, em torno das hastes quando presentes. É, igualmente comum aos diferentes estudos a opinião de que não existe uma relação directa entre a existência de radiolucências finas e a perda do implante.

A radiolucência resulta de uma separação na interface osso-cimento, osso-implante ou implante-cimento. Existem factores que podem auxiliar a separação na interface osso-cimento sem querer dizer que estes factores sejam os responsáveis pelas separações observadas clinicamente. Esta separação, nas diferentes interfaces, irá ser analisada à luz dos diferentes resultados numéricos obtidos nesta tese.

Se as deformações de corte no osso esponjoso na interface osso-cimento forem próximas do limite da resistência mecânica à fadiga do osso podem originar a sua rotura, implicando separação na interface. Este factor é especialmente importante porque a resistência mecânica às deformações de corte do osso esponjoso é extremamente baixa (10 vezes menor que a resistência à compressão). Os resultados das deformações de corte no osso esponjoso revelam, para todos os tipos de implantes, uma grande concentração de deformações junto às extremidades do osso esponjoso nos lados medial e lateral, sendo as deformações mais elevadas no lado medial (figura 5.9). O implante com haste cimentada foi o que provocou as deformações de corte menos elevadas nestas zonas.

A separação na interface pode ser, igualmente, proveniente da reabsorção do osso nos casos onde os valores de deformações são muito inferiores às fisiológicas, ou por rotura do osso devido a grandes concentrações de esforços que, no limite, podem ultrapassar a resistência mecânica à fadiga do osso. Os resultados obtidos neste estudo contemplam os dois fenómenos. No osso esponjoso, na interface osso-cimento, obteve-se deformações de compressão bastante inferiores nos modelos com implante, quando comparados com os mesmos do modelo intacto (figura 5.8), especialmente nos limites do osso esponjoso nos lados medial, lateral e anterior. Pelo contrário, existe uma zona do osso cortical com elevada concentração de carga, que pode originar rotura por fadiga. Esta grande concentração de carga, no osso cortical, pode ser identificável a partir das tensões equivalentes no manto de cimento (figura 5.19). De facto, verificou-se que as zonas mais solicitadas foram as que estão em contacto com o osso cortical, especialmente no lado medial.

Um factor que pode, também, contribuir para o fenómeno de separação na interface osso-cimento é o micromovimento relativo entre o osso e o cimento. Estes micromovimentos podem originar fenómenos de abrasão no osso esponjoso, levando à sua erosão e conseqüente separação. Os resultados obtidos neste estudo, somente possíveis devido à consideração da interface osso-cimento em contacto, com coeficiente de atrito $\mu=1$ e não colada, revelaram micromovimentos elevados junto ao bordo do osso esponjoso no lado medial e posterior, enquanto que no lado lateral os micromovimentos mais elevados foram mais próximos da zona central do implante.

Finalmente, a rotura do cimento por acção do esforço de fadiga pode contribuir para a separação da interface osso-cimento. Os resultados obtidos revelaram tensões equivalentes mais elevadas nos lados medial e posterior (figura 5.19) da zona de apoio sobre o osso cortical.

Dos diversos factores que podem contribuir para a separação da interface osso-cimento, analisados à luz dos resultados numéricos obtidos, em todos se observa que a zona mais crítica

na interface osso-cimento é o lado medial. O facto de todos se poderem conjugar pode aumentar os riscos de separação da interface no lado medial.

Em termos clínicos, os estudos realizados por Whaley et al [20], Fetzer et al [124], Campbell et al [106] e Koning et al [105], especificam as zonas com maior número de radiolucências. A zona 1 no lado medial (figura 5.23) foi aquela que apresentou a percentagem mais elevada de radiolucências. Alguns estudos já referenciados, que não especificam concretamente a zona das radiolucências, referem o lado medial junto ao bordo do prato tibial como a zona com maior evidência de radiolucências.

Em resumo, pode-se dizer que os resultados da simulação numérica não contradizem as evidências clínicas na interface osso-cimento. É extremamente difícil, se não impossível, estabelecer uma relação directa entre os resultados dos vários estudos clínicos sobre radiolucências e os resultados obtidos através da simulação numérica.

As radiolucências surgidas em torno das hastes evidenciam uma separação física desta relativamente ao cimento, no caso das hastes cimentadas, ou relativamente ao osso, no caso de hastes *press-fit*. Os resultados obtidos numericamente mostram que, para qualquer tipo de haste (cimentada ou *press-fit*), existem zonas de contacto e separação entre a haste e o cimento ou a haste e o osso. Esta separação tem maior expressão nas hastes *press-fit*, com 80% da superfície da haste separada do osso. No caso das hastes cimentadas a área separada do cimento é um pouco inferior, cerca de 72% (figura 5.18). Uma outra análise realizada, que convém referir, e que pode contribuir para a separação, são os micromovimentos relativos entre a haste e o cimento ou o osso. Uma análise aos micromovimentos relativos entre a haste *press-fit* e o osso, na sua zona mais distal junto à extremidade, revelou micromovimentos da ordem de 70µm, 6 vezes superiores, em média, aos movimentos relativos entre a haste cimentada e o cimento. Assim, os micromovimentos relativos entre a haste e o osso podem contribuir para a erosão deste último, levando ao surgimento das radiolucências.

Estes resultados, obtidos entre as diferentes hastes, levam-nos a concluir que há razões para a existência de zonas de separação entre a haste e osso ou cimento, sendo as hastes *press-fit* mais sujeitas a esta separação, quer pelo facto de terem uma zona de contacto bastante inferior relativamente às hastes cimentadas, quer porque os micromovimentos entre a haste e osso são bastante superiores aos micromovimentos entre a haste e o cimento. Estes resultados não contradizem as evidências clínicas referidas por Whiteside [47], Shannon et al [104] e Gofton et al [10], que revelam a presença de radiolucências bastante significativas com hastes *press-fit*. Winemaker et al [123] referem maior presença de radiolucências nas hastes *press-fit* do que nas hastes cimentadas. Não se pode afirmar, evidentemente, que existe uma relação directa entre os resultados numéricos e os resultados clínicos aqui referenciados.

Dor e hipertrofia na extremidade da haste

Uma das causas de insucesso nas artroplastias do joelho está relacionada com a dor que os doentes sentem a curto e/ou longo prazo. A dor tanto pode dever-se a infecção ou descolamento, como pode estar presente sem qualquer um destes factores, implicando a substituição da prótese. Barrack et al. [126] relataram, num estudo clínico, que cerca de 14% dos pacientes com hastes *press-fit* (140mm) do lado tibial apresentaram dor na zona da extremidade da haste. No mesmo estudo, 19% dos pacientes com haste cimentada revelaram igualmente dor na zona da extremidade da haste. Barrack et al [2], num estudo mais recente, compararam o efeito do tipo de haste *press-fit* na dor sentida pelos pacientes na zona da extremidade e revelaram que 18,8% dos

pacientes sentiam dor com a utilização de hastes em crómio-cobalto, enquanto que apenas 8,1% dos pacientes sentiam dor com hastes em titânio. Da mesma forma Haas et al. [11] referiram 20% de pacientes com dor quando caminhavam e 11% em restantes actividades com hastes *press-fit*. Parks et al [15] relataram, somente 2% dos pacientes com dor na extremidade da haste *press-fit*. Nazarian et al [103] relatam 1% de pacientes com dor na extremidade da haste tibial. Peters et al [24] referiram, num estudo clínico, que 2% de pacientes com dor na extremidade da haste do lado tibial e 10% das hastes apresentavam hipertrofia cortical. Bertin et al [4] descrevem 8% de hipertrofia na extremidade da haste *press-fit*. Fonseca et al. [127] referiram, igualmente, um caso clínico de dor na extremidade da haste onde, através de uma análise cintigráfica com Tc 99m, detectaram uma actividade celular mais intensa em torno da extremidade da haste (figura 5.24).

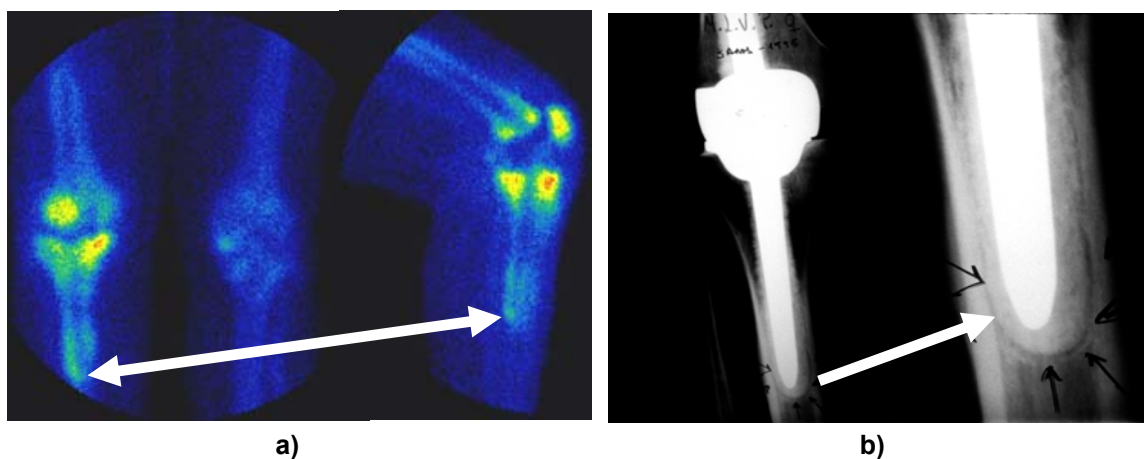


Figura 5.24 – **a)** Cintigrafia em torno da prótese e haste [131]; **b)** Radiografia Antero–Posterior [131].

Esse efeito levou, também, a uma hipertrofia óssea acentuada na extremidade da haste, como se pode verificar pela radiografia AP da figura 5.24. A nível ósseo, a cintigrafia pode mostrar alterações metabólicas locais, antes de qualquer tradução radiográfica [128]. O aumento da carga, a nível ósseo, estimula localmente a actividade osteoblástica.

Os parâmetros biomecânicos analisados neste estudo, que podem contribuir para estes efeitos clínicos (dor e hipertrofia óssea) são as deformações observadas ao longo do osso cortical, devido ao facto de a sensibilidade à dor no osso ser transmitida pelo periósteo na superfície externa deste e as deformações no osso na interface com a haste que podem estimular a actividade osteoblástica e promover a hipertrofia óssea localizada.

Os resultados obtidos na análise, referentes às deformações no osso cortical, evidenciam um aumento bastante significativo das mesmas na zona da extremidade da haste, tendo sido mais evidente para a haste *press-fit* longa (figura 5.12). Este facto assume maior visibilidade quando se estuda a EDE relativamente ao modelo intacto (figuras 5.14 e 5.15), onde, para qualquer tipo de implante com haste, existe na zona da extremidade da haste um elevado gradiente da energia de deformação, sendo os gradientes mais elevados observados na haste *press-fit* longa, seguidos das hastes *press-fit* curta e cimentada.

As deformações no osso na interface com a haste revelaram uma enorme concentração de deformações na zona da extremidade da haste (figura 5.17) podendo estas serem responsáveis pela hipertrofia óssea ou no limite pela rotura por fadiga do osso nesta zona.

Mais uma vez, convém referir que os gradientes de deformações observados na extremidade da haste *press-fit* longa não são devidos à transferência de carga pela haste, mas sim devido ao efeito de fulcro que esta origina em consequência dos momentos gerados pelas cargas condilianas. Esta alteração de esforços estimula, localmente, a actividade osteoblástica [128]. Assim, sem estabelecer uma relação directa entre os níveis de deformação e a dor é mais adequado relacioná-la com a actividade osteoblástica e o efeito de hipertrofia do osso. Este efeito surge como reacção a um aumento do nível de carga local, que leva o osso a modificar a sua geometria e densidade localmente, de forma a regularizar o nível fisiológico das deformações no osso. Relativamente ao efeito da dor, não se pode estabelecer uma relação directa entre as evidências clínicas de alguns estudos e os resultados numéricos aqui obtidos.

No entanto, os resultados deste estudo numérico evidenciam que a extremidade das hastes alteram de forma muito localizada os níveis de deformação no osso, potencializando o risco de hipertrofia e fractura nestas zonas e que podem estar ligadas directa ou indirectamente com a dor sentida pelos pacientes.

Efeito de reabsorção óssea e strain shielding

As forças aplicadas continuamente sobre o osso expõem-no a um processo de remodelação óssea de acordo com a lei de Wolff. O incremento das cargas conduz o osso a um aumento da sua densidade, enquanto uma redução conduz a uma perda de densidade óssea. A colocação de implantes na tibia modifica a distribuição das forças e, conseqüentemente, os campos de tensões e deformações sobre o osso. Esta alteração de gradientes de deformação pode originar o efeito de stress shielding que consiste num decréscimo dos níveis de deformações no osso relativamente a situação deste intacto. Este efeito é conhecido como a principal causa para o descolamento dos implantes e, conseqüentemente, para a sua perda na ATJ. O osso, em torno do implante, ajusta a sua densidade óssea e estrutura de acordo com as novas solicitações mecânicas, para além de outras causas. A imobilização combinada com o trauma cirúrgico no osso e tecidos moles tem como impacto adicional a perda de substância óssea. A longevidade da ATJ está associada à qualidade e quantidade de osso em torno do implante. Tecido ósseo de baixa qualidade pode induzir à perda do implante e ao surgimento de fracturas periprostéticas.

Frost et al [129] estabelecem intervalos relativamente aos valores de deformação a que está sujeito o osso para a determinação dos efeitos de reabsorção, manutenção ou adição de osso baseado na lei de Wolff. Assim, segundo esses autores, a janela de reabsorção óssea situa-se para valores de deformação inferiores a $50\mu\epsilon$. A este nível de deformação não há formação de osso, mas antes perda de matéria óssea a nível cortical e trabecular com enfraquecimento do osso. O intervalo de manutenção da matéria óssea situa-se entre $50\mu\epsilon$ e $1500\mu\epsilon$, sendo que neste intervalo a formação óssea tende a igualar a reabsorção, conservando o osso e a sua resistência, evitando a osteopenia. O intervalo intermédio situa-se numa fase de crescimento do osso onde este se adapta às forças musculares e ao peso do indivíduo e, neste caso, os picos de deformação situam-se entre os $1500\mu\epsilon$ e os $3000\mu\epsilon$, existindo formação e adição de matéria óssea. O intervalo de sobrecarga patológica dá-se para deformações acima de $3000\mu\epsilon$. Neste caso, as deformações incrementam, significativamente, as micro-roturas do osso por fadiga, não tendo o processo de remodelação por adição de osso capacidade de suprir as micro-roturas. Assim, o osso vai enfraquecendo já que a velocidade do dano é superior à sua capacidade de reposição. Segundo Frost [130], as perdas dos implantes talvez sucedam devido à geometria do implante e à carga a que está sujeito o osso, isto se esta carga provocar deformações dentro

desta última janela ($>3000\mu\epsilon$). Em resumo, o osso é capaz de se adaptar a sobrecargas alterando a sua arquitectura e adicionando matéria óssea, mas aparentemente não é capaz de se adaptar a subcargas ou desuso. O osso “fisiológico” pode adaptar-se permanentemente para cargas intermédias, independentemente do tempo em que estas actuam no osso, mas não para cargas ditas patológicas ($>3000\mu\epsilon$), que ao perdurarem no tempo provocam a acumulação de dano no osso, levando ao enfraquecimento do mesmo. A fractura ou dano grave pode acontecer para deformações superiores a $25000\mu\epsilon$. Estes valores podem ser diferentes entre sujeitos, idades e género. Assim sendo, não se podem estabelecer comparações directas com os valores encontrados neste trabalho.

Alguns estudos mostram que a interface osso-cimento enfraquece, inicialmente, através da adaptação e reabsorção do tecido ósseo. Estas reacções imediatas ao pós-operatório são atribuídas à adaptação funcional do osso aos novos requisitos vasculares [131], alteração dos campos de tensão-deformação [132], necroses ósseas causadas pela intoxicação química do cimento [133], necroses de origem térmica devido à libertação de calor durante a polimerização do cimento [134] e devido à combinação destas últimas duas [135]. Qualquer que seja a principal causa, o resultado, em todos os casos, potencializa a falha da interface através da abrasão e dos micromovimentos. A continuação da reabsorção óssea e a formação de tecido fibroso na interface pode ocorrer se estes micromovimentos aumentarem através da carga dinâmica aplicada na interface.

Huiskes et al [136] explicam o fenómeno de reabsorção óssea num estudo numérico-experimental, onde compararam os campos de tensões observados em torno dos implantes através do método de elementos finitos, com resultados em experiências com animais. Os resultados obtidos indicam que a perda do implante e a reabsorção óssea estavam ligados a elevados campos de tensão-deformação na interface osso-implante no período imediato à cirurgia. No entanto, referem os mesmos, que se a formação e o crescimento ósseo ocorrerem no osso, tal se deve aos elevados níveis de tensão-deformação. Embora parecendo contraditório, tal não é, porque a reabsorção só ocorrerá se os níveis de tensão-deformação imediatamente após a cirurgia originarem micromovimentos excessivos e conseqüente irritação no osso, que é frequentemente associado à reabsorção óssea. Assim, parece que os elevados níveis de tensão-deformação observados no osso podem originar fenómenos de reabsorção assim como de remodelação positiva. Este fenómeno pode ser melhor explicado na consolidação de fractura óssea. Esta não ocorre se não houver uma estabilização das partes ósseas que evite movimentos relativos entre as mesmas. À luz destas hipóteses devemos, durante um certo período de tempo após a redução da fractura, evitar a carga sobre os implantes e evitar os micromovimentos excessivos que impeçam o crescimento do osso. Após este período deve-se carregar o implante progressivamente, de forma a estimular o processo de remodelação e crescimento ósseo. Embora este esquema tenha sido aplicado aos implantes dentários, não é muito prático aplicá-lo no caso das articulações como a do joelho. Contudo, sabemos que os gradientes de tensão-deformação no osso podem ser alterados em função da geometria e dos materiais utilizados no fabrico de implantes.

Alguns estudos clínicos [137-143] incidiram sobre o efeito da ATJ nas alterações de densidade óssea, utilizando em algumas situações a técnica da densitometria bifotónica para a medição da densidade óssea. Densitometria bifotónica é uma técnica que permite a medição da densidade óssea com grande precisão. A densidade óssea medida por este processo mostrou correlacionar-se bem com as propriedades mecânicas do osso. Outros processos, tais como as radiografias e o

seu tratamento computacional, permitem avaliar, também, a densidade óssea, mas com menor precisão quando comparado com a técnica densitometria bifotónica .

Diversos estudos descrevem reduções significativas de densidade após a artroplastia do joelho. Levitz et al [137] descreveram um decréscimo de densidade óssea na tíbia, em média, de 36,4% após 8 anos da ATJ. Este facto sugere um enfraquecimento do osso proximal da tíbia contribuindo, eventualmente, para a perda do componente tibial. Outros estudos [139,142] sugerem pouca alteração após três anos de ATJ. Li et al [142], num estudo com 28 pacientes, referiram não existir relação entre a densidade óssea na tíbia proximal e a migração do componente tibial. Nesse mesmo estudo, constata-se um decréscimo significativo da densidade óssea nos primeiros três meses após cirurgia e uma recuperação, para valores próximos do pós-operatório, após dois anos, sendo que a migração mais significativa ocorre nos primeiros três meses. Lonner et al [143], num estudo referente à densidade óssea na zona proximal da tíbia após ATJ por densitometria bifotónica, compararam as densidades ósseas ao fim de 94 meses, para diferentes geometrias de componentes tibiais sem haste e com haste cimentada. Estes autores encontraram uma diferença significativa ($p < 0.001$) entre as densidades observadas na zona proximal para os implantes sem haste e os mesmos com haste cimentada. Nos implantes com haste cimentada verificou-se uma redução significativa da densidade óssea por baixo do côndilo medial e lateral. Na zona distal da diáfise não se registaram diferenças significativas entre os dois tipos de implantes. As densidades ósseas, por baixo dos côndilos medial e lateral, para cada tipo de implante, são significativamente ($p < 0.0016$) menores que as observadas no joelho intacto contralateral do mesmo paciente.

Como anteriormente descrito, quer um aumento das deformações no osso quer uma redução das mesmas pode levar ao fenómeno de reabsorção óssea. Assim, torna-se difícil estabelecer as fronteiras a partir das quais se dá o fenómeno da reabsorção óssea. Uma hipótese que podemos considerar, neste estudo, é a de que sempre que exista uma redução das deformações nos modelos com implante, relativamente ao modelo da tíbia intacta, aumentamos as possibilidades de stress shielding, facto que pode favorecer a reabsorção óssea. Assim, aquando da análise às deformações principais de compressão, no osso esponjoso, verificou-se que todos os implantes reduziram os níveis de deformação relativamente ao modelo da tíbia intacta (figura 5.8). As zonas de pico da diferença entre os modelos com implante e intacto situam-se no centro dos côndilos medial e lateral, sendo estas zonas as mais propensas ao efeito de stress shielding. O modelo que evidenciou maior efeito de stress shielding foi o modelo de haste cimentada. Estes resultados não contrariam os resultados clínicos descritos por Lonner et al. [143]. As deformações obtidas ao longo do osso esponjoso, na interface com a haste (figura 5.17), evidenciam uma forte redução destas na zona proximal dos modelos com implante, gerando forte efeito de stress shielding. Na zona mais distal não se verificou uma grande diferença entre os valores de deformação dos modelos com e sem implante, mas um efeito de concentração de deformações na extremidade das hastes. Tal como acontecia para as deformações na interface osso-cimento, estes resultados também não contrariam os resultados clínicos descritos por Lonner et al. [143]. A EDE obtida na superfície do osso cortical, nos modelos com implante (figura 5.15) revelou um efeito de stress shielding que é maior ou menor consoante o modelo com implante analisado. O modelo com implante que maior redução de energia de deformação originou no osso cortical foi o modelo de haste *press-fit* longa (figura 5.16), seguido pelo modelo de haste cimentada.

Não se podendo estabelecer uma relação directa entre os resultados numéricos, isto é, a redução das deformações no osso nos modelos com implante, relativamente ao modelo intacto e o

efeito clínico de reabsorção óssea, estes permitem, contudo, referir que não contradizem os relatos clínicos.

5.4.2 - Análise comparativa da haste *press-fit* na tibia

Como descrito na introdução deste capítulo, é prática clínica comum a utilização de hastes em revisões da ATJ, principalmente naqueles casos clínicos onde há uma perda de substância óssea não contida na zona proximal da tibia. Nestes casos, muitos clínicos utilizam o sistema de fixação híbrida com o prato tibial cimentado e a haste *press-fit* longa não cimentada em contacto com o osso cortical na sua extremidade. Como relatado anteriormente, este tipo de fixação tem vantagens e desvantagens quando comparada com as soluções alternativas já estudadas. As principais desvantagens encontradas, durante o estudo do modelo com haste *press-fit* longa, foram o efeito de stress shielding e a dor na extremidade da haste descrito em diversos estudos clínicos referenciados. Estes fenómenos encontram-se, igualmente, nos outros tipos de haste, mas a elevada utilização deste tipo de fixação por grande parte dos clínicos e algumas questões colocadas pelos mesmos justificam estudos complementares. Assim, com esta parte do trabalho pretende-se avaliar formas alternativas de fixação que podem ocorrer voluntária ou involuntariamente no processo cirúrgico, assim como diferentes conceitos em termos de geometria e material da haste. Foram analisados três modelos com geometria idêntica, mas com diferentes formas de fixação das hastes e de materiais. Criou-se uma designação simplificada para fácil identificação dos modelos durante a discussão dos resultados (tabela 5.7).

Um dos modelos analisados (**HPF_esp**) representa uma situação referida por alguns cirurgiões e por vezes realizada propositadamente pelos mesmos, outras vezes ocasionalmente, na cirurgia de revisão. Acontece quando um contacto consistente entre a extremidade da haste e o osso cortical não é alcançado, mas antes um contacto com um osso menos compacto na superfície do canal intramedular. Tal acontece quando, durante a cirurgia, o alargamento do canal na diáfise da tibia não atinge o osso cortical, ficando a mesma em contacto com osso de menor resistência mecânica. Este modelo foi simulado, supondo que a extremidade da haste está em contacto com osso cujas propriedades de resistência mecânica são idênticas à do osso esponjoso. O segundo modelo (**HPF_fix**) representa uma situação, igualmente referida por alguns cirurgiões, em que a extremidade da haste fica em apoio axial sob o osso cortical da diáfise. Neste caso foi simulado um contacto axial sobre o osso cortical, representado esquematicamente na figura 5.25. Finalmente foi simulado um modelo inovador (**HPF_poli**) em que se utilizou uma haste de geometria completamente idêntica as anteriores, mas cuja extremidade em contacto com o osso cortical é em polietileno (16mm). Este modelo pretende determinar até que ponto esta solução pode diminuir o efeito de concentração de deformações no osso na zona da extremidade da haste.

Os resultados dos três modelos, aqui descritos, foram sempre comparados com o modelo de haste *press-fit* longa (**HPF_longa**), estudada anteriormente em contacto radial com o osso cortical na zona da extremidade.

O número de elementos e nós de cada modelo, assim como a sua designação, encontram-se na tabela 5.7. Como no estudo anterior, as simulações foram comuns entre os três modelos analisados, variando somente as condições de interface na zona da extremidade da haste. Na figura 5.25 estão representados, esquematicamente, os posicionamentos relativos da extremidade da haste dos modelos relativamente ao osso da tibia.

As hastes, assim como o componente tibial, foram consideradas em contacto com as superfícies do osso sem interferência. Relatos clínicos de re-revisão mostram que a remoção destas hastes

se realiza sem dificuldade, evidenciando apenas um contacto entre as mesmas e o osso. Esta consideração pode ser entendida como uma situação a médio ou longo prazo após a artroplastia de revisão.

Tabela 5.7 – Características dos modelos numéricos analisados.

Modelos analisados	Designação simplificada	Dimensões haste	Tipo fixação da extremidade	Número elementos	Número de nós
Haste em contacto com osso esponjoso	HPF_esp	Ø16mm x 115mm Ti (haste comercial)	Contacto com osso esponjoso	269568	65573
Haste em contacto com topo no osso cortical	HPF_fix	Ø16mm x 115mm Ti (haste comercial)	Contacto axial com osso cortical	270322	64235
Haste com extremidade em polietileno	HPF_poli	Ø16mm x (99mm titânio + 16mm polietileno)	Contacto polietileno-cortical	266545	61557
Haste longa press-fit	HPF_longa	Ø16mm x 115mm Ti (haste comercial)	Contacto sem interferência com osso cortical	265222	61194

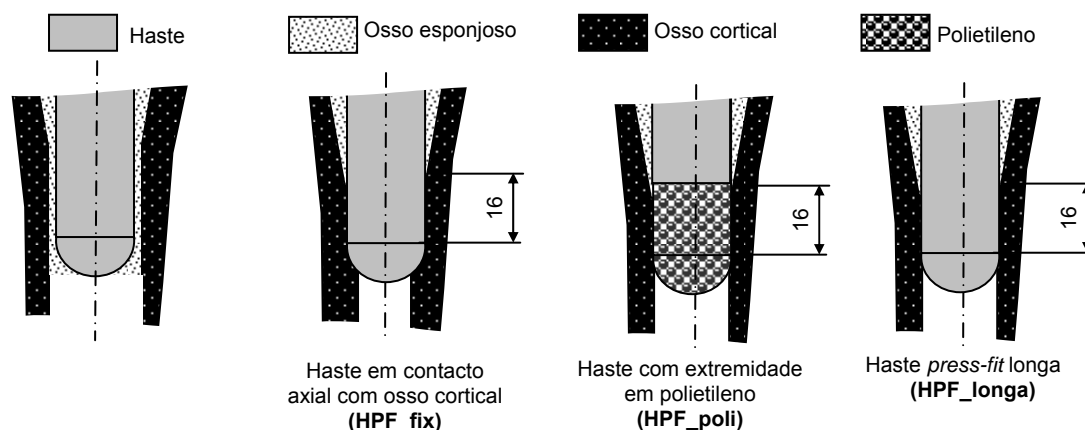


Figura 5.25 – Representação esquemática do contacto das extremidades dos modelos de haste *press-fit* longa.

5.4.2.1 - Repartição de carga entre osso e haste

A comparação da repartição da carga axial na interface osso-cimento na superfície condiliana da tíbia, entre os diferentes modelos analisados, está apresentada na figura 5.26.

Os resultados obtidos mostram que os modelos em contacto com o osso unicamente através da superfície radial da haste na zona da extremidade, independentemente dos materiais em contacto (osso cortical - titânio, osso esponjoso – titânio, osso cortical - polietileno), apresentam repartições de cargas idênticas. A carga transmitida ao osso cortical representa mais do dobro da carga transmitida ao osso esponjoso, sendo a carga transmitida pela haste para a zona da diáfise bastante reduzida. A grande diferença ocorre para a haste com apoio axial sobre o osso cortical (**HPF_fix**), onde a carga transmitida ao osso esponjoso e ao osso cortical diminui bastante, sendo a haste responsável pela transferência de mais de 50% da carga para a zona mais distal do osso cortical. A forma como a extremidade da haste está em contacto com o osso é decisiva na

repartição da carga axial no osso na interface osso-cimento. O facto de se utilizar uma haste em titânio com extremidade em polietileno não altera de forma significativa a repartição de carga na interface osso-cimento e o mesmo acontece se a extremidade da haste não estiver em contacto com o osso cortical, como é o caso da haste em contacto com o osso esponjoso na extremidade (**HPF_esp**), quando comparada com a haste em titânio em contacto com o osso cortical (**HPF_longa**), ou seja, a situação clínica mais frequente ou dita ideal.

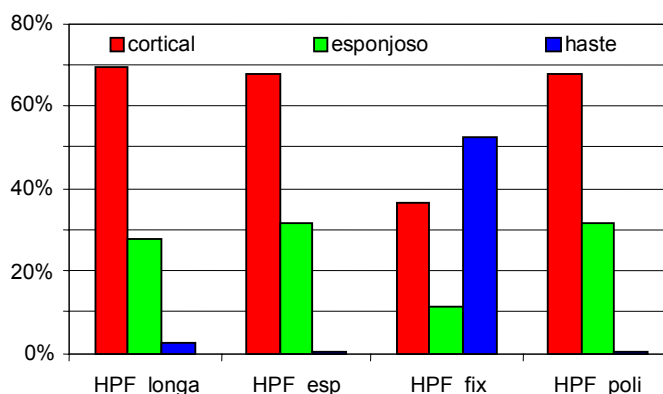


Figura 5.26 – Percentagem de repartição da carga axial na interface cimento-osso.

O modelo da haste em apoio axial sobre o osso cortical vai contra os procedimentos cirúrgicos aconselhados pelos fabricantes deste tipo de implantes, mas é uma situação que pode ocorrer ocasionalmente em cirurgia. O facto de a haste transmitir mais de 50% da carga axial para a zona distal ocorrerá, apenas, numa situação imediatamente após a cirurgia, já que as propriedades viscoelásticas do osso, a presença dos micromovimentos no topo da haste, assim como as capacidades adaptativas deste, podem conduzir a uma cedência da capacidade de suporte do osso nesta zona, aumentando a transferência de carga para a zona da interface osso-cimento na tibia proximal. No caso de não existir apoio axial da extremidade da haste *press-fit* no osso, a rigidez da ligação da extremidade da haste ao osso não influencia a transferência de carga entre o osso cortical, o osso esponjoso e a haste na interface osso-cimento.

5.4.2.2 - Micromovimentos entre o prato tibial e o osso

Foram analisados os micromovimentos relativos na direcção axial entre o prato tibial e o osso cortical a 10mm da interface osso-cimento para os diferentes modelos, apresentados na figura 5.27. Os micromovimentos relativos entre o prato tibial e o osso cortical revelaram-se inferiores em todos os lados para o modelo **HPF_fix**. O facto de a haste transferir mais de 50% da carga axial para a zona da diáfise do osso cortical diminui o esforço sobre o osso cortical proximal e, desta forma, reduz o micromovimento relativo entre este e o prato, especialmente no lado lateral, permitindo uma maior estabilidade. Não podemos deixar de ter em conta que esta situação pode apenas acontecer a seguir à cirurgia, no período pós operatório, uma vez que como já referido, devido às propriedades do osso e aos micromovimentos da haste, o mesmo tende a reduzir a sua capacidade de suporte e, assim, com o tempo o esforço aumenta sobre o osso cortical proximal e, desta forma, pode aumentar o micromovimento entre o prato e o osso.

O facto de a extremidade da haste não estar em contacto directo com o osso cortical radialmente, como no modelo **HPF_esp**, assim como o facto de se utilizar uma haste com a

extremidade em polietileno (**HPF_poli**), altera os valores dos micromovimentos entre o osso cortical e prato tibial relativamente à haste **HPF_longa**. Estas alterações são mais significativas no lado lateral onde estes aumentaram 12.5% para o modelo **HPF_esp** e 9.4% para **HPF_poli**.

Assim, a rigidez da ligação da extremidade da haste e o facto desta apoiar axialmente no osso altera os micromovimentos relativos entre o prato tibial e o osso cortical proximal.

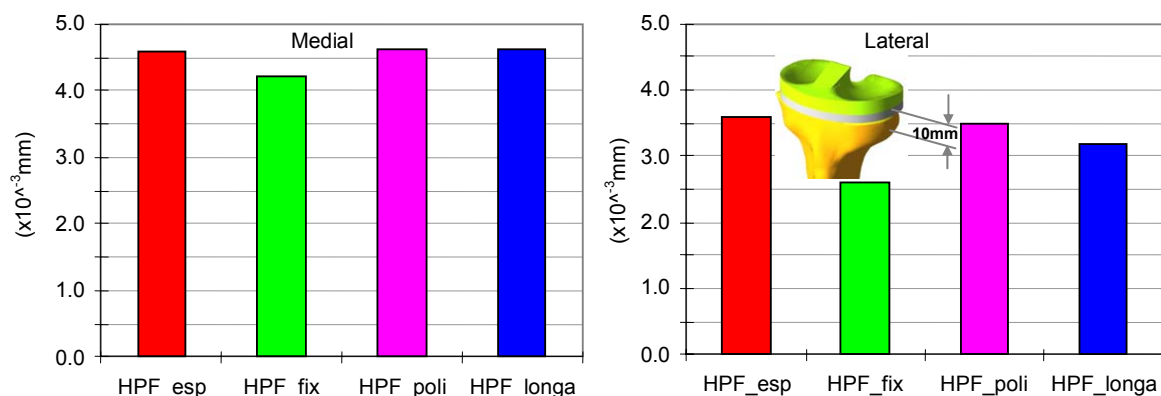


Figura 5.27 – Deslocamento relativo na direcção axial entre o prato tibial e o osso cortical a 10mm da interface osso-cimento.

5.4.2.3 - Deformação no osso esponjoso

As deformações principais mínimas no osso foram analisadas na interface do osso esponjoso e cortical com o cimento nos alinhamentos medial-lateral e antero-posterior (figura 5.28). As extremidades das curvas das figuras correspondem às deformações no osso cortical. O modelo **HPF_fix** foi o que apresentou as deformações principais mínimas mais reduzidas no osso esponjoso nos alinhamentos medial-lateral e antero-posterior. A zona com maior redução das deformações, relativamente aos restantes modelos, foi a zona central do prato tibial onde se fixa a haste.

Em relação aos modelos **HPF_esp** e **HPF_poli**, não se verificaram campos de deformações diferentes relativamente ao modelo **HPF_longa**. Estes resultados confirmam, de certa forma, os resultados obtidos na análise da repartição de carga na interface osso-cimento, onde o modelo **HPF_fix** foi o que menos carga transferiu para o osso esponjoso, o que é confirmado pelos valores de deformação de compressão inferiores no osso esponjoso.

Estes resultados permitem, ainda, prever grande efeito de stress shielding no modelo **HPF_fix**, com valores de deformação bastante inferiores aos restantes modelos e relativamente ao modelo da tíbia intacta. Estes níveis de deformações podem não ser suficientes para estimular a remodelação óssea [116].

Foram, também, analisadas as deformações de corte no osso esponjoso na interface osso-cimento. Os resultados obtidos foram idênticos para os diferentes modelos. Pode concluir-se que, quer a rigidez da ligação da extremidade da haste, quer a forma como esta é apoiada no osso não influencia as deformações de corte no osso esponjoso.

No caso de não existir apoio axial da extremidade da haste *press-fit* no osso cortical, os resultados evidenciam que a rigidez da ligação da extremidade da haste ao osso não influenciam os campos de deformação no osso na interface osso-cimento.

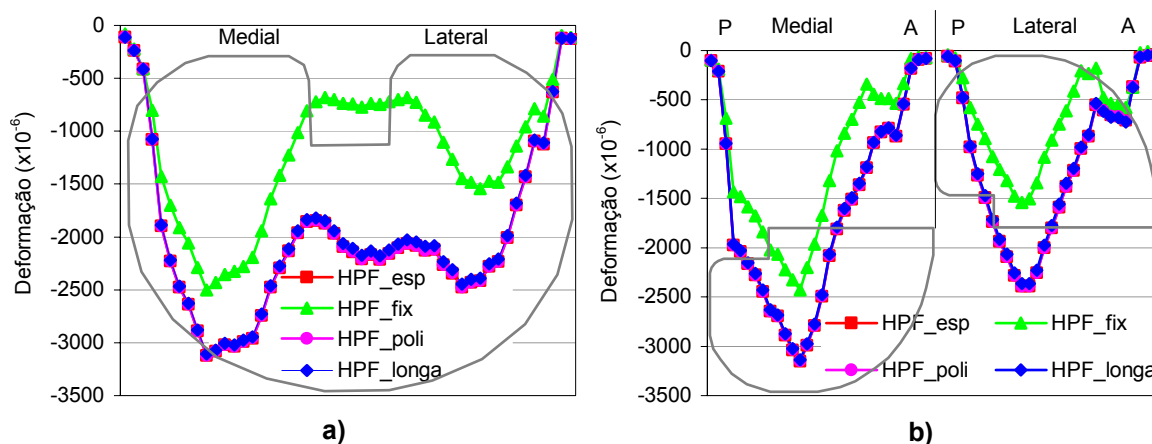


Figura 5.28 – **a)** Deformações principais mínimas no osso na interface osso-cimento nos alinhamentos medial-lateral e; **b)** antero posterior.

5.4.2.4 - Micromovimentos na interface osso-cimento

A condição de contacto com atrito em que foi tratada a interface osso-cimento permitiu comparar os deslocamentos relativos entre o cimento e o osso esponjoso. Os micromovimentos observados ao longo do alinhamento medial-lateral nas direcções antero-posterior e medial-lateral estão apresentados na figura 5.29.

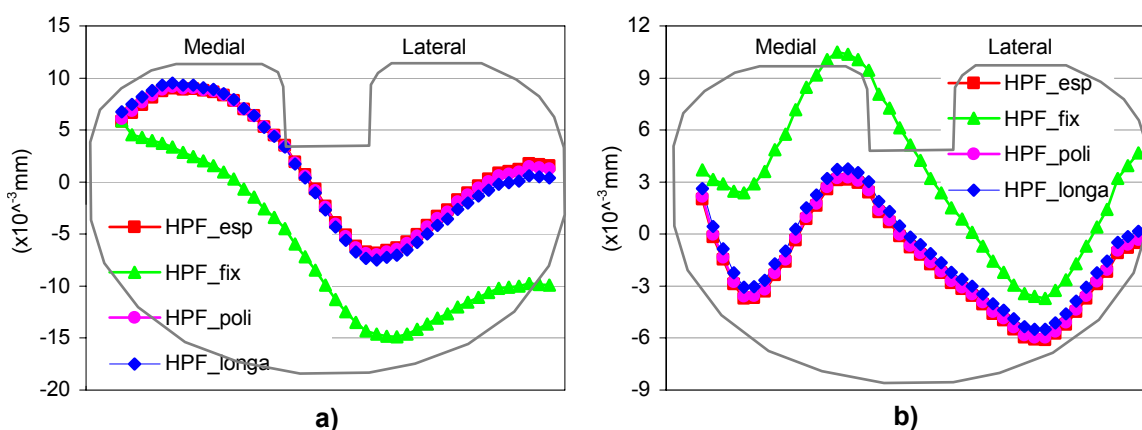


Figura 5.29 – **a)** Micromovimentos na interface osso-cimento ao longo do alinhamento medial-lateral na direcção antero-posterior e; **b)** medial-lateral.

Os deslocamentos relativos revelaram, em todos os modelos, maior amplitude na direcção antero-posterior. Os resultados obtidos indicam que o modelo **HPF_fix** induziu um campo de deslocamentos relativos diferente e com valores bastante superiores aos restantes modelos. O efeito de apoio axial da extremidade da haste contra o osso cortical parece funcionar como fulcro, promovendo a instabilidade desta interface e aumentando o deslocamento relativo entre o cimento e o osso. Este efeito de aumento do movimento relativo pode originar fenómenos de abrasão do osso que, combinado com os baixos níveis de deformação de compressão pode conduzir à separação do osso do cimento. O modelo **HPF_esp**, assim como o modelo **HPF_poli**, apresentam o mesmo tipo de comportamento que o modelo **HPF_longa**.

Verifica-se que, se não existir apoio axial da extremidade da haste *press-fit* no osso cortical, a rigidez da ligação da extremidade da haste ao osso não influencia os deslocamentos relativos entre o osso e o cimento nesta interface.

5.4.2.5 - Deformações no osso cortical

Os resultados da análise das deformações principais mínimas ao longo dos 4 lados do osso cortical estão apresentados na figura 5.30.

Destes resultados destaca-se, mais uma vez, o comportamento do modelo **HPF_fix**. Este apresenta curvas de deformação bem distintas dos restantes, evidenciando-se na maioria dos lados uma forte redução das deformações principais de compressão. Esta redução potencia o efeito de stress shielding e, conseqüentemente, possível reabsorção óssea. Este facto seria previsível, já que como se tinha verificado antes, grande parte da carga axial é transferida directamente pela haste para a zona da diáfise, retirando carga ao osso cortical e esponjoso na interface osso-cimento.

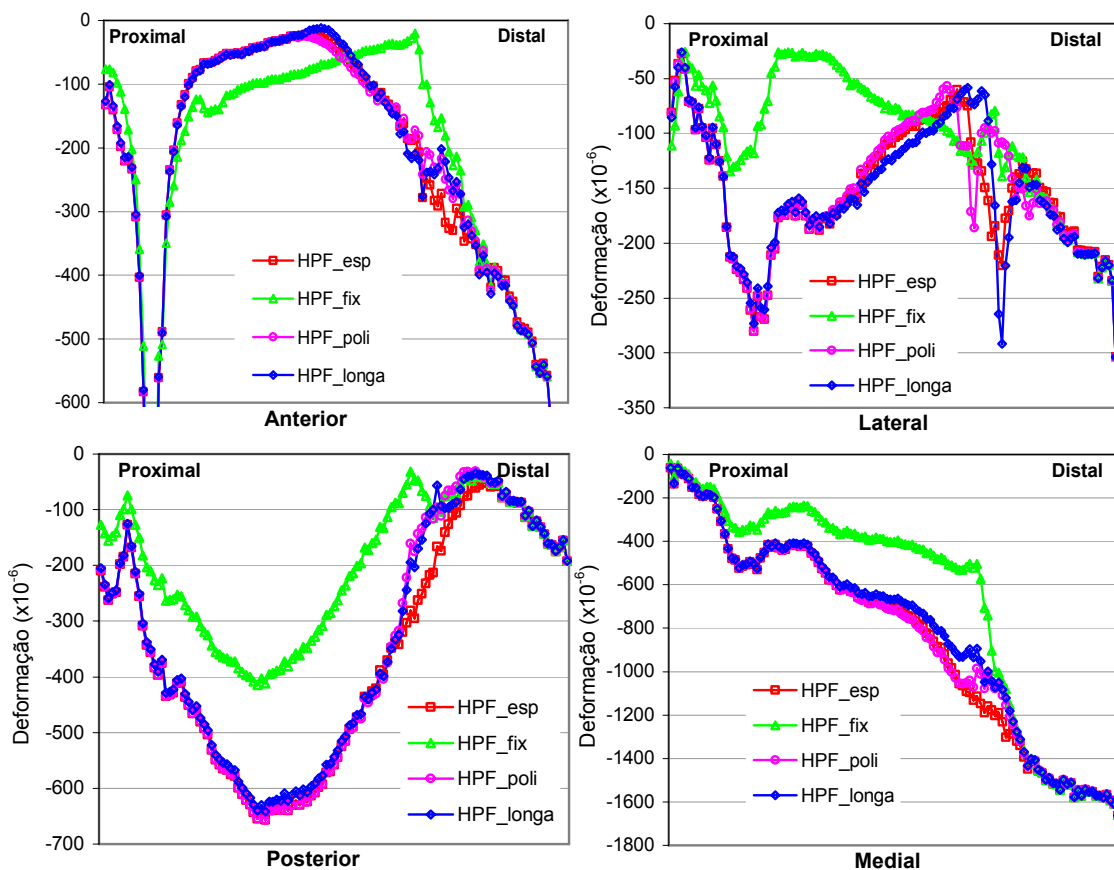


Figura 5.30 – Deformações principais mínimas no osso cortical.

Os restantes modelos **HPF_esp**, **HPF_poli** e **HPF_longa** apresentaram comportamentos relativamente idênticos até à zona de contacto entre a extremidade da haste e o osso. O lado que apresentou os maiores desvios de deformação entre os diferentes modelos, na zona da extremidade da haste, foi o lado lateral. A zona de contacto entre a extremidade das hastes e o osso, no lado lateral, apresentou uma alteração bastante significativa dos gradientes de deformações para todos os modelos analisados. Esta alteração, como descrito anteriormente, está

ligada ao efeito de fulcro que a extremidade da haste origina sobre o osso devido aos momentos flectores que se geram nas superfícies condilianas, com origem nas cargas axiais. Assim, nesta zona, o modelo **HPF_longa** foi aquele que apresentou o pico de deformação mais elevado, de -291.7×10^{-6} mm/mm. O modelo que apresentou o menor valor, nesta zona, foi o modelo **HPF_fix**, com um valor de pico de -139.1×10^{-6} mm/mm, uma diferença relativa de 152.6×10^{-6} mm/mm. Os modelos **HPF_esp** e **HPF_poli** provocaram valores de pico de -211.1×10^{-6} mm/mm e -186.3×10^{-6} mm/mm, respectivamente. Em termos de alteração de gradiente nesta zona, o modelo **HPF_longa** foi o que apresentou a alteração mais significativa, com um aumento da deformação superior a 300%, seguido pelo modelo **HPF_esp** com um aumento de 240%, modelo **HPF_poli** com um aumento de 191% e o modelo **HPF_fix** com um aumento de 90%.

O gradiente observado no lado anterior, na zona proximal, explica-se pelo facto de ser nesta zona que está aplicada a carga do ligamento patelar. Os resultados obtidos revelam que o facto de se transferir a carga para a zona da diáfise, como no modelo **HPF_fix**, diminui o efeito do momento flector gerado na superfície condiliana, diminuindo também o efeito de fulcro de apoio da haste no osso e, desta forma, gerando menores gradientes de deformação quando comparados com os restantes modelos, nos quais a haste não transfere carga axial para a zona da diáfise.

Os modelos com uma ligação menos rígida entre a extremidade da haste e o osso, como os casos dos modelos **HPF_esp** e **HPF_poli**, apresentam gradientes de deformação inferiores, comparativamente com o modelo **HPF_longa**. Assim, estes modelos criam menos picos de deformação no osso cortical, que podem ser benéficos em termos clínicos já que, como descrito, a actividade osteoblástica está ligada aos níveis de carga e, conseqüentemente, às deformações no osso [128]. Tendo em consideração o discutido aquando da correspondência dos resultados numéricos a algumas evidências clínicas, alguns estudos, já referenciados, referem o surgimento de dor com hastes longas na zona da extremidade. Apesar de não se poder estabelecer uma relação directa entre os gradientes de deformação no osso e o sintoma de dor parece-nos, à luz do resultados obtidos neste estudo, que existirá alguma vantagem para as respostas ósseas se os gradientes de deformação forem os mais reduzidos e próximos dos valores fisiológicos. Assim, na zona da extremidade da haste, será vantajoso reduzir a concentração de deformações e conseqüentemente a actividade osteoblástica. Desta forma, excluído o modelo **HPF_fix** em que o gradiente de deformação é o menor de todos os modelos analisados, o modelo **HPF_poli** parece ser uma solução a ter em conta na redução dos gradientes de deformação a que o osso cortical está sujeito na zona da extremidade da haste. Também o modelo **HPF_esp** permite uma redução dos gradientes de deformação, mas de forma menos significativa. É necessário, ainda, ter em conta que os menores gradientes destes dois modelos diminuem, igualmente, o risco de fractura e hipertrofia do osso na zona da extremidade da haste relativamente ao modelo **HPF_longa**, representativo dos modelos comerciais e simulado segundo as técnicas cirúrgicas especificadas pelos fabricantes deste tipo de implantes.

5.4.2.6 - Deformações no osso contíguo à haste

As deformações principais mínimas foram observadas ao longo da interface haste-osso nos quatro lados. Regista-se a particularidade de as deformações apresentadas na figura 5.31 serem relativas ao osso esponjoso e ao osso cortical, em função do modelo analisado e posição ao longo da haste.

Na figura 5.31 está indicada com uma seta a zona a partir da qual a haste entra em contacto com o osso cortical para os modelos **HPF_fix**, **HPF_poli** e **HPF_longa**. Nestes modelos a

alteração da distribuição de deformação fica a dever-se, essencialmente, à mudança do contacto entre a haste e o tipo de osso. Tal como acontecia nas deformações no osso cortical, o modelo **HPF_fix** apresenta os mais baixos valores de deformação em todos os lados. Assim, o potencial efeito de stress shielding e consequente reabsorção óssea são mais prováveis neste tipo de fixação da haste do que nos restantes modelos.

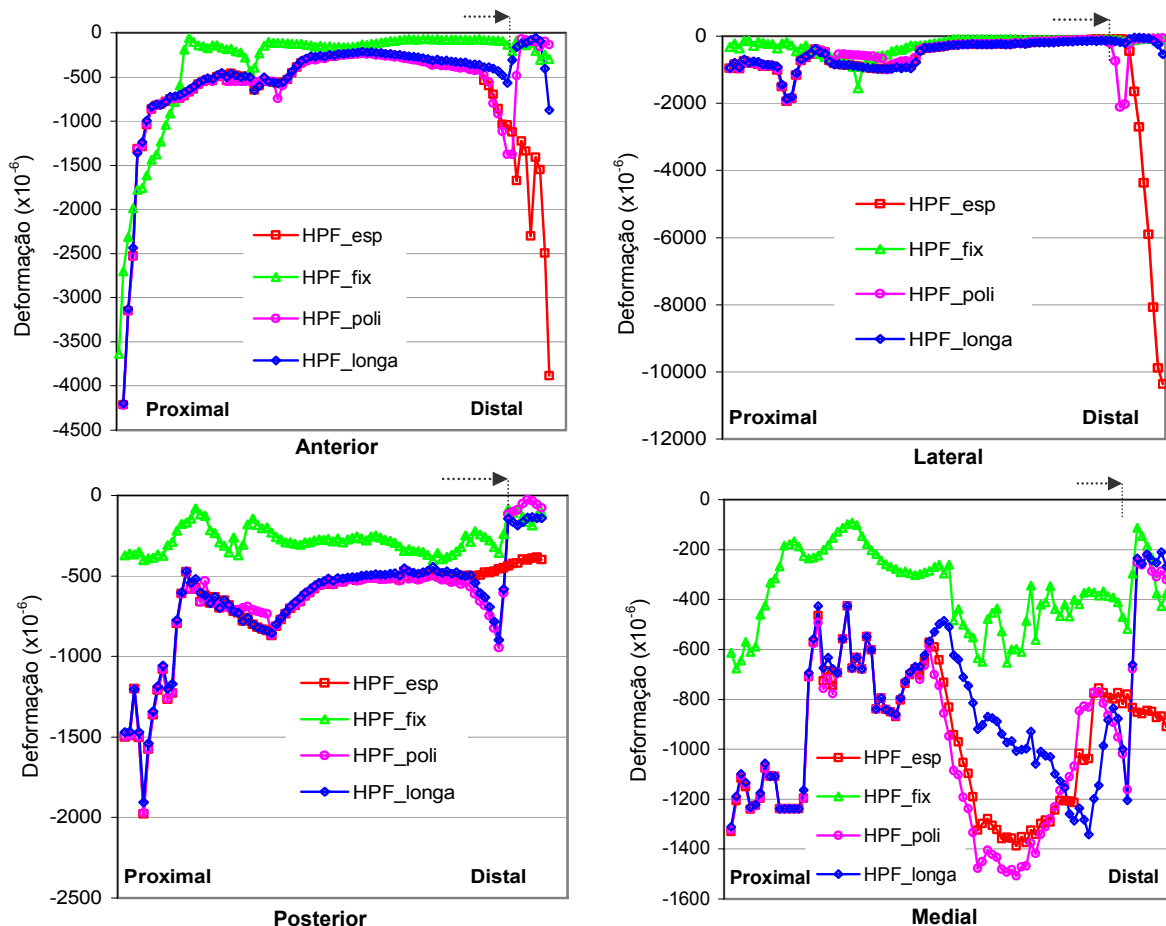


Figura 5.31 – Deformações principais mínimas no osso esponjoso e cortical na interface osso-haste.

Os restantes modelos apresentam gradientes de deformação idênticos no osso esponjoso, ao longo da haste. A exceção ocorre na zona da extremidade da haste onde existem diferenças significativas entre os vários modelos.

O modelo **HPF_esp** apresentou um elevado gradiente de deformações na extremidade da haste, sendo bastante visível no lado lateral, onde o pico de deformação foi o mais elevado. Este elevado valor de deformação concentrada na extremidade da haste pode originar a rotura por fadiga do osso esponjoso nesta zona. Relativamente aos dois modelos com contacto radial com o osso cortical, ambos apresentaram deformações bastante inferiores ao modelo em contacto com o osso esponjoso, já que a resistência mecânica do osso cortical é bastante superior, dando origem a valores de deformações inferiores, como é bem evidente na figura 5.31. Entre estes dois modelos, o modelo **HPF_poli** apresenta valores de deformação no osso cortical na interface com a haste, na zona da extremidade, inferiores em 80%, quando comparados com o modelo de haste integral em titânio (**HPF_longa**). O modelo **HPF_poli** apenas apresenta um gradiente elevado de

deformações no osso esponjoso, onde se dá a transição do metal para o polietileno. Este valor de pico é bastante inferior ao verificado no modelo com a extremidade em contacto com osso esponjoso (**HPF_esp**). O modelo **HPF_poli** parece ser, igualmente, um bom compromisso na redução dos picos de deformação do osso esponjoso comparativamente ao modelo **HPF_esp** e consegue uma redução significativa (80%) das deformações no osso cortical, quando comparado com o modelo **HPF_longa**.

5.4.2.7 - Discussão de resultados

O objectivo desta parte do trabalho foi responder a algumas questões colocadas pelos cirurgiões ortopedistas e, ainda, comparar um conceito inovador de haste *press-fit* longa.

Uma das questões colocadas pelos cirurgiões consiste em saber até que ponto o facto de a extremidade da haste *press-fit* longa não contactar com o osso cortical da zona da diáfise, mas antes ficar em contacto com um osso de menor resistência mecânica, afectaria a estabilidade do implante e os esforços sobre o osso.

Este caso foi simulado como estando a extremidade da haste em contacto com o osso esponjoso através do modelo **HPF_esp**. Os resultados obtidos nesta simulação numérica revelam que, o facto de a haste estar em contacto com um osso de menor resistência mecânica não influencia significativamente a repartição de carga na interface osso-cimento relativamente ao modelo **HPF_longa**. A diferença mais significativa foi observada ao nível do deslocamento relativo (12,5%) entre o mesmo e o osso cortical, revelando menor estabilidade que o modelo de referência (**HPF_longa**). Os níveis de deformação no osso esponjoso na interface osso-cimento e os micromovimentos na interface osso-cimento não foram diferentes do modelo representativo da situação preconizada pelos clínicos e fabricantes (**HPF_longa**).

Já ao nível das deformações no osso cortical e no osso na interface osso-haste verificaram-se diferenças significativas, principalmente na zona da extremidade da haste.

O facto da extremidade na haste não estar em contacto directo com osso cortical permite diminuir a intensidade das deformações no osso cortical relativamente ao modelo com a haste em contacto radial com o osso cortical (**HPF_longa**). No osso esponjoso, os valores de deformação, na zona da extremidade, são bastante elevados mas não comparáveis aos do modelo em contacto com o osso cortical, já que os materiais em contacto são de rigidez diferente. Estes valores elevados de deformação no osso esponjoso podem pressupor hipertrofia óssea ou rotura por fadiga, do osso em contacto com a extremidade da haste a longo prazo, ainda mais sabendo que a resistência mecânica do osso esponjoso é reduzida. No entanto, uma das vantagens que esta forma de fixação apresenta é, sem dúvida, o menor nível de deformações imposto ao osso cortical quando comparado com o modelo (**HPF_longa**).

Como se verificou, não é possível estabelecer uma correlação científica entre os pacientes que apresentam dor na extremidade da haste e os valores de deformação no osso cortical, mas este modelo com um menor gradiente de deformação será mais benéfico para o osso, não o expondo a deformações tão elevadas, diminuindo a actividade osteoblástica [128]. O mesmo não acontece no osso esponjoso, uma vez que os valores das deformações são bastante elevados, podendo este factor ser potencializador do fenómeno de hipertrofia do osso ou mesmo fractura.

O segundo modelo (**HPF_fix**) analisado pretendeu responder, igualmente, a uma questão clínica que residia em conhecer as consequências, em termos mecânicos, do facto do osso e a extremidade da haste estarem em contacto na direcção axial com o osso cortical. Esta situação esbarra no preconizado clinicamente e pelos fabricantes deste tipo de solução, mas pode surgir

por erro cirúrgico. Dos resultados obtidos verifica-se uma redução significativa das deformações no osso esponjoso, na interface osso cimento, assim como no osso cortical ao longo do comprimento da haste. Este fenómeno potencia o efeito de stress shielding e, conseqüentemente, o efeito de reabsorção óssea. Relativamente ao deslocamento relativo axial entre o prato tibial e o osso cortical, este modelo foi o que apresentou os valores mais reduzidos, revelando uma maior estabilidade. O contrário sucede relativamente aos micromovimentos entre o osso esponjoso e cimento, na interface osso-cimento, onde este modelo apresenta os valores mais elevados, aumentando o potencial de falência quando combinado com a redução das deformações de compressão no osso esponjoso na interface. Assim, parece que no caso de esta situação ocorrer clinicamente, a probabilidade de falha da interface osso-cimento, assim como a possibilidade de ocorrência de reabsorção óssea é superior aos restantes modelos.

O terceiro modelo analisado (**HPF_poli**) representa uma proposta inovadora, que foi comparada com o modelo tradicional de haste integral em titânio com a extremidade em contacto radial com o osso cortical (**HPF_longa**). Este modelo, como descrito anteriormente, consiste numa haste em titânio cuja zona da extremidade que está em contacto com o osso cortical é em polietileno (16mm). Este modelo, quando comparado com o modelo de referência (**HPF_longa**), revelou uma estabilidade um pouco inferior, quantificada através do deslocamento relativo axial (+9.4%) entre o prato tibial e o osso cortical. Relativamente à repartição de carga na interface osso-cimento, deformação no osso esponjoso na interface e movimentos relativos entre o cimento e o osso esponjoso não existem diferenças significativas relativamente ao modelo de referência (**HPF_longa**). Contudo, as deformações do osso cortical são idênticas ao modelo de referência ao longo do comprimento da haste, com excepção da zona da extremidade da haste, onde o pico de deformação gerado por este modelo é inferior (-40%). No osso esponjoso apenas surge um pico de deformação na zona de transição do metal para o polietileno da haste.

Pode-se concluir que este conceito de haste, com a extremidade em polietileno, tem um comportamento idêntico ao da haste convencional, com excepção da estabilidade do prato tibial na zona proximal, que se apresenta menos estável. Apresenta, contudo, a vantagem de gerar um menor efeito de concentração de deformações na zona da extremidade da haste, podendo este facto contribuir para uma menor actividade osteoblástica e, possivelmente, diminuir a probabilidade de ocorrência de hipertrofia do osso e de surgimento de dor nessa zona.

5.4.3 - Haste cimentada e *press-fit* no fémur

Foram analisados quatro modelos com diferentes geometrias de haste e diversos modos de fixação. Tal como para a tibia, criou-se uma designação simplificada de forma a facilitar a identificação dos modelos durante a apresentação dos resultados nos gráficos.

O número de elementos e nós de cada modelo, assim como a sua designação encontram-se na tabela 5.8. Nas figuras 5.32 e 5.33 é apresentada, de forma esquemática, a geometria das hastes analisadas, assim como o componente femoral.

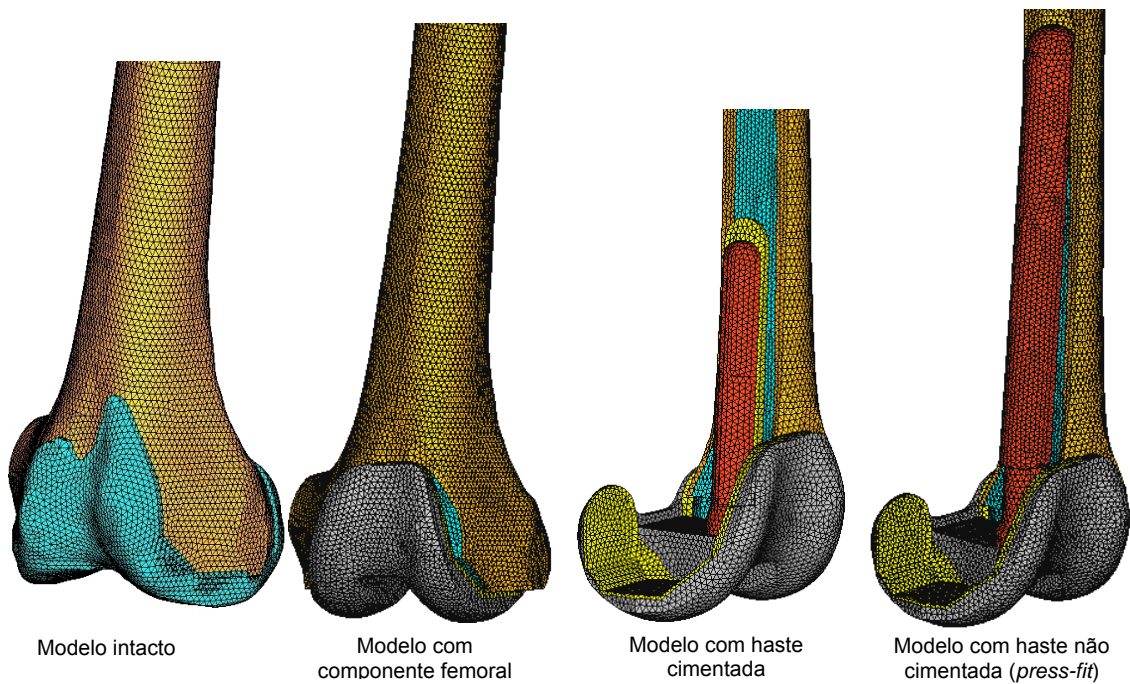


Figura 5.32 – Malhas dos diferentes modelos do fémur intacto e com prótese femoral.

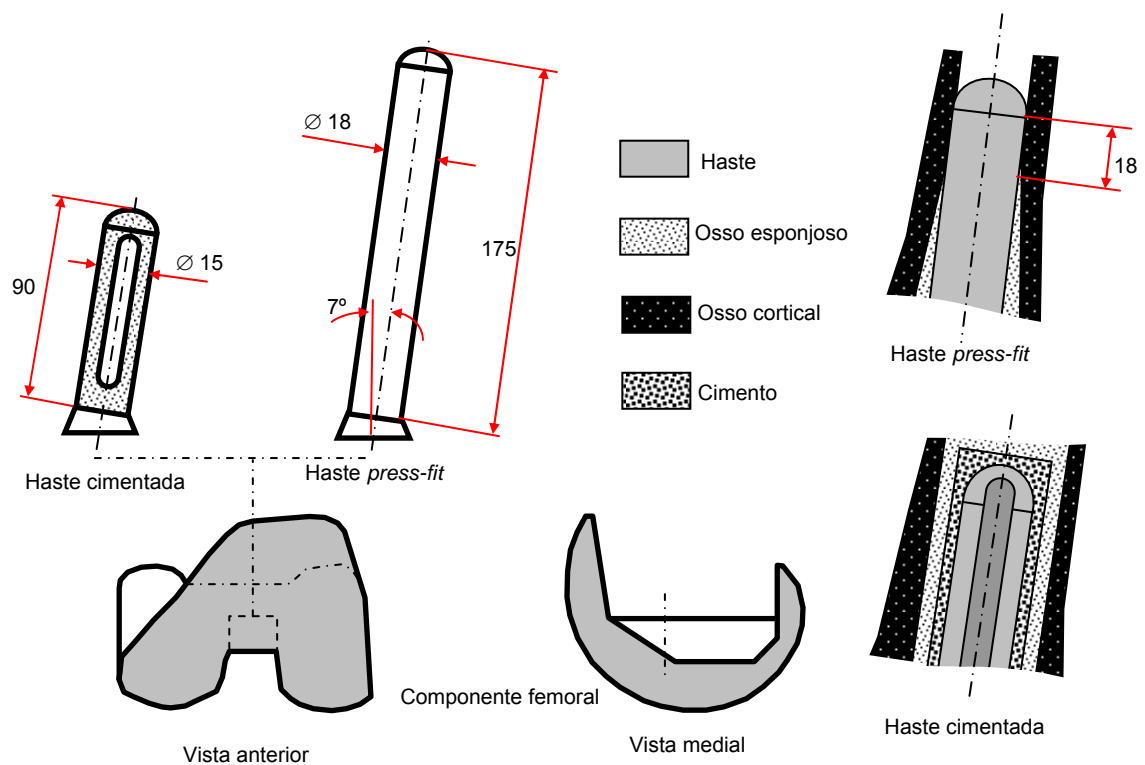


Figura 5.33 – Representação esquemática das hastes analisadas e o posicionamento da sua extremidade relativamente ao osso.

As figuras das malhas encontram-se na figura 5.32. O modelo intacto (**Intacto**) é utilizado como modelo de controlo que simula as condições fisiológicas do fémur sem implante e servirá, somente, para comparação. O modelo apenas com componente femoral sem haste (**Base**) é o

modelo que simula o fémur com o componente femoral comum a todos os modelos analisados. O modelo de haste cimentada (**H_Cim**) é o modelo em que se utiliza uma haste comercial fixa no componente femoral, que é coberta por um manto de cimento de 1mm de espessura. No modelo de haste longa *press-fit* (**HPF_longa**) utiliza-se uma haste comercial fixa ao componente femoral e com extremidade em contacto com o osso cortical.

Tabela 5.8– Características dos modelos numéricos analisados.

Modelos analisados	Designação simplificada	Dimensões haste	Tipo fixação da haste/osso	Número elementos	Número de nós
Fémur Intacto	Intacto		-	249960	55850
Componente femoral	Base	s/haste	-	251458	56786
Haste cimentada	H_Cim	Ø15mm x 90mm - 7° (haste comercial)	cimentada esp=1mm	265983	63841
Haste longa press-fit	HPF_longa	Ø18mm x 175mm - 7° (haste comercial)	contacto sem interferência	259104	58302

Foram tidas em conta considerações anatómicas e cirúrgicas nos diversos modelos analisados. As hastes foram modeladas e colocadas com um ângulo de 7° relativamente à base da sua fixação ao componente femoral. Considerou-se o componente femoral cimentado às superfícies condilianas cortadas, tendo sido necessário criar uma caixa intercondiliana no fémur para a sua colocação (zona não cimentada). Foi considerado, em todos os modelos com implante, que não existe contacto axial entre a caixa intercondiliana do componente femoral e o corte realizado no fémur, já que esta zona não é cimentada e, muito dificilmente, se realiza um corte no osso que permita um contacto directo com o componente nesta zona. Esta consideração penaliza as forças transmitidas às superfícies condilianas do fémur, assim como às hastes. No modelo com haste *press-fit* longa considerou-se que a mesma só tem contacto radial com o osso cortical na zona da extremidade da haste. No modelo de haste cimentada tomou-se o manto de cimento em torno da haste somente em contacto com o osso esponjoso radialmente e axialmente, apesar de, na zona posterior, este estar muito próximo do osso cortical.

A haste *press-fit* e o componente femoral, na zona da caixa intercondiliana, foram considerados em contacto com as superfícies do osso sem interferência, sendo esta suposição a mais real já que, como referenciado para o caso estudado na tibia, mesmo que ocorra uma ligeira interferência durante a colocação das hastes no acto cirúrgico, o comportamento viscoelástico do osso, assim como os micromovimentos entre a haste e osso, provocam uma diminuição da interferência ou mesmo a sua eliminação ao longo prazo.

5.4.3.1 - Repartição de carga entre osso e haste

A repartição da carga, na interface osso–cimento na zona condiliana para os diferentes modelos analisados está representada na figura 5.34. No fémur intacto (**Intacto**) a repartição de carga axial foi de 45% para o osso esponjoso e 55% para o osso cortical ao longo dos planos equivalentes à interface osso-cimento nos fémures com implante. Em todos os modelos com implante, a carga sobre o osso cortical tem tendência a diminuir significativamente, quando comparada com o modelo intacto, sendo o valor mais baixo encontrado no modelo com haste cimentada (**H_cim**) com 9%. O modelo apenas com componente femoral (**Base**) foi o que mais carga transferiu para o osso esponjoso na interface com o cimento, com 73%, registando um aumento de 28% relativamente ao modelo do fémur intacto.

O modelo de haste cimentada (**H_cim**) transferiu 58% da carga para a zona proximal do fémur. Esta transferência de carga pela haste diminui a carga nos ossos esponjoso e cortical de forma bastante relevante. Essa redução é mais significativa ao nível do osso cortical, quando comparado com o modelo unicamente com componente femoral (**Base**). O modelo com haste *press-fit* (**HPF_longa**) transferiu menos carga através da haste, apenas 17% para a zona proximal.

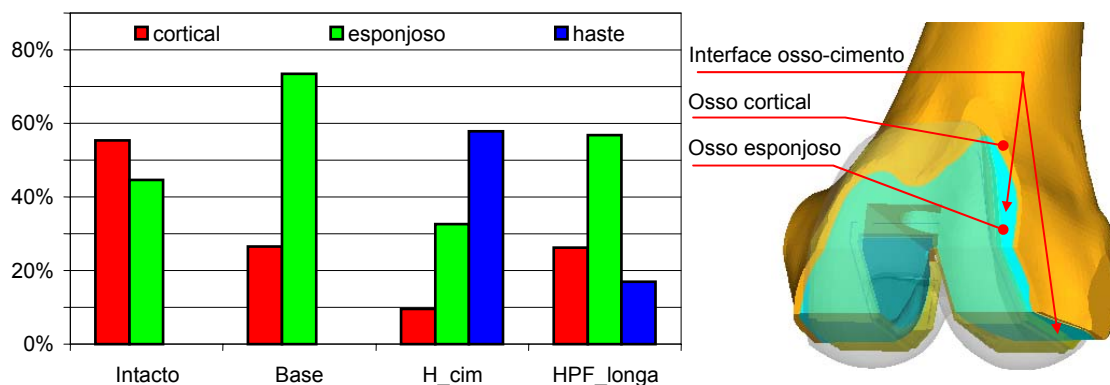


Figura 5.34 - Repartição da carga axial na interface cimento-osso nos diferentes modelos.

Apesar das hastes permitirem transferir carga para a zona proximal do fémur, nem sempre se consegue reduzir a carga sobre o osso esponjoso na interface osso-cimento relativamente ao modelo do osso intacto. O modelo com haste *press-fit* (**HPF_longa**) não permite uma redução da carga sobre o osso esponjoso, mas antes um aumento, tal como acontece com o modelo sem haste (**Base**). A utilização da haste cimentada (**H_cim**) é aquela que, de forma mais significativa, reduz a carga no osso esponjoso, -12% relativamente ao modelo do fémur intacto (**Intacto**). Comparativamente ao osso cortical, a utilização de haste só tem efeito na carga transmitida no caso da haste cimentada, conseguindo-se uma redução de 17% relativamente ao modelo sem haste (**Base**).

Assim, parece conveniente, em casos onde a qualidade do osso esponjoso seja reduzida, evitar a utilização do componente femoral sem haste, já que este aumenta de forma bastante significativa a carga sobre o osso esponjoso, podendo eventualmente dar origem à sua danificação. A selecção da haste cimentada ou da haste *press-fit* deverá ser em função da qualidade ou dos defeitos existentes no osso esponjoso. Para os casos onde o dano não seja contido, mas afecte o osso cortical, a utilização da haste cimentada parece ser uma solução mais adequada, já que tem a capacidade de reduzir a carga sobre o osso cortical, o que não acontece com a utilização da haste *press-fit*.

O facto de, no modelo sem haste (**Base**), a carga transferida ao osso esponjoso ser significativamente superior ao do modelo intacto, está directamente relacionado com a geometria e dimensão do componente femoral e também com a anatomia do fémur nesta zona. A combinação destes factores não permite grande área de suporte por parte do osso cortical, sendo a maior parte do contacto do cimento na interface com o osso esponjoso. Deste modo, parece de todo conveniente que a escolha das dimensões do componente femoral seja o mais próximo possível das dimensões externas do fémur nesta zona. Este facto é por vezes difícil de conseguir, já que em muitas situações a dimensão do componente femoral é condicionada pela dimensão do prato tibial (dimensão da zona condiliana da tibia). Muitas vezes utiliza-se o componente compatível com a dimensão do prato tibial, o que por vezes resulta pequeno para o fémur, dando origem a

uma grande superfície de contacto entre o cimento e o osso esponjoso. Nestes casos, pelos resultados obtidos, parece vantajosa a utilização de componentes com um desenho específico para a anatomia da articulação do paciente.

5.4.3.2 - Micromovimentos entre o componente femoral e o osso

Analisou-se a estabilidade do componente femoral relativamente ao osso cortical na zona distal. Assim, foram medidos os deslocamentos relativos axiais entre o componente femoral e o osso cortical a 10mm da interface osso-cimento nos quatro lados do fémur.

Na figura 5.35 encontram-se os valores dos deslocamentos relativos nos lados medial e lateral, estes são representativos do comportamento global dos diferentes modelos e os mais significativos.

O lado medial foi o que apresentou os menores deslocamentos relativos entre o componente femoral e o osso cortical. No lado medial, o modelo com haste cimentada (**H_cim**) aumentou o valor de deslocamento relativo relativamente ao modelo **Base** sem haste. No lado lateral o modelo com haste cimentada foi aquele que permitiu a maior redução de micromovimentos. O modelo **HPF_longa** permitiu reduções de micromovimentos no lado medial e lateral. O facto de todos os modelos apresentarem micromovimentos relativos cerca de 3 vezes superior no lado lateral, relativamente ao medial, origina um efeito de inclinação (rotação) do componente femoral relativamente ao osso distal do fémur. Em termos médios, pode-se constatar que o uso de hastes permite aumentar a estabilidade entre o componente femoral e o osso cortical, contribuindo para a redução dos deslocamentos relativos entre os mesmos.

Na figura 5.36 é apresentada a redução de deslocamentos relativos dos modelos com haste relativamente ao modelo sem haste (**Base**), como média da redução observada em cada lado do fémur. Observa-se, claramente, que a haste *press-fit* é aquela que propicia a maior redução do deslocamento relativo entre o componente femoral e osso cortical, contribuindo desta forma para a estabilidade do componente femoral.

Embora exista uma redução média dos micromovimentos, os comportamentos das hastes cimentada (**H_cim**) ou *press-fit* (**HPF_longa**) são diferentes no lado medial e lateral. Assim, o deslocamento relativo no lado medial da haste cimentada é superior ao modelo sem haste (**Base**) e ao modelo com haste *press-fit* (**HPF_longa**). Ao contrário, no lado lateral a haste cimentada (**H_cim**) apresentou o menor deslocamento relativo. Este facto observado com a haste cimentada (**H_cim**) contribui para a redução do efeito de inclinação (rotação) do componente femoral no plano frontal relativamente ao osso cortical. A haste *press-fit* (**HPF_longa**), nestes lados, apresentou um deslocamento relativo muito próximo do modelo sem haste (**Base**) e inclinação (rotação) relativa idêntica ao componente sem haste (**Base**).

Pode-se concluir que a utilização das hastes no fémur contribui para um ligeiro aumento da estabilidade do componente femoral relativamente ao osso da zona distal, apesar do tipo de fixação (cimentada ou *press-fit*) contribuir diferentemente para tal. Em resumo, a haste cimentada contribui muito ligeiramente para o aumento da estabilidade, mas permite reduzir o efeito de rotação do componente femoral na superfície condiliana. A haste *press-fit* permite uma estabilidade superior à haste cimentada, mas não diminui o efeito de inclinação do componente femoral quando comparado com o mesmo referente ao modelo **Base** sem haste.

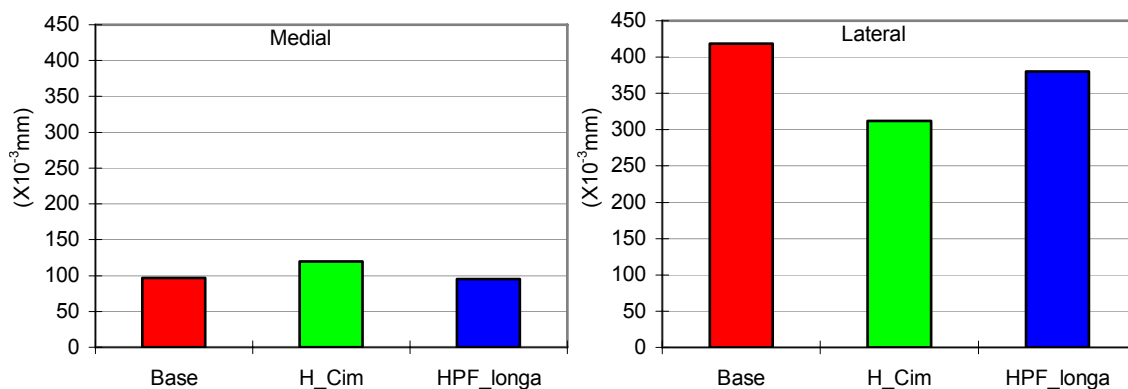


Figura 5.35 – Deslocamento relativo na direcção axial entre o componente femoral e o osso cortical a 10mm da interface osso-cimento.

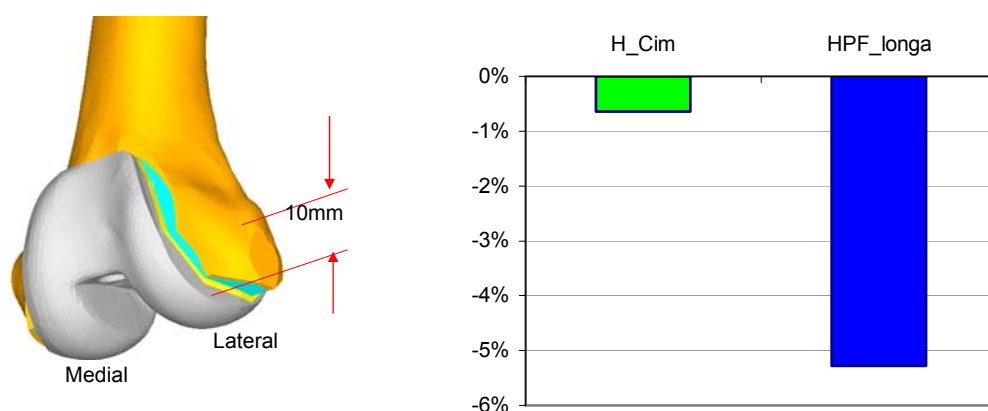


Figura 5.36 – Redução média (medial e lateral) do micromovimento total do componente femoral relativamente ao modelo de base.

5.4.3.3 - Deformação no osso esponjoso

Foram analisadas as deformações principais mínimas nos ossos esponjoso e cortical, na interface osso cimento, ao longo dos alinhamentos medial-lateral (figura 5.37) e antero-posterior (figura 5.38). As deformações das extremidades nos gráficos das figuras correspondem às deformações no osso cortical. Não foram medidas as deformações na zona da caixa intercondiliana.

Os modelos com implante apresentaram gradientes de deformação completamente diferentes do modelo representativo do fémur intacto (**Intacto**). Observou-se, nos modelos com implante, um aumento bastante significativo das deformações no osso esponjoso no lado medial e lateral, na zona de bordo do componente femoral e cimento. De modo a facilitar a compreensão deste fenómeno, apresenta-se uma representação esquemática dos alinhamentos analisados através da figura 5.37. Após este aumento significativo de deformação, todos os modelos com implante reduzem as deformações no osso esponjoso relativamente ao modelo do fémur intacto, à medida que nos aproximamos do centro da superfície condiliana, isto é junto a caixa inter-condiliana.

Entre os modelos com implante, aquele que apresentou as deformações mais elevadas no osso esponjoso ao longo das zonas analisadas foi o modelo sem haste (**Base**), com picos de deformação bastante elevados na zona limite do componente femoral, como se pode observar na figura 5.37. O modelo que apresentou os valores de deformação mais baixos foi o modelo com

haste cimentada (**H_cim**), apresentando uma redução significativa do pico de deformação na zona limite do componente femoral. Os valores das deformações no modelo de haste *press-fit* (**HPF_longa**) situam-se, em média, entre o modelo sem haste (**Base**) e o modelo de haste cimentada (**H_cim**). Estes comportamentos, notados ao nível das deformações, vão de encontro à repartição de carga encontrada no osso esponjoso para os diferentes modelos na interface osso-cimento.

Na análise das deformações no alinhamento antero-posterior (figura 5.38), realizadas ao longo do limite definido pelo componente femoral verifica-se, como seria de esperar, que a zona que apresenta os valores de deformação mais elevados, no osso esponjoso, é a zona mais distal dos côndilos, enquanto a que apresenta os valores mais baixos é a zona posterior dos côndilos.

Os elevados valores das deformações principais mínimas no osso esponjoso na zona do limite do componente femoral, em especial nas zonas de transição dos cortes para o encaixe do componente femoral, podem provocar a rotura do osso por acumulação de dano por fadiga, e podem estar na origem de algumas evidências clínicas, tais como as radiolucências, que serão objecto de análise mais adiante.

Na zona condiliana mais central (mais afastada do bordo do componente femoral e cimento) dá-se o efeito contrario, onde as próteses, em especial as com haste, induzem níveis de deformação inferiores ao do modelo do fémur intacto, potencializando o fenómeno de stress shielding, que se pode traduzir na redução das deformações no osso necessárias para que o processo de remodelação óssea se desenvolva, expondo-o ao fenómeno de reabsorção óssea.

As deformações de corte, no osso esponjoso, foram também objecto de análise (Fig. 5.39). Em todos os modelos, a zona com as deformações de corte mais elevadas no osso esponjoso corresponde às zonas de limite do componente femoral, já que são estas que estão mais afastadas da zona onde está aplicado o momento interno-externo. Foi observado fenómeno idêntico para a tibia aquando da sua análise.

Os modelos com haste apresentam, ambos, valores de deformação de corte mais elevados que o modelo sem haste (**Base**), não se evidenciando em termos médios grandes diferenças entre os mesmos. O modelo que apresentou valores de deformação de corte mais elevados, no alinhamento medial-lateral foi o modelo com haste *press-fit* (**HPF_longa**).

Em resumo, a utilização de uma haste cimentada (**H_cim**) permite reduzir, em cerca de 50%, o valor da deformação principal mínima no osso esponjoso na zona do bordo do componente femoral com o cimento, enquanto uma haste *press-fit* permite uma redução de 40%. A utilização das hastes contribui assim, de forma significativa, para a redução do risco de dano no osso por fadiga na zona em questão. No entanto, o uso da haste origina no osso esponjoso, nas zonas condilianas mais próximas do centro da superfície condiliana, uma redução das deformações de compressão de cerca de 68% para a haste cimentada e 32% para a haste *press-fit* relativamente ao modelo do fémur intacto, potenciando o efeito stress shielding. Assim, em termos de deformações de compressão no osso esponjoso, as vantagens e inconvenientes estão inerentes ao uso das hastes, podendo, eventualmente, a haste *press-fit* responder mais eficazmente a um compromisso entre estes.

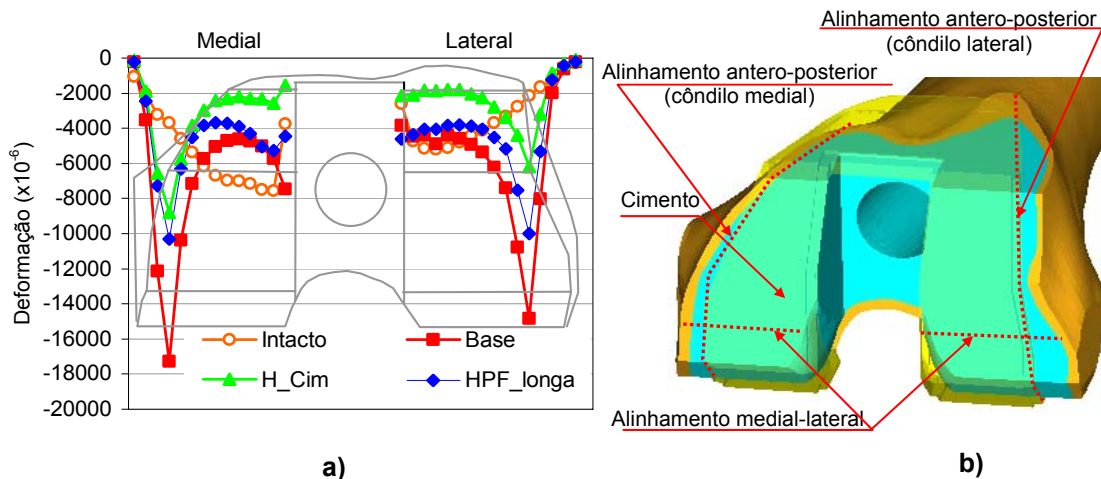


Figura 5.37 – a) Deformações principais mínimas no osso na interface osso-cimento no alinhamento medial-lateral; b) Esquema dos alinhamentos analisados na interface.

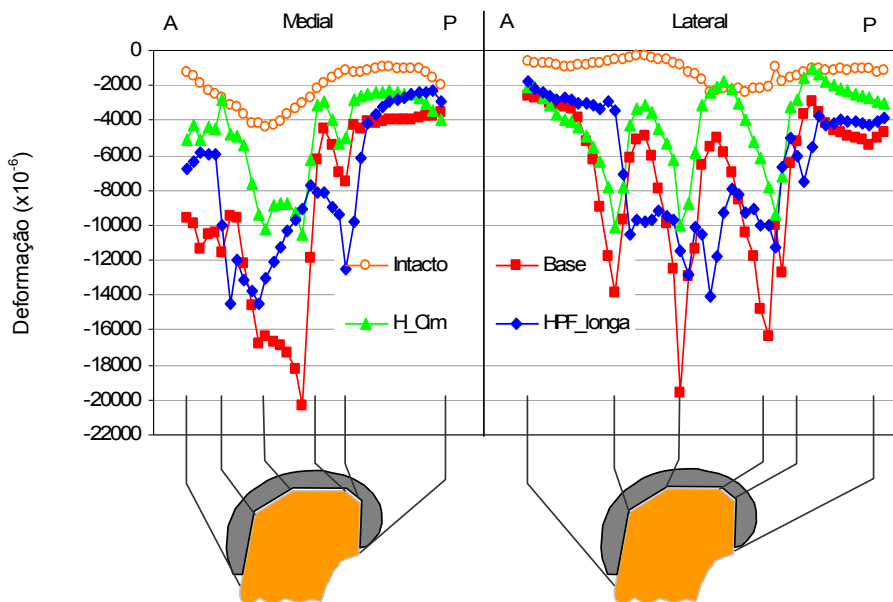


Figura 5.38 – Deformações principais mínimas no alinhamento antero-posterior no osso da interface osso cimento ao longo do limite definido pelo componente femoral e cimento nos lados medial e lateral.

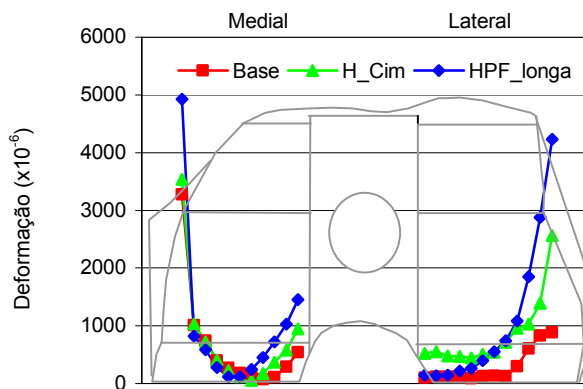


Figura 5.39 – Deformações de corte no alinhamento medial-lateral na interface osso-cimento para os modelos com implante.

Ao nível das deformações de corte, no osso esponjoso, a utilização das hastes parece não apresentar grandes vantagens, já que os modelos com estas revelaram esforços de corte superiores nas zonas mais afastadas do centro do componente femoral, em especial a haste *press-fit* longa. Este facto pode advir de ambas as hastes serem colocadas a 7° com a base do apoio do componente femoral, e estas actuarem como fulcro aquando da aplicação do momento torsor interno-externo ao componente femoral, aumentando desta forma os esforços de corte sobre o osso esponjoso, em particular nas zonas limite do componente femoral.

5.4.3.4 - Micromovimentos na interface osso-cimento

Em virtude de a interface osso-cimento ter sido tratada, na simulação, como uma interface em contacto com um coeficiente de atrito $\mu=1$, foi possível analisar os efeitos da utilização das hastes nos deslocamentos relativos entre o osso e o cimento. Esta consideração baseia-se no surgimento de radiolucências (zonas de separação) na interface osso-cimento em estudos clínicos.

Foram estudados os deslocamentos relativos no alinhamento medial-lateral entre o osso e o cimento nas direcções antero-posterior e medial-lateral (figura 5.40).

A amplitude dos deslocamentos relativos é ligeiramente superior na direcção antero-posterior, o que se justifica pelo facto de existirem esforços tangenciais aplicados nesta direcção no componente femoral. Os valores mais elevados dos deslocamentos relativos observaram-se nas zonas de bordo do componente femoral, para todos os modelos, sendo, eventualmente estas zonas as mais sujeitas ao fenómeno de separação da interface osso-cimento.

O comportamento dos diferentes modelos é distinto, em termos do sentido do deslizamento do cimento relativamente ao osso nas direcções analisadas, assim como no lado condiliano. A média dos deslocamentos relativos, no modelo com haste cimentada (**H_cim**) foi inferior para ambas as direcções relativamente ao modelo sem haste (**Base**). O modelo com haste *press-fit* (**HPF_longa**) apresentou valores significativamente inferiores na direcção antero-posterior. Aconteceu o oposto nos deslocamentos relativos na direcção medial-lateral, onde os valores de deslocamento relativos foram superiores aos do modelo sem haste (**Base**).

Na figura 5.41 é apresentada a redução da média dos micromovimentos nas diferentes direcções, assim como a média do micromovimento total dos modelos com haste relativamente ao modelo sem haste (**Base**).

Os micromovimentos podem contribuir para o mecanismo de abrasão entre o cimento e o osso e, eventualmente, para a sua separação, sobretudo nas zonas de bordo do componente femoral e nos casos onde a resistência do osso esponjoso esteja debilitada por defeito ósseo. Algumas evidências clínicas, a discutir mais adiante, podem ser potencializadas pelos deslocamentos relativos na interface osso-cimento.

Em resumo, a utilização das hastes contribui para aumentar a estabilidade da interface osso-cimento, sendo a haste *press-fit* aquela que maior estabilidade proporciona, reduzindo o micromovimento total em cerca de 40% relativamente ao modelo sem haste (**Base**).

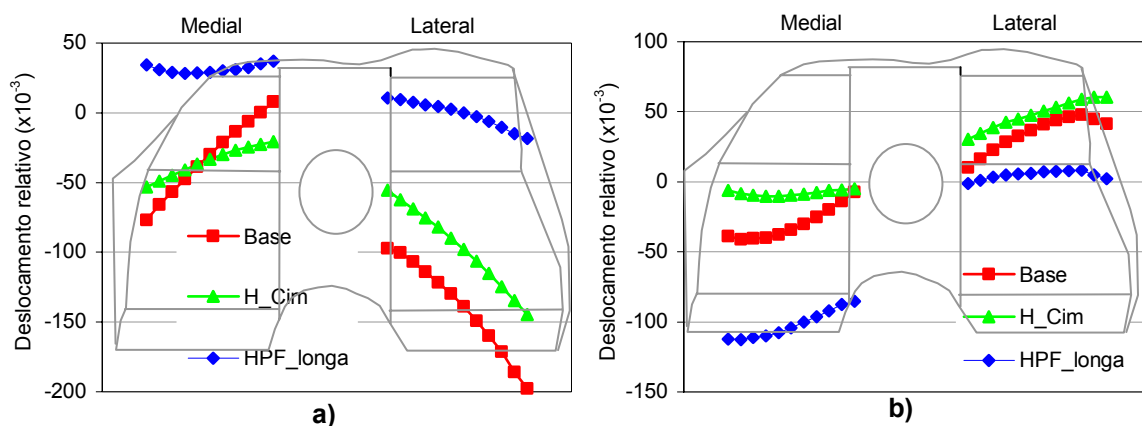


Figura 5.40 – a) Micromovimentos na interface osso-cimento ao longo do alinhamento medial-lateral na direcção antero-posterior e; b) medial-lateral.

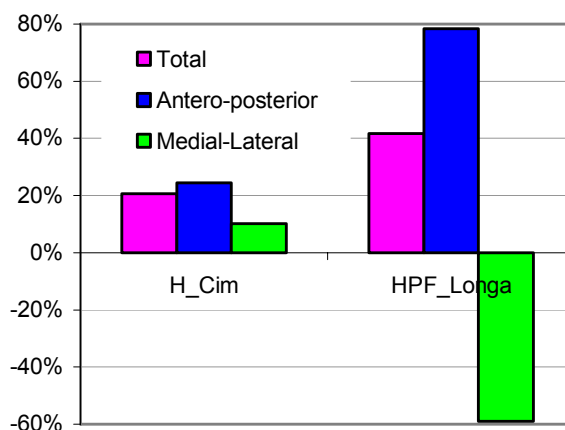


Figura 5.41 – Percentagem da redução dos micromovimentos entre o osso e o cimento dos modelos com haste relativamente ao modelo de base ao longo do alinhamento medial-lateral nas direcções antero-posterior, medial-lateral e total.

5.4.3.5 - Deformações e energia de deformação elástica no osso cortical

Foram estudadas as deformações principais mínimas e a energia de deformação elástica (EDE) no osso cortical nos quatro lados do fémur da interface osso-cimento do componente femoral à zona da diáfise (Fig.5.42).

Os lados que apresentaram as deformações médias mais elevadas foram os lados medial e posterior. O lado anterior foi o que apresentou, em média, a deformação mais baixa. Em todos os lados, os níveis de deformação dos modelos com implante são inferiores aos níveis de deformação observados no modelo do fémur intacto dando origem ao efeito de stress shielding, que se apresenta mais ou menos pronunciado conforme o modelo e a localização. O modelo que apresentou os níveis mais baixos de deformação, relativamente aos restantes modelos e, principalmente, em relação ao modelo do fémur intacto, foi o modelo com haste *press-fit* (HPF_longa).

O modelo de haste cimentada (H_cim) apresenta extensas zonas com níveis de deformação inferiores aos modelos sem haste (Base) e fémur intacto, sendo este facto mais evidente nos

lados posterior e medial. O modelo sem haste (**Base**) apresenta níveis inferiores de deformação relativamente ao modelo de fémur intacto, somente na zona mais distal do fémur. Os gradientes de deformações, em todos os modelos, na zona mais distal resultam da forma côncava do fémur nesta zona e não da aplicação de implantes, já que o modelo intacto contém o mesmo tipo de curvatura geométrica.

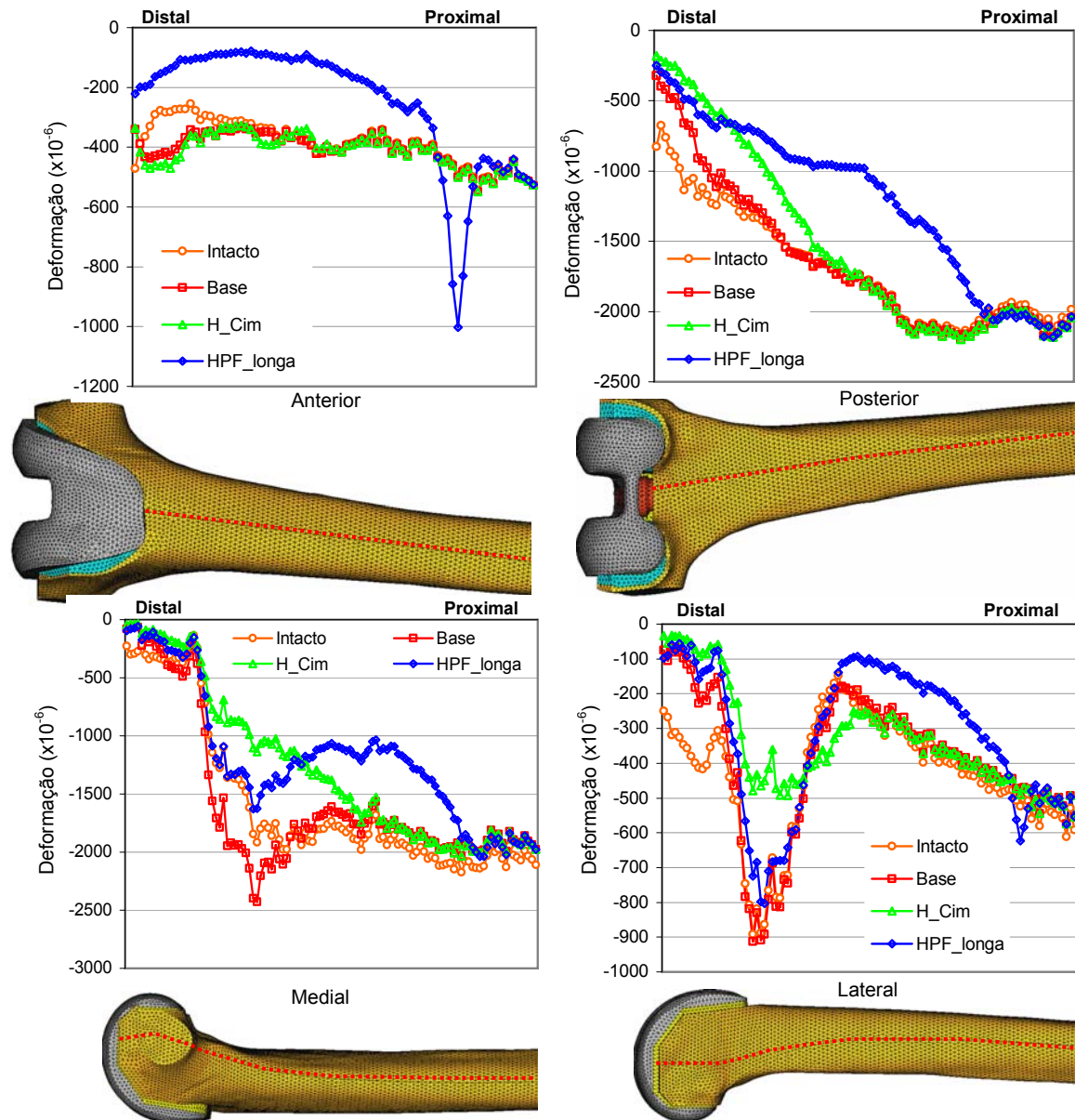


Figura 5.42 – Deformações principais mínimas nos quatro lados do osso cortical e representação esquemática dos alinhamentos analisados nos quatro lados.

No entanto, nos lados anterior e lateral, pode observar-se, de forma bastante significativa, a alteração de gradiente na zona proximal da extremidade da haste *press-fit* (**HPF_longa**), que está relacionada, tal como descrito para a tibia, com o facto de a extremidade da haste nesta zona “utilizar” o osso cortical como fulcro, para se opor ao momento flector gerado pelas forças

aplicadas nas superfícies condilianas. O facto das cargas aplicadas serem de maior amplitude no côndilo medial, numa zona mais posterior do fémur, provoca o efeito de fulcro da extremidade da haste nos lados anterior e lateral. No lado anterior o aumento do nível de deformação, relativamente aos restantes modelos, foi superior a 100%. No lado lateral o aumento localizado da deformação foi de 34%. Este fenómeno tem pouco a ver com a transferência de carga por parte da haste para a zona proximal, já que apenas 17% da carga aplicada ao componente femoral é transferida. Esta alteração de gradiente, no fémur proximal, originada pela extremidade da haste *press-fit*, pode estar relacionada com a dor na extremidade da haste, fractura ou hipertrofia, aspectos que serão discutidos aquando da correlação dos resultados obtidos com observações clínicas.

O modelo de haste cimentada não induz no osso cortical alteração do gradiente de deformação relacionada com a extremidade da haste, contrariamente ao observado aquando da análise das deformações no osso esponjoso na interface com a haste.

Assim, em termos de deformações no osso cortical, as hastes potencializam o efeito de stress shielding ao longo do seu comprimento, assim como alteram de forma significativa os níveis de deformação junto da extremidade, nomeadamente para o caso da haste *press-fit*. Mais adiante será discutido um novo conceito de haste, com extremidade modificada, tal como o realizado para a tibia, para verificar a possibilidade de redução do gradiente de deformações.

Em função da localização e do tipo de carregamento, o fémur pode apresentar deformações de compressão, tracção ou corte, embora sob a acção de carga nos côndilos e acção muscular as deformações preponderantes sejam de compressão. Este facto foi observado aquando da validação dos modelos numéricos discutidos no capítulo anterior. Para ter em conta todos os tipos de deformações e o seu contributo para o efeito de stress shielding, induzido pelos diferentes modelos, foi considerada a análise da EDE.

Na figura 5.43 está representada a EDE para o modelo de fémur intacto, onde se evidenciam valores de energia mais elevados nos aspectos medial e posterior, sendo os lados anterior e lateral que apresentam valores de EDE menores.

A EDE aumenta à medida que a distância diminui na zona proximal, em virtude do momento-flector na secção do fémur aumentar à medida que a distância aumenta na zona condiliana. Os gradientes observados nos lados medial e lateral, na zona distal, devem-se à geometria (convexa) do fémur nesta zona. Na figura 5.44 podem-se observar os gradientes de EDE ao longo da periferia do osso cortical em quatro níveis diferentes. Dois destes coincidem com a zona das extremidades das hastes analisadas.

A figura 5.44 mostra que a introdução de uma haste diminui de forma significativa o valor da EDE, mas não altera a forma da sua distribuição em torno do osso. Permite, igualmente, verificar que na zona distal o lado mais solicitado é o medial, passando os lados medial e posterior a ser os mais solicitados, à medida que nos afastamos da zona distal, situando-se o valor máximo da EDE entre estes dois. Pode-se também constatar o efeito de concentração de EDE na zona da extremidade da haste *press-fit*, situando-se o valor máximo entre os lados lateral e anterior.

Para avaliar as potenciais zonas sujeitas a stress shielding no osso cortical, foram analisados os desvios da EDE entre os modelos com implante e o modelo do fémur intacto, que estão ilustrados na figura 5.45.

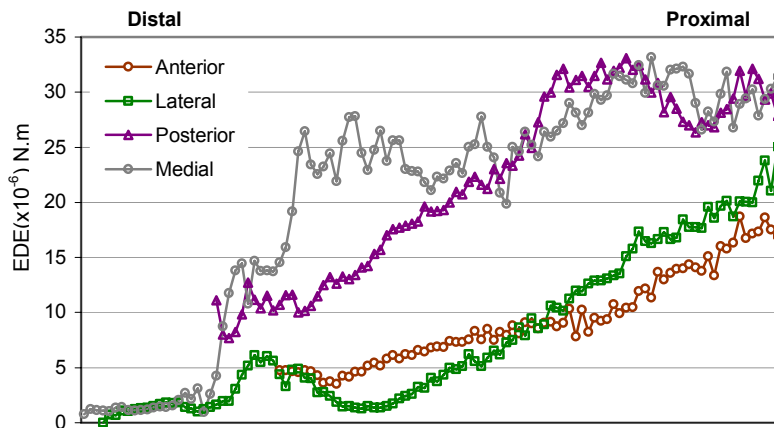


Figura 5.43 – EDE no osso cortical do fêmur intacto nos 4 lados analisados.

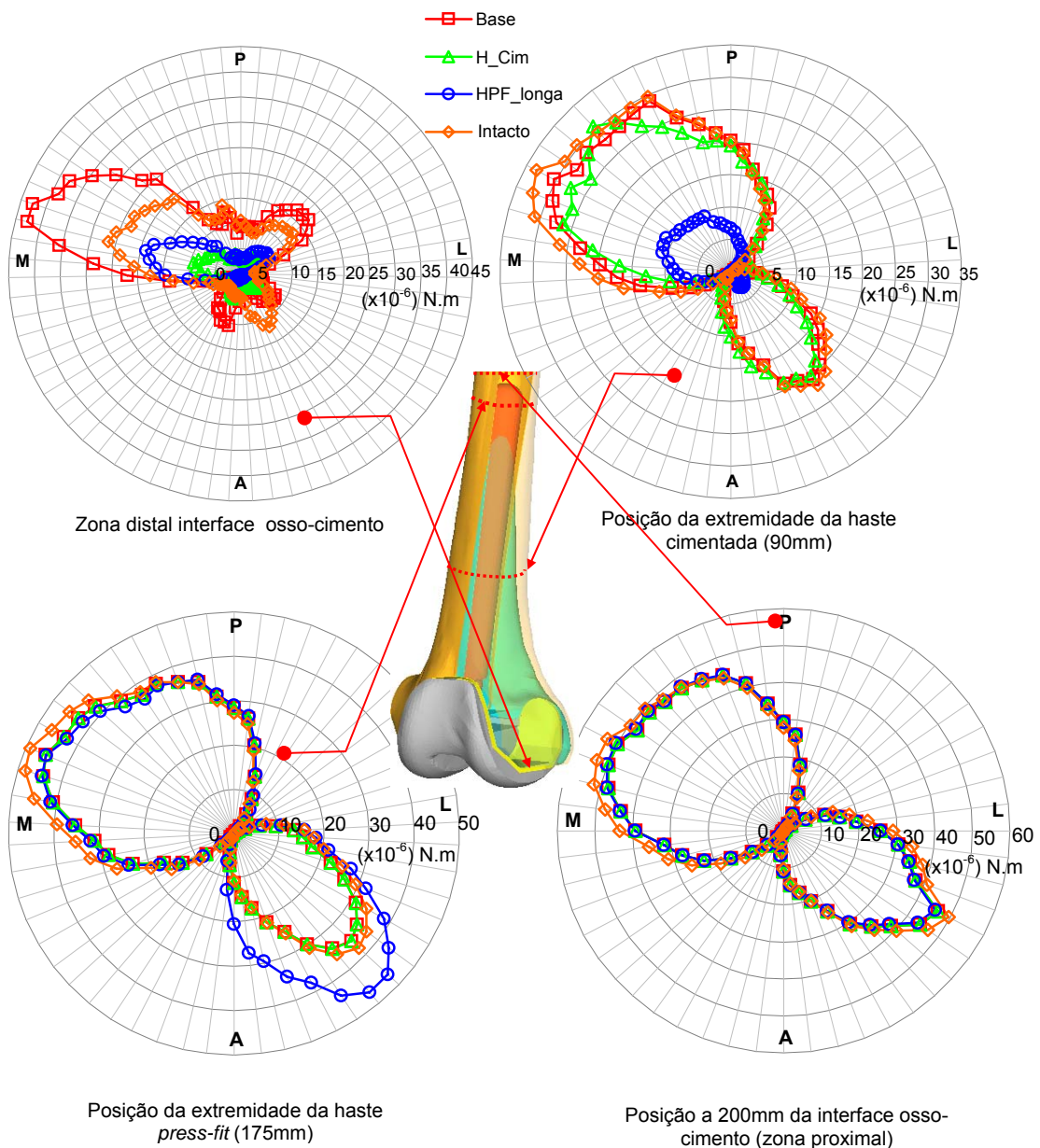


Figura 5.44 – EDE na periferia do osso cortical nas zonas das diferentes extremidades das hastes.

No modelo sem haste (**Base**), apenas o lado posterior da zona distal, revelou valores de EDE inferiores ao modelo intacto, estando esta zona exposta ao efeito de stress shielding e, eventualmente, a reabsorção óssea. Os restantes lados revelaram pequenas extensões de stress shielding e no caso do lado anterior, a zona distal está sob um aumento da EDE relativamente ao modelo intacto.

O modelo com haste cimentada (**H_cim**) apresentou, ao longo do comprimento da haste, valores de EDE inferiores ao modelo do fémur intacto. Na zona circundante ao componente femoral, verificaram-se valores de energia significativamente inferiores ao do modelo intacto. No lado lateral existe um aumento significativo do valor da energia relativamente ao modelo intacto, o qual não deve ser associado à extremidade da haste, mas antes ao facto de a introdução da mesma alterar os gradientes de deformação. O modelo sem haste (**Base**) apresentou uma ligeira tendência de aumento da energia nesta zona.

O modelo com haste *press-fit* (**HPF-longa**) foi aquele que apresentou a maior extensão de EDE inferior ao modelo do fémur intacto, culminando este efeito na extremidade da haste com um aumento da EDE devido ao facto da mesma actuar como fulcro no osso, alterando os gradientes de energia nesta zona. Os lados anterior e posterior são aqueles que mais fortemente ficam sujeitos ao fenómeno de stress shielding.

Para quantificar o decréscimo da EDE pela introdução das hastes, relativamente ao modelo sem haste (**Base**), foram comparadas as áreas dos graficos nos quatro lados dos modelos com haste, com valor de EDE inferior à do modelo intacto (figura 5.46). Estes resultados apenas expressam o que se passa ao longo dos lados analisados, que podemos considerar como sendo o comportamento médio de todo o modelo. Este tipo de quantificação tem em conta não só a zona com valor de energia inferior ao modelo intacto, mas também o seu nível de decréscimo.

Como se pode observar, o modelo de haste *press-fit* (**HPF_longa**) possui uma área de EDE cerca de sete vezes inferior ao modelo sem haste (**Base**), enquanto que no modelo com haste cimentada (**H_cim**) a área é aproximadamente três vezes superior ao mesmo modelo sem haste. Assim, pode dizer-se que o potencial de stress shielding no osso cortical é duas vezes superior quando se utiliza a haste *press-fit* relativamente ao uso da haste cimentada no fémur. No entanto, na zona distal junto ao componente femoral, os valores de stress-shielding são superiores no modelo com haste cimentada (**H_cim**). Este facto está relacionado com a capacidade de transferência de carga do componente femoral para a zona mais proximal do fémur através da haste cimentada, que origina a redução da carga transmitida ao osso na zona distal.

O fenómeno de reabsorção óssea, em consequência de stress shielding, é potencializado de forma expressiva pela utilização das hastes. Além disso, a extremidade da haste aumenta significativamente os níveis de deformação e EDE devido ao efeito de fulcro anteriormente descrito.

Mais adiante poderemos analisar até que ponto será possível estabelecer uma relação entre os factores aqui descritos e constatações de índole clínica.

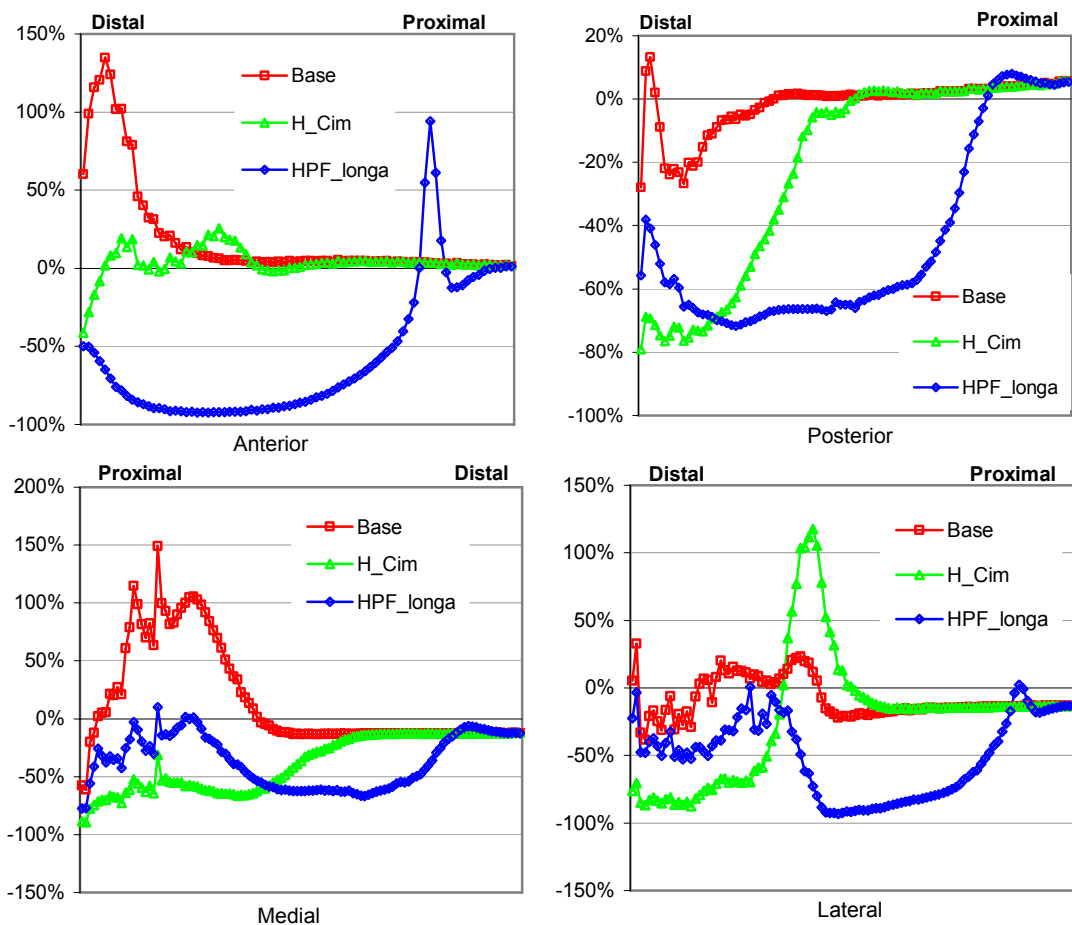


Figura 5.45 – Variação da EDE nos quatro lados dos modelos com implante relativamente ao modelo do fémur intacto entre a interface osso-cimento e a zona da diáfise.

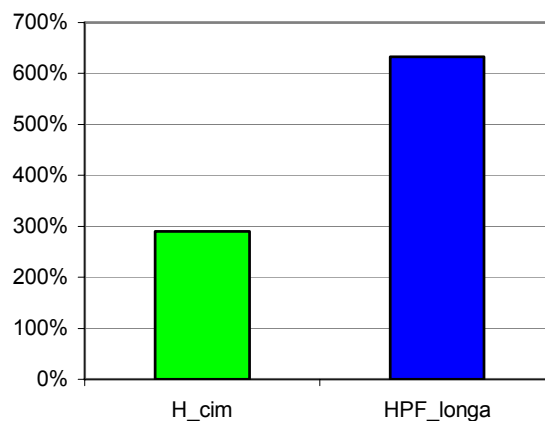


Figura 5.46 – Variação das áreas sujeitas a stress shielding nos modelos com haste relativamente ao modelo de base (só com componente femoral).

5.4.3.6 - Deformações no osso contíguo à haste

Nos modelos do fémur com haste e intacto foram avaliados os valores da deformação principal mínima ao longo do osso que está em contacto com a haste directamente (**HPF_longa**) ou

indirectamente através do manto de cimento (**H_cim**). No modelo intacto os valores medidos situam-se na zona onde serão colocadas as hastes. No modelo de haste *press-fit* existem zonas de contacto com o osso esponjoso e com o osso cortical na zona da extremidade.

Tal como na tíbia, na análise das deformações, as condições de contacto são distintas entre os diferentes modelos com haste. Assim, deve-se considerar que no modelo de haste cimentada (**H_cim**) as deformações no osso esponjoso resultam da consideração de que o cimento em torno da haste está colado ao osso esponjoso. Para a haste *press-fit* (**HPF_longa**) considerou-se esta em contacto com os ossos esponjoso e cortical, com um coeficiente de atrito $\mu=0.3$. Os resultados das deformações principais mínimas encontram-se na figura 5.47.

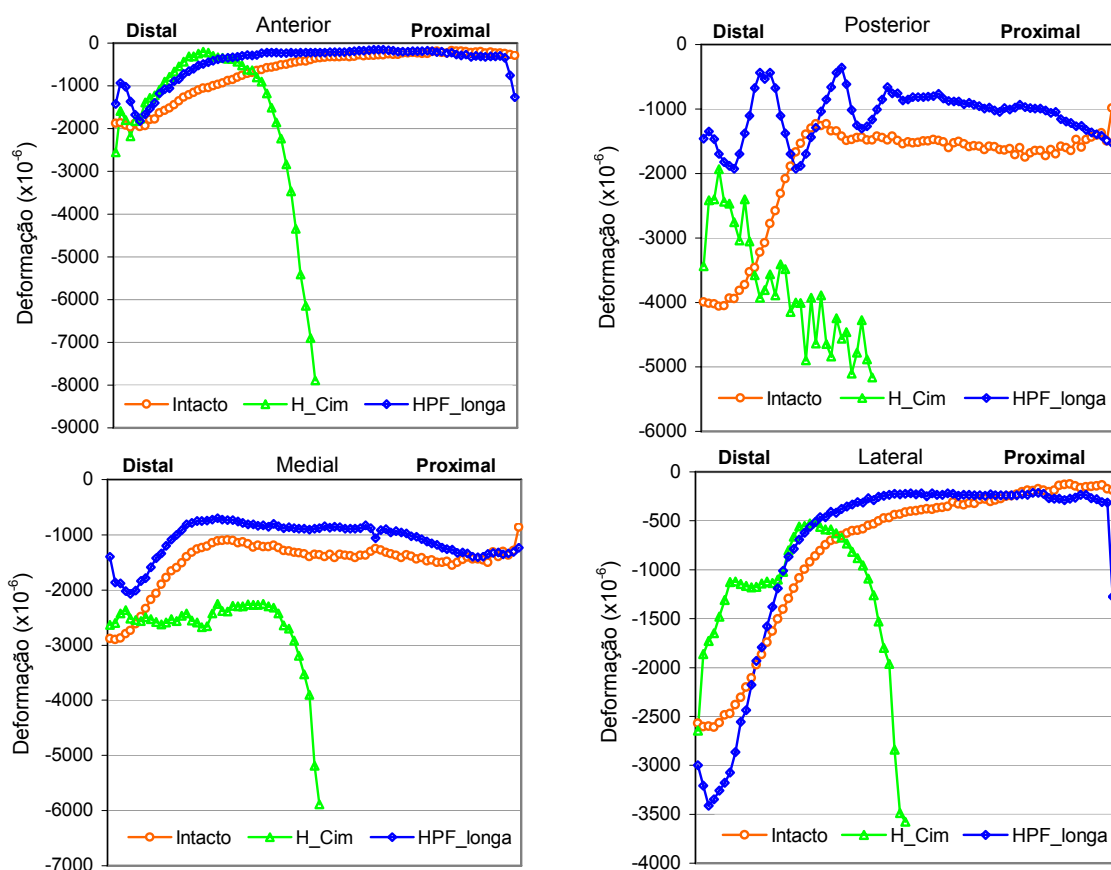


Figura 5.47 – Deformação principal mínima no osso esponjoso e cortical na interface osso-haste e osso-cimento.

Tal como aconteceu no lado anterior do osso cortical, os modelos com haste apresentaram níveis de deformação na zona mais distal inferiores aos do modelo intacto, expondo o osso ao efeito de stress shielding. A haste *press-fit* (**HPF_longa**) apresentou níveis de deformação inferiores aos do modelo intacto, com excepção no lado lateral, na zona mais distal. Observou-se, também, com este tipo de haste, um elevado gradiente de deformações na zona da extremidade da haste (osso cortical), mais evidente nos lados anterior e lateral, tal como na superfície exterior do osso cortical.

O aumento das deformações na extremidade da haste explica-se pelo efeito de fulcro.

Na figura 5.47 o pico de deformação provocado pela haste *press-fit* é reduzido devido ao facto de nesta zona, a deformação ser no osso cortical que possui bastante mais rigidez que o osso esponjoso em contacto com o restante corpo da haste e haste cimentada.

O modelo de haste cimentada (**H_cim**) revela, em média, valores de deformação no osso esponjoso superiores aos valores da haste *press-fit* e intacto. No entanto, na zona distal junto a interface osso-cimento a haste cimentada apresentou valores de deformação inferiores ao modelo intacto, indicando estas zonas como susceptíveis ao efeito de reabsorção óssea em virtude do efeito de stress shielding. Tal como no modelo de haste *press-fit*, a haste cimentada provocou valores bastante elevados de deformação no osso esponjoso, na zona da extremidade da haste e, neste caso, ao contrário da haste *press-fit*, em todos os lados analisados. Este fenómeno explica-se pelo facto de a haste cimentada transferir mais de 50% da carga aplicada ao componente femoral para a zona do osso na diáfise. Esta carga é transferida ao osso esponjoso, em grande parte, na zona da extremidade da haste. No entanto, como se pode verificar, é no lado anterior que o valor da deformação no osso é mais elevado, resultado do fenómeno de fulcro originado pela extremidade da haste no osso.

5.4.3.7 - Zonas de contacto da haste

Analisaram-se, para ambos os modelos com haste, as zonas das hastes em contacto com o osso ou em contacto com o cimento. Na figura 5.48 estão assinaladas as zonas de contacto: a azul encontram-se marcadas as zonas onde não existe contacto e a vermelho as zonas de contacto. Para a realização destas simulações utilizou-se o algoritmo de contacto nó-superfície disponível na aplicação de análise estrutural e o modelo de atrito seleccionado foi o de Coulomb e considerou a existência de contacto para uma distância entre o nó e a face do elemento adjacente inferior a 0.05mm.

Os lados que apresentaram a maior superfície de contacto foram os lados posterior e medial. Ao contrário, os lados anterior e lateral foram aqueles que apresentaram menores superfícies de contacto da haste. A explicação para este resultado está no facto de a extremidade de ambas as hastes funcionar como fulcro entre o lado anterior e o lado lateral, como se pode ver pelas zonas a vermelho, em ambas as extremidades das hastes. Este efeito de fulcro, combinado com o momento flector gerado nas superfícies condilianas do componente femoral devido à repartição de carga assimétrica entre o lado medial (60%) e o lado lateral (40%), induz um afastamento do corpo da haste do cimento ou do osso nos lados anterior e medial.

No modelo com haste *press-fit* verifica-se que a extremidade da haste tem uma zona de contacto muito pequena, situada entre o lado anterior e o lado lateral. Este facto pode justificar os elevados valores de deformação e de EDE que se verificou nesta zona do osso cortical.

No caso da haste *press-fit*, as zonas mais sujeitas à inexistência de contacto com o osso podem estar mais susceptíveis ao aparecimento de radiolúcências (separação). Pode-se verificar, também, nos lados medial e lateral que os diferentes tipos de fixação da haste influenciam o contacto entre o componente femoral e o osso esponjoso. No caso da haste cimentada, o contacto da parede da caixa intercondiliana do componente femoral é superior no lado medial, enquanto que na haste *press-fit* o contacto é mais extenso, entre o componente e o osso esponjoso, no lado lateral. Foi avaliada a superfície de contacto entre a haste e o cimento para a haste cimentada, assim como o contacto entre a haste e o osso para o caso da haste *press-fit* (tabela 5.9). A haste *press-fit* apresenta uma superfície de contacto com o osso inferior (20.0%) à do modelo com haste cimentada (27.3%) em contacto com o cimento.

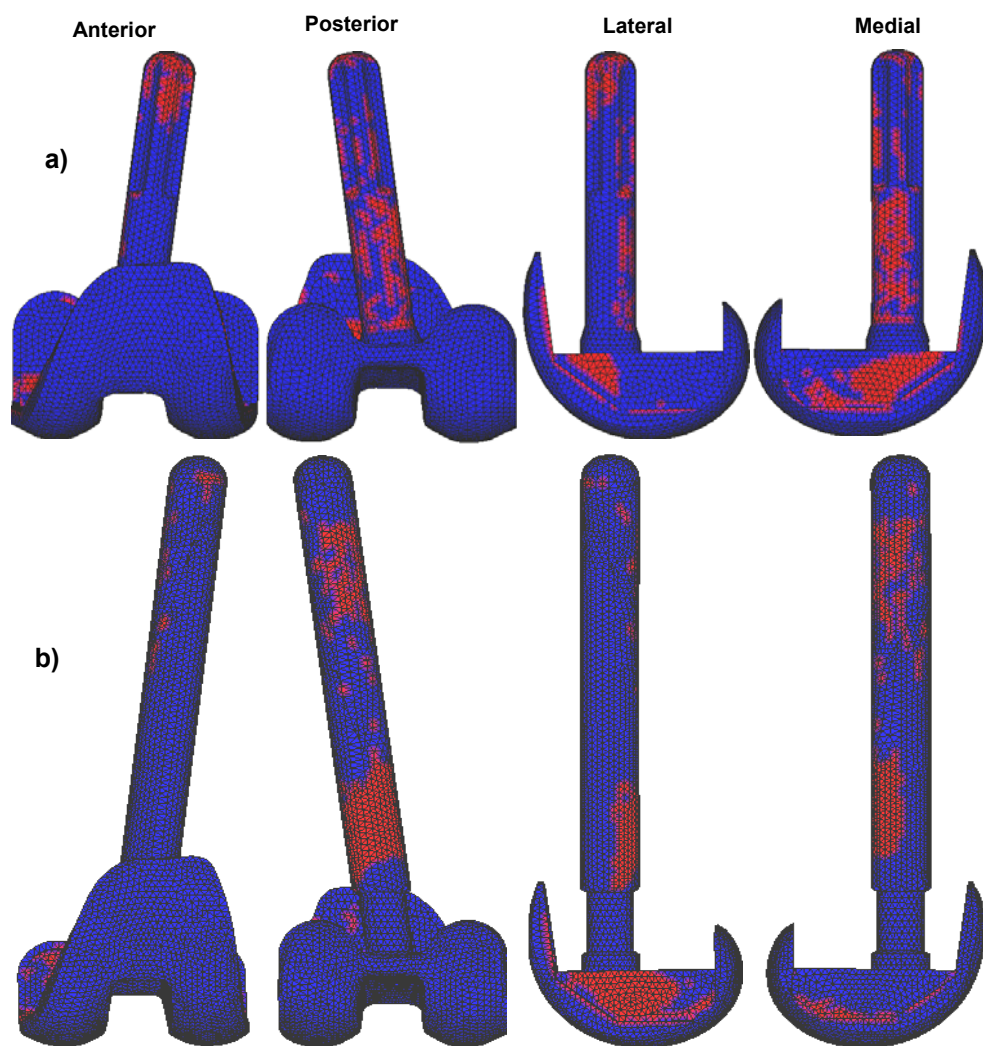


Figura 5.48 – **a)** Zonas de contacto entre a haste e o osso no modelo de haste cimentada; **b)** haste *press-fit*.

Tabela 5.9 – Percentagem da superfície da haste em contacto com o osso ou cimento.

Modelos analisados	Designação simplificada	Haste % da superfície em contacto com osso ou com o cimento
Haste cimentada	H_cim	27.3% (cimento)
Haste longa press-fit	HPF_longa	20.0% (osso)

5.4.3.8 - Tensões equivalentes no cimento

Foram avaliadas as tensões equivalentes de von Mises no cimento da interface do componente femoral com o osso, para os diferentes modelos. Os gradientes obtidos são significativamente diferentes, como se pode constatar na figura 5.49. É comum a todos os modelos, que a zona mais solicitada do manto de cimento seja o bordo de cimento do lado medial, que corresponde ao lado de maior aplicação de carga, sendo a zona mais frágil devido à pequena espessura de cimento. Da mesma forma, observou-se em todos os modelos, que a zona anterior do manto de cimento foi a que apresentou os níveis de tensão mais baixos, de acordo com os (baixos) níveis de deformação encontrados no osso, no lado anterior.

A utilização de hastes no componente femoral permitiu reduzir os níveis de tensões no cimento. O modelo que apresentou a maior redução, quando comparado com o modelo sem haste, foi o modelo com haste cimentada, situando-se o modelo de haste *press-fit* entre esses dois. Estes resultados estão de acordo com a capacidade de transferência de carga efectuada pela haste para a zona mais proximal do fémur. O modelo que apresentou os mais baixos níveis de tensão foi aquele que mais carga transfere para a zona proximal (58%), diminuindo, desta forma, a carga sobre o cimento e o osso na interface. O valor máximo de tensão encontrada foi de 11.2 MPa para o modelo sem haste, na zona do bordo medial. Este valor é superior ao valor do limite de fadiga do cimento (7 MPa). No modelo com haste *press-fit* a valor pico de tensão foi de 9 MPa e 6.2 MPa para o modelo com haste cimentada. Avaliou-se a percentagem de volume de cimento com tensões equivalentes superiores a 3 MPa (tabela 5.10). O modelo com maior volume de cimento acima de 3 MPa foi o modelo sem haste, com 27% do volume, seguido do modelo com haste *press-fit*, com 17,5% e, finalmente, o modelo de haste cimentada, apenas com 1%.

O modelo com haste cimentada (**H_cim**) foi o modelo que apresentou o menor risco de rotura do cimento, já que se observou que grande parte do volume de cimento está sujeito a valores de tensão bastante inferiores ao limite de fadiga do cimento. Este facto é bastante positivo já que não existindo rotura do cimento não há libertação de micro partículas que podem ser “digeridas” pelas células necrófagas, que alterando a sua funcionalidade destroem o osso saudável, fenómeno designado por osteólise. Foram analisadas as tensões equivalentes de von Mises no manto de cimento, em torno da haste cimentada. Os gradientes das tensões encontram-se apresentados na figura 5.50, onde é possível ver que a zona da extremidade da haste e na zona central, onde existe uma alteração de forma da haste no lado medial, encontram-se os valores mais elevados de tensão. Nestas zonas, de forma bastante localizada, o valor de pico de tensão foi superior a tensão limite de fadiga do cimento. O lado anterior, junto à extremidade da haste, apresenta os valores mais elevados de tensão de von Mises, 13,4 MPa. Estes valores podem levar à rotura do cimento por acção dos esforços de fadiga, com os inconvenientes descritos anteriormente.

Tabela 5.10 – Percentagem de volume de cimento com tensões equivalentes de von Mises superiores a 3 MPa.

Modelos analisados	Designação simplificada	% do volume de cimento com σ_{eq} > 3 MPa
Modelo sem haste	Base	27,0%
Haste cimentada	H_Cim	1,0%
Haste longa <i>press-fit</i>	HPF_longa	17,5%

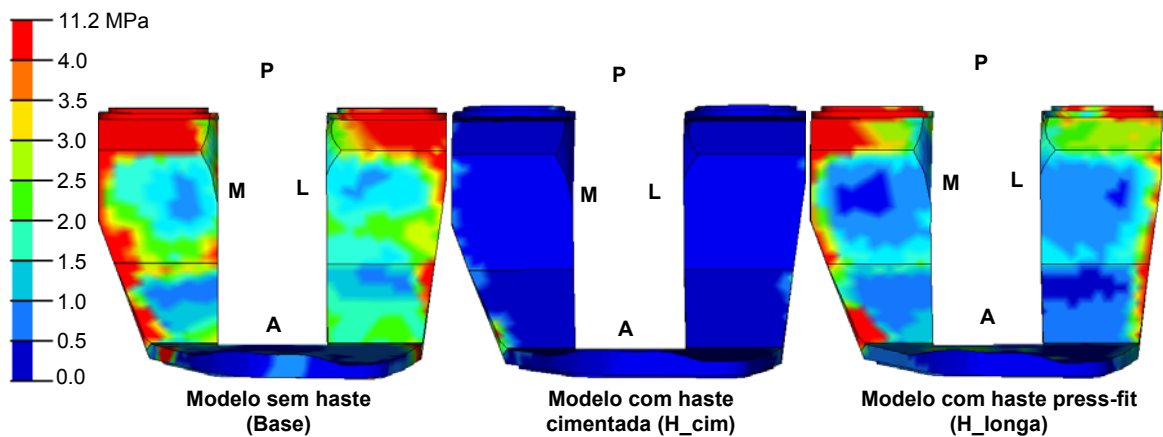


Figura 5.49 – Tensões equivalentes de von Mises no cimento na interface osso-cimento.

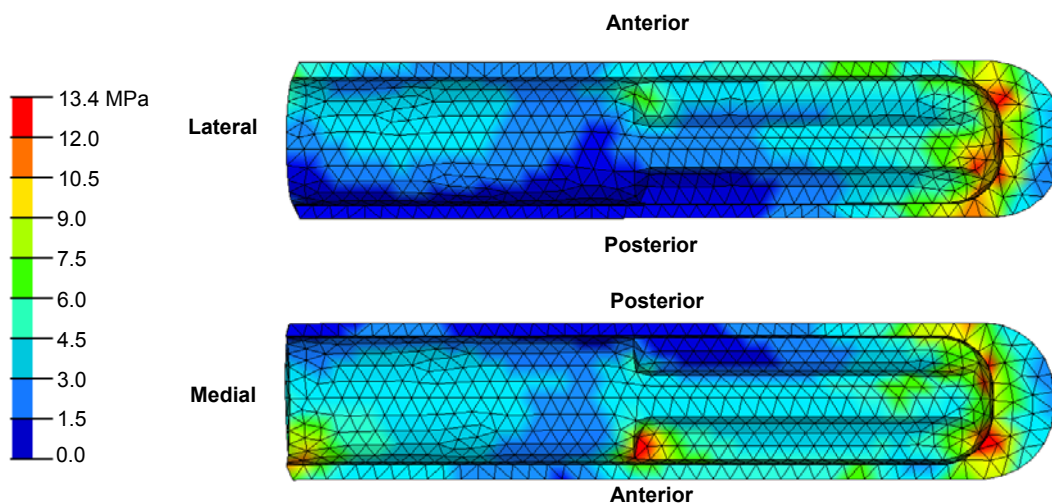


Figura 5.50 – Tensões equivalentes de von Mises no manto cimento em torno da haste.

5.4.3.9 - Discussão de resultados e correlação com constatações clínicas

Existem poucos estudos numéricos e experimentais publicados relativos ao estudo do fémur distal com componente femoral e com hastas [18,19,151]. Desta forma, torna-se difícil estabelecer comparações necessárias para a possível confirmação dos resultados obtidos. Os resultados numéricos serão, igualmente, objecto de correlação, sempre que possível, com resultados clínicos publicados.

A primeira análise realizada no âmbito deste estudo foi a da repartição da carga pelo componente femoral para o osso cortical, para o osso esponjoso e para a haste, na interface osso-cimento. Desconhece-se algum estudo publicado que faça a análise da repartição de carga no fémur distal intacto e com prótese.

Antes de discutir os resultados obtidos neste estudo convém referir que a repartição de carga entre o osso e a haste depende da dimensão e da forma do componente femoral, da anatomia do fémur na zona distal e da precisão dos cortes realizados pelo cirurgião. Muitas vezes a dimensão do componente femoral disponível comercialmente é condicionado pela dimensão do prato tibial e

não pela dimensão do fémur distal. O tamanho do prato condiliano da tíbia condiciona a dimensão do componente tibial a utilizar, o que define a distância entre os côndilos do fémur, que por sua vez estão relacionados com as dimensões medial-lateral e antero-posterior do componente femoral. Este factor pode ter maior relevância nos casos em que, devido à idade do paciente, assim como, ao estado da articulação do joelho, a zona distal do fémur se encontra com uma anatomia bastante deformada e inadequada para os componentes comerciais. Por si só a anatomia do fémur distal é extremamente complexa e com grande variabilidade de forma entre indivíduos, quando comparada com a zona proximal da tíbia. A precisão dos cortes é bastante mais difícil de conseguir no fémur, quer devido ao maior número de cortes necessários quer à difícil exposição do fémur para a sua realização, quando comparados com um corte, apenas, e boa exposição da tíbia. Mesmo com um adequado componente femoral e uma anatomia normal do fémur, a natureza do corte, combinada com a forma do fémur, implicam que seja essencialmente o osso esponjoso a servir de apoio ao componente femoral através do manto de cimento.

Como explicado no início deste capítulo, a posição relativa do componente femoral com o osso é a mesma para todos os modelos numéricos analisados, baseada na posição do modelo experimental do fémur apenas com componente femoral utilizado na sua validação (capítulo 4) na qual os cortes e a selecção do implante foram realizados por um ortopedista experiente e segundo o protocolo cirúrgico estabelecido para o tipo de implante utilizado.

Os valores absolutos, obtidos neste estudo, são apenas representativos das condições do mesmo, não podendo ser extrapolados directamente para outras condições. Porém, o aspecto comparativo entre os modelos analisados é perfeitamente válido, já que todas as características, excluindo os elementos objecto de comparação se mantiveram inalterados entre os diferentes modelos.

A utilização, apenas do componente femoral, altera significativamente a repartição de carga entre o osso cortical e osso esponjoso (Fig. 5.34) relativamente ao modelo do fémur intacto, diminuindo fortemente a carga sobre o osso cortical e aumentando expressivamente a carga sobre o osso esponjoso. Isto deve-se ao facto de grande parte do componente femoral se apoiar sobre o osso esponjoso, devido a razões anteriormente discutidas.

A influência do tipo de haste na repartição da carga, na interface osso-cimento, revelou diferenças bastante significativas entre as mesmas e, também, quando comparadas com o modelo sem haste. A utilização das hastes no fémur permite transmitir parte da carga aplicada ao componente femoral para a zona mais proximal do fémur. A haste cimentada permitiu transferir cerca de 58% da carga aplicada ao componente femoral para a zona mais proximal do fémur, enquanto a haste *press-fit* transferiu cerca de 17%. Apesar da grande diferença na capacidade de transferência de carga entre os dois tipos de hastes, ambas permitem aproximar os valores da carga transmitida ao osso esponjoso do valor do modelo intacto, quando comparado com o modelo apenas com o componente femoral sem haste. A haste cimentada permitiu uma redução da carga relativamente ao modelo intacto de 12%, enquanto que para a haste *press-fit* o aumento, relativo ao modelo intacto, foi de 12%. Podemos, assim, concluir que ambos os tipos de haste reduzem a carga quando comparados com o modelo sem haste e que este último aumenta a carga (28%) sobre o osso esponjoso relativamente ao modelo intacto. O uso de hastes é sempre favorável ao osso esponjoso, já que evita a sobrecarga provocada pela utilização do componente femoral sem haste. A utilização da haste cimentada reduziu, de forma muito significativa (-45%), a carga transferida ao osso cortical na interface, enquanto que a haste *press-fit* implicou uma

redução menos expressiva (-29%) relativamente ao modelo intacto. O modelo sem haste apresentou aproximadamente o mesmo nível de carga transferida ao osso cortical que o modelo com haste *press-fit*.

Em resumo, a utilização da haste cimentada pode resultar numa boa solução para os casos onde existam defeitos ósseos não contidos, isto é, onde a capacidade de carga do osso cortical na zona da interface esteja bastante comprometida, uma vez que este tipo de haste reduz bastante a carga transmitida ao osso cortical. Nos casos em que o defeito ósseo seja essencialmente no osso esponjoso, isto é, um defeito contido e o osso cortical seja de boa qualidade, a haste *press-fit* parece ser a mais aconselhável, já que reduz a carga sobre o osso esponjoso mas mantém a transferência de carga ao osso cortical, factor importante para manter a estimulação do osso para a sua renovação. Como referido, em virtude de não se conhecerem estudos publicados sobre a repartição de carga na interface osso-cimento para o fémur distal, na ATJ, foi impossível estabelecer qualquer correlação entre resultados. No entanto, pode-se comparar os resultados com os obtidos e discutidos para o caso do componente tibial com e sem haste.

Os resultados obtidos nos modelos com haste no fémur são diferentes dos mesmos obtidos com a utilização de hastes na tibia. Estes resultados revelam que não é possível generalizar os resultados das hastes, o que justifica o estudo efectuado e aqui apresentado.

Pode-se observar que no caso do fémur a capacidade de transferência de carga pela haste é bastante superior à apresentada para o caso da tibia. No caso da haste cimentada a capacidade de transmissão de carga no fémur foi 34% superior à capacidade apresentada para a tibia. No caso da haste *press-fit*, a capacidade de transferência de carga no fémur foi de 14% superior à obtida na tibia. Este facto, além de ter uma explicação baseada nas diferenças de anatomia, tem também explicação nos componentes tibial e femoral onde as superfícies de osso cortical e osso esponjoso são bastante diferentes, oferecendo capacidades de suporte de carga diferentes, influenciando a carga transferida pela haste. No entanto, os valores bastante superiores de transferência de carga oferecidos pelas hastes femorais têm, também, explicação na geometria relativa da haste, no componente femoral e no eixo de aplicação da carga condiliana. Na tibia as cargas axiais aplicadas ao componente tibial têm uma direcção muito próxima do eixo das hastes utilizadas e, desta forma, as forças normais de contacto entre a superfície radial da haste com o osso ou com o cimento são bastante reduzidas, gerando forças baixas de atrito tangenciais às superfícies e diminuindo a capacidade de transferência de carga da haste, especialmente para a haste *press-fit*. No caso do fémur, as hastes são introduzidas no osso segundo o seu eixo anatómico, que é diferente do eixo mecânico do fémur. As hastes fazem um ângulo de 7° com as cargas aplicadas ao componente femoral segundo o eixo mecânico e, desta forma, originam um momento flector sobre a haste que aumenta de forma significativa as forças normais de contacto com o osso e com o cimento, ampliando também as forças de atrito na interface radial da haste, responsáveis pela capacidade de transferência de carga da haste. Além disso, o próprio ângulo da haste dificulta a migração da mesma na direcção da aplicação da carga, oferecendo mais resistência à carga aplicada. Provavelmente, se as cargas aplicadas ao componente femoral tivessem a direcção do eixo anatómico do fémur, os resultados entre a tibia e o fémur seriam mais próximos.

Os resultados de transferência de carga discutidos anteriormente reflectem-se, igualmente, nos níveis de deformações mínimas no osso esponjoso na interface osso-cimento. As deformações no osso esponjoso revelam uma distribuição completamente diferente entre o modelo do fémur intacto e os modelos com implante (Fig. 5.37). Os modelos com implante, além de alterarem de

forma bastante significativa a distribuição das deformações, provocam o surgimento de zonas com elevados gradientes de concentração de deformação, principalmente no bordo do componente femoral. Este efeito de aumento muito localizado resulta do efeito de bordo provocado pelo cimento e pelo componente femoral, assim como da redução da superfície de transferência de carga no osso esponjoso, resultado da forma do componente femoral utilizado, que possui caixa intercondiliana.

A utilização das hastes revela-se benéfica na redução da concentração de deformações para valores mais razoáveis, já que os valores obtidos apenas com a utilização do componente femoral sem haste podem pôr em causa a resistência do osso esponjoso quando sujeito a fadiga. A haste cimentada permitiu uma redução do pico de deformação em 50%, relativamente ao modelo sem haste, e 40% para o caso do modelo com haste *press-fit*. Com excepção do elevado gradiente na zona de bordo do componente, todos os modelos reduziram os níveis de deformação para valores bastante inferiores ao do modelo de fémur intacto. Assim, a utilização do componente femoral tem efeitos antagónicos sobre o osso esponjoso, mas com resultados idênticos. Se por um lado aumenta de forma bastante significativa e muito localizada os valores de deformação (bordo do componente femoral), potencializando o dano no osso por acção do fenómeno de fadiga, por outro lado baixa de forma igualmente significativa os valores de deformação no osso esponjoso, potencializando o fenómeno de stress shielding e, possivelmente, estimulando o mecanismo de reabsorção óssea. A utilização das hastes parece beneficiar de forma expressiva o primeiro efeito aqui descrito, diminuindo os níveis de deformação no osso esponjoso na zona do bordo do componente femoral, mas aumentando, no entanto, o potencial de stress shielding nas zonas vizinhas e, possivelmente, originando o aparecimento do fenómeno de reabsorção óssea.

A haste *press-fit* revelou um bom compromisso neste contexto, já que reduz de forma significativa o valor do pico de deformação no bordo do componente femoral, sem diminuir de forma significativa os valores de deformação nas zonas do osso esponjoso fora do bordo do componente femoral.

Em casos em que o osso esponjoso apresente baixa resistência deve optar-se pelo uso das hastes cimentadas, já que estas permitem uma redução significativa dos valores de deformação induzidos ao osso esponjoso, que seriam fatais para um osso de menor qualidade por condução rápida à sua rotura.

Ao nível das deformações de corte observadas no osso esponjoso, estas revelaram-se mais elevadas no osso esponjoso na zona dos bordos do componente femoral, para todos os modelos. No entanto, a utilização de hastes, independentemente do seu tipo, provoca um aumento significativo dos valores de deformação de corte, sendo este prejudicial na eventualidade do osso esponjoso apresentar defeitos ou qualidade reduzida. Este facto é especialmente relevante em casos de utilização de componentes com elevada constrição condiliana, que originam esforços de torção mais elevados sobre os componentes e, desta forma, aumentam os esforços de corte no osso esponjoso. Tal como para a repartição da carga, não existem estudos publicados que permitam comparar os valores obtidos para a deformação no osso esponjoso.

Tal como referido para o caso da tíbia, a durabilidade da ATJ é bastante dependente da estabilidade conseguida entre os componentes e o osso [26,39,50,53,54]. Deste modo, foram analisados os deslocamentos relativos entre o componente femoral e o osso cortical e entre o manto de cimento e o osso esponjoso.

Do nosso conhecimento regista-se, apenas, um único estudo experimental que quantifica os deslocamentos relativos do componente femoral com e sem haste *press-fit* [19].

Foram analisados os deslocamentos relativos (micromovimentos) na direcção do eixo mecânico (axial) entre o componente femoral e o osso cortical, a 10mm da interface. Esta análise demonstrou que a introdução das hastes permite reduzir o deslocamento relativo e contribuir para uma maior estabilidade entre o componente e o osso. A haste *press-fit* foi aquela que revelou maior estabilidade, permitindo uma redução do deslocamento relativo entre o componente e o osso em cerca de 5,2%. A haste cimentada permitiu apenas uma redução de 0,2% pouco significativa, no entanto a haste cimentada permitiu diminuir o efeito de rotação nos planos frontal e sagital do componente femoral, enquanto que o modelo com haste *press-fit* apresentou valores de rotação relativamente idênticos ao modelo sem haste no plano frontal.

Além dos deslocamentos relativos entre o componente e o osso, foram também estudados os deslocamentos relativos entre o manto de cimento e o osso esponjoso, na zona da interface. Os deslocamentos relativos entre o cimento e o osso, na interface, reduzem-se de forma bastante significativa com a utilização de hastes. A haste *press-fit* permitiu reduzir o deslocamento relativo em cerca de 42%, enquanto o modelo com haste cimentada permitiu uma redução de 21%, relativamente ao modelo sem haste.

Tendo em conta o deslocamento relativo entre o componente e o osso, assim como o deslocamento relativo entre o cimento e o osso na interface, pode concluir-se que a utilização de hastes contribui para a estabilidade do implante. A haste *press-fit* parece ser, sem dúvida, aquela que, no caso do fémur, assegura a maior estabilidade entre o implante e o osso, assim como entre o manto de cimento e o osso. Estes resultados estão de acordo com os resultados obtidos por van Loon et al [19] que referem que a utilização de uma haste *press-fit* de 125mm contribui para uma acentuada redução dos movimentos do componente femoral. Porém, os valores obtidos nesse estudo não são comparáveis com os aqui obtidos, já que as condições de carga utilizadas assim como a zona de encastramento dos modelos são significativamente diferentes.

Os valores de deformação e EDE observados no osso cortical, nos diferentes modelos, revelam que para qualquer tipo de modelo com implante existe uma redução de ambos, relativamente ao modelo intacto. Os valores de redução dependem, essencialmente, da zona do osso, assim como do tipo de implante. Este efeito de redução, observado nas deformações e na EDE permite o fenómeno de stress shielding e consequente reabsorção óssea. Em relação aos resultados obtidos neste estudo, o efeito de stress shielding é mais relevante no modelo com haste *press-fit* longa. O modelo de haste cimentada apresentou zonas em stress shielding mais reduzidas do que na haste *press-fit*. Com base nas áreas dos gráficos de variação da EDE dos modelos com implante, relativamente ao modelo intacto, pode-se afirmar que a redução da EDE é seis vezes superior para o modelo de haste *press-fit* e três vezes superior para o modelo de haste cimentada, quando comparados com o modelo sem haste. No caso da haste *press-fit*, o lado que apresentou de forma mais pronunciada o efeito de stress shielding foi o lado anterior. Da análise das deformações e EDE ressalva-se, igualmente, o fenómeno de concentração das mesmas na extremidade da haste. Este factor pode estar relacionado com algumas constatações clínicas que serão objecto de estudo mais adiante. Esta concentração não tem a ver com a transferência de carga para a zona distal pela haste.

As deformações foram analisadas na interface osso-haste no caso da haste *press-fit* e no osso-cimento ao longo da haste cimentada. Os resultados evidenciam uma redução das deformações na zona mais distal (junto ao componente femoral) dos modelos com haste. O modelo de haste *press-fit* foi aquele que apresentou o maior efeito de stress shielding ao longo da haste, com excepção da extremidade em contacto com o osso cortical. O modelo de haste cimentada apenas

apresentou stress shielding mais pronunciado na zona mais distal, junto ao componente femoral. Ao longo da haste, na direcção proximal, o fenómeno é contrário, dando-se um aumento das deformações. Tal facto resulta da consideração de que o manto de cimento em torno da haste se encontra colado ao osso e, desta forma, a carga transferida pela haste (58% da carga aplicada ao componente femoral) ao manto de cimento é, por sua vez, transferida ao osso esponjoso, especialmente na zona da extremidade da haste. Por este motivo, os valores de deformação são tão elevados na zona da extremidade da haste cimentada. No caso da haste *press-fit* existe, também, um aumento da deformação muito localizada na extremidade da haste, nos lados lateral e anterior, em contacto com o osso cortical. Este facto deve-se ao efeito de fulcro criado pela extremidade da haste.. No entanto, o fenómeno de fulcro induzido pela extremidade da haste está, somente, presente nos lados anterior e lateral, na zona mais proximal. Este fenómeno de concentração de deformação pode estar relacionado com algumas constatações clínicas, tal como observado para a tibia.

Os resultados de stress shielding observados neste estudo estão de acordo com os resultados de van Loon et al [145], Tissakht et al [144] e Van Lenthe et al [18], que evidenciam o fenómeno de stress shielding, especialmente no lado anterior na zona mais distal do fémur.

Estes resultados sugerem que as hastes incrementam a estabilidade inicialmente, mas podem, a longo prazo, reduzir essa mesma estabilidade devido ao aumento de stress shielding e reabsorção óssea. Como se sabe, para o osso se remodelar e ser resistente, necessita de carga para a estimulação osteoblástica. Assim, a opção da utilização das hastes *press-fit* ou cimentadas é um dilema que se coloca ao cirurgião.

Correlação com constatações clínicas

Radiolucências

As radiolucências podem ser detectadas em exames radiológicos, imediatamente após a cirurgia ou após anos da cirurgia [147]. Como foi descrito para a tibia, as linhas de radiolucências representam uma separação na interface entre o implante e o cimento, entre o cimento e o osso ou entre o implante e o osso, dependendo da zona do implante, assim como do seu modo de fixação. Nas zonas não cimentadas, as radiolucências (zonas de separação) podem ter origem em cortes imperfeitos do osso.

As necroses de origem térmica, no osso vizinho do manto de cimento, podem originar o aparecimento de radiolucências alguns meses após a cirurgia [30,148-150]. Os micromovimentos, na interface, podem também originar o surgimento de radiolucências [30]. Micromovimentos excessivos e elevada separação podem impedir a osteointegração e, desta forma, permitir a formação de tecido fibroso na interface [125,150-152]. A presença do tecido fibroso na interface facilita o acesso das partículas resultantes do desgaste da articulação, fomentando a osteólise (perda óssea) e a progressão das radiolucências, [146,151-154]. As radiolucências podem, ainda, significar regiões de osteoporose em vez de zonas de tecido fibroso [155]. O significado das linhas de radiolucência continua a ser controverso na ATJ. Alguns autores têm referido que é difícil estabelecer uma relação entre os resultados radiográficos e os resultados clínicos, após a ATJ [30,149,156]. As linhas de radiolucência estão, com mais frequência, associadas a implantes não cimentados [157,158] o que conduz a um decréscimo do uso destes.

Os resultados radiográficos, observados no componente femoral, são mais limitativos do que os observados no componente tibial, já que devido à sua geometria, muitas zonas não são passíveis de serem analisadas pelo facto de estarem encobertas pelo próprio componente metálico. Assim, somente a radiografia lateral pode revelar algumas zonas com radiolucências.

Nazarian et al [103] referem, num estudo retrospectivo de 108 componentes femorais cimentados com hastes, que 30% destes apresentaram radiolucências não progressivas. Esse estudo refere, igualmente, a perda de dois componentes femorais sem haste, representando 2% dos mesmos e, ainda, 2 casos de perda do componente femoral com haste. O mesmo estudo revela, também, não encontrar diferenças significativas em termos de radiolucências entre o componente femoral sem haste e o componente femoral com haste.

Gofton et al [10] relatam, num estudo retrospectivo de 91 revisões da artroplastia do joelho, a presença de radiolucências em 4 componentes femorais de 55% das hastes femorais não cimentadas, sendo 19% consideradas radiolucências maiores e 36% radiolucências menores. Não foram registadas diferenças significativas ($p = 0.26$) na presença de radiolucências no componente femoral entre implantes postero estabilizados e constringidos em varus-valgus.

Fehring et al [9], num estudo retrospectivo de 57 meses a 113 revisões da ATJ, onde foram utilizadas 202 hastes sendo 107 cimentadas e 95 *press-fit*, das quais 101 foram aplicadas no fémur (47 hastes *press-fit* e 54 hastes cimentadas) referem que 93% dos implantes com hastes cimentadas foram considerados estáveis e 7% com possibilidade de perda do implante, recorrendo ao sistema de avaliação radiográfica da Knee Society modificado. Dos implantes com haste *press-fit*, 71% foram considerados estáveis, 19% com possível perda e 10% perdidos. Convém referir que o componente femoral é considerado estável se tiver um número de radiolucências inferiores a 8 e perdido para mais de 20. Dos 10 componentes considerados perdidos em termos de fixação com hastes *press-fit*, 8 foram no fémur.

Bertin et al [4] relatam, numa análise a 53 revisões com componente femoral cimentado e haste *press-fit*, o surgimento de 23% dos implantes com linhas radiolucentes completas na interface osso-cimento do componente femoral. Foram, igualmente, identificadas ligeiras radiolucências em torno das hastes. Das hastes com radiolucências, 54% situavam-se a poucos milímetros do implante.

Peters et al [46], numa série de 57 revisões, referem que a presença de radiolucências em torno da haste *press-fit* é mais significativa ($p < 0.02$) do que em hastes cimentadas.

Haas et al [11], num estudo retrospectivo a 65 pacientes com componente femoral cimentado e haste *press-fit*, relatam a presença de radiolucências não progressivas na interface osso-cimento em 33% dos componentes femorais, tendo a maioria entre 1 e 2mm de espessura. Nesse estudo foram ainda identificadas linhas radiolucentes completas em apenas 1% dos componentes femorais e a presença de radiolucências em torno das hastes femorais em 67% dos casos. Linhas de radiolucência completas foram observadas em 34% das hastes femorais.

Whaley et al [20] identificaram, num estudo clínico com acompanhamento de 10 anos, as zonas com a presença de radiolucências do lado femoral com hastes cimentadas. As zonas numeradas em torno do componente femoral e da haste, de acordo com o sistema da Knee Society [122] modificado para as zonas das hastes estão representadas na figura 5.51. Dos 37 componentes femorais com haste cimentada, 7 apresentaram radiolucências. Um apresentou radiolucência com espessura de 1 a 2mm nas zonas 5a, 5b, 6a, 7a e 7b na radiografia lateral e na zona 2 na radiografia antero posterior. Outro joelho apresentou, igualmente, radiolucência entre 1 a 2mm nas zonas 5a, 5b, 6a, 7a e 7b. Um terceiro apresentou radiolucência entre 1 e 2mm nas zonas 6a, 7a e

7b. Quatro joelhos apresentaram radiolucências na zona 1. Em termos relativos, a presença de radiolucências no lado posterior da haste esteve presente em 8% dos joelhos. Na zona 1 verificou-se em 11% dos joelhos analisados. Na zona anterior da haste encontrou-se em 5% dos joelhos.

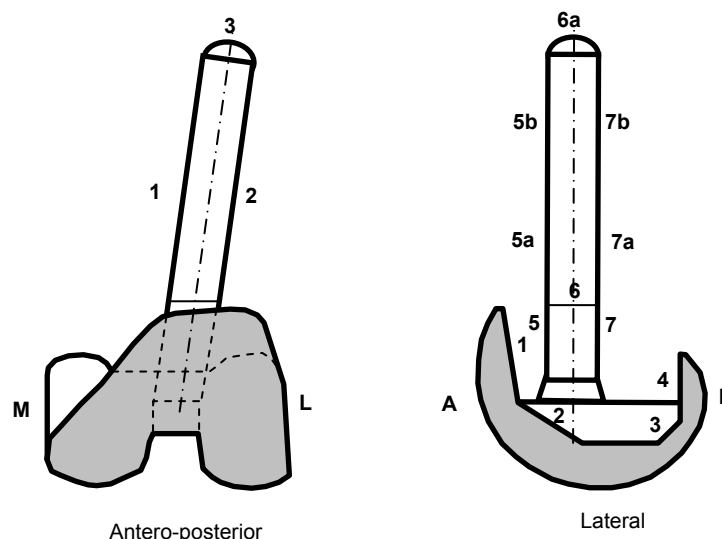


Figura 5.51 – Esquema com indicação das zonas de análise de radiolucências de acordo com o sistema de KS [122].

Shannon et al [104] relatam, num estudo clínico retrospectivo a 63 joelhos com revisão da ATJ com componentes cimentados e hastes *press-fit*, onde o comprimento médio das hastes *press-fit* utilizadas no fêmur foi de 140mm, que os exames radiológicos evidenciavam a presença de radiolucências em 10% dos fêmures na interface osso-cimento. Essas radiolucências localizaram-se, essencialmente, nas zonas 1, 3 e 4. No caso das hastes *press-fit*, as radiolucências incompletas inferiores a 2mm e paralelas à haste estiveram presentes em 90% dos fêmures. Peters et al [46], num estudo retrospectivo a 50 revisões da artroplastia do joelho com componente femoral cimentado e hastes *press-fit* de 80 e 160mm, relatam a presença de radiolucências apenas em 2% dos fêmures, sem especificar as zonas. Buehler et al [159], no total de 108 artroplastias primárias com componentes cimentados, registaram a presença de radiolucências em 36% dos componentes femorais. A localização das radiolucências distribuíram-se da seguinte forma: 21% na zona 1, 5% na zona 3 e 47% na zona 4.

Huddlestone et al [160] observam, num estudo clínico, a presença de radiolucências na zona 4, em componentes femorais cimentados em 69% dos pacientes, sendo 21% progressivas.

Desses estudos clínicos retrospectivos pode-se concluir que as radiolucências estão presentes no fêmur em qualquer tipo de fixação, com ou sem haste, e com haste cimentada ou *press-fit*. Pode observar-se, igualmente, que a presença de radiolucências é preponderante em torno das hastes *press-fit*. Em termos de radiolucências na interface osso-cimento, do componente femoral, estas parecem ser mais relevantes na zona 1, ou seja, na zona anterior do componente femoral e na zona 4, zona posterior do componente femoral.

Como foi dito anteriormente, a radiolucência traduz uma separação numa interface. Alguns resultados observados no estudo numérico podem contribuir para o efeito de separação na interface, não podendo, no entanto, afirmar que sejam responsáveis pelos resultados clínicos observados sob a forma de radiolucências.

A resistência ao corte do osso esponjoso é bastante inferior à sua resistência à compressão. Pode constatar-se que, ao nível das deformações de corte no osso, se verificam valores mais elevados junto ao bordo (Fig. 5.39) do componente femoral. Se estes valores estiverem próximos do limite de fadiga do osso, podem originar rotura do osso e uma eventual separação na interface. A este facto podem adicionar-se elevadas deformações de compressão na zona do bordo do componente femoral (Fig. 5.37 e 5.38). Como se pode observar, os valores destas deformações de compressão são bastante superiores aos observados no modelo do fémur intacto. Esta combinação de deformações de corte e de compressão podem, no limite, contribuir para a rotura do osso na interface e eventual separação. Este facto pode ser observado em qualquer zona do componente femoral (anterior, distal e posterior). Às deformações podem-se, ainda, adicionar os micromovimentos na interface osso-cimento, que com o tempo podem conduzir à abrasão do osso e, igualmente, para a criação de uma separação na interface osso-cimento. O que se pode registar é que estes micromovimentos são superiores junto ao bordo do componente femoral (Fig. 5.40). Assim, todos estes factores podem concorrer para a separação entre o osso e o cimento, especialmente nas zonas de bordo do componente femoral em qualquer zona do mesmo (anterior, distal e posterior).

Nos diversos estudos clínicos referenciados, a presença da separação (radiolucências) na interface osso-cimento, na zona do componente femoral, incide especialmente nas zonas 1 (zona anterior do componente) e 4 (zona posterior do componente), sendo menos referenciadas as restantes zonas. Uma eventual explicação pode residir na dificuldade de, nas zonas centrais do componente femoral, zonas 2 e 3, ser mais difícil a identificação de radiolucências devido à geometria do componente femoral ou por serem zonas mais pequenas onde é difícil identificar e quantificar as radiolucências. Pode, ainda considerar-se que existam outros factores, além daqueles aqui referenciados, que contribuem adicionalmente para a prevalência da separação nas zonas 1 e 4.

Esta hipótese, de existirem outros factores para além das deformações e micromovimentos no osso na interface com o cimento para que a separação nas zonas 1 e 4 tenha maior prevalência, levou a análises suplementares dos resultados obtidos neste estudo numérico para justificar tal facto, pondo de parte a hipótese relacionada com as maiores dificuldades de observação de radiolucências nas zonas 2 e 3.

Foram estudadas as zonas de contacto entre o manto de cimento e o osso, na zona anterior do componente femoral, ou seja zona 1 e, igualmente, o contacto entre o manto de cimento e o osso na zona posterior, ou seja a zona 4. Os padrões de contacto encontram-se na figura 5.52.

Quando existe contacto entre o manto de cimento e o osso, este encontra-se assinalado a vermelho e as zonas sem contacto estão assinaladas a azul. O que se pode observar é que, na condição de carga utilizada neste estudo na zona anterior do componente femoral correspondente à zona 1 observa-se uma falta de contacto entre o manto de cimento e o osso na zona mais proximal da falange anterior do componente femoral. O contacto que existe nesta zona é somente na parte mais distal, essencialmente do lado lateral. A zona 2, nunca referenciada nos estudos clínicos com a presença de radiolucências, mostra um bom contacto entre o manto de cimento e o osso, identificado pela extensão das zonas a vermelho.

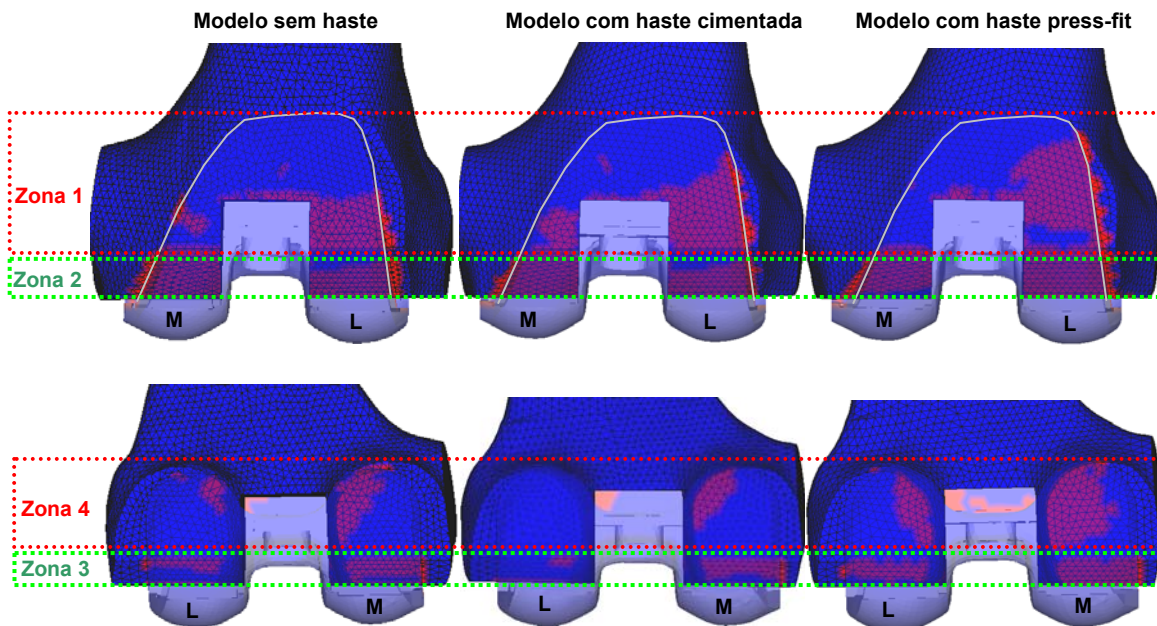


Figura 5.52 – Áreas de contacto entre o cimento e o osso (a vermelho) nas zonas 1, 2, 3 e 4

Na zona posterior do componente femoral, ou seja na zona 4, verifica-se uma falha no contacto entre o manto de cimento e o osso, sendo esta mais importante no lado lateral. Na zona 3 há um contacto bastante menos expressivo do que o encontrado na zona 2, sendo este mais significativo no lado medial. Alguns estudos clínicos fazem referência à existência de radiolúcências na zona 3 [104,159].

Dos resultados clínicos observados por Whaley et al [20] e Buehler et al [159] observa-se que os componentes femorais, com a utilização de hastes, exibem menos radiolúcências nas zonas 1 e 4 do que os componentes femorais sem hastes. Os resultados numéricos obtidos não contradizem estes resultados clínicos, já que a utilização de hastes cimentadas ou *press-fit* permitiram uma redução, das deformações principais mínimas no osso esponjoso, na interface osso-cimento; no bordo do componente femoral, assim como uma redução dos micromovimentos relativos entre o cimento e o osso na interface osso-cimento. A área de contacto entre o cimento e o osso, na zona 1, aumenta com a utilização das hastes (Fig. 5.52). Na zona 4, o contacto entre o cimento e o osso apenas aumenta com a utilização da haste *press-fit*.

Na zona das hastes, os diferentes estudos clínicos referem a presença de radiolúcências na interface da haste. Os resultados clínicos evidenciam o facto de serem as hastes *press-fit* a apresentarem mais zonas com a presença de radiolúcências e mesmo Peters et al [46] encontraram diferenças significativas ($p < 0.02$) na presença de radiolúcências entre as hastes *press-fit* e as hastes cimentadas. Os resultados numéricos, obtidos neste estudo, evidenciam um maior micromovimento entre a haste e o osso no caso da haste *press-fit* do que entre a haste e o cimento, no caso da haste cimentada. Tal como na tibia, os valores destes micromovimentos são cerca de 6 vezes superiores na zona da extremidade da haste para o modelo de haste *press-fit*, relativamente ao modelo de haste cimentada. Os micromovimentos relativos entre as superfícies da haste e do osso ou cimento podem originar abrasão e, conseqüentemente, a separação dos elementos na interface. Outro aspecto que o estudo numérico evidencia é uma vasta zona de separação entre as hastes e o osso ou o cimento (Fig. 5.48). No caso da haste *press-fit* apenas

20% da haste está em contacto com o osso, sendo as zonas principais de contacto as posterior e medial.

No caso da haste cimentada, 28% da superfície da haste está em contacto, sendo os lados posterior e medial aqueles que exibem maior zona de contacto com o cimento. É necessário ter em conta que as hastes cimentadas, além de terem uma superfície de contacto superior com o manto de cimento, apresentam também dimensões inferiores às hastes *press-fit*, podendo esta conjugação de factores contribuir para uma menor evidência, nos resultados clínicos, da presença de radiolucências em torno das hastes cimentadas.

Não se podendo estabelecer uma relação directa entre a presença das radiolucências e os resultados numéricos obtidos neste estudo, observa-se que estes mesmos não parecem contrariar as constatações clínicas referidas.

Dor e hipertrofia na extremidade da haste

Uma das desvantagens apontadas pelos clínicos para a utilização das hastes é o surgimento de dor na zona da extremidade das mesmas. Barrack et al [126] relatam, num estudo clínico, que cerca de 11% dos pacientes com hastes *press-fit* (140mm) do lado femoral apresentavam dor na zona da extremidade da haste. Barrack et al [2], num estudo mais recente, comparam o efeito do tipo de haste *press-fit* na dor sentida pelos pacientes, na zona da extremidade. A utilização de hastes femorais com 100 e 150mm implicou que 18,8% dos pacientes sentissem dor com hastes em crómio cobalto, enquanto 8,1% dos pacientes sentiam dor com hastes em titânio. Estes referem que a prevalência da dor é mais significativa do lado da tibial (25%) do que do lado femoral (11%). Nazarian et al [103] observam 2% de pacientes com dor na extremidade da haste femoral. Peters et al [24] relatam, num estudo clínico, que 2% de pacientes com dor na extremidade da haste do lado femoral e 6% dos mesmos apresentaram hipertrofia cortical. Bertin et al [4] registaram a existência de 5% de casos com hipertrofia óssea na zona da extremidade da haste. Assim, tal como discutido para o caso da tibia, a extremidade da haste no fémur está por vezes ligada à dor, hipertrofia ou mesmo fractura na zona da extremidade da haste, como mostra a figura. 5.53.

Os factores revelados no estudo numérico que podem contribuir para estes efeitos clínicos são os níveis de deformação analisados ao longo do osso cortical, assim como ao longo do osso esponjoso, na interface haste-osso. Os resultados obtidos na análise às deformações no osso cortical evidenciam um aumento bastante significativo das mesmas na zona da extremidade da haste, sendo este mais evidente no caso da haste *press-fit* longa (figura 5.42). Este facto ganha maior visibilidade quando se analisa a EDE, relativamente ao modelo intacto (figura 5.54), onde existe um elevadíssimo gradiente da energia de deformação na zona da extremidade da haste, especialmente nos lados anteriores e lateral.

As deformações no osso na interface com a haste, mostraram uma enorme concentração de deformações na zona da extremidade das hastes cimentada e *press-fit* (figura 5.47). Nesta zona, o aumento da deformação ultrapassa, muitas vezes, o valor observado no modelo do fémur intacto, levando a supor que existe um elevado risco de rotura por fadiga do osso esponjoso nestas zonas. Mais uma vez, convém referir que os gradientes de deformação observados na extremidade da haste *press-fit* longa não são devidos à transferência de carga pela haste, mas sim, resultado do efeito de fulcro que é originado pelos momentos gerados pelas cargas condilianas. Os elevados gradientes de deformação, obtidos neste estudo, evidenciam a alteração da carga sobre o osso em zonas muito localizadas, o que estimula localmente a actividade osteoblástica [128]. Assim,

sem estabelecer uma relação directa entre a actividade osteoblástica e a dor, é mais fácil relacioná-la com o surgimento do efeito de hipertrofia do osso. Este efeito origina a adaptação da geometria do osso de forma a regularizar os níveis de deformação nessas zonas. Relativamente ao efeito da dor não se pode estabelecer uma relação directa entre a mesma e os resultados numéricos obtidos neste estudo, porque outros factores, que não mecânicos, estarão certamente, também associados à dor.

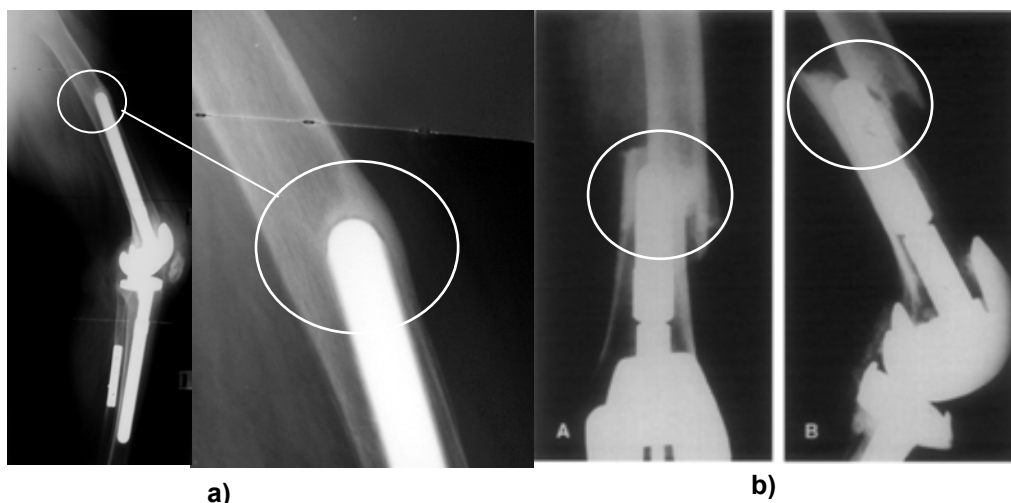


Figura 5.53 – a) Radiografias na zona da extremidade da haste femoral, evidenciando hipertrofia e; b) fractura.

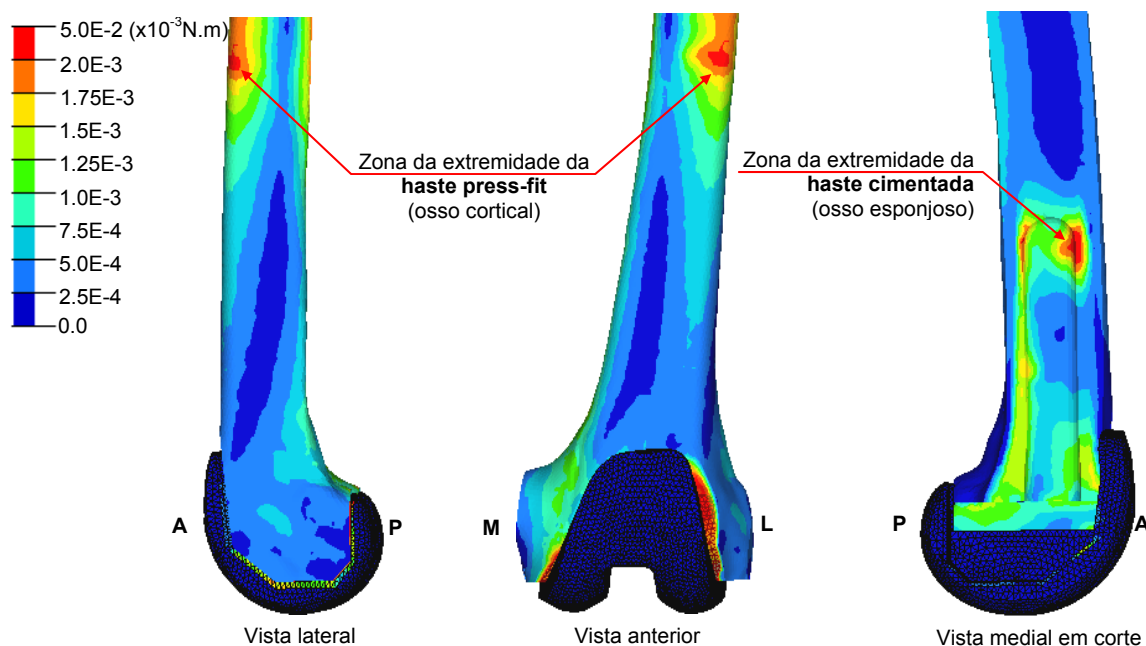


Figura 5.54 – Gradientes de EDE no osso cortical para a haste *press-fit* e no osso esponjoso para a haste cimentada.

Efeito de reabsorção óssea e stress shielding

Aquando da discussão de resultados para a tibia, apresentaram-se algumas teorias e constatações de acordo com alguns autores, relacionadas com o efeito de stress shielding,

reabsorção e remodelação óssea. Por esse motivo a discussão será apenas feita sobre os efeitos de reabsorção e stress shielding relacionados com zonas específicas do fémur, tentando correlacionar esses factos clínicos com os resultados numéricos obtidos.

A reabsorção óssea no fémur, após ATJ, é comum e é, principalmente, atribuída a três factores [145].

Como primeiro factor regista-se que o efeito de stress shielding origina osteopenia no fémur (reabsorção óssea), nas zonas anterior e mais distal do componente femoral. Com a utilização de um sistema de medição da densidade mineral do osso (densitometria bifotónica) foi possível identificar decréscimos de densidade mineral nestas zonas do fémur até 44% [144,161-166].

Um segundo factor está relacionado com as pequenas partículas de polietileno, cimento e metal, resultantes do desgaste dos vários componentes que podem originar osteólise, ou seja, perda óssea por infecção não visível radiologicamente. A perda óssea por esta acção situa-se, essencialmente, nas zonas anterior (zona 1) e posterior (zona 4) do componente femoral, na interface cimento-osso. Este tipo de perda óssea ocorre sobretudo em jovens, mulheres, pacientes pesados e pacientes com osteoartrite.

Finalmente, regista-se como um terceiro factor, o descolamento asséptico do componente femoral, que origina micromovimentos que contribuem para a perda óssea em torno do implante.

O stress shielding na zona anterior do componente femoral pode estar ligado ao facto de, no fémur intacto, esta zona receber directamente o esforço dos músculos quadriceps via patela. Quando se coloca o componente femoral, a carga exercida pela patela não é transmitida aos côndilos anteriores, mas é retida pelo componente femoral e redistribuída por toda a zona de interface osso-cimento, na zona distal. No estudo clínico realizado por Van Loon et al [166], após um ano de artroplastia, é bem visível o efeito de perda de densidade óssea na zona anterior do componente femoral por efeito de stress shielding (figura 5.55).

Os resultados da EDE obtidos neste estudo, nos ossos cortical e esponjoso ao longo do comprimento das hastes, evidenciam stress shielding bem visível pela diferença da EDE entre o fémur intacto e o fémur com componente femoral, especialmente com a utilização de hastes (Fig. 5.42 e 5.45). Do nosso conhecimento, apenas o estudo clínico de Van Lonn et al [166] faz referência à densidade óssea na zona acima do componente femoral, onde é notória uma redução da densidade mineral do osso em 8%. Este resultado, de diminuição da densidade na zona acima do componente femoral, não é contraditório com os resultados atrás descritos, não se podendo, no entanto, estabelecer uma correlação objectiva.

Ao nível da zona mais estudada em termos de densidade óssea, ou seja, a zona anterior do componente femoral, todos os estudos evidenciam a perda de densidade óssea [144,161-166] devido, principalmente, ao efeito de stress shielding. Nesta zona, o estudo numérico aqui realizado mostra diferentes padrões de EDE entre os diferentes modelos analisados (figura 5.56).

O modelo intacto apresentou o mais elevado nível de EDE, quando comparado com os restantes modelos com ou sem haste. Entre os modelos com implante, aquele que mais reduziu o nível de EDE, nesta zona, foi o modelo com haste cimentada. Assim, este efeito de redução da EDE, potencializa o efeito de stress shielding e promove a eventual ocorrência de reabsorção óssea nesta zona. Existem, no entanto, alguns estudos numéricos que revelam o efeito de stress shielding na zona distal do fémur [167-169]. van Lenthe et al [70], num estudo numérico de remodelação óssea, confirmam a perda de densidade óssea nas zonas anterior e posterior do fémur distal e mostram que o equilíbrio de remodelação não é atingido antes de 2 anos após

artroplastia. O mesmo estudo analisa o facto de o componente ser considerado colado ou em atrito com o osso.

Mais recentemente, van Lenthe et al [18], numa análise por elementos finitos, estudaram a influência das hastes e as condições de interface da mesma na remodelação óssea do fémur.



Figura 5.55 – Radiografia evidenciando diminuição de densidade óssea na zona anterior do componente femoral um ano após a artroplastia [166].

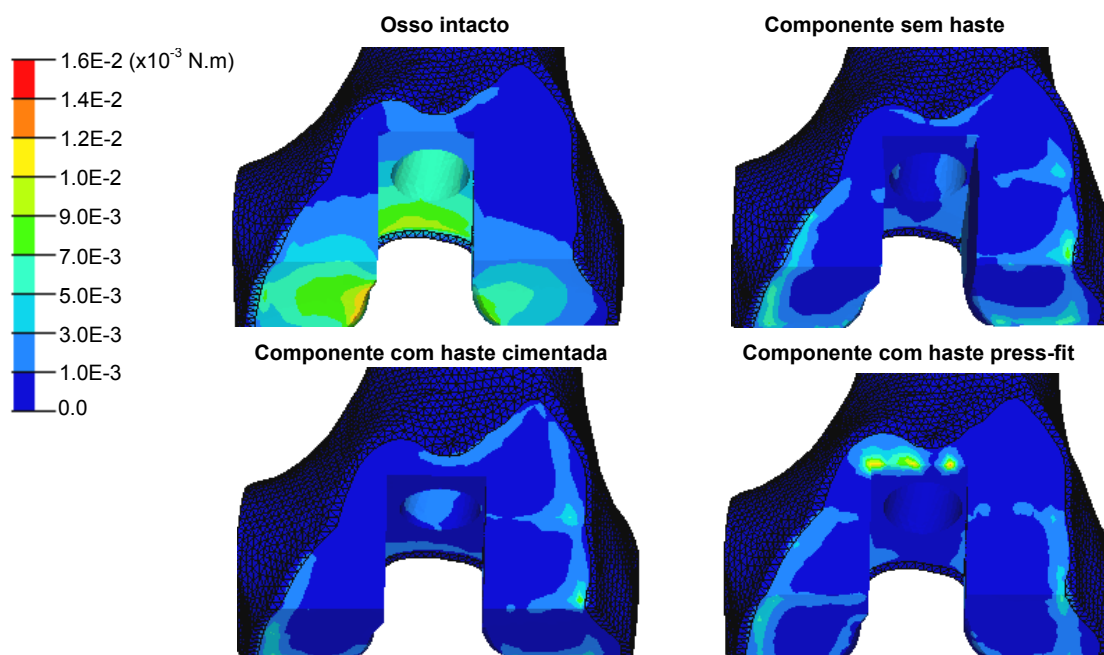


Figura 5.56 – Gradientes da EDE na zona anterior e distal do fémur.

Estes resultados permitem concluir que a utilização de hastes provoca, à partida, uma perda óssea (16%) significativa, já que é necessário retirar osso para permitir a sua colocação. Quanto maior for o diâmetro e o comprimento da haste, maior será a perda óssea. Da mesma forma, a utilização de componentes femorais com caixa intercondiliana origina uma perda significativa de

osso na zona distal. Há um decréscimo significativo das tensões e deformações, nas zonas distal e mais proximal do fémur. Junto à extremidade da haste, há um aumento dos níveis de tensão e deformação relativamente ao modelo intacto. A zona de maior perda óssea é a zona mais distal do fémur. As zonas com acréscimo de densidade óssea situam-se na zona mais proximal, junto à extremidade da haste.

Willems et al [170] referem, num estudo por elementos finitos com a simulação do processo de remodelação óssea e utilização das hastes no componente femoral, que a perda óssea é bastante significativa na zona mais distal do fémur. Além disso, no lado anterior do fémur ao longo do comprimento da haste, nota-se um decréscimo superior da densidade óssea, com a utilização de hastes com diâmetros mais elevados, quando comparadas com hastes de diâmetros mais pequenos. Estes resultados estão de acordo com os encontrados, neste estudo, ao nível da variação da EDE no lado anterior (figura 5.56).

Os resultados obtidos e analisados levam-nos à seguinte constatação: as hastes são utilizadas para aumentar a estabilidade do componente femoral e a sua longevidade, como foi demonstrado pelos resultados obtidos neste estudo. No entanto, a sua utilização promove o efeito de stress shielding e, desta forma, potencializa o efeito de reabsorção óssea, podendo implicar a instabilidade do implante a médio e longo prazo.

Em conclusão, podemos dizer que a utilização das hastes pode, eventualmente, estar a contrariar aquilo para que foram concebidas.

5.4.4 - Análise comparativa da haste *press-fit* no fémur

A utilização de hastes, na revisão da ATJ, em casos em que a falta de qualidade do osso ou perda óssea o justifique, é comum no caso do fémur. A técnica mais comum consiste na utilização do componente femoral cimentado com a utilização de hastes cimentadas ou *press-fit*. A utilização de hastes *press-fit* apresenta, como grande vantagem, o facto de serem relativamente fáceis de retirar no caso de uma revisão, mas apresentam como principais desvantagens, o efeito pronunciado de stress shielding em todo o comprimento da haste e a dor sentida por alguns pacientes na extremidade da mesma.

Assim, esta parte do trabalho destina-se, essencialmente, a dar resposta a algumas questões colocadas pelos clínicos na utilização de hastes *press-fit* e, também, comparar um novo conceito de haste, procurando também verificar até que ponto o novo conceito permite diminuir alguns dos efeitos negativos da haste *press-fit*.

O modelo que serviu de comparação nesta parte do trabalho foi o modelo de haste *press-fit* longa (**HPF_longa**).

Algumas vezes os clínicos recorrem ao uso de hastes curvas de modo a seguir a forma anatómica do fémur no plano sagital e, assim, poderem utilizar hastes mais longas, uma vez que a utilização de hastes rectas impossibilitaria a aplicação de hastes tão longas, principalmente em casos em que a curvatura anatómica do fémur é mais pronunciada ou quando o fémur se encontra bastante deformado.

A questão colocada pelos clínicos é se não será mais eficaz a utilização de hastes com a forma anatómica do fémur, mesmo em casos em que a haste recta seja suficiente para garantir o contacto com o osso cortical na zona da extremidade, e ainda a diferença, em termos dos esforços e da estabilidade sobre o osso, entre uma ou outra opção. Esta questão levou à criação de um modelo de haste que se caracteriza por possuir a curvatura anatómica do fémur distal no plano

sagital. Para se proceder à correcta comparação com a haste recta **HPF_longa**, foi modelada uma haste com o mesmo diâmetro e comprimento, designada de **HPF_anat**.

Um outro modelo de haste *press-fit* que foi comparada é um modelo inovador em termos de conceito, que consiste numa geometria idêntica à haste *press-fit* estudada anteriormente, mas cuja extremidade em polietileno (18mm) fica em contacto com o osso cortical.

Os resultados obtidos com estes modelos foram sempre comparados como os do modelo **HPF_longa**.

Na figura 5.57 estão representadas, esquematicamente, as hastes utilizadas nesta parte do estudo, assim como a interface da haste com o osso.

O número de elementos e nós de cada modelo, assim como a sua designação, encontram-se na tabela 5.11. As características geométricas dos novos modelos são, em tudo, idênticas ao modelo de haste *press-fit* (**HPF_longa**), com excepção para a geometria e materiais das hastes.

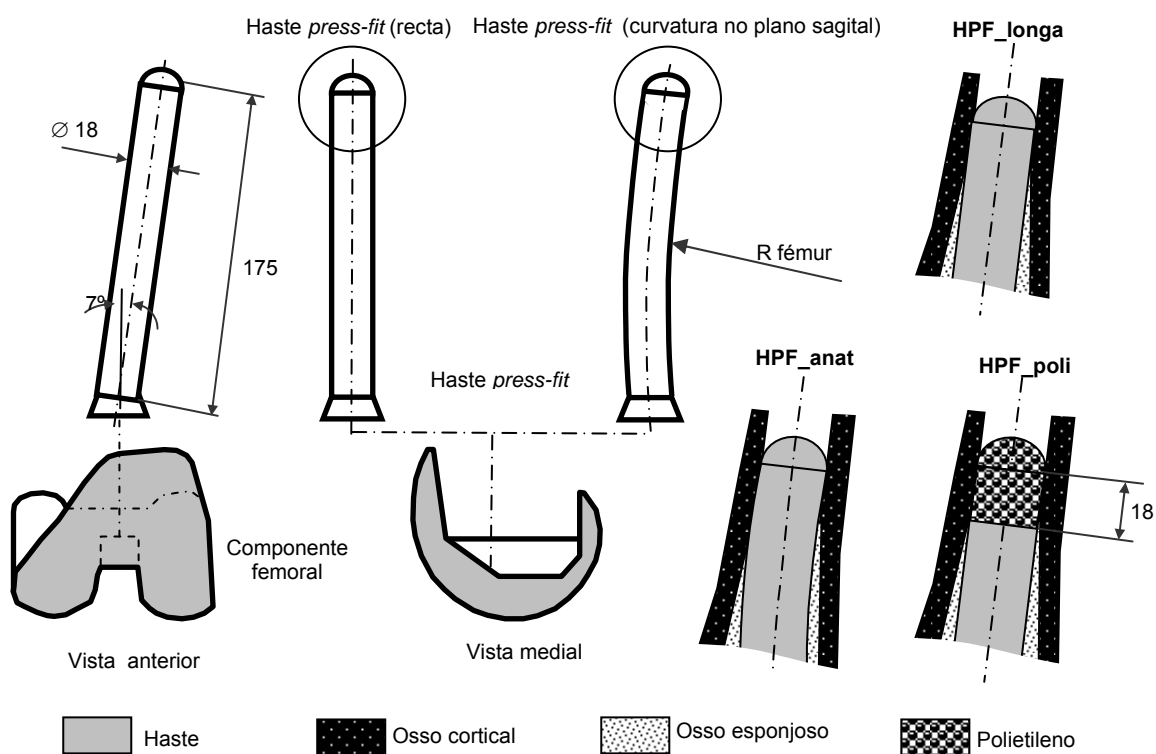


Figura 5.57 – Representação esquemática das hastes e contacto nas extremidades dos modelos.

Tabela 5.11 – Características dos modelos numéricos analisados.

Modelos analisados	Designação simplificada	Dimensões haste	Tipo fixação da haste-osso	Número elementos	Número de nós
Haste curvatura anatómica	HPF_anat	Ø18mm x 175mm - 7° (com curvatura no plano sagital)	contacto sem interferência	260396	59702

Haste extremidade polietileno	H_poli	∅18mm x 175mm - 7° (157mm titânio + 18mm polietileno)	contacto sem interferência	261832	60173
Haste longa press-fit	HPF_longa	∅18mm x 175mm - 7° (haste comercial)	contacto sem interferência	259104	58302

5.4.4.1 - Repartição de carga entre osso e haste

Foi estudada a repartição de carga aplicada ao componente femoral na interface osso-cimento da superfície condiliana, para os diferentes modelos (Fig. 5.58). No modelo com haste curva (**HPF_anat**), assim como no modelo com extremidade da haste em polietileno (**HPF_poli**), denota-se um aumento da carga transmitida ao osso esponjoso na interface osso-cimento. A carga transmitida ao osso cortical diminuiu, relativamente aos restantes modelos para o modelo de haste curva (**HPF_anat**). Em termos da carga transmitida pela haste para a zona mais distal, o modelo com haste curva (**HPF_anat**) e o modelo com extremidade em polietileno (**HPF_poli**) reduziram em 3% da carga transmitida pela haste relativamente ao modelo de haste *press-fit* (**HPF_longa**). No caso do modelo **HPF_poli**, esta redução reflectiu-se no aumento do mesmo valor sobre o osso esponjoso.

O modelo com haste curva (**HPF_anat**) modifica, de forma mais significativa, a repartição de carga na interface osso-cimento, relativamente aos restantes modelos. Este aumentou a carga transferida ao osso esponjoso em 7%, relativamente ao modelo **HPF_longa**, e diminui a carga transferida ao osso cortical em 4%. Esta situação pode resultar do facto da geometria da haste apresentar a curvatura idêntica à do fémur, facilitando o seu afundamento, ou do facto de, devido à sua curvatura no plano sagital, a haste estar mais sujeita ao fenómeno de encurvadura e, assim, influenciar a forma como o componente femoral transfere a carga na interface osso-cimento. Não sabendo até que ponto as diferenças encontradas podem ser consideradas significativas, parece que a utilização de hastes curvas (**HPF_anat**) será mais aconselhável em casos onde o osso cortical esteja mais danificado que o osso esponjoso, já que a carga que esta transfere é menor. No caso de defeitos contidos no osso esponjoso, a selecção da haste recta parece ser menos aconselhável, uma vez que esta transfere mais carga ao osso esponjoso.

A haste com extremidade em polietileno (**HPF_poli**) apresentou resultados, em termos de repartição de carga, muito idênticos aos da haste *press-fit* (**HPF_longa**), diminuindo a carga transferida pela haste e aumentando, aproximadamente o mesmo valor, sobre o osso esponjoso. A diminuta redução da carga transmitida pela haste poderá resultar do facto de a haste permitir uma maior flexão do conjunto osso-haste devido aos momentos flectores gerados no componente femoral, já que a zona que está em contacto com o osso cortical é de polietileno, de menor rigidez, diminuindo desta forma, os esforços normais que a haste exerce sobre o osso e originar forças de atrito menores na interface, e logo menor resistência à carga aplicada.

Atendendo aos resultados, o facto de se utilizar este conceito inovador com a extremidade da haste em polietileno, não altera de forma expressiva a repartição da carga na interface relativamente ao modelo de haste integral em titânio.

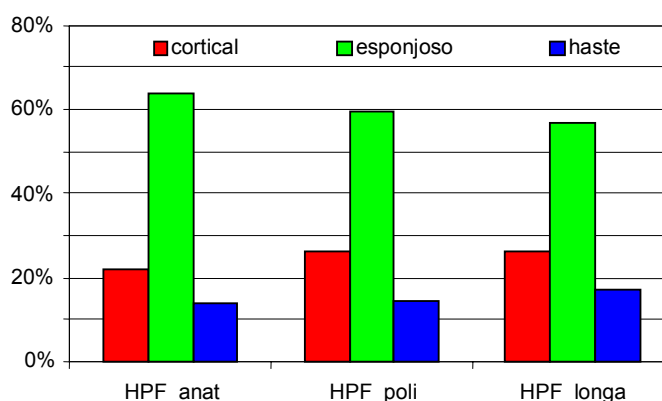


Figura 5.58 – Percentagem de repartição da carga axial na interface cimento-osso.

5.4.4.2 - Micromovimentos entre do componente femoral e o osso

Procedeu-se à análise dos micromovimentos relativos entre o componente femoral e o osso cortical na direcção axial a 10mm da interface osso-cimento nos lados medial e lateral (Fig. 5.59). No lado medial, o valor do deslocamento relativo da haste curva (**HPF_anat**) foi inferior (-17%) ao do modelo **HPF_longa**. No lado lateral, o valor do deslocamento relativo aumentou em 6%, relativamente ao modelo **HPF_longa**. A geometria da haste curva, permite uma melhor estabilidade, quando comparada com a haste *press-fit* recta (**HPF_longa**). No lado medial, onde é aplicada 60% da carga axial, a haste de geometria curva foi a que permitiu o menor deslocamento relativo. A maior estabilidade parece estar de acordo com a menor carga transferida ao osso cortical que origina a menor deformação deste, e desta forma, diminuiu o micromovimento do componente femoral relativamente ao osso cortical.

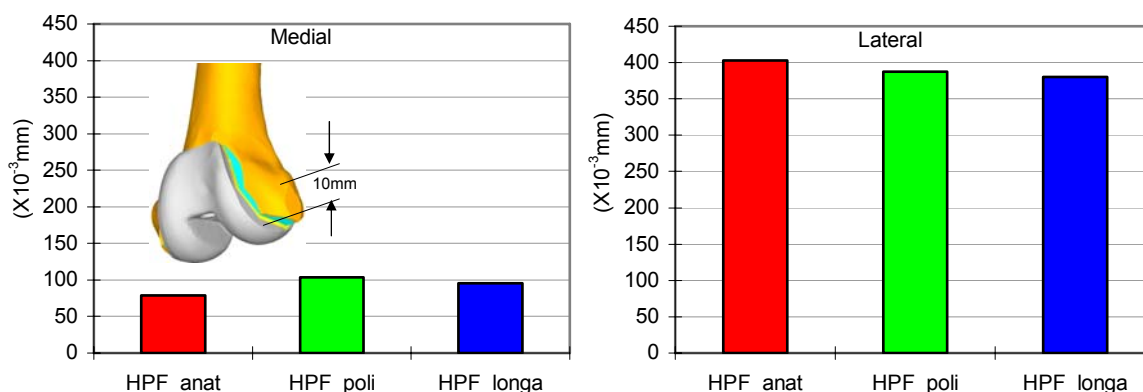


Figura 5.59 – Deslocamento relativo na direcção axial entre o componente femoral e o osso cortical a 10mm da interface osso-cimento nos lados medial e lateral.

O modelo com a extremidade da haste em polietileno apresentou valores de deslocamento relativo superiores, ao modelo com haste *press-fit* longa (**HPF_longa**). O maior aumento do deslocamento relativo ocorreu no lado medial, aumentou 8% relativamente ao modelo **HPF_longa**.

Em termos globais, a estabilidade conferida pela haste curva é superior à estabilidade conferida pelo modelo **HPF_longa**, com uma redução de 5,5% nos micromovimentos entre o componente femoral e o osso cortical.

No caso da haste com extremidade em polietileno, o aumento total do deslocamento relativo ao modelo de referência (**HPF_longa**) foi de 5,2%, contribuindo para uma menor estabilidade do

componente femoral. Tendo em conta estas pequenas alterações dos micromovimentos entre o componente femoral e o osso cortical, oferecida pelos modelos com haste curva (**HPF_anat**) e haste com extremidade em polietileno (**HPF_poli**), podemos dizer que a estabilidade destes é aproximadamente idêntica à estabilidade do modelo com haste *press-fit* de referência (**HPF_longa**).

5.4.4.3 - Deformação no osso esponjoso

As deformações principais mínimas no osso esponjoso, na interface osso-cimento dos modelos de haste curva (**HPF-anat**) e no modelo com extremidade da haste em polietileno (**HPF_poli**) foram comparados com o modelo de haste comercial (**HPF_longa**) (Fig. 5.60).

Os gradientes dos modelos analisados apresentam os valores mais elevados na zona do bordo do cimento e do componente femoral, nos lados lateral e medial.

O modelo que apresentou, em média, as deformações mais elevadas, foi o modelo com haste curva (**HPF_anat**). O modelo com a extremidade da haste em polietileno (**HPF_poli**) apresenta valores de deformação idênticos aos do modelo de referência (**HPF_longa**). Estes resultados estão em consonância com a repartição de carga na interface osso-cimento, onde o modelo de haste curva foi aquele que mais carga transferiu para o osso esponjoso.

Ao nível das deformações de corte no osso esponjoso, na interface osso-cimento, o modelo de haste curva (**HPF_anat**) apresentou valores mais elevados relativamente aos restantes modelos. Estes valores mais elevados justificam-se pelo facto da carga transferida ao osso esponjoso ser mais elevada do que nos restantes modelos e, assim, devido ao momento torsor aplicado ao componente femoral, assim como ao atrito entre o cimento e o osso, provocarem deformações de corte mais elevadas no osso esponjoso. O modelo com extremidade da haste em polietileno apresentou valores de deformação de corte idênticos aos do modelo com haste comercial (**HPF_longa**).

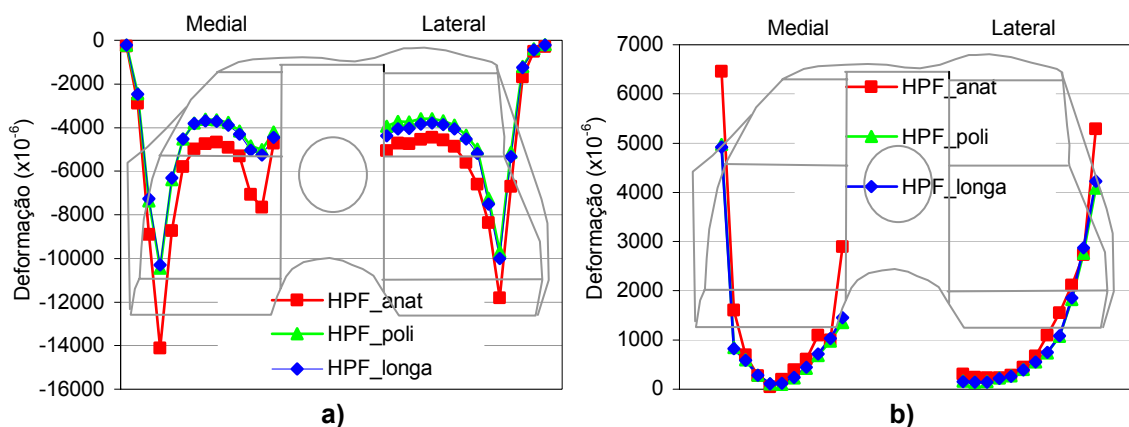


Figura 5.60 – **a)** Deformações principais mínimas no osso na interface osso-cimento no alinhamento medial-lateral e; **b)** deformações de corte.

Os resultados obtidos evidenciam que o modelo com haste curva (**HPF_anat**) aumenta, em média, 25% as deformações no osso esponjoso relativamente ao modelo comercial (**HPF_longa**). A utilização da haste curva (**HPF_anat**) poderá não ser o mais aconselhável em casos em que se verifique pouca qualidade do osso esponjoso ou defeitos contidos no mesmo, aquando da revisão,

já que a utilização deste tipo de haste aumenta as deformações sobre o mesmo quando comparado com o modelo de haste recta (**HPF_longa**).

A utilização do novo conceito de haste, com extremidade em polietileno (**HPF_poli**), é uma opção equivalente à solução de haste comercial (**HPF_longa**) em termos de deformações induzidas ao osso esponjoso.

5.4.4.4 - Micromovimentos na interface osso-cimento

O que se pode observar, para os dois novos modelos, em comparação (Fig. 5.61) com o modelo comercial (**HPF_longa**), é que a tendência da diminuição dos deslocamentos relativos depende, essencialmente, do lado analisado e da direcção.

Em todos os modelos, como seria de esperar, o deslocamento relativo entre o cimento e o osso esponjoso foi máximo junto às extremidades do componente femoral, sendo esta a zona mais sujeita ao fenómeno de separação que pode originar o surgimento de radiolucências. Como já vimos anteriormente, estas radiolucências são de difícil identificação devido à geometria do componente femoral.

O modelo com haste curva (**HPF_anat**) apresentou os valores mais elevados de deslocamento relativo no lado lateral, na direcção antero-posterior, e no lado medial na direcção medial-lateral. Em termos médios, apresentou valores de deslocamento superiores em 10% relativamente ao modelo comercial (**HPF_longa**).

O modelo com extremidade de haste em polietileno (**HPF_poli**) apresenta valores médios de deslocamento inferiores, em 15%, relativamente ao modelo de haste comercial (**HPF_longa**).

Como foi referido, os deslocamentos relativos entre o cimento e o osso (micromovimentos) podem contribuir para a abrasão do osso e separação da interface osso-cimento, principalmente nas zonas de bordo do componente femoral, onde estes valores são mais elevados. Além do próprio fenómeno de abrasão do osso e do cimento, as micro-partículas geradas por este deslocamento relativo podem provocar osteólises e infecções não detectáveis radiologicamente, contribuindo para a perda do implante.

Assim, estes resultados mostram que o risco de maior instabilidade na interface osso-cimento está ligada à utilização de hastes curvas (**HPF_anat**), que provocou deslocamentos relativos mais elevados na zona da interface. Deve-se questionar até que ponto as diferenças encontradas neste estudo podem ou não ser significativas.

O maior deslocamento relativo, neste modelo, está eventualmente ligado à maior carga e à maior deformação induzida pelo mesmo no osso esponjoso, assim como a um possível maior efeito de fulcro da haste ao nível da interface osso-cimento.

O modelo com extremidade em polietileno (**HPF_poli**) apresentou valores médios de deslocamentos relativos inferiores ao modelo comercial (**HPF_longa**). O facto de a extremidade estar em contacto com o osso cortical ser de menor rigidez, parece contribuir para reduzir o efeito de fulcro gerado pela extremidade da haste, contribuindo desta forma, para uma maior estabilidade da interface osso-cimento, reduzindo o risco de separação da interface osso-cimento.

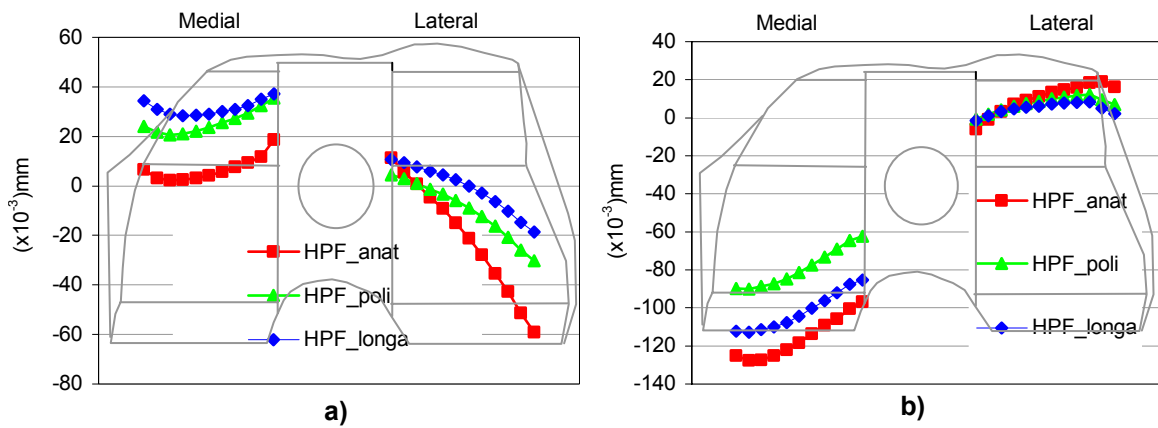


Figura 5.61 - **a)** Micromovimentos na interface osso-cimento ao longo do alinhamento medial-lateral na direcção antero-posterior e; **b)** medial-lateral.

5.4.3.5 - Deformações no osso cortical

As deformações principais mínimas nos 4 lados dos modelos de haste curva (**HPF_anat**), assim como no modelo com extremidade em polietileno (**HPF_poli**), foram comparadas com o modelo de haste comercial (**HPF_longa**) (Fig. 5.62).

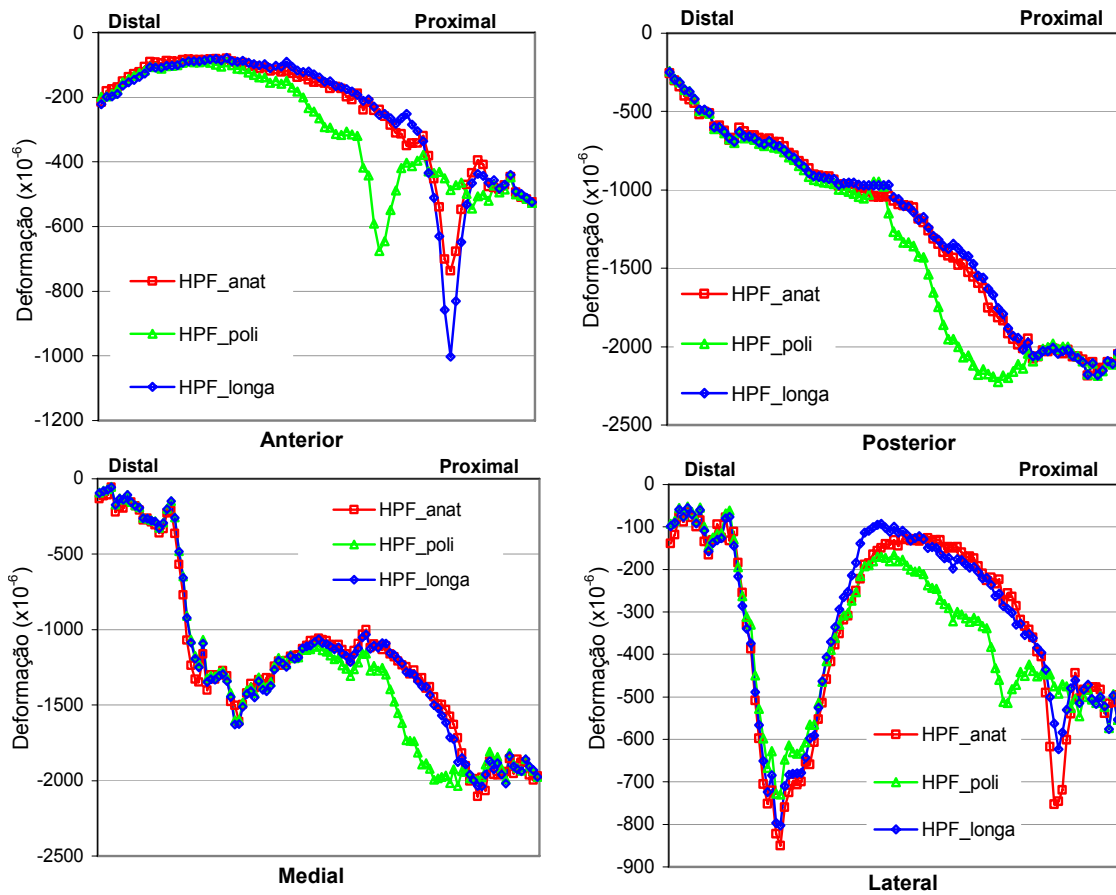


Figura 5.62 – Deformações principais mínimas no osso cortical.

Pode observar-se que os gradientes de deformação do modelo de haste curva (**HPF_anat**) são idênticos aos do modelo de haste comercial (**HPF_longa**). As principais diferenças entre estes dois modelos ocorrem no valor de pico de deformação, na zona da extremidade da haste, nos lados anterior e lateral. O modelo de haste curva (**HPF_anat**) permitiu reduzir o valor de pico de deformação na zona da extremidade relativamente à haste comercial (**HPF_longa**) em 26% no lado anterior. Sucedeu o contrário no lado lateral, onde os valores de pico da haste curva (**HPF_anat**) apresentaram um valor de pico de deformação superior ao do modelo de haste comercial (**HPF_longa**) em 19%.

O modelo com a extremidade da haste em polietileno (**HPF_poli**) apresentou gradientes de deformação no osso cortical bastante diferentes dos restantes modelos, observando-se uma tendência para deformações mais elevadas na zona mais proximal do fémur. Esta constatação permite reduzir o efeito de stress shielding relativamente aos restantes modelos analisados. No estudo anterior, verificou-se um forte efeito de stress shielding provocado pelo modelo com haste comercial (**HPF_longa**) relativamente ao modelo intacto (**Intacto**).

O modelo com extremidade da haste em polietileno (**HPF_poli**) apresenta picos de deformação inferiores, na zona de transição da haste em titânio, para a extremidade em polietileno, relativamente ao pico de deformação do modelo com haste comercial (**HPF_longa**), na zona da extremidade da haste nos lados anterior e lateral. A redução do pico de deformação no lado anterior foi de 32% e no lado lateral de 18%. Nos lados medial e posterior, o efeito de fulcro originado pela extremidade da haste é praticamente inexistente, não se verificando grandes alterações nos gradientes de deformação.

A utilização da haste curva (**HPF_anat**) pouco alterou os gradientes de deformação relativamente à haste comercial (**HPF_longa**). O efeito de redução do pico de deformação, na extremidade da haste, em termos globais (lados anterior e lateral) é relativamente reduzido. Assim, aparentemente, torna-se indiferente o uso de um ou outro tipo de haste em termos dos campos de deformação no osso cortical.

No entanto, o uso do novo conceito de haste com extremidade em polietileno (**HPF_poli**) contém duas vantagens relativamente ao modelo de haste comercial (**HPF_longa**). Este conceito permite reduzir o efeito de stress shielding nos 4 lados, assim como uma redução média do pico de deformação na zona de transição titânio-polietileno em 20% relativamente ao pico de deformação da haste comercial (**HPF_longa**). Estas vantagens podem ser favoráveis para a redução do potencial de reabsorção óssea, assim como para o possível efeito de dor na zona da extremidade da haste, como foi descrito anteriormente.

5.4.3.6 - Deformações no osso contíguo à haste

A deformação principal mínima, ao longo da interface haste-osso, foi analisada e comparada para os diferentes modelos (Fig. 5.63).

Na análise da figura 5.63 é necessário ter em consideração que os valores da deformação podem ser diferentes, em função do tipo de osso em contacto com a haste. Assim, quando a haste está em contacto com o osso esponjoso, é normal que os valores da deformação sejam relativamente elevados, já que o módulo de elasticidade do osso esponjoso é várias vezes inferior ao valor do módulo de elasticidade do osso cortical.

No lado anterior, o perfil das deformações é relativamente idêntico entre os diferentes modelos, observando-se que existe uma tendência para o modelo de haste com extremidade em polietileno (**HPF_poli**) apresentar valores de deformação mais elevados até à zona de transição do corpo em

titânio para a extremidade em polietileno. Nesta zona de transição verifica-se um elevado gradiente de deformações no osso esponjoso.

Nos modelos com haste curva (**HPF_anat**) e haste **HPF_longa** apenas se regista um aumento significativo de deformações no osso cortical na extremidade da haste.

No lado posterior, o modelo de haste com extremidade em polietileno (**HPF_poli**) e o modelo com haste **HPF_longa** apresentaram gradientes semelhantes ao longo da interface, apesar de no modelo **HPF_poli** os valores de deformação serem superiores ao modelo **HPF_longa**. O modelo de haste curva (**HPF_anat**), neste lado, apresentou valores de deformações superiores porque, devido à sua curvatura no plano sagital, a haste se encontra em contacto com o osso esponjoso, ao contrário dos restantes modelos, que se encontram em contacto com o osso cortical. Por esta razão, os valores de deformação são mais elevados neste modelo.

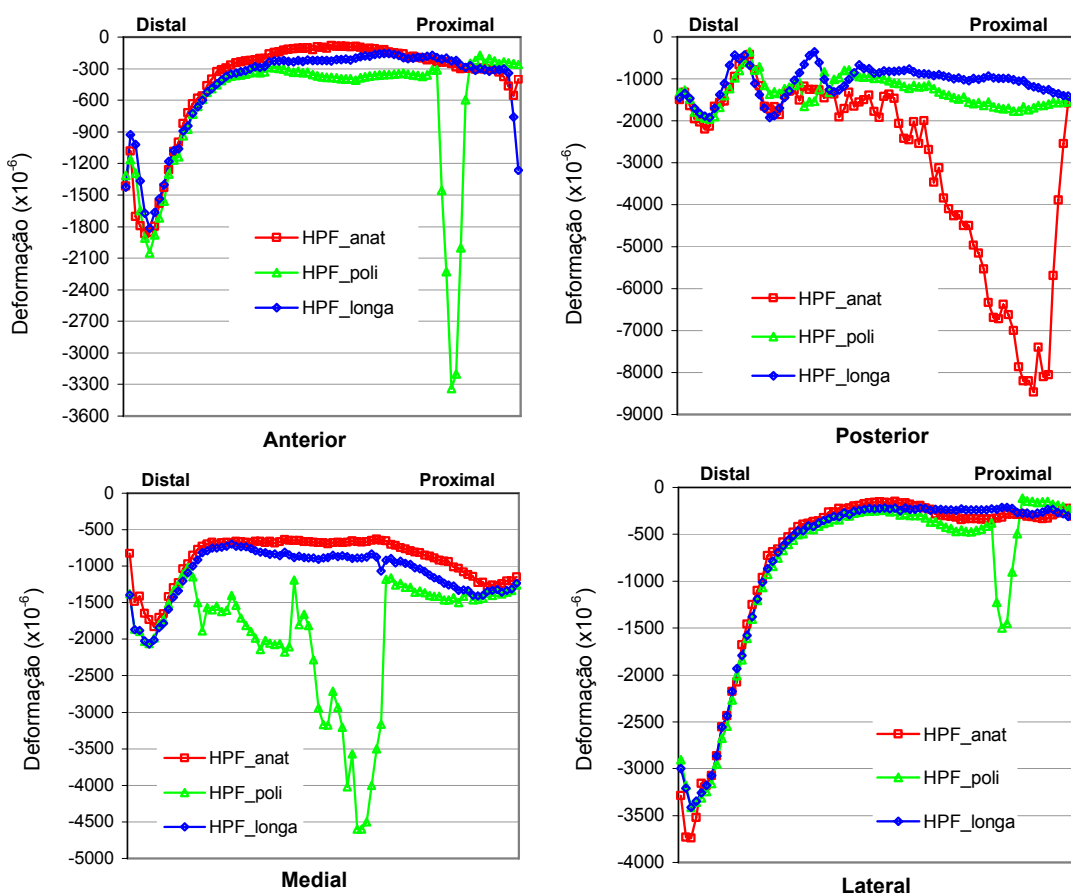


Figura 5.63 – Deformação principal de mínima no osso esponjoso e cortical na interface osso-haste.

No lado medial, os comportamentos da haste curva (**HPF_anat**) e da haste comercial (**HPF_longa**) são idênticos. O modelo com extremidade da haste em polietileno apresentou valores de deformação mais elevados na zona de contacto com o osso esponjoso, ocorrendo o valor máximo na zona de transição do mesmo para o osso cortical. Convém referir que este pico não coincide com a transição do corpo metálico para a extremidade em polietileno.

No lado lateral, os gradientes de todos os modelos foram idênticos, ao longo do comprimento da haste. O modelo com extremidade da haste em polietileno (**HPF_poli**) apresenta um pico de

deformação no osso esponjoso, na transição do contacto da haste entre o osso esponjoso e o osso cortical, zona igualmente próxima da transição da parte metálica da haste para a extremidade em polietileno.

O que se pode observar é que os diferentes modelos apresentaram comportamentos diferentes consoante o lado analisado, assim como o tipo de material em contacto com a haste ou em função da geometria e material.

Pode-se referir que o modelo de haste curva, de uma forma geral, apenas altera o seu comportamento relativamente ao modelo comercial no lado posterior, devido ao facto de a mesma estar em contacto com o osso esponjoso. O modelo com extremidade em polietileno aumenta os esforços sobre o osso esponjoso sempre que este esteja em contacto com a haste. Este facto explica-se pela menor capacidade de a extremidade da haste resistir aos momentos flectores gerados no componente femoral. A extremidade, ao oferecer menor resistência, permite que a haste dissipe o seu esforço pela parte metálica, estando esta em contacto preferencialmente com o osso esponjoso e, desta forma, devido à menor resistência mecânica do osso esponjoso, originar deformações mais elevadas. Estes valores de deformação mais elevados ocorrem em zonas de transição do contacto entre o osso esponjoso e osso cortical e aumentam a probabilidade de falência do osso nesta zona, podendo levar a uma cedência do mesmo nestas zonas ou gerar hipertrofia óssea. No entanto, este modelo permite uma redução significativa das deformações no osso cortical, na zona da extremidade da haste, quando comparado com o modelo **HPF_longa**.

5.4.4.7 - Discussão de resultados

Os resultados obtidos nesta parte do trabalho teve como objectivo dar respostas a algumas questões referentes à utilização de hastes curvas no fémur na revisão da ATJ. Também foi objectivo o estudo de um novo conceito de haste *press-fit* longa com extremidade em polietileno. Uma das questões colocadas pelos cirurgiões prende-se com as vantagens ou inconvenientes da utilização de hastes curvas, mesmo em fémures cuja curvatura permita a colocação de uma haste *press-fit* longa recta. Para tentar responder a esta interrogação procedeu-se à comparação de diversas variáveis entre o modelo de haste curva (**HPF_anat**) e o modelo de haste recta (**HPF_longa**) estudada anteriormente. Observou-se, para o caso de carga utilizado, que a selecção da haste com a curvatura anatómica do fémur distal aumenta a carga transferida ao osso esponjoso na interface osso-cimento, e diminui a carga transferida ao osso cortical. O aumento de carga no osso esponjoso resulta da diminuição de carga transferida ao osso cortical e da diminuição da mesma pela haste para a zona mais proximal. A curvatura da haste, aparentemente oferece menos resistência aos esforços aplicados ao componente femoral e modifica a repartição dos mesmos quando comparada com a haste recta (**HPF_longa**). Estes resultados indicam que em casos em que se verifique baixa qualidade do osso esponjoso ou a existência de defeitos ósseos pode-se, eventualmente, privilegiar a utilização da haste recta (**HPF_longa**). A estabilidade do componente femoral relativamente ao osso, medido pelo nível dos deslocamentos relativos entre o componente femoral e o osso cortical, mostrou ser idêntica à do modelo de haste recta (**HPF_longa**), apesar dos comportamentos, nos diferentes lados, ser distinto entre os modelos. Ao nível da estabilidade na interface osso-cimento, avaliada pelo deslocamento relativo entre estes, obtiveram-se valores médios superiores aos do modelo de haste recta (**HPF_longa**), não se podendo afirmar se a diferença nos deslocamentos relativos pode ser ou não considerada significativa nas consequências que pode originar na interface, como a abrasão, e a osteólise

devido às partículas que resultam da abrasão. A combinação da abrasão com a infecção pode levar à separação da interface e à fragilização do osso e, mesmo, eventual reabsorção óssea. Ao nível da intensidade de deformações na interface osso-cimento, o modelo de haste curva provocou deformações, em média, superiores ao modelo de haste comercial (**HPF_longa**), especialmente na zona do bordo do componente femoral. Estes valores mais elevados podem aumentar o risco de falência do osso por acção de fadiga, particularmente na zona de bordo do componente femoral. Ao nível das deformações no osso cortical ao longo da haste, verificou-se gradientes idênticos aos da haste recta (**HPF_longa**), apenas com diferenças nos valores de picos provocados pelo efeito de fulcro da extremidade da haste. Estes foram inferiores no lado anterior e superiores no lado lateral, evidenciando que a geometria em curva altera, de forma relevante, a deformação no osso. No entanto, o valor de pico de deformação na zona da extremidade da haste foi inferior ao modelo de haste recta (**HPF_longa**). Este fenómeno de redução pode ser favorável para a eventual redução do efeito da dor sentida por alguns pacientes na extremidade da haste, assim como a hipertrofia ou fractura. Ao nível da interface osso-haste, não se verificou grandes diferenças, à excepção das zonas de contacto que são diferentes devido à curvatura da haste.

À luz dos resultados do estudo numérico, assim como tendo presentes as eventuais consequências a nível clínico, a utilização da haste curva em casos onde seja possível a utilização de haste recta não apresenta vantagens biomecânicas significativas.

O conceito inovador de uma haste *press-fit* com a extremidade em polietileno no fémur foi, igualmente comparado com o modelo comercial, ou seja, com haste integral em titânio (**HPF_longa**). A haste com extremidade em polietileno modifica de forma pouco expressiva a repartição de esforços entre os ossos esponjoso e cortical e a haste relativamente ao modelo comercial. A alteração que ocorre com a selecção deste tipo de haste resulta num ligeiro aumento na carga sobre o osso esponjoso e numa ligeira redução na carga transmitida pela haste para a zona proximal. A estabilidade entre o componente femoral e o osso, avaliada pelos micromovimentos entre o componente femoral e o osso cortical, evidencia uma estabilidade idêntica à do modelo comercial, apesar de no lado anterior esta ser superior, mas de grandeza bastante inferior quando comparada com os restantes lados. A estabilidade da interface osso-cimento é superior à do modelo com haste comercial (**HPF_longa**), já que a média dos micromovimentos, entre o osso e o cimento na interface foram inferiores. Este facto pode contribuir para a diminuição do fenómeno de abrasão no osso e no cimento, especialmente nas zonas do bordo do componente femoral e, assim, a redução do fenómeno de separação na interface e a osteólise. As deformações no osso esponjoso na interface osso-cimento, revelaram-se idênticas às observadas no modelo comercial (**HPF_longa**). Verificou-se o contrário ao nível das deformações no osso cortical, onde se revelaram superiores ao modelo comercial e apresentaram valores de pico, na zona de transição do corpo metálico da haste para a extremidade em polietileno, inferiores às da zona da extremidade da haste no modelo comercial (**HPF_longa**). Estes dois factores são bastante positivos, já que permitem reduzir os efeitos de stress shielding e reabsorção óssea e, da mesma forma, permitem diminuir o possível efeito da dor na extremidade da haste, que pode estar relacionado com o efeito de concentração de deformações no osso cortical. As deformações na interface osso-haste foram idênticas às do modelo da haste comercial, com ocorrência de picos de deformação nas zonas de transição do osso esponjoso para o osso cortical, junto à extremidade de polietileno. Esses picos de deformação podem implicar a falha do osso esponjoso por acção dos esforços de fadiga. No entanto, permitiram a redução das deformações no osso cortical, na zona da extremidade da

haste. Assim, torna-se difícil fazer uma análise relativamente às deformações no osso na interface osso-haste, já que a utilização deste conceito aumenta o nível de deformação no osso esponjoso, mas reduz no osso cortical. Apesar do aumento de deformação no osso esponjoso, este possui uma excelente capacidade de deformação (até 50%) antes de ocorrer a rotura, capacidade essa bastante superior à oferecida pelo osso cortical (de apenas 2%), que manifesta um comportamento mais frágil.

O novo conceito de haste, com extremidade em polietileno na zona de contacto com o osso cortical, permite idêntica estabilidade no componente femoral e repartição de carga na zona da interface osso-cimento. Possibilita, também, a diminuição dos picos de deformação no osso cortical, na zona da extremidade da haste relativamente à haste comercial (**HPF_longa**). Assim, este tipo de haste pode, eventualmente, contribuir para uma diminuição do efeito de dor na zona da sua extremidade, sentida por alguns pacientes com o uso de haste *press-fit* convencionais, assim como, a redução do risco de hipertrofia e fractura nesta zona.

5.5 - Influência das hastes no osso oposto

5.5.1 - Introdução

No início deste capítulo referiu-se que a principal razão para a utilização das hastes, na revisão da ATJ, reside na existência de pouca substância óssea e na presença de defeitos condilianos significativos. A restauração da substância óssea de suporte perdida e a estabilidade da articulação são os principais desafios colocados ao cirurgião. Os resultados obtidos neste e noutros estudos, já publicados, mostram que a utilização de hastes contribui para a estabilidade dos componentes femoral e tibial, sendo esta estabilidade diferente, consoante o tipo de haste e método de fixação utilizados. A estabilidade adicional, proporcionada pelas hastes, pode incluir factores negativos para o paciente, como por exemplo a reabsorção óssea e a dor.

Nas artroplastias com utilização de componentes de baixa constrição condiliana, o cirurgião apenas utiliza a haste no osso onde haja essa necessidade. Assim, é frequente encontrar casos de revisão da ATJ onde apenas se verifica a utilização da haste numa só estrutura óssea, no fémur ou na tíbia. No entanto, parece existir consenso entre os clínicos relativamente à utilização das hastes em ambos os ossos (fémur e tíbia), nos casos da utilização das próteses de charneira ou das próteses com elevada constrição condiliana, especialmente em varus-valgus. Nestes casos é evidente que, devido a elevada constrição ou mesmo ligação rígida, no caso das próteses de charneira, a transferência de momentos flectores varus-valgus entre o fémur e tíbia gera, nos componentes, esforços elevados, justificando-se desta forma a utilização das hastes em ambos os componentes para proporcionar adequada resistência a tais esforços e, assim, assegurar a estabilidade necessária aos componentes tibial e femoral.

Uma das questões colocadas pelos cirurgiões consiste em saber até que ponto a utilização das hastes, somente no fémur ou na tíbia, pode influenciar a estabilidade e os esforços sobre o componente oposto, aquando da utilização de componentes com baixa constrição condiliana.

Não é do nosso conhecimento nenhum estudo publicado que dê resposta a esta questão. Assim, o objectivo desta parte do trabalho consistiu em identificar alterações, em termos de estabilidade e esforços, sobre os componentes femoral ou tibial, quando se utilizam hastes no osso oposto.

Convém referir que as geometrias dos componentes femoral e tibial, utilizados nesta parte do estudo, se enquadram nos componentes com baixa constrição condiliana.

Para a realização deste estudo recorreu-se às mesmas geometrias utilizadas anteriormente para o fémur e para a tibia, assim como para os componentes femoral, prato tibial e hastes. As posições relativas entre os diferentes componentes e o osso, as propriedades dos materiais e as condições de interface entre os diferentes componentes foram as mesmas que as descritas no início deste capítulo. Só se acrescentou as condições de contacto entre o componente femoral e o prato tibial em polietileno, tendo-se considerado um coeficiente de atrito de $\mu=0.045$ [68].

Para a realização deste estudo consideraram-se as extremidades do fémur distal e da tibia proximal com os respectivos componentes. A fim de limitar o tempo de cálculo, a extremidade da tibia foi seccionada a 250mm e a do fémur a 245mm da interface entre os componentes femoral e tibial. Estes seccionamentos tiveram em conta os comprimentos máximos das hastes utilizadas para a tibia e para o fémur.

A posição relativa, entre o fémur e a tibia, utilizada para a realização do estudo comparativo foi a correspondente a zero graus em flexão com o pé totalmente apoiado. Não se consideraram os efeitos dos ligamentos colaterais, da patela, do tendão e do ligamento patelar, opção que se deveu ao facto de a consideração destes elementos provocar um aumento considerável do tempo de cálculo, resultado das múltiplas zonas de contacto entre os mesmos e os componentes e ossos, bem como do número de modelos necessários para simular as hastes na tibia e no fémur. Considerou-se que, sendo o estudo meramente comparativo, os desvios eventualmente encontrados entre os diferentes modelos se mantinham, independentemente da consideração destes elementos, tendo em conta que os seus valores absolutos seriam certamente diferentes.

Para as condições fronteira dos diferentes modelos (Fig. 5.64) considerou-se a tibia rigidamente encastrada na sua zona mais distal. O fémur foi considerado, na zona seccionada, apenas com um grau de liberdade na direcção dos eixos mecânicos da tibia e do fémur. Na zona seccionada do fémur foi aplicada uma força alinhada com o seu eixo mecânico de 2100N [110]. A simplificação das cargas aplicadas ao fémur advém do facto de a natureza do estudo ser meramente comparativo e, igualmente, de estas serem as de maior intensidade na articulação, tendo-se considerado suficientes para responder à questão essencial desta parte do estudo.

A congruência entre as superfícies condilianas do componente femoral e do componente tibial (em polietileno), assim como o coeficiente de atrito entre as mesmas, condiciona a forma como os esforços são transmitidos entre estes. Relativamente à congruência, esta advém dos componentes utilizados, que foram de baixa congruência, onde o desvios para os modelos de elementos finitos derivam do desvio associado à digitalização das formas dos componentes (0,2mm), assim como do desvio de discretização da geometria durante o processo de geração de malha. No entanto, estes desvios não põem em causa a natureza comparativa do estudo, nem as respostas pretendidas.

A única variação, entre os diferentes modelos analisados, corresponde à utilização de diferentes tipos de haste no fémur ou na tibia ou em ambos, mantendo-se os restantes componentes, assim como as suas posições relativas, em todos os modelos. Na figura 5.64 é possível ver uma representação esquemática dos modelos analisados em termos de carregamento e de fixação. Na figura 5.65 é possível visualizar a malha de elementos finitos do fémur distal e da tibia proximal. O número de elementos e nós de cada modelo analisado encontram-se na tabela 5.12.

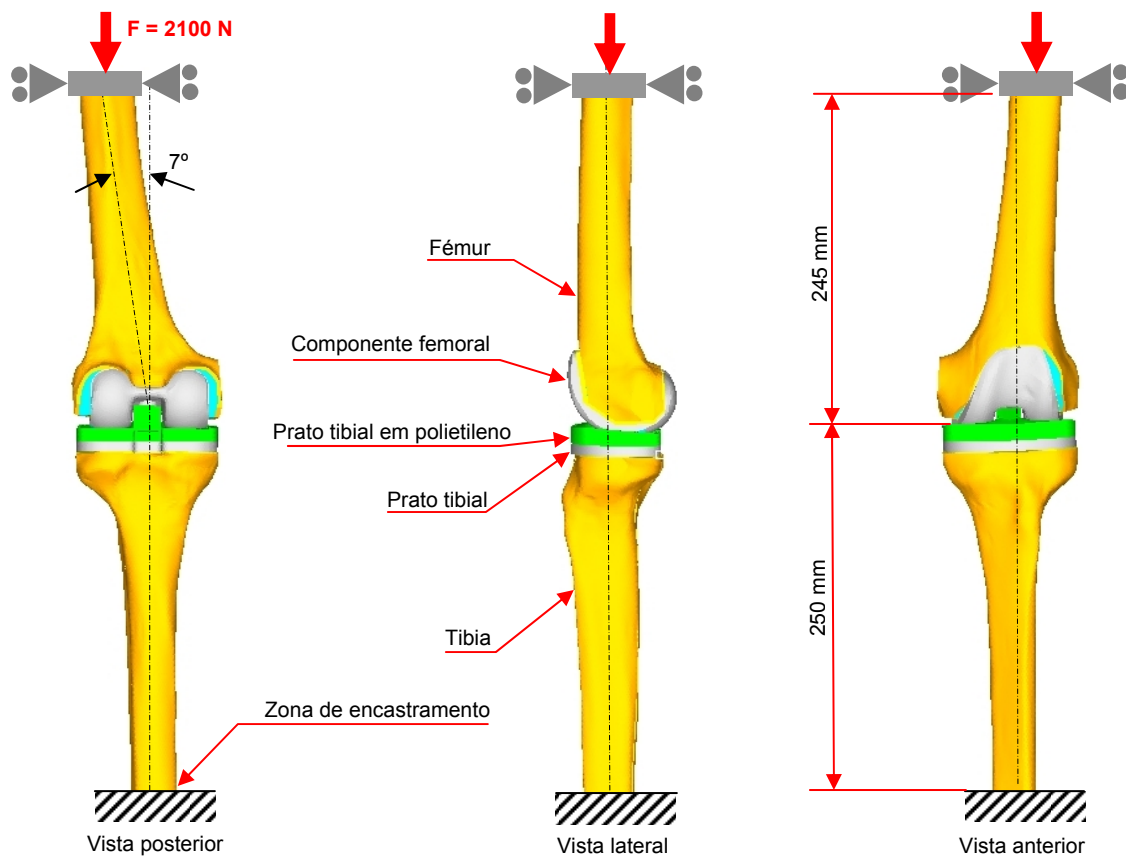


Figura 5.64 – Representação esquemática das condições de fronteira dos modelos analisados

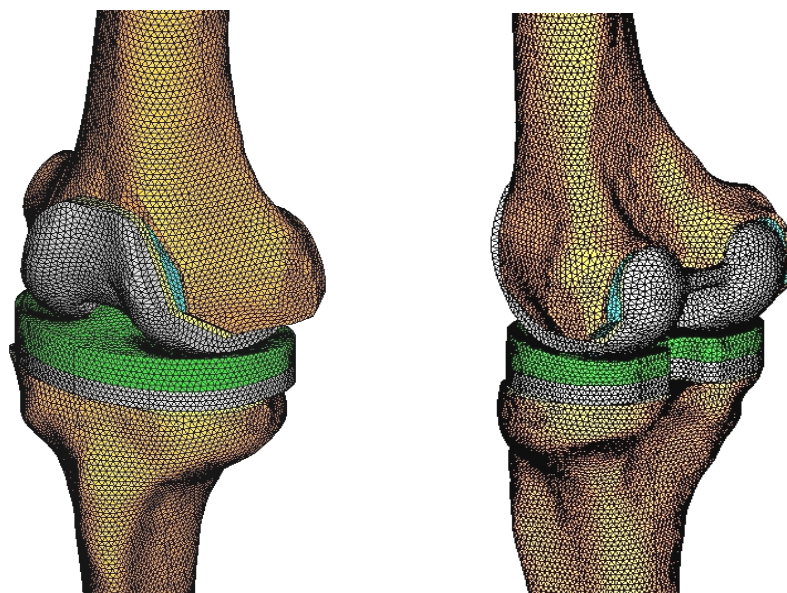


Figura 5.65 – Malha de elementos finitos na zona da articulação.

O modelo de referência, para a comparação com os modelos com haste é o modelo apenas com os componentes femoral ou tibial, sem a utilização de hastes.

Os tipos de hastes e fixação analisados foram os mesmos, quer para hastes cimentadas quer para hastes longas *press-fit* na tibia e no fêmur analisadas anteriormente.

5.5.2 - Influência da utilização de hastes tibiais no fémur

Como referido, esta parte do estudo procurou determinar se a utilização de hastes na tibia pode influenciar a estabilidade do componente femoral sem haste e do próprio fémur.

Com esse propósito criaram-se 3 modelos distintos. Em todos estes modelos utilizou-se, no fémur, o componente femoral sem qualquer haste, variando apenas o tipo de haste utilizada na tibia. Na tibia utilizaram-se três modos de fixação do componente tibial: um sem haste de extensão, possuindo no entanto uma pequena haste monobloco de 50mm do próprio prato tibial; o segundo corresponde ao prato tibial e haste cimentada; e por último, utilização do prato tibial com uma haste *press-fit* longa. A representação esquemática da combinação de componentes e hastes utilizadas encontram-se na figura 5.66. O número de elementos e nós assim como as dimensões das hastes encontram-se na tabela 5.12.

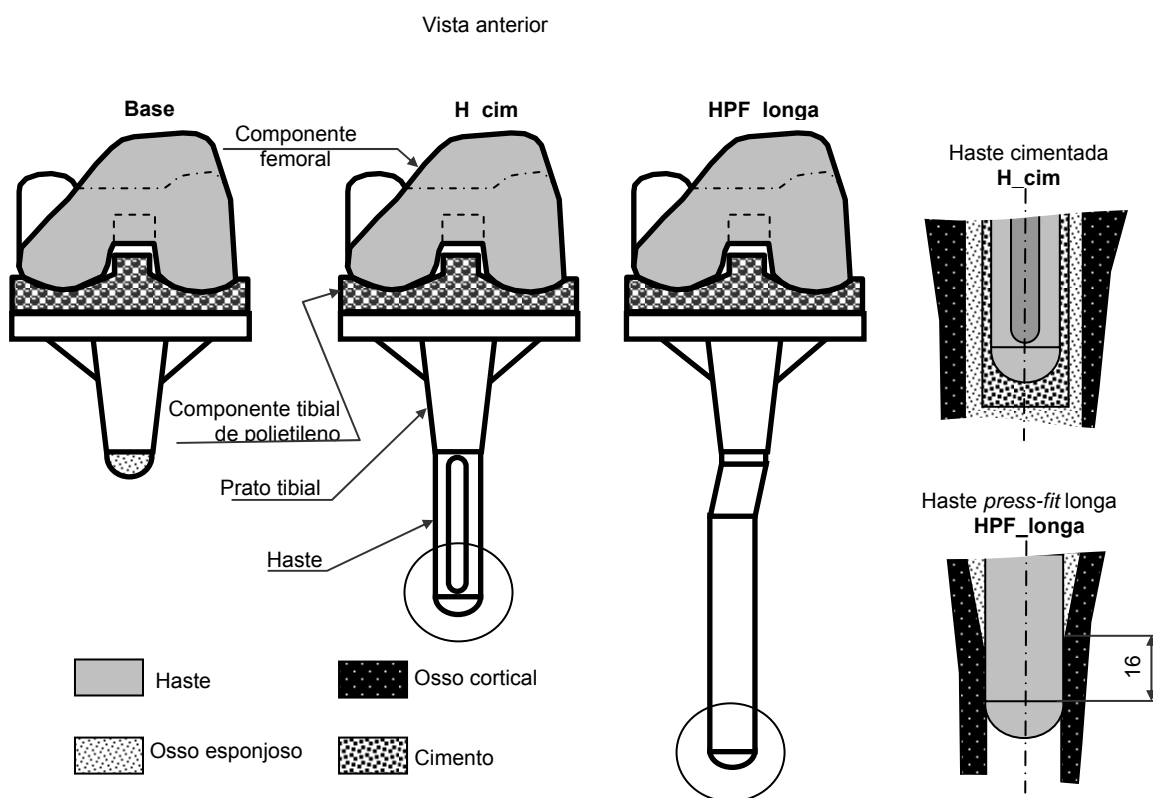


Figura 5.66 – Representação esquemática dos modelos numéricos analisados e interface haste-osso.

As condições de interface das hastes tibiais, na zona da extremidade, foram as utilizadas aquando da comparação das hastes e dos modos de fixação na tibia com as hastes comerciais. Assim, a haste cimentada está em contacto com o manto de cimento, que por sua vez se encontra colado ao osso esponjoso. A haste *press-fit* está em contacto radial com o osso esponjoso, com excepção da zona da sua extremidade, onde se verifica apenas contacto radial directamente com o osso cortical.

Tabela 5.12 – Caracterização dos modelos numéricos analisados.

Modelos analisados	Designação simplificada	Dimensões haste	Tipo fixação da haste-osso	Número elementos	Número de nós
Componente femoral Prato tibial	Base	Sem haste	contacto sem interferência	427265	95918
Componente femoral Prato tibial Haste cimentada	H_cim	Ø13mm x 60mm (haste comercial)	cimentada esp=1mm	431060	96969
Componente femoral Prato tibial Haste press-fit	HPF_longa	Ø16mm x 115mm (haste comercial)	contacto sem interferência	428601	96027

5.5.2.1 - Repartição de carga no osso

A utilização de diferentes tipos de hastes tibiais pode alterar ligeiramente a repartição de carga na interface osso-cimento no fémur com componente femoral (Fig. 5.67). Os resultados mostram alterações insignificantes (<1%) na repartição de carga entre o osso cortical e o osso esponjoso, dos modelos com hastes tibiais relativamente ao modelo de referência (**Base**). No entanto, o modelo com haste tibial *press-fit* foi aquele que mais alterou a repartição de carga entre o osso cortical e osso esponjoso.

Os desvios encontrados são inferiores a 1% relativamente ao modelo de referência, não se podendo pressupor que estas diferenças tenham algum significado no comportamento do componente femoral e do fémur.

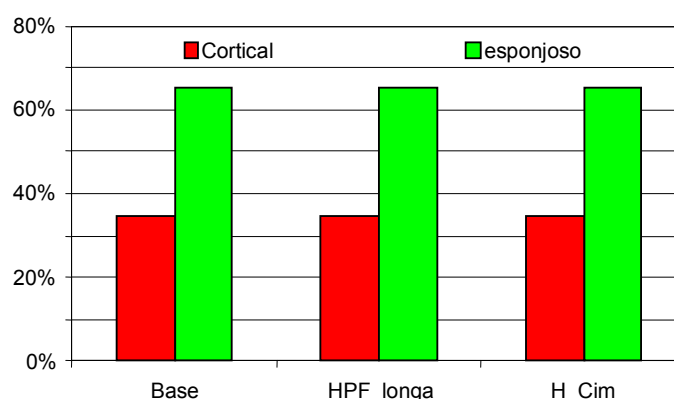


Figura 5.67 – Percentagem da repartição de carga na interface osso-cimento no fémur.

5.5.2.2 - Micromovimentos entre o componente femoral e o osso

Os deslocamentos relativos entre o componente femoral e o osso cortical, a 10mm da interface osso-cimento, foram analisados nos 4 lados.

Em termos da variação entre os modelos com haste tibial e o modelo de referência, observou-se que o modelo com haste *press-fit* foi aquele que mais alterou os micromovimentos entre o componente femoral e o osso cortical, aumentando-os nos lados posterior, medial e lateral e diminuindo-os no lado anterior (Fig. 5.68). Foi nos lados posterior e medial que a alteração dos micromovimentos foi mais notado, com um aumento de cerca de 3% relativamente ao modelo de referência. O modelo com haste tibial cimentada implicou variações menores dos micromovimentos do componente femoral. Em termos globais e médios, o modelo com haste *press-fit* aumentou o micromovimento do componente femoral em cerca de 1,3% relativamente ao modelo de referência. O modelo com haste tibial cimentada foi o que menos alterações provocou de micromovimentos, em termos médios, relativamente ao modelo sem haste tibial, sendo esta

alteração inferior a 0,2%. Tal como acontecia na repartição de carga entre o osso cortical e o osso esponjoso na interface osso-cimento do fémur, as alterações que as hastes tibiais provocam no fémur, em termos de micromovimentos do componente femoral são aparentemente reduzidas. Não se pode determinar se as diferenças encontradas relativamente ao modelo sem haste, para o caso de carga estudado, podem ter algum significado no contributo para a instabilidade do componente femoral. No entanto, pode-se verificar que o comportamento em termos de micromovimentos do componente femoral e do osso cortical não é indiferente relativamente à utilização das hastes na tibia. Pode-se concluir que a utilização de hastes *press-fit* longa, na tibia, tem uma maior influência sobre os micromovimentos do componente femoral e, conseqüentemente, a sua estabilidade relativamente às hastes tibiais cimentadas parece ter um comportamento mais neutro.

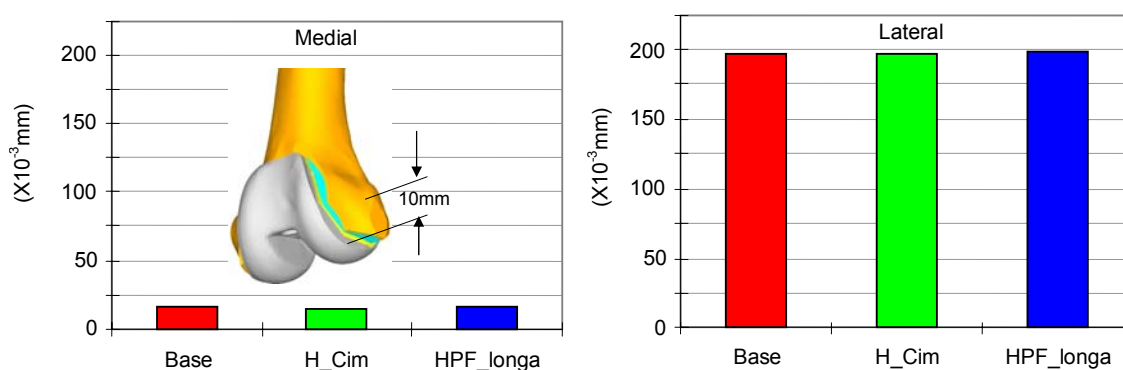


Figura 5.68 –Micromovimentos entre o componente femoral e o osso cortical a 10mm da interface osso-cimento.

5.5.2.3 - Micromovimentos na interface osso-cimento

O deslocamento relativo entre o cimento e o osso, na interface do fémur, foram avaliados em função da utilização de hastes tibiais. Como foi referido anteriormente, a análise aos micromovimentos resulta do facto de a interface osso-cimento ter sido considerada em condição de contacto e não colada. Assim, o que podemos observar é que os desvios de micromovimentos entre o cimento e o osso são superiores a 15% para ambos os modelos de haste tibial cimentada ou *press-fit* relativamente ao modelo de referência (Fig. 5.69). Estes desvios são bastante mais elevados no lado lateral da interface osso-cimento, podendo este facto estar directamente relacionado como tipo de carregamento utilizado.

Ao contrário do verificado nas análises anteriores, os desvios encontrados ao nível dos micromovimentos na interface osso-cimento no fémur são mais elevados para ambos os tipos de haste tibial. A haste tibial *press-fit* provocou um deslocamento relativo na direcção antero-posterior mais próximo do modelo de referência. O modelo com haste tibial cimentada provocou desvios absolutos próximos de 15%. Na direcção medial-lateral os desvios relativos dos modelos com haste tibial foram idênticos, acima de 15% no lado lateral.

Mesmo tendo em conta que os desvios aqui observados dependem das cargas utilizadas, parece ser notório que a estabilidade da interface osso-cimento é afectada pela utilização de hastes na tibia quando comparada com o modelo de referência.

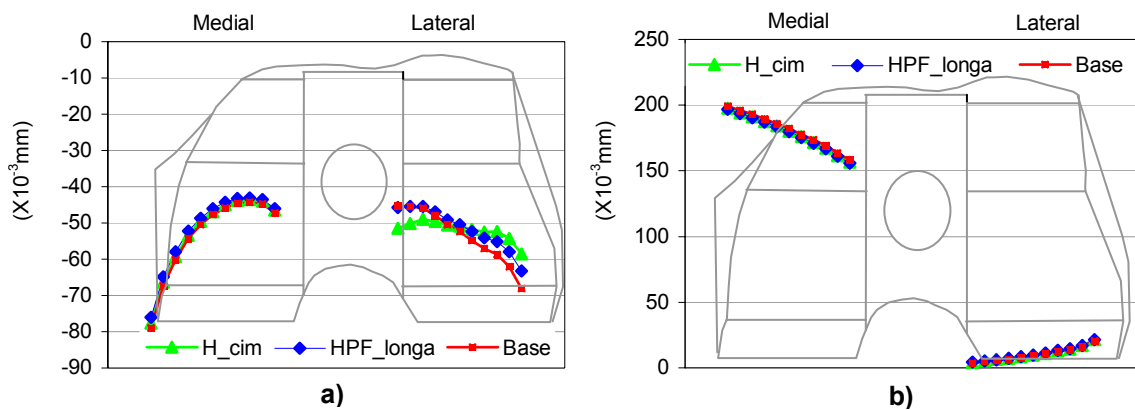


Figura 5.69 - **a)** Micromovimentos na interface osso-cimento ao longo do alinhamento medial-lateral na direcção antero-posterior e; **b)** medial-lateral.

5.5.2.4 - Deformações no osso esponjoso

As deformações principais mínimas (Fig. 5.70) no osso esponjoso do fémur, na interface osso-cimento, revelam que a utilização das hastes tibiais altera muito ligeiramente o seu valor, relativamente ao modelo de referência. As deformações, no lado lateral, são superiores nos modelos com haste tibial (>1.5%), quando comparadas com o modelo base, enquanto que no lado medial as deformações induzidas nos modelos com haste tibial resultaram sempre inferiores. Este comportamento pode estar directamente ligado ao tipo de carregamento considerado. No entanto, não deixa de ser verdade que a utilização das hastes tibiais tem influência nos níveis de deformação principal mínima no osso esponjoso do fémur, na interface osso-cimento.

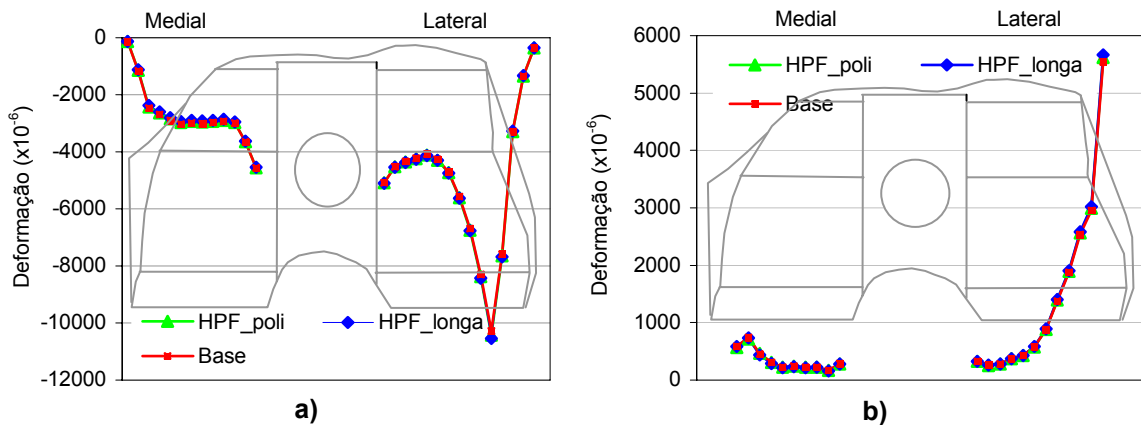


Figura 5.70 – **a)** Deformações principais mínimas no osso na interface osso-cimento no alinhamento medial-lateral e; **b)** deformações de corte.

Ao nível das deformações de corte no osso esponjoso, na interface osso-cimento (Fig. 5.70b), verifica-se um comportamento idêntico às deformações principais mínimas, sendo o lado medial aquele que exhibe deformações de corte inferiores ao modelo sem haste tibial e o lado lateral é aquele que exhibe valores superiores. Os aumentos da deformação, para ambos os modos de deformação, são próximos dos 2% para os dois tipos de modelos com haste tibial. O aumento das deformações de corte, no lado lateral, têm expressão nos resultados obtidos ao nível dos micromovimentos entre o osso e o cimento na interface, uma vez que estes se revelaram igualmente superiores no lado lateral.

A grandeza dos desvios encontrados ao nível das deformações principal mínima e de corte são reduzidos, não se podendo prever se estes podem ter algum tipo de impacto ao nível da resistência do osso por acção de esforços de fadiga na interface.

5.5.2.5 - Deformações no osso cortical

Ao nível das deformações principais mínimas no osso cortical do fémur, constata-se desvios nos gradientes das mesmas nos modelos com haste tibial relativamente ao modelo de referência (Fig. 5.71). Os desvios têm maior amplitude nos lados anterior e lateral do fémur, onde para ambos os modelos com haste tibial o nível de deformação aumentou mais de 10%. Nos restantes lados os desvios foram inferiores a 3%.

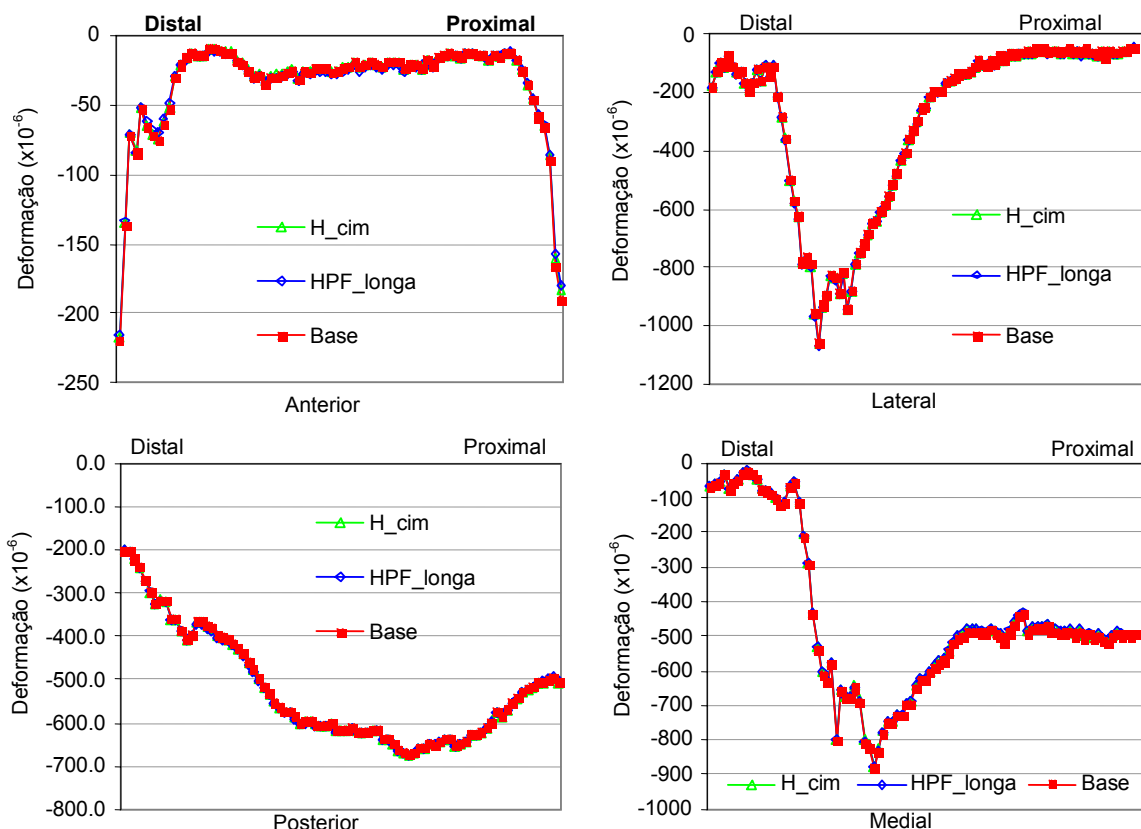


Figura 5.71 – Deformações principais mínimas nos quatro lados do osso cortical.

De um modo geral, o modelo com haste tibial *press-fit* é aquele que altera ligeiramente os níveis de deformação no fémur relativamente ao modelo **Base**.

No entanto, a questão coloca-se em saber até que ponto este aumento dos níveis de deformação principal mínima, no osso cortical do fémur, pode ou não ser significativo para o incremento do risco de dano no osso quando sujeito a esforços de fadiga.

5.5.2.6 - Discussão de resultados

Dos diferentes resultados analisados para o fémur, em consequência da utilização de hastes na tíbia, é evidente que os comportamentos do componente femoral e do fémur não são

completamente imunes à utilização das hastes na tibia. Ao nível das deformações observadas no osso esponjoso e no osso cortical, identificam-se alterações mas com desvios relativamente baixos quando comparados com os obtidos pelo modelo sem haste tibial, ocorrendo a excepção nos lados anterior e lateral do osso cortical. No entanto, pode supor-se que o osso tem uma maior capacidade de adaptação aos desvios das deformações, não apresentando as mesmas risco acrescido para os ossos esponjoso e cortical do fémur, tendo em consideração os resultados aqui obtidos para a condição de carga considerada.

A utilização das hastes não altera, de forma substancial, a estabilidade do componente femoral relativamente ao osso cortical, como se pode observar na figura 5.68, nem a estabilidade da própria interface osso-cimento, onde os micromovimentos relativos não ultrapassaram pontualmente os 15% (Fig. 5.69).

Como descrito anteriormente, a zona de interface entre o cimento e o osso é a responsável pela perda dos componentes femorais e, por esse motivo, é complexo poder concluir se os desvios observados podem ou não ser significativos para aumentar a taxa de perda do componente femoral relativamente à situação sem haste tibial a longo prazo.

O caso de carga aqui analisado é simples, apenas com a aplicação de uma carga vertical. No entanto, com um sistema de carga mais complexo, com momentos de flexão e torção a serem transferidos do fémur para a tibia através das superfícies condilianas, pode-se obter maiores diferenças.

Do nosso conhecimento, nenhum estudo clínico publicado aferiu a maior ou a menor taxa de perda dos implantes femorais associados ao uso de hastes tibiais.

O objectivo desta parte do estudo consistiu em determinar se a utilização das hastes na tibia tem, ou não, influência substancial sobre o comportamento do componente femoral e do fémur e a resposta, de acordo com o estudo realizado, é negativa.

5.5.3 - Influência das hastes femorais no comportamento da tibia

O facto de se utilizarem hastes no fémur aquando da cirurgia de revisão pode contribuir para alteração do comportamento do prato tibial e da tibia, em termos de estabilidade e transferência de carga sobre os mesmos relativamente à situação de ausência de haste femoral.

Realizaram-se 3 modelos do conjunto fémur e tibia, correspondentes a situações com e sem utilização das hastes femorais para se proceder à análise comparativa. Em todos os modelos criados foi utilizado um componente tibial sem haste de extensão.

Um dos modelos foi considerado o modelo de referência (**Base**) utilizado para a comparação. Este modelo é constituído por um componente femoral sem haste e um prato tibial sem haste de extensão. Assim, os modelos comparados foram o modelo com haste femoral cimentada (**H_cim**) e o modelo com haste *press-fit* (**HPF_longa**). A representação esquemática dos sistemas comparados encontra-se na figura 5.72.

As condições de contacto das hastes femorais, na zona da extremidade, foram as mesmas que as utilizadas aquando da comparação das hastes somente femorais. A haste cimentada foi simulada em contacto com o manto de cimento, com um coeficiente de atrito de $\mu=0.25$, que, por sua vez, se considerou colado ao osso esponjoso. A haste *press-fit* encontra-se em contacto radial com o osso esponjoso, à excepção da zona da extremidade da haste, onde o contacto se deu com o osso cortical.

A tabela 5.13 contém o número de elementos e nós de cada modelo, assim como a sua designação simplificada.

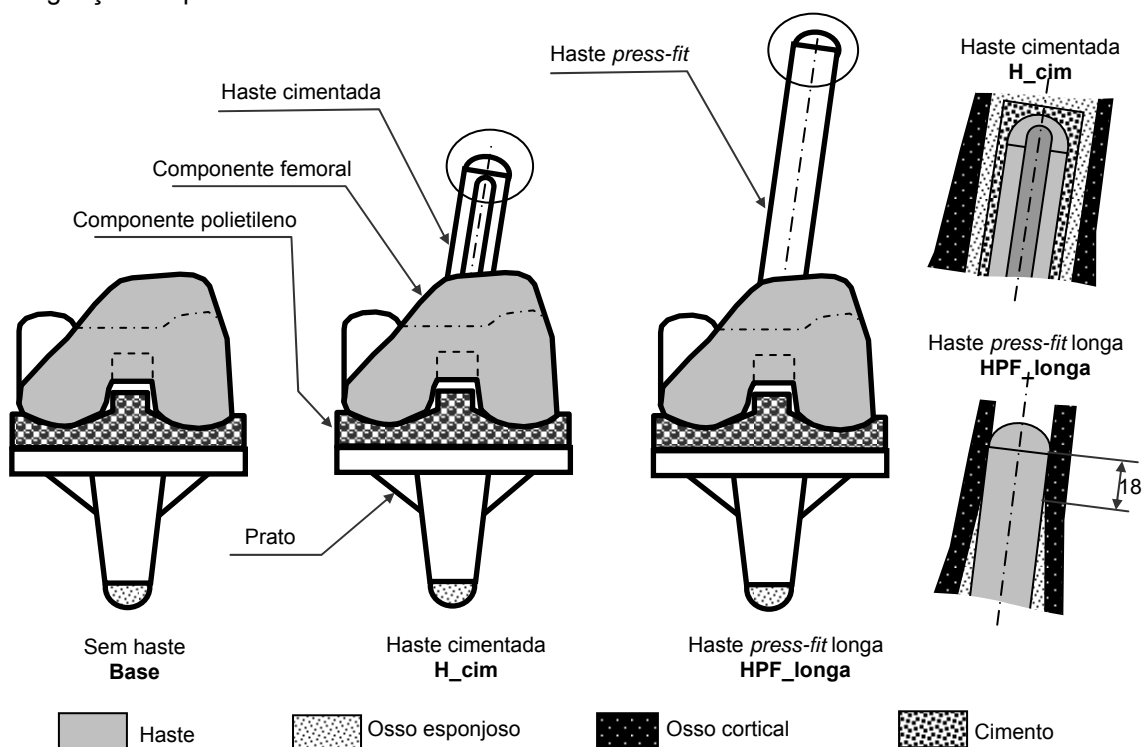


Figura 5.72 – Representação esquemática dos modelos numéricos analisados e interface da haste com o osso.

Tabela 5.13 – Características dos modelos numéricos analisados.

Modelos analisados	Designação simplificada	Dimensões haste	Tipo fixação da haste/osso	Número elementos	Número de nós
Componente femoral Prato tibial	Base	Sem haste	Contacto sem interferência	427265	95918
Componente femoral Haste cimentada Prato tibial	H_cim	Ø15mm x 90mm (haste comercial)	Cimentada esp=1mm	428820	98838
Componente femoral Haste press-fit Prato tibial	HPF_longa	Ø18mm x 175mm (haste comercial)	Contacto sem interferência	426093	97896

5.5.3.1 - Repartição de carga entre osso e haste

A utilização de hastes no fémur altera a repartição de carga na interface osso-cimento na tibia, relativamente à situação do fémur sem haste (Fig. 5.73). As alterações mais significativas verificaram-se com a haste *press-fit* no fémur. Para este tipo de haste observou-se um aumento da carga transferida para o osso cortical (+4%) e uma diminuição da carga transferida ao osso esponjoso (-11%), na interface osso-cimento da tibia, relativamente ao modelo de **Base**. No caso da utilização da haste cimentada no fémur, as alterações de repartição de carga na interface osso-cimento da tibia, relativamente ao modelo sem haste femoral, foram menores, com um ligeiro aumento da carga sobre o osso cortical (+1%) e uma diminuição para o osso esponjoso (-3%). Relativamente à alteração da carga transferida pela haste monobloco, do componente tibial para a

zona mais distal da tibia, esta é bastante diminuta, entre 1% e 2% para as hastes femoral *press-fit* e cimentada, respectivamente.

Quando se compara os resultados obtidos ao nível da repartição de carga na interface osso-cimento do fémur, aquando da utilização de hastes na tibia, verifica-se que as alterações são bastante inferiores (<1%), quando comparadas com a situação da utilização de hastes no fémur. Assim, a tibia é mais sensível à utilização de hastes femorais do que o fémur à utilização de hastes tibiais. Devemos ter em consideração que as hastes femorais *press-fit* e cimentada têm diâmetros superiores em 2mm, relativamente aos mesmos tipos de hastes utilizadas na tibia, sendo de maior rigidez, o que pode contribuir parcialmente para os resultados observados. A selecção dos diâmetros das hastes para a tibia e para o fémur foi feita de acordo com as dimensões dos modelos da tibia e do fémur utilizados no estudo.

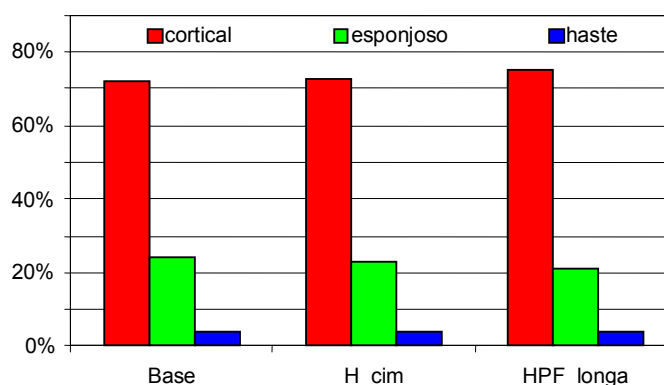


Figura 5.73 – Percentagem de repartição de carga na interface osso-cimento na tibia para os diferentes modelos do fémur.

5.5.3.2 - Micromovimentos entre o prato tibial e o osso

A utilização de hastes no fémur altera os deslocamentos relativos entre o prato tibial e o osso cortical da tibia, a 10mm da interface nos lados analisados (Fig. 5.74).

A haste femoral *press-fit* foi, em termos médios, a que mais alterou (+100%) os micromovimentos do prato tibial relativamente ao modelo de **Base**. O micromovimento medial foi o que mais aumentou (mais 2.5 vezes) para a haste femoral *press-fit*, quando comparado com o modelo de **Base**. No lado lateral, as alterações de micromovimentos do prato tibial foram bastante mais elevadas para o modelo com haste femoral cimentada. Ao contrário do modelo de base e haste *press-fit* a haste cimentada no fémur aumentou a distância entre o prato tibial e o osso cortical no lado medial devido ao facto de possuir um micromovimento negativo. Este facto explica-se pelo elevado micromovimento de compressão no lado lateral. Assim a utilização da haste cimentada no fémur nestas condições de carga tem tendência a fazer rodar mais o prato no plano frontal relativamente aos restantes modelos.

Estes resultados evidenciam que a utilização de hastes femorais altera a estabilidade entre o prato tibial e o osso cortical. Objectivamente, a haste femoral *press-fit* é aquela que, em termos médios, mais aumenta os micromovimentos entre o prato tibial e o osso cortical, tendo sido o lado medial o que mais contribuiu para esta constatação. O mesmo sucede para o modelo com haste femoral cimentada no lado lateral, onde houve um aumento significativo do micromovimento do prato tibial, embora metade do da haste *press-fit* no lado medial, mas maior em termos absolutos.

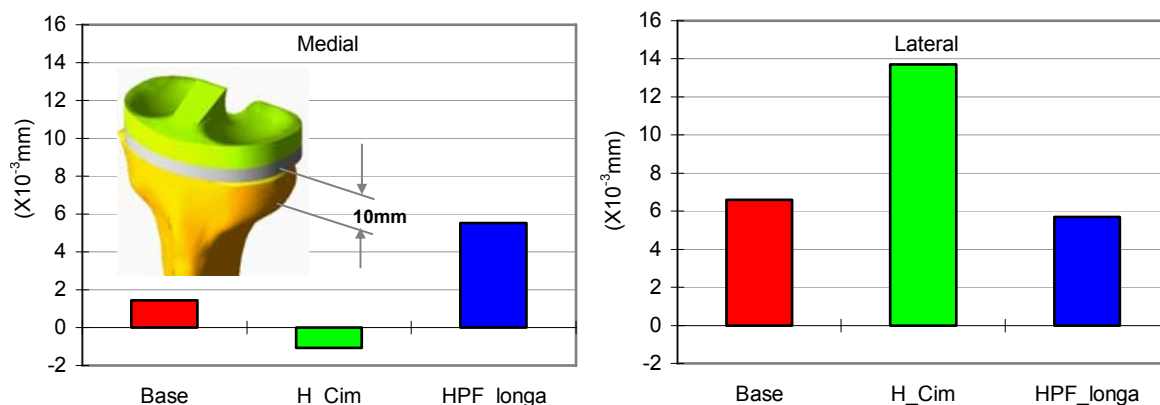


Figura 5.74 – Micromovimentos entre o componente tibial e o osso cortical, a 10mm da interface osso-cimento.

5.4.3.3 - Micromovimentos na interface osso-cimento

Os micromovimentos entre o osso esponjoso e o cimento na interface osso-cimento da tíbia são alterados significativamente com a utilização de hastes no fémur, quando comparadas com o modelo de **Base**. Estes micromovimentos foram analisados na direcção antero-posterior e medial-lateral (Fig. 5.75).

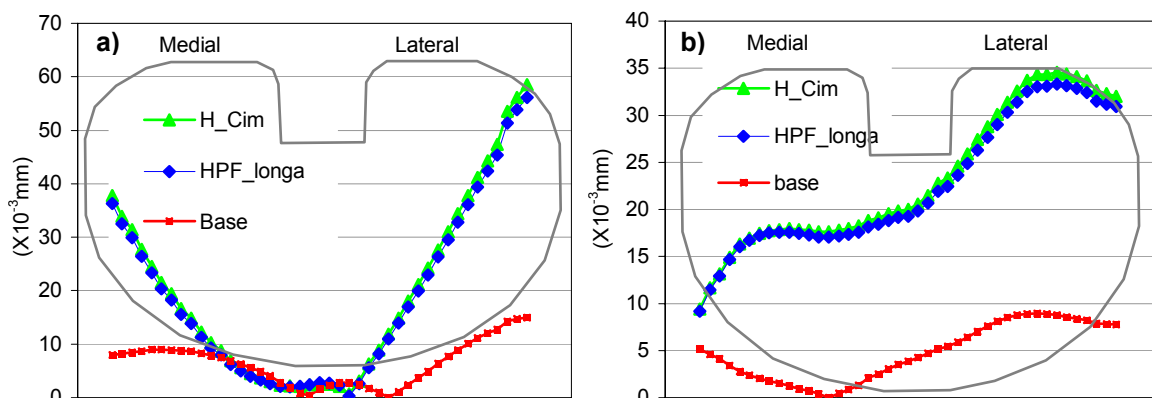


Figura 5.75 - **a)** Micromovimentos na interface osso-cimento da tíbia ao longo do alinhamento medial-lateral na direcção antero-posterior e; **b)** medial-lateral.

O comportamento dos micromovimentos, na interface da tíbia, foi idêntico para os dois modelos com haste femoral. Em média, ambos os modelos com haste femoral aumentaram os deslocamentos relativos entre o osso esponjoso e o cimento, para ambas as direcções, relativamente ao modelo **Base**.

Na direcção medial-lateral o desvio máximo dos micromovimentos, na interface osso-cimento relativamente ao modelo **Base** (sem haste femoral) foi superior em 6.5 vezes. Este aumento representa, em termos absolutos, um aumento em 14µm. De forma idêntica, o aumento do deslocamento relativo entre o osso e o cimento, na interface, foi cerca de 4.5 vezes do modelo **Base**, na direcção antero-posterior. Em termos absolutos representa um aumento em 13µm.

Estes resultados permitem concluir que a utilização de hastes no fémur pode contribuir para uma redução da estabilidade na interface osso-cimento da tíbia relativamente ao modelo **Base**, uma vez que, em média, os micromovimentos em ambas as direcções aumentaram. O aumento dos mesmos pode amplificar o fenómeno de abrasão na interface e, conseqüentemente, o risco da sua

falência. A questão que se coloca é se os aumentos dos micromovimentos verificados podem, pela sua grandeza, colocar em risco a estabilidade da interface, conduzindo à separação ou mesmo à destruição desta.

5.5.3.4 - Deformação no osso esponjoso

As deformações principais mínimas e as deformações de corte (Fig. 5.76), no osso esponjoso da tíbia na interface osso-cimento mostram que a utilização de hastes femorais provoca alterações relativamente ao modelo **Base**.

A distribuição das deformações principais mínimas e de corte foi idêntica para ambos os tipos de haste femoral analisadas. Verificou-se que as hastes tendem a aumentar as deformações principais mínimas e de corte, especialmente no lado medial.

Em termos médios, ambas as hastes aumentaram as deformações principais mínimas em cerca de 27%. Relativamente às deformações de corte, estes aumentaram, em termos médios, 30% para a haste cimentada e 23% para a haste *press-fit*.

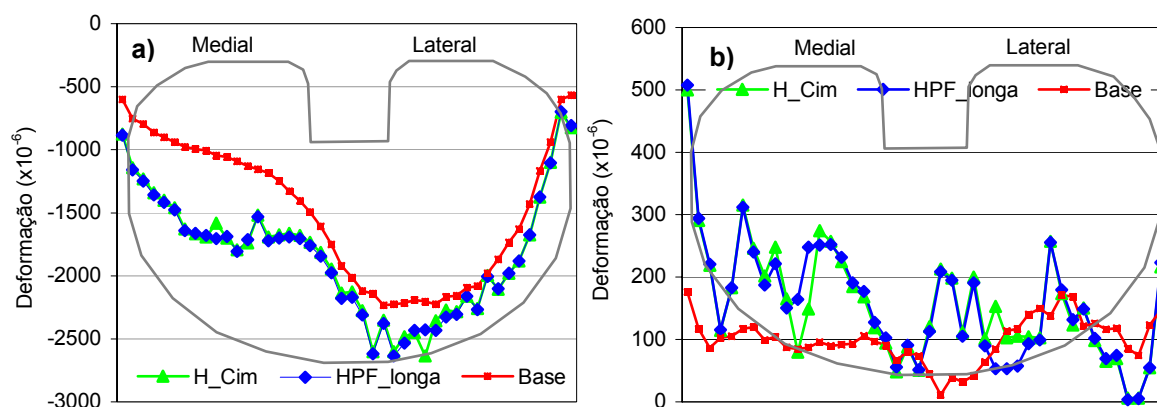


Figura 5.76 – a) Deformações principais mínimas no osso da tíbia na interface osso-cimento no alinhamento medial-lateral e; b) deformações de corte.

O facto de as deformações de corte no osso esponjoso da tíbia aumentarem localmente em cerca de 150%, com a utilização das hastes femorais, relativamente ao modelo **Base**, indica que a sua utilização contribui para um aumento do risco de fractura do osso esponjoso na interface osso-cimento. Os valores superiores de deformação principal mínima induzidos pela utilização das hastes femorais parecem contraditórios com os valores de repartição de carga na interface osso-cimento, onde se verifica, relativamente ao modelo **Base**, uma ligeira diminuição da carga sobre o osso esponjoso. Tal deve-se ao facto de o alinhamento medial-lateral onde foram analisadas as deformações representar somente o comportamento das deformações nesse alinhamento e não de toda a interface, como a análise a repartição da carga axial (Fig. 5.73).

Podemos concluir, tal como nos resultados obtidos anteriormente, que a utilização das hastes modifica a distribuição das deformações no osso esponjoso na interface osso-cimento.

5.5.3.5 - Deformações no osso cortical

As deformações principais mínimas no osso cortical, nos quatro lados da tíbia, foram estudadas para os diferentes modelos com haste no fémur (Fig. 5.77).

Verifica-se, nos diferentes lados analisados dos modelos com haste no fémur, que os desvios nas deformações, relativamente ao modelo **Base**, são mais significativos na zona proximal da tíbia

do que na zona mais distal. Em termos médios, os desvios mais elevados ocorreram no lado anterior para o modelo de haste femoral *press-fit*, que aumentou a deformação no osso cortical da tibia, em média, 26% relativamente ao modelo **Base**. No lado posterior, o modelo que mais alterou a intensidade das deformações foi o modelo com haste femoral cimentada, com um aumento da deformação, em média de 24%.

Nos lados medial e lateral, os valores dos desvios, para os dois tipos de haste femoral, foram idênticos. Estes dois lados apresentaram os desvios de deformação mais baixos relativamente ao modelo **Base**, ocorrendo a excepção nas zonas mais proximais junto à interface osso-cimento.

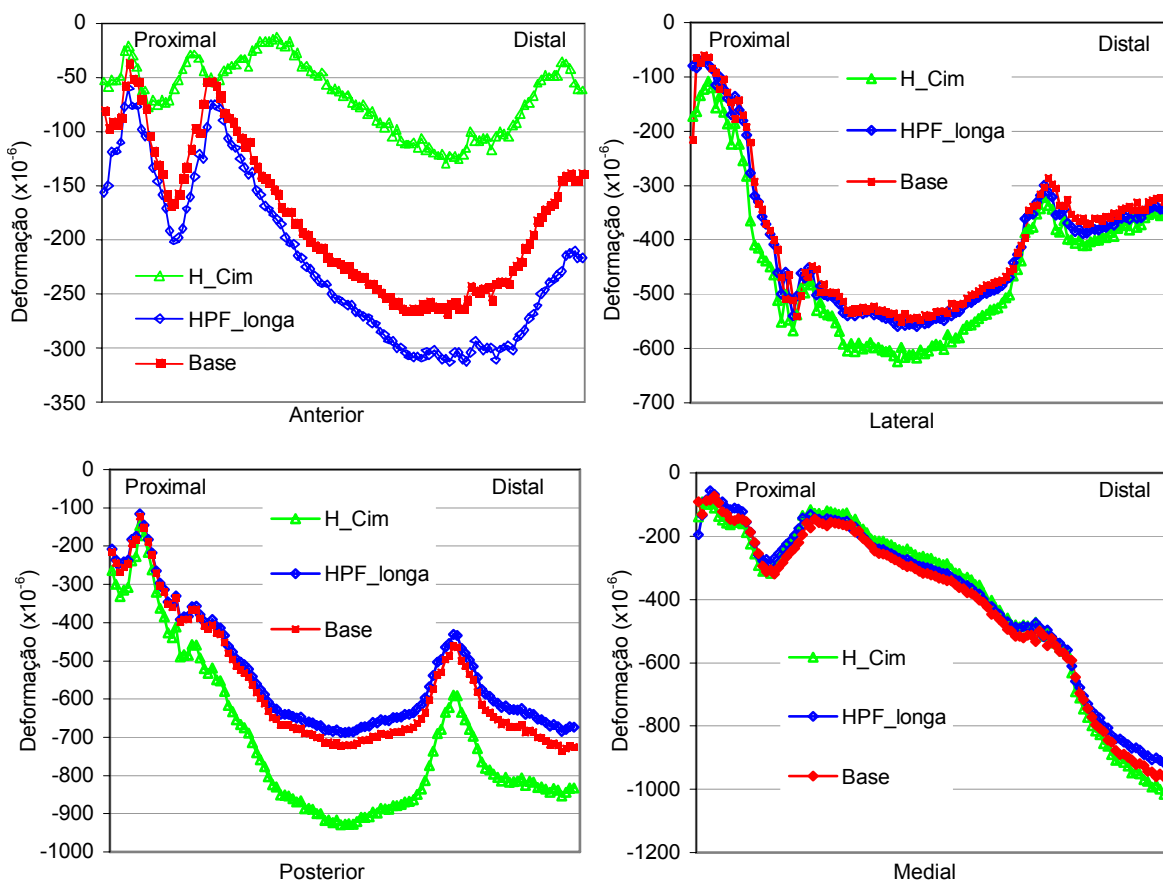


Figura 5.77 – Deformações principais mínimas no osso cortical.

Os resultados da deformação principal mínima, nos 4 lados do osso cortical da tibia, evidenciam que as hastes alteram, principalmente, os campos de deformação nos lados anterior e posterior. Este facto deve-se à combinação da geometria condiliana do fémur e da tibia e à condição de carga utilizada neste estudo, que origina um deslocamento das zonas proximal da tibia e distal do fémur mais significativo na direcção posterior.

Ao introduzir a haste femoral *press-fit* (**HPF_longa**) aumenta-se a rigidez do fémur que, desta forma, diminuiu o deslocamento do fémur distal e da tibia proximal na direcção posterior relativamente ao modelo sem hastes (**Base**). Verifica-se o contrário com a introdução da haste cimentada (**H_cim**), onde se dá um aumento do deslocamento na direcção posterior. Este aumento deve-se ao incremento de rigidez do fémur na zona da haste cimentada. A flexão do fémur provocada pela carga aplicada com a rigidez localizada na zona distal do fémur, devido à

presença da haste, origina um efeito de alavanca que empurra a tibia na direcção posterior de forma mais pronunciada do que no modelo de **Base**.

Tendo em conta os resultados aqui obtidos, pode-se dizer que os níveis de deformação no osso cortical da tibia são alterados, relativamente ao modelo **Base**, pela introdução das hastes femorais, sendo estas alterações mais significativas na zona proximal junto à interface osso-cimento nos lados anterior e posterior.

5.5.3.6 - Discussão de resultados

Dos resultados analisados relativos à tibia, em consequência da utilização de hastes no fémur, observa-se que o comportamento do componente tibial e da tibia não são imunes à utilização das mesmas. As deformações observadas no osso esponjoso revelaram desvios elevados relativamente ao modelo sem haste femoral (**Base**). Os desvios mais relevantes no osso esponjoso da tibia são as deformações de corte, onde se verifica, pontualmente, um aumento de 150%. A estabilidade do prato tibial, relativamente ao osso cortical, é também alterada pela utilização das hastes femorais. A haste *press-fit* provocou, em termos médios, desvios superiores à haste cimentada. Da mesma forma, os micromovimentos entre o osso esponjoso e o cimento, na interface da tibia, aumentaram de forma muito significativa ($p < 0.05$) relativamente ao modelo sem haste femoral. Estes resultados, em ambos os tipos de micromovimentos analisados, revelam um aumento destes em termos médios. Assim, a utilização das hastes femorais contribui para uma redução da estabilidade do componente tibial. A redução da estabilidade na interface osso-cimento pode contribuir para a perda do implante tibial. Como foi referenciado anteriormente, o surgimento de radiolucências progressivas na interface osso-cimento pode ser o pronuncio de perda do componente tibial. Como descrito, o caso de carga aqui analisado é bastante simples, apenas com a aplicação da carga vertical na zona proximal do fémur. No joelho real, além dos esforços de compressão exercidos pelo fémur, os mais importantes em termos absolutos são os esforços de torção que se transmitem entre o fémur e a tibia e que, podem contribuir para aumentar os desvios dos resultados encontrados neste estudo comparativo. Não é do nosso conhecimento a publicação de algum estudo clínico que tenha aferido a maior ou menor taxa de perda dos implantes tibiais associados ao uso de hastes femorais. É de facto um problema científico que deverá ser mais aprofundado. Assim, torna-se, de certa forma, complexo verificar até que ponto os resultados aqui obtidos se correlacionam, ou não, com resultados clínicos. No entanto, o objectivo desta parte do estudo consistiu em determinar se a utilização das hastes, no fémur, pode ou não influenciar o comportamento do componente tibial e da tibia. À luz dos resultados obtidos e de todas as limitações que este estudo comparativo encerra em si, pode-se afirmar que a utilização de hastes, no fémur, contribui para uma diminuição da estabilidade do componente tibial. Mais adiante, serão comparados os resultados obtidos com o caso de utilização de hastes femoral e tibial.

5.5.4 - Influência das hastes *press-fit* femoral e tibial na tibia.

Nos anteriores estudos procurou-se quantificar, para o caso de carga simulado, a influência da utilização das hastes no fémur e na tibia relativamente ao fémur e à tibia com prótese sem haste. Os resultados obtidos evidenciaram que a utilização de hastes, na tibia ou no fémur, influenciam o comportamento do osso oposto (tibia e fémur, respectivamente). Os desvios obtidos, nos diferentes modelos relativamente ao modelo sem haste tibial e femoral (**Base**), foram bastante

mais elevados nos modelos com haste no fémur e sem haste na tíbia. Nestes modelos, os valores de estabilidade entre o componente tibial e o osso, assim como a estabilidade da interface osso-cimento diminuíram de forma muito significativa ($p < 0.05$) relativamente ao modelo sem haste. Do mesmo modo, as deformações no osso esponjoso na interface osso-cimento, sofreram desvios no sentido de aumentar o risco de falência do osso esponjoso da tíbia. Estes resultados indicam que a utilização das hastes femorais aumenta o risco de falência do componente tibial sem haste.

Quando se compararam os diferentes tipos de hastes na tíbia, verificou-se que a sua utilização aumentava a estabilidade do componente tibial (Fig. 5.7). A questão que aqui se coloca é a de saber se a utilização da haste femoral coloca em causa a estabilidade adicional do componente tibial, fornecida pela utilização das hastes na tíbia, como verificado nos estudos realizados anteriormente.

Assim, para verificar se a utilização da haste tibial, combinada com haste femoral, contribui para o aumento da estabilidade do prato tibial, foi criado um modelo com haste femoral *press-fit* e haste tibial *press-fit* (**HPF_F_T**), que foram comparadas com o modelo anteriormente estudado apenas com haste femoral (**HPF_F**).

A representação esquemática da combinação de componentes e hastes utilizadas neste estudo encontra-se na figura 5.78.

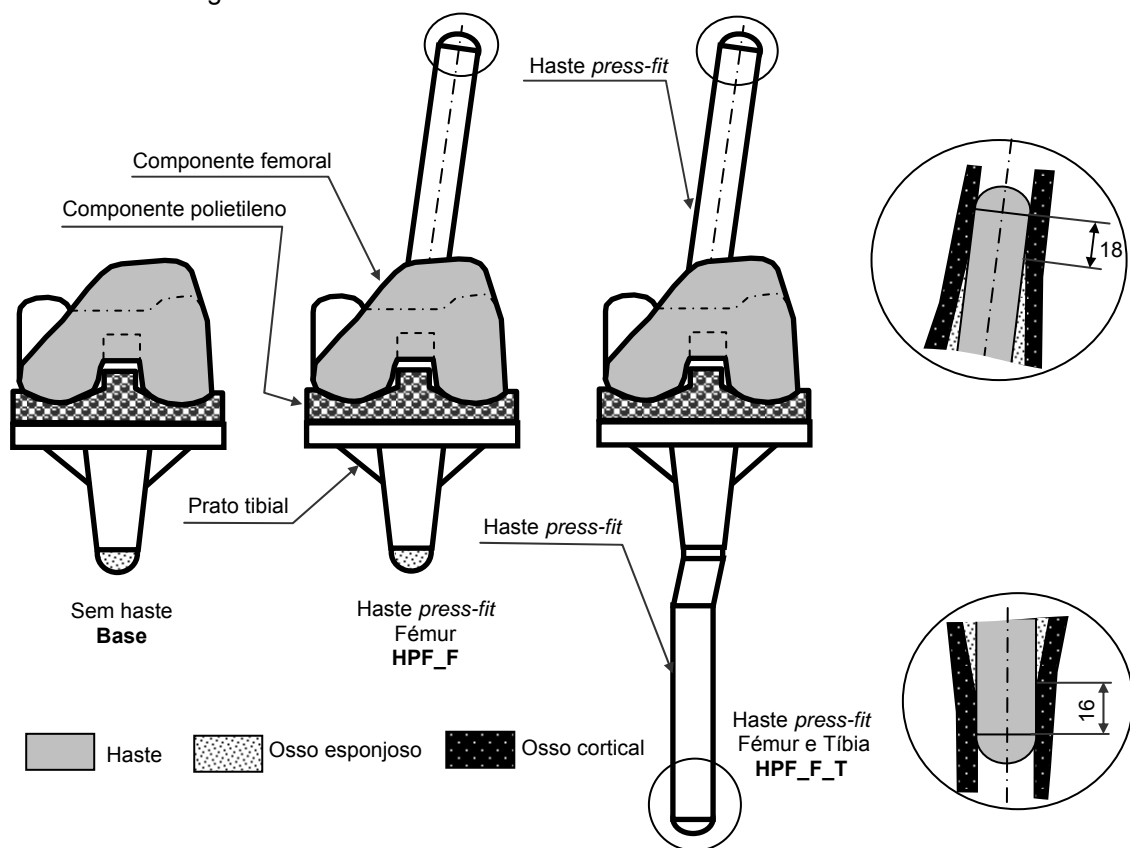


Figura 5.78 – Representação esquemática dos modelos analisados.

As condições de contacto das hastes femorais, na zona da extremidade, foram as mesmas simuladas aquando da comparação das hastes femorais e tibiais do tipo *press-fit*.

O número de elementos e nós de cada modelo, assim com a sua designação simplificada, estão na tabela 5.14.

Tabela 5.14 – Características dos modelos numéricos analisados.

Modelos analisados	Designação simplificada	Dimensões haste	Tipo fixação da haste/osso	Número elementos	Número de nós
Componente femoral Prato tibial	Base	Sem haste	Contacto sem interferência	427265	95918
Componente femoral Haste femoral press-fit Prato tibial Haste tibial press-fit	HPF_F_T	Fémur Ø18mm x 175mm Ti (haste comercial) Tíbia Ø16mm x 115mm Ti (haste comercial)	Contacto sem interferência	435678	99789
Componente femoral Haste femoral press-fit Prato tibial	HPF_F	Fémur Ø18mm x 175mm (haste comercial)	Contacto sem interferência	426093	97896

5.5.4.1 - Repartição de carga entre osso e haste

Tal como nos estudos comparativos realizados anteriormente, foi analisada a repartição de carga no osso esponjoso, no osso cortical e na haste, na interface osso-cimento (Fig. 5.79).

O modelo com a utilização das hastes tibial e femoral (**HPF_F_T**) foi aquele que apresentou os desvios mais baixos relativamente ao modelo sem haste (**Base**).

Com base nos resultados obtidos podemos concluir que a utilização da haste tibial com a haste femoral aproxima muito ligeiramente os níveis de repartição de carga, na interface osso-cimento da tíbia, do modelo sem hastes (**Base**). Relativamente ao modelo apenas com haste femoral (**HPF_F**), o modelo com haste tibial e femoral reduz o nível da carga sobre o osso cortical e aumenta sobre o osso esponjoso, o que pode ser benéfico em situações em que o osso cortical da tíbia seja de baixa qualidade ou apresente defeitos.

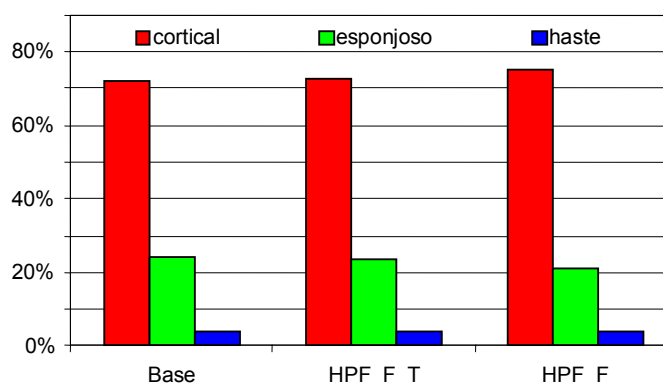


Figura 5.79 – Percentagem de repartição de carga na interface osso-cimento na tíbia.

5.5.4.2 - Micromovimentos entre o prato tibial e o osso

A utilização de hastes no fémur altera os deslocamentos relativos entre o prato tibial e o osso cortical da tíbia, como se pode ver pela figura 5.80.

O modelo apenas com haste femoral (**HPF_F**) provocou um aumento médio, bastante significativo ($p < 0.05$), dos micromovimentos entre o prato tibial e o osso cortical, sendo o lado

medial o mais responsável por este facto, com um aumento de cerca de 2.5 vezes superior ao ocorrido no modelo sem hastes (**Base**).

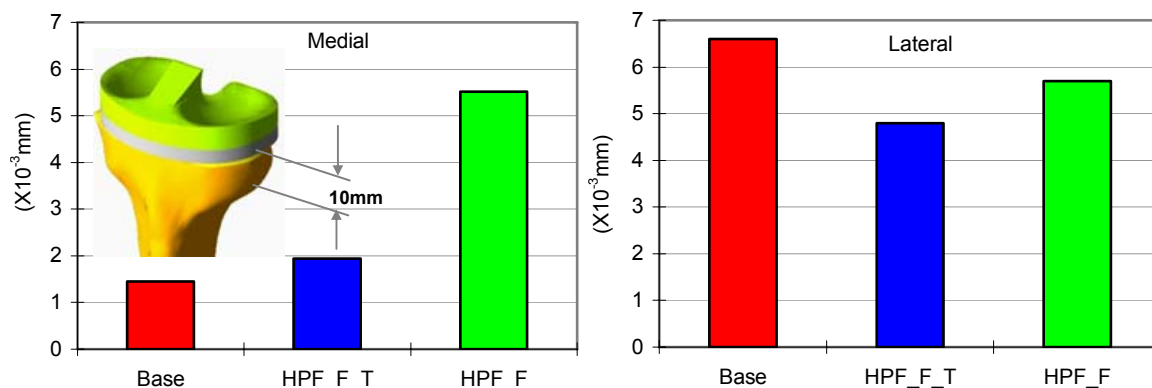


Figura 5.80 – Micromovimentos entre o componente tibial e o osso cortical a 10mm da interface osso-cimento.

A haste na tíbia, em conjunto com a haste femoral, alterou o valor absoluto do micromovimento médio do prato tibial relativamente ao modelo apenas com haste femoral (**HPF_F**). No lado lateral e medial, o modelo com haste tibial reduziu os micromovimentos relativamente ao modelo apenas com haste femoral (**HPF_F**). No aspecto medial, a utilização da haste tibial permitiu uma redução muito elevada dos micromovimentos, relativamente ao modelo apenas com haste femoral (**HPF_F**), menos 2.3 vezes. Relativamente ao modelo sem hastes (**Base**), este provocou um aumento de 30%.

Estes resultados evidenciam que a utilização da haste tibial com a utilização da haste femoral contribui, de forma relevante, para um aumento da estabilidade entre o prato tibial e o osso cortical. Os resultados obtidos com este modelo (**HPF_F_T**), relativamente ao modelo sem hastes (**Base**), vão ao encontro dos resultados obtidos aquando da comparação dos diferentes tipos de hastes na tíbia, onde se verificou que a utilização das hastes contribui para um aumento da estabilidade entre o prato tibial e o osso cortical.

5.5.4.3 - Micromovimentos na interface osso-cimento

Os micromovimentos entre o osso esponjoso e o cimento, na interface osso-cimento na tíbia, sofrem alterações significativas quando se utiliza hastes no fémur relativamente ao modelo de **Base** (sem haste). Estes micromovimentos foram analisados nas direcções antero-posterior e medial-lateral (Fig. 5.81).

A haste tibial, juntamente com a haste femoral, levou a uma diminuição bastante significativa ($p < 0.05$) dos valores de micromovimentos nas direcções antero-posterior e medial-lateral. Os desvios dos micromovimentos, na direcção antero-posterior, tiveram uma redução bastante significativa (3 vezes menos) no lado lateral do prato tibial do modelo com haste tibial (**HPF_F_T**), relativamente ao modelo com haste femoral (**HPF_F**). À excepção da zona central, junto à inserção da haste no prato tibial, o modelo com haste tibial apresentou valores de micromovimentos inferiores ao modelo sem hastes (**Base**). Esta constatação vem ao encontro do discutido aquando da comparação dos efeitos dos diferentes tipos de hastes tibiais na tíbia. Na direcção medial-lateral, a redução dos micromovimentos, conseguida com a introdução da haste

tibial, foi cerca do dobro do mesmo na direcção antero-posterior (6 vezes menos) no lado medial, relativamente ao modelo apenas com haste femoral.

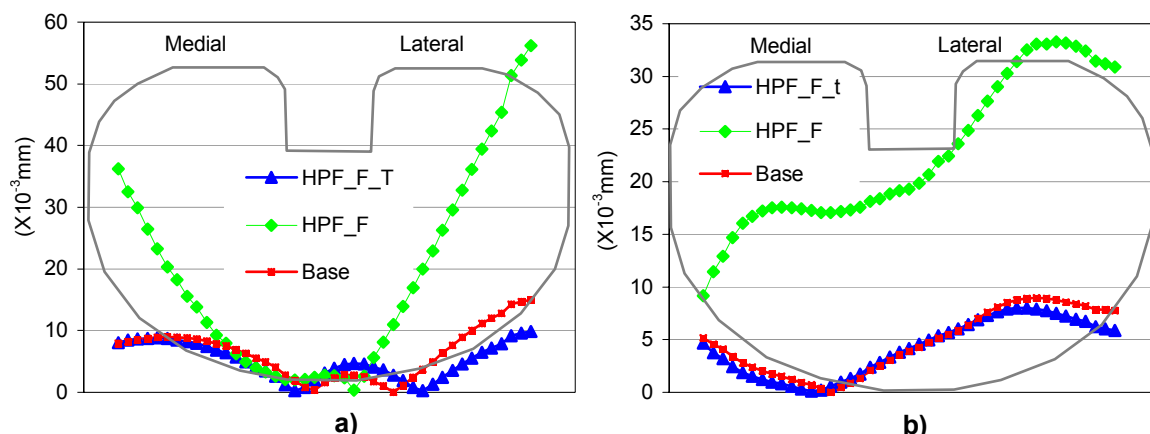


Figura 5.81 - **a)** Micromovimentos na interface osso-cimento da tibia ao longo do alinhamento medial-lateral na direcção antero-posterior e; **b)** medial-lateral.

Estes resultados indicam que a utilização da haste tibial com a aplicação da haste femoral contribui, de uma forma bastante significativa, para o aumento da estabilidade da interface osso-cimento, na tibia. Esta redução de micromovimentos pode contribuir para a redução do efeito de abrasão na interface, e para a diminuição do risco de falência da interface.

5.5.4.4 - Deformação no osso esponjoso

As deformações principais mínimas e as deformações de corte (Fig. 5.82) no osso esponjoso da tibia na interface osso-cimento, revelam que a utilização das hastes femorais altera os seus valores relativamente ao modelo **Base** sem haste femoral.

O modelo com hastes tibial e femoral (**HPF_F_T**) permitiu uma redução das deformações principais mínimas e das deformações de corte relativamente ao modelo apenas com haste femoral (**HPF_F**). Em ambos os tipos de deformação as reduções mais significativas ocorreram no lado medial do prato tibial.

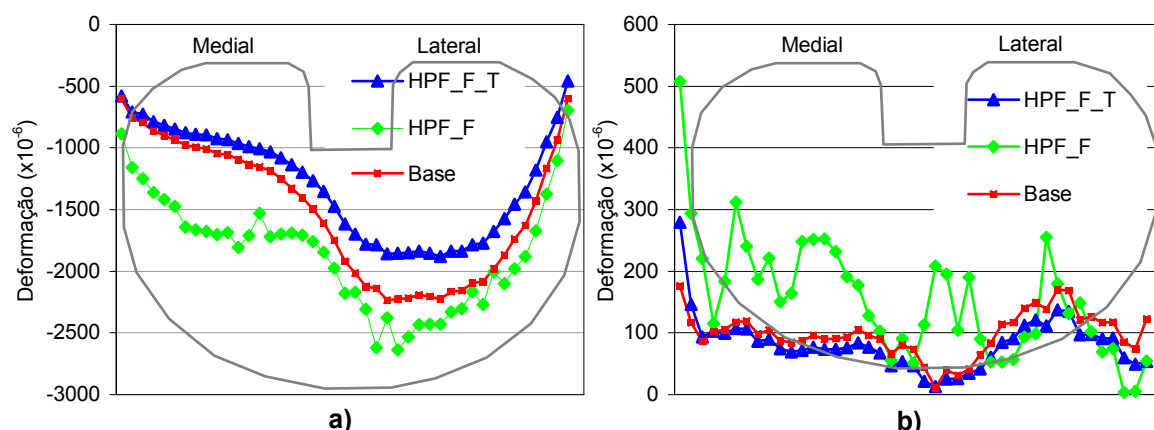


Figura 5.82 – **a)** Deformações principais mínimas no osso da tibia na interface osso-cimento no alinhamento medial-lateral e; **b)** deformações de corte.

O modelo com haste tibial permitiu, igualmente, uma redução das deformações relativamente ao modelo sem hastes (**Base**). Estes resultados estão de acordo com o que foi observado aquando da comparação das hastes tibiais na tíbia.

A redução, em mais de 150%, das deformações de corte, através da utilização da haste tibial nos modelos com haste femoral, pode contribuir para a redução do risco de rotura do osso esponjoso da tíbia e diminuir o risco de falência do osso esponjoso na interface osso-cimento.

5.5.4.5 - Deformações no osso cortical

As deformações principais mínimas no osso cortical, nos quatro lados da tíbia, foram analisadas para os diferentes modelos (Fig. 5.83).

De acordo com os resultados observados, o modelo com haste tibial (**HPF_F_T**) foi o que mais alterou os níveis de deformações relativamente ao modelo sem hastes (**Base**).

Pode-se observar que o modelo com haste na tíbia origina elevados gradientes de deformação na zona distal no lado anterior e lateral. Estas alterações de gradiente foram, igualmente analisadas aquando da comparação dos diferentes tipos de hastes tibiais, devendo-se este fenómeno ao efeito de fulcro criado pela extremidade da haste no osso por causa dos momentos gerados nas superfícies condilíneas.

Nos lados posterior e lateral, o modelo (**HPF_F_T**) provocou efeito de stress shielding mais pronunciado, pois grande parte do osso cortical apresentou deformações principais mínimas menores que o modelo sem hastes (**Base**).

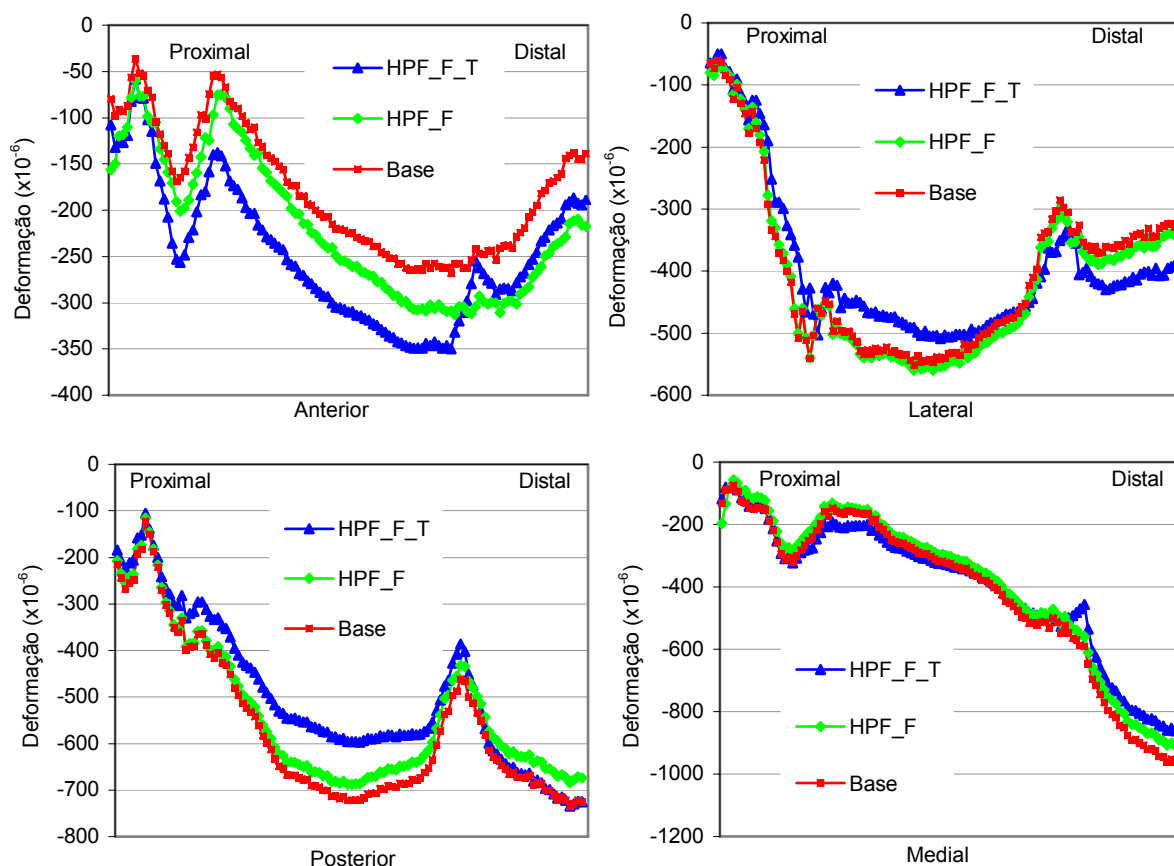


Figura 5.83 – Deformações principais mínimas nos quatro lados do osso cortical.

5.5.4.6 - Discussão de resultados

Aquando da análise da influência da utilização das hastes femorais sobre a tibia e sobre o componente tibial (sem haste), verificou-se que estas baixavam a estabilidade deste último relativamente ao osso, assim como a estabilidade da interface osso-cimento, com um aumento significativo dos micromovimentos relativos entre o cimento e o osso esponjoso. Verificou-se, ainda, um aumento significativo dos níveis de deformação de compressão e de corte no osso esponjoso.

Estes resultados apontam para que a utilização de hastes femorais com pratos tibiais sem hastes de extensão contribui para um aumento do risco de falência do componente tibial, relativamente ao modelo sem hastes (**Base**). Neste sentido será de evitar esta solução.

Aquando da análise comparativa realizada com diferentes tipos de hastes tibiais, com cargas de nível fisiológico aplicadas ao componente tibial, conclui-se que a utilização das hastes tibiais contribui para o aumento da estabilidade do componente tibial.

Com este estudo foi objectivo observar se a utilização da haste tibial com a da haste femoral pode contribuir para o aumento da estabilidade do prato tibial e, desta forma, reduzir o risco de falência da tibia. Como descrito anteriormente, a utilização apenas da haste femoral contribui para um aumento do risco de falência do componente tibial.

Os resultados obtidos mostram que a utilização da haste tibial *press-fit* contribui, de forma clara, para uma aumento significativo da estabilidade do componente tibial com a utilização da haste femoral. Este resultado é semelhante aos resultados obtidos aquando da comparação das hastes tibiais, na tibia.

Estes resultados apontam, claramente, para que em situações em que a baixa qualidade do osso ou a existência de defeitos no fémur conduzam à utilização da haste femoral deve-se utilizar uma haste na tibia, independentemente da qualidade do osso na tibia ou da existência, ou não, de defeitos ósseos na mesma tibia.

Assim, baseados nos resultados deste estudo, podemos, numa perspectiva meramente biomecânica, aconselhar o cirurgião a utilizar a haste tibial se optar por utilizar uma haste femoral.

Estes resultados devem ser compreendidos tendo em conta as diversas limitações dos modelos analisados e encarando-os com espírito crítico. Limitações ao nível das geométricas dos componentes e, em especial, da sua geometria condiliana, geométricas da tibia e do fémur, condições de carregamento utilizadas, propriedades mecânicas dos materiais e ausência do contributo dos ligamentos e patela, podem mascarar os resultados obtidos e, conseqüentemente, deturpar quaisquer conclusões em termos absolutos.

No entanto, como foi referido, o estudo é meramente comparativo, não pondo em causa as diferenças relativas entre os diferentes modelos, e nesse sentido, as conclusões são válidas e indicadoras para opções clínicas.

5.6 – Referências

[1] – Albrektsson, B. E. J., Carlsson, L.V., Freeman, M. A. R., 1990, The effect of a stem on the tibial component of knee arthroplasty: roentgen stereophotogrammetric study of uncemented tibial components in the Freeman- Samuelson knee arthroplasty. J Bone Joint Surg Br, 72(2), pp: 252-258

- [2] – Barrack, R. L., Rorabeck, C., Burt, M., Sawhney, J., 1999, Pain at the end of the stem after revision total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 367, pp: 216-225.
- [3] – Belmar, C. B., Barth, P. C., Lonner, J. H., Lotke, P. A., 1999, The use of fully cemented stems in revision total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 14(2), pp: 263.
- [4] – Bertin, K. C., Freeman, M. A. R., Samuelson, K., M., Ratcliffe, S., S., Todd, R. C., 1985, Stemmed revision arthroplasty for aseptic loosening of total knee replacement. *J Bone Joint Surg Br*, 67(2), pp: 242-248.
- [5] – Bourne, R. B., Crawford, H. A., 1998, Principles of revision total knee arthroplasty. *Orthop Clin North Am* 29(2), pp: 331-337.
- [6] – Cameron, H. U., Jung, Y. B., 1993, Noncemented stem tibial component in total knee replacement: the 2 to 6 year results. *Can J Surg.*, 36(6), pp: 555-559.
- [7] – Elia, E. A., Lotke, P. A., 1991, Results of revision total knee arthroplasty associated with significant bone loss. *Clin Orthop.*, 271, pp: 114-121.
- [8] - Engh, G. A., Herzwurm, P. J., Parks, N. L., 1997, Treatment of major defects of bone with bulk allografts and stemmed components during total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 79(7), pp: 1030-1039.
- [9] – Fehring, T. K., Odum, S., Olekson, C., 2003, Stem fixation in revision total knee arthroplasty: a comparative analysis. *Clin Orthop* 416, pp: 217-224.
- [10] – Gofton, W. T., Tsigaras, H., Butler, R. A., 2002, Revision total knee arthroplasty: fixation with modular stems. *Clin Orthop*, 404, pp: 158-168.
- [11] – Haas, S. B., Insall, J.N., Montgomery, W., Windsor, R. E., 1995, Revision total knee arthroplasty with use of modular components with stems inserted without cement. *J Bone Joint Surg Am* 77(11), pp: 1700-1707.
- [12] – Jazrawi, L., M., Bai, B., Kummer, F. J., 2001, The effect of stem modularity and mode of fixation on tibial component stability in revision total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 16(6), pp: 759-767.
- [13] – Kirk, P. G., 1997, Selecting an implant: a comparison of revision implant systems, p. 137. In Engh GA, Rorabeck CH, (eds). *Revision total knee arthroplasty*, Williams & Wilkins, Baltimore.
- [14] – Nelson, C. L., Lonner, J. H., Rand, J. A., Lotke, P. A., 2003, Strategies of stem fixation and the role of supplemental bone graft in revision total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 85(A), pp: 52-57.
- [15] – Parks, N. L., Topoleski, L. D. T., 1997, Revision total knee implants: materials and design considerations, p. 121. In Engh GA, Rorabeck CH, (eds). *Revision total knee arthroplasty*, Williams & Wilkins, Baltimore.
- [16] – Parsley, B. S., Sugano, N., Bertolusso, R., Conditt. M. A., 2003, Mechanical alignment of tibial stems in revision total knee arthroplasty. *J. Arthroplasty*. 18(7), pp: 33-36.
- [17] – Stern, S. H., Wills, R. D., Gilbert, J. L., 1997, The effect of tibial stem design on component micromotion in knee arthroplasty. *Clin Orthop*, 345, pp: 44-52.
- [18] - Van Lenthe, G. H., Willems, M. M., Verdonschot, N., 2002, Stemmed femoral knee prostheses: effects of prosthetic design and fixation on bone loss. *Acta Orthop Scand*, 73(6), pp: 630-637.

- [19] - van Loon, C. J., Kyriazopoulos, A., Verdonschot, N., 2000, The role of femoral stem extension in total knee arthroplasty. *Clin. Orthop.* 378, pp: 282- 289
- [20] – Whaley, A. L., Trousdale, R. T., Rand, J.A., Hanssen, A. D., 2003, Cemented long-stem revision total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 18(5), pp: 592-599
- [21] – Zahiri, C. A., Schmalzried, T. P., Szuszczewicz, E. S., Amstutz, H. C., 1998, Assessing activity in joint replacement patients. *J Arthroplasty*, 13(8), pp: 890-895.
- [22] - Lotke, P. A., Carolan, G. F., Puri, N., 2006, Technique for Impaction Bone Grafting of Large Bone Defects in Revision Total Knee Arthroplasty, *The Journal of Arthroplasty*, 21(4), pp: 57-60.
- [23] - Srinivasan, K., Macdonald, D. A., Tzioupis, C. C., Giannoudis, P. V., 2005, Role of long stem revision knee prosthesis in periprosthetic and complex distal femoral fractures: A review of eight patients, *Injury, Int. J. Care Injured*, 36, pp: 1094-1102.
- [24] - Peters C. L., Erickson, J., Kloepper, R. G., Mohr, R. A., 2005, Revision Total Knee Arthroplasty With Modular Components Inserted With Metaphyseal Cement and Stems Without Cement, *The Journal of Arthroplasty*, 20(3), pp: 302-308
- [25] – Conditt M. A., Parsley, B. A., Alexander, J. W., Doherty, S. D., Noble, P. C., 2004, The optimal strategy for stable tibial fixation in revision total knee arthroplasty, *The Journal of Arthroplasty*, 19(7), pp: 113-118
- [26] - Bartel, D. L., Burstein, A. H., Santavicca, E. A., Insall, J. N., 1982, Performance of the tibial component in total knee replacement. *J Bone Joint Surg Am*, 64(7) pp: 1026-1033.
- [27] - Donaldson, W. F., Sculco, T. P., Insall, J. N., Ranawat, C. S., 1988, Total condylar III Knee prosthesis, Long term follow-up study. *Clin Orthop*, 226, pp: 21-28.
- [28] - Harada, Y., Wevers, H. W., Cooke, T. D., 1988, Distribution of bone strength in the proximal tibia. *Journal of Arthroplasty* 3(2), pp: 167-175.
- [29] - Bugbee, W. D., Ammeen, D. J., Engh, G. A., 2001, Does implant selection affect outcome of revision knee arthroplasty. *Journal Arthroplasty* 16(5), pp: 581-585.
- [30] 46 - Ecker, M. I., Lotke, P. A., Windsor, R. E., Cella, J. P., 1987, Long-term results after total condylar knee replacement: Significance of radiolucent lines. *Clin Orthop.*, 216, pp: 151-158.
- [31] - Ghazavi, M. T., Stockley, I., Yee, G., Davis, A., Gross, A. E., 1997, Reconstruction of massive bone defects with allograft in revision total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 79(A), pp: 17-25.
- [32] - Engh, G. A., Ammeen, D. J., 1999, Bone loss with revision total knee arthroplasty: Defect classification and alternatives for reconstruction. *Instr Course Lect*, 48, pp: 167-175.
- [33] - Engh, G. A., Rorabeck, C. H., 1997, *Revision Total Knee Arthroplasty*. Philadelphia, Williams and Wilkins.
- [34] - Barrack, R. L., Hoffman, G.J., Tejeiro, W. V., Carpenter, L. J., 1995, Surgeon work input and risk in primary versus revision total joint arthroplasty. *J. Arthroplasty* 10(3), pp: 281-286.
- [35] - Insall, J. N., 1993, Revision of Aseptic Failed Total Knee Arthroplasty, In Insall JN, Windsor RE, Scott WN, Kelly MA, Aglietti P. *Surgery of the Knee*. Ed 2. New York, Churchill Livingstone 935-957.
- [36] - Rand, J. A., 1996, Modularity in total knee arthroplasty. *Acta Orthop Belg* 62(1), pp: 180-186.

- [37] – Au, A. G., Liggins, A. B., Raso, V. J., Amirfazli, A., 2005, A parametric analysis of fixation post shape in tibial knee prostheses. *Medical Engineering & Physics*: 27, pp: 123-134.
- [38] - Lee, R. W., Volz, R. G., Sheridan, D. C., 1991, The role of fixation and bone quality on the mechanical stability of tibial knee components. *Clin Orthop*, 273, pp: 177-183.
- [39] – Murase, K., Crowninshield, R. D., Pedersen, D. R., Chang, T, S., 1983, An analysis of tibial component design in total knee arthroplasty. *J Biomech*, 16(1), pp: 13-22.
- [40] - Rand, J. A., Ilstrup, D. M., 1991, Survivorship analysis of total knee arthroplasty: cumulative rates of survival of 9200 total knee arthroplasties. *J Bone Joint Surg Am*, 73(3), pp: 397-409.
- [41] - Scuderi, G. R., Insall, J. I., Windsor, R. E., Moran, M. C., 1989, Survivorship of cemented knee replacements. *J Bone Joint Surg Br*, 71(5), pp: 798-803.
- [42] - Wright, J., Ewald, F.C., Walker, P.S., 1990, Total knee arthroplasty with the kinematic prosthesis: results after five to nine years: a follow-up note. *J Bone Joint Surg Am*, 72(7), pp: 1003-1009.
- [43] - van Loon, C. J, de Waal Malefijt, M. C., Verdonschot, N., 1999, Morsellized bone grafting compensates for femoral bone loss in revision total knee arthroplasty. *Biomaterials*, 20(1), pp: 85-89.
- [44] – Bourne, R. B., Finlay, J. B., 1986, The influence of tibial component intramedullary stems and implant-cortex contact on the strain distribution of the proximal tibia following total knee arthroplasty: an in vitro study. *Clin Orthop*, 208, pp: 95-99.
- [45] – Brooks, P. J., Walker, P.S., Scott, R. D., 1984, Tibial component fixation in deficient tibial bone stock. *Clin Orthop*, 184, pp: 302-308.
- [46] - Peters, C. L., Hennessey, R., Barden, R. M., Galante, J. O., Rosenberg, A. G., 1997, Revision total knee arthroplasty with a cemented posterior-stabilized or constrained condylar prosthesis. *Journal of Arthroplasty*, 12(8), pp: 896-903.
- [47]– Whitside, L. A., 1993, Cementless revision total knee arthroplasty. *Clin Orthop*, 286, pp: 160-167.
- [48] – Vince, K. G., Long, W., 1995, Revision knee arthroplasty: The limits of *press-fit* medullary fixation. *Clin Orthop*, 317, pp: 172-177.
- [49] – Bourne, R. B., Finlay, J. B., Papadopoulos, P., Andreae, P., 1984, The effect of medial meniscectomy on strain distribution in the proximal part of the tibia. *J Bone Joint Surg Am*, 66(9), pp: 1431-1437.
- [50]– Reilly, D., Walker, P. S., Ben-Dov, M., Ewald, F. C., 1982, Effects of tibial components on load transfer in the upper tibia. *Clin Orthop*, 165, pp: 273-282.
- [51]– Seki, T., Bourgeault, C., Chareancholvanich, K., 1997, Does a central stem affect bone strain and the stability of a cemented tibial tray in primary and revision TKA? *Orthop Trans Res Soc*, 22, p: 635.
- [52]– Belmar, C., Barth, P. C., Lonner, J. H., Lotke, P. A., 1998, The use of fully cemented stems in revision total knee arthroplasty. Presented at the Annual Meeting of the American Association of Hip and Knee Surgeons, Dallas, TX.
- [53] - Lewis, J. L., Askew, M. J., Jaycox, D. P., 1982, A comparative evaluation of tibial component designs of total knee prostheses. *J Bone Joint Surg Am*, 64(1), pp: 129-135.

- [54] - Walker, P. S., Greene, D., Reilly, D., 1981, Fixation of tibial components of knee prostheses. *J Bone Joint Surg Am*, 63(2), pp: 258-267.
- [55] - Murray, P B., Rand, J. A., Hanssen, A. D., 1994. Cemented long-stem revision total knee arthroplasty, *Clin Orthop*, (309), pp: 116-123.
- [56] -Yoshii, I., Whiteside, L. A., Milliano, M. T., White, S. E., 1992, The effect of central stem and stem length on micromovement of the tibial tray. *J Arthroplasty*, 7, pp: 433-438.
- [57] – Askew, M. J., Lewis, J. L., 1981, Analysis of model variables and fixation post length effects on stresses around a prosthesis in the proximal tibia. *Journal Biomechanical Engineering*, 103(4), pp: 239-245.
- [58] – Lewis, J. L., Jaycox, D., Wang, O., 1977, Stress analysis of some features of knee prostheses by finite element. *Trans. 23rd O.R.S.*, p: 55.
- [59] – Hayes, W. C., 1978, Theoretical Modeling and Design of Implant Systems. Proceedings of the workshop, Mechanical Failure of Total Joint Replacement, American Academy of Orthopaedic Surgeons, Atlanta, GA., May 1978, ed., A.H. Burstein, pp: 159-176.
- [60] – Vichnin, H., Hayes, W. C., Lotke, P. A., 1979, Parametric Finite Element Studies of Tibial Component Fixation in the Total Condylar Knee Prosthesis. *Trans, 25th O.R.S.*, p: 99.
- [61] – Eibeck, P. A., Swenson, L. W., Schurman, D.J., Piziali, R. L., 1979, Finite element stress analysis of hinged tibial component total joint replacements. *Trans. 25th O.R.S.*, p: 88
- [62] - Van Campen, D. H., Croon, H. W., Lindwear, J., 1979, Mechanical loosening of knee-endoprotheses with intramedullary stems: Influence of Dynamic Loading, *Trans, 25th O.R.S.*, p: 98
- [63] - Ducheyne, P., Aernoudt, E., de Meester, P., Martens, M., Mulier, J. C., van Leeuwen, D., 1978, Factors Governing the Mechanical Behavior of the Implant-Porous Coating Trabecular Bone Interface, *Journal Biomechanics*, 2, pp: 297-307.
- [64] - Huiskes, R., 1980, Stress analyses of intramedullary fixation systems in some fundamental aspects of human joint replacement. *Act Orthop. Scand Suppl*, 185, pp: 109-200.
- [65] - Bartel, D. L., 1978, Theoretical modeling: Stress Analysis Effect of Geometry, Proceedings of the workshop, mechanical failure of total joint replacement, American Academy of Orthopaedic Surgeons, Atlanta, Ga, ed A. H. Burstein, pp: 141-158.
- [66] – Dawson, J. M., Bartel, D. L., 1982, Consequences of an interference fit on the fixation of porous-coated tibial components in total knee replacement. *Journal of bone and joint surgery*, 74(2), pp: 233-238.
- [67] – Rakotomanana, L. R., Leyvraz, P. F., Curnier, A., Meister, J. J., Livio, J. J., 1994, Comparison of tibial fixations in total knee arthroplasty: an evaluation of stress distribution and interface micromotions. *The Knee*, 1, pp: 91-99.
- [68] - Hashemi, A., Shirazi, A. D. L., 2000, Finite element analysis of tibial Implants – Effect of fixation Design and Friction Model. *Computers Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 3, pp: 183-201.
- [69] - Nyman, J. S., Hazelwood, S. J., Rodrigo, Martin R. B., Yeh, O. C., 2004, Long stemmed total knee arthroplasty with interlocking screws: a computational bone adaptation study. *Journal of Orthopaedic Research* 22, pp: 51-57.

- [70] - Van Lenthe, G. H., De Waal Malefijt, M. C., Huiskes R., 1997, stress shielding after total knee replacement may cause bone resorption in the distal fémur. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 79(B), pp: 117-122.
- [71] - Murase, K., Crowninshield, R. D., Pedersen, D.R., Chang, T. S., 1983, An analyses of tibial component design in total knee arthroplasty. *Journal of Biomechanics*, 16, pp: 13-22.
- [72] - Shiradzi-Adl, A., Ahmed, A., M., 1989, A parametric axisymmetric study on the interface motions in porous-surfaced tibial implant. *Annals of Biomedical Engineering*, 17, pp: 411-421.
- [73] – Walker, P. S., Hsu, H. P., Zimmerman, R. A., 1990, A comparative study of uncemented tibial components. *Journal of Arthroplasty*, 5(3). Pp: 245-253.
- [74] - Rawlinson, J. J., Peters, L. E., Campbell, D. A., Windsor, R., Wright, T., Bartel, D., 2005, Cancellous Bone Strains Indicate Efficacy of Stem Augmentation In Constrained Condylar Knees. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 400, pp: 107-116.
- [75] - Cheal, E. J., Hayes, W. C., Lee, C. H., Synder, B. D., Miller, J., 1985, Stress analysis of condylar knee tibial component: Influence of metaphyseal shell properties and cement injection depth. *Journal of Orthopaedic Research*, 3, pp: 424-434.
- [76] - Au, A. G., Raso, V. J., Liggins A. B., Amirfazli, A., 2006, Contribution of loading conditions and material properties to stress shielding near the tibial component of total knee replacements. *Journal of Biomechanics*, Available online.
- [77] – Sawatari, T., Tsumura, H., Iesaka, K., Furushiro, Y., Torisu, T., 2005, Three-dimensional finite element analysis of unicompartmental knee arthroplasty—the influence of tibial component inclination. *Journal of Orthopaedic Research*, 23(3), pp: 549-554.
- [78] - Miyoshi, S., Takahashi, T., Ohtani, M., Yamamoto, H., Kameyama, K., 2002, Analysis of the shape of the tibial tray in total knee arthroplasty using a three dimension finite element model. *Clinical Biomechanics*, 17(7), pp: 521-525.
- [79] - ISB, International Society of Biomechanics website: <http://www.isbweb.org/> (03/2005).
- [80] – Cohen, Z, A., Mccarthy, D. M., Kawk, S. D., Legrand, P., Fogarasi, F., Ciaccio, E. J., Ateshian, G. A., 1999, Knee cartilage topography, thickness, and contact areas from MRI: in-vitro calibration and in-vivo measurements. *Journal of the Osteoarthritis Research Society International*, 7, pp: 95-109.
- [81] - Van Buskirk, W. C., Ashman, R. B., 1981, The elastic moduli of bone. In: *Proceedings of the Joint ASME-ASCE, Applied Mechanics, Fluids Engineering and Bioengineering Conference AMD*, pp: 131–143.
- [82] – Rho, J.Y., 1996, An ultrasonic method for measuring the elastic properties of human tibial cortical and cancellous bone. *Ultrasonics*, 34, pp: 777–783.
- [83] – Pugh, J. W., Rose, R. M., Radin, E., 1973, Elastic and viscoelastic properties of trabecular bone: Dependence on structure, *Journal of Biomechanics*, 6, pp: 475-485.
- [84] – Ramos A., 2006, Tese de doutoramento, Estudo numerico e experimental de uma nova componente femoral da prótese da anca cimentada. Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade de Aveiro.
- [85] - Reilly, D. T., Burstein, A. H., 1974, The mechanical properties of cortical bone. *J Bone Joint Surg Am* 56(5) pp: 1001–1022.

- [86] – Reilly, D. T., Burstein, A. H., 1975, The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *J Biomechanics* 7, pp: 393–405.
- [87] - Bayraktar, H. H., Morgan, E. F., Niebur G. L., Morris, G. E., Wong E. K., Keaveny T. M., 2004, Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue. *Journal of Biomechanics*, 37, pp: 27–35
- [88] - Gibson, L. J., 1985, The mechanical behavior of cancellous bone *Journal of Biomechanics* 18(5), pp: 317-328.
- [89] - Ashman, R. B, Rho, J. Y., Turner, C. H., 1989, Anatomical variation of orthotropic elastic moduli of the proximal human tibia. *Journal of Biomechanics* 22, pp: 895-900.
- [90] - Morgana, E. F., Keaveny, T. M., 2001, Dependence of yield strain of human trabecular bone on anatomic site. *Journal of Biomechanics* 34, pp: 569–577.
- [91] - Kopperdahl, D. L., Keaveny, T. M., 1998, Yield strain behavior of trabecular bone. *Journal of Biomechanics* 31, pp: 601-608.
- [92] - Morgan, E. F., Bayraktar, H. H., Keaveny, T. M., 2003, Trabecular bone modulus–density relationships depend on anatomic site. *Journal of Biomechanics* 36, pp: 897-904.
- [93] – Huiskes, R., Janssen, J. D., Sloof, T. J., 1981, A detailed comparison of experimental and theoretical stress analyses of a human femur. In *Mechanical properties of bone*, “Proceedings of the joint ASME-ASCE Applied Mechanics, Fluids Engineering and Bioengineering Conference AMD, 45, pp: 211-234.
- [94] – www.sawbones.com/products/bio/composite.asp (03/2005)
- [95]– Cristofolini, L., Viceconti, M., 2000, Mechanical validation of whole bone composite tibia models, *Journal of Biomechanics* 2000, 33, pp: 279-288
- [96] – Heiner, A. D., Brown, T. D., 2001, Structural properties of a new design of composite replicate femurs and tibias, *Journal Biomechanics*, 34, pp: 773-781
- [97] – Condit, M. A., Ilario, S. J., Kreuzer, S., 2004, Mechanical validation of a foam tibial model for evaluating fixation of revision tibial components. From 50th Annual Meeting of the Orthopedic Research Society; March 7-10, 2004; San Francisco, CA.
- [98] – Szivek, J. A., Thomas, M., Benjamim, J.B., 1993, Characterisation reponse of synthetic and cadaveric femora during simulated one-legged stance. *Journal of Applied Biomaterials*, 2, pp: 277-280.
- [99] - Murphy, B. P., Prendergast, P. J., 1999, Measurement of non-linear microcrack accumulation rates in polymethylmethacrylate bone cement under cyclic loading. *J Mater Sci*, 10, pp: 779–781.
- [100] – Bartel, D. L., Bicknell, V. L., Wrigt, T. M., 1986, The effect of conformity, thickness, and material on stresses in ultra-high molecular weight components for total joint replacement. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 68A, pp: 1041-1051.
- [101] - McNamara, J. L., Collier, J. P., Mayor, M. B., Jensen, R. E., 1994, A Comparison of contact pressures in tibial and patellar total knee components before and after service in vivo. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 299, pp: 104-113.
- [102] – Bendjaballah, M. Z., Shirazi-Adl, A., Zukor, D. J., 1997, Finite element analysis of human knee joint in varus-valgus. *Clinical Biomechanics*, 12(3), pp: 139-148.

- [103] – Nazarian, D. G., Mehta, S., Booth, R. E., 2002, A comparison of stemmed and unstemmed components in revision knee arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and related research*, 404, pp: 256-262.
- [104] – Shannon, B. D., Klassen, J. F., Rand, J. A., Berry, D. J., Trousdale, T., 2003, Revision Total Knee Arthroplasty with Cemented Components and Uncemented Intramedullary Stems. *Journal of Arthroplasty*, 18(7), pp: 27-32.
- [105] - Konig, A., Kirschner, S., Walther, M., Eisert, M., Eulert, J., 1998, Hybrid total knee arthroplasty. *Arch Orthop Trauma Surg*, 118, pp: 66-69.
- [106] - Campbell, M. D., Duffy, G. P., Trousdale, R. T., 1998, Femoral Component Failure in Hybrid Total Knee Arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 356, pp: 58-65.
- [107] - Rorabeck, C., 1999, Total Knee replacement: Should it Be Cemented or Hybrid. *Canadian Journal Surgery* 42, pp: 21-26.
- [108] - Morrison, J. B., 1969, Function of the knee joint in various activities. *Bio-Med. Engng*, 1969, 4(12), pp: 573–580.
- [109] - Morrison, J. B., 1970, The mechanics of the knee joint in relation to normal walking. *J. Biomechanics*, 1970, 3(1), pp: 51–61.
- [110] - Taylor, S., Walker, P. S., Perry, J., Cannon, S. R., Woledge, R., 1998, The forces in the distal femur and the knee during walking and other activities measured by telemetry. *J. Arthroplasty*, 1998, 13(4), pp: 428–437.
- [111] - Frost, H. M., 1963, *Introduction to Biomechanics*. Charles C. Thomas, Springfield.
- [112] - Frost, H. M., 1964, *Laws of Bone Structure*. Charles C Thomas, Springfield.
- [113] - Thompson, D'Arcy., 1942, *On Growth and Form*. University of Cambridge Press, Cambridge.
- [114] - Biewener, A. A., Schwartz, S. M., Bertram, J.E.A., 1986, Bone modeling during growth: Dynamic strain equilibrium in the chick tibiotarsis. *Calc Tiss Int*, 39, pp: 390-395.
- [115] - Burr, DB, Matin, R. B., 1989, Errors in bone remodeling, Toward a unified theory of metabolic bone disease. *Am Journal Anatomy*, 186, pp: 1-31.
- [116] - Frost, H. M., 1988, Structural adaptations to mechanical usage. A “three-way-rule” for lamellar bone modeling. *Comp Vet Orthop Trauma*. Part I, pp: 7-17, Part II, pp: 80-85.
- [117] - Schaffler, M. B., Burr, D. B., 1988, Stiffness of compact bone: Effects of porosity and density. *Journal Biomechanics* 21, pp: 13-16.
- [118] - Carter, D. R., 1987, Mechanical loading history and skeletal biology. *J. Biomechanics*; 20, pp: 1095-1109
- [119] - 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.
- [120] - Verdonschot, N., Huiskes, 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
- [121] - Little R.B., Wevers, H.W., Siu, D., Cooke, T.D.V., 1986, A three-dimensional finite element analysis of the upper tibia. *Journal of Biomechanical Engineering*, 108, pp: 111-119

- [122] - Ewald, F. C., 1989, The Knee Society total knee arthroplasty roentgenographic evaluation and scoring system. *Clin Orthop* 248, pp: 9-12.
- [123] - Winemaker, M. J., Beingessner, D. M., Rorabeck, C. H., 1998, Revision total knee arthroplasty: Should Tibial Stems Be Cemented or Uncemented ?. *The Knee*, 5, pp: 175-181.
- [124] - Fetzer, G. B., Callaghan, J.J., Templeton, J.E., Goetz, D. D., Sullivan, P.M., Kelley, S.S., 2002, Posterior Cruciate–Retaining Modular Total Knee Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*, 17(8), pp: 961-966.
- [125] - Green, D. L., Bahnuik, E., Liebelt, R. A., Fender, E., Mirkov, P., 1983, Biplane radiographic measurements of reversible displacement (including clinical loosening) and migration of total joint replacements. *Journal Bone Joint Surgery*. 65(8), pp: 1134-1143.
- [126] - Barrack, R.L., Rorabeck, C., Burt, M., Sawhney, J., 1999, Pain at the end of the stem after revision total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 367 pp: 216
- [127] - Fonseca F, Lucas F, Pires A, Barreto M, Marques A, 1998, Revisão de PTJ charneira por PTJ deslizamento – Caso clínico. XVII Congresso Nacional de Ortopedia e Traumatologia
- [128] - Dye SF, Chew MH, 1994, The use of scintigraphy to detect increased osseous metabolic activity about the knee, *Instr Course Lect*, 43, pp: 453.
- [129] - Frost, H.M., Jee, W.S.S., 1992, Bone's mechanical usage windows. *Bone and Min Res* 19, pp: 257-271.
- [130] - Frost, H.M., 1992, Perspectives: On artificial joint design. *J Long Term Eff of Med Impl*, 2, pp: 9-35.
- [131] - Rhinelander, F.W., Nelson, C.L., Stewart, R.D., Stewart, C.L., 1979, Experimental reaming of the proximal femur and carylic cement implantation. *Clin Orthop Rel Res*, 141, pp: 74-89.
- [132] - Radin, E.L., Rubin, C.T., Tharasher, E.L., Lanyon, L.E., Crugnola, A.M., Schiller, A.S., Paul, I.L., Rose, R.M., 1982, Changes in the bone-cement interface after total hip replacement. *J. Bone Joint Surg*, 64(A), pp: 1188-1200.
- [133] - Willert, H.G., Puls, P., 1972, Die Reaktion des Knochens auf Knochenzement bei der Alloarthroplastik der Hufte. *Arch Orthop Unfall-Chir*, 72, pp: 33-71.
- [134] - Feith, R., 1975, Side-effects of acrylic cement, implanted into bone. *Acta Orthop Scand*, 161, pp: 3-136
- [135] - Huiskes, R., 1979, Some fundamental aspects of human joint replacement, Part II: Heat generation and conduction analyses of acrylic bone cement in situ. *Acta Orthop Scand (Suppl)*, 185, pp: 43-108.
- [136] - Huiskes, R., Nunamaker, D., 1984, Local Stressand Bone Adaption Around Orthopedic Implants: *Calcified Tissue International*, 36, pp: 110-117.
- [137] - Levitz, C.L., Lotke, P.A., Karp, J.S., 1995, Long-term changes in bone mineral density following total knee replacement. *Clin Orthop*, 321, pp: 68-72.
- [138] - Robertson, D.D., Mintzer, C.M., Weissman, B.N., 1994, Distal loss of femoral bone following total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*, 76(1), pp: 66-76.
- [139] - Bohr, H.H., Lund, B., 1987, Bone mineral density of the proximal tibia following uncemented arthroplasty. *J. Arthroplasty*, 2(4), pp: 309-312.

- [140] - Petersen, M.M., Olsen, C., Lauritzen, J.B., 1995, Changes in bone mineral density of the distal femur following uncemented total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 10(1), pp: 7-11.
- [141] - Petersen, M.M., Nielsen, P.T., Lebech, A., 1999, Preoperative bone mineral density of the proximal tibia and migration of the tibial component after uncemented total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 14(1), pp: 77-81.
- [142] - Li, M.G., Nilsson, K.G., 2001, No Relationship Between Postoperative Changes in Bone Density at the Proximal Tibia and the Migration of the Tibial Component 2 Years After Total Knee Arthroplasty. *The journal of Arthroplasty*, 16(7), pp: 893-900.
- [143] - Lonner, J.H., Klotz, M., Levitz, C., Lotke, P.A., 2001, Changes in Bone Density After Cemented Total Knee Arthroplasty Influence of Stem Design. *J.Arthroplasty* 16 (1): pp 107-111.
- [144] - Tissakht, M., Ahmed, A. M., Chan, K. C., 1996, Calculated stress shielding in distal femur after total knee replacement corresponds to the reported location of bone loss. *J Orthop Res*; 14, pp: 778-785.
- [145] - van Loon, C. J., Waal, M. C., Buma, P., Verdonshot, N., Veth, R. P., 1999, Femoral bone loss in total knee arthroplasty. A review. *Acta Osthop Belg*, 65(2), pp: 154-163.
- [146] - Smith, S., Naima, V.S., Freeman, M.A., 1999, The Natural history of tibial radiolucent lines in a proximally cemented stemmed total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 14(1), pp: 3-8.
- [147] - Insall, J.N., Hood, R.W., Flawn, L.B., Sullivan, D.J., 1983, The total condylar knee prosthesis in gonarthrosis. A Five to nine-year follow-up of the first one hundred consecutive replacements. *J Bone Joint Surg Am* 65, 65(5), pp: 619-628
- [148] - Torisu, T., Morita, H., 1986, Roentgenographic evaluation of geometric total knee arthroplasty with a six-year average follow-up period. *Clin Orthop*, 202, pp: 125-134.
- [149] - Ahlberg, A., Liden, B., 1977, The radiolucent zone in arthroplasty of the knee. *Acta Orthop Scand*, 48(6), pp: 687-690.
- [150] - Thomason, H.C., Slater, R.R., Tooma, G.S., Rosu, M.R., 1998, The value of serial postoperative radiographs of total knee arthroplasties. *J South Orthop Assoc*, 7(1), pp: 27-35.
- [151] - Insall, J., Scott, W.N., Ranawat, C.S., 1979 The total condylar knee prosthesis. A report of two hundred and twenty cases. *J Bone Joint Surg Am*, 61(2), pp: 173-180
- [152] - Freeman, M.A., Bradley, G.W., Revell, P.A., 1982, Observations upon the interface between bone and polymethylmethacrylate cement. *J Bone Joint Surg Br*, 64(4), pp: 489-493.
- [153] - Schmalzried, T.P., Jasty, M., Harris, W.H., 1992, Periprosthetic bone loss in total hip arthroplasty. Polyethylene wear debris and the concept of the effective joint space. *J Bone Joint Surg Am*, 74(6), pp: 849-863.
- [154] - Iwaki, H., Scott, G., Freeman, M.A., 2002, The natural history and significance of radiolucent lines a cemented femoral interface. *J Bone Joint Surg Br*, 84(4), pp: 550-555.
- [155] - Kwong, L.M., Jasty, M., Mulroy, R.D., Maloney, W.J., 1992, The histology of the radiolucent line. *J Bone Joint Surg Br*, 74(1), pp: 67-73.
- [156] - Ritter, M.A., Gioe, T.J., Stringer, E.A., 1981, Radiolucency surrounding the posterior cruciate condylar total knee prosthetic components. *Clin Orthop*, 160, pp: 149-152.

- [157] - Rand, J.A., 1991, Cement or cementless fixation in total knee arthroplasty? Clin Orthop, 273, pp: 52-62.
- [158] - Rosenberg, A.G., Barden, R.M., Galante, J.O., 1990, Cemented and ingrowth fixation of the Miller-Galante prosthesis. Clinical and roentgenographic comparison after three to six year follow-up studies. Clin Orthop, 260, pp: 71-79
- [159] - Buehler, K. O., Ven-Watson, E., D'Lima, D. D., Colwell, C. W., 2000, The *press-fit* condylar total knee system. The Journal of Arthroplasty, 15(6), pp: 698-701.
- [160] - Huddleston, J.I., Wiley, J.W., Scott, R.D., 2005, Zone 4 femoral radiolucent lines in hybrid versus cemented total knee arthroplasties: are they clinically significant?. Clin Orthop Relat Res. 441, pp: 334-339.
- [161] - Soininvaara, T.A., Miettinen, H.J.A., Jurvelin, J.S., Suomalainen, O.T., Alhava, E., Kroger, H.P.J., 2003 Periprosthetic femoral bone loss after total knee arthroplasty: 1-year follow-up study of 69 patients: The Knee, 11, pp:297-302.
- [162] - Spittlehouse, A.J., Getty, C.J., Eastell, R., 1999, Measurement of bone mineral density by dual-energy X ray absorptiometry around an uncemented knee prosthesis. J Arthroplasty 14, pp: 957 –963.
- [163] - Petersen, M.M., Lauritzen, J.B., Pedersen, J.G., Lund, B., 1996, Decreased bone density of the distal femur after uncemented knee arthroplasty. A 1-year follow-up of 29 knees. Acta Orthop Scand ;67, pp: 339 –344.
- [164] - Seki, T., Omori, G., Koga, Y., Suzuki, Y., Ishii, Y., Takahashi, H.E.. 1999, Is bone density in the distal femur affected by use of cement and by femoral component design in total knee arthroplasty? J Orthop Sci, 4, pp: 180-186.
- [165] - Karbowski, A., Schwitalle, M., Eckardt, A., Heine, J., 1999, Periprosthetic bone remodelling after total knee arthroplasty: early assessment by dual energy X-ray absorptiometry. Arch Orthop Trauma Surg, 119, pp: 324 –326.
- [166] - van Loon, C.J., Oyen, W.J., de Waal Malefijt, M.C., Verdonschot, N., 2001, Distal femoral bone mineral density after total knee arthroplasty: a comparison with general bone mineral density. Arch Orthop Trauma Surg May, 121, pp: 282-285.
- [167] - Walker, P.S., Granholm, J., Lowrey, R., 1995, The fixation of femoral components of condylar knee arthroplasty. Journal Arthroplasty, 10, pp: 7-11.
- [168] - Angelides, M., Chan, K., Ahmed, A.M., Joly, L., 1988, Effect of total knee arthroplasty on distal femur stresses. Trans Orthop Res Soc, 13, pp: 475-483.
- [169] - Tissakht, M., Chan, K., Ahmed, A.M., 1992, Bone remodeling in distal femur with TKR: correlation with mechanical parameters, Trans Orthop Res Soc, 17, pp: 321-324.
- [170] - Willems, M.M.M., van Lenthe, G.H., Verdonschot, N., Malefijt, M.C., van Loon, C.J.M., Huiskes, R., 1998, Fixation methods of a stemmed femoral component of a total knee replacement strongly influence eventual bone loss. Transactions of 8th EORS Annual Meeting. Amsterdam, pp: 51.

Capítulo 6

AVALIAÇÃO PRÉ-CLÍNICA DE UM NOVO CONCEITO DE HASTE NA ATJ

6.1 - Introdução

O objectivo da utilização das hastes na revisão da artroplastia do joelho é oferecer uma melhor estabilidade aos componentes tibiais e femorais, e uma resistência adicional aos esforços de flexão em varus-valgus e antero-posterior gerados nas superfícies condilares e são importantes em casos de componentes com elevada constrição condilar. As hastes são particularmente utilizadas quando existe uma menor qualidade ou defeitos do osso na zona da metáfise ou quando se utilizam cunhas ou enxertos ósseos.

Um dos dilemas que se pode colocar ao cirurgião é saber que tipo de haste utilizar: hastes cimentadas ou hastes *press-fit*, sendo por vezes difícil avaliar a opção mais apropriada na fase pré-operatória.

No capítulo 5 avaliou-se de um ponto de vista biomecânico as principais diferenças entre as hastes cimentada e *press-fit* na tibia e fémur.

As hastes cimentadas permitem aumentar a superfície de contacto entre a haste e o osso através do manto de cimento. Permitem, igualmente, que o posicionamento dos componentes tibiais e femorais nas superfícies condilares não sejam condicionadas pela anatomia da zona da diáfise da tibia ou do fémur, já que estes são curtos e não ficam em contacto com o osso cortical. O uso do cimento permite também a difusão da acção antibiótica localmente, diminuindo desta forma o risco de infecção. Para a tibia e fémur, este tipo de haste permite uma transferência efectiva de carga dos componentes condilares para as zonas da diáfise da tibia e do fémur, reduzindo desta forma os esforços na zona da metáfise do osso. Igualmente, estas permitem uma boa estabilidade dos componentes relativamente ao osso e na interface osso-cimento. O efeito de stress shielding está presente ao longo do comprimento da haste, mas em termos globais, devido ao menor comprimento das hastes, estas acabam por gerar menores áreas de stress shielding do que as hastes *press-fit* mais longas. Estas hastes provocam na sua extremidade um efeito de concentração de tensões no osso envolvente que pode estar relacionado com efeito de dor [1]. Alguns investigadores mostraram grande estabilidade e menores micromovimentos quando as hastes são cimentadas [2,3-5]. Vince e Long [4] referem uma baixa incidência de descolamento quando hastes cimentadas são utilizadas com componentes tibiais com restrição condilar em varo-valgo.

O principal factor que é encarado como a grande desvantagem na utilização de hastes cimentadas por parte dos cirurgiões está na retirada destas em casos de artroplastias

fracassadas. O processo cirúrgico de retirada destes tipos de haste consome mais tempo e provoca uma maior destruição de osso adjacente a haste, já que o movimento de retirada do cimento arrasta consigo o osso que está colado. Igualmente, o processo de limpeza do osso de forma a garantir a completa ausência de vestígios de cimento implica também a destruição de algum osso suplementar, comprometendo-se o volume ósseo para a fixação do componente de revisão [6].

Nas hastes press-fit, a superfície de contacto entre esta e o osso é mais reduzida devido ao corte irregular do osso, assim como dos próprios esforços exercidos sobre estas que levam à sua separação do osso. Estas colocam maiores dificuldades ao cirurgião já que devido ao seu contacto directo com o osso cortical na diáfise, estas condicionam o posicionamento dos componentes tibiais e femorais nas superfícies condilares. No caso da tibia, este fenómeno é particularmente importante já que a anatomia da tibia faz com que a superfície condiliana esteja posicionada mais para o lado lateral-posterior relativamente à diáfise da tibia, levando muitas vezes a um deficiente posicionamento do prato tibial ou à utilização de acessórios entre o prato tibial e a haste de forma a compensar o desvio geométrico entre a diáfise e superfície condilar da tibia.

No estudo realizado no capítulo 5 foi possível verificar que este tipo de hastes fornecem uma boa estabilidade aos componentes condilares, situando-se ao nível da estabilidade proporcionada pelas hastes cimentadas de acordo com o estudo experimental de Jazrawi et al [7]. No entanto, o estudo comparativo do capítulo 5 evidencia que a capacidade de transferência de carga dos componentes condilares para o osso na zona da diáfise é bastante reduzida, sendo o osso da metáfise junto aos componentes condilares aquele que suporta grande parte do esforço aplicado a estes. Esta baixa capacidade de transferência de carga para o osso da diáfise pode ser um inconveniente nos casos de baixa qualidade e defeitos no osso metafisial. Nestes casos, uma sobrecarga desta zona do osso pode conduzir à sua destruição, pondo em causa a estabilidade dos componentes condilares onde estes estão apoiados. No entanto, para os casos de utilização de enxertos ósseos na zona da metáfise, o facto deste tipo de haste não transferir esforços para a zona da diáfise pode ser positivo, já que a carga será dissipada sobre o enxerto, contribuindo desta forma para o efeito de estimulação deste, fomentando o efeito de remodelação óssea, embora numa fase inicial esta carga possa pôr em causa a estabilidade da interface do osso metafisial e o enxerto. A estabilidade entre a haste e osso é reduzida devido, essencialmente, aos micromovimentos relativos entre esta e o osso e à reduzida superfície de contacto desta com o osso. No capítulo 5, os micromovimentos foram medidos na zona da extremidade em cerca de 70×10^{-3} mm. Estes micromovimentos podem dificultar, ou mesmo impedir, o crescimento do osso em torno destas. Não se conhece precisamente a quantidade de micromovimentos que impede o crescimento do osso mas pode situar-se entre 100×10^{-3} e 150×10^{-3} mm [8]. Este fenómeno dá origem ao efeito de abrasão do osso e desta forma coloca em causa a estabilidade proporcionada por esta nos componentes condilianos a longo prazo, já que a falta de apoio condiciona directamente a estabilidade destes. Outra desvantagem associada a este tipo de haste é o efeito da dor na zona da extremidade sentida de forma mais pronunciada que o mesmo proveniente de hastes cimentadas [1]. Estas geram esforços na zona de extremidade bastante elevados devido ao seu comprimento e que podem originar a hipertrofia ou mesmo a fractura do osso nesta zona [9].

No entanto, a grande vantagem referida pelos cirurgiões na utilização destas hastes é a sua fácil remoção, sem danificação do osso adjacente em casos de necessidade de revisão. Desta forma preserva-se o volume de tecido ósseo necessário para o suporte dos novos componentes.

Como descrito, ambos os tipos de haste possuem vantagens e inconvenientes, sendo muitas vezes a opção do tipo de haste uma opção do cirurgião, baseada na sua experiência, já que ambos os tipos de haste apresentam bons resultados a curto e médio prazo.

6.2 - Objectivos

Esta parte do estudo visou a avaliação pré-clínica de um conceito inovador de fixação de implantes ósseos que neste estudo foi especificamente adaptado à haste tibial utilizada na ATJ.

Este conceito inovador aplicado às hastes na ATJ procura conjugar as vantagens dos dois tipos de hastes convencionais (cimentadas e *press-fit*), minimizando as suas desvantagens. O conceito de fixação de implante ósseo foi objecto de pedido de registo de patente no Instituto Nacional de Propriedade Industrial com a designação de “Implante ósseo de fixação combinada” à qual foi atribuído o número PT103404 em 21 de Dezembro de 2005 (Anexo 1) e que será descrita mais adiante.

A avaliação pré-clínica torna possível identificar um certo número de riscos e oportunidades de um novo conceito, particularmente no que respeita a requisitos biomecânicos [10,11]. Estes requisitos podem ser verificados *in-vitro*, pelo menos numa base comparativa, utilizando métodos experimentais especialmente adaptados. Os exemplos típicos são ensaios experimentais de fadiga ou de corrosão [12,13], stress shielding [14-16] e estabilidade [17-21] de implantes ortopédicos.

Outros aspectos biomecânicos são contudo de difícil, se não impossível, simulação ou investigação *in-vitro*. No entanto, esses aspectos são mais facilmente verificados utilizando modelos numéricos de elementos finitos. A remodelação óssea, tensões internas e micromovimentos nas interfaces podem ser estimados utilizando modelos de elementos finitos [22-26]. As medições experimentais são bastante limitativas quanto às quantidades físicas passíveis de medição directa tais como forças, deformações e deslocamentos, normalmente medidas localmente ou mesmo pontualmente nas superfícies dos modelos. O facto de se pretender aumentar o número de medições experimentais num modelo ou num conjunto destes origina um aumento de tempo e custos bastante significativos. Muitas vezes estes factores são determinantes para o número de medições experimentais realizadas. Finalmente, as medições são afectadas por erros experimentais que podem desviar ou dispersar os resultados. Em medições experimentais, a repetibilidade e a reprodutibilidade das medições é extremamente importante para ter confiança nos resultados obtidos.

Os modelos de elementos finitos apresentam também desvantagens. A exactidão dos resultados é baseada na função matemática usada para representar a realidade física e nos métodos numéricos para a resolver. Todas estas opções envolvem incertezas e pressupostos, que podem reduzir a exactidão dos resultados na previsão da realidade física. Antes de se chegar a qualquer conclusão, a sensibilidade da resposta do sistema a cada pressuposto deverá ser testada. Os parâmetros utilizados na construção dos modelos numéricos devem ser quantidades fisicamente mensuráveis. A incerteza de cada parâmetro no modelo deve originar pequenas variações nos resultados obtidos.

Na prática, somente uma parte destas verificações e testes pode ser realizada. Alguns pressupostos são de difícil, ou mesmo impossível verificação. Alguns dados são muito dispersos; alguns são indirectamente estimados; outros não podem ser medidos e têm de ser estimados pelo investigador. Os modelos de elementos finitos de análise não linear requerem parâmetros sem qualquer representação física.

Assim, a única alternativa válida consiste em realizar uma validação global do modelo numérico, comparando os seus resultados com resultados obtidos com modelos experimentais. Estas comparações permitem detectar falhas importantes nos pressupostos assumidos nos modelos de elementos finitos e estimar a precisão dos resultados obtidos por este.

A integração dos métodos numéricos e experimentais, embora conveniente e recomendável, não é comum encontrar na literatura. Na maior parte dos casos os autores justificam e/ou verificam os pressupostos através de considerações teóricas. Muitos resultados produzidos pelos métodos dos elementos finitos são utilizados para esboçar conclusões com relevância clínica sem qualquer validação. A abordagem apenas com modelos numéricos é limitativa, especialmente na presença de modelos complexos. Nos modelos em que é considerado contacto não linear, qualquer ajuste nos parâmetros de simulação de contacto que não podem ser verificados experimentalmente modificam os resultados obtidos em mais de 70% [26]. Muitas vezes os modelos experimentais são utilizados apenas para validação do modelo por elementos finitos. Contudo, a utilização simultânea destes dois métodos permite uma melhor compreensão dos fenómenos em análise.

Neste estudo fez-se a validação pré-clínica de um conceito de haste inovador para a ATJ, denominado haste de fixação combinada. Modelos numéricos e experimentais da haste foram utilizados de forma a determinar os diferentes aspectos biomecânicos que possam ser utilizados para aferir o seu potencial desempenho clínico.

Além da validação pré-clínica da haste de fixação combinada, este estudo visou igualmente verificar se as reivindicações definidas pelos inventores, descritas mais adiante, são ou não verificadas experimentalmente e comparativamente aos conceitos de fixação convencionais tendo em conta a aplicação do conceito às hastes utilizadas na ATJ.

Para o estudo foram concebidos três modelos experimentais, sendo o primeiro designado de modelo simples que visou essencialmente uma primeira avaliação comparativa da estabilidade estática com os implantes convencionais; o segundo modelo experimental, igualmente comparativo, visou avaliar o dano provocado no osso aquando da remoção da haste e; por último, um modelo que visou avaliar a estabilidade do prato tibial com o novo conceito de haste, após um elevado número de ciclos de carregamento em fadiga e representativos de um período de vida fisiológico. Este modelo permitiu avaliar o efeito de stress shileding com base nas deformações medidas na superfície do modelo da tibia compósita. Os resultados destes modelos foram utilizados para verificação da precisão dos mesmos modelos de elementos finitos. Estes últimos permitiram, complementarmente, obter resultados de outros parâmetros biomecânicos impossíveis de analisar através dos modelos experimentais.

Finalmente procedeu-se a avaliação da adequabilidade de implantação do novo conceito de haste na tibia de um cadáver através da realização de cirurgia in-vitro.

6.3 - Implante de fixação combinada

6.3.1 - Descrição do conceito

O novo conceito de implante e sua fixação ao osso resultou do trabalho desenvolvido ao longo desta tese. Os objectivos subjacentes ao conceito consistem na redução das principais desvantagens dos implantes de fixação convencional descritos por clínicos e publicados em diversas revistas da especialidade.

O implante de fixação combinada apresenta, como conceito, uma fixação mista, ou conjugada, do implante ao osso. As técnicas actualmente disponíveis para a fixação dos implantes ósseos resumem-se a dois grandes grupos: os implantes ditos cimentados e os não cimentados também conhecidos por implantes *press-fit*.

O novo implante permite que o mesmo tenha zonas de contacto directo com o tecido ósseo e zonas em que a ligação do mesmo ao osso é realizada por acção de cimento ósseo de forma contida. A superfície exterior do implante possui uma forma geométrica adaptada ao tipo de implante e função (próteses do joelho, anca, cotovelo, tornozelo, dedo, ombro, etc.) com cavidades e que permite simultaneamente um contacto directo com o osso e a introdução do cimento ósseo nas cavidades entre o implante e o osso. As zonas de contacto directo com o osso são as superfícies mais externas do implante; as zonas com cimento ósseo são as zonas das cavidades na superfície do implante que permitem o alojamento do cimento entre estas e a superfície do osso.

As formas geométricas das cavidades na superfície do implante assim como a sua orientação dependem do tipo de implante e função que este deverá desempenhar (próteses do joelho, anca, cotovelo, tornozelo, dedo, ombro, etc.).

Cada tipo de aplicação exigirá determinado tipo de forma e orientação das cavidades na superfície do implante que dependerá da biomecânica (geometria externa do implante, material de base, material (materiais) de revestimento, forças musculares, ligamentares e de contacto) da ligação. O cimento ósseo chega às cavidades do implante através de um conjunto de canais internos no implante. O cimento é introduzido por pressão através de um orifício no implante. A quantidade de cimento é delimitada pela geometria das cavidades no implante e osso.

Para completar a descrição da invenção e com o objectivo de ajudar a uma melhor compreensão sobre as suas características, encontram-se nas figuras 6.1 e 6.2 um conjunto de desenhos referentes ao novo implante.

Este conceito permite conjugar os dois tipos de fixação actualmente predominantes nos implantes ósseos e disponíveis comercialmente. Neste conceito, (Fig. 6.1 e 6.2), o cimento ósseo é empurrado através do dispositivo (7) e depositado nas cavidades (4) existentes entre o implante (1) e a parede do osso (6), já que este chega através do canal interior central do implante (2) e através dos canais laterais existentes no seu interior (3).

Deste modo, o espaço necessário para a colocação do implante limita-se à forma e dimensão exterior do implante (1), não sendo necessário uma abertura com dimensão superior para colocação do manto de cimento como acontece actualmente nos implantes cimentados.

Relativamente aos implantes não cimentados (contacto directo do implante ao osso), estes permitem igualmente reduzir a evasão feita no osso porque este tipo de fixação, sem cimento, implica o uso de implantes longos e de dimensões superiores para garantir a sua estabilidade que depende do seu contacto directo com o osso cortical.

Assim sendo, este tipo de implante limita a cavidade a realizar no osso para a sua fixação relativamente aos dois grupos de implantes disponíveis comercialmente.

O facto de o cimento ficar contido no interior das cavidades (4) existentes na superfície do implante (1) permite, no caso de haver a necessidade de uma revisão deste por infecção, perda do implante, fractura, etc., a sua fácil remoção, já que o cimento será totalmente removido do osso por acção do movimento de retirada do próprio implante, que arrastará no seu interior o cimento ósseo limitando, deste modo, o dano causado ao mesmo.

Na remoção de um implante cimentado convencional é necessário quebrar e retirar todo o cimento que restou colado ao osso, danificando consideravelmente o mesmo, o que implica também maior tempo de anestesia para o paciente, porque é fundamental a retirada de todas as partículas de cimento da cavidade onde esteve alojado o implante para uma revisão funcionalmente mais eficaz. A não retirada por completo destes “dejetos” pode fazer com que alguns se desloquem para a região de contacto tribológico, acelerando o desgaste prematuro da articulação artificial.

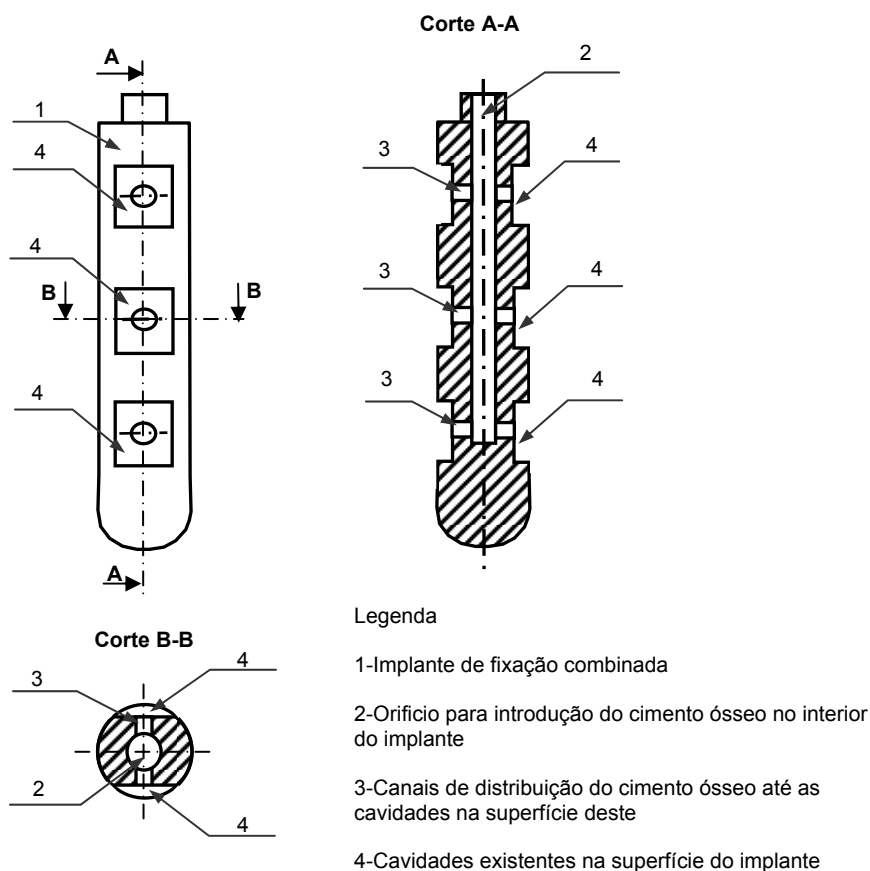


Figura 6.1 – Esquema de princípio do implante de fixação combinada

A estabilidade a longo prazo do implante no osso é assegurada pelo contacto directo deste com o osso, que é reconhecida como um factor importante. Por outro lado, a fixação simultânea com cimento nas cavidades do mesmo permite garantir uma estabilidade imediata pós-operatório, assim como evitar os micromovimentos excessivos do implante que podem comprometer a remodelação óssea nas zonas não cimentadas do implante.

Este tipo de implante, pelo facto de ter menor rigidez geométrica relativamente ao idêntico convencional, permite minimizar também o fenómeno de stress shielding e a reabsorção de tecido ósseo.

O facto de as zonas com cimento estarem perfeitamente delimitadas pelas cavidades do próprio implante, permitem durante o processo de cura (reacção exotérmica de polimerização que provoca o aumento de temperatura) do cimento minimizar a necrose desenvolvida no osso e limitá-la a essas zonas, ao contrário do que se passa com os implantes totalmente cimentados em que toda a extensão do osso em contacto com o manto de cimento está sujeita ao desenvolvimento de extensas necroses.

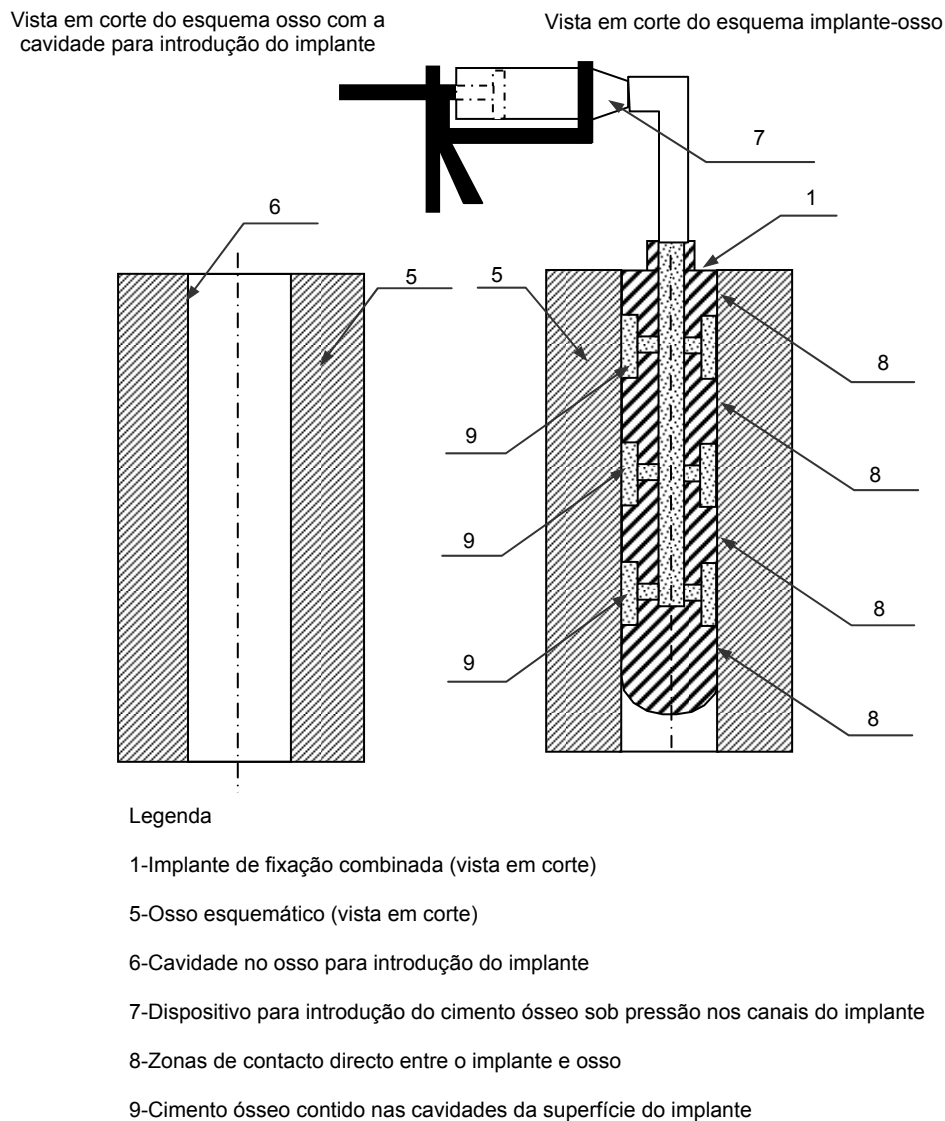


Figura 6.2 – Esquema de princípio de fixação combinada do implante ao osso.

6.3.2 - Reivindicações do conceito

- I. Caracterizado por apresentar a geometria (1), dotada de cavidades (4) que podem ter diversas formas e tamanhos, sendo a sua dimensão e forma externa a mesma da cavidade (6) criada no osso (5) para a sua introdução.
- II. De harmonia com a reivindicação 1, caracterizado por a sua geometria proporcionar a introdução do cimento ósseo através de um orifício (2) e de um conjunto de canais existentes no seu interior (3), que conduzem o cimento ósseo às cavidades (4) existentes na superfície do implante.
- III. De harmonia com a reivindicação 2, caracterizado por a introdução do cimento ósseo nos respectivos canais (3) ser realizada através do orifício (2) por acção de pressão através do uso de um dispositivo auxiliar (7) manual ou automático.
- IV. De harmonia com as reivindicações 1 a 3, caracterizado por a sua geometria prever zonas de contacto directo com o osso (8) e zonas em que o contacto se dá pela interposição do cimento ósseo (9) contido entre as cavidades (4) existentes na superfície do implante e a superfície da cavidade (6) criada no osso (5).
- V. De harmonia com as reivindicações 1 a 3, caracterizado por o cimento introduzido pelo conjunto de canais interiores (3) ficar apenas contido entre as cavidades existentes na superfície (4) do implante e a superfície da cavidade (6) criada no osso, possibilitando a remoção total do cimento durante o movimento de extracção do implante no caso de necessidade de retirada do mesmo, minimizando o dano provocado no osso.
- VI. De harmonia com as reivindicações 1 a 3, caracterizado por permitir uma estabilidade no período imediato ao pós-operatório devido ao efeito de cunha e colagem entre o implante (1) e o osso (5) proporcionado pelo cimento (9) contido entre as cavidades (4) existentes na superfície do implante e a parede da cavidade (6) do osso.
- VII. De harmonia com as reivindicações 1 a 3, caracterizado por o cimento (9) ficar confinado às zonas das cavidades (4) existentes na superfície do implante delimitando as zonas sujeitas a necrose óssea durante o processo de cura do cimento.

6.4 - Estudo comparativo com modelo simples

6.4.1 - Objectivo

De modo a avaliar o potencial do novo conceito na forma de haste tibial, este foi adaptado adequadamente e o seu desempenho comparado com as hastas convencionais. Para tal criaram-se dois modelos experimentais simples onde foi avaliada a estabilidade proporcionada por estas sem influência de factores tais como as geometrias dos ossos, componentes condilares e posicionamentos destes na ATJ. Nos dois modelos, as hastas foram os únicos elementos que variaram entre os diferentes ensaios realizados, avaliando-se a estabilidade proporcionada por estas e ao mesmo tempo procurou-se que estes modelos permitissem uma medição dos resultados experimentais de uma forma fácil e fiável. Os modelos foram concebidos de forma a

permitir uma boa reprodutibilidade nos posicionamentos dos diversos componentes que os constituem nos diferentes ensaios realizados. A estabilidade proporcionada pelos diferentes tipos de hastes foi avaliada para diferentes configurações de carga. Foram ensaiadas 5 hastes de cada tipo. Os resultados foram utilizados para a validação dos modelos numéricos que replicam os modelos experimentais. Os modelos numéricos permitiram uma avaliação de outros parâmetros que os modelos experimentais não permitem, como tensões, deformações ou micromovimentos.

6.4.2 Materiais e métodos

6.4.2.1 Modelos experimentais

Três tipos de hastes (cinco de cada tipo) foram fabricadas no Laboratório de Tecnologia Mecânica do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro (LTMDEM) e analisados neste estudo (Fig. 6.3): haste *press-fit*, haste cimentada e haste de fixação combinada. O material das hastes foi comum aos 3 tipos, aço especial com a designação DIN 30NiCrMo16-6. As propriedades mecânicas deste aço encontram-se na tabela 6.1. As geometrias dos diferentes tipos de hastes foram condicionadas pelas dimensões da cavidade para a sua colocação no osso, comum aos diferentes tipos de haste. A cavidade no osso era circular com 15mm de diâmetro. O comprimento das hastes foi igual para os diferentes tipos. Todas as hastes possuíam numa das extremidades uma zona roscada para ligação ao componente onde eram aplicadas as cargas.

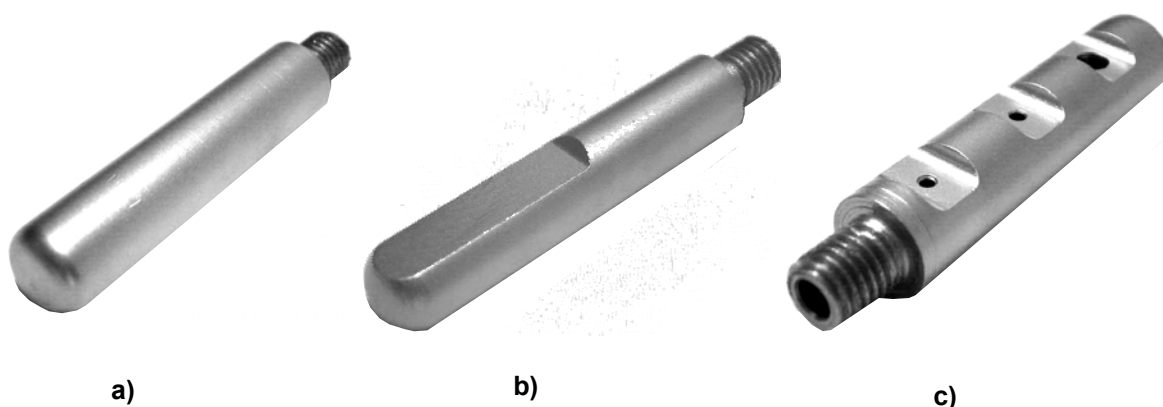


Figura 6.3 – Imagens das hastes analisadas: a) haste *press-fit*; b) haste cimentada e; c) haste de fixação combinada.

As hastes *press-fit* eram de 15mm de diâmetro e 65mm de comprimento, dimensões que permitiam o contacto de toda a superfície da haste com a superfície do alojamento. As hastes cimentadas tinham 13mm de diâmetro e 65mm de comprimento. O menor diâmetro deve-se ao facto de se considerar entre a superfície da haste e a superfície da cavidade um manto de cimento de 1mm de espessura, necessário para à sua fixação. Esta haste possui 2 faces planas para aumentar a sua resistência quando sujeita a esforços de torção. Estas geometrias, em ambos os tipos de haste, seguiram os princípios das hastes comerciais. Os desenhos com as cotas nominais destas hastes encontram-se na Fig. 6.4.

A geometria da haste de fixação combinada adoptada neste estudo teve essencialmente como objectivo seguir o conceito do implante de fixação combinada. Assim, a geometria consistiu numa haste circular com um conjunto de cavidades criadas na superfície desta. Não foi efectuado qualquer estudo específico para determinação das zonas optimamente mais adequadas para o

posicionamento e geometria das cavidades a preencher com cimento ósseo. Eventualmente um estudo mais detalhado pode definir as zonas e geometrias mais aconselhadas para a ligação da haste ao osso através do cimento, que certamente dependerá do tipo de articulação artificial.

No entanto, a geometria e posicionamento das cavidades da haste de fixação combinada adoptadas tiveram em consideração alguns pressupostos:

- Facilidade de obtenção destas através do processo de maquinagem realizado no LTMDM, uma vez que foram ensaiadas mais de 30 hastes deste tipo;
- Uma espessura média do cimento nas cavidades de 1mm;
- O nível de tensão máxima instalado na haste não fosse além de um terço da tensão de rotura do material (limite de fadiga) determinado no estudo numérico;
- Que a haste fosse simétrica segundo um plano, de forma que as cavidades com cimento pudessem ser posicionadas em função da orientação escolhida para a haste relativamente ao osso;
- Uma distância mínima entre as cavidades para evitar a migração do cimento entre cavidades (determinada após ensaios experimentais preliminares);
- Dispor as cavidades uniformemente distribuídas ao longo do comprimento da haste;
- Que a superfície da haste em contacto directo com o osso fosse superior à superfície das cavidades a preencher com cimento;
- O diâmetro da superfície exterior igual ao diâmetro da cavidade no osso;
- Comprimento da haste igual às restantes hastes, usadas na comparação;

Assim, a geometria proposta visa essencialmente uma avaliação primária do conceito do implante de fixação combinada aplicada a uma haste que pode ser utilizada na artroplastia do joelho e não no desenvolvimento de optimização da sua geometria, podendo este ser objecto de estudos futuros.

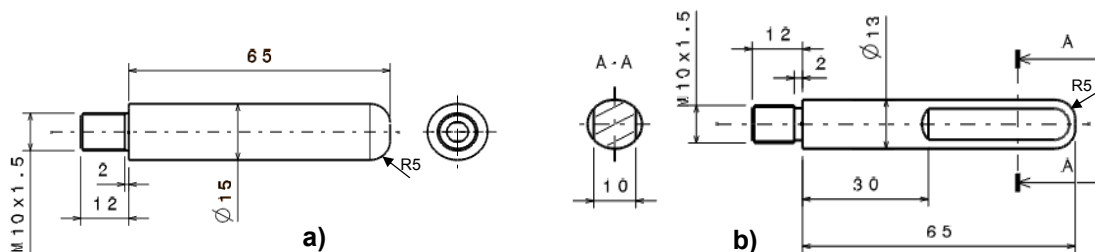


Figura 6.4 – Dimensões nominais da **a)** haste *press-fit* e; **b)** haste cimentada.

A haste de fixação combinada possui um circuito interno de canais que permite conduzir o cimento desde a sua extremidade até às cavidades situadas na sua superfície. O circuito adoptado é condicionado pela geometria externa da haste. Assim, este consiste num canal central que une a extremidade onde é injectado o cimento ósseo aos canais que ligam às cavidades. O dimensionamento deste circuito teve em consideração a resistência mecânica da haste, a facilidade de execução deste, a condicionante da modularidade da haste (ligação ao componente tibial ou femoral) e finalmente a garantia de que o caudal que alimenta as diferentes cavidades fosse uniforme em todas estas ao longo da fase de enchimento. Para garantir um caudal de cimento idêntico em todas as cavidades foi realizado um cálculo analítico recorrendo à mecânica dos fluidos onde foram determinados os rácios entre os diferentes diâmetros dos canais que alimentam as cavidades, resultando estes da igualdade da perda de carga entre a alimentação e

cada cavidade. No cálculo analítico os coeficientes de perda de carga devido às mudanças de direcção do cimento entre o canal central e os canais foi estimado, uma vez que não se encontrou na bibliografia coeficientes que correspondessem exactamente à situação em análise. Assim, foi necessário a realização de um conjunto de ensaios experimentais (Fig.6.5) com cimento ósseo CMW-1 (DePuy International, Inc Johnson & Johnson–Warsaw, Indiana, USA) onde se acabou por ajustar os diferentes diâmetros dos canais de forma a aproximar os caudais em cada cavidade. Este processo demonstrou que o equilíbrio dos caudais nas cavidades é bastante sensível a pequenas variações de diâmetro nos canais. O cimento foi injectado no orifício da haste através de uma pistola de injeção de cimento (Fig. 6.5) imediatamente após a mistura dos componentes do cimento ósseo.

Uma outra particularidade geométrica da haste está relacionada com a sua modularidade. A sua extremidade roscada permite que esta seja ligada aos componentes condilares (tíbia ou fémur), para que as cavidades possam ser orientadas relativamente ao osso e a face de apoio da haste ao componente é ajustada durante o seu aperto aos componentes condilares, para que estes fiquem na posição desejada relativamente ao osso. Este facto implicou que os componentes condilares tivessem igualmente a sua rosca indexada. Na figura 6.6 está representado o desenho com as cotas nominais da haste de fixação combinada.

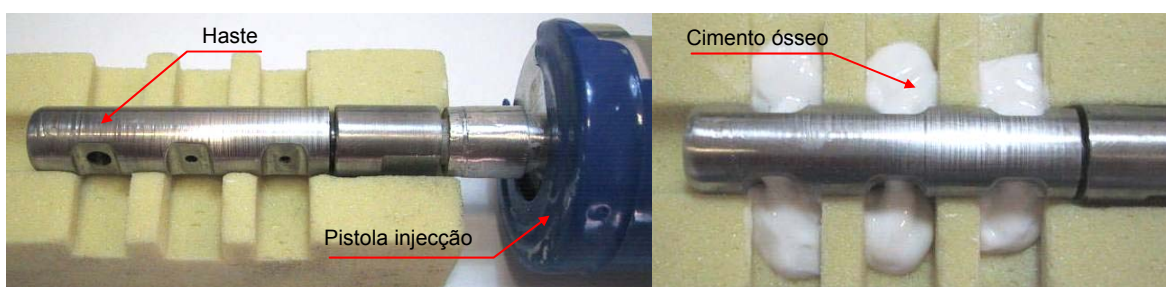


Figura 6.5 – Ensaio experimentais de enchimento da haste combinada.

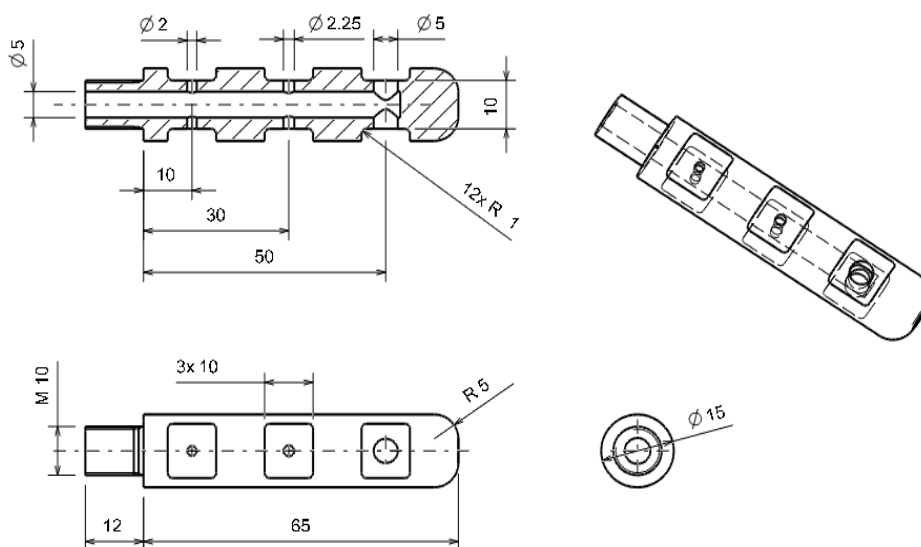


Figura 6.6 – Dimensões nominais da haste de fixação combinada.

Todas as hastas foram montadas através da extremidade roscada num prato (Fig. 6.7) sob o qual foram realizados os diferentes tipo de carregamentos. Este prato foi fabricado no mesmo

material das hastes e consiste num disco de diâmetro 70mm e 5mm de espessura com um furo roscado M10 central para permitir a fixação da haste e no caso da haste de fixação combinada a injeção do cimento. Este prato foi comum aos 15 ensaios realizados, pois após cada ensaio este era desmontado da haste e montado sobre outra haste para o ensaio seguinte. O binário de aperto de 30Nm aplicado ao prato foi comum às diferentes hastes.

Estas hastes foram posteriormente introduzidas num cilindro em espuma (Fig. 6.8) rígida de poliuretano (Mod. 1522-02, Sawbones, Pacific Research Labs, Vashon Island, WA) com propriedades mecânicas semelhantes ao osso esponjoso. Esta espuma respeita a norma internacional ASTM F-1839 “Standard Specification for Rigid Polyurethane Foam for Use as a Standard Material for Testing Orthopaedic Devices and Instruments” que estabelece que a uniformidade e propriedades consistentes faz deste material o ideal para testes comparativos de componentes ortopédicos. As propriedades mecânicas da espuma estão assinaladas na tabela 6.1. Estes cilindros de espuma possuem no seu centro um furo de 15mm de diâmetro de forma a alojar os diferentes tipos de hastes (Fig. 6.8).

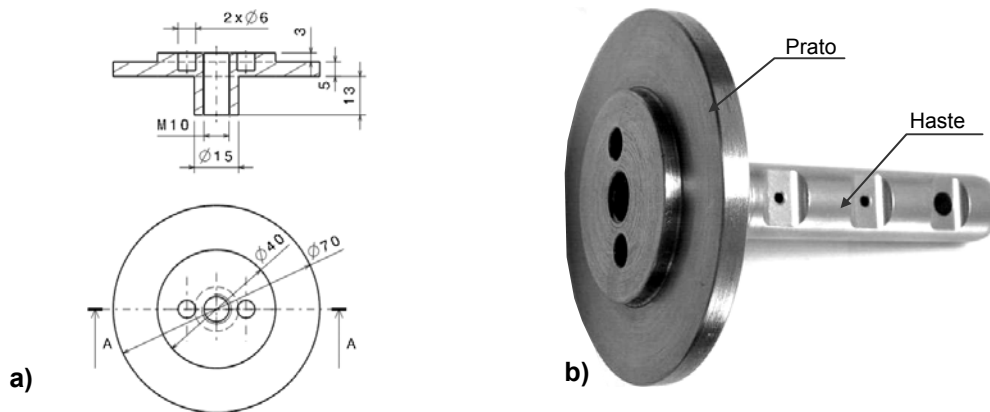


Figura 6.7 – a) Dimensões nominais do prato; b) Conjunto prato-haste

As hastes, após montagem no prato, são colocadas sob dois dispositivos (Fig.6.9 e 6.10) designados por dispositivo 1 e dispositivo 2 respectivamente, concebidos especialmente para a avaliação da estabilidade do conjunto prato e haste. O objectivo destes dispositivos consistiu em permitir uma boa reprodutibilidade das condições de ensaio para os diferentes tipos de haste, minimizando todos os factores para além da geometria e fixação desta.

O primeiro modelo (modelo1) permitiu uma avaliação da estabilidade do prato quando sujeito a esforços de compressão e flexão. Este dispositivo era constituído por um corpo principal em alumínio com um orifício no seu interior, onde para cada ensaio foi montado um cilindro de espuma rígida de poliuretano. Especial cuidado foi tido durante a maquinagem destes cilindros de espuma, de forma a garantir uma boa concentricidade do furo de 15mm relativamente ao diâmetro exterior, assim como a perpendicularidade deste à face de apoio do prato. Após montagem, estes ficaram 15mm acima da face do corpo em alumínio. Para cada ensaio, estes cilindros eram colados com resina de epóxico ao corpo em alumínio e após o ensaio eram removidos e o corpo de alumínio limpo. Este corpo era fixo a uma placa base que servia para a fixação à base da máquina onde foram realizados os carregamentos. Em duas das faces a 90° do corpo em alumínio foram montados dois LVDT's (Hottinger Baldwin Messtechnik 1—WA/10mm-T GmbH, Alemanha)

(Fig. 6.9) com uma resolução inferior a $1\mu\text{m}$. Estes LVDT's permitiram avaliar a estabilidade do prato em duas posições da sua periferia simultaneamente. Os LVDT's foram ligados a um sistema de aquisição de dados Spider 8 (Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH, Alemanha), estando este ligado a um PC HP Centrino a 1.7Mhz e 2GB de RAM onde os resultados foram tratados e armazenados através da aplicação Catman (Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH, Alemanha).

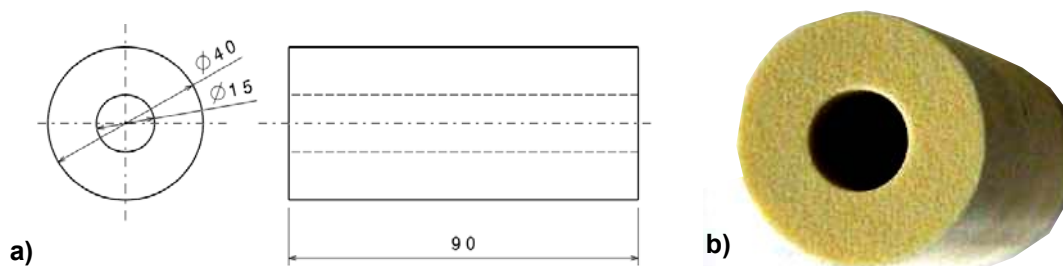


Figura 6.8 – a) Dimensões nominais da espuma de poliuretano; b) Cilindro espuma poliuretano.

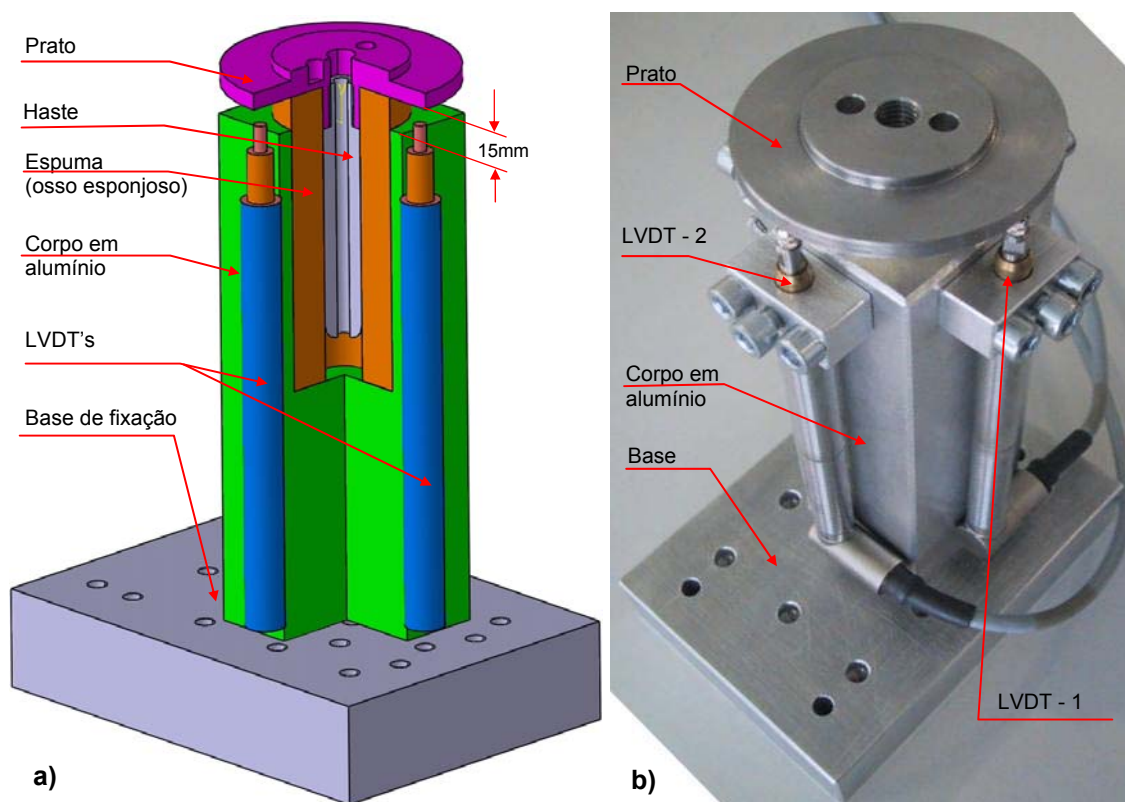
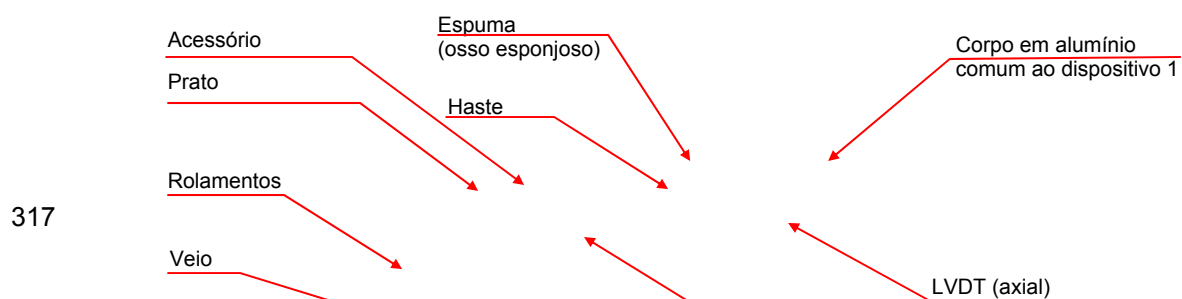


Figura 6.9 – Dispositivo 1 para avaliação da estabilidade do conjunto prato-haste sob esforços de compressão e flexão: a) representação esquemática em corte; b) dispositivo experimental.



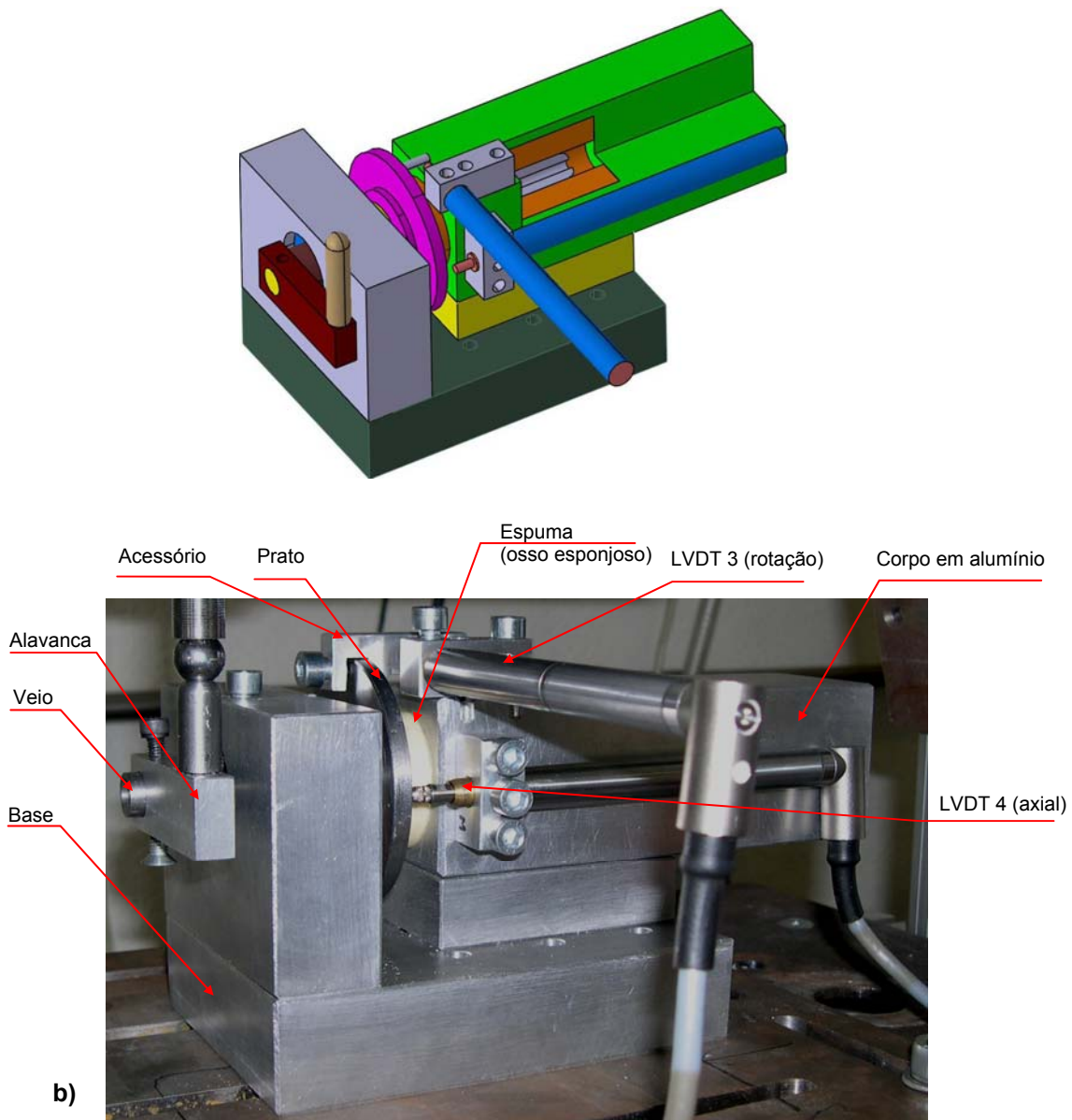


Figura 6.10 – **a)** Dispositivo 2 para a avaliação da estabilidade do conjunto prato-haste em esforços de torção (representação esquemática em corte); **b)** dispositivo experimental.

Após a colagem do cilindro de poliuretano ao corpo em alumínio foi efectuada a colocação do conjunto prato-haste no orifício deste. Para cada tipo de haste, o procedimento de fixação da mesma à espuma de poliuretano foi diferente. Para a haste *press-fit* apenas se introduziu o conjunto prato-haste na cavidade da espuma ficando assim o modelo experimental pronto para a realização dos carregamentos. Para a haste cimentada o procedimento seguido foi o mesmo adoptado para as hastes comerciais. Assim, antes da introdução do cimento ósseo no orifício da espuma, procedeu-se à colocação de um tampão 10mm abaixo da extremidade da haste para garantir que o cimento não entrasse em contacto directo com o corpo em alumínio. Procedeu-se à colocação do cimento ósseo CMW-1 (DePuy International, Inc Johnson & Johnson–Warsaw, Indiana, USA) somente na zona da haste deixando a interface espuma e prato completamente

ausente de cimento. A quantidade de cimento colocada foi determinada de maneira a limitar este à zona em torno da haste e não migrar para a zona da interface espuma-prato. Após a introdução do cimento ósseo procedeu-se à colocação do conjunto prato-haste cimentada. A centragem da haste relativamente ao manto de cimento foi garantida pelo prato porque este possui uma zona de 15mm de diâmetro (haste com 13mm de diâmetro).

Na haste de fixação combinada, a fixação da mesma à espuma consistiu na colocação do conjunto prato-haste no orifício da espuma, seguido da injeção do cimento para o interior da haste por intermédio de um acessório fixo ao prato onde se acoplou uma pistola de injeção de cimento (Fig. 6.11). A quantidade de cimento injectada corresponde ao volume do circuito interno da haste mais o volume das cavidades desta. Foi verificado em todas as hastes analisadas a inexistência de migração do cimento para a interface prato-espuma, assim como o preenchimento completo das cavidades com o cimento através do corte da haste, cimento e espuma como mostra a figura 6.12.

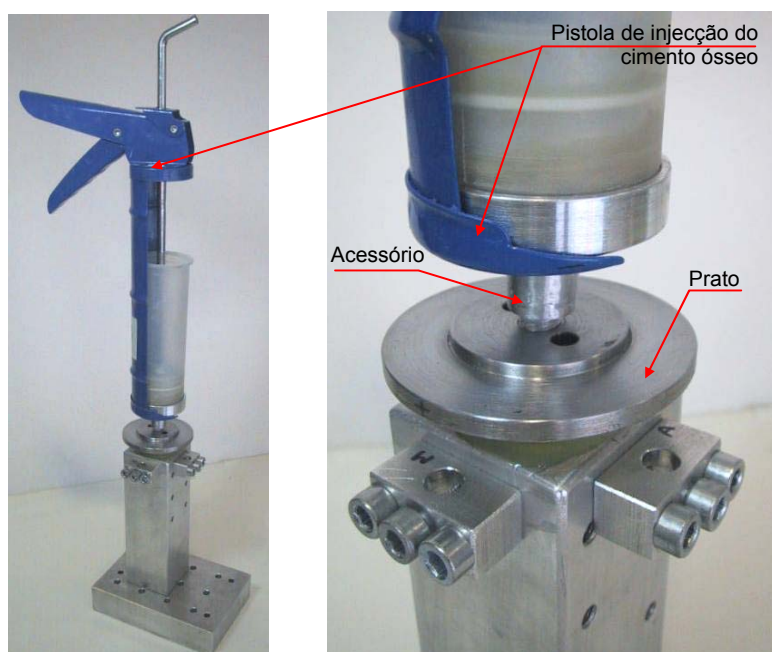


Figura 6.11 – Introdução do cimento na haste de fixação combinada.



Figura 6.12 – Imagem da haste de fixação combinada cortada após enchimento com cimento.

A ausência do cimento na interface prato-espuma diminui a rigidez desta interface onde se efectua o carregamento e a espuma que serve de suporte a este e à haste. Desta forma procura-se que a haste tenha um efeito predominante sobre a estabilidade do prato.

Para a haste cimentada e haste de fixação combinada, a posição desta foi indexada à posição dos LVDT's. Assim, quer a face plana da haste cimentada quer as cavidades da haste combinada foram alinhadas com um dos LVDT's de forma a que durante os carregamentos se pudesse registar os comportamentos da haste para cargas aplicadas nos dois planos de simetria das hastes.

O segundo modelo experimental (modelo 2) foi concebido de forma a permitir uma avaliação da estabilidade proporcionada pelos diferentes tipos de hastes quando sujeitas a esforços de torção pura. Este dispositivo tem a particularidade de permitir converter uma carga axial em momento de torção puro aplicado ao prato, que por sua vez transmite à haste (Fig. 6.10).

Tabela 6.1 – Propriedades mecânicas dos materiais utilizados.

Designação do componente		Material	Módulo de Elasticidade (GPa)	Coefficiente de Poisson
Modelo experimental 1 e 2	Hastes (todos os tipos)	Aço (Din 30NiCrMo16-6)	210	0.3
	Prato	Aço (Din 30NiCrMo16-6)	210	0.3
	Espuma poliuretano (osso esponjoso)	Poliuretano	0,153 (dados do fabricante)	0.3
	Corpo e base	Alumínio	69	0.3
	Cimento ósseo	Polimetilmetacrilato de metil	2.28	0.3

A modularidade com que foi concebido o modelo 1 permite que após os ensaios o conjunto prato, haste, espuma e corpo em alumínio seja desmontado da base, retirados os LVDT's e seus suportes e seja montado na posição horizontal no modelo 2. Assim, foi possível utilizar a mesma haste para o ensaio de estabilidade a torção. Tal como no modelo 1, a estabilidade foi medida directamente sobre o prato. Foram utilizados dois LVDT's ambos fixos ao corpo em alumínio. Um permitiu a medição dos deslocamentos provocados pela rotação do prato no acessório em contacto com a parte móvel do LVDT e fixo ao prato (Fig. 6.10). O outro LVDT permitiu avaliar a estabilidade do prato na direcção axial da haste através do contacto da sua parte móvel com a face inferior do prato. O momento torsor era aplicado ao prato através de um eixo apoiado em 2 rolamentos em que numa das suas extremidades estava ligado à alavanca (Fig. 6.10) que recebia a força axial e na outra extremidade transmitia o momento gerado por esta força ao prato através de 2 pinos em 2 furos existentes no prato. A precisão dimensional dos vários elementos, assim como a concentricidade da haste relativamente ao corpo em alumínio garantiam que outro tipo de esforços sobre o prato, que não fossem unicamente do momento torsor gerado pelo dispositivo, fossem transmitidos.

6.4.2.2 - Procedimento experimental

Foram ensaiadas 5 hastes por cada um dos três tipos de hastes, ou seja, 15 hastes no total. Os modelos experimentais 1 e 2 foram montados, à vez, sobre a máquina de ensaios (concepção própria do Laboratório de Biomecânica do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro) na sua parte inferior, ficando livres para a aplicação de cargas nas zonas superiores dos 2 dispositivos como mostra a figura 6.13. Esta máquina está ligada a um

computador e através de uma aplicação Dbase dedicada permite controlar a força e a frequência da carga aplicada, assim como a posição e a velocidade do carregamento.

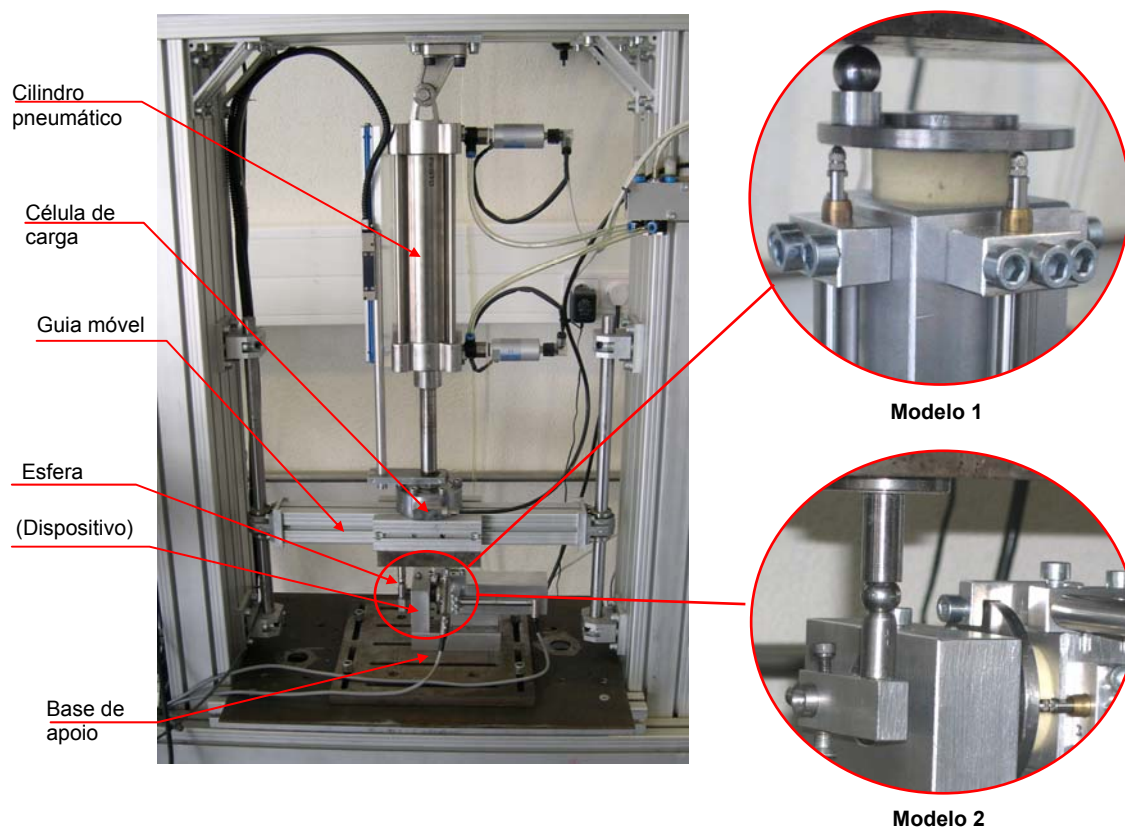


Figura. 6.13 – Máquina de ensaios usada para o carregamento dos dispositivos 1 e 2.

A carga era transmitida aos adaptadores de carregamento dos modelos através de uma esfera em contacto com a placa que estava rigidamente ligada à guia móvel da máquina de ensaios, que contém instalada uma célula de carga (AEP TC4 1T Modena Itália) que, por sua vez, está solidária à haste do cilindro pneumático que fornece a força ao sistema (figura 6.13).

Para cada tipo de modelo foram realizados carregamentos segundo a sequência definida na tabela 6.2. No modelo experimental 1, três situações de carga foram ensaiadas. Uma correspondendo ao carregamento no centro do prato designado por caso de carga 1 (ensaio de compressão pura), a segunda corresponde ao carregamento na periferia do prato a 30mm do centro (ensaio de flexão) no plano perpendicular às faces planas da haste cimentada ou às cavidades da haste combinada designando-se por caso de carga 2, e um terceiro carregamento foi idêntico ao segundo mas em que o plano de carregamento está alinhado com a face plana da haste cimentada ou cavidades da haste combinada designado por caso de carga 3 (Fig. 6.14). Na haste *press-fit* apenas se realizaram dois tipos de carregamento, já que esta é completamente circular sem variações de rigidez consoante a orientação da carga aplicada. Foram aplicados quatro níveis de força, 300N, 600N, 900N e 1200N. Estes níveis de carga estão dentro do campo fisiológico do esforço sobre o joelho que podem variar de três a oito vezes o peso do corpo humano [27,28].

Nos casos de carga aplicados na periferia do prato (segundo e terceiro), estes foram sempre aplicados na posição diametralmente oposta à posição dos LVDT's.

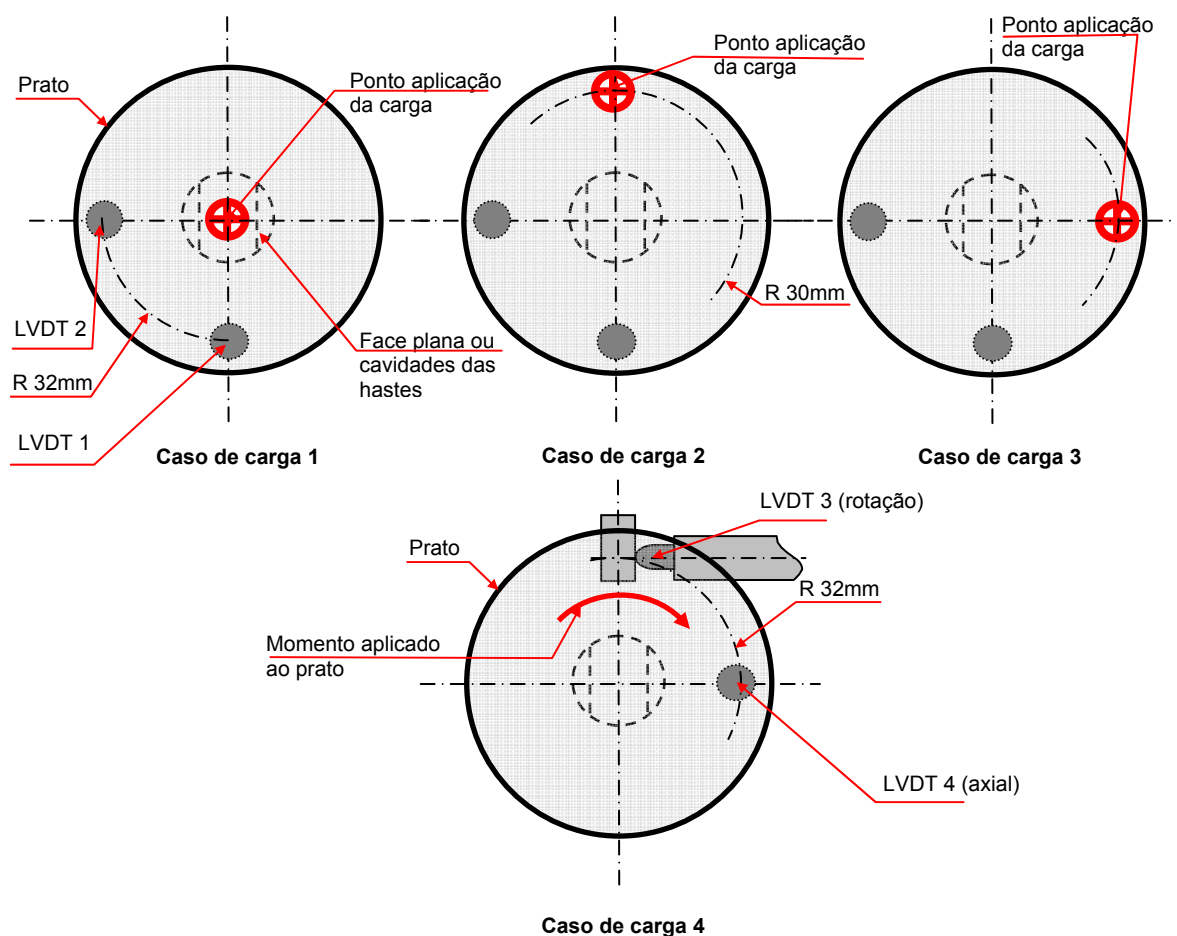


Figura 6.14 – Esquema dos casos de carga ensaiados com os modelos experimentais 1 e 2.

No modelo experimental 2 apenas se aplicou um caso de carga correspondente ao momento torsor aplicado ao prato, que se designou por caso de carga 4 (Fig. 6.14). Neste caso de carga, foram aplicados três níveis de carga correspondendo a 60N, 120N e 180N, que correspondem a momentos devido ao seu braço (39mm) de 2,3Nm, 4,7Nm e 7Nm, situando-se estes no campo fisiológico do momento externo-interno do joelho [27,28], e foram aplicados directamente ao prato.

Este caso de carga aplicou-se somente à haste cimentada e haste combinada, já que devido à natureza geométrica da haste *press-fit* esta não oferecia resistência aos esforços de torção aplicados ao prato.

Para cada nível de força aplicada foi realizado cada carregamento de acordo com a sequência apresentada na tabela 6.2.

Tabela 6.2 – Sequência de carregamento e descarregamento durante os ensaios experimentais.

Período	Descrição	Tempo
A	Condicionamento à carga de ensaio	1min
B	Descarregamento e relaxamento	2min
C	Aplicação de uma pré-carga de 50N	15s
D	Carregamento até carga de ensaio a 60N/s	[1s-20s]
E	Estabilização da carga sobre o modelo	30s
F	Registo dos valores dos deslocamentos (LVDT's) em PC	1s
G	Descarregamento e relaxamento	2min
H	Registo dos valores dos deslocamentos (LVDT's) residuais em PC	1s

O registo dos deslocamentos, após descarregamento, serviu para verificar a existência de deslocamentos permanentes do prato após o ensaio. A temperatura a que se realizaram os ensaios foi controlada, situando-se entre 20°C e 22°C.

Para o conjunto das 5 hastes analisadas (5 cada tipo) determinou-se o valor médio e o desvio padrão correspondente, por tipo de haste, caso de carga, nível carregamento e LVDT.

6.4.2.3 - Modelos numéricos

Foram desenvolvidos diversos modelos numéricos tendo em conta os diferentes tipos de hastes e tipos de carregamento analisados. Assim, no total foram criados 10 modelos numéricos. Com o objectivo de simplificar a sua referência foi criada uma designação simplificada para estes e descritos na tabela 6.3. A estes modelos acresce ainda a diversidade relativa às condições de contacto entre os componentes descrito mais adiante, assim como os diferentes níveis de carga de forma a replicar os valores usados nos modelos experimentais.

Tabela 6. 3 – Designação simplificada para os modelos numéricos analisados.

Designação simplificada	Tipo de haste	Caso de carga	Descrição da carga
HPF_1	Press-fit	1	Carga ao centro
HPF_2	Press-fit	2	Carga posterior
HCIM_1	Cimentada	1	Carga ao centro
HCIM_2	Cimentada	2	Carga posterior
HCIM_3	Cimentada	3	Carga lateral
HCIM_4	Cimentada	4	Momento torsor
HCOMB_1	Combinada	1	Carga ao centro
HCOMB_2	Combinada	2	Carga posterior
HCOMB_3	Combinada	3	Carga lateral
HCOMB_4	Combinada	4	Momento torsor

A geração das geometrias dos diversos componentes utilizados nos modelos experimentais foi realizada com a aplicação de CAD tridimensional Catia (Dessault Systems, USA) onde foram geradas as diversas superfícies de forma a poderem ser utilizadas posteriormente na montagem do conjunto. Apenas foi gerada uma parte dos componentes dos modelos experimentais, já que parte destes, especialmente no modelo experimental dois, se destina a converter a carga axial em momento de torção a aplicar ao prato. Assim, apenas foram geradas as geometrias do prato, hastes, espuma e corpo em alumínio. A base dos dois modelos não foi criada já que as condições fronteira relativas à fixação dos modelos foram directamente aplicadas ao corpo em alumínio. A posição dos diferentes componentes foi garantida pela própria geometria destes, não existindo a

possibilidade de variação relativamente aos modelos experimentais. Estes modelos, além da geometria dos diversos componentes utilizados, comportam também a modelação do manto de cimento utilizado nas hastes cimentadas assim como o cimento das cavidades da haste combinada.

Geraram-se modelos de elementos finitos tetraédricos. Cada malha de elementos finitos tridimensionais foi criada a partir da geração, nas diversas superfícies do modelo de malha de superfície, de elementos triangulares de 3 nós com a dimensão média de 1.5mm. Esta dimensão de elemento foi determinada a partir de um estudo preliminar de convergência realizado no modelo com haste cimentada do deslocamento máximo do prato para diferentes dimensões de elemento. Os resultados desse estudo prévio apontam para um desvio relativo do deslocamento máximo inferior a 1% para um número de graus de liberdade superior a 132000 (243220 elementos).

Estes elementos foram elaborados recorrendo ao gerador automático de malha triangular de superfície, do software utilizado (Altair HyperMesh v6.0, Troy, Michigan, USA). Em todas as malhas geradas foi assegurado que os elementos se encontravam dentro dos limites especificados pela aplicação. De seguida, procedeu-se à criação de malha sólida com elementos tetraédricos de 4 nós e seis graus de liberdade por nó (Fig. 6.15). Após cada geração de malha tridimensional verificaram-se os diversos aspectos relacionados com a geometria dos elementos, tais como o comprimento do elemento, observando-se para todas as malhas geradas a ausência de parâmetros fora dos limites especificados pela aplicação. O número de nós e elementos por cada modelo numérico criado encontram-se na tabela 6.4.

Tabela 6.4 – Número de elementos e nós de cada modelo numérico.

Designação do modelo	Designação simplificada	Número de elementos	Número de nós
Haste press-fit	HPF_x	220392	48653
Haste cimentada	HCIM_x	243220	55241
Haste combinada	HCOMB_x	220392	49793

x – caso de carga (tabela 6.3)

A fim de reproduzir as condições exactas do modelo experimental no modelo numérico, assinalou-se a correcta posição dos apalpadores dos LVDT's sobre a superfície dos modelos numéricos, assim como a posição da aplicação das forças no prato. A aplicação das cargas para os casos de carga 1, 2 e 3 (modelo experimental 1) foi uniformemente distribuída nos nós do diâmetro do acessório utilizado no modelo experimental. No caso do modelo experimental 2 apenas foi aplicado no centro do prato do modelo numérico o momento torsor correspondente às forças aplicadas na alavanca do modelo experimental. Estes carregamentos efectuaram-se com os mesmos níveis de carga utilizados nos modelos experimentais.

As condições de fronteira na zona de encastramento foram diferentes dos modelos experimentais já que estas foram aplicadas directamente sobre o corpo de alumínio em função do modelo experimental e carregamento em análise. Assim, no modelo experimental 1 (compressão e flexão) o encastramento foi realizado na face oposta ao prato do corpo em alumínio enquanto que no modelo experimental 2 (momento torsor) o encastramento foi realizado na face lateral.

Todos os materiais foram considerados isotrópicos e homogêneos e as propriedades estão resumidas na tabela 6.1.

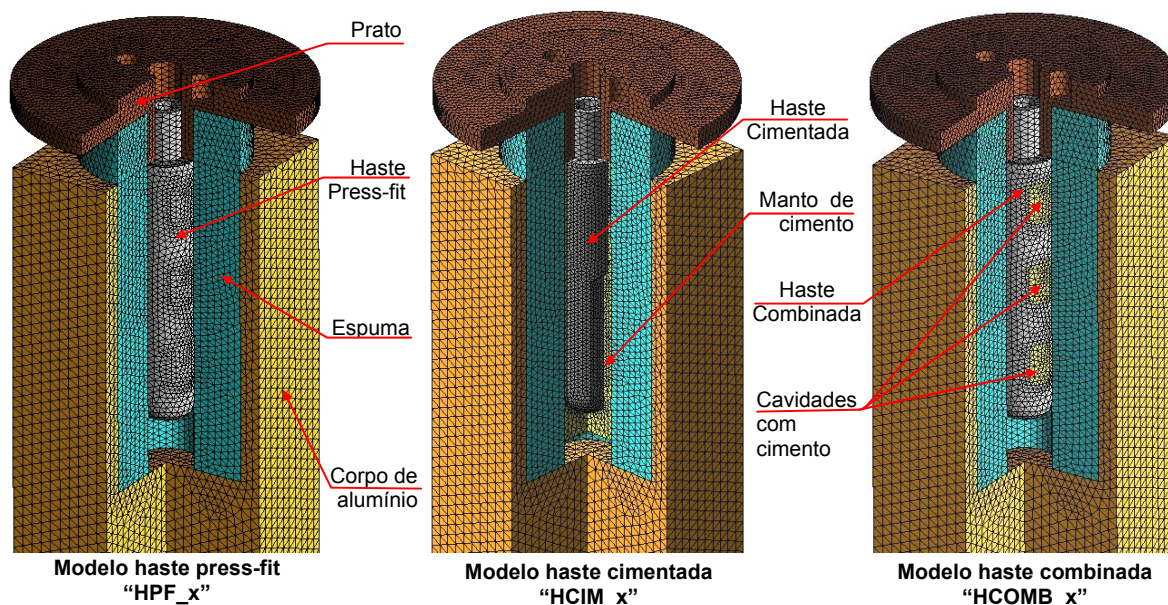


Figura 6.15 - Imagens das malhas geradas para os modelos numéricos com os 3 tipos de haste.

Após a geração das malhas tridimensionais de elementos finitos, da definição das condições fronteira e das propriedades dos materiais, importaram-se os modelos para a aplicação de análise estrutural (Marc Research Analysis, Palo Alto, CA, USA).

As simulações dos diferentes modelos numéricos foram realizadas para duas condições de contacto entre o cimento e a haste. A primeira considerou-se um contacto entre o cimento e a haste com atrito em que as forças de corte na interface são transmitidas parcialmente, e as de tracção não são transmitidas, designando-se estes modelos como modelos em atrito. No segundo caso considerou-se um contacto com o cimento colado às hastes, transmitindo a totalidade dos esforços de compressão, tracção e corte entre si, pelo que estes modelos serão referenciados como modelos colados. O contacto do prato e haste com a espuma foi considerado em atrito sendo esta a situação que mais se aproxima da realidade. O cimento, em todos os modelos, foi considerado colado à espuma. A interface entre a espuma e o corpo em alumínio foi considerada colada em todos os modelos, já que esta interface se encontrava colada nos modelos experimentais. Os coeficientes de atrito e condições de contacto encontram-se resumidos na tabela 6.5.

Para a realização das simulações utilizou-se o algoritmo de contacto nó-superfície da aplicação de análise estrutural e o modelo de atrito utilizado de Coulomb. Nestes modelos numéricos considerou-se que todas as superfícies dos diversos componentes estavam simplesmente em contacto, sem existirem zonas de interferência ou afastadas.

A simulação de duas condições de contacto, para os diversos modelos numéricos, teve como objectivo verificar como as condições de interface entre os diversos componentes influenciavam os deslocamentos sofridos pelo prato nas zonas de medição dos LVDT's e verificar qual das situações se aproximava dos valores recolhidos nos ensaios experimentais para a validação do modelo numérico pelos resultados obtidos nos modelos experimentais.

Tabela 6.5 – Coeficientes de atrito e condições de interface dos modelos numéricos.

Designação do modelo	Coeficiente de atrito na interface Haste-Cimento	Coeficiente de atrito na interface Haste-Espuma Prato-espuma
Haste press-fit	N/A	$\mu=0.3$
Haste cimentada cimento colado	Colada	$\mu=0.3$
Haste cimentada cimento em atrito	$\mu=0.25$	$\mu=0.3$
Haste combinada cimento colado	Colada	$\mu=0.3$
Haste combinada cimento em atrito	$\mu=0.25$	$\mu=0.3$

N/A – Não aplicável

A aplicação de análise estrutural permitiu obter os resultados dos deslocamentos que actuavam nos nós do modelo numérico correspondentes à posição mais próxima das posições dos dois LVDT's para os diferentes modelos numéricos analisados (tabela 6.4).

Foram realizados testes preliminares para avaliar os desvios associados à montagem e desmontagem dos LVDT's e dos dispositivos experimentais (1 e 2) sobre a máquina de ensaios. Assim, foram realizadas dez repetições das medições para a carga máxima com a mesma haste para cada tipo de haste com a desmontagem completa do sistema a cada repetição. Os resultados obtidos serão apresentados por cada caso de carga e LVDT.

Analisou-se a linearidade dos deslocamentos obtidos nos modelos experimentais para os diferentes níveis carga e determinou-se a significância das diferenças das médias dos resultados experimentais para a carga máxima entre os diferentes tipos de hastes, utilizando-se o teste estatístico t-student (t-teste) para amostras independentes para o qual se considerou uma diferença significativa para $p < 0.05$.

A média dos valores dos cinco carregamentos dos deslocamentos do prato para cada LVDT foi comparada com os valores obtidos nos modelos numéricos para as situações de modelo colado ou modelo em atrito.

Realizaram-se regressões lineares para a determinação da correspondência entre os deslocamentos experimentais e os deslocamentos do modelo numérico. Um valor de regressão R^2 próximo de 1, juntamente com um valor de intersecção pequeno indica uma boa correlação entre os valores numéricos e experimentais.

Foi também utilizado um indicador adicional para representar todas as diferenças absolutas entre os deslocamentos numéricos e os deslocamentos experimentais. Assim sendo, calculou-se a raiz quadrada da média do quadrado das diferenças entre valores numéricos e experimentais (RMSE) e este valor foi também expresso em percentagem do deslocamento experimental máximo (RMSE %).

Com base nos modelos numéricos para as situações de carga máxima determinou-se para cada tipo de haste e caso de carga o valor de carga transferida do prato para a espuma na interface prato-espuma assim como pela haste para a espuma, o gradiente de deformações na espuma em contacto com a haste e com o cimento, os valores médios e de pico da tensão de von Mises no cimento e os deslocamentos relativos entre a haste e a espuma.

6.4.3 - Resultados e discussão

6.4.3.1 - Estabilidade das hastes nos modelos experimentais

Os ensaios preliminares para avaliação dos desvios de medição associados a montagem e desmontagem dos LVDT's e do dispositivos experimental na máquina de ensaios foram avaliados após dez ensaios com o mesmo tipo de haste e desmontagem e montagem completa do sistema entre ensaios. Estes foram quantificados para cada tipo de haste, tipo de carregamento e LVDT através do seu desvio padrão e do desvio padrão relativo expresso em percentagem (tabela 6.6). Os dez carregamentos foram realizados à carga máxima dos diferentes casos de carga em estudo.

Os resultados obtidos evidenciam desvios padrão em média inferiores a 2 μ m. Em termos de desvio padrão relativo (Dp/média), expressos em percentagem, obteve-se para a maioria dos casos de carga, LVDT e haste valores inferiores a 4%. A excepção ocorreu para o caso de carga 4 para o LVDT 4 onde os desvios padrão relativos foram superiores a 21%. Estes desvios devem-se ao facto de os mesmos serem aproximadamente da mesma ordem de grandeza dos deslocamentos medidos. Este facto levou-nos a não considerar os resultados obtidos para este caso de carga e LVDT. Os desvios padrão relativos obtidos, com a excepção do caso de carga 4 e LVDT4, indicam uma boa capacidade de reprodutibilidade dos dois dispositivos experimentais utilizados, já que os desvios inerentes a estes são de várias ordens de grandeza inferiores aos valores de deslocamento obtidos.

Tabela 6.6 – Desvio padrão e desvio padrão relativo referentes às medidas experimentais.

Caso de carga	1		2		3		4	
Desvio padrão (μ m)	LVDT-1	LVDT-2	LVDT-1	LVDT-2	LVDT-1	LVDT-2	LVDT-3	LVDT-4
HPF	2.11	1.92	1.84	1.76	N/A	N/A	N/A	N/A
HCim	1.63	1.57	1.71	1.66	1.74	1.81	1.34	1.23
HComb	1.46	1.69	1.81	1.56	1.47	1.54	1.45	1.61
Desvio padrão / Média (%)								
HPF	1%	2%	4%	2%	N/A	N/A	N/A	N/A
HCim	4%	4%	2%	4%	3%	1%	2%	21%
HComb	2%	3%	2%	3%	3%	1%	1%	32%

N/A – Não aplicável

Os resultados obtidos nos ensaios efectuados às cinco hastes de cada tipo encontram-se na tabela 6.7, expressos em média e desvio padrão e foram obtidos de acordo com o procedimento experimental oportunamente descrito (tabela 6.2). Os deslocamentos negativos nos casos de carga 2 e 3 indicam um afastamento (elevação) do prato do corpo em alumínio, enquanto os deslocamentos positivos indicam uma aproximação (abatimento) do prato do corpo em alumínio. Para o caso da haste *press-fit* não foi ensaiado o caso de carga 3 devido a simetria da geometria da haste e o caso de carga 4 porque o modo de fixação desta não oferece resistência aos esforços de torção.

Os diferentes tipos de hastes revelaram um comportamento linear elástico entre a carga aplicada e os deslocamentos para os diferentes casos de carga. As correlações (R^2) calculadas para os diferentes casos de carga e LVDT's variaram entre os 0,95 e 0,99, sendo os valores mais baixos observados para a haste *press-fit*. A figura 6.16 mostra o comportamento entre a carga

aplicada e os deslocamentos observados para o caso de carga 2 e LVDT-2. Todos os outros casos de carga tiveram um comportamento idêntico.

Tabela 6.7 – Resultados experimentais para os diferentes tipos de haste.

Casos de carga (μm)	1				2				3				4			
	LVDT 1		LVDT 2		LVDT 1		LVDT 2		LVDT 1		LVDT 2		Momento	LVDT 3		
Carga	M	Dp	M	Dp	M	Dp	M	Dp	M	Dp	M	Dp		M	Dp	
Press-fit	300N	27.9	6.1	29.5	4.1	-26.1	1.8	30.1	5.6	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	
	600N	67.5	7.3	70.2	8.2	-44.0	2.5	65.2	7.5	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	
	900N	108.6	8.9	115.5	9.6	-49.6	2.9	81.3	9.4	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	
	1200N	147.7	8.5	150.1	14.2	-59.0	10.4	119.3	10.1	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	
Cimentada	300N	8.1	1.5	8.5	2.1	-28.8	4.0	4.1	2.9	4.8	1.4	-29.2	2.8			
	600N	19.9	3.8	20.9	3.5	-58.5	6.2	12.0	2.6	15.2	1.9	-62.6	2.9	2.3Nm	14.6	4.0
	900N	31.9	6.4	30.8	5.7	-85.2	7.4	22.9	1.8	27.7	3.9	-94.5	2.4	4.6Nm	42.3	3.8
	1200N	43.9	9.0	44.3	8.1	-110.9	9.8	34.8	5.9	41.3	7.3	-124.9	5.1	7.0Nm	74.3	9.1
Combinada	300N	9.4	1.8	9.1	2.1	-23.5	1.5	8.4	1.1	8.7	1.5	-28.1	2.4			
	600N	23.1	3.4	22.8	3.8	-50.7	2.6	20.2	2.6	21.3	3.4	-60.9	5.0	2.3Nm	22.5	5.7
	900N	38.0	5.5	40	6.5	-76.4	5.0	34.0	3.8	35.3	5.1	-92.0	8.1	4.6Nm	56.1	6.9
	1200N	53.9	7.5	54.8	8.3	-100.9	7.5	48.5	4.6	50.3	6.4	-121.1	10.6	7.0Nm	89.4	6.6

N/A – Não aplicável

Os desvios padrão observados foram mais significativos para as cargas mais baixas, sendo estes por vezes da mesma ordem de grandeza dos valores médios obtidos após o cinco carregamentos. No entanto, para o caso da carga máxima (1200N) estes tiveram uma ordem de grandeza inferior aos valores médios obtidos. Assim, de modo a evidenciar de forma mais significativa as diferenças de estabilidade das diferentes hastes procedeu-se à sua comparação apenas com os resultados obtidos para o caso de carga máxima.

O desvio padrão relativo para as cargas máximas nos diferentes casos de carga foi inferior a 18%, sendo o valor absoluto máximo registado de 14.2 μm para a haste *press-fit*. Devemos ter em conta que este valor contém já os desvios relativos aos próprios modelos experimentais e procedimento experimental (<5%) sendo o valor do desvio padrão relativo inerente às diferentes hastes (5) de cada tipo ensaiadas inferior a 17%.

De modo a avaliar de que forma os deslocamentos médios obtidos para os diferentes tipos de hastes, casos de carga (1200N) e LVDT's revelaram diferenças estatisticamente significativas entre eles, procedeu-se ao cálculo dos valores de significância p através do teste estatístico t-student. Os resultados p obtidos para as diferentes comparações estão apresentados na tabela 6.8.

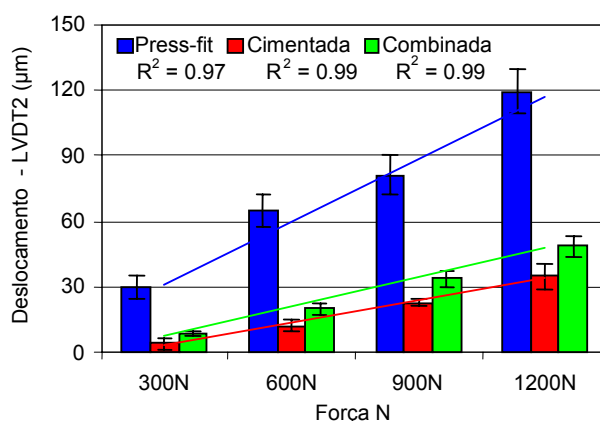


Figura 6.16 – Curva de regressão linear e coeficientes de correlação para o caso de carga 2.

Tabela 6.8 – Nível (p) de significância das médias dos deslocamentos entre os diferentes tipos de hastes ($p < 0.05$ – diferença significativa).

Casos de carga		1		2		3		4
Comparação		LVDT-1	LVDT-2	LVDT-1	LVDT-2	LVDT-1	LVDT-2	LVDT-3
Press-fit	Cimentada	0.00001	0.00001	0.00126	0.00211	0.00366	0.00029	N/A
	Combinada	0.00003	0.00004	0.00014	0.00014	0.00348	0.00050	N/A
Cimentada	Combinada	0.09476	0.08381	0.10734	0.00432	0.04513	0.25191	0.00065

N/A – Não aplicável

Os resultados obtidos permitem concluir que os níveis de estabilidade proporcionados pela haste *press-fit* são significativamente diferentes ($p < 0.05$) dos proporcionados pelas hastes cimentada e combinada para todos os casos de carga e LVDT's.

No entanto, na comparação da haste cimentada com a haste combinada verifica-se que os valores dos deslocamentos médios obtidos nem sempre são significativamente diferentes entre estes dois tipos de hastes, dependendo dos casos de carga e LVDT.

No caso de carga 1, isto é, carga axial aplicada ao centro do prato, o modelo com haste *press-fit* provocou deslocamentos cerca de 3 vezes superiores aos modelos com haste cimentada e combinada. No caso do modelo com haste *press-fit*, toda a carga aplicada ao prato é transmitida à espuma apenas na interface com o prato, estando esta zona da espuma livre, sem contacto com o corpo em alumínio, enquanto que nos modelos com haste cimentada e combinada a carga é repartida entre a que o prato transfere para a espuma na sua interface e aquela que é transferida pela haste através do cimento no interior do corpo de espuma que por sua vez está colada ao corpo em alumínio, e desta forma oferece uma maior rigidez contribuindo para um aumento da estabilidade do prato. Neste caso de carga não existiram diferenças significativas ($p < 0.05$) entre a haste cimentada e combinada, podendo-se referir que tiveram comportamento, em termos de estabilidade, idêntico.

O caso de carga 2, origina simultaneamente esforços de flexão e compressão sobre o modelo. Neste caso, o comportamento em termos dos deslocamentos entre a haste *press-fit* e as hastes cimentada e combinada foi significativamente diferente. Para o caso do LVDT-1 diametralmente oposto, a haste *press-fit* provocou o menor deslocamento no sentido de levantamento do prato,

cerca de metade do observado nos modelos com haste cimentada e combinada. Este facto está ligado à maior rigidez proporcionada pela haste cimentada e combinada, o que implica, no caso de uma carga aplicada na periferia do prato, um efeito de fulcro na zona da haste (efeito de balança), dando origem a uma maior elevação do prato na zona oposta à aplicação da carga. A haste *press-fit* que não oferece tanta rigidez na zona da haste permite que simultaneamente com o efeito de fulcro esta deslize sobre a espuma afundando-se devido à componente de compressão da carga, não dando origem a deslocamentos tão elevados na zona oposta à aplicação da carga. No entanto, para o LVDT-2 situado a 90° da aplicação da carga, o comportamento foi oposto ao descrito para a posição do LVDT-1. Nesta posição, os deslocamentos com o modelo da haste *press-fit* foram cerca de 3 vezes superiores aos observados para as hastes cimentada e combinada. A razão para tal é a mesma que a descrita anteriormente, isto é a rigidez proporcionada pelas hastes é diferente originando uma maior ou menor capacidade de afundamento destas na espuma. Em termos médios das duas posições LVDT-1 e LVDT-2, a haste *press-fit* foi a que originou os maiores deslocamentos, logo menor estabilidade. No entanto, nesta posição (LVDT-2) existiram diferenças significativas ($p < 0.05$) nos deslocamentos entre o modelo de haste cimentada e haste combinada. O modelo de haste combinada revelou deslocamentos médios superiores em 30% (14µm). A explicação, mais uma vez, está no facto da haste cimentada oferecer uma maior fixação com origem no manto de cimento que a cobre totalmente ligando-a em toda a sua extensão à espuma enquanto que a haste combinada possui zonas com cimento somente localizadas nas zonas das cavidades, não permitindo uma ligação tão forte com a espuma, permitindo um maior afundamento.

Para o caso de carga 3, com a carga aplicada na periferia do prato na direcção das faces da haste cimentada e cavidades da haste combinada foi somente aplicada aos modelos destas, já que a haste *press-fit* é completamente axi-simétrica. Os resultados não apresentaram diferenças significativas no LVDT-2 colocado diametralmente oposto à aplicação da carga, mas apresentaram diferenças significativas para o LVDT-1 colocado a 90° da zona de aplicação da carga, comportamento idêntico ao observado no caso de carga 2 tendo a diferença sido de 9µm.

Os resultados obtidos para os casos de carga 2 e 3 para a haste cimentada e haste combinada permitiram avaliar a influência da posição da face plana da haste cimentada e as cavidades da haste combinada na estabilidade do prato relativamente à zona de aplicação da carga. Os valores de deslocamentos obtidos no prato para ambos os tipos de haste foram sempre superiores na zona diametralmente oposta à aplicação da carga quando esta era aplicada na direcção da face plana da haste cimentada ou das cavidades da haste combinada relativamente à posição da carga perpendicular a estas. Estas diferenças revelaram-se estatisticamente significativas ($p < 0.03$) para ambas as hastes. Em termos médios, o aumento de deslocamento foi de 13% para a haste cimentada e de 21% para a haste combinada. Este facto explica-se pelo facto da face plana da haste cimentada e as cavidades da haste combinada diminuírem a rigidez das mesmas segundo este plano quando comparada com a rigidez proporcionada pela haste no plano onde não existem estes pormenores geométricos. Este facto pode ser interessante em termos clínicos para a haste combinada, já que em função da posição desta no osso podemos ter valores de rigidez diferentes consoante a posição da carga aplicada sobre o implante.

Para o caso de carga 4, aplicação do momento tórsor ao prato tibial, as hastes cimentada e combinada revelaram diferenças de deslocamento no LVDT-3 significativas ($p < 0.05$). A haste combinada provocou deslocamentos 20% superiores aos obtidos com a haste cimentada revelando uma estabilidade inferior a esta. Este facto poderá ser explicado pelo facto de o manto

de cimento em torno da haste cimentada permitir uma ligação mais rígida de todo o corpo da haste à espuma, permitindo uma maior rigidez aos esforços de torção aplicados. Na haste combinada, a ligação da haste à espuma acontece somente nas zonas das cavidades, sendo a superfície da espuma ligada à haste através do cimento inferior, oferecendo menor oposição aos esforços de torção aplicados.

De uma forma geral, os resultados de estabilidade obtidos com o novo conceito de haste é equivalente a estabilidade proporcionada pela haste cimentada. Foi avaliada a correlação entre os resultados obtidos com a haste cimentada e haste combinada (figura 6.17). Esta avaliação mostrou uma boa correlação $R^2=0.99$, assim como uma inclinação da regressão linear próxima de 1 e uma intersecção de $10,3\mu\text{m}$, valor cerca de 30% dos valores de deslocamento mais baixos obtidos de todos os casos de carga observados.

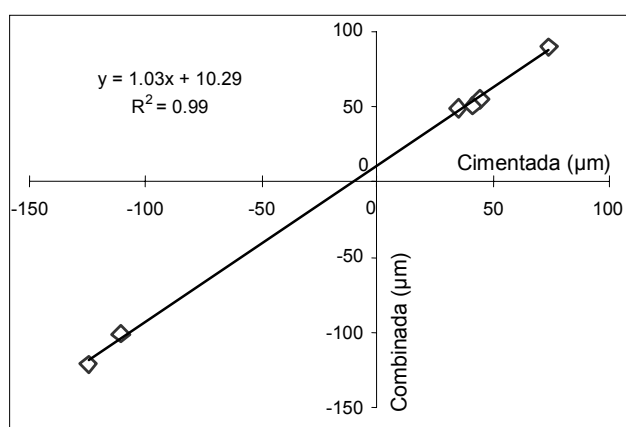


Figura 6.17 – Curva de regressão linear e coeficiente de correlação para os deslocamentos da haste cimentada versus os deslocamentos da haste combinada.

6.4.3.2 - Validação dos modelos numéricos

Os resultados dos deslocamentos obtidos com os modelos experimentais foram comparados aos obtidos nos diferentes modelos numéricos analisados. Nos modelos numéricos foram consideradas duas condições de contacto entre o cimento e as hastes cimentada e combinada. Num dos modelos considerou-se o cimento em atrito com a haste e no segundo considerou-se o cimento colado à haste. Os resultados destes modelos numéricos foram comparados com os resultados obtidos nos modelos experimentais discutidos anteriormente (Fig. 6.18). No modelo com haste *press-fit* foi apenas considerado atrito entre a haste e a espuma.

De uma forma geral, os resultados dos deslocamentos obtidos com os modelos numéricos seguiram o comportamento dos deslocamentos dos modelos experimentais para os diferentes casos de carga analisados. No entanto, surgiram diferenças mais significativas para a haste *press-fit* no caso de carga 1, onde a diferença entre a média obtida experimentalmente e os valores do modelos numéricos foi de 19%. Igualmente no caso de carga 4 observou-se uma grande discrepância entre os valores obtidos experimentalmente e os valores numéricos dos modelos tratados com o cimento em atrito, sendo a diferença de cerca de 63% para o caso da haste cimentada e 38% para a haste combinada. Neste caso de carga os modelos com as hastes consideradas coladas ao cimento provocaram valores mais próximos dos obtidos experimentalmente, os desvios para a haste cimentada foram de 5% e de 11% para a haste

combinada. As diferenças encontradas nos modelos numéricos em atrito para o caso de carga com aplicação do momento torsor devem-se fundamentalmente ao facto de nesta condição de carga o tipo de ligação entre a haste e o cimento ser fundamental para o tipo de oposição que a haste oferece ao momento aplicado ao prato. Esta solitação origina essencialmente esforços de corte na interface cimento-haste, sendo a condição de contacto decisiva para os resultados finais.

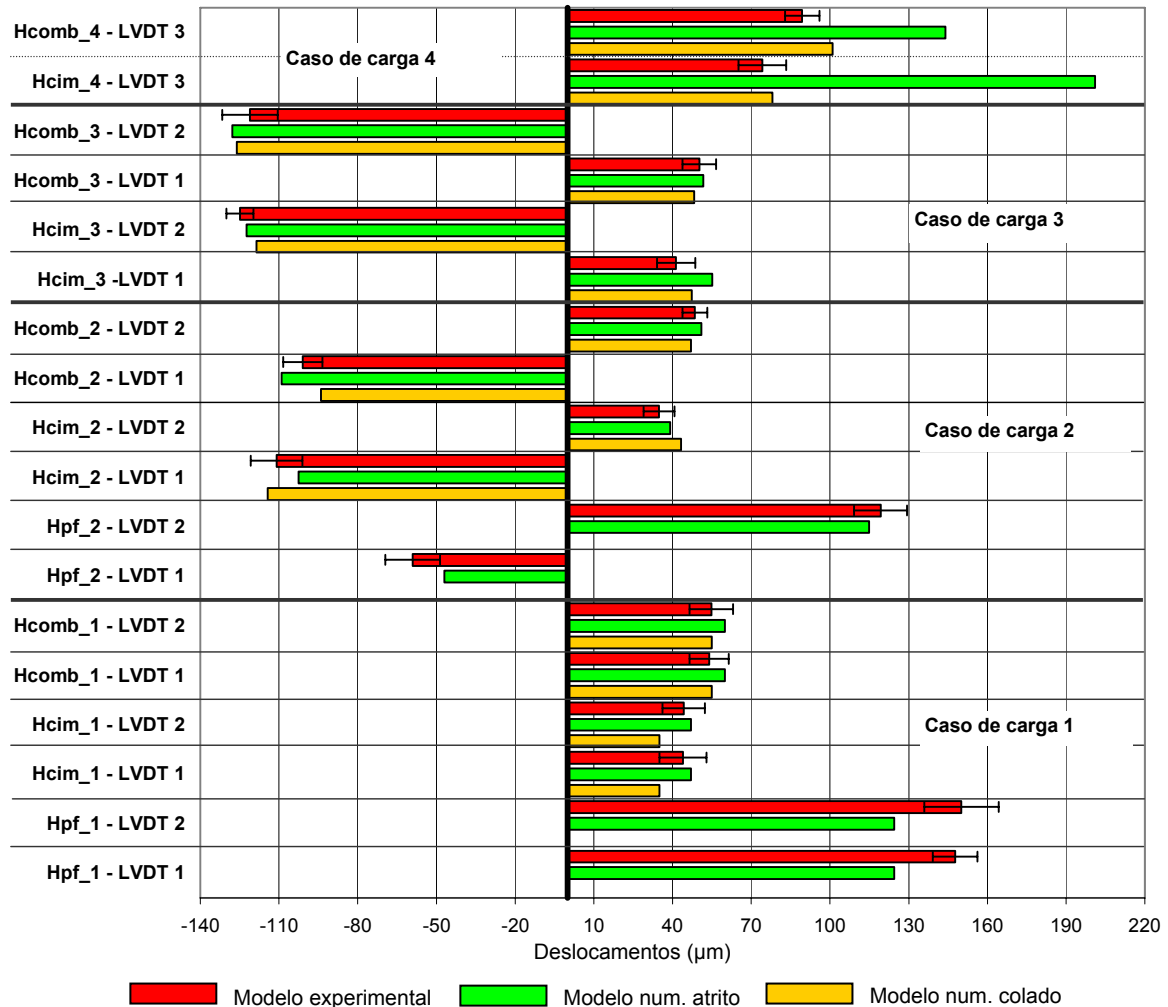


Figura 6.18 – Comparação dos valores dos deslocamentos dos modelos numéricos e experimentais.

Nos restantes modelos, a importância dos esforços de corte na interface haste cimento foi menos significativa, já que grande parte dos esforços sobre o cimento foram de compressão. Este resultado conduziu a uma análise suplementar às hastes cimentadas e combinada após a realização dos cinco carregamentos, onde foi verificado o estado de ligação do cimento à haste e foi verificado em todos os casos da haste cimentada e combinada que o cimento se encontrava ligado à haste com elevada resistência, tendo a sua descolagem sido feita por acção mecânica forte. Durante este processo encontrou-se igualmente uma possível explicação suplementar para o facto dos valores do modelo colado no caso da haste combinada serem superiores (11%) aos valores do modelo experimental. De facto, o cimento nos modelos experimentais não fica apenas

contido na cavidades, existindo alguma migração deste para a zona adjacente à cavidade, dando origem na realidade a uma maior zona de ligação do cimento à haste, contribuindo para um maior poder de fixação e logo deslocamento inferior no LVDT. A figura 6.19 ilustra a migração do cimento ósseo para a zona externa às cavidades da haste combinada.

Realizaram-se regressões lineares e avaliaram-se os coeficientes de correlação entre os deslocamentos dos modelos numéricos e os valores obtidos experimentalmente de forma global, isto é tomando todos os casos de carga e LVDT's analisados (Fig. 6.20).

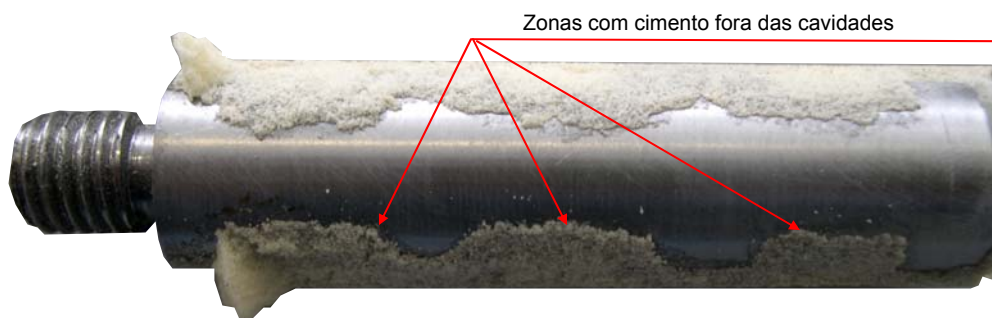


Figura 6.19 – Imagem da haste combinada após remoção da espuma.

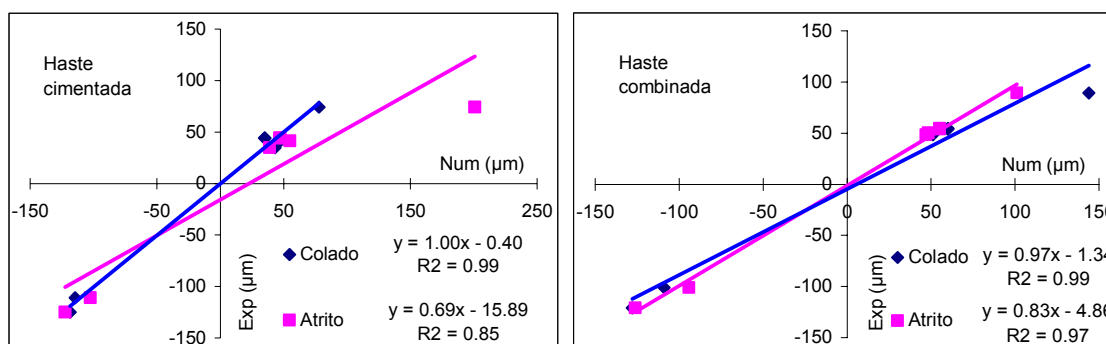


Figura 6.20 – Curvas de regressão linear e valores de correlação entre os deslocamentos dos modelos numéricos e experimentais para a haste cimentada e combinada.

Da análise resulta que no caso do modelo numérico da haste *press-fit* se obtém um valor de correlação muito próximo de 1 ($R^2=0.99$) com uma inclinação próxima de um (1.18) e uma intersecção de $4.17\mu\text{m}$, próxima de zero (tabela 6.9), valores que indicam uma excelente fiabilidade dos resultados do modelo numérico. Para o caso das hastes cimentada e combinada, como seria de esperar, após os resultados discutidos anteriormente, o modelo em atrito é aquele que apresenta os valores mais baixos de correlação com $R^2=0.85$ para a haste cimentada e $R^2=0.97$ para a haste combinada. Os modelos tratados com o cimento colado à haste provocaram coeficientes de correlação mais elevados, $R^2=0.99$ para ambos e inclinações próximas de 1 e intersecções inferiores a $1.5\mu\text{m}$. Estes valores são uma boa indicação sobre a fiabilidade dos resultados obtidos numericamente com os modelos em que o cimento foi considerado colado à haste.

No entanto, com a finalidade de quantificar a totalidade das diferenças observadas entre os modelos numéricos e os modelos experimentais, determinou-se a raiz quadrada da média da soma dos quadrados dos desvios entre os valores numéricos e experimentais (RMSE) para cada

tipo de haste (tabela 6.9). Determinou-se igualmente o “peso” destas diferenças relativamente ao deslocamento máximo observado de todos os casos de carga expresso em percentagem (RMSE%). De facto, estes são os indicadores mais aconselhados para avaliar a fiabilidade dos resultados obtidos com os modelos numéricos. Estes resultados confirmam que para as hastes cimentada e combinada os modelos numéricos com o cimento colado à haste são os que apresentam o valor de RMSE mais baixos, quando comparados com os modelos em que se considerou o cimento em atrito com a haste. Os valores mais elevados para os modelos com atrito resultam essencialmente das maiores diferenças encontradas para o caso de carga 4 (aplicação do momento torsor). Convém ter em conta que os melhores resultados obtidos com os modelos com o cimento colado resultam apenas de ensaios estáticos sobre os modelos experimentais. Em ensaios dinâmicos (vários milhões de ciclos) com a eventualidade da interface haste-cimento sofrer descolagem, os resultados dos modelos com atrito seriam mais próximos dos resultados experimentais. Esta situação irá ser objecto de análise detalhada aquando da discussão dos ensaios de fadiga sobre o modelo da tíbia com haste combinada.

Tabela 6.9 – Valores das regressões lineares, RMSE e RMSE% para os diferentes modelos.

Tipo de haste	Contacto cimento-haste	R ²	Declive	Intersecção (µm)	RMSE (µm)	RMSE (%)
Haste press-fit		0.99	1.18	-4.17	18.40	12%
Haste cimentada	atrído	0.85	0.69	-15.89	48.33	39%
	colado	0.99	1.00	-0.4	6.94	6%
Haste combinada	atrído	0.97	0.83	-4.86	21.24	18%
	colado	0.99	0.97	-1.34	5.53	5%

A boa correlação de resultados entre os modelos numéricos e os experimentais resultou da utilização de modelos experimentais simples e de fácil reprodução através dos métodos numéricos. Estes permitiram evitar muitas variáveis na análise dos resultados experimentais, que certamente existirão em modelos de geometria complexa (tais como os ossos e componentes), assim como dos sistemas de fixação, carregamentos e do grande número de interfaces dos componentes com comportamentos por vezes difíceis de reproduzir numericamente.

Para se avaliar outros parâmetros, além da estabilidade proporcionada pelas hastes, recorreu-se aos modelos numéricos, que seriam de difícil avaliação experimental, se não mesmo impossível. Para essa avaliação utilizaram-se os modelos numéricos para cada tipo de haste com os valores de RMSE mais baixos. Para as hastes cimentada e combinada utilizaram-se os modelos com o cimento considerado colado à haste. No caso da haste *press-fit* utilizou-se um único modelo.

As etapas seguintes procuraram avaliar um conjunto de parâmetros biomecânicos do novo tipo de haste que não é possível através dos modelos experimentais desenvolvidos. Estes parâmetros, sempre que possível, foram comparados com os outros dois tipos de hastes convencionais. Os resultados de seguida apresentados referem-se à carga máxima aplicada. Foi analisada a capacidade de transferência de carga pela haste, gradiente de deformações induzidas pela haste na espuma ao longo do seu comprimento, os valores médios e de pico das deformações no cimento e o deslocamento relativo entre a haste e o osso.

6.4.3.3 - Comparação dos parâmetros biomecânicos na interface prato-espuma

De forma a avaliar o desempenho proporcionado pelo novo conceito de haste ao nível da interface prato-espuma e sua comparação com o desempenho dos conceitos convencionais, foram analisados as deformações principais mínimas na espuma, os micromovimentos relativos entre a espuma e o prato assim como a carga transmitida pelo prato à espuma na interface e a carga transmitida pela haste para a zona do corpo da espuma.

As deformações principais mínimas na espuma na zona da interface foram analisadas para os casos de carga 1, 2 e 3. No entanto, só se apresentam os resultados obtidos para os casos de carga 2 e 3 onde estas foram mais elevadas (Fig. 6.21). Observa-se que existe uma diferença significativa ($p < 0.05$) entre as deformações obtidas da haste *press-fit* para as hastes cimentada e combinada, tendo esta maior relevância no lado do prato onde a carga foi aplicada. Entre as hastes cimentada e combinada não existem diferenças significativas ($p > 0.05$) da média das deformações principais mínimas. Relativamente aos micromovimentos total entre o prato e a espuma para os diferentes tipos de hastes, as médias destes não relevaram diferenças significativas ($p > 0.05$) no lado do prato onde se aplicou a carga. No entanto, no lado oposto à aplicação da carga, a diferença entre os diferentes tipos de haste foi mais relevante. Assim, em termos absolutos, a haste cimentada é aquela que proporciona a maior estabilidade na interface com valores de micromovimentos inferiores a $81\mu\text{m}$. O novo conceito de haste de fixação combinada tem comportamentos bastante diferentes consoante o caso de carga analisado. Assim, para o caso de carga 2 (carga aplicada a 90° das cavidades) esta exhibe um micromovimento máximo de $82\mu\text{m}$ não apresentando diferença significativa ($p < 0.05$) da média dos deslocamentos para haste cimentada. No entanto, a haste combinada para o caso de carga 3 (carga aplicada alinhada com as cavidades) induziu os níveis mais elevados de micromovimentos. Isto deve-se ao facto de a haste apresentar uma menor rigidez quando solicitada na direcção das cavidades, dando origem a micromovimentos relativos mais elevados. Este resultado parece indicar que se deve ter em conta o posicionamento das cavidades relativamente às cargas mais importantes aplicadas ao prato. A haste *press-fit*, tirando o caso anterior da haste combinada e caso de carga 3 foi a que apresentou os valores mais elevados de micromovimentos na interface, com valores máximos próximos de $100\mu\text{m}$, representando um acréscimo de 20% relativamente às hastes cimentada e combinada para o caso de carga 2.

Da avaliação à carga total transmitida à espuma pelo prato na interface, a haste cimentada é a que menos carga transmite (tabela 6.10) em termos médios dos diferentes casos de carga, seguida pela haste combinada e haste *press-fit* que transmite praticamente toda a carga aplicada ao prato à espuma na zona da interface.

Os resultados obtidos na interface evidenciam que o comportamento da haste combinada é mais próximo da haste cimentada do que da haste *press-fit*, quer em termos das deformações na espuma, quer para os micromovimentos entre o prato e a espuma, que neste caso depende da orientação das cavidades relativamente à aplicação da carga. Estes factores são importantes indicadores para a utilização da haste na artroplastia do joelho porque contribui para uma estabilidade dos componentes tibiais ou femorais em termos dos micromovimentos na interface prato-espuma, podendo este facto ser uma mais valia no caso de componentes não cimentados. Além disso, a haste combinada mostrou uma efectiva capacidade de transferência de carga do prato para a espuma contígua à haste, com valores situados entre a haste *press-fit* e a cimentada, o que pode ser importante em casos em que se pretenda proteger a interface do componente tibial ou femoral de sobrecargas, mas é igualmente necessária uma aplicação de carga moderada para estimular a remodelação óssea. Este facto é especialmente importante nos casos com uso de

enxertos ósseos para apoio dos componentes condilares, onde se pretende uma carga suficiente para estimular a remodelação óssea mas não demasiado elevada que possa danificar o enxerto ou demasiado baixa que não estimule a remodelação. A capacidade intermédia entre os dois conceitos de hastes na transferência de carga pela haste é bem visível nos padrões da força de contacto normal à superfície da espuma (Fig. 6.22).

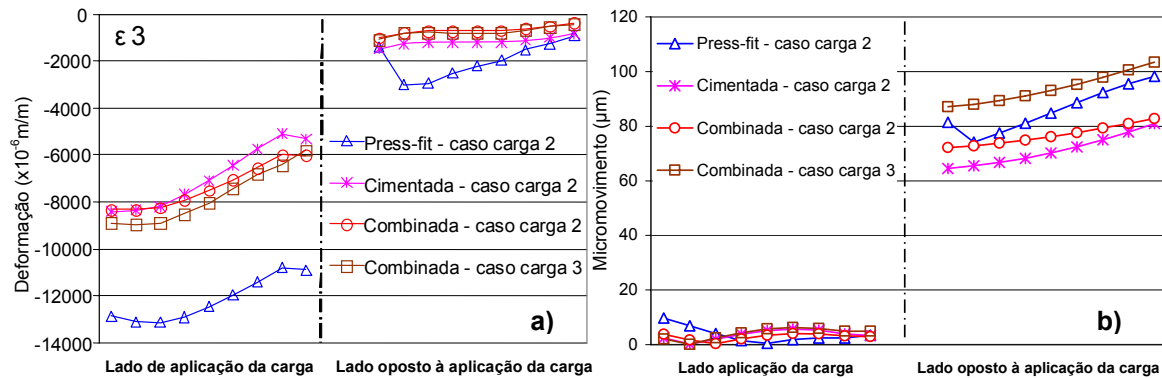


Figura 6.21 – a) Deformações principais mínimas na espuma; b) Micromovimentos prato-espuma.

Tabela 6.10 – Valores de carga aplicada ao prato transferida para a espuma na interface e pela haste.

Tipo de haste	Caso de carga	Carga transferida para a espuma na interface (N)	Carga transferida pela haste (N)	% da média da carga transferida pela haste
Haste press-fit	1	1195	5	6.3%
	2 e 3	1190	10	
Haste cimentada	1	256	934	75%
	2	320	880	
	3	315	885	
Haste combinada	1	454	746	59%
	2	508	692	
	3	529	671	

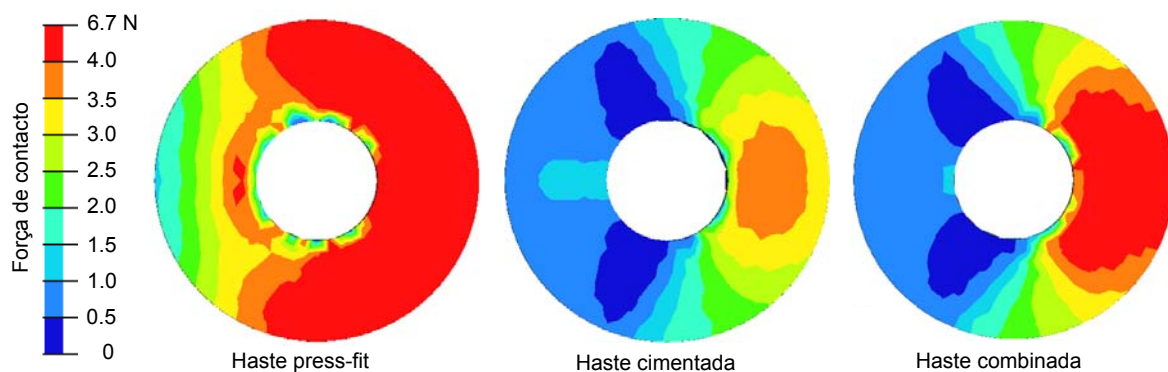


Figura 6.22 – Padrão das forças de contacto normais à superfície da espuma na interface prato-espuma.

6.4.3.4 - Deformações de corte e principais mínimas na interface haste-espuma

Foram avaliadas as deformações de corte e a deformação principal mínima no osso esponjoso ao longo do comprimento do cilindro de espuma entre a interface prato-espuma e a zona de apoio do cilindro sobre o corpo em alumínio para os 4 casos de carga analisados (Fig. 6.23).

Os primeiros 13 valores do lado direito dos gráficos correspondem à zona do prato onde a haste é fixa. As deformações para cada caso de carga foram analisadas nos diferentes lados geométricos da haste relativamente à aplicação da carga, sendo estas distinguidas com o ângulo entre o lado analisado e a zona de aplicação da carga no prato. Para facilitar a comparação de resultados elaborou-se uma tabela (tabela 6.11) com os valores médios, desvio padrão (Dp) e valores máximos das deformações ao longo de cada lado analisado.

Tabela 6.11 – Valores médios, desvio padrão e máximos das deformações na espuma.

Caso de carga	Haste	Lado / carga	Deformação de corte ($\times 10^{-6}$ m/m)			Deformação principal mínima ($\times 10^{-6}$ m/m)		
			Média	Dp	Máximo	Média	Dp	Máximo
1	Pres-fit		149	569	4468	-1418	1871	-6579
	Cimentada		1636	618	2646	-1940	752	-5622
	Combinada	s/ cavidades	320	200	1482	-780	447	-2276
		c/ cavidades	2113	1669	5143	-2778	1564	-6165
2	Press-fit	0°	317	699	1091	-2906	3802	-10319
		90°	245	369	743	-1558	1620	-6393
		180°	461	1088	7333	-3754	4277	-22086
	Cimentada	0°	2932	1154	4778	-4350	1976	-9549
		90°	3074	1323	6513	-3593	1322	-9402
		180°	1710	1118	5238	-2586	2053	-9962
	Combinada	0°	441	310	908	-2286	2381	-7283
		90°	2603	2188	7378	-3327	2054	-9323
		180°	363	910	5367	-2071	2645	-13680
	3	Press-fit	0°	317	699	1091	-2906	3802
90°			245	369	743	-1558	1620	-6393
180°			461	1088	7333	-3754	4277	-22086
Cimentada		0°	2994	1145	5623	-4298	2031	-10217
		90°	3062	1320	5866	-3564	1402	-8835
		180°	1682	1079	4857	-2539	1981	-10159
Combinada		0°	2688	2281	6390	-4551	2679	-9639
		90°	570	481	3093	-1102	1105	-7155
		180°	1199	1059	3933	-2485	2174	-10578
4		Cimentada		1340	691	2367	-1476	647
	Combinada	c/ cavidades	2557	2211	5637	-2823	2159	-5643

No caso de carga 1 a média das deformações de corte e principal mínima ao longo da espuma foram mais elevadas para o caso da haste de fixação combinada no lado das cavidades, tendo sido o valor médio mais baixo obtido para a haste *press-fit*. O valor máximo da deformação de corte ocorreu na haste combinada no lado das cavidades (5143×10^{-6} m/m). A haste *press-fit* teve igualmente um valor máximo (de pico) semelhante (4468×10^{-6} m/m) na zona da interface com o prato, sendo inferior em 13% ao valor da haste combinada.

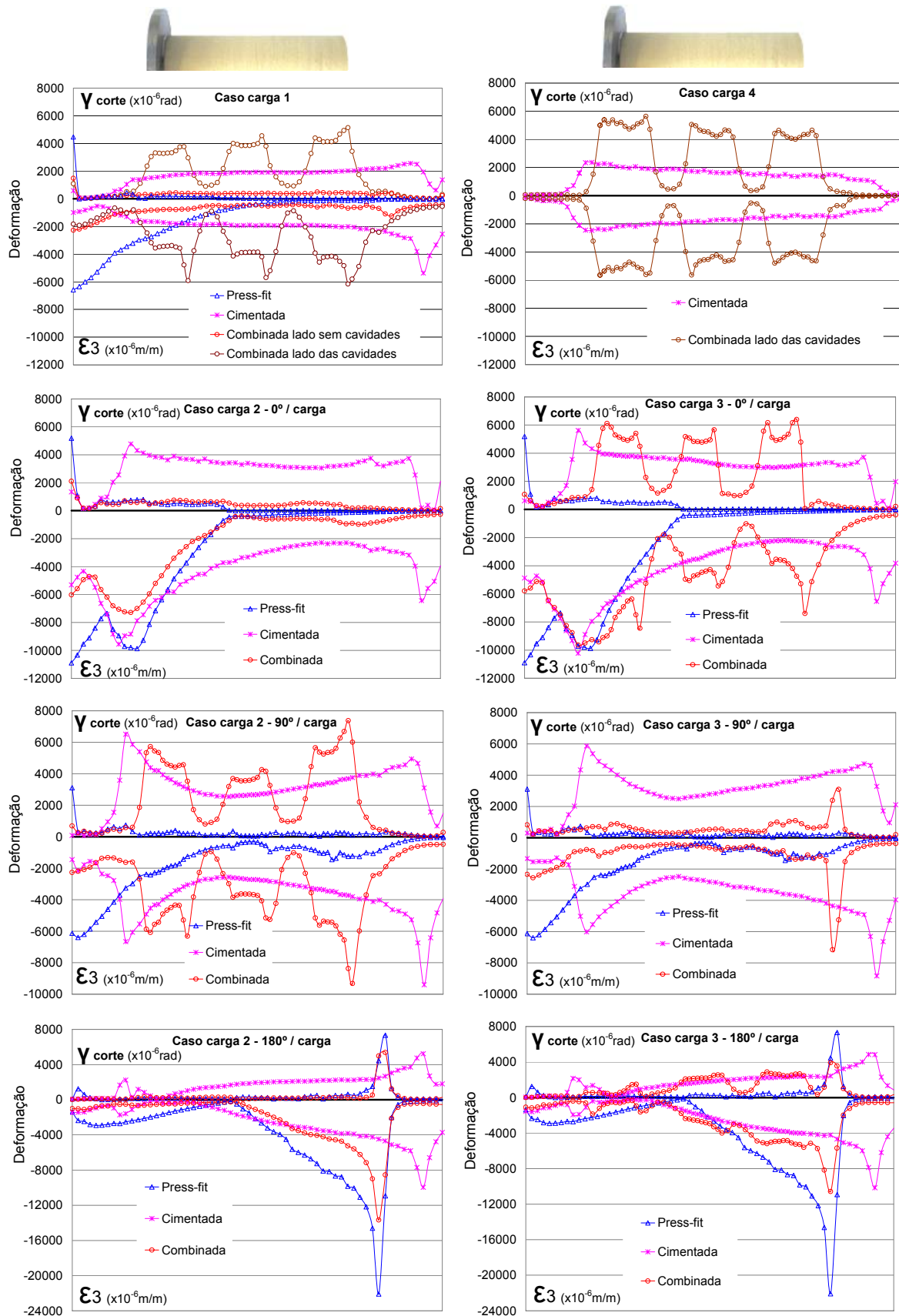


Figura 6.23 – Valores das deformações de corte e principais mínimas no osso esponjoso.

No caso da deformação principal mínima, o valor máximo (de pico) foi mais elevado na haste *press-fit* ($-6579 \times 10^{-6} \text{m/m}$) seguido da haste combinada ($-6165 \times 10^{-6} \text{m/m}$) e da haste cimentada ($-5376 \times 10^{-6} \text{m/m}$). Os valores das deformações no lado sem cavidades da haste combinada foram os mais baixos para este caso de carga.

Os gradientes observados na haste de fixação combinada no lado com cavidades resultam do esforço que o cimento alojado nas cavidades da haste transfere à espuma (osso esponjoso).

Para o caso de carga 4 e para as hastes cimentada e combinada, os valores médios e máximos foram mais elevados na haste combinada, com valores idênticos aos do caso de carga 1. No entanto, os valores mais elevados são observados na zona da cavidade mais próxima do prato onde foi aplicado o momento torsor e os mais baixos na cavidade junto à extremidade da haste, ao contrário do caso de carga 1. Os valores de deformação na haste combinada no lado sem cavidades (em contacto directo com a espuma) foram extremamente baixos e por esse motivo não foram representados na figura 6.23.

Os casos de carga 2 e 3 distinguem-se pela posição da aplicação da carga no prato relativamente às cavidades da haste combinada ou relativamente à face plana da haste cimentada.

A média das deformações de corte ao longo das hastes foi mais elevada para a haste cimentada para ambos os casos de carga sendo o valor ligeiramente superior no caso de carga 2 ($3074 \times 10^{-6} \text{m/m}$). Os valores médios observados para a haste combinada foram inferiores à haste cimentada variando entre -10% e -84%, dependendo do lado da haste em comparação. A haste *press-fit* foi a que apresentou os valores médios de deformação de corte mais baixos para os dois casos de carga, sendo a sua ordem de grandeza cerca de 10 vezes inferior ao observado para as hastes cimentada e combinada. Este facto advém de os esforços de corte na superfície da espuma serem, em parte, resultantes do esforço de atrito que resulta do contacto com a haste, estando estes esforços directamente relacionados com os esforços normais à superfície.

Em termos das diferenças relativamente ao valor médio quantificado através do desvio padrão, estes foram mais importantes na haste combinada no lado das cavidades para ambos os casos de carga, sendo cerca de metade para as hastes cimentada e *press-fit*. Uma das razões que contribui para os desvios padrão mais elevados na haste combinada tem a haver com a geometria da haste, uma vez que os valores das deformações de corte foram elevados na zona das cavidades devido ao esforço transmitido pelo cimento contido nestas (3 de cada lado) e diminuto nas zonas entre as cavidades, onde a haste está em contacto directo com a espuma, transmitindo esforços de corte bastante inferiores.

O valor máximo de deformação de corte ocorreu na haste combinada na cavidade junto à extremidade da haste para o caso de carga 2. No entanto, a diferença foi mínima ($45 \times 10^{-6} \text{m/m}$) para o observado na haste *press-fit* na sua extremidade no lado a 180° (oposto à aplicação da carga). Na haste cimentada, os valores mais elevados foram inferiores em cerca de 12% relativamente aos da haste combinada. Os resultados obtidos com a haste *press-fit* estão relacionados com o efeito de fulcro originado pela extremidade da haste na espuma, provocando esforços normais à superfície bastante elevados, que por acção do atrito entre a haste e a espuma provoca elevadas deformações de corte. Para a haste cimentada, o valor máximo ocorreu na zona de início do manto de cimento em torno da haste (a parte inicial dos gráficos corresponde à parte do prato onde é fixa a haste).

Para as deformações principais mínimas, os valores médios mais elevados foram para a haste combinada ($-4551 \times 10^{-6} \text{m/m}$) no lado a 0° (lado de aplicação da carga) para o caso de carga 3.

Este valor médio é idêntico ao observado na haste cimentada no caso de carga 2 a 0° (-4350×10^{-6} m/m), uma diferença de apenas 4%. O valor médio mais elevado observado para a haste *press-fit* foi de -3754×10^{-6} m/m a 180°, inferior em 17% ao valor da haste combinada.

Em termos de desvios padrão, os valores mais elevados ocorreram na haste *press-fit* no lado oposto à aplicação da carga, com um valor de 4277×10^{-6} m/m e no lado 0° com um valor de 3802×10^{-6} m/m. Estes valores resultam da elevada diferença entre deformações na zona junto ao prato e na zona da extremidade da haste. Para as hastes cimentada e combinada, o desvio padrão foi inferior em cerca de 37% relativamente à haste *press-fit*.

Os valores máximos de deformação principal mínima e o pico mais elevado de todos os modelos analisados ocorreu na haste *press-fit* com um valor de -22086×10^{-6} m/m no lado a 180° (oposto à carga), na zona da extremidade da haste. Tal como descrito para as deformações de corte, este efeito de concentração das deformações resulta do efeito de fulcro que a extremidade da haste origina sobre a espuma de forma a resistir aos momentos de flexão gerados no prato devido à aplicação excêntrica da carga. A haste cimentada apresentou duas zonas com máximos muito próximos: um na zona junto ao prato no início do manto de cimento (-10217×10^{-6} m/m) a 0° e outro na extremidade inferior do manto de cimento (-10217×10^{-6} m/m) a 180°, ambos para o caso de carga 3. Estes valores representam cerca de 50% do observado na haste *press-fit*. O valor na zona de início do manto de cimento junto ao prato é comum a todos os modelos analisados, estando este ligado ao caso de carga e geometria dos modelos não se podendo identificar como uma particularidade da haste cimentada. O valor observado na extremidade do manto de cimento resulta essencialmente do efeito de fulcro originado pelo manto de cimento na espuma e do facto de grande parte do esforço ser transferido pelo cimento à espuma abaixo da extremidade da haste. Na haste combinada, o valor mais elevado da deformação principal mínima ocorreu para o caso de carga 2 a 180° (oposto à carga) com um valor de -13680×10^{-6} m/m, representado uma diminuição de 38% relativamente ao modelo com haste *press-fit* e um aumento de 33% relativamente à haste cimentada. Esta deformação mais elevada nesta zona resulta do efeito de fulcro originado pela haste na espuma. No entanto, é interessante verificar que uma haste com o mesmo diâmetro da haste *press-fit* e com a zona da extremidade em contacto directo com o osso provoca redução significativa dos níveis de deformações na espuma. Aparentemente, a haste combinada, devido à existência das cavidades com cimento ao longo do seu comprimento, permite que parte da resistência aos esforços de flexão seja realizada por estas zonas coladas à espuma permitindo que o efeito de fulcro na extremidade diminua de forma muito significativa relativamente à haste *press-fit*. A haste combinada apresenta igualmente um valor de pico de deformação principal mínima na espuma junto à cavidade na extremidade da haste no caso de carga 2 a 90°, um valor de pico de -9323×10^{-6} m/m, idêntico ao provocado pela haste cimentada na zona da extremidade do cimento no mesmo caso de carga e posição (-9402×10^{-6} m/m).

As deformações de corte e principais mínimas induzidas pela haste combinada não se distinguem de forma relevante das observadas com as hastes convencionais quer nos valores médios quer nos máximos. O novo conceito provocou uma redução dos valores máximos observados para a haste *press-fit*. No entanto, a principal diferença observada relativamente às hastes convencionais tem haver com os gradientes das deformações ao longo da espuma. De facto, este novo conceito de haste com a geometria e disposição das cavidades adoptada nas simulações gerou gradientes de deformação mais pronunciados para a maioria das posições e casos de carga, mas o valor absoluto dos máximos de deformação observados nesses gradientes não é diferente do observado nas hastes convencionais. Os gradientes para a geometria escolhida

situam-se normalmente nas transições das cavidades da haste com cimento colado à espuma para as zonas de contacto directo entre a haste e a espuma. Gradientes idênticos ocorreram também para os conceitos convencionais, no entanto resumem-se a um só e situa-se na zona da extremidade da haste *press-fit* ou na extremidade do manto de cimento na haste cimentada. Na figura 6.24 é possível visualizar os padrões da deformação equivalentes ao longo da espuma, onde se identifica o maior número de gradientes elevados de deformação para a haste combinada na zona de transição do cimento das cavidades para o corpo da haste

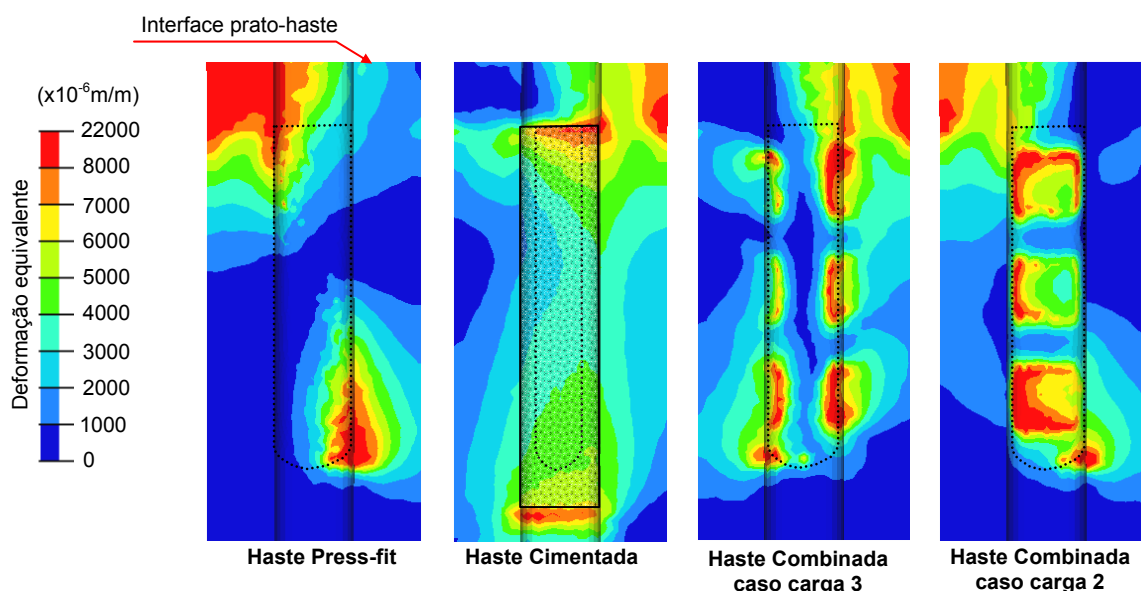


Figura 6.24 – Padrão das deformações equivalentes na espuma ao longo do alojamento da haste.

O número superior de gradientes ao longo da haste combinada, do lado das cavidades, só terá efeito negativo no osso se os níveis de deformação ultrapassarem os valores de deformação de limite de fadiga ou rotura do osso. Como se verificou, o valor máximo obtido na haste *press-fit* na zona da extremidade é significativamente superior ao valor máximo obtido na haste combinada.

Este estudo apenas permite uma comparação entre as hastes, já que apesar da espuma utilizada ter propriedades mecânicas no campo do osso esponjoso, a geometria do dispositivo utilizado, os restantes materiais e componentes assim como as condições de fronteira não são representativas de condições fisiológicas. No entanto, sabe-se que a fractura do osso pode ocorrer para valores de deformação da ordem do $25000 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ [29]. Outro facto que se deve ter em conta é que o cimento das cavidades penetra nas trabéculas do osso esponjoso, o que pressupõe uma distribuição mais abrangente deste no interior do osso e logo uma diminuição da concentração de esforços transmitidos ao osso, sendo essa situação mais favorável que a simulada. De facto, é de difícil reprodução nas simulações, pois o cimento é confinado ao perfeito contorno geométrico da cavidade e apenas transmite os esforços à superfície do osso. O efeito da penetração do cimento no osso irá ser analisada aquando do estudo comparativo do dano causado ao osso pelos diferentes tipos de haste.

6.4.3.5 - Micromovimentos entre a haste e o osso

O movimento relativo entre a haste e a espuma foi analisado somente para a haste *press-fit* e o novo conceito de haste para os diferentes casos de carga (figura 6.25).

A haste *press-fit*, para os diferentes casos de carga e lados analisados, foi a que em média revelou os deslocamentos relativos mais elevados, nomeadamente para o caso de carga 2 a 0°, ou seja do lado de aplicação da carga junto à extremidade da haste, com valores superiores a 140µm. Na haste *press-fit*, somente no caso de carga 2 a 180°, na metade da haste junto à extremidade, os valores de micromovimentos entre a haste e a espuma foram inferiores a 80µm.

Para a haste combinada, para qualquer caso de carga analisado, os micromovimentos nas zonas de contacto directo entre a haste e a espuma (perpendicular às cavidades com cimento) foram sempre inferiores a 80µm. O valor médio mais baixo de micromovimentos na haste combinada foi para o caso de carga 2 a 180° e de 20µm.

Este resultados permitem concluir que a média de micromovimentos da haste combinada para qualquer dos casos de carga é significativamente ($p < 0.05$) inferior aos valores obtidos para a haste *press-fit*. O comportamento do novo conceito de haste evidencia uma estabilidade, relativamente à espuma, superior ao da haste *press-fit*. Este facto é bastante interessante do ponto de vista biomecânico. Devemos ter em conta que os valores absolutos obtidos neste estudo não são representativos do osso fisiológico.

Alguns autores [8,30-33] defendem que a falta de estabilidade inicial nos implantes é um importante factor para a promoção da perda asséptica dos implantes. As cargas fisiológicas originam micromovimentos relativos na interface osso-implante na ordem de 100µm a 200µm e podem inibir o crescimento ósseo e a formação de tecido fibroso em torno do implante. Engh [34] mediu o deslocamento relativo entre o implante e o osso na artroplastia da anca em 14 fémures com hastes femorais com revestimento poroso. Num dos casos o crescimento ósseo (osteointegração) não ocorreu e o micromovimento entre o implante e o osso adjacente foi de 150µm. Em todos os outros casos ocorreu o crescimento ósseo e foi observado um deslocamento relativo e recuperável na ordem dos 40µm. Estas observações confirmam a importância da estabilidade inicial do implante.

O conceito de haste combinada pode incluir a superfície que estará em contacto directo com o osso com um revestimento que promova o crescimento do mesmo em torno da haste (osteointegração). A osteointegração pode ser promovida através da utilização de um revestimento poroso onde o osso se pode fixar nos espaços entre os poros ou através de revestimento de hidroxiapatite para uma ligação adesiva com o osso. Este tipo de revestimentos tem a desvantagem, de no caso de necessidade de retirada do implante, poder provocar uma destruição do osso na interface. No entanto, esta será sempre mais contida do que no caso das hastes completamente cimentadas.

No caso da haste sem revestimento (caso das hastes aqui comparadas) não se procura uma ligação rígida com o osso como no caso dos revestimentos poroso ou com hidroxiapatite. No entanto, é importante para a estabilidade do implante uma boa qualidade do osso em contacto com a haste para evitar os excessivos micromovimentos entre a haste e o osso que potencia a abrasão e geração de micro-partículas que podem provocar reacções biológicas e formação da membrana de tecido fibroso em torno do implante, e pode contribuir para a possível perda do implante. Assim, qualquer que seja o tipo revestimento/acabamento da superfície da haste em contacto com o osso, os micromovimentos entre esta e o osso é determinante para a estabilidade da mesma a longo prazo. Apesar dos valores absolutos deste estudo não serem representativos

do comportamento do osso fisiológico, fica patente que o novo conceito de haste permite uma estabilidade superior à haste convencional *press-fit*.

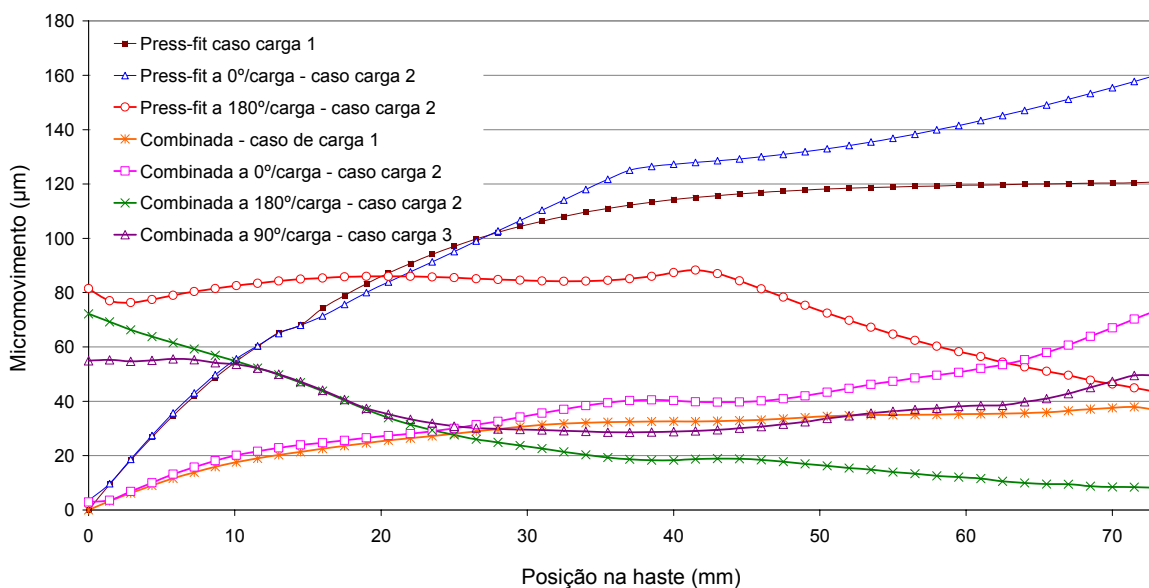


Figura 6.25 – Micromovimentos entre a haste e a espuma.

6.4.3.6 - Zonas de contacto da haste

As zonas de contacto entre os diferentes tipos de haste e a espuma foram avaliadas para os casos de carga 2 e 3. Foi considerado contacto directo entre o corpo da haste e a espuma e contacto indirecto através do cimento. Considerou-se a existência de contacto entre os diferentes corpos para uma distância nó-face inferior a 50µm. Na figura 6.26 estão representados os padrões de contacto (a vermelho) entre a haste e a espuma para os diferentes tipos de haste.

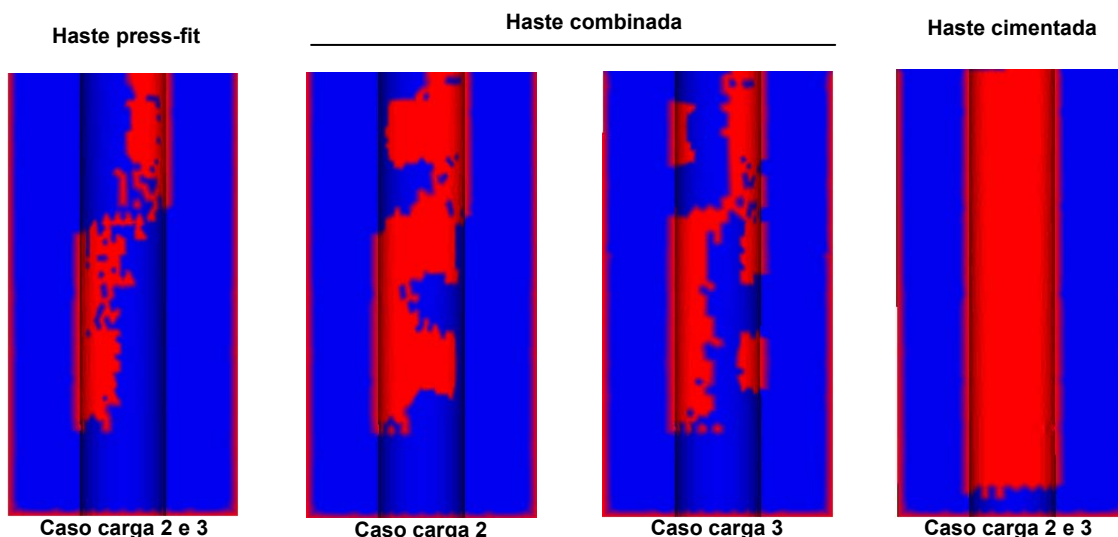


Figura 6.26 – Zonas de contacto (a vermelho) da haste e cimento com a espuma.

Pode-se considerar que a haste cimentada tem 100% da sua superfície em contacto indirecto com a espuma para qualquer caso de carga, uma vez que o cimento foi considerado colado à haste e à espuma. Para o caso da haste *press-fit* e haste combinada, a percentagem de superfície da haste em contacto directo e indirecto com a espuma está representada na tabela 6.12.

O novo conceito de haste permite, de uma forma directa (haste-espuma) e indirecta, (haste-cimento-espuma) aumentar (+25%) a zona de contacto com a espuma relativamente à haste haste *press-fit*. Este facto combinado com os menores micromovimentos entre a haste e a espuma são uma importante vantagem biomecânica para a promoção da remodelação óssea em torno da haste, principalmente nas zonas sem cimento.

Tabela 6.12 – Percentagem de contacto entre a haste e a espuma para as diferentes hastes.

Tipo de haste	Caso de carga	Superfície da haste em contacto com a espuma (%)
Haste press fit	2 e 3	45%
Haste cimentada	2 e 3	100%
Haste combinada	2	70%
	3	67%

6.4.3.7 - Tensões equivalentes no cimento

Foram analisadas as tensões equivalentes de von Mises (Fig. 6.27) no manto de cimento da haste cimentada e nas cavidades com cimento da haste combinada na interface osso-cimento para os diferentes casos de carga e lados relativamente à zona de aplicação da carga.

O valor médio das tensões no cimento da haste cimentada foi inferior aos valores médios observados para a haste de fixação combinada. Na haste cimentada, o perfil da distribuição das tensões foi idêntico para qualquer dos lados analisados relativamente à zona de aplicação da carga, tendo o máximo ocorrido para na zona da extremidade da haste, na interface haste-cimento para o caso de carga 2 (3.4MPa). Na haste cimentada, os máximos para os casos de carga 2 e 3 ocorreram na zona da extremidade da haste. Os máximos ocorridos para a haste cimentada na interface haste-cimento (3.4MPa) e na interface cimento-osso (3.3MPa) foram cerca de metade do valor corrente do limite de fadiga do cimento 7MPa [35,36].

Na figura 6.28 estão representados os padrões de distribuição das tensões ao longo das hastes, sendo as zonas a vermelho indicativas de tensões superiores a 7MPa.

Os valores de tensão de von Mises no cimento na haste combinada na interface cimento-osso foram mais elevadas que os da haste cimentada para qualquer caso de carga e lado analisado. As tensões no cimento das cavidades apresentaram valores mais elevados na zona limite da cavidade e valores mais baixos no interior das cavidades. O valor médio mais baixo das tensões no cimento para a haste combinada foi observado para o caso de carga 1, onde o pico de tensão foi de 8.6MPa no limite da cavidade junto à extremidade da haste (Fig. 6.28). O valor médio mais elevado foi observado para o caso de carga 3 nas cavidades a 0° (do lado de aplicação da carga) onde o valor máximo de tensão no cimento foi no limite da cavidade da extremidade da haste com 12.5 MPa (Fig. 6.28). O caso de carga 2 foi o que provocou o valor de tensão mais elevado no cimento, com 15.8 MPa na zona limite da cavidade junto à extremidade da haste.

Para a haste combinada foi avaliada a percentagem de volume de cimento com uma tensão equivalente de von Mises superior a 7MPa para cada caso de carga (tabela 6.13). O caso de

carga que provocou o maior volume de cimento com tensões superiores a 7MPa foi o de carga 2, com 4.5% do volume. Este volume concentra-se no limite das cavidades, especialmente nos seus cantos.

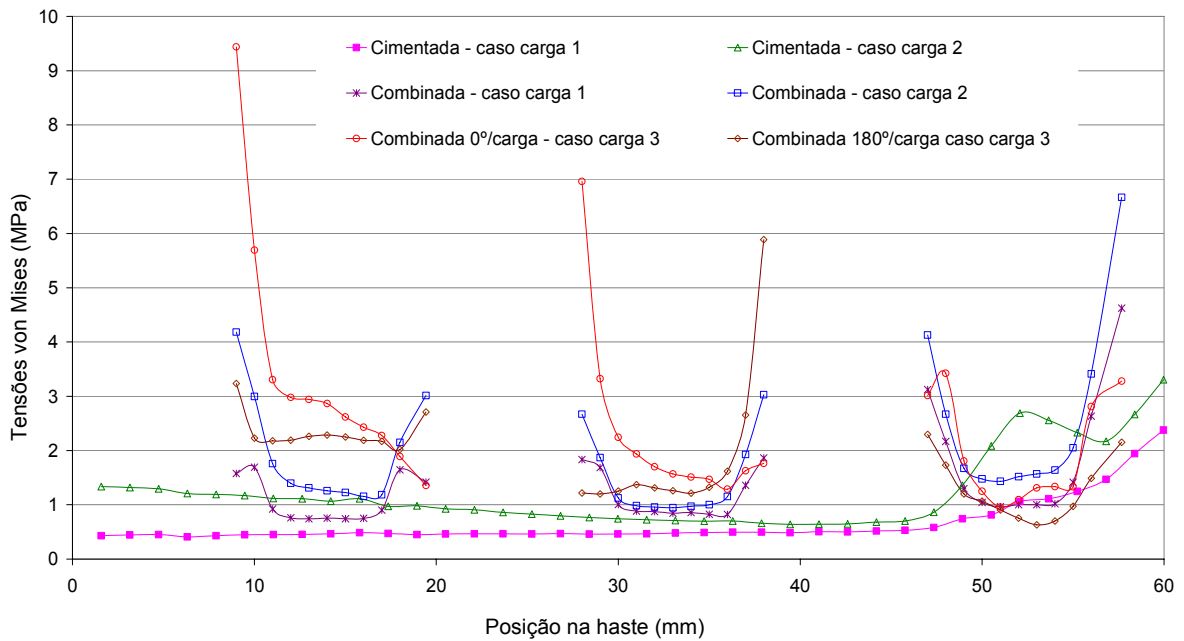


Figura 6.27 – Tensões equivalentes de von Mises no cimento.

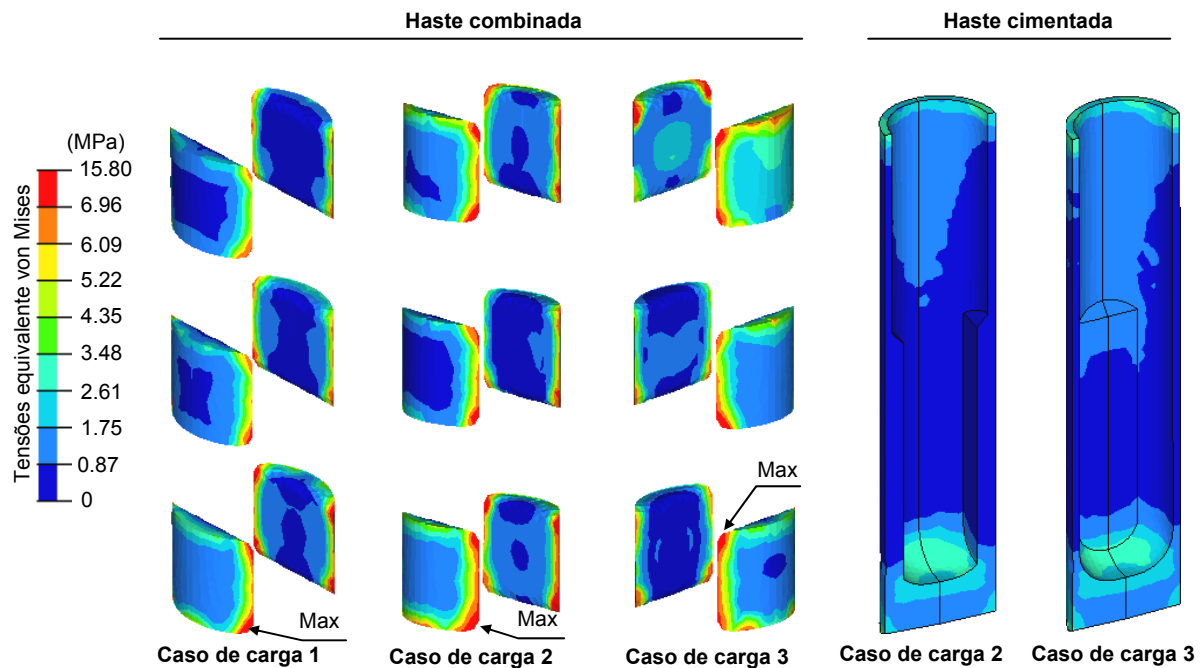


Figura 6.28 – Padrões da distribuição das tensões no cimento.

Nenhum dos valores máximos de tensão encontrados ultrapassa o valor máximo da tensão de rotura dos cimentos mais utilizados comercialmente, que se situam entre 30 e 51MPa [37]. Estes

valores foram determinados em ensaios de tracção, onde o cimento apresenta, baixas propriedades mecânicas. Assim, as fracturas são mais prováveis de surgirem quando o cimento está mais exposto a cargas de tracção do que de compressão. No entanto, para os casos de carga observados, as posições onde ocorreram as tensões máximas são esforços fundamentalmente de compressão, em parte devido à própria natureza da carga aplicada e disposição das cavidades.

Tabela 6.13 – Percentagem do volume de cimento com tensão equivalente superior a 7MPa.

Haste combinada	Volume cimento com $\sigma_{eq} > 7\text{MPa}$ (%)	Valor de pico observado (MPa)
Caso carga 1	2,5%	8.6
Caso de carga 2	4,5%	15.8
Caso de carga 3	4,1%	12.5

Os valores absolutos encontrados neste estudo devem ser entendidos como meramente válidos para a comparação e não representativos do estado de tensão no osso fisiológico, pelo facto dos modelos geométricos, materiais e condições de fronteira estarem longe das condições fisiológicas. Mais adiante aquando da validação em esforços dinâmicos deste tipo de haste será reproduzido um modelo numérico mais próximo das condições fisiológicas.

Tendo em conta a base comparativa deste estudo, observa-se que os valores máximos de tensão nos diferentes casos de carga resultam essencialmente da diminuição da espessura do cimento nas zonas junto ao limite da cavidade, onde o cimento termina em forma de cunha, elevando de forma muito significativa o valor das tensões no cimento. Estes valores máximos observados podem ser diminuídos com a optimização da geometria das cavidades de forma a diminuir a concentração de tensões, no entanto esse não foi objectivo deste estudo. Outro factor que pode atenuar de forma significativa os valores máximos observados prende-se com o facto de no osso fisiológico o cimento não se delimitar à cavidade da haste, penetrando nas trabéculas do osso esponjoso e desta forma o manto de cimento não termina em forma de cunha como no modelo numérico aqui analisado. O facto de no caso da haste ser revestida nas zonas de contacto directo com o osso com uma textura porosa que promova a adesão do osso, como a hidroxiapatite, pode diminuir as tensões no cimento. Parte dos esforços serão passados da haste para o osso através dessa ligação rígida haste-osso, originando a médio longo prazo um decréscimo das tensões no cimento das cavidades. Iguamente convém referir que devido a natureza das cargas aplicadas e à disposição das cavidades, os esforços no cimento são essencialmente de compressão ao contrário do que acontece na haste cimentada onde grande parte do manto de cimento oposto à aplicação da carga está sujeito, preferencialmente, a esforços de tracção para os quais o cimento oferece menos resistência, nomeadamente em fadiga.

No entanto, tendo em conta os factores que podem originar a diminuição dos valores de tensão no cimento, é patente que este novo conceito de haste com as cavidades para alojamento do cimento origina tensões mais elevadas neste que o conceito convencional de haste cimentada. Se estes valores mais elevados de tensão forem superiores à tensão limite de fadiga do cimento podem dar origem a fissuras e micro partículas que podem provocar reacções biológicas no osso e colocar em causa a estabilidade do implante.

A geometria das cavidades, assim como o seu posicionamento, deve ser objecto de optimização em função das cargas aplicadas ao implante e em função do tipo de articulação.

6.4.3.8 - Tensões na haste combinada

A análise aos níveis de tensão equivalente de von Mises (Fig. 6.29) na haste combinada visou apenas verificar para os casos de carga analisados se as tensões instaladas não ultrapassavam o limite de fadiga do material.

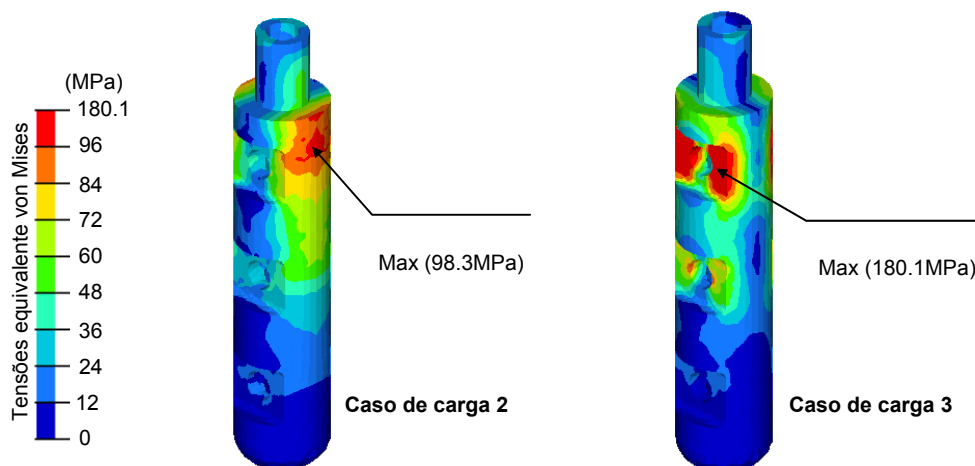


Figura 6.29 – Gradientes de tensões na haste combinada.

O valor de tensão mais elevado foi observado para o caso de carga 3 e situa-se na zona da cavidade junto ao prato. Para o de carga 2 o valor máximo observado situa-se junto ao prato na zona sem cavidade. Os gradientes de tensões estão apresentados na figura 6.29. Os valores máximos de tensão para ambos os casos de carga são inferiores ao valor limite elástico de 710MPa e tensão de rotura de 920MPa do material utilizado. Tendo em consideração que a tensão limite de fadiga nos aços se situa a cerca de um terço da tensão de rotura do material, facilmente se observa que a haste não sofrerá dano por acção de fadiga.

6.4.4 - Conclusões

Os modelos simples aqui analisados permitiram a realização de uma avaliação comparativa com base em resultados experimentais e numéricos do ponto de vista biomecânico das hastes (*press-fit* e cimentadas) convencionais utilizadas na revisão da ATJ e uma nova haste (haste combinada), sob registo de patente e neste caso especialmente adaptado às hastes utilizadas na artroplastia do joelho.

Os modelos procuraram reproduzir de uma forma simples as mesmas condições fronteira nos diferentes ensaios realizados, resumindo-se a sua única diferença ao tipo de haste utilizada. Assim, com este tipo de modelo evita-se a utilização de geometrias e condição complexas, inúmeras interfaces e sistemas de fixação dos dispositivos de medida inadequados. Estes modelos permitiram evidenciar as discrepâncias de comportamento pela utilização de diferentes tipos de hastes tentando reduzir ao mínimo os desvios com origem noutros factores. Claramente, os resultados absolutos não podem ser extrapolados para modelos fisiológicos, mas podem ser usados em termos comparativos para aferir o comportamento de diferentes tipos de haste.

Usualmente a haste cimentada garante uma boa estabilidade inicial, mas é um pouco dúbia a vantagem, em termos mecânicos, do uso do cimento a longo termo. Este facto deve-se à fraca resistência à fadiga do cimento, podendo levar ao surgimento de fissuras, que a longo prazo, podem pôr em causa a fixação do implante. As fissuras por fadiga podem surgir na interface haste-cimento ou cimento-osso e propagarem-se até causar a perda de estabilidade [38,39]. O dano no cimento é muitas vezes associado com o descolamento na interface implante-cimento que origina um aumento das tensões no cimento [11,40]. Este fenómeno pode originar micropartículas e causar reacções biológicas adversas, reduzindo a ancoragem do implante ao osso. A fixação biológica entre o osso e o implante elimina o problema do cimento e permite uma ligação permanente do osso ao implante. Alguns estudos referem o crescimento do osso no revestimento do implante se este é estável [8,34]. Este facto é especialmente importante nos implantes *press-fit* [41,42]. A estabilidade inicial dos componentes da ATJ é um importante factor que influencia o sucesso da técnica. A haste combinada foi concebida de forma a melhorar a estabilidade inicial através das cavidades com cimento, deixando uma grande superfície da haste para uma possível fixação biológica do osso. Nestes casos a haste deve ser revestida por materiais que promovam a osteointegração ou apenas para garantir um contacto directo com o osso.

Este estudo permitiu avaliar a estabilidade através de ensaios estáticos imediatamente após a implantação das hastes. O novo conceito de haste mostrou uma estabilidade muito idêntica à proporcionada pela haste convencional cimentada. É importante para este novo conceito de haste a optimização da geometria das cavidades e posicionamento destas relativamente às cargas aplicadas para diminuir as tensões no cimento das cavidades. Este objectivo não fez parte deste estudo, e para esta optimização deve-se utilizar modelos mais próximos dos fisiológicos para que os níveis de tensão no cimento sejam o reflexo das geometrias, materiais e carregamentos fisiológicos.

Mais adiante será avaliado o dano causado no osso pela retirada da haste cimentada e haste combinada, assim como uma avaliação da estabilidade do prato tibial com haste combinada numa tibia em material compósito sujeita a um elevado número de ciclos de carregamento representativo de um período de vida do implante. Foi também construído e analisado um modelo numérico do novo conceito de haste num osso compósito.

6.5 – Danificação da espuma na extracção das hastes

6.5.1 - Objectivo

Conforme referido no início deste capítulo, a principal desvantagem na utilização de hastes cimentadas por parte dos cirurgiões é a extracção destas em casos de primárias ou revisões fracassadas.

O estado de tensão na interface osso-cimento é complexo, não somente devido à natureza da ligação mas devido, igualmente, às diferenças no módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson dos dois elementos (osso e cimento). Outros factores tais como a tensão superficial, capilaridade e viscosidade são importantes para determinar a penetrabilidade do cimento ósseo nas regiões porosas do osso esponjoso. É também reconhecido que a técnica cirúrgica é muitas vezes decisiva para o desempenho da ligação. O dano provocado no osso, aquando da extracção de um

implante (haste) cimentado, está directamente dependente da qualidade da ligação mecânica osso-cimento.

O processo cirúrgico de retirada deste tipo de hastes consome mais tempo e leva a uma maior perda do osso contíguo à haste, já que a retirada do cimento colado à haste arrasta consigo o osso que está adjacente. Por vezes, não é o processo de retirada da haste que leva à destruição do osso mas sim o processo de limpeza mecânica do osso, de forma a garantir a completa ausência de vestígios de cimento para evitar o risco de infecção que pode levar à destruição de osso suplementar, e desta forma compromete-se o volume de osso necessário para apoio e fixação dos componentes de revisão [6].

Tendo em conta que uma das reivindicações do novo conceito de implante é a diminuição do dano causado ao osso no caso de necessidade da sua extracção, torna-se necessário uma avaliação comparativa do possível dano causado ao osso pela extracção dos diferentes tipos de hastes convencionais (*press-fit* e cimentada) e haste combinada. Para isso recorreu-se à utilização de um dispositivo experimental onde foi simulada a extracção das hastes e a avaliação do dano.

6.5.2 - Materiais e métodos

O dano provocado e estimado no osso pela extracção dos diferentes tipos de hastes foi realizada recorrendo-se à realização de ensaios experimentais in-vitro. Para a realização desses ensaios utilizou-se hastes com a mesma geometria e material das utilizadas no estudo do modelo simples. Foram realizados cinco ensaios por cada tipo de haste, num total de quinze. O material onde as hastes foram implantadas de forma a avaliar o dano provocado por estas foi uma espuma sintética celular (Mod. 1521-59, Sawbones, Pacific Research Labs, Vashon Island, WA) que replica as trabéculas do osso esponjoso humano. A estrutura celular é aberta em mais de 95%, com um peso específico de 0.12g/cc e com um tamanho médio das células de 2.5mm. Esta espuma de estrutura celular tem uma resistência à compressão (0,28MPa) e módulo de elasticidade (18MPa) inferiores ao osso esponjoso e à espuma rígida utilizada no modelo simples, mas é a ideal para uma variedade de aplicações onde haja a necessidade de penetração do cimento ósseo na estrutura, replicando o comportamento do cimento em contacto com o osso esponjoso. A opção da utilização da espuma celular prende-se com o facto de esta permitir um maior grau de reprodutibilidade das condições de ensaio para os diferentes tipos de hastes. A utilização de osso esponjoso humano ou animal incluiria a variabilidade ligada à própria morfologia das amostras assim como as propriedades mecânicas destas, podendo influenciar de forma significativa os resultados, tendo em conta o número limitado de ensaios realizados por cada tipo de haste. No caso do osso, a própria limpeza deste na zona de contacto com o cimento poderia influenciar a penetração deste nas trabéculas, podendo influenciar a qualidade da ligação osso-cimento [43] e os resultados referentes ao dano no osso. A espuma simulando o osso foi cortada em blocos (Fig. 6.30) de dimensão 80mmx45mmx40mm e introduzida num dispositivo concebido especialmente para a realização do ensaio de extracção das hastes (Fig. 6.30 e 6.31). Para cada ensaio foi utilizado um bloco de espuma. A cavidade para a haste na espuma (Fig. 6.30) foi realizada após a colocação do bloco de espuma no dispositivo. As dimensões da cavidade (\varnothing 15mm e profundidade 75mm) na espuma foram idênticas para os diferentes tipos de hastes ensaiadas. Após a realização das cavidades, todos os blocos foram pesados numa balança digital (AND GR-200-EC - A&D Instruments Japan) com uma precisão até à milésima de grama. O peso do bloco intacto foi depois comparado com o peso do mesmo bloco após realização do ensaio.

No caso da haste *press-fit* procedeu-se à colocação desta directamente na cavidade da espuma para a realização do ensaio. Na haste cimentada, o cimento ósseo foi introduzido na cavidade e só posteriormente se introduziu a haste. Para o caso do novo conceito de haste procedeu-se à colocação da haste na cavidade e posteriormente ao enchimento das cavidades com cimento através do dispositivo de enchimento (Fig. 6.32). O cimento ósseo utilizado foi o CMW-1 (DePuy International, Inc Johnson & Johnson–Warsaw, Indiana, USA).

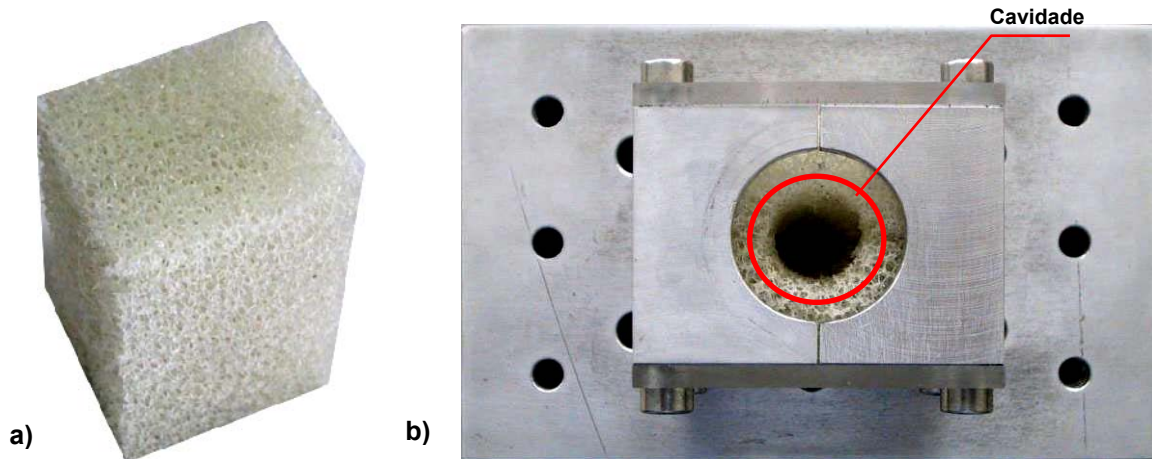


Figura 6.30 – **a)** Bloco de espuma típico utilizado nos ensaios; **b)** Cavidade realizada na espuma para implantação dos diferentes tipos de hastes no dispositivo experimental.

6.5.2.1 Procedimento experimental

A avaliação do dano provocado na espuma foi realizada tendo em conta dois factores: a variação do peso do bloco de espuma, e a avaliação da geometria final do bloco após extracção. Este ensaio foi realizado aplicando um esforço de tracção sobre a haste através da sua extremidade roscada na zona livre do dispositivo experimental (Fig. 6.33).

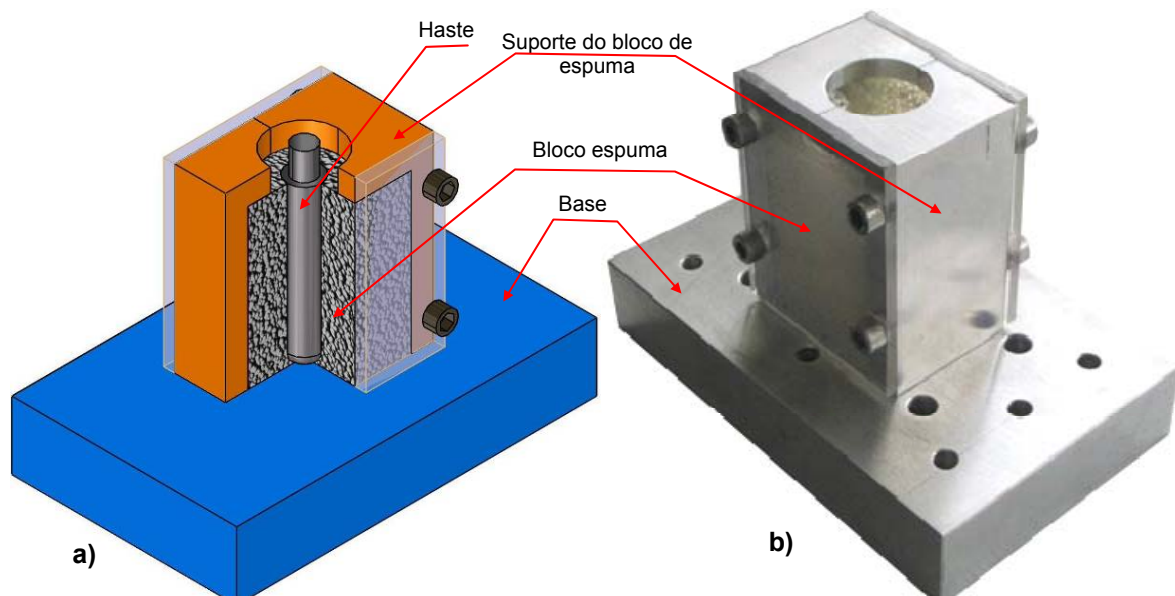


Figura 6.31 – Dispositivo experimental para avaliação do dano na espuma: **a)** modelo computacional em corte; **b)** dispositivo experimental.

Para a realização dos ensaios experimentais foi utilizada a mesma máquina usada nos ensaios com o modelo simples. O dispositivo experimental foi fixo à base da máquina com a parte superior deste livre para a montagem dos acessórios que permitiram extrair a haste do interior da espuma (Fig. 6.33) através do movimento de subida da corrediça móvel da máquina. A célula de carga (AEP TC4 1T Modena Itália), solidária à parte móvel, permitia registar os esforços máximos aplicados na extracção de cada haste.

O acessório que liga a extremidade da haste à corrediça da máquina de ensaios foi concebido com uma dupla articulação de forma a evitar transmitir esforços de flexão ou torção à haste. Assim, o único esforço realizado sobre a haste era de tracção segundo o seu eixo.

Este processo de extracção da haste da espuma, com base apenas no movimento vertical não reproduz completamente os esforços e movimentos efectuados pelo cirurgião numa cirurgia de revisão. Este, muitas vezes, aplica esforços de torção e flexão ao implante de forma a levar à cedência da ligação deste ao osso através do cimento. No entanto, o esforço e movimento realizados nestes ensaios correspondem ao principal movimento de retirada do implante do osso. Tendo em conta que não é exercido nenhum movimento de torção e flexão sobre a haste, que poderiam ajudar a quebrar a ligação cimento-osso, facilitando posteriormente a extracção da haste, parece-nos que este ensaio é potencialmente mais violento que o da cirurgia in-vivo. Devido à natureza comparativa do estudo, o ensaio realizado permitiu avaliar, em termos relativos, o potencial de dano causado por cada tipo de haste na sua extracção do osso.

Foram realizados cinco ensaios para cada tipo de haste num total de quinze. Após cada ensaio, os blocos de espuma eram retirados do dispositivo, pesados e medidos, determinando-se o dano provocado pelos diferentes tipos de haste com base no material perdido e nas dimensões finais do bloco e da cavidade na espuma no local da haste retirada. Foi igualmente verificado que não restava nenhuma partícula de cimento na espuma.

Um dos aspectos que foi alvo de atenção nos ensaios da haste combinada foi garantir a penetrabilidade do cimento ósseo na espuma na zona das cavidades idêntica à ocorrida na haste cimentada. Para isso foram realizados alguns ensaios na haste cimentada e medida de uma forma aproximada a penetrabilidade do cimento na espuma. O valor de penetração do cimento na espuma foi em média de 2.5mm ao longo da haste e de 3.5mm na zona da extremidade da haste cimentada. A introdução da haste cimentada no cimento, previamente introduzido na cavidade, gera uma pressão adicional na extremidade da haste que promove uma maior penetração do cimento na espuma nesta zona.

A penetração do cimento na espuma está relacionada com diversos factores que podem aumentar ou não a mesma, e desta forma dar origem a um dano superior ou inferior aquando da retirada da haste da espuma. No caso in-vitro aqui estudado, os factores são a estrutura celular da espuma (mais ou menos aberta), a capilaridade e viscosidade do cimento aquando da injeção assim como a pressão de injeção. Não sendo o objectivo deste estudo a optimização destes parâmetros, procurou-se apenas garantir de uma forma relativamente simples a penetrabilidade do cimento na espuma para a haste combinada idêntica à da haste cimentada. Assim, determinou-se o volume de cimento a injectar na haste combinada pelo somatório dos volumes do circuito interno da haste, o volume das cavidades e ao volume de cimento correspondente à penetração de 2.5mm na espuma delimitado pela geometria das cavidades. Este foi o volume de cimento colocado na pistola de injeção e introduzido nas hastes combinadas para todos os ensaios realizados. O facto de o dimensionamento dos canais que alimentam as cavidades permitirem um

escoamento aproximadamente idêntico do cimento nestes, a penetração do cimento na espuma na zona de cada cavidade foi idêntica nas diferentes cavidades.



Figura 6.32 – Introdução do cimento ósseo na haste combinada com pistola de injeção.

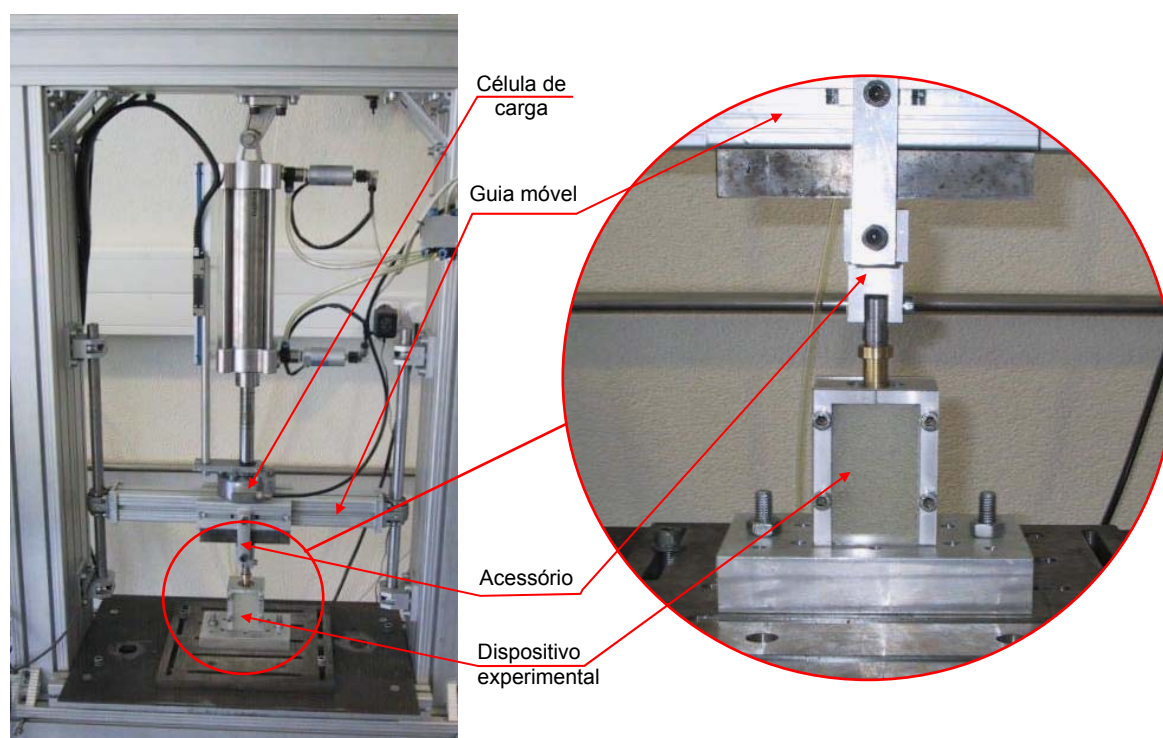


Figura 6.33 – Máquina de ensaios com dispositivo experimental para ensaio de extração da haste.

Convém referir que nos ensaios a espuma tem uma estrutura celular aberta a 95%, facilitando de forma muito significativa a penetrabilidade do cimento ósseo nesta. No caso do osso esponjoso, a penetrabilidade do cimento é mais difícil devido ao facto das trabéculas estarem

preenchidas com medula óssea, dificultando a penetração do cimento. Por este motivo, a limpeza efectuada ao osso é determinante para a resistência mais eficaz da ligação osso-cimento [43]. Tendo em conta este factor, pode-se dizer que o ensaio aqui realizado poderá ser mais severo em termos de dano do que mesmo numa situação *in vivo*.

O nível de penetração do cimento no osso influencia a resistência da ligação osso-cimento [43], sendo esta maior quanto maior for o nível de penetração. No entanto, quanto mais elevada for esta, maior será o dano provocado ao osso aquando da extracção do implante.

Para cada tipo de haste foi calculada a média e desvio padrão do volume de espuma perdido, da força de extracção e as dimensões da cavidade deixada na espuma após extracção da haste dos cinco ensaios realizados. A redução de volume do bloco de espuma foi determinado a partir da diferença de peso entre o bloco antes e depois do ensaio, e do peso específico da espuma indicado pelo fabricante. Tendo em conta a dificuldade de obter uma forma geométrica regular da cavidade deixada no bloco de espuma após retirada da haste, calculou-se uma dimensão média que resulta da maior e menor dimensão da cavidade.

De forma a avaliar a significância das diferenças das médias entre os diferentes tipos de haste utilizou-se a o teste de significância da distribuição t-student para amostras independentes para o qual se considerou uma diferença significativa para $p < 0.05$.

6.5.3 - Resultados e discussão

Após a realização dos cinco ensaios com a haste *press-fit* verificou-se que o dano causado à espuma após extracção desta era imperceptível, não alterando o peso e dimensões do bloco de espuma ensaiado. A haste *press-fit* não provoca, aparentemente, dano na espuma aquando da sua extracção. Esta condição é apenas possível no ensaio *in-vitro* aqui realizado, onde apenas existe um contacto entre a haste e a espuma sem qualquer tipo de ligação rígida entre estes. No entanto, no caso do osso fisiológico, poderá acontecer uma adesão biológica do osso à haste, e na sua extracção poderá originar a remoção de osso contíguo a esta. Este será mais importante em termos de dano se a haste estiver revestida por uma substância ou textura que promova a osteointegração ou a adesão do osso à haste. Neste caso, o osso ancorado à haste será destruído aquando da sua extracção.

Tendo em conta o dano imperceptível originado pela haste *press-fit* na espuma, decidiu-se apresentar somente os resultados das hastes cimentada e combinada.

6.5.3.1 - Variação do volume de espuma

Foi analisada a variação de peso dos blocos de espuma antes e após a realização da extracção das hastes cimentadas e combinadas. Esta variação de peso foi convertida em perda do volume de espuma relativamente ao bloco inicial através do seu peso específico. Na figura 6.34 é possível visualizar o aspecto das hastes após um ensaio de extracção.

A diminuição de volumes dos blocos de espuma resulta da espuma que fica colada à haste através do cimento e da espuma que se liberta quer do bloco quer da haste durante o movimento de extracção da haste. A figura 6.34 tirada imediatamente após o movimento de extracção da haste mostra a espuma que ficou agarrada à haste, bem como a espuma que se liberta durante o movimento de extracção, em parte visível na figura pela quantidade de partículas de espuma depositadas sobre o dispositivo de ensaios.

A força de extracção foi medida para os cinco ensaios realizados para cada tipo de haste. Esta carga deve ser entendida como meramente indicativa já que esta está dependente da velocidade com que é aplicada devido ao comportamento viscoelástico da espuma. A velocidade da carga de tracção aplicada à haste foi de 60N/s.

Na tabela 6.14 estão indicadas as médias e desvio padrão da variação de volume na espuma e das cargas máximas observadas durante a extracção.

Tabela 6.14 – Valores médios de desvio padrão da variação de peso dos blocos de espuma.

Tipo de haste	Variação do volume do bloco de espuma (cm ³)		Força máxima realizada na extracção (N)	
	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão
Cimentada	29.4	9.2	33.2	7.1
Combinada	14.8	5.9	19.2	4.8

Dos resultados obtidos, observa-se que a haste cimentada foi aquela que em média mais volume (29.4cm³) de espuma perdida provocou relativamente ao bloco inicial. Este valor é significativamente ($p < 0.05$) superior ao obtido com o novo conceito de haste com 14.8cm³, representando esta uma diminuição de cerca de 50%.

A carga de extracção foi mais elevada para o caso da haste cimentada, 73% superior à necessária para a extracção da haste combinada.

Os valores do dano, medido através do volume de matéria perdida durante o processo de extracção, vão de encontro a uma das reivindicações do novo conceito de implante onde se refere a diminuição do dano provocado ao osso em caso de necessidade de extracção desta. Estes resultados eram espectáveis, já que o cimento na haste combinada apenas penetra a espuma na zona das cavidades (Fig. 6.35).

O facto destas estarem organizadas somente em dois lados opostos na haste origina que a restante superfície da haste sem cavidades no processo de extracção não arraste consigo a espuma, permitindo um dano inferior. No caso da haste cimentada, toda a periferia da haste com cimento traz consigo a espuma que lhe está adjacente, dando origem a um dano mais elevado (Fig. 6.35).

Este ensaio permitiu evidenciar que o conceito de haste combinada permite realmente uma superfície extensa de contacto directo entre a haste e a espuma, mesmo nas zonas inter-cavidades. Este facto tinha sido menos evidente aquando da análise do modelo simples onde devido a elevada densidade da espuma estrutural utilizada existia uma tendência da migração do cimento para a zona das inter-cavidades. Este ensaio, neste aspecto, está mais próximo do que sucederá no osso em termos de penetração do cimento do que o ensaio com a espuma estrutural.

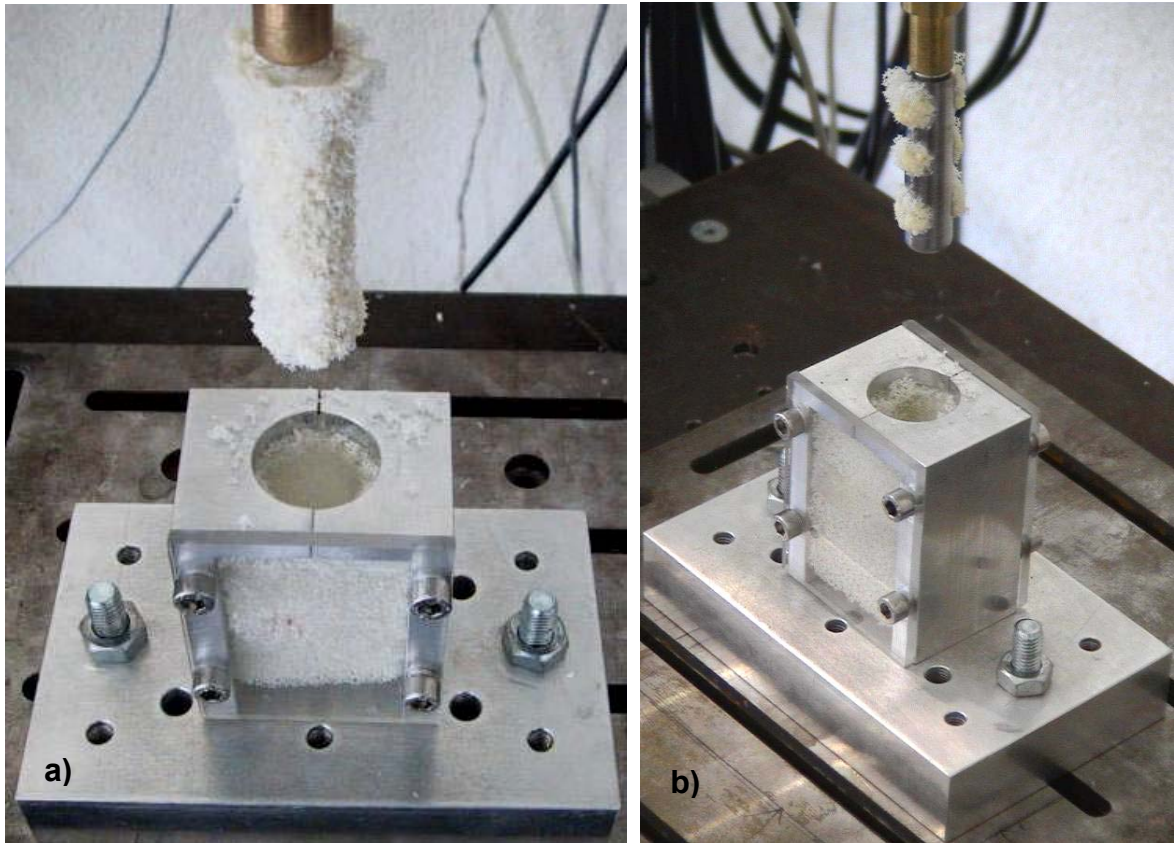


Figura 6.34 – a) Aspecto das hastes cimentadas b) e combinadas após realização de um ensaio de extracção.

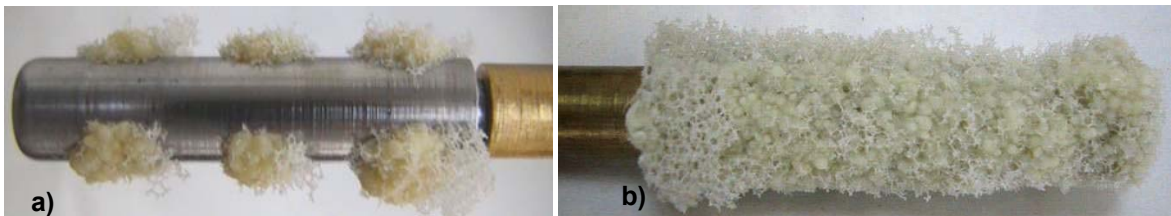


Figura 6.35 – a) Imagens da haste combinada b) e cimentada.

6.5.3.2 - Forma e dimensão da cavidade na espuma

Além do volume de espuma perdido durante a fase de extracção das hastes, foi analisada a forma e dimensões do dano criado na espuma (Fig. 6.36) na superfície do bloco de espuma.

Como seria de prever, a forma geométrica do dano provocada pela haste cimentada é aproximadamente circular, enquanto que a forma geométrica do dano deixado pela haste combinada é aproximadamente rectangular. A forma geométrica do dano provocado pela haste combinada esta directamente relacionado com a posição das cavidades em torno da haste. Aparentemente, a geometria escolhida para a haste combinada aqui analisada permite uma conservação parcial da espuma em contacto directo com a haste nas zonas sem cavidade, mesmo após extracção desta. Para estabelecer uma comparação em termos de dimensão do

dano foram medidas de forma aproximada as áreas assinaladas na figura 6.36 para cada uma das hastes.

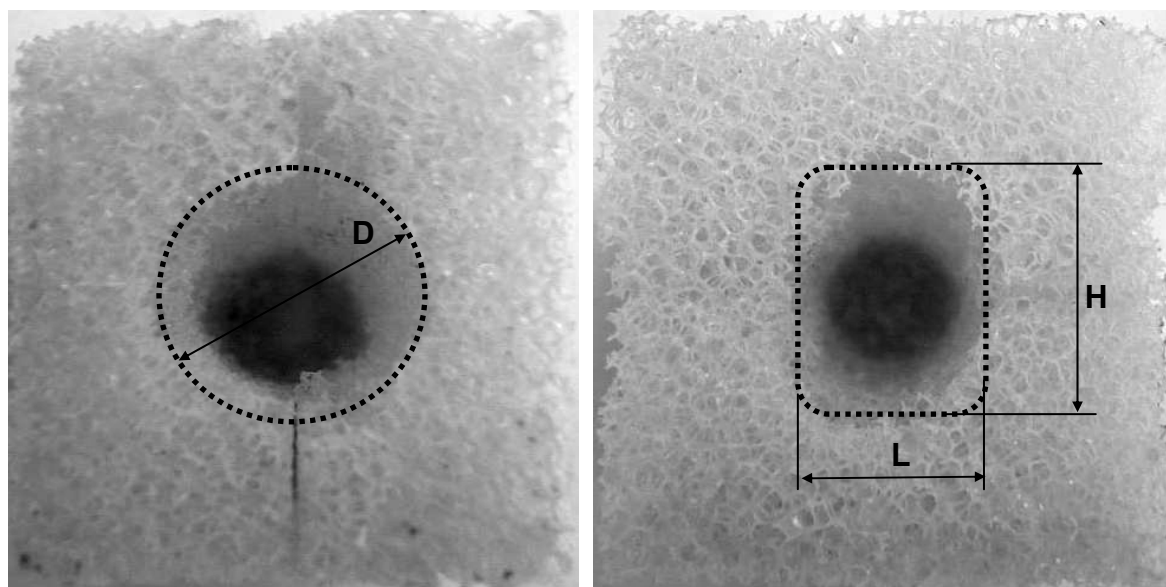


Figura 6.36 – a) Imagens do dano típico provocado na espuma pelas hastes cimentada b) e combinada aquando da sua extracção.

Tal como na análise do volume de espuma perdido na retirada da haste, a haste cimentada foi a que originou na superfície da espuma a cavidade com a área mais elevada (5.2cm^2). O novo conceito de haste permitiu uma redução em cerca de 26% da área relativamente à haste cimentada. Esta análise permite evidenciar que o novo conceito de haste é potencialmente causador de um dano inferior ao osso quando comparado com a haste convencional cimentada. No entanto, o dano causado está directamente ligado a distribuição das cavidades na haste.

Na tabela 6.15 estão representados os valores médios e desvios padrão das áreas para cada tipo de haste dos cinco ensaios realizados.

Tabela 6.15 – Área média e desvio padrão do dano na superfície do bloco de espuma.

Tipo de haste	Área média da cavidade na espuma após extracção (cm^2)	
	Média	Desvio padrão
Cimentada	5.2	0.6
Combinada	3.8	0.4

6.5.4 - Conclusões

Os ensaios realizados para prever o dano causado ao osso (espuma) com as hastes convencionais (*press-fit* e cimentada) e novo conceito de haste permitiram avaliar qual é potencialmente mais gravosa relativamente ao dano provocado ao osso adjacente.

A haste *press-fit* foi a que menor dano causou na espuma durante o processo de extracção. No entanto, nestes ensaios in-vitro não é possível simular a adesão biológica do osso à haste. No caso da adesão suceder, ocorrerá sempre uma destruição adicional do osso colado na extracção.

A haste cimentada é aquela que potencialmente maior dano provoca ao osso em caso de necessidade de uma revisão da artroplastia, já que foi a haste que durante o processo de extracção maior perda de volume e maior área destruída originou na espuma celular utilizada no ensaio. O maior potencial de destruição no osso in-vivo pode colocar em causa o volume ósseo necessário para o processo de revisão para suporte dos novos componentes.

O novo conceito de haste originou no seu processo de extracção in-vitro um dano inferior ao da haste cimentada e superior ao da haste *press-fit*, quer em termos de volume de espuma destruída quer na área de dano na superfície do bloco de espuma. Podemos dizer que em termos de dano originado por este novo conceito de haste, este situa-se entre os danos originados pelos dois conceitos de hastes convencionais.

Os resultados confirmam a reivindicação do implante de fixação combinada: um menor dano no osso em caso de necessidade de revisão. Esta reivindicação é verdade apenas quando comparado com o implante completamente cimentado, já que o implante *press-fit* no caso de não ter um revestimento que promova a osteointegração causará um dano inferior.

Outra constatação que este estudo permitiu foi que o cimento ósseo, mesmo numa estrutura celular bastante aberta como a espuma utilizada não migra muito além da zona da cavidade, permitindo a existência entre as cavidades de uma zona de contacto directo com o osso. No caso do osso humano, como as trabéculas do osso estão preenchidas com medula óssea, o efeito de penetração será menor, reduzindo a migração do cimento além da própria cavidade.

A exposição do osso a temperaturas elevadas é comum com a utilização de cimentos ósseos. Alguns autores comentaram o problema da temperatura induzida pela utilização do cimento ósseo de PMMA, especialmente na artroplastia da anca. Existem três factores que podem afectar os tecidos ósseos na sequência da utilização de implante cimentados com PMMA [44,45]:

- A temperatura de polimerização do cimento;
- A toxicidade do líquido que promove a cura do cimento (monómero);
- A diminuição da vascularidade do osso devido ao corte do osso no processo cirúrgico.

As temperaturas de polimerização do cimento podem variar entre 40°C e 110°C [46] e na zona da interface com o osso entre 110°C e 120°C [47]. A temperatura do cimento esta dependente da espessura deste [48]. Sih et al [49] mostraram que para uma espessura de cimento de 1mm, a temperatura era de 41°C e para 5mm de 56°C, e para espessuras de 6-7mm foi de 60°C. Lundskog [50] indica que um tecido ósseo à temperatura de 50°C durante um minuto ou 47°C durante cinco minutos deixa de ser funcional, sendo reabsorvido e substituído por um manto fibroso.

Tendo em conta os efeitos negativos para o osso da temperatura desenvolvida pelo cimento durante o processo de polimerização, o novo conceito de haste combinada, apresentando uma superfície de contacto cimento-osso menor que a haste cimentada reduz a superfície do osso sujeita a necrose térmica. Esta menor superfície do osso em contacto com o cimento permite que este se regenere numa maior extensão, podendo contribuir para o bom desempenho da estabilidade da haste combinada a longo prazo.

Assim, em termos de dano, podemos dizer que a haste combinada permite a redução de dois tipos de dano relativamente à haste cimentada:

- Redução da destruição do osso aquando da necessidade de retirada da haste (revisão);
- Redução do efeito de necrose térmica no tecido ósseo e potencialmente a sua reabsorção.

6.6 – Estudo experimental e numérico da tibia com haste combinada

6.6.1 - Objectivo

Os modelos in-vitro analisados anteriormente evidenciaram para a haste combinada uma estabilidade próxima da proporcionada pela haste cimentada, simultaneamente com uma redução dos micromovimentos relativos entre esta e o osso relativamente à haste *press-fit*. Estes factores em combinação com o menor dano provocado ao osso em caso de revisão evidenciam potencialidades clínicas deste novo conceito de haste relativamente aos conceitos convencionais, tendo estimulado estudos mais pormenorizados deste tipo de implante.

Assim, no sentido de aproximar a avaliação pré-clínica do novo conceito de haste do modelo fisiológico do joelho, e avaliar o desempenho em termos de estabilidade quando sujeito a cargas cíclicas representativas de um determinado período de vida no paciente, foi desenvolvido um novo modelo experimental in-vitro. Este modelo foi desenvolvido para a tibia porque é nesta que ocorre a maior taxa de insucesso da ATJ. Este modelo possibilitou a avaliação da estabilidade do prato tibial ao longo do ensaio dinâmico realizado. Com base neste modelo experimental foi desenvolvido um modelo numérico para avaliar parâmetros biomecânicos não possíveis de analisar experimentalmente e que serviram de comparação com os modelos convencionais anteriormente analisados. As extensões obtidas experimentalmente na superfície da tibia destinaram-se à avaliação do efeito de stress-shielding proporcionado por este tipo de haste e validação do modelo numérico. A estabilidade do prato tibial permitiu uma avaliação indirecta da resistência a esforços de fadiga da ligação haste-osso proporcionada por este novo conceito de haste.

6.6.2 - Materiais e métodos

6.6.2.1 - Modelo experimental

Neste estudo foram avaliados três modelos da tibia idênticos, com o mesmo tipo de componente tibial e haste combinada. Utilizou-se os mesmos modelos compósitos da tibia (modelos 3302 esquerdos, Pacific Research Labs, Vashon Island, WA, USA,). As propriedades mecânicas destes modelos foram determinadas e a sua validade para este tipo de simulações demonstrada [51,52].

Um dos modelos da tibia foi marcado antes da cirurgia virtual para a colocação do prato tibial e haste combinada, com um sistema de eixos para permitir o correcto alinhamento e posicionamento das 10 rosetas tri-axiais (KFG-3-120-D17-11L3M2S, Kyowa Electronic Instruments Co., Ltd., Japan). A técnica utilizada para a aplicação das rosetas à superfície dos modelos assim como a sua posição foram as mesmas que as utilizadas nos modelos da tibia referidos no capítulo 4 (Fig. 4.12), com o objectivo de permitir a comparação de resultados.

As hastes combinadas implantadas na tibia foram do mesmo material (Din 30NiCrMo16-6) e geometria (Fig. 6.6) das utilizadas no estudo da avaliação de dano e modelo simples. Estas hastes foram fixas a um prato tibial especialmente concebido para a sua fixação.

O prato tibial foi concebido com base no modelo comercial P.F.C Sigma Modular Knee System (Depuy International, Inc Johnson&Johnson – Warsaw / Indiana). Assim, a geometria e forma do novo prato tibial é idêntica ao prato comercial, excepto na zona da fixação da haste. O novo prato não contém a haste monobloco do modelo comercial com cerca de 50mm de comprimento e possui nesta zona um alojamento roscado para a fixação da haste combinada e o canal que permite a passagem do cimento ósseo para esta através do prato (Fig. 6.37). A geometria do novo prato procurou maximizar o contacto entre a haste combinada e o osso esponjoso na zona da metáfise da tibia, procurando que as cavidades da haste estivessem em contacto apenas com o osso esponjoso.

A geração da geometria do novo prato foi realizada a partir da digitalização (Rolland LPX250) tridimensional das superfícies do prato comercial. Os pontos resultantes da digitalização foram importados para a aplicação de CAD tridimensional (Catia, Dessault Systems, USA) onde foram geradas as diversas superfícies do prato e alterada a zona da haste monobloco para a nova haste para a sua fixação (Fig. 6.37).

Após a geração da geometria, esta foi importada para uma aplicação de NC-CAM (Power-Mill, Delcam, Birmingham, UK) onde foram geradas as trajectórias de maquinagem (Fig. 6.38) e os respectivos programas em linguagem ISO para posterior maquinagem numa máquina ferramenta de comando numérico computadorizado.

Foram maquinados três pratos (Fig. 6.38) no mesmo material das hastes no centro de maquinagem (Mikron VCE 500, USA) do Laboratório de Tecnologia Mecânica do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro. Posteriormente, foram executados na superfície lateral do prato dois orifícios, um no lado anterior e outro no lado lateral do prato para fixação de dois suportes que estão em contacto com a parte móvel dos LVDT's que permitiram a medição dos micromovimentos. O facto de se utilizar um material diferente do titânio, normalmente utilizado nos pratos comerciais, resulta da inexistência de ferramentas adequadas para a maquinagem deste tipo de material no Laboratório. O material utilizado no prato não coloca em causa o objectivo fundamental do trabalho. No modelo numérico desenvolvido mais adiante com base no modelo experimental para a comparação com os modelos convencionais já analisados, o prato tibial, assim como a haste combinada, foram consideradas em titânio. No entanto, para a validação do modelo numérico foram consideradas as propriedades dos materiais utilizados no prato e haste do modelo experimental.

Às cirurgias virtuais realizadas na tibia para colocação do prato e haste combinada seguiram as fases das cirurgias para as hastes convencionais (capítulo 4). No entanto, foram desenvolvidos alguns dispositivos específicos que permitiram o correcto alinhamento do alojamento da haste relativamente à superfície de apoio do prato, o diâmetro deste e o alojamento das três quilhas do prato na superfície da tibia (Fig. 6.39).

O procedimento cirúrgico consistiu inicialmente no corte da superfície da tibia proximal perpendicularmente ao eixo anatómico desta. De seguida, procedeu-se à fixação na superfície cortada da tibia do dispositivo que permitiu o correcto alinhamento da ferramenta para a realização do alojamento da nova haste. Esta ferramenta possui o mesmo diâmetro da haste (15mm). Na fase seguinte procedeu-se à abertura das cavidades para as três quilhas do prato tibial com a ajuda da ferramenta concebida especificamente para o efeito (Fig. 6.40).

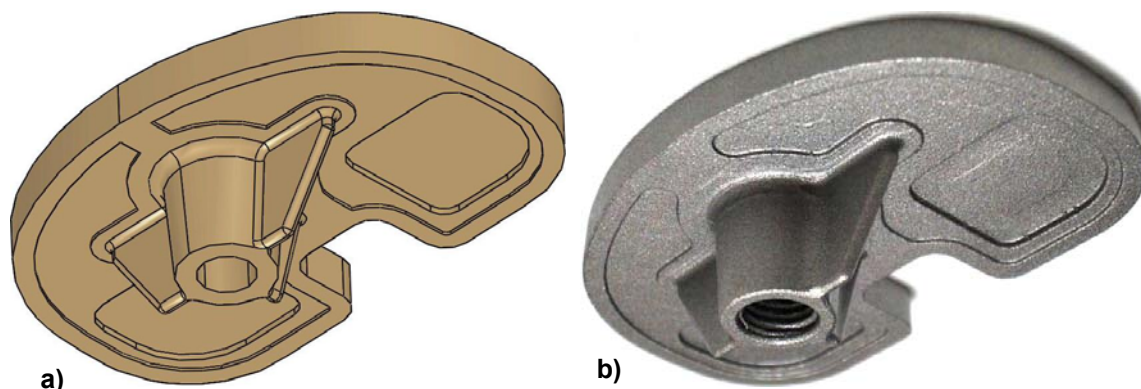


Figura 6.37 – (a) Modelo CAD do prato tibial utilizado nos ensaios (b) Imagem de prato tibial fabricado.

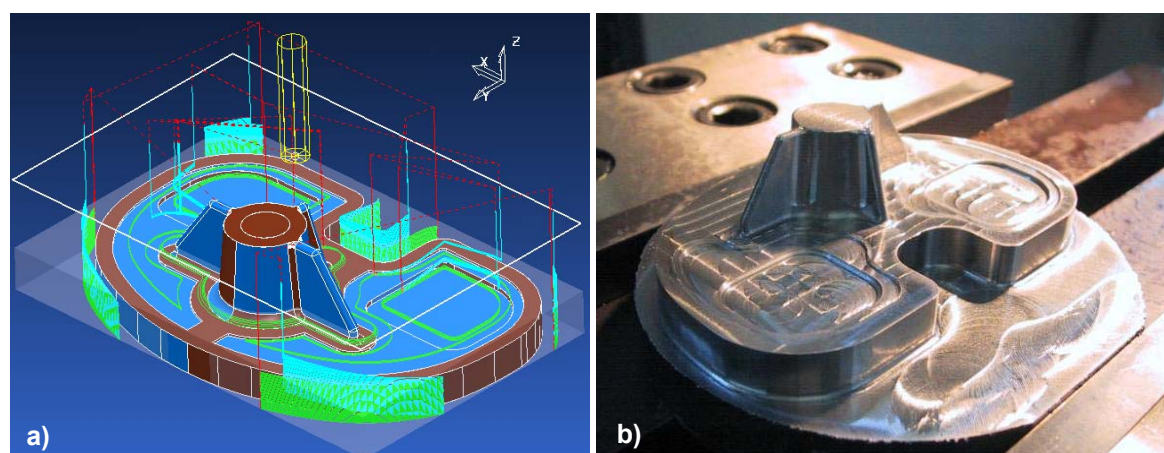


Figura 6.38 – (a) Imagens das trajectórias virtuais de maquinagem (b) e peça em fase de maquinagem.

Antes da colocação definitiva do prato tibial e haste procedeu-se à colocação de dois acessórios um no lado anterior e outro no lado lateral da tibia proximal que serviram de suporte à parte fixa dos LVDT's (Fig. 6.40). Estes foram fixos rigidamente por dois parafusos. Estes acessórios ficaram aproximadamente alinhados com os acessórios fixos ao prato tibial de forma a permitir a medição dos micromovimentos na direcção do eixo anatómico da tibia entre a superfície da tibia e o prato tibial.

A haste tibial foi montada sobre o prato com a aplicação de um binário de 30Nm. De maneira a que as cavidades da haste ficassem alinhadas com os lados medial e lateral da tibia, a posição da face da haste em apoio sobre o prato foi ajustada axialmente de forma a garantir esse alinhamento (Fig. 6.41). Este posicionamento foi adoptado devido aos resultados obtidos no modelo simples, onde as deformações desenvolvidas na espuma (fig 6.23) foram inferiores no caso de carga 3 onde a carga se encontrava alinhada com as cavidades da haste. Na articulação do joelho, as principais cargas na tibia desenvolvem-se no côndilo medial e lateral, na direcção axial da tibia; assim procurou-se que as cavidades da haste estivessem no lado medial e lateral da tibia.



Figura 6.39 – Dispositivos desenvolvidos especificamente para a implantação do novo prato e haste combinada na tíbia.



Figura 6.40 – Imagens do procedimento de preparação da tíbia para colocação da haste e prato.



Figura 6.41 – Imagem do prato e haste montados antes da sua colocação na tíbia.

A implantação do prato e haste na tibia processou-se em duas fases consecutivas. Numa primeira fase procedeu-se à colocação do cimento ósseo somente na face proximal da tibia, procurando evitar a colocação de cimento no alojamento da haste. Depois introduziu-se o conjunto prato-haste previamente montado guiado pelo alojamento da haste e as quilhas previamente realizadas na tibia. Numa segunda fase procedeu-se à injeção do cimento na haste através do orifício existente no prato tibial. A quantidade de cimento injectada foi a correspondente ao volume dos canais mais o volume das cavidades da haste (Fig. 6.42). Após a implantação foram realizadas radiografias no plano frontal e sagital para verificação do completo preenchimento das cavidades pelo cimento e correcto posicionamento da haste.

Após a implantação do prato tibial na tibia, foram fixos os LVDT's nos suportes da tibia, que ficaram com a sua parte móvel em contacto nos acessórios fixos ao prato na zona anterior e lateral (Fig. 6.42).

Devido ao facto das posições dos cortes na tibia serem aproximadamente idênticas nos três modelos, o modelo instrumentado com as rosetas foi levado a uma máquina de medição por coordenadas (Aberlink, Maxim, UK) para a determinação da posição do prato tibial e posição das rosetas de forma a que a informação fosse utilizada na construção do modelo numérico e posteriormente para a sua validação.

As tíbias foram fixas na sua zona mais distal no mesmo sistema de fixação mecânico referido no capítulo 4, impedindo qualquer movimento da tibia nesta zona (Fig. 6.42).

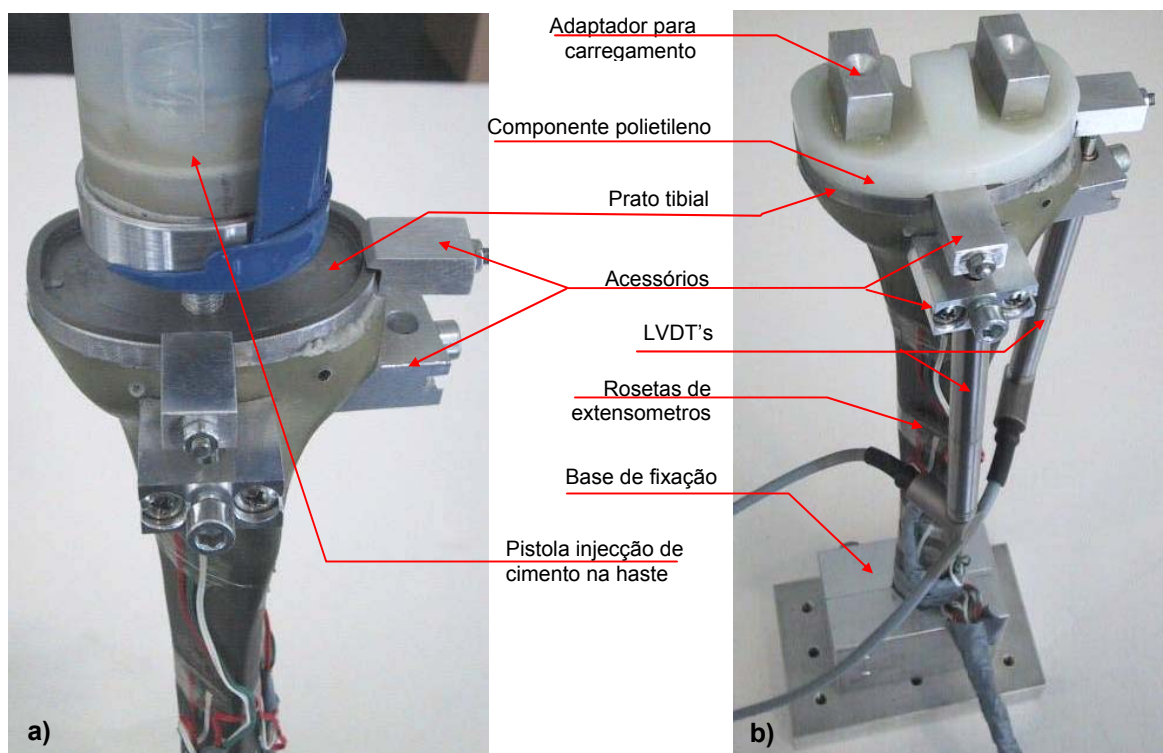


Figura 6.42 – a) Imagem de injeção do cimento na haste; b) Tibia implantada e instrumentada.

As rosetas e os LVDT's foram ligados ao sistema de aquisição de dados Spider 8 (Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH, Germany), estando este ligado a um PC HP Centrino a 1.7Mhz e 2

GB de RAM, onde foram gravados os resultados com a aplicação Catman da HBM (Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH, Germany).

A aplicação das cargas no componente de polietileno do prato tibial foi realizada através da utilização do mesmo adaptador utilizado no carregamento da tibia referido no capítulo 4 (Fig. 6.42). Os três modelos da tibia foram montados à vez sobre a máquina de ensaios. A zona superior dos modelos ficou livre para a aplicação das cargas de ensaio. Esta máquina está ligada a um PC e através de uma aplicação de controlo Dbase foi possível controlar a carga aplicada, a frequência desta, a velocidade de carregamento e o número de ciclos de carregamento realizados (Fig. 6.43). A carga foi aplicada ao adaptador sobre o polietileno através de uma esfera que se encontra encaixada num acessório fixo à guia móvel da máquina de ensaios, transmitindo ao adaptador unicamente o movimento na direção vertical.

6.6.2.2 - Ensaio experimentais

Procedimento de ensaio estático

Este ensaio foi realizado para a medição experimental das extensões principais na superfície da tibia através da utilização das rosetas tri-axiais de extensómetros previamente colocadas na superfície da tibia e a medição dos micromovimentos do prato através dos dois LVDT's. As posições e designações das diferentes rosetas correspondem às utilizadas nos diferentes modelos da tibia no capítulo 4 (Fig. 4.11). Os valores das extensões e micromovimentos serão utilizados para comparação com as deformações e deslocamento relativos obtidos no modelo numérico descrito mais adiante. Os carregamentos realizados sobre o modelo foram do mesmo tipo dos utilizados no estudo referido no capítulo 4 (580N, 870N, 1160N e 1450N), com carregamentos independentes nos cêndilos medial e lateral (Fig. 6.43).

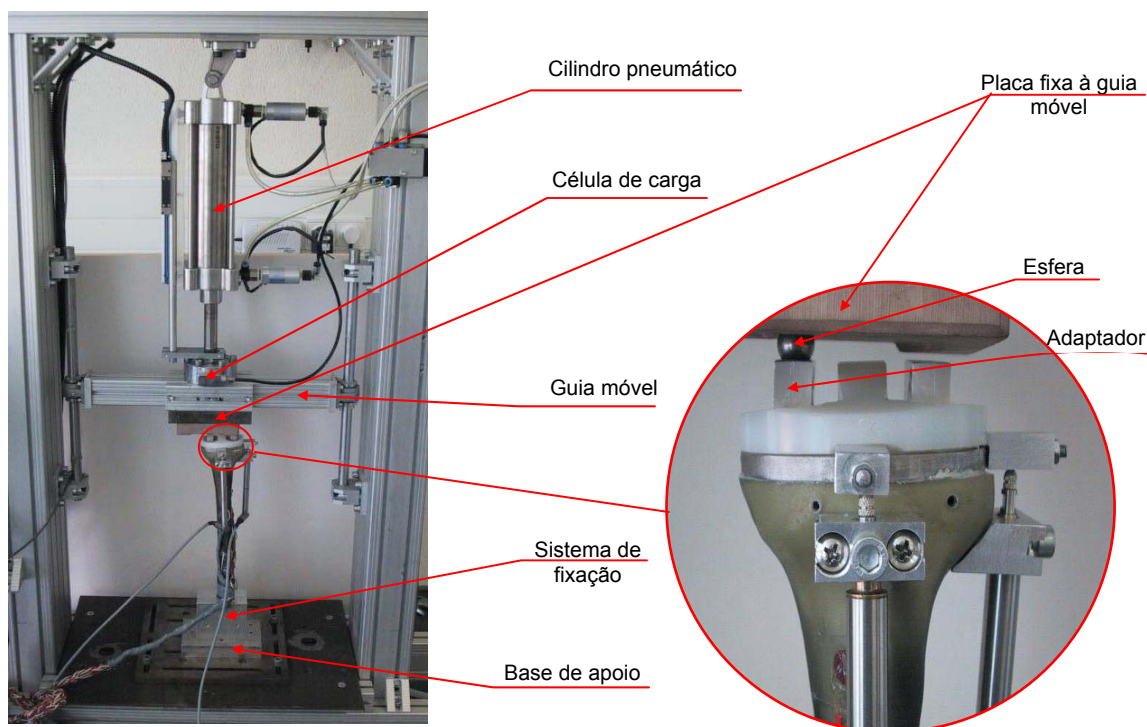


Figura 6.43 – Imagem dos modelos da tibia instrumentada na máquina de ensaios.

Estes valores de carregamento são de grandeza semelhante às cargas fisiológicas do joelho [27,28]. As etapas dos ensaios realizados foram as mesmas das referidas no capítulo 4 e descritas na tabela 4.3. Tal como no capítulo 4, o registo das extensões, após retirar a carga, serviu para garantir a inexistência de deformação permanente no modelo. A temperatura dos ensaios foi controlada, situando-se entre 20°C e 22°C.

Antes da realização dos ensaios a diferentes níveis de carga foi avaliada a repetibilidade das medições obtidas no mesmo modelo da tibia à carga máxima (1450N) no côndilo medial com a desmontagem e montagem completa do sistema dez vezes na máquina de ensaios, sendo os desvios encontrados inferiores a 0.5% da média das deformações principais e no caso dos LVDT's os desvios foram da ordem de grandeza de 1µm.

Os ensaios foram repetidos cinco vezes para cada nível de carga aplicada em cada côndilo. As três extensões a 45° de cada extensómetro foram registadas e posteriormente determinadas as extensões principais de acordo com as expressões utilizadas no capítulo 4 (10 e 11). Foram determinados os valores médios e desvios padrão das extensões principais e micromovimentos nos dois LVDT's para cada côndilo e nível de carga.

Procedimento do ensaio dinâmico

Este ensaio teve como objectivo avaliar a estabilidade do conjunto prato tibial e haste combinada relativamente à tibia quando sujeito a cargas dinâmicas ao longo de um determinado período de tempo pela alteração dos micromovimentos entre o prato tibial e a tibia registados pelos dois LVDT's montados nos modelos (Fig. 6.43)

Este ensaio consistiu na aplicação de uma carga cíclica de compressão na direcção do eixo anatómico da tibia ao adaptador fixo ao componente de polietileno que variou entre os 100N e 2100N com uma frequência de 2.5Hz. Esta carga foi aplicada somente no côndilo medial sendo representativa do maior valor de carga a actuar na articulação do joelho durante o ciclo de marcha na fase de pé apoiado, que pode variar de 2 a 3 vezes o peso do corpo [27,28]. Foi aplicada somente num dos côndilos pelo facto do dispositivo experimental não permitir a aplicação simultânea de cargas diferentes nos côndilos medial e lateral na proporção de 60%-40% [27,28]. Esta situação de ensaio é mais penalizante para o conjunto implante-tibia porque provoca esforços mais elevados de flexão. Esta situação pode ocorrer a nível fisiológico, mas de forma pontual, já que a tendência natural da articulação é repartir a carga do fémur pelos dois côndilos da tibia.

A carga de compressão foi aplicada 1 milhão de ciclos em dois dos modelos, como representativa de um período de 3 e 6 meses de actividade in-vivo [53]; um terceiro modelo foi sujeito a três milhões de ciclos representando neste caso um período de 9 a 18 meses de actividade fisiológica in-vivo.

Os micromovimentos foram continuamente registados nos primeiros 100 ciclos, posteriormente foi guardado um ciclo completo a cada 60 ciclos até um milhão de ciclos (16665 registos). Para o caso do modelo sujeito a três milhões de ciclos, os deslocamentos relativos medidos a partir de um milhão de ciclos foram registados a cada 100 ciclos (18665 registos).

Os deslocamentos relativos registados e medidos em cada ciclo foram separados em deslocamentos permanentes e elásticos. O deslocamento permanente foi medido através da diferença entre a média dos primeiros e últimos 1000 ciclos do deslocamento mínimo registado em cada ciclo. Este deslocamento não é recuperado após a remoção da aplicação da carga. O deslocamento elástico foi medido em cada ciclo como a diferença entre os valores máximo e

mínimo observados. Estas medições foram realizadas para ensaios até 1 milhão de ciclos, incluindo o modelo sujeito a 3 milhões de ciclos.

Realizaram-se, posteriormente aos ensaios dinâmicos, cortes nos modelos nas zonas das cavidades para identificação de possíveis fissuras no cimento das cavidades e confirmação do seu pleno enchimento. Após o corte efectuou-se um polimento das superfícies de forma a melhorar o estado da superfície. Para detecção de eventuais fissuras no cimento utilizaram-se líquidos penetrantes, para o que se utilizou inicialmente líquido para desengorduramento das superfícies, “Velnet-solnet” R2.60. De seguida utilizou-se um líquido penetrante “Rotvel avio B” R2.72 e finalmente um revelador “Rotrivelu”/”White W” R.282, sendo todos os produtos do fabricante CGM.

6.6.2.3 - Modelos numéricos

A geração do modelo numérico com haste combinada foi feita de acordo com os métodos aplicados na geração dos modelos numéricos desenvolvidos no capítulo 4 e 5. A geometria tridimensional da tibia onde foram implantados o prato tibial e haste combinada foi a mesma referida no capítulo 4 e 5 e corresponde à geometria dos modelos experimentais utilizados (modelos 3302 esquerdos, Pacific Research Labs, Vashon Island, WA, USA,). As geometrias do prato e haste combinada foram obtidas das modelações realizadas e utilizadas para a fabricação do prato e haste dos modelos experimentais.

O modelo do conjunto tibia, prato tibial e haste em superfícies foi modelado na aplicação de CAD com base nas geometrias individuais dos diferentes componentes e nas posições relativas entre o prato tibial e a tibia resultante das medições realizadas nas radiografias antero-posterior e medial-lateral e nas medições realizadas na máquina de coordenadas (Aberlink, Maxim ,UK) no modelo experimental. O modelo de conjunto comporta as superfícies do osso cortical e esponjoso da tibia, as superfícies do prato tibial e haste, as superfícies das cavidades com cimento entre o corpo da haste combinada e o osso e as superfícies do manto de cimento entre o prato tibial e a superfície proximal da tibia (Fig. 6.44).

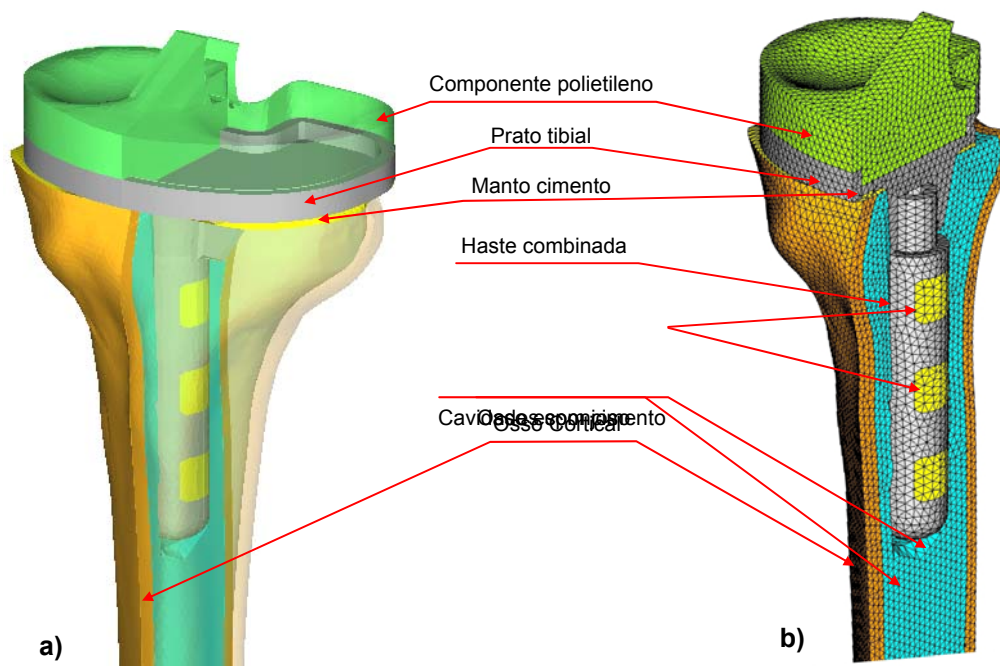


Figura 6.44 – a) Imagem das superfícies da tibia proximal e b) malha de elementos finitos.

A malha de elementos finitos foi gerada com base no modelo de superfícies do conjunto montado (Fig. 6.44). Como no capítulo 4 e 5, a malha tridimensional de elementos tetraédricos foi gerada a partir da malha triangular de 3 nós de superfície criada nas diferentes superfícies tridimensionais do modelo de CAD. O tamanho do elemento triangular de 3 nós foi o mesmo dos modelos da tibia anteriormente estudados com 1.8mm de lado, resultando esta dimensão do estudo de convergência apresentado no capítulo 4.

As malhas de superfície e posteriormente a malha tridimensional global foram geradas automaticamente com o mesmo software referido anteriormente (Altair HyperMesh v6.0, Troy, Michigan, USA). Após a geração das malhas verificou-se que os diferentes parâmetros geométricos dos elementos gerados estavam dentro dos limites especificados pela aplicação. O número de elementos foi de 256519 e o número de nós de 56757.

Depois da geração das malhas tridimensionais de elementos finitos, da definição das condições fronteira e das propriedades dos materiais, importaram-se os modelos para a aplicação de análise estrutural (Marc Research Analysis, Palo Alto, CA, USA).

A simulação para cada modelo foi realizada supondo contacto com atrito entre implantes, osso, cimento e polietileno. No caso do cimento contido nas cavidades da haste, tal como no modelo simples estudado anteriormente, utilizaram-se duas condições de interface cimento-haste: uma em que esta foi considerada colada (modelo colado) e outra em que se utilizou um coeficiente de atrito (modelo em atrito). O resultado destes modelos foi comparado com os resultados obtidos no ensaio experimental estático descrito antes.

No entanto, para o modelo numérico desenvolvido para avaliação e comparação dos parâmetros biomecânicos com os modelos convencionais (capítulo 5) utilizou-se a condição de contacto entre a haste e o cimento em atrito ($\mu=0.25$). Este parece ser o cenário mais provável a médio e longo prazo e também o mais penalizante para a estabilidade do modelo, resultado da reduzida superfície de contacto entre a haste e o cimento.

Os coeficientes de atrito entre os implantes metálicos e o cimento, implante e osso e implante e polietileno foram os mesmos utilizados no capítulo 4 e 5 e encontram-se na tabela 6.16.

Tabela 6.16 – Coeficientes de atrito utilizados nos modelos numéricos.

Interface	Coefficiente de atrito
Prato tibial - Polietileno	$\mu=0.045$
Prato tibial - Cimento	$\mu=0.25$
Prato - Osso	$\mu=0.3$
Haste combinada - Osso	$\mu=0.3$
Haste – Cimento (cavidades)	$\mu=0.25$ ou colado

A interface entre o cimento e o osso debaixo do prato tibial foi considerada colada no modelo numérico para comparação com o modelo experimental. No entanto, considerou-se no modelo numérico utilizado para avaliação dos diferentes parâmetros biomecânicos a mesma condição de interface dos modelos convencionais analisados no capítulo 5, onde esta interface foi considerada em contacto com um coeficiente de atrito de $\mu=1$. O algoritmo de contacto utilizado foi o do nó-superfície e o modelo de atrito o de Coulomb. Considerou-se, tal como anteriormente, que todas as superfícies dos diversos componentes estavam simplesmente em contacto, sem zonas de

interferência ou separadas. Esta consideração é bastante simplificada relativamente à realidade dos modelos experimentais.

O modelo numérico foi, numa primeira fase, comparado com o modelo experimental de forma a proceder-se à sua validação e posteriormente serviu para a avaliação de parâmetros biomecânicos não possíveis de analisar no modelo experimental. Estas diferentes finalidades do modelo numérico levaram à utilização de condições de fronteira, materiais e condições de contacto na interface cimento-osso debaixo do prato tibial diferentes para as duas situações.

Para a validação do modelo numérico foram reproduzidas as condições de carregamento e materiais utilizados no modelo experimental. Para a avaliação dos parâmetros biomecânicos, as condições de carregamento, contacto e os materiais utilizados no prato e haste foram os referidos no capítulo 5. Estas condições permitiram a comparação deste modelo com os modelos convencionais já analisados.

Modelo numérico para validação com modelo experimental

Com o objectivo de representar as condições exactas do modelo experimental no modelo numérico, realizou-se, numa primeira fase o alinhamento geométrico deste relativamente a zona de encastramento, tendo em consideração o alinhamento do modelo experimental. De seguida assinalou-se a correcta posição das rosetas sobre a superfície do modelo numérico, assim como a correcta posição da aplicação das forças nos cêndilos medial e lateral. O alinhamento geométrico do modelo relativamente à zona de encastramento e as posições das rosetas foram determinados com base na informação das medições feitas com a máquina de medição por coordenadas.

O encastramento da tibia foi feito na zona distal no início do maléolo, fixando-se os graus de liberdade dos nós de modelo numérico em todas as direcções. As cargas foram aplicadas (580N, 870N, 1160N e 1450N) na direcção do alinhamento da tibia nos cêndilos medial e lateral (uniformemente distribuídas no polietileno de acordo com a geometria dos adaptadores utilizados no modelo experimental) independentemente, tal como realizado no modelo experimental. As propriedades mecânicas utilizadas para o osso cortical e esponjoso dos modelos de osso compósito foram as indicadas pelo fabricante [54]. Para o caso dos implantes metálicos, prato tibial e haste combinada, os valores estão de acordo com o material em que estes foram fabricados (Aço Din 30NiCrMo16-6). Para o cimento as propriedades utilizadas foram as descritas por Murphy et al [55]. Todos os materiais foram considerados isotrópicos e homogêneos e as propriedades estão resumidas na tabela 6.17.

Tabela 6.17 – Propriedades mecânicas do modelo numérico para validação.

	Material	Módulo de Elasticidade (GPa)	Coefficiente de Poisson
Osso esponjoso	Espuma de poliuretano	0.104	0.3
Osso Cortical	Fibra de vidro Resina epóxico	12.4	0.3
Prato tibial	(Aço Din 30NiCrMo16-6)	210	0.3
Hastes	(Aço Din 30NiCrMo16-6)	210	0.3
Componente tibial polietileno	Polietileno	0.5	0.3
Cimento	Poli-metacrilato-metil	2.28	0.3

Os resultados obtidos experimentalmente foram analisados na superfície do modelo numérico nos nós mais próximos da localização das rosetas de extensómetros e no plano correspondente às deformações principais mínima, intermédia e máxima. Verificou-se que as deformações principais no modelo numérico correspondiam a deformações tangenciais à superfície e não à sua perpendicular, já que em algumas localizações a deformação principal mínima ou máxima foi na direcção perpendicular à superfície do modelo onde se localiza a roseta. Assim, em algumas posições a deformação principal intermédia do modelo numérico corresponde à deformação principal obtida no modelo experimental. Foram registadas todas as deformações correspondentes aos diferentes níveis de carga e cõndilo carregado. Também foram analisados os deslocamentos relativos entre o prato tibial e o osso cortical proximal nas posições dos LVDT's no modelo experimental.

Todos os valores numéricos obtidos com as duas condições de interface (colada ou atrito) entre o cimento das cavidades e a haste foram comparados com os valores médios dos cinco carregamentos efectuados no modelo experimental, analisando-se a sua linearidade com os níveis de carga aplicada, os coeficientes de correlação e as regressões lineares entre os mesmos. Um valor de correlação R^2 , próximo de um, e um valor de intersecção pequeno indicam-nos uma boa correlação entre os resultados numéricos e experimentais.

Foi igualmente determinado o erro quadrático médio (RMSE) de forma a quantificar todas as diferenças absolutas entre os valores numéricos e experimentais das extensões principais. Este foi também expresso em termos de percentagem relativamente à deformação experimental máxima (RMSE %).

Avaliou-se também a significância das diferenças das médias entre os resultados experimentais dos modelos com haste combinada e intacto utilizando o teste estatístico t-student para amostras independentes, para o qual se considerou uma diferença significativa para $p < 0.05$. Foi analisado o efeito de strain-shielding com base nos resultados obtidos experimentalmente nos modelos intacto e com haste combinada.

Modelo numérico para avaliação dos parâmetros biomecânicos

O desenvolvimento específico deste modelo numérico teve como objectivo fundamental a avaliação dos diferentes parâmetros biomecânicos não possíveis de avaliar experimentalmente e importantes para prever o desempenho do novo conceito de haste. Igualmente, este modelo numérico pretendeu tornar comparáveis os diferentes parâmetros biomecânicos com este conceito de haste. Assim, de forma a aproximar este modelo da realidade fisiológica do joelho natural, impôs-se neste as condições de carregamento idênticas às referidos no capítulo 5.

As cargas aplicadas ao modelo são representativas do ciclo de marcha (45%), com o pé totalmente a apoiado e estão assinaladas esquematicamente na Fig. 5.2. Os valores das forças e momentos aplicados ao modelo encontram-se na tabela 5.4. Além das forças na direcção axial da tibia aplicadas nos cõndilos medial e lateral do componente em polietileno foram também sobrepostas as forças antero-posterior, momento interno-externo e a força do ligamento patelar na tibia. A força axial foi repartida entre o cõndilo medial (60%) e lateral (40%) [27].

As propriedades mecânicas do prato tibial e haste combinada utilizadas neste modelo foram de titânio com um módulo de elasticidade de 110GPa e um coeficiente de Poisson de 0.3. A interface entre o manto de cimento debaixo do prato tibial e a tibia foi considerada em contacto com um coeficiente de atrito $\mu=1$, devido ao facto de vários estudos clínicos relataram o descolamento entre o cimento e osso com o surgimento de radiolucências (linhas de separação) na tibia. Estas

duas condições em conjunto com o sistema de cargas aplicadas permitem uma análise dos diferentes parâmetros biomecânicos de uma forma mais próxima das condições fisiológicas e de forma comparativa com as dos modelos convencionais estudados no capítulo 5.

Assim, analisou-se a repartição de carga na interface osso-cimento debaixo do prato tibial, as deformações principais de compressão e corte no osso da mesma interface, os micromovimentos entre o prato tibial e o osso cortical, os micromovimentos na interface osso-cimento, as deformações principais mínimas no osso cortical, as deformações principais mínimas no osso esponjoso em contacto com a haste, os micromovimentos entre a haste e o osso na sua interface, as tensões no manto de cimento debaixo do prato tibial e no cimento das cavidades da haste combinada, as zonas de contacto entre a haste e o osso e as tensões equivalentes na haste.

6.6.3 - Resultados e discussão do modelo experimental versus modelo numérico

Os resultados das extensões do modelo experimental da tibia com haste combinada resultaram do procedimento de ensaio estático descrito anteriormente e foram directamente comparados com as deformações do modelo numérico para validação com o modelo experimental com duas condições de interface cimento-haste, uma colada (modelo colado) e outra em contacto (modelo em atrito).

Foram determinadas as médias das extensões principais mínimas e máximas dos cinco carregamentos realizados para cada nível de carga (580N, 870N, 1160N e 1450N), assim como o desvio padrão. Este último foi inferior a 5% da média das extensões principais para a maioria das posições, com a excepção das posições onde as extensões foram em média inferiores a 80×10^{-6} m/m. A linearidade obtida entre o nível de carga e as extensões principais nas diferentes posições revelou um coeficiente de regressão linear para as diferentes posições de $R^2 > 0.96$. A figura 6.45 apresenta as extensões obtidas para os diferentes níveis de carga com carregamento no côndilo medial e lateral para o modelo de haste combinada.

Procedeu-se, igualmente, à análise da significância (t-student) das médias dos valores das extensões principais obtidos no modelo com haste combinada relativamente ao modelo da tibia intacta analisada no capítulo 4 (tabela 6.18).

Tabela 6.18 – Valores p de significância das diferenças da média das extensões dos quatro carregamentos do modelo da tibia com haste combinada relativamente à tibia intacta.

Posição da roseta		P0	P1	P2	P3	AM1	AM2	AM3	L1	L2	L3
3₁	Carga no côndilo medial	0,010	0,033	0,005	0,393	0,009	0,008	0,007	0,005	0,049	0,004
	Carga no côndilo lateral	0,001	0,016	0,012	0,056	0,011	0,018	0,019	0,006	0,3	0,136
3₂	Carga no côndilo medial	0,009	0,339	0,141	0,131	0,007	0,005	0,004	0,178	0,054	0,003
	Carga no côndilo lateral	0,007	0,009	0,009	0,005	0,003	0,026	0,006	0,041	0,307	0,255

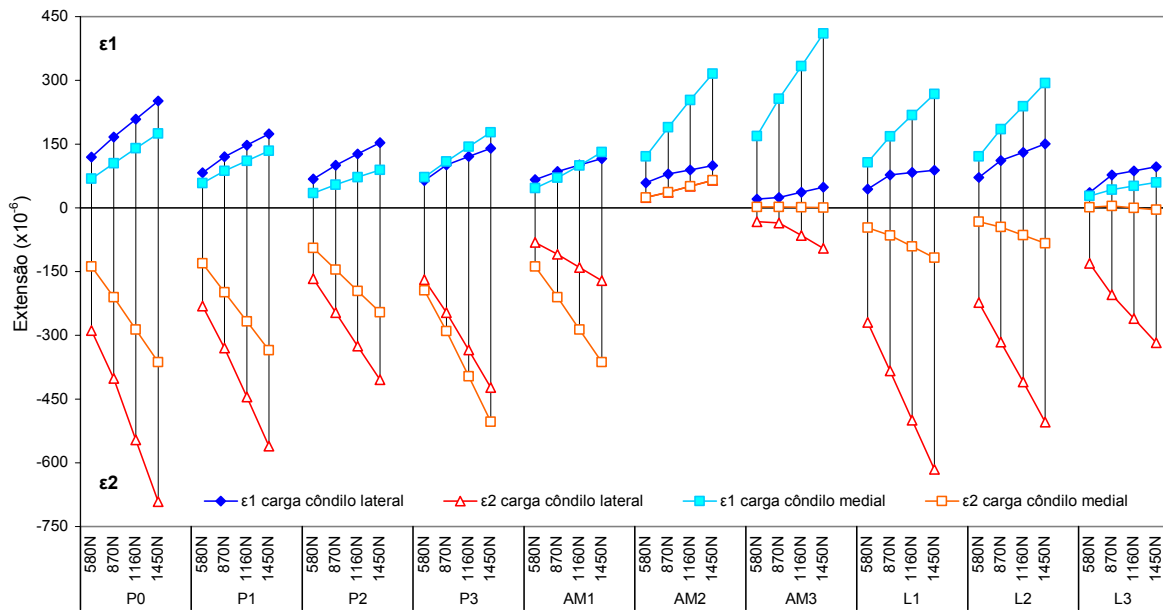


Figura 6.45 – Valor médio das extensões experimentais, na tibia, com carregamento nos cõndilos medial e lateral.

Pode-se observar que a maior parte das posições registaram um diferença significativa ($p < 0,05$) entre as extensões obtidas no modelo com haste combinada e no modelo intacto. Estas diferenças significativas revelam um efeito de strain shielding na maioria das posições, sendo que as extensões diminuíram aquando da colocação do prato e da haste. Na figura 6.46 estão representadas as extensões principais dos modelos intacto e com haste combinada para carregamento no cõndilo lateral de 870N, onde é visível a diminuição dos valores das extensões, sendo as posições mais proximais aquelas que evidenciam as maiores diferenças absolutas.

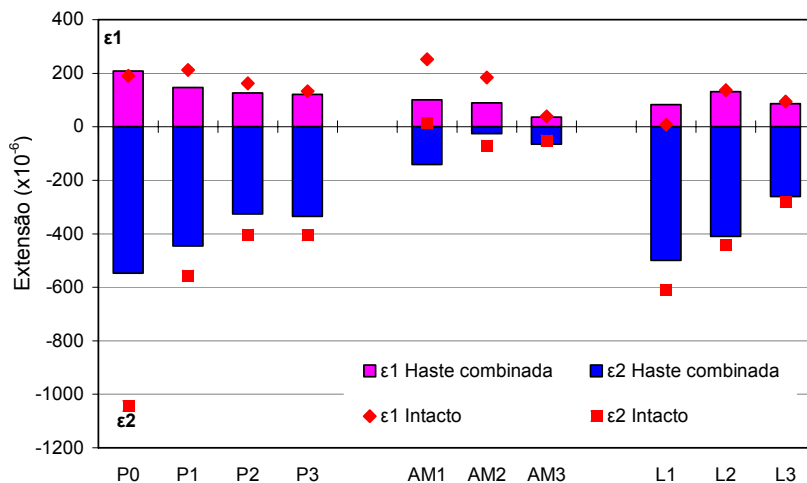


Figura 6.46 – Extensões dos modelos intacto e de haste combinada no caso de carregamento lateral (870N).

A comparação dos valores das extensões do modelo experimental com as deformações dos modelos numérico colado e em atrito (Fig. 6.47) foi realizada para os diferentes níveis de carga e

tipos de carregamento (medial e lateral). Os desvios encontrados foram proporcionais aos níveis de carga aplicados. Assim, apresenta-se somente a comparação para as duas condições de carregamento utilizadas apenas num nível de carga. Para aproximar os carregamentos das cargas fisiológicas sobre o joelho, a comparação realizou-se para o caso de carregamento medial com uma carga de 1160N e para o caso de carregamento no côndilo medial com 870N. Os resultados experimentais são apresentados em termos de média e desvio padrão dos cinco carregamentos utilizados. Os resultados dos modelos numéricos correspondem às duas condições de interface entre a haste e o cimento. No modelo colado o cimento das cavidades foi considerado perfeitamente solidário à haste, enquanto o modelo em contacto com atrito se considerou com um coeficiente $\mu=0.25$. Para ambos, o cimento debaixo do prato tibial foi considerado colado ao osso.

Os resultados das deformações principais nos modelos numéricos (colado ou atrito) não revelaram diferenças para as diferentes posições, como é possível verificar na figura 6.47.

Os resultados das extensões e das deformações principais nos modelos numéricos evidenciaram, de forma global, uma boa correlação entre si para as diferentes posições. No entanto, tal como já sucedido aquando da análise dos modelos convencionais no capítulo 4, algumas posições revelaram diferenças mais importantes entre o modelo experimental e o modelo numérico. As posições P0, L2 e L3 revelaram diferenças para a extensão-deformação principal mínima superior a dez vezes o desvio padrão, não se verificando diferenças tão elevadas para a deformação principal máxima. Este comportamento foi idêntico ao dos modelos com hastes convencionais. De forma a realizar uma avaliação global da correspondência entre os valores numéricos e os valores experimentais das diferentes posições procedeu-se à realização de regressões lineares para as duas condições de carga (Fig. 6.48). Determinaram-se os declives e a intersecção da regressão, assim como os valores de correlação (R^2) para os casos de carga medial e lateral.

Determinaram-se os desvios quadráticos médios (RMSE) entre os valores numéricos e experimentais. Este desvio foi também expresso em percentagem da extensão máxima do modelo experimental (RMSE%).

As diferenças das regressões lineares entre os valores do modelo experimental e o modelo colado ou em atrito não são perceptíveis. O declive para ambas as configurações de carga variou entre 1.12, para o carregamento medial, e 0.9 para o carregamento lateral, situando-se ambos próximos de 1. Os valores de intersecção variaram entre $0.02 \times 10^{-6} \text{m/m}$ e $4.68 \times 10^{-6} \text{m/m}$, sendo mais elevados no modelo com carregamento lateral e situando-se os valores obtidos no carregamento medial muito próximos de 0. Relativamente aos valores de correlação R^2 , variaram entre 0.90 e 0.96, sendo mais elevados os valores obtidos para o modelo com carregamento medial. Pode dizer-se, de forma genérica e com base nestes valores, que os modelos numéricos (atrato ou colado) com carregamento medial estiveram mais próximos de replicar o modelo experimental correspondente.

Em termos do desvio global entre extensões e deformações, medido através do desvio quadrático médio (RMSE), o modelo com carregamento medial foi aquele que apresentou o menor desvio, com $12 \times 10^{-6} \text{m/m}$, e o carregamento lateral o que implicou maior desvio, com $17 \times 10^{-6} \text{m/m}$, não se verificando diferenças entre os modelos colado ou em atrito. Em termos do desvio quadrático médio expresso em percentagem, o modelo com carregamento medial apresentou um valor de 2.2%, enquanto o modelo com carregamento lateral de 4.5%. Estes resultados são da mesma ordem de grandeza dos observados aquando da validação numérico-experimental realizada para os modelos convencionais no capítulo 4.

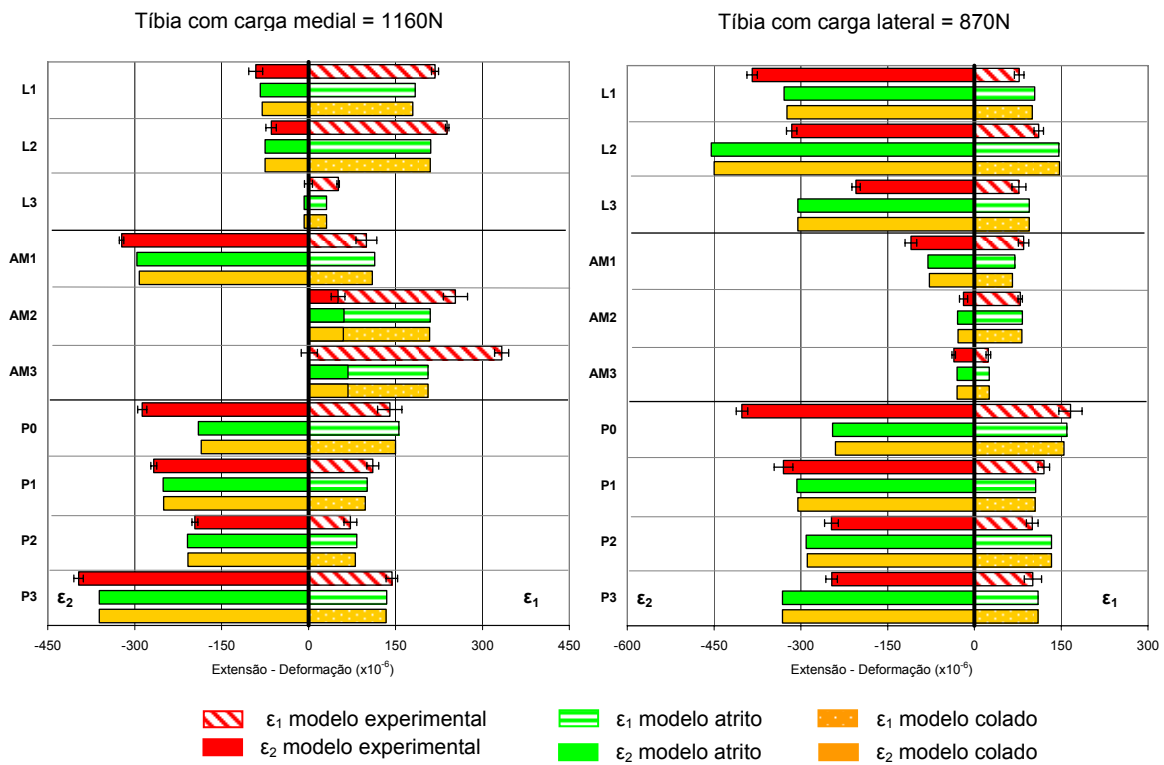


Figura 6.47 - Extensões principais e deformações principais da tíbia com haste combinada.

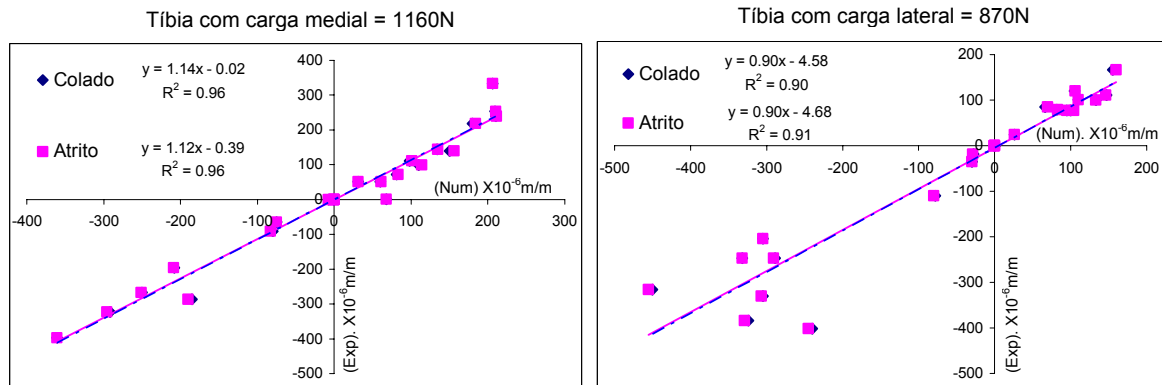


Figura 6.48 – Curvas de regressão linear para a tíbia em carregamento medial e lateral entre os valores numéricos dos modelos colado e em atrito e os valores experimentais.

Apesar de alguns desvios em determinadas posições, para um determinado tipo de extensão-deformação principal, as regressões lineares mostraram que os modelos em atrito ou colados permitem bons resultados, em termos de declives e correlação R^2 , próximos de 1 e em termos de intersecção próximos de zero. A reunião de valores de declives entre 0.9 e 1.1 e valores de erro médios (RMSE %) inferiores a 10% indicam, de facto, bom resultado para a validação dos modelos numéricos [56,57].

Além da medição das extensões na superfície do osso cortical foram medidos os deslocamentos relativos entre o prato tibial e o osso cortical através dos LVDT's colocados nestas posições. Assim, numa primeira fase procurou-se analisar a resposta do modelo em termos da linearidade

dos deslocamentos com a carga aplicada, onde se verificou um comportamento linear (Fig. 6.49) entre os mesmos para as duas condições de carga analisadas com um valor de correlação $R^2 > 0.98$. Os desvios padrão máximo, após cinco carregamentos para cada nível de carga, foram inferiores a $1\mu\text{m}$ para ambas as posições.

Tal como para as deformações e extensões, comparou-se os valores de deslocamento relativo do modelo experimental com os valores observados nos modelos numéricos (atrído e colado). A comparação entre estes foi realizada para ambos os tipos de carregamento medial e lateral para os níveis de carga utilizados previamente na comparação das extensões-deformações (Fig. 6.49).

Como se observa na figura 6.49, as diferenças entre os deslocamentos relativos dos modelos em atrído e colado foram inferiores a $0,2\mu\text{m}$. Estes resultados não permitem considerar nenhum dos modelos como sendo mais capaz de reproduzir o modelo experimental em termos de deslocamentos relativos.

Relativamente aos desvios encontrados entre os modelos numéricos e experimental, estes foram máximos para o caso de carregamento lateral na posição anterior, onde a diferença absoluta foi de $5.8\mu\text{m}$. Nos restantes casos de carga e posições, os modelos numéricos seguiram aproximadamente o comportamento do modelo experimental, sendo a maior diferença absoluta de $2.2\mu\text{m}$ para o caso de carga medial na posição anterior. A regressão linear entre os valores numéricos e experimentais revelou um coeficiente de correlação $R^2 = 0.86$, inferior aos observados anteriormente para o caso da correlação entre as extensões e as deformações. Em resumo, podemos dizer que os modelos numéricos tiveram mais dificuldade em reproduzir o comportamento dos deslocamentos do modelo experimental na posição anterior, já que foram aqueles que mais se afastaram dos valores do modelo experimental. Uma das razões que pode eventualmente explicar tal facto é a complexidade geométrica do modelo numérico na zona da tuboriedade da tibia onde se fixou o corpo do LVDT. Assim, esta transição geométrica poderá ter contribuído, eventualmente, para uma menor capacidade de reprodução do modelo numérico nesta posição.

Tendo em conta os valores de correlação e os desvios quadráticos médios entre as extensões e as deformações, assim como o comportamento ao nível dos deslocamentos relativos entre os mesmos, podemos aceitar que os modelos numéricos em atrído ou colado são capazes de reproduzir de forma bastante aproximada o comportamento do modelo experimental da tibia com haste combinada para diferentes configuração de carga. Podemos também concluir que o facto do cimento se considerar colado ou em atrído em relação à haste na zona das cavidades, pouco influencia os estados de deformação no osso cortical, assim como os micromovimentos relativos entre o prato e o osso cortical. Na validação dos modelos simples com haste combinada verificou-se uma diferença muito reduzida dos deslocamentos axiais do disco (prato tibial) relativamente ao corpo em alumínio (cortical) do modelo simples (colado ou atrído). Registou-se, ainda, uma diferença significativamente superior entre os dois modelos numéricos em atrído ou colado para o caso do deslocamento em rotação do disco (prato tibial), sendo que nesse caso o modelo colado se aproximou mais dos resultados obtidos no modelo experimental (Fig. 6.18).

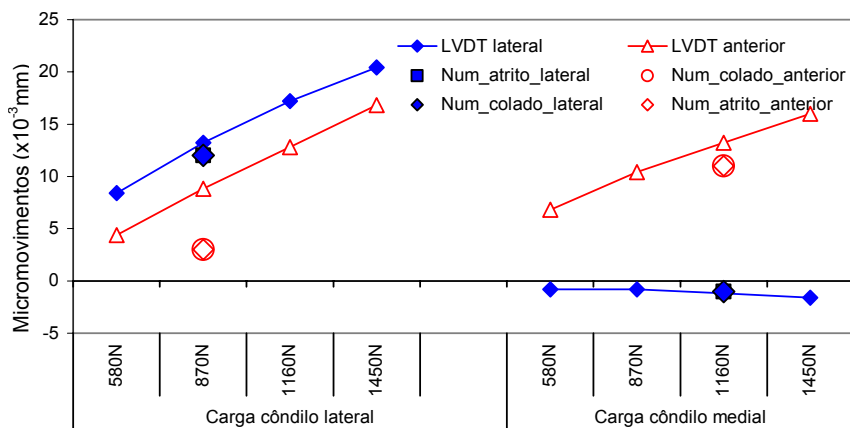


Figura 6.49 – Valor médio dos micromovimentos entre o prato tibial e o osso cortical nos LVDT's para os diferentes níveis de carga e valores dos modelos numéricos colado e atrito.

6.6.4 - Resultados e discussão da haste combinada versus hastes convencionais

6.6.4.1 - Repartio de carga entre osso e haste

O modelo com haste combinada  designado nas figuras por **H_combi**, sendo a designao dos modelos com haste convencional cimentada (**H_cim**) e haste press-fit longa (**HPF_longa**), as utilizadas no capítulo 5.

A repartio da carga axial aplicada ao componente de polietileno da tíbia na interface osso-cimento entre o osso cortical e osso esponjoso, bem como a carga transmitida pela haste para a zona mais distal do osso encontram-se na figura 6.50.

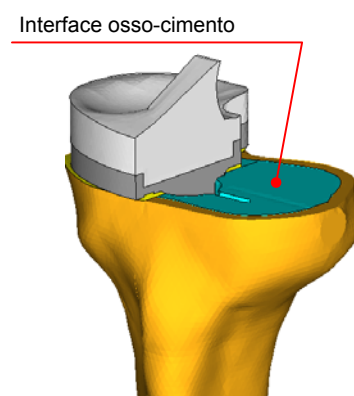
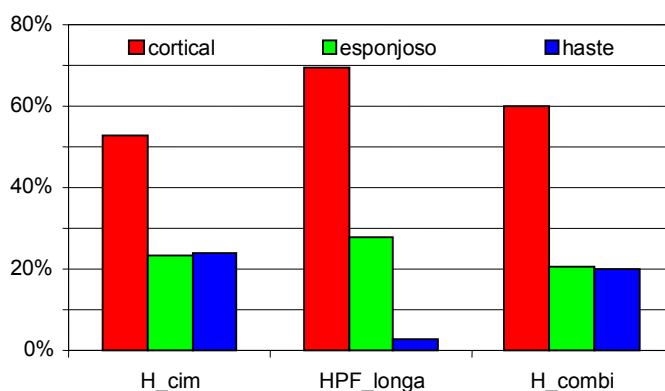


Figura 6.50 - Repartio da carga axial na interface cimento-osso.

Com base nos resultados obtidos  possível verificar que o modelo **H_combi** permite uma efectiva transferência da carga axial aplicada ao componente tibial para a zona da diáfise da tíbia. A carga transferida pela haste é de 20%, permitindo uma reduo do esforço axial no osso cortical e no osso esponjoso na interface osso-cimento. Este comportamento é muito próximo do analisado anteriormente para a haste totalmente cimentada, onde a mesma apresenta uma

capacidade de transferência de carga de 24%, contrariamente ao modelo com haste *press-fit* longa onde a capacidade de transferência de carga pela haste foi de apenas 3%. Estes resultados permitem igualmente verificar que o novo conceito de haste não altera significativamente a carga transmitida ao osso esponjoso relativamente aos conceitos convencionais, estando este facto directamente ligado à rigidez do conjunto prato-manto de cimento, como referido oportunamente no capítulo 5.

O novo conceito de haste aumentou em 7% a carga transmitida ao osso cortical relativamente à haste cimentada e permitiu uma redução de 10% relativamente à haste *press-fit*. Assim, podemos dizer que para o osso cortical da interface osso-cimento o novo conceito de haste tem um comportamento que se situa entre as duas hastes convencionais. Este comportamento está de acordo com o observado no modelo simples, onde a carga transferida à espuma (osso esponjoso), para o modelo haste combinada, se situava entre o modelo de haste cimentada e o modelo *press-fit* (tabela 6.10).

Segundo Engh [58] a capacidade de transferência de carga através da haste combinada para a zona da diáfise do osso é bastante importante em casos onde se verificam defeitos não contidos do tipo 2 (ausência localizada de osso cortical na periferia) ou tipo 3 na superfície condilar, ou ainda quando a qualidade do osso na mesma zona seja reduzida, pondo em causa o apoio ao prato tibial.

6.6.4.2 - Micromovimentos entre o prato tibial e o osso

Os micromovimentos entre o prato tibial e o osso cortical na direcção axial na zona proximal da tibia, a 10mm da interface osso-cimento para o novo conceito de haste (figura 6.51) revelou, relativamente aos modelos convencionais, um aumento dos micromovimentos nos lados medial e lateral.

O aumento mais significativo dos micromovimentos ocorreu no lado lateral, com cerca de 60% relativamente aos modelos convencionais. Na figura 6.52 está apresentado o valor médio (medial e lateral) de aumento dos micromovimentos entre o prato e o osso cortical relativamente aos modelos convencionais.

O aumento dos micromovimentos relativamente aos modelos convencionais poderá ser explicado de acordo com o referido no capítulo 5, onde se verificou que o que parece ser determinante para este tipo de estabilidade é o comprimento da haste e não o seu modo de fixação ao osso. De facto, para hastes de comprimentos idênticos como o caso da haste cimentada (**H_cim**) e haste *press-fit* curta (**HPF_curta**) a diferença de micromovimentos foi inferior a 3.5%.

A nova haste foi fixa a um prato tibial modificado relativamente aos utilizados nos modelos com haste convencional. Esta alteração do prato na zona da haste monobloco, para a fixação da haste combinada, reduziu o seu comprimento (Fig. 6.37) em cerca de 30mm relativamente ao prato comercial. Assim, a extremidade da haste combinada situa-se distalmente a 30mm da extremidade da haste cimentada e 80mm da haste *press-fit* longa.

A modificação do prato tibial, bem como a rigidez da haste podem ser explicações a ter em conta no aumento dos micromovimentos verificados com o novo conceito de haste, já que nos modelos simples experimentais os micromovimentos do prato relativamente ao corpo em alumínio simulando osso cortical não foram significativamente ($p > 0.05$) diferentes entre a haste cimentada e a haste combinada para o caso de carga 3, onde a carga aplicada se encontrava alinhada com

as cavidades da haste (tabela 6.8). No modelo da tíbia aqui analisado, as cavidades da haste estão alinhadas com as principais cargas aplicadas nos côndilos medial e lateral.

No entanto, devemos ter em conta que em termos absolutos, a diferença máxima de micromovimentos foi inferior a $2\mu\text{m}$ no lado lateral para a haste cimentada, não se podendo concluir que esta diferença seja suficiente para aumentar o risco de falência devido à menor estabilidade proporcionada pela nova haste.

O menor comprimento do conjunto prato-haste, relativamente aos modelos convencionais, permite reduzir o dano realizado ao osso para sua implantação, conservando um maior volume ósseo.

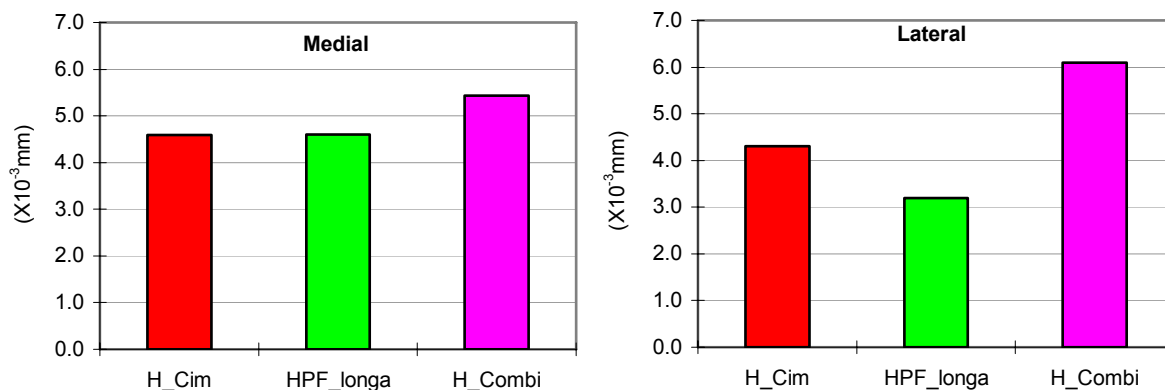


Figura 6.51 - Deslocamento relativo na direcção axial entre o prato tibial e o osso cortical a 10mm da interface osso-cimento nos lados medial e lateral.

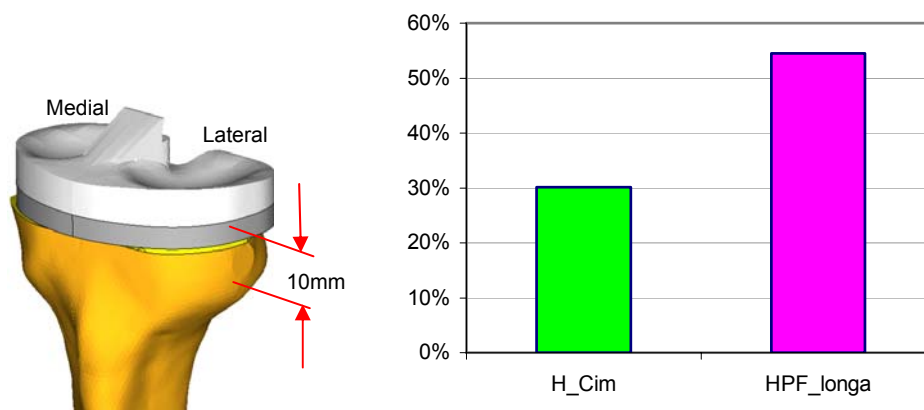


Figura 6.52 – Aumento médio (medial e lateral) dos micromovimentos totais do prato tibial da nova haste relativamente às hastes convencionais.

6.6.4.3 - Deformação no osso esponjoso

As deformações principais mínimas e de corte foram analisadas para o modelo de haste combinada na interface osso-cimento em toda a direcção medial-lateral (Fig. 6.53). Os resultados das deformações principais mínimas no osso esponjoso no modelo de haste combinada foram ligeiramente inferiores aos obtidos para a haste *press-fit*, sendo a diferença média cerca de 4%. Estes resultados estão de acordo com a repartição de carga observada anteriormente, onde a

diferença de carga transmitida entre estes dois modelos no osso esponjoso foi de 3%, sendo superior para o caso do modelo de haste cimentada. Como foi dito anteriormente, o maior impacto da capacidade de transferência de carga através da haste para a zona da diáfise da tibia reflecte-se essencialmente no osso cortical. Nas zonas do osso cortical, nas extremidades do alinhamento estudado, verificou-se que as deformações principais mínimas são superiores em cerca de 30% no modelo de haste combinada relativamente ao modelo de haste cimentada.

O novo conceito de haste aumenta os níveis das deformações de corte relativamente ao modelo de haste cimentada, principalmente no lado medial onde o valor máximo aumentou 11%. No lado lateral, o comportamento dos dois tipos de haste foi idêntico, no entanto em comparação com a haste *press-fit* este tipo de haste permitiu uma redução de 10% no valor de pico no lado medial e 34% no lado lateral.

O aumento dos esforços de corte relativamente ao modelo de haste cimentada poderá ter origem no desenho da haste, sendo que a única resistência que a mesma oferece aos esforços de torção aplicados ao prato acontece na zona das cavidades com cimento em contacto com a face plana da haste e colado ao osso. Pelo contrário, a haste cimentada possui 4 zonas convexas na sua periferia e ao longo do seu comprimento que funcionam como cunhas contra o cimento, oferecendo uma maior resistência aos esforços de torção aplicados ao prato e, desta forma reduzem os esforços de corte no osso na interface osso-cimento. Em resumo, o novo conceito de haste permite obter um comportamento, ao nível das deformações principais mínimas no osso, idêntico ao modelo convencional com haste cimentada. Este resultado está de acordo com o observado aquando da análise do modelo simples (Fig. 6.21).

Quanto às deformações de corte, o comportamento situa-se entre os dois modelos convencionais haste cimentada e haste *press-fit*.

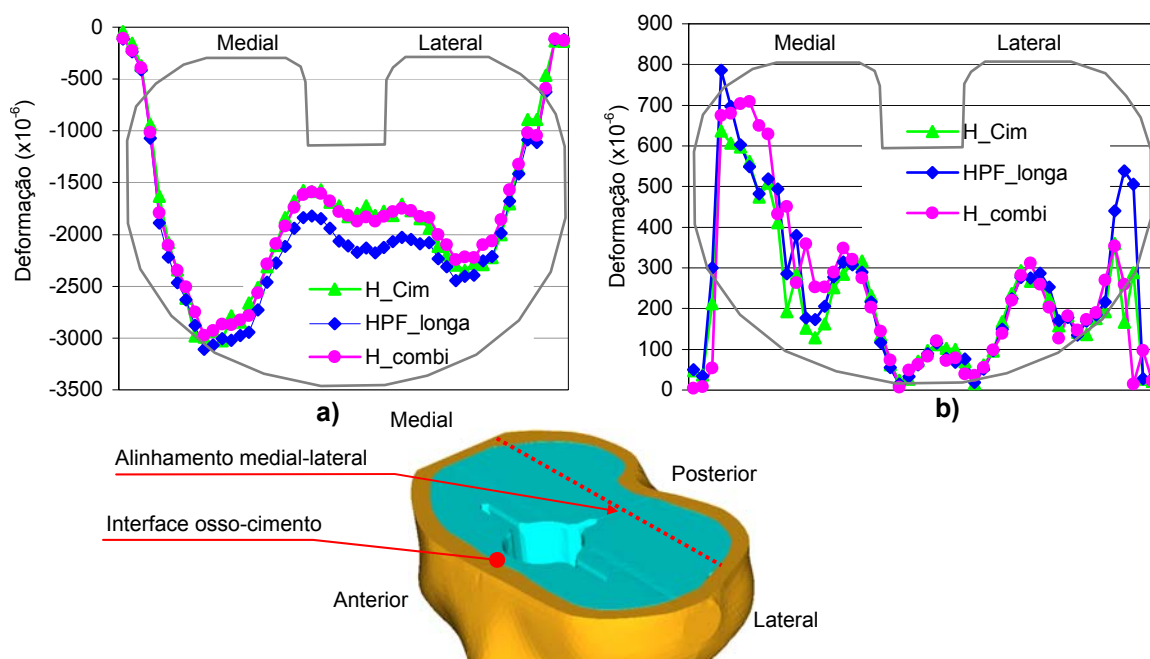


Figura 6.53 – a) Deformações principais mínimas; b) deformação de corte no osso na interface osso-cimento no alinhamento medial-lateral; c) esquema dos alinhamentos analisadas na interface.

6.6.4.4 - Micromovimentos na interface osso-cimento.

Para além da estabilidade entre o prato e o osso cortical analisou-se a estabilidade entre o manto de cimento e o osso na interface cimento-osso debaixo do prato tibial nas direcção antero-posterior e medial-lateral ao longo do alinhamento medial-lateral (Fig. 6.54).

Relativamente aos micromovimentos entre o manto de cimento e o osso, o novo conceito de haste tem um comportamento relativamente idêntico aos modelos com hastes convencionais. Na direcção antero-posterior registou-se um aumento do micromovimento médio relativamente a ambos os tipos de hastes convencionais. O maior desvio verificou-se no lado lateral, sendo o aumento médio de 35% relativamente à haste cimentada e de 19% relativamente à haste *press-fit*. Na direcção medial-lateral, com valores absolutos inferiores para qualquer tipo de haste, verificou-se uma diminuição de 19% relativamente à haste cimentada e 1% relativamente à haste *press-fit*. Em termos médios do micromovimento total (ambas as direcções) o novo conceito de haste originou um aumento médio de 15% relativamente à haste cimentada e 14% relativamente à haste *press-fit*.

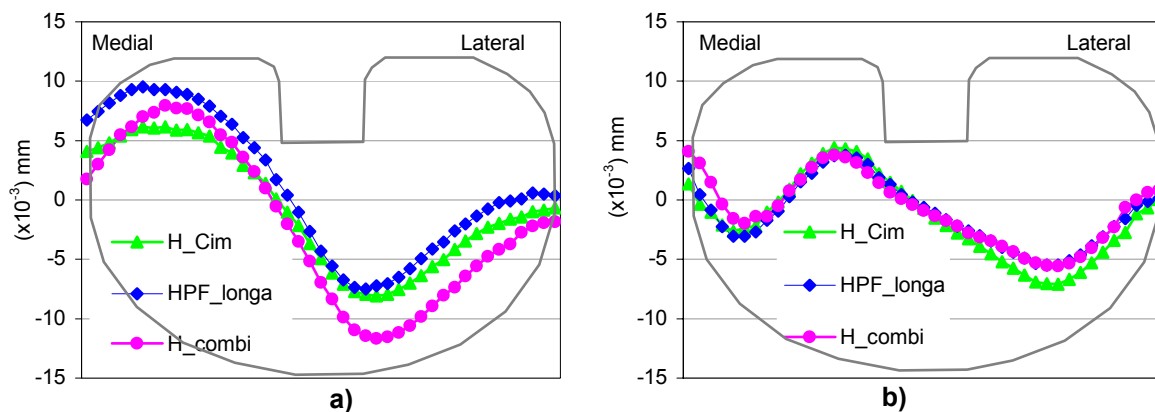


Figura 6.54 – a) Micromovimentos na interface osso-cimento ao longo do alinhamento medial-lateral na direcção antero-posterior e; b) medial-lateral.

O aumento de micromovimento na interface osso-cimento do novo conceito de haste relativamente à haste cimentada está de acordo com o observado aquando da análise do modelo simples (Fig. 6.21). No modelo simples, apesar da interface prato-espuma (osso esponjoso) não estar cimentada, a haste combinada apresentou os micromovimentos mais elevados relativamente aos modelos com haste cimentada e haste *press-fit* com aplicação da carga alinhada com as cavidades da haste combinada (caso de carga 3). Assim, uma das razões que podem justificar este aumento dos micromovimentos para este conceito de haste está ligado à menor rigidez que a mesma oferece nesta direcção de aplicação da carga. O alinhamento das cavidades com os côndilos medial e lateral foi decidido tendo em conta as menores deformações induzidas à espuma (osso esponjoso) na interface com a haste no caso do modelo simples para o caso de carga 3 (Fig. 6.22). Assim, no caso das cavidades da haste estarem em posição perpendicular à aplicação da carga (caso carga 2 do modelo simples) o micromovimento relativo seria eventualmente inferior, tal como o observado no modelo simples (Fig. 6.21). No entanto, as zonas mais susceptíveis à separação na interface osso-cimento são as extremidades do prato tibial, como indicam os resultados clínicos discutidos no capítulo 5. Assim, no caso do novo conceito de haste, nas zonas da extremidade do prato o mesmo revelou tendência para diminuir, em termos globais, os micromovimentos, em particular no lado medial na direcção antero-posterior.

6.6.4.5 - Deformações no osso cortical

As deformações principais mínimas nos 4 lados do osso cortical da tíbia, para o novo conceito de haste (Fig. 6.55) foram analisadas segundo os mesmos alinhamentos dos modelos convencionais do capítulo 5 (Fig. 5.12). O novo conceito de haste induz no osso cortical níveis de deformações nos lados posterior e medial, muito próximos dos observados no modelo de haste cimentada, mas com uma ligeira tendência para a redução do efeito de stress shielding, uma vez que na maioria dos pontos analisados os níveis de deformação absoluta são superiores aos do modelo de haste cimentada, aproximando-se mais do modelo intacto analisado no capítulo 5.

Nos lados anterior e lateral verificaram-se alterações mais significativas relativamente aos modelos convencionais. No lado anterior, o elevado gradiente observado na zona proximal em todos os modelos corresponde à força exercida pelo ligamento patelar. O pequeno gradiente registado nas deformações da haste combinada correspondente à posição da extremidade da haste, onde os valores de deformação são inferiores ao modelo com haste cimentada e aproximam-se dos valores obtidos com a haste *press-fit*. Este facto resulta do efeito de fulcro criado pela extremidade da haste no osso, já descrito anteriormente.

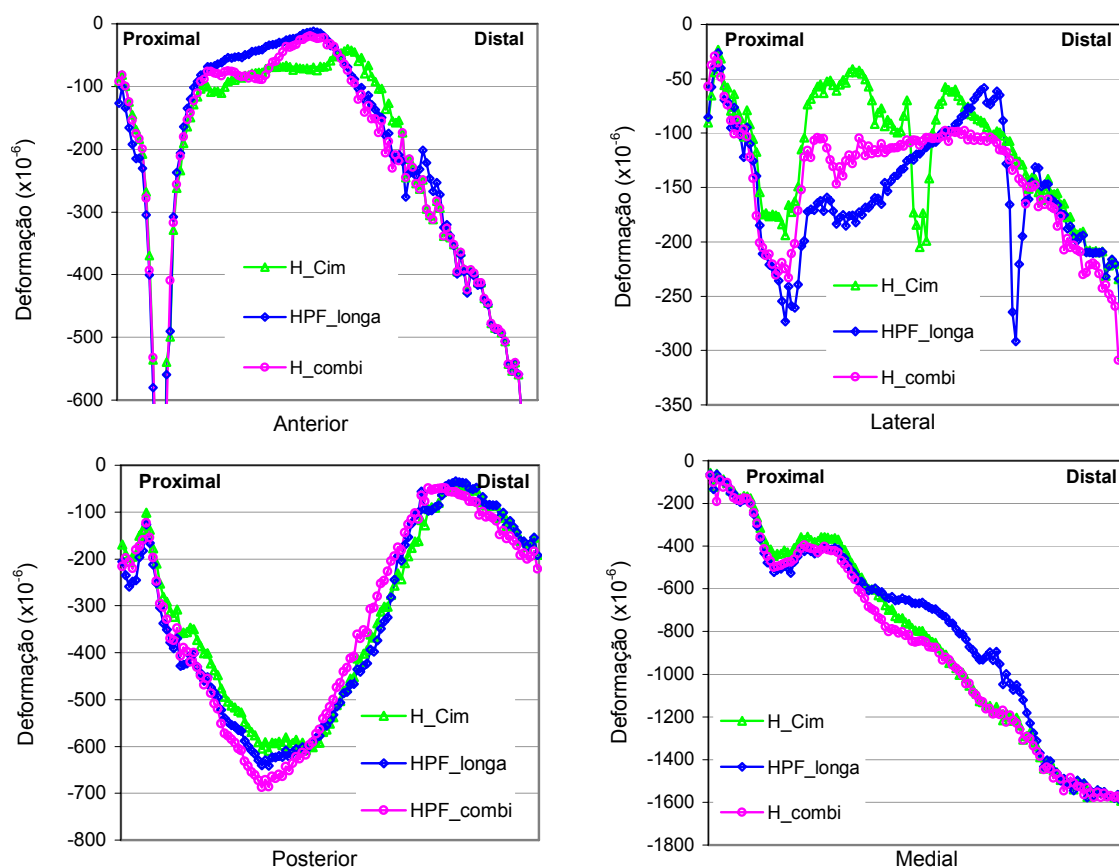


Figura 6.55 – Deformações principais mínimas nos quatro lados do osso cortical.

No lado lateral, o novo conceito de haste tem um comportamento, ao nível das deformações, situado entre os níveis da haste cimentada e da haste *press-fit*. Ao contrário dos modelos convencionais, não se verificou um elevado gradiente de deformação junto à posição da extremidade da haste. Assim, na zona da extremidade da haste, o novo conceito permite uma redução de 41% relativamente à haste cimentada e de 58% relativamente à haste *press-fit*. O

efeito de stress shielding no osso cortical é também mais reduzido relativamente à haste cimentada, pois as deformações aqui observadas são superiores em valor absoluto às da haste cimentada e mais próximas das do modelo intacto analisado no capítulo 5.

A explicação para o menor efeito de fulcro no lado lateral, para o novo conceito de haste pode resultar de vários factores, tais como: menor comprimento do conjunto prato e haste, dando origem a um menor efeito de alavanca; menor rigidez da haste combinada neste alinhamento devido à presença das cavidades na haste; maior afastamento da extremidade da haste do osso cortical devido ao facto de a extremidade estar numa posição mais proximal; e a carga aplicada à haste transferida ao osso esponjoso ao longo das cavidades, como se observou aquando do estudo da haste cimentada em que os níveis de tensões de von Mises no cimento são bastante elevados na zona da extremidade em contacto com o osso (Fig. 5.20). Assim, este facto juntamente com o menor efeito de stress shielding permite uma maior compatibilidade fisiológica deste tipo de haste com o osso, podendo contribuir para a redução de alguns efeitos clínicos descritos no capítulo 5 e potencialmente associados aos factores aqui descritos.

6.6.4.6 - Deformações no osso contíguo à haste

Tal como realizado para os modelos convencionais e modelo simples, analisaram-se as deformações principais mínimas impostas ao osso esponjoso na interface com a haste nos 4 lados (Fig. 6.56). Ao contrário do observado anteriormente no osso cortical, o novo conceito de haste exhibe valores de deformação principal mínima significativamente diferentes dos observados para ambas as hastes convencionais, especialmente nos lados lateral e medial onde se situam as cavidades com cimento. No lado anterior, os campos de deformação do novo conceito de haste seguiram o comportamento das hastes convencionais, sendo a zona da extremidade da haste aquela que apresenta o desvio mais significativo relativamente ao modelo intacto analisado no capítulo 5. Em termos do valor de pico de deformação na zona da extremidade, o novo conceito de haste permite uma ligeira redução relativamente ao modelo de haste cimentada. Convém lembrar que os valores de deformação na zona da extremidade da haste *press-fit* são inferiores aos valores das restantes hastes devido ao facto desta zona da extremidade estar em contacto com o osso cortical (seta na Fig. 6.56) de maior rigidez, resultando em menores deformações, pelo que não se pode fazer uma comparação directa com as restantes hastes.

No lado posterior, os valores de deformação na zona da extremidade da haste foram inferiores aos valores da haste cimentada. Os gradientes observados neste lado junto à zona proximal resultam das transições geométricas provocadas pela quilha posterior do prato tibial. No caso da haste cimentada, além desta transição devido à presença da quilha, existe um elevado gradiente que resulta da transição para a zona cimentada em torno da haste.

Nos lados medial e lateral, as deformações principais mínimas originadas pelo novo conceito de haste tiveram o mesmo tipo de comportamento; no entanto, os valores de deformação mais elevados foram observados no lado medial, sendo máximo na zona da cavidade mais próxima da extremidade. O valor de pico é mais elevado do que o das hastes convencionais e em particular o observado na zona da extremidade da haste cimentada no lado medial, sendo 37% superior. Os elevados gradientes situam-se nas zonas de transição da interface osso-cimento da cavidade para a interface osso-haste.

Este fenómeno é idêntico ao observado na análise do modelo simples, onde se verificaram valores elevados de deformação no osso nas zonas das cavidades, em especial nas zonas de transição cimento-haste. Estes valores elevados resultaram do facto da carga transferida pela

haste do prato para o osso ser essencialmente transmitida pelo cimento contido nas cavidades da haste. Assim, estas zonas do osso estão sujeitas a esforços elevados, dando origem a deformações elevadas. O valor de pico de deformação representa um desvio de $4000\mu\epsilon$ relativamente ao observado no modelo intacto (capítulo 5). No entanto, estes valores de pico estão longe dos níveis que podem originar a rotura do osso ($25000\mu\epsilon$). Segundo Frost [29], para cargas ditas patológicas e superiores a $3000\mu\epsilon$, o dano pode-se acumular no osso já que o processo de remodelação óssea pode não superar a velocidade de surgimento de microfissuras que, por acumulação a longo prazo, podem conduzir à possível falência do osso. Assim, se as condições dos modelos aqui analisados fossem completamente representativos do osso fisiológico e à luz do referido por Frost [29] poderíamos supor que ambos os tipos de haste (combinada ou cimentada) poderiam por em causa a longevidade do implante a longo prazo. No entanto, o novo conceito de haste com valores de pico mais elevados pode implicar uma longevidade menor.

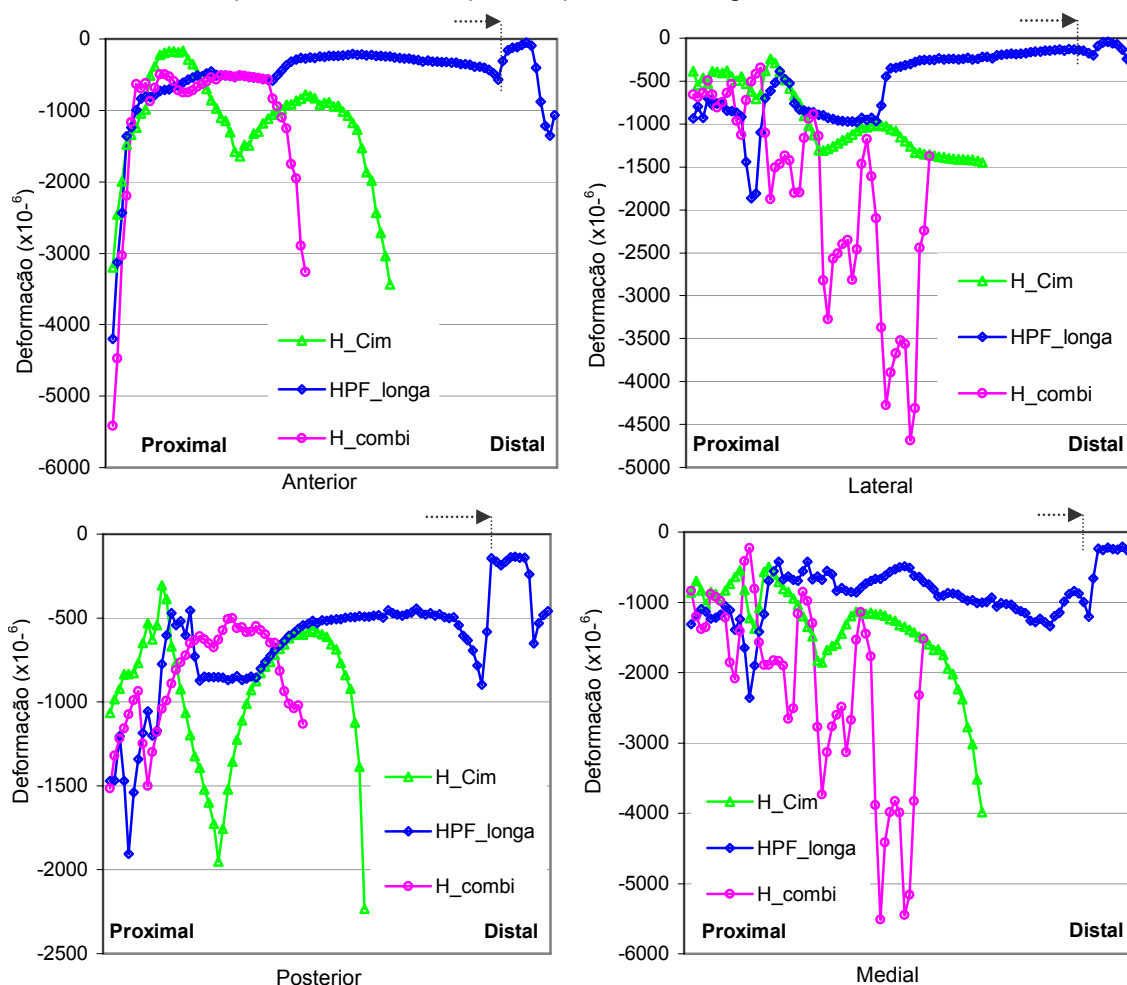


Figura 6.56 – Deformação principal mínima no osso esponjoso e cortical nas interfaces osso-haste e osso-cimento.

Os valores de pico observam-se na transição do cimento da cavidade para a haste. Esta transição abrupta só é possível no modelo numérico aqui analisado, já que em condições fisiológicas o cimento introduzido na cavidade terá tendência a penetrar na rede trabecular do osso esponjoso, tal como aconteceu no modelo desenvolvido anteriormente para avaliar o dano aquando da extracção da haste (Fig. 6.35), permitindo uma transição menos abrupta do que a aqui

simulada, assim como uma maior superfície para distribuição da carga no osso esponjoso, diminuindo os níveis de deformações a este induzidos. Estes picos podem também ser reduzidos através de uma optimização da geometria das próprias cavidades, especialmente na sua periferia.

Assim, os resultados observados devem ser lidos tendo em conta os factos que podem contribuir para uma redução dos níveis de deformação induzidos ao osso. No entanto, também podemos encarar os resultados da haste combinada como se de facto fosse possível delimitar o cimento ao limite geométrico da cavidades e da superfície do osso.

6.6.4.7 - Zonas de contacto da haste

Tal como realizado para as hastes convencionais, foram analisadas as zonas de contacto entre a haste combinada e o osso. O modelo de contacto utilizado foi o de Coulomb (nó-face), onde se considerou a presença de contacto entre as superfícies para uma distância entre as mesmas inferior a 0.05mm, sendo o coeficiente de atrito utilizado de $\mu=0.3$. Na figura 6.57 estão representadas a vermelho as zonas de contacto entre a haste e o osso e a azul as zonas de não contacto. O amarelo representa as zonas das cavidades com cimento. Foi determinada a superfície total em contacto directo da haste combinada, com a excepção das cavidades com cimento. Assim, a superfície em contacto foi de 51% da superfície da haste. Este valor representa mais do dobro da superfície da haste *press-fit* longa (21%), analisada no capítulo 5.

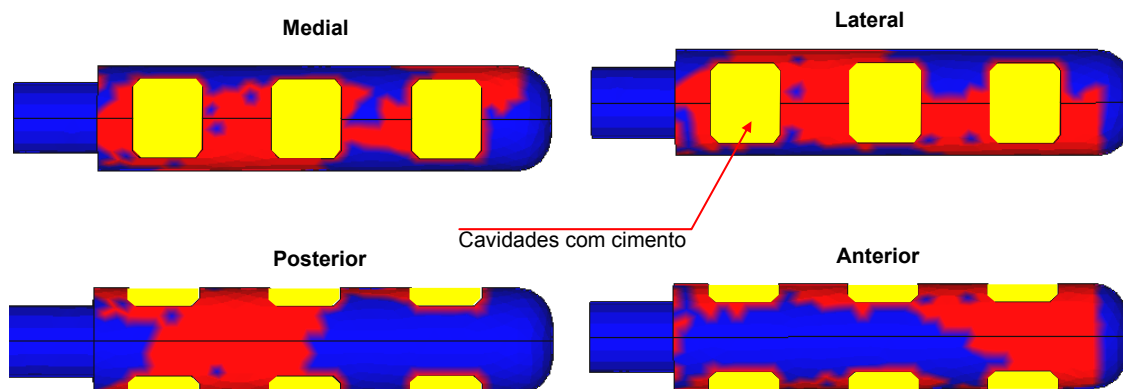


Figura 6.57 – Zonas de contacto (a vermelho) entre a haste e osso no modelo de haste combinada.

Os lados que apresentam as zonas de contacto mais extensas são o medial e o lateral, tal como aconteceu nos modelos convencionais. Este aumento da superfície de contacto entre a haste e o osso é uma vantagem deste modelo, já que permite que uma maior superfície do osso esteja sujeita a esforços que estimulam a remodelação óssea conduzindo à longevidade do osso na interface com o implante. No caso da haste ser revestida de forma a promover a osteointegração ou adesão, a probabilidade de sucesso será superior quando comparada com a solução convencional de haste *press-fit*, onde a superfície em contacto com o osso será mais reduzida.

6.6.4.8 - Tensões equivalentes no cimento

Determinaram-se os valores da tensão equivalente de von Mises no manto de cimento debaixo do prato tibial (Fig. 6.58) e, igualmente, no cimento das cavidades da haste combinada (Fig. 6.59). Os padrões das tensões seguiram uma distribuição muito idêntica aos analisados no capítulo 5 para os modelos convencionais, sendo as zonas medial e posterior as mais solicitadas.

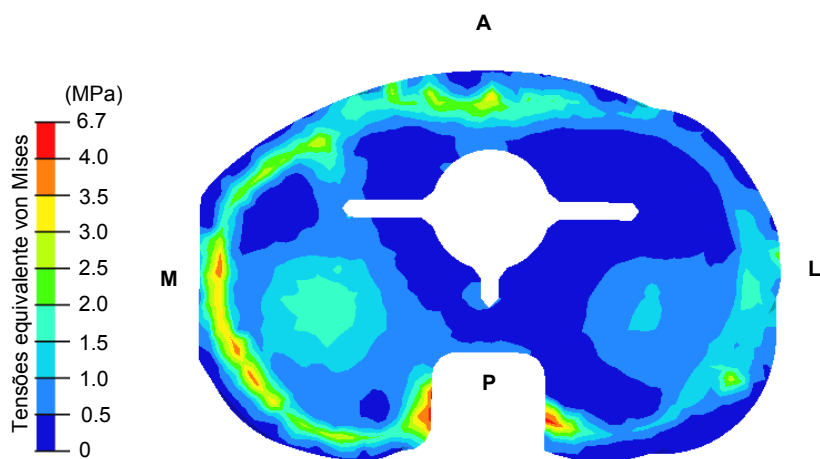


Figura 6.58 – Tensões equivalentes de von Mises no cimento na interface osso-cimento para a haste combinada.

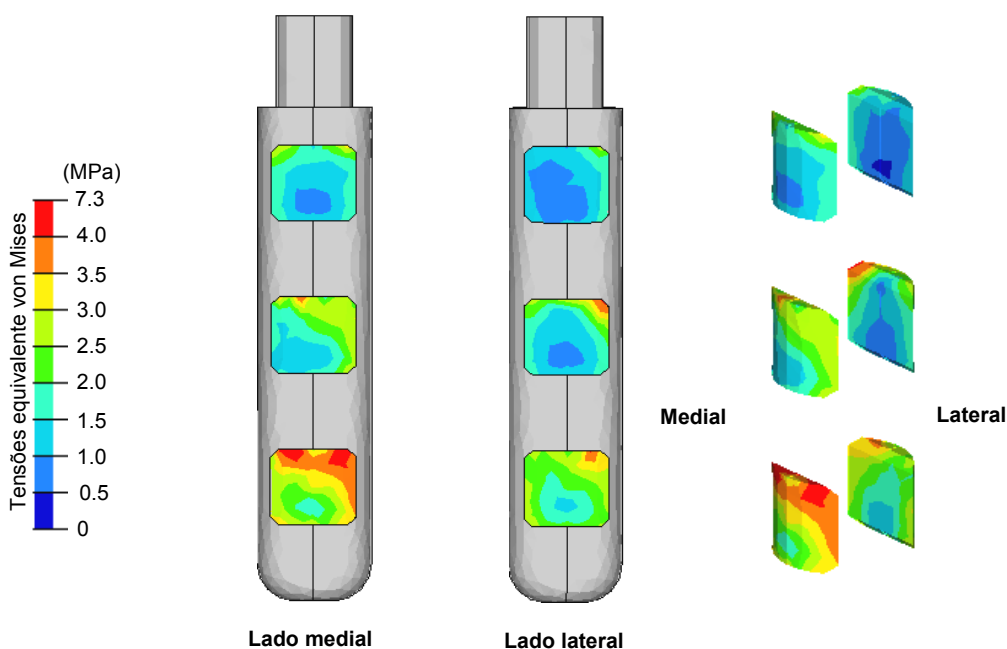


Figura 6.59 – Tensões equivalentes de von Mises no cimento da haste combinada.

Na zona medial a mais sujeita a esforços corresponde ao bordo interior do osso cortical. O valor de pico encontrado foi de 7.3MPa e situa-se, tal como nos modelos com hastes convencionais, na zona posterior do prato, na zona da abertura para passagem do ligamento cruzado posterior (prato comum a todos os modelos analisados). Este valor situa-se ligeiramente acima da tensão limite de fadiga do cimento de 7MPa [35,36] e entre os valores obtidos para as hastes convencionais

cimentada (5.5MPa) e *press-fit* longa (7.8MPa). Assim, podemos dizer que no caso deste modelo ser completamente representativo do modelo fisiológico, o risco de fadiga no manto de cimento debaixo do prato tibial era reduzido, tal como para os modelos convencionais. O volume de cimento com tensões superiores a 3MPa foi de 3.8%, valor ligeiramente superior ao obtido na haste cimentada (3.6%) e inferior ao da haste *press-fit* longa (4.8%).

Os valores das tensões equivalentes de von Mises da haste combinada foram mais elevados na cavidade junto à extremidade da haste no lado medial, confirmando o observado aquando das deformações no osso esponjoso ao longo da haste. O valor máximo de tensão foi de 7.3 MPa, valor ligeiramente superior ao limite de fadiga do cimento. Este valor é praticamente idêntico ao observado na haste cimentada, com 7.4 MPa na zona da extremidade da haste. Assim, aparentemente o risco de cedência do cimento por acção de esforços de fadiga é idêntico para ambos os tipos de hastes, estando estes valores ligeiramente acima do limite de fadiga (7 MPa).

Em termos do volume de cimento com tensões superiores a 3 MPa verificou-se que esse volume é bastante superior no caso da haste combinada, com 19.4%. No caso da haste cimentada, analisada no capítulo 5, esse volume é de 7.5%. Tendo em conta os resultados no manto de cimento debaixo do prato tibial e o cimento das cavidades, parece que a haste combinada não apresenta riscos para a integridade do cimento muito diferentes dos observados para as hastes convencionais e em especial para o caso da haste cimentada. Este era um dos parâmetros biomecânicos com particular interesse neste estudo, já que tensões demasiado elevadas no manto de cimento ou acima do seu limite de fadiga podem potenciar a sua erosão, dando origem a micropartículas que podem desenvolver mutação nas células necrófagas e dar origem ao efeito de osteólise, implicando perda óssea.

6.6.4.9 - Micromovimentos entre a haste e o osso

Foram analisados os micromovimentos entre a haste e o osso nos aspectos anterior e posterior da haste combinada (Fig. 6.60) nas zonas que não sofrem interrupção de contacto com o osso, como sucedeu nos lados medial e lateral devido às cavidades repletas de cimento. Nos aspectos anterior e posterior, a haste revelou aproximadamente os mesmos valores de micromovimento ao longo do seu comprimento. Os valores de micromovimento relativo entre a haste combinada e o osso foram comparados com os micromovimentos da haste convencional *press-fit* longa. Os resultados obtidos no modelo da tibia com haste combinada vão ao encontro dos resultados obtidos no modelo simples, onde o modelo de haste combinada revelou valores significativamente inferiores ($p < 0.05$) aos da haste *press-fit*. No entanto, o modelo simples estava relativamente longe das geometrias e condições do modelo fisiológico. Assim, os resultados obtidos neste modelo bem mais próximo da realidade fisiológica evidenciam que o novo conceito de haste permite uma redução efectiva da micromobilidade entre o implante e o osso. A haste combinada permitiu uma redução de 40% do micromovimento para a mesma zona do osso e cerca de 60% se comparamos os micromovimentos das extremidades das hastes. É também interessante observar que o valor máximo do novo conceito de haste não ultrapassou os 40µm, valor para o qual Engh [34] observou um crescimento ósseo em torno de implantes com revestimento poroso.

Este novo conceito de fixação permite assegurar uma boa estabilidade entre a haste e o osso que conjuntamente com a maior superfície de contacto pode promover e facilitar o processo de remodelação óssea em torno desta, no caso da sua textura promover a osteointegração, facilitando a ancoragem do osso novo ao implante.

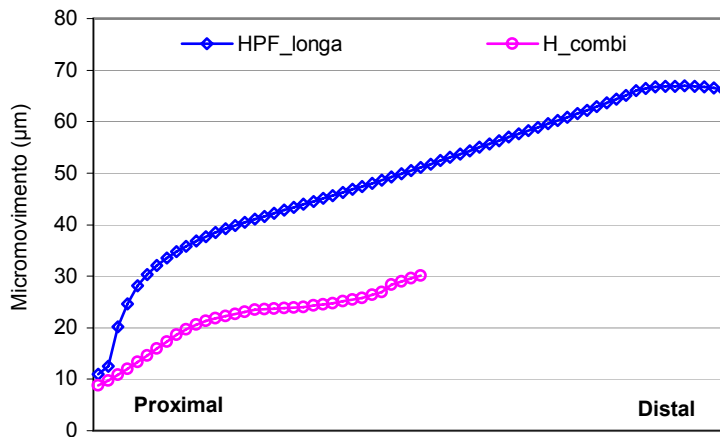


Figura 6.60 – Micromovimento entre a haste e o osso no aspecto anterior para os modelos de haste combinada e haste press-fit longa.

6.6.4.10 - Tensões equivalentes na haste combinada e prato tibial

Os níveis de tensão equivalente de von Mises instalados na haste e no prato foram igualmente objecto de análise (Fig. 6.61 e 6.62).

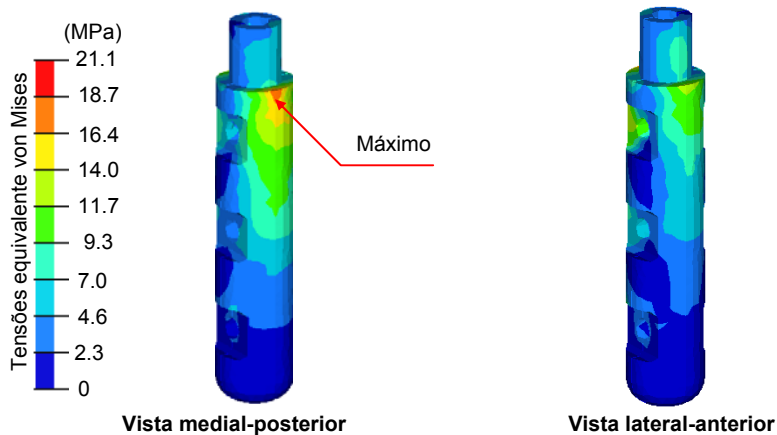


Figura 6.61 – Gradientes de tensão equivalente de von Mises na haste combinada.

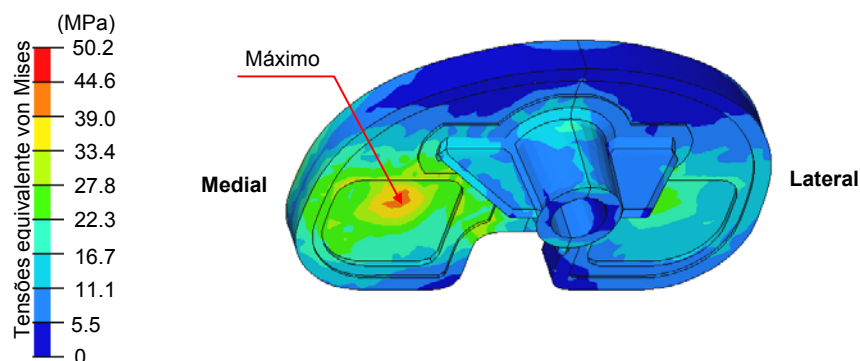


Figura 6.62 – Gradientes de tensão equivalente de von Mises no prato adaptado à haste combinada.

Convém referir que neste modelo a haste combinada foi simulada em titânio e não em aço como no caso do modelo simples e do modelo da tíbia para validação com o modelo experimental. A

tensão de limite elástico da liga de titânio utilizada nas hastes comerciais (Ti-6Al-4V) é de 880 MPa e a sua tensão de rotura de 950 MPa, sendo a sua tensão de fadiga para dez milhões de ciclos de 510 MPa [59].

Os valores de tensão equivalente instalados na haste são bastante inferiores (menos 20 vezes) à tensão limite de fadiga do material, permitindo verificar que a geometria da haste combinada adoptada não coloca em causa a vida do implante por cedência mecânica. No entanto, a utilização deste tipo de haste numa perspectiva comercial, assim como do prato adaptado à haste pressupõe a realização de ensaios de fadiga segundo a norma ISO 14879-1, 1997, onde uma carga de 2000N é aplicada num só cõndilo do prato a uma frequência de 3Hz até um máximo de 5 milhões de ciclos [60].

O valor máximo de tensão equivalente de von Mises no prato tibial é mais do dobro do observado na haste. No entanto, este valor continua a ser bastante inferior à tensão limite de fadiga do material, não colocando em risco a cedência do prato a longo termo.

6.6.5 - Resultados e discussão dos ensaios dinâmicos

Após um milhão de ciclos, os 3 modelos (3 ensaios) mostraram estabilidade no prato tibial, não se observando movimentos relativos entre este e a tibia. Os dois modelos sujeitos a um milhão de ciclos exibiram um comportamento idêntico ao observado para o modelo sujeito a 3 milhões de ciclos. Na figura 6.63 encontra-se a curva de deslocamentos mínimo e máximo obtida no ensaio do modelo sujeito a 3 milhões de ciclos nos LVDT's nas posições lateral e anterior. O deslocamento negativo obtido no LVDT do lado lateral significa um afastamento do prato relativamente ao osso.

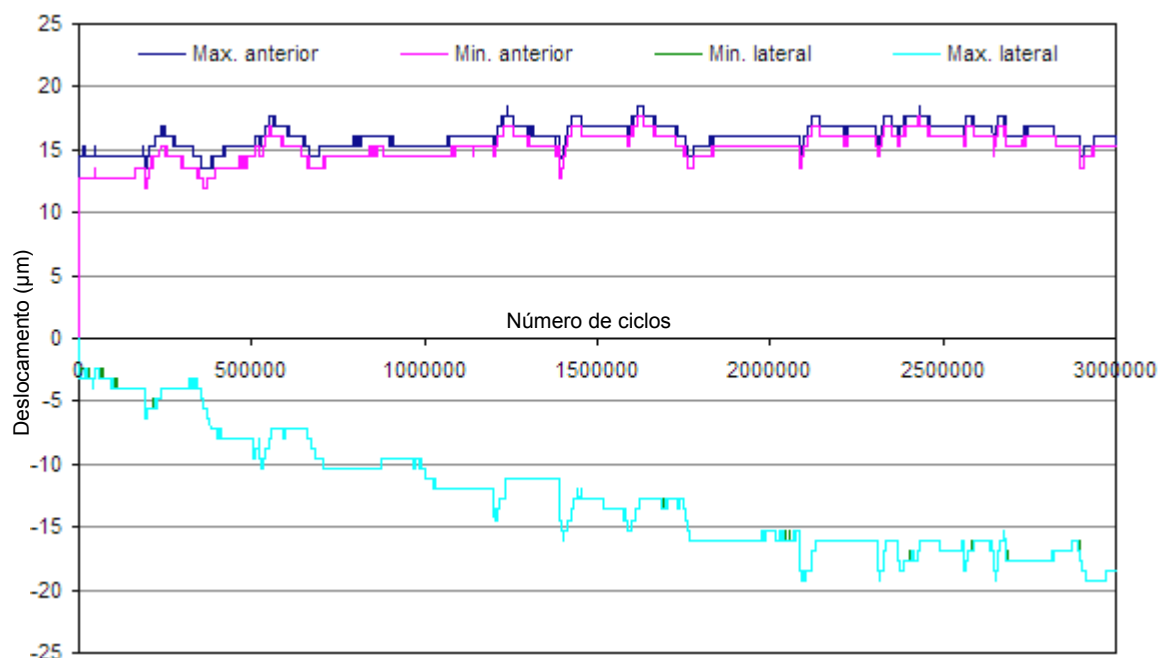


Figura 6.63 – Deslocamento máximo e mínimo obtido ao longo dos ensaios dinâmicos no LVDT no lado lateral até 3 milhões de ciclos.

Determinou-se, para os 3 modelos, o deslocamento permanente pela diferença do deslocamento mínimo médio dos primeiros e últimos 1000 ciclos (a 1 milhão de ciclos). Avaliou-se a diferença dos deslocamentos elásticos médios observados igualmente nos primeiros e últimos 1000 ciclos de cada ensaio até 1 milhão de ciclos. Na tabela 6.19 encontram-se os valores de deslocamentos permanentes e elásticos observados nos 3 ensaios.

Ao longo de todo o ensaio os dois LVDT's revelaram comportamentos diferentes. O deslocamento permanente ao fim de um milhão de ciclos do LVDT colocado no lado anterior foi bastante inferior ao observado no LVDT posicionado no lado lateral, lado oposto à aplicação da carga.

Os deslocamentos observados nos lados anterior e lateral têm sentidos contrários. Assim, o deslocamento observado no LVDT do lado lateral tem tendência a afastar o prato do osso (*tilt off*) enquanto no lado anterior a distância entre o prato e o osso tem tendência a diminuir. Este comportamento resulta da tendência da carga aplicada no côndilo medial para levantar o prato no lado lateral, devido à presença da haste fixa ao centro do prato que actua como um fulcro, originando um efeito de balança no mesmo prato. Na zona anterior existe uma diminuição da distância entre o prato e o osso devido ao facto de a carga aplicada ao côndilo medial ser essencialmente transmitida à metáfise da tíbia pelas partes medial e central do prato tibial.

Tabela 6.19 – Valores de deslocamento permanente e elástico do prato tibial relativamente ao osso cortical ao fim de 1 milhão de ciclos nos 3 modelos analisados.

Avaliação ao fim de 1 milhão de ciclos		Deslocamento mínimo (μm)		Deslocamento permanente = (b) - (a) (μm)	Deslocamento elástico (μm)	
Ensaio (nº ciclos)	Posição do LVDT	(a) = Média primeiros 1000 ciclos	(b) = Média últimos 1000 ciclos		(a) Média dos primeiros 1000 ciclos	(b) Média dos últimos 1000 ciclos
Ensaio 1 (3 milhões)	Anterior	14,41	15,21	0,8	1,6	0,8
	Lateral	-3,20	-11,20	8	0	0,8
Ensaio 2 (1 milhão)	Anterior	16,80	17,60	0,8	1,6	0
	Lateral	-4,00	-18,4	14,0	0,8	0
Ensaio 3 (1 milhão)	Anterior	15,20	16,80	1,6	3,2	1,6
	Lateral	-2,40	-15,20	12,8	0,8	0

Da análise aos deslocamentos entre o prato e o osso cortical nos 3 modelos analisados observa-se que os valores de deslocamento permanente observado no LVDT' no lado anterior são bastante reduzidos ao fim de 1 milhão de ciclos, situando-se ao nível da diferença mínima detectada pelo LVDT (0,8 μm). Verifica-se o contrário com o LVDT no lado lateral (oposto à aplicação da carga), onde os 3 modelos revelaram, ao longo do ensaio, um aumento da distância entre o osso cortical e o prato, sendo o valor máximo encontrado no ensaio 2, com 14 μm e o valor mínimo 8 μm para o ensaio 1. No caso do modelo do ensaio 1 podemos observar que ao fim de 3 milhões de ciclos o deslocamento permanente na posição lateral foi de 15,4 μm . Estes resultados sugerem um afastamento entre o prato tibial e o osso cortical no lado lateral. No entanto, após os 3 ensaios não foi perceptível qualquer efeito de instabilidade do prato.

O deslocamento elástico sentiu-se de forma muito reduzida no LVDT anterior. Apesar da carga no côndilo medial ter variado entre os 100N e 2100N em cada ciclo, esta amplitude de carga não se reflectiu na mesma proporção no deslocamento relativo nos lados anterior e lateral. Este facto

pode estar ligado ao comportamento viscoelástico do material quando sujeito a cargas dinâmicas com frequências elevadas, não permitindo ao modelo a recuperação total da deformação entre as forças máxima e mínima aplicadas. No entanto, o facto de o deslocamento elástico não se ter alterado para ambas as posições ao longo dos ensaios indica-nos que, possivelmente, não houve degradação da estabilidade das interfaces prato-cimento e cimento-osso ou mesmo separação. Assim, o deslocamento permanente, observado essencialmente no lado lateral, pode não resultar de uma separação das interfaces, mas de uma acomodação plástica (cedência) do próprio material do osso devido às sollicitações, essencialmente de tracção, que se geram no lado lateral levando a um aumento da distância entre a zona de fixação do LVDT no osso cortical e o prato.

Uma análise radiológica realizada aos diferentes modelos nas zonas de interface cimento-osso debaixo do prato tibial não evidenciou a presença de qualquer radiolucência (Fig. 6.64). No entanto, o valor máximo de deslocamento permanente observado mesmo que esteja presente nas interfaces, não é visível radiologicamente.

Como descrito no capítulo 5, mesmo que no caso fisiológico fossem identificadas zonas de separação das interfaces, não é possível apresentar conclusões sobre a perda do implante no futuro. A nível clínico, somente radiolucências com dimensões superiores a 2000 μ m são encaradas com alguma preocupação pelos clínicos ou em casos em que estas progridam ao longo do tempo.

Não foi possível encontrar estudos experimentais avaliando a estabilidade do prato tibial em tíbias em material compósito com o mesmo tipo de prato tibial e condições de carga deste estudo. No entanto, apesar da maior parte dos estudos de estabilidade do prato tibial publicados se referirem a situações em que este não é cimentado, foi possível encontrar dois estudos com pratos tibiais cimentados, um em tíbias de material compósito e outro em tíbias cadavéricas.

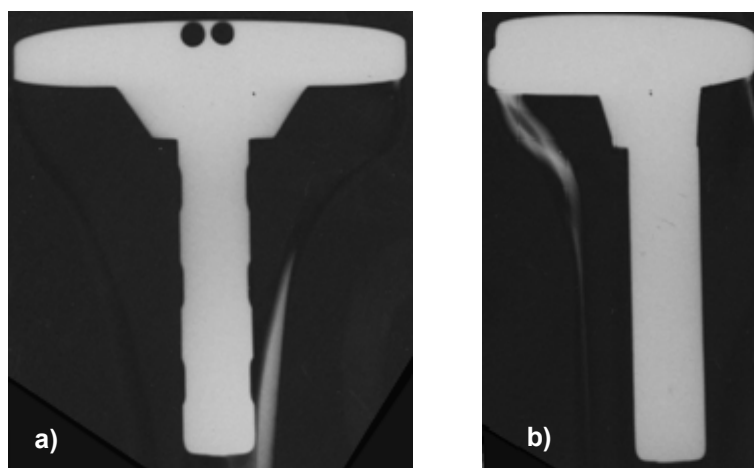


Figura 6.64 – Radiografias à tibia proximal após 1 milhão de ciclos: **a)** anterior-posterior; **b)** medial-lateral.

Luring et al [61] relatam, num estudo com um prato tibial móvel (rotativo) cimentado ensaiado num osso em material compósito, que para uma carga aplicada no côndilo medial de 2500N um levantamento no lado lateral de 18.6 μ m para o caso em que a haste monobloco do prato não é cimentada e 3.7 μ m para o caso em que esta é cimentada.

Stern et al [62], num estudo com tíbias cadavéricas e com prato tibial cimentado e haste press-fit de 75mm, apresentam para um carregamento cíclico (6000 ciclos) que varia entre 50 e 1500N no lado medial um levantamento no lado lateral de $51\mu\text{m}\pm 26\mu\text{m}$.

Em nenhum dos estudos referidos o implante foi submetido a um número tão elevado de ciclos como os dos ensaios aqui realizados. No entanto, é possível verificar que os valores de deslocamento relativo do prato no lado lateral obtido com o novo conceito de haste no fim do ensaio (1 milhão de ciclos) são da mesma ordem de grandeza dos verificados nos estudos referenciados.

Os resultados de estabilidade do prato tibial evidenciados no fim dos ensaios dinâmicos são uma boa indicação sobre o contributo do novo conceito para a estabilidade proporcionada ao conjunto prato-tíbia quando sujeito a cargas cíclicas.

No final dos ensaios dinâmicos procurou-se avaliar o estado do cimento em termos de fissuras e o estado das interfaces haste-cimento nas cavidades. Assim, foram analisados dois modelos: um utilizado no ensaio 1 e outro no ensaio 2. O primeiro com 3 milhões de ciclos e o segundo com 1 milhão de ciclos. A opção pelo modelo do ensaio número 2 resulta do facto de este ter apresentado o deslocamento permanente mais elevado dos 3 ensaios realizados.

O modelo 2 foi cortado ao longo do eixo da haste, alinhando este corte com a zona das cavidades (Fig. 6.65). O modelo 1 apenas foi seccionado na zona das cavidades junto à extremidade da haste, perpendicularmente ao eixo da haste. Este corte foi realizado tendo em conta o observado nos resultados de tensão equivalente de von Mises no cimento das cavidades do modelo numérico, para avaliação dos parâmetros biomecânicos, onde se verificou que foram mais elevadas na cavidade medial junto à extremidade da haste.

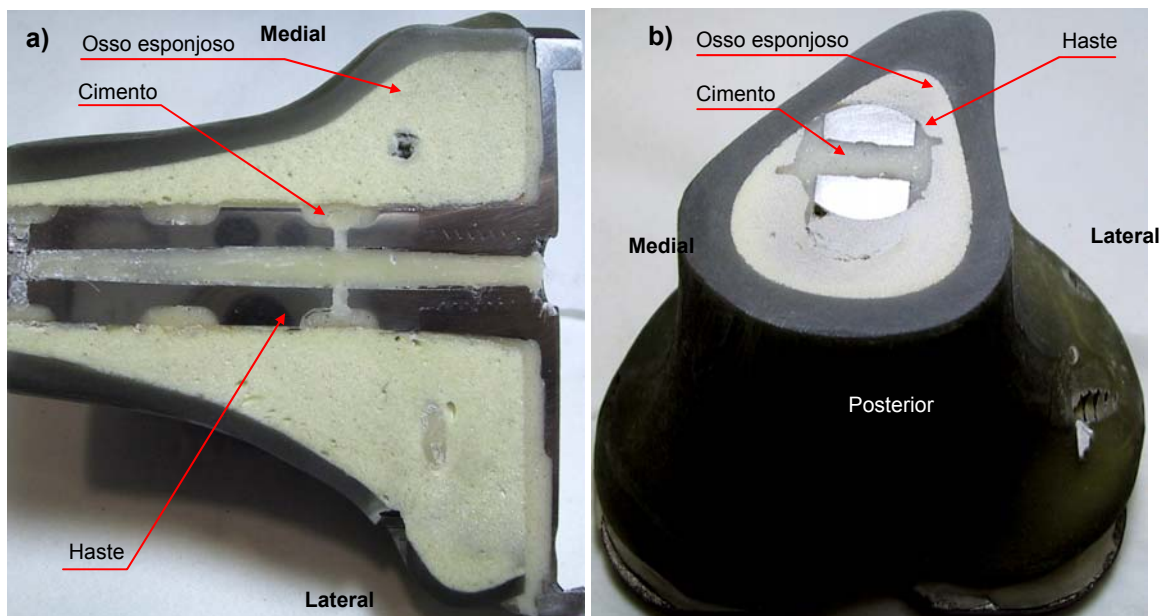


Figura 6.65 – Imagem do cimento nas cavidades: **a)** modelo do ensaio 2 e; **b)** modelo do ensaio 3.

Os cortes realizados em ambos os modelos evidenciaram um preenchimento completo das cavidades com o cimento, não se verificando falhas. No entanto, observou-se a presença de um grande número de poros no cimento nas cavidades e ao longo do canal de enchimento (Fig. 6.66).

Foi igualmente possível verificar que o cimento das cavidades se confina às mesmas, não migrando em excesso para fora do seu limite geométrico, confirmando o observado anteriormente no modelo simples e no modelo de avaliação de dano.

A análise com líquidos penetrantes aos cortes realizados, não evidenciou a presença de fissuras no cimento das cavidades, quer na interface cimento-osso quer na interface cimento-haste, como mostra a figura 6.67. No entanto, foi possível identificar zonas de colagem e descolagem entre o cimento e a haste.

Devido à elevada porosidade do osso esponjoso (espuma de poliuretano de alta densidade) não foi possível verificar, com a utilização de líquidos penetrantes, a qualidade da ligação do cimento à espuma. Isto porque a espuma absorve o líquido penetrante (como de uma fissura se tratasse) e aquando da colocação do revelador surge sempre uma mancha encarnada de líquido penetrante ao longo desta interface, como se uma separação entre estas existisse. No entanto, após os cortes e polimentos das zonas em análise verificou-se visualmente e com algum pormenor a eventual separação desta interface nas diferentes zonas, não tendo sido identificada qualquer zona com aparente separação entre o cimento e o osso esponjoso.

A existência de zonas de descolamento entre o cimento e a haste permitiu confirmar a hipótese tomada para o modelo numérico da tíbia anteriormente estudado, onde se considerou a interface cimento-haste em contacto com atrito. No entanto, verificaram-se igualmente zonas em que o cimento se encontra colado à haste.

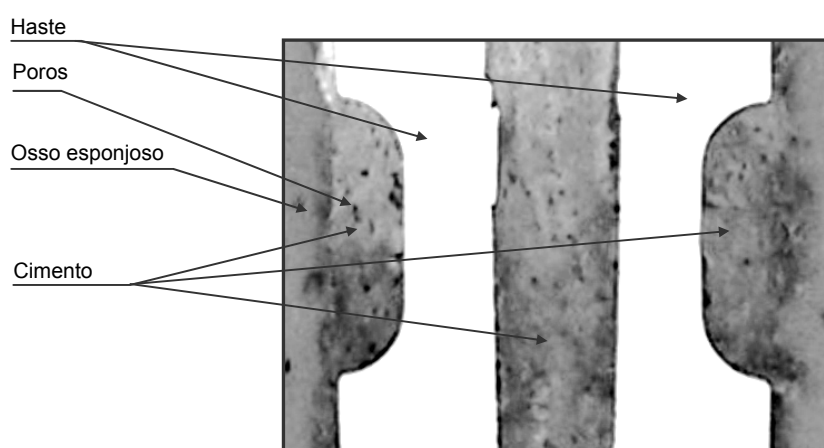


Figura 6.66 – Imagem ampliada e adaptada do cimento das cavidades e canal da haste com a presença de poros.

As zonas de descolagem entre o cimento e a haste, observados após o ensaio dinâmico, podem dever-se aos micromovimentos relativos entre si, podendo dar origem à formação de micropartículas e potenciando o surgimento de osteólise. No entanto, este efeito está igualmente presente aquando da utilização das hastes totalmente cimentadas, sendo neste caso as superfícies cimento-haste muito mais extensas, com maior geração de micropartículas que podem chegar ao osso dando origem ao fenómeno anteriormente referido.

A ausência de fissuras no cimento das cavidades é uma boa indicação da capacidade do cimento das cavidades resistir aos esforços dinâmicos aplicados aos modelos.

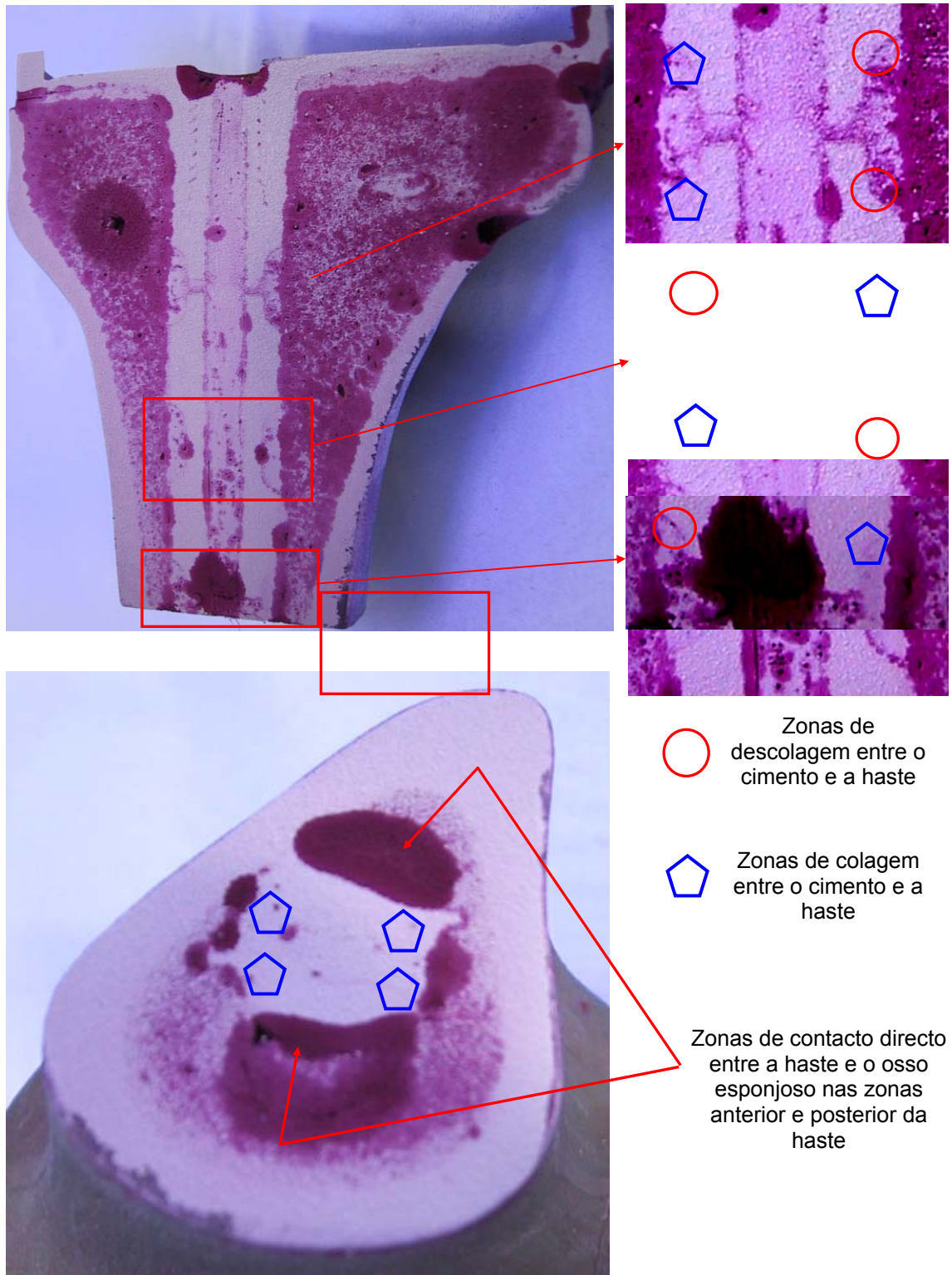


Figura 6.67 – Imagem dos cortes após colocação dos líquidos penetrantes e revelador.

Estes resultados foram obtidos para valores de carga elevados aplicados num só cõndilo, situação que origina esforços de flexão elevados na tíbia e na haste. A grande limitação destes

resultados para o cimento das cavidades reside no número limitado de amostras observadas, apenas duas. Estes devem ser confirmados com um maior número de ensaios e com um sistema de cargas mais próximo do fisiológico, aqui apenas simulado através do modelo numérico onde os valores da tensão de von Mises observados no cimento se situaram de forma geral abaixo do valor limite de fadiga do cimento.

6.7 – Implantação da haste combinada na tíbia de cadáver

6.7.1 - Objectivo

Procedeu-se a uma avaliação pré-clínica mais figurativa da realidade durante o processo de implantação da haste combinada no osso. Para isso realizou-se uma cirurgia in-vitro utilizando uma tíbia de cadáver fresca para implantação do prato e haste combinada iguais aos desenvolvidos para os ensaios experimentais realizados anteriormente.

6.7.2 – Materiais e métodos

A tíbia utilizada na cirurgia foi dissecada de todos os tecidos moles envolventes e perióstio e foi sempre conservada a 20° antes e após cirurgia. Antes da cirurgia foi realizada uma análise radiográfica para verificação da ausência de patologias ou defeitos.

A cirurgia foi realizada por um cirurgião experiente na realização da artroplastia total do joelho. O procedimento utilizado para a implantação na tíbia de cadáver foi realizado de forma a ser o mais próximo do utilizado com a haste convencional e encontra-se descrito na tabela 6.20.

Tabela 6.20 – Procedimento cirúrgico utilizado

Fase	Descrição	Material
1	Alinhamento extramedular para osteotomia tibial	Standard (Depuy)
2	Osteotomia tibial	Standard (Depuy)
3	Posicionamento para abertura do canal da haste	Específico
4	Abertura do canal da haste	Específico
5	Abertura das três quilhas para encaixe do prato tibial	Específico
6	Colocação do cimento ósseo na superfície inferior do prato tibial	CMW-1 (Depuy)
7	Introdução do conjunto prato e haste na tíbia	Standard (Depuy)
8	Introdução do tampão de cimento na zona da extremidade da haste	Específico
9	Colocação do cimento ósseo no dispositivo de injeção	Específico
10	Injeção do cimento ósseo na haste através do prato tibial	Específico
11	Desmontagem do sistema de injeção	Específico

O prato tibial e haste utilizados (Fig. 6.41) na cirurgia foram idênticos aos utilizados anteriormente nos modelos experimentais da tíbia em material compósito. Para a realização da osteotomias da tíbia para colocação do prato e haste combinada utilizou-se parte do instrumental utilizado para as hastes convencionais designado aqui por standard (Depuy International, Inc Johnson&Johnson – Warsaw / Indiana) e o material específico desenvolvido para a implantação do prato e haste nos modelos experimentais descritos anteriormente. Na figura 6.68 encontra-se as imagens relativas as principais fases da cirurgia.



Figura 6.68 – Imagens de implantação da haste combinada na tíbia de cadáver

Na fase inicial do procedimento cirúrgico colocou-se a questão do tipo de alinhamento na realização da osteotomia tibial. A utilização do alinhamento intramedular pressupõe a realização do orifício na zona da metafise da tibia para passagem da guia de corte até a zona da diáfise.

Este processo poderia levar à destruição de osso esponjoso na zona de implantação da haste combinada, conduzindo eventualmente a uma falta de contacto de toda a periferia da haste com o osso após a sua colocação. Assim optou-se a utilização do alinhamento extramedular (externo) (Fig. 6.68) para realização da osteotomia tibial. O cimento utilizado na superfície condiliana e na haste foi o CMW-1 (Depuy International, Inc Johnson&Johnson – Warsaw / Indiana).

6.7.3 – Resultados e discussão

Uma constatação que ficou patente no início do processo cirúrgico foi um ligeiro sobredimensionamento do prato tibial utilizado relativamente ao tamanho da zona condiliana da tibia utilizada. Esta situação numa cirurgia in-vivo deve ser evitada. No entanto, este facto não foi relevante para a avaliação da implantação deste tipo de haste em osso de ser humano.

Todo o processo cirúrgico correu de forma normal não se tendo verificado grandes dificuldades pela parte do cirurgião na implantação deste tipo de haste. Após a cirurgia foram realizadas radiografias para confirmação do correcto posicionamento da haste (Fig. 6.69) relativamente à tibia.

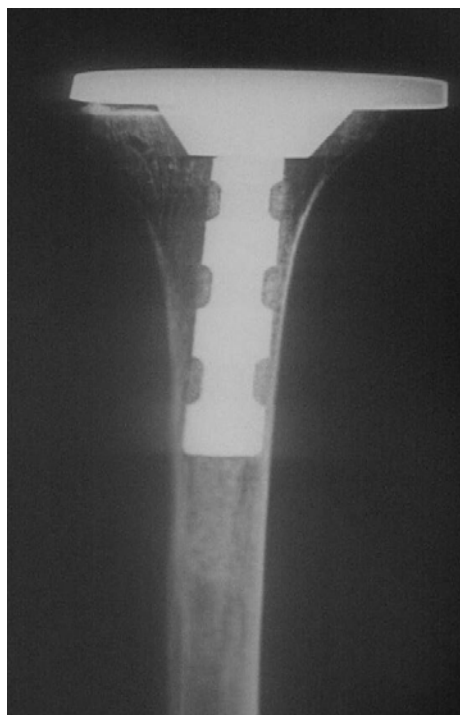


Figura 6.69 – Radiografia antero-posterior da tibia após cirurgia.

Assim, tendo em conta a opinião expressa pelo cirurgião, este novo conceito de haste não aumenta significativamente a complexidade cirúrgica de implantação relativamente às hastas *press-fit* e cimentadas comerciais, revelando mesmo algumas vantagens. A principal vantagem para o cirurgião no processo de implantação relativamente a haste *press-fit* longa é o facto de não ser necessário medir e compensar correctamente o desvio anatómico entre o centro da superfície

condiliana da tíbia onde é colocado o prato tibial e a diáfise da tíbia onde se posiciona a extremidade da haste *press-fit* longa através da utilização de pratos descentrados ou acessórios. Este facto resulta da haste combinada ser mais curta não alcançando a região da diáfise, permitindo economizar tempo de cirurgia, acessórios mais complexos e volume ósseo devido ao facto de a haste ser mais curta, logo menos evasiva. Relativamente a haste cimentada, o seu processo cirúrgico apresenta uma vantagem que tem a ver com o facto de no acto cirúrgico ser difícil garantir um bom enchimento com cimento ósseo do canal onde é colocada a haste cimentada. No caso da haste combinada não existe esta dificuldade já que não existe um preenchimento da cavidade da haste com cimento.

No entanto, algumas questões devem ter-se em conta aquando da possível implantação deste tipo de haste in-vivo. Um delas prende-se com o facto de ser aconselhado a utilização de um tampão distal após abertura do canal da haste de forma a evitar a possível passagem de cimento ósseo para a diáfise do osso em caso de fuga das cavidades da haste combinada. Outro facto a ter também em conta é o grau de viscosidade do cimento durante o seu processo de injeção assim como o tempo entre a mistura deste e o processo de injeção. O tempo e o grau de viscosidade do cimento estão directamente ligados, pois se o tempo após a mistura do cimento e o catalizador é demasiado corre-se o risco deste perder a sua viscosidade, endurecendo e impossibilitando ou dificultado a injeção deste na haste. O contrario é igualmente negativo, já que se o nível de viscosidade é muito elevado, após a mistura imediata do cimento e catalizador, este pode estar demasiado liquido durante a fase de injeção o que pode originar que este não fique apenas delimitado as cavidades da haste e ter uma fuga para as zonas de contacto directo entre a haste e o osso. Outra questão tem a ver com a quantidade do cimento a injectar. Pois esta deve ser apenas a necessária para preencher as cavidades e o circuito de enchimento da haste, já que uma quantidade em excesso pode em caso de demasiada pressão no dispositivo de enchimento conduzir ao surgimento de cimento fora das cavidades. Assim torna-se necessário do ponto de vista do cirurgião um controlo efectivo dos tempos de mistura e injeção do cimento, assim como a delimitação do volume de cimento a injectar e a pressão máxima a aplicar ao dispositivo de injeção.

Estas limitações identificadas durante o processo cirúrgico in vitro com o cirurgião devem ser tidas em conta para uma possível aplicação deste tipo de implante in-vivo em animais ou humanos. Do ponto de vista técnico estas limitações podem ser atenuadas ou eliminadas com a utilização de dispositivos mais elaborados dos que os desenvolvidos para este trabalho.

6.8 - Conclusões

A aplicação do conceito de implante de fixação combinada ao caso específico das hastes utilizadas na ATJ foi previamente analisada recorrendo ao modelo simples, onde se efectuou uma comparação de vários parâmetros biomecânicos com hastes convencionais (cimentada e *press-fit*). No entanto, apesar dos resultados obtidos serem encorajadores relativamente ao desempenho mecânico do novo conceito de haste, este modelo estava longe de representar de uma forma mais aproximada o comportamento do novo conceito em osso anatómico. Para esta aproximação desenvolveu-se esta parte final do trabalho onde se recorreu à utilização de modelos experimentais e numéricos com características geométricas, de materiais e de carregamento mais próximos da realidade fisiológica.

Estes modelos mais representativos da realidade anatómica permitiram avaliar os diferentes parâmetros biomecânicos do novo conceito de haste de forma experimental e numérica. A validação dos modelos numéricos com o novo conceito de haste, com base nos resultados obtidos experimentalmente, permite alcançar um maior grau de confiança nos resultados obtidos com os modelos numéricos. O facto destes modelos terem sido desenvolvidos para a tibia deve-se essencialmente ao facto de ser neste osso que ocorre a maior taxa de insucesso da ATJ, como já descrito anteriormente.

Os resultados obtidos no modelo numérico permitem concluir que o novo conceito de haste possui uma capacidade efectiva de transferência de carga do prato tibial para a zona mais distal do osso. Esta característica é especialmente interessante aquando da existência de defeitos não contidos no osso proximal ou quando a sua qualidade é reduzida, evitando efeitos de sobrecarga nas zonas fragilizadas. Foi igualmente possível verificar que este novo conceito de haste reduziu a estabilidade proporcionada ao prato tibial quando comparado com os modelos comerciais analisados. Esta redução parece não estar ligada ao conceito da haste em si mas sim ao comprimento do conjunto prato-haste mais reduzido do que nos modelos convencionais, sendo que esta redução do comprimento permite diminuir o dano provocado ao osso pela sua implantação, conservando volume ósseo. Esta menor estabilidade pode também estar ligada à menor rigidez da haste combinada adoptada para este estudo comparativo, já que o facto de as cavidades estarem alinhadas com os côndilos medial e lateral da tibia diminui a rigidez da haste nesta direcção, contribuindo para uma menor estabilidade do prato tibial. Possivelmente, uma optimização da geometria das cavidades e da sua localização poderá melhorar o desempenho da haste na estabilidade proporcionada ao prato.

No osso cortical, o novo conceito de haste evidenciou um comportamento mais regular do que os conceitos convencionais, pois não provocou na sua superfície picos de deformação tal como sucedeu nos modelos convencionais no lado lateral. Este facto está também relacionado com a menor rigidez no plano medial-lateral da haste devido à presença das cavidades, reduzindo desta forma o efeito de fulcro originado pela extremidade da haste no osso, já que, como discutido no capítulo 5, este efeito pode estar ligado ao surgimento da dor na zona da extremidade da haste.

Um dos aspectos menos positivos deste conceito de haste é notado na análise aos modelos simples e da tibia, onde se observou níveis de deformação mais elevados que o cimento das cavidades induziu ao osso em contacto com este, junto à extremidade da haste. Os valores observados foram superiores aos de qualquer dos modelos convencionais. Estes valores elevados resultam do facto da carga transmitida pela haste ser fundamentalmente transmitida ao osso através do cimento contido nas cavidades. Assim, no caso destes esforços promoverem o processo de fadiga no osso mais rapidamente do que a sua capacidade de regeneração pode conduzir à perda do implante a médio e longo prazo. Este facto pode ser bastante negativo para um bom desempenho deste conceito.

No entanto, devemos ter em conta diversos factores que podem contribuir para uma redução deste efeito, sendo um desses factores o facto de o modelo numérico aqui utilizado não ser capaz de reproduzir completamente o que se passa na interface entre o osso e o cimento das cavidades do modelo fisiológico. Como foi possível observar no modelo de dano, o cimento não se delimita ao espaço entre a cavidade e o osso, mas penetra nas trabéculas do osso esponjoso (simulado com a espuma porosa no modelo de dano). Esta penetração vai permitir uma repartição dos esforços de uma forma mais vasta para o interior do osso, logo reduzindo os esforços nas

trabéculas do osso, ao contrário do modelo numérico aqui analisado, onde o esforço é somente repartido pela superfície do osso em contacto com o cimento, dando origem a valores de deformação elevados. Outro factor que pode contribuir para a redução destes níveis de esforços está ligado ao próprio conceito da haste combinada, já que possuindo parte da sua superfície em contacto directo com o osso, e no caso de conter um revestimento bioactivo para estimular a osteointegração (revestimento poroso) ou adesão óssea (hidroxapatite), à medida que se dá a fixação óssea à haste, parte das cargas passam a ser transferidas para o osso através da interface osso-haste, diminuindo a carga transmitida pelo cimento contido nas cavidades e reduzindo o potencial risco de dano por fadiga do osso. Este facto torna-se ainda mais relevante devido à superfície de contacto entre a haste combinada e o osso (para o carregamento fisiológico simulado) ser superior à do conceito de haste convencional *press-fit*, assim como registar menor micromovimento relativo entre a haste combinada e osso. Estes dois factores potenciam a adesão óssea, mesmo no caso de revestimentos sem promoção da adesão ou osteointegração.

Finalmente, também poderá contribuir para a redução dos esforços no osso na interface com cimento das cavidades a própria geometria e localização destas últimas na haste.

Uma das questões que sempre esteve presente com o desenvolvimento deste conceito era saber até que ponto o cimento contido nas cavidades estaria em condições de resistir aos esforços transferidos pela haste ao osso. Este estudo permitiu concluir que os níveis de tensão de von Mises instalados no cimento das cavidades está ao mesmo nível dos valores desenvolvidos no manto de cimento debaixo de prato tibial e que são idênticos aos limites da tensão de fadiga do cimento, estes últimos são ligeiramente inferiores aos obtidos nos modelos de haste convencional cimentada e *press-fit*. Pode parecer invulgar o facto de o valor de tensão no cimento da haste cimentada ser ligeiramente superior ao observado para o caso da haste combinada, no entanto a explicação advém do facto de na haste cimentada o cimento ter sido considerado em contacto com atrito, implicando que grande parte da carga da haste seja transferida ao manto de cimento apenas na zona da extremidade da haste e originando valores de tensão ligeiramente superiores aos da haste combinada. Assim, podemos dizer que o risco de dano no cimento será idêntico entre o novo conceito de haste e as hastes convencionais.

Os resultados dos ensaios dinâmicos realizados nos 3 modelos evidenciaram uma boa estabilidade do prato tibial após os ensaios, não se identificando perda ou dano deste ou das suas interfaces e verificando-se apenas um ligeiro deslocamento permanente no lado lateral, com um máximo de 14.2µm, estando possivelmente mais associado à própria acomodação do material do modelo do que propriamente a uma separação da interface osso-cimento debaixo do prato tibial, uma vez que a separação implicaria um aumento do deslocamento elástico que não ocorreu até ao fim dos ensaios. Outro facto positivo na avaliação deste novo conceito foi a verificação de ausência de fissuras no cimento das cavidades nos modelos ensaiados dinamicamente.

Relativamente ao processo de implantação desta haste em tibia de cadáver, esta não revelou um grau de dificuldade superior ao exigido para as hastes convencionais segundo a opinião do cirurgião, no entanto alguns parâmetros do processo tais como o tempo de mistura do cimento antes da injeção devem ser tidos em consideração.

Assim, podemos concluir, nesta parte do trabalho, que existem aspectos positivos e negativos ao nível dos diferentes parâmetros biomecânicos analisados para o conceito de haste combinada relativamente aos conceitos convencionais de haste cimentada e haste *press-fit*.

Às oportunidades demonstradas nos diferentes parâmetros biomecânicos analisados no modelo da tibia deve-se adicionar as que fazem parte das reivindicações do novo conceito de implante,

tais como o menor dano causado ao osso para a sua implantação e extracção em caso da necessidade de revisão, demonstrado através do modelo de dano, assim como a redução significativa da extensão da necrose de origem térmica no osso, relativamente à solução de haste completamente cimentada.

6.9 – Referências

- [1] - Barrack, R.L., Rorabeck, C., Burt, M., Sawhney, J., 1999, Pain at the end of the stem after revision total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 367 pp: 216-225.
- [2] – Belmar, C. B., Barth, P. C., Lonner, J. H., Lotke, P. A., 1999, The use of fully cemented stems in revision total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 14(2), pp: 263.
- [3] - Stern, S. H., Wills, R. D., Gilbert, J. L.,: 1997, The effect of tibial stem design on component micromotion in knee arthroplasty. *Clin Orthop*, 345, pp: 44-52.
- [4] - Vince, K. G., Long, W., 1995, Revision knee arthroplasty: The limits of press-fit medullary fixation. *Clin Orthop*, 317, pp: 172-177.
- [5] - Murray, P B., Rand, J. A., Hanssen, A. D., 1994. Cemented long-stem revision total knee arthroplasty. *Clin Orthop*, (309), pp: 116-123.
- [6] - Elia, E. A., Lotke, P. A., 1991, Results of revision total knee arthroplasty associated with significant bone loss. *Clin Orthop.*, 271, pp: 114-121.
- [7] - Jazrawi, L. M., Bai, B., Kummer, F. J., 2001, The effect of stem modularity and mode of fixation on tibial component stability in revision total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 16(6), pp: 759-767.
- [8] - Pillar, R. M., Lee, J. M., Maniopoulos, C., 1986, Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants. *Clin Orthop Relat Res* 208 pp: 108-113.
- [9] - Peters C. L., Erickson, J., Kloepper, R. G., Mohr, R. A., 2005, Revision Total Knee Arthroplasty With Modular Components Inserted With Metaphyseal Cement and Stems Without Cement, *The Journal of Arthroplasty*, 20(3), pp: 302-308.
- [10] – Gruen, T. A., McNeice, G. M., Amstutz, H.C., 1979, Modes of failure” of cemented stem-type femoral components: a radiographic analysis of loosening. *Clin Orthop* (141), pp: 17-27.
- [11] - Verdonschot, N., Huiskes, 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.
- [12] - Viceconti, M., Baleani, M., Squarzone, S., Toni, A., 1997, Fretting wear in a modular neck hip prosthesis. *J Biomed Mater Res*, 35 (2), pp: 207-216.
- [13] - Viceconti, M., Ruggeri, O., Toni, A., Giunti, A., 1996b, Design-related fretting wear in modular neck hip prosthesis. *J Biomed Mater Res*, 30 (2), pp: 181-186.
- [14] - Cristofolini, L., McNamara, B. P., Freddi, A., Viceconti, M., 1997. In-vitro measured strains in the loaded femur: quantification of experimental error. *Journal Strain Analysis in Engineering Design* 32 (3), pp: 193-200.
- [15] - Rohlmann, A., Mossner, U., Bergmann, G., Hees, G., Kolbel, R., 1987, Effects of stem design and material properties on stresses in hip endoprostheses. *J Biomed Eng* 9 (1), pp: 77-83.

- [16] - Sumner, D. R., Galante, J. O., 1992, Determinants of stress shielding: design versus materials versus interface. *Clin Orthop* (274), pp: 202-212.
- [17] - Baleani, M., Cristofolini, L., Toni, A., 2000, Initial stability of a new hybrid fixation hip stem: experimental measurement of implant-bone micromotion under torsional load in comparison with cemented and cementless stems. *J Biomed Mater Res*, in press.
- [18] - Harman, M. K., Toni, A., Cristofolini, L., Viceconti, M., 1995, Initial stability of uncemented hip stems: an in-vitro protocol to measure torsional interface motion. *Med Eng Phys*, 17 (3), pp: 163-171.
- [19] - Karrholm, J., Malchau, H., Snorrason, F., Herberts, P., 1994, Micromotion of femoral stems in total hip arthroplasty. A randomized study of cemented, hydroxyapatitecoated, and porous-coated stems with roentgen stereophotogrammetric analysis. *J Bone Joint Surg Am* 76 (11), pp: 1692-1705.
- [20] - Schneider, E., Kinast, C., Eulenberger, J., Wyder, D., Eskilsson, G., Perren, S. M., 1989, A comparative study of the initial stability of cementless hip prostheses. *Clin Orthop* (248), pp: 200-209.
- [21] - Sugiyama, H., Whiteside, L. A., Kaiser, A. D., 1989, Examination of rotational fixation of the femoral component in total hip arthroplasty. A mechanical study of micromovement and acoustic emission. *Clin Orthop* (249), pp: 122-128.
- [22] - Huiskes, R., Weinans, H., Grootenboer, H. J., Dalstra, M., Fudala, B., Slooff, T. J., 1987, Adaptive bone-remodeling theory applied to prosthetic-design analysis. *J Biomech* 20 (11-12), pp: 1135-1150.
- [23] - Mottershead, J. E., Edwards, P. D., Whelan, M. P., English, R. G., 1996, Finite element analysis of a total knee replacement by using Gauss point contact constraints. 24 Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part H - *Journal of Engineering in Medicine*, 210, pp: 51-63.
- [24] - Tissakht, M., Eskandari, H., Ahmed, A. M., 1995, Micromotion analysis of the fixation of total knee tibial component. *Computers & Structures*, 56, pp: 365-375.
- [25] - Weinans, H., Huiskes, R., Grootenboer, H. J., 1990, Trends of mechanical consequences and modeling of a fibrous membrane around femoral hip prostheses. *J Biomech* 23(10), pp: 991-1000.
- [26] - 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
- [27] - Morrison, J. B., 1970, The mechanics of the knee joint in relation to normal walking. *J Biomech*, 3, pp: 51-61.
- [28] - Harrington, I. J., 1976, A bioengineering analysis of force actions at the knee in normal and pathological gait. *Biomed Eng*, 11, pp: 167-172.
- [29] - Frost, H. M., Jee, W. S.S., 1992, Bone's mechanical usage windows. *Bone and Min Res*, 19, pp: 257-271.
- [30] - Maloney, W.J., Jasty, M., Burke, D.W., O'Connor, D.O., Zalenski, E.B., Bragdon, C., Harris, W.H., 1989, Biomechanical and histologic investigation of cemented total hip arthroplasties. A study of autopsy-retrieved femurs after in vivo cycling. *Clinical Orthopaedics*, 249, pp: 129-140.

- [31] - Phillips, T.W., Messieh, S.S., McDonald, P.D., 1990, Femoral stem fixation in hip replacement. A biomechanical comparison of cementless and cemented prostheses. *Journal of Bone and Joint Surgery Br*, 72, pp: 431-434.
- [32] - Sugiyama, H., Whiteside, L.A., Kaiser, A.D., 1989, Examination of rotational fixation of the femoral component in total hip arthroplasty. A mechanical study of micromovement and acoustic emission. *Clinical Orthopaedics*, 249, pp: 122-128.
- [33] - Soballe, K., 1993, Hydroxyapatite ceramic coating for bone implant, Mechanical and histological studies in dogs. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 255, pp: 1-58.
- [34] – Engh, C. A., O'Connor, D., Jasty, M., McGovern, T. F., Bobyn, J. D., Harris, W. H., 1992, Quantification of implant micromotion, strain shielding, and bone resorption with porous-coated anatomic medullary locking femoral prostheses. *Clin Orthop Rel Res*, 285, pp: 13–29.
- [35] - 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.
- [36]- Vendonschot, N., Huiskes, 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.
- [37] – Harper, F.J., Bonfield, W., 2000, Tensile Characteristics of ten commercial acrylic bone cements. *Journal of Biomedical Materials Research*, 53(5), pp: 605-616.
- [38] - Jasty, M., Jiranek, W., Harris, W. H., 1992, Acrylic fragmentation in total hip replacements and its biological consequences. *Clin Orthop Rel Res*, 285, pp: 116-128.
- [39] - Stromberg, C. N., Herberts, P., Palmertz, B., Garellick, G., 1996, Radiographic risk signs for loosening after cemented THA. *Acta Orthop Scand*, 67, pp: 43-48.
- [40] – Mann, K. A., Bartel, D. L., Wright, T. M., Burstein, A. H., 1995, Coulomb frictional interfaces in modeling cemented total hip replacements: A more realistic model. *J Biomech*, 28, pp: 1067-1078.
- [41] – Kim, K. J., Chiba, J., Rubash, H. E., 1994, In vivo and in vitro analysis of membranes from hip prostheses inserted without cement. *J Bone Joint Surg*, 76A, pp: 172–180.
- [42] – Mjoberg, B., 1994, Theories of wear and loosening in hip prostheses: Wear-induced loosening vs loosening-induced wear. A review. *Acta Orthop Scand*, 65, pp: 361–371.
- [43] – Ishihara, S., Goshima, T., Kanekasu, K., McEvily, A. J., 2002, The static and cyclic strength of a bone-cement bond. *J Mater Sci Mater Med*, 13(5), pp: 449-455.
- [44] – Feith, R., 1975, Side-effects of acrylic cement implanted into bone, *Acta Orthop Scand Suppl*, 161, pp: 1-136
- [45] – Wijn, D. E. J. R., Driessens F. C. M., Sloff T. J., 1975, Characterisation of bone cement, *Biomaterial Res*, 6, pp: 99-103.
- [46] – Meyer, R., Lautenschlager, E. P., Moore, B. K., 1973, On the setting properties of acrylic bone cement *J Bone Joint Surg Am*, 55, pp: 149-156.
- [47] – Huiskes, R., Sloof, T. J., 1981, Thermal injury of cancellous bone, following pressurized penetration of acrylic cement, *Trans. Orthop Res Soc*, 6, pp: 134.
- [48] – Revie, L.C., Wallace, M. E., Orr J. F., 1994, The effect of PMMA thickness on thermal bone necrosis around implants, *J Engi. Medi.*, 208, pp: 45-51.

- [49] – SIH, G. C., Connelly, G.M., 1980, The effect of thickness and pressure on the curing of PMMA bone cement for the total hip joint replacement., *Journal Biomechanics*, 13 (1), pp: 347-352.
- [50] – Lundskog, J., 1972, Heat and bone tissue, *Scand J Plastic Reconstr Surg Suppl*, 9.
- [51] – Cristofolini, L., Viceconti, M., 2000, Mechanical validation of whole bone composite tibia models, *Journal of Biomechanics*, 33, pp: 279-288.
- [52] – Heiner, A. D., Brown, T. D., 2001, Structural properties of a new design of composite replicate femurs and tibiae, *Journal Biomechanics*, 34, pp: 773-781.
- [53] - Seedhom, B. B., Wallbridge, N. C., 1985, Walking activities and wear of prostheses. *Ann. Rheum. Dis.* 44, pp: 838-843.
- [54] - <https://secure.sawbones.com/products/bio/composite.asp> (05/2006)
- [55] – Murphy, B. P., Prendergast, P.J., 1999, Measurement of non-linear microcrack accumulation rates in polymethylmethacrylate bone cement under cyclic loading. *J Mater Sci*, 10, pp: 779–781.
- [56] - Stolk, J., Verdonschot, N., Cristofolini, L., Toni, A., Huiskes, R., 2002, Finite element and experimental models of cemented hip joint reconstructions can produce similar bone and cement strains in pre-clinical tests. *Journal of Biomechanics*, 35(4), pp: 499–510.
- [57] - Szivek, J. A., Gealer, R. L., 1991, Comparison of the deformation response of synthetic and cadaveric femora during simulated one legged stance. *Journal of Applied Biomaterials* 2(4), pp: 277–280.
- [58] - Engh, G. A., Ammeen, D. J., 1999, Bone loss with revision total knee arthroplasty: defect classification and alternatives for reconstruction. *Instr Course Lect.*, 1999, 48, pp: 167-175.
- [59] - www.matweb.com (6/9/2006)
- [60] – Ahir, S. P., Blunn, G. W., Haider, H., Walker, P. S., 1999, Evaluation of a testing method for the fatigue performance of total knee tibial trays, *Journal of Biomechanics* 32 pp: 1049-1057
- [61] – Luring, C., Perlick, L., Trepte, C., Linhardt, O., Perlick, C., Plitz, W., Grifka, J., 2006, Micromotion in cemented rotating platform total knee arthroplasty: cemented tibial stem versus hybrid fixation., *Arch Orthop Trauma Surg*, 126(1), pp: 45-48.
- [62] - Stern, S. H., Wills, R. D., Gilbert, J. L., 1997, The effect of tibial stem design on component micromotion in knee arthroplasty. *Clin Orthop*, 345, pp: 44-52.

Capítulo 7

CONCLUSÕES FINAIS E PERSPECTIVAS FUTURAS

7.1 - Conclusões finais

I) A análise aos registos ortopédicos mostra que a artroplastia total do joelho (ATJ) é uma das cirurgias ortopédicas com a mais elevada taxa de crescimento no últimos anos. As previsões são para o contínuo crescimento da ATJ, em parte devido ao envelhecimento generalizado da população e à realização das cirurgias em pessoas cada vez mais jovens e activas. As melhorias do desempenho da técnica cirúrgica e a durabilidade das próteses também contribuíram para esse crescimento. Os registos permitiram também verificar que as principais razões para a realização da artroplastia do joelho são as doenças degenerativas tais como a osteoartrite e a artrite reumatóide, com uma taxa de incidência superior nas mulheres. De todos os registos analisados, o cimento como método de fixação dos componentes da prótese é o mais utilizado e, aparentemente, o que mais consenso reúne como primeira escolha do cirurgião. Esta análise permitiu definir o tipo de fixação a ser utilizado para os componentes tibiais e femorais nos trabalhos experimentais e numéricos desta tese. Relativamente às taxas de revisão da artroplastia, estas permitiram constatar uma grande variabilidade entre os diferentes registos analisados, sendo estes dados dependentes do período em análise em cada registo. No entanto, as taxas variaram entre 6% e 13% nos últimos anos. Estes níveis de revisão e toda a problemática associada a esta, tais como a falta de substância óssea ou defeitos permitiram elaborar os estudos biomecânicos relacionados com as hastes utilizadas na revisão da ATJ. Os mesmos registos evidenciaram que a principal razão para a realização da cirurgia de revisão é o descolamento entre os componentes protésicos e o osso. Esta evidência comum, aos diferentes registos, levou a que os principais parâmetros biomecânicos analisados incidissem essencialmente sobre as interfaces entre os implantes e o osso.

Da análise aos modelos de próteses mais utilizadas, verificou-se que a prótese PFC Sigma é a mais aplicada. Assim, esta circunstância definiu o modelo de prótese do joelho utilizada como objecto de estudo comparativo nesta tese.

II) A ausência de estudos comparativos entre modelos numéricos e experimentais para a tibia proximal e fémur distal, justificou o trabalho de natureza comparativa. Esta comparação era indispensável para aferir os resultados obtidos nos diferentes modelos numéricos, uma vez que a análise dos parâmetros biomecânicos nas interfaces dos diferentes componentes da tibia e fémur só podiam ser obtidos através destes (modelos numéricos) e eram fundamentais para o processo comparativo realizado posteriormente entre as diferentes configurações.

Numa primeira fase, seleccionou-se o tipo de elemento e número otimizado de graus de liberdade para a geração dos modelos numéricos. A convergência de deslocamento máximo e deformações equivalentes nos modelos permitiu concluir que o elemento tetraédrico de 4 nós (1ª ordem). Esta opção resultou do facto de os modelos da tibia e fémur convergirem mais rapidamente com este tipo de elemento do que os modelos de elementos tetraédricos de 10 nós (2ª ordem) o facto dos modelos conterem várias interfaces em contacto com atrito, e devido à natureza não linear dos algoritmos de contacto, seriam necessários tempos de cálculo bastante superiores para os modelos com elementos tetraédricos de 2ª ordem. Fez-se a comparação entre os resultados dos diferentes modelos numéricos com diferentes geometrias de implantes, modos de fixação e condições de contacto das suas interfaces com os modelos experimentais equivalentes. Os resultados obtidos não se limitaram a validar as diferentes configurações das próteses, mas, também, a validação do conjunto implante e tipo de carregamento. À parte de alguns desvios localizados, os resultados numéricos e experimentais correlacionam-se bem para a generalidade dos modelos simulados. As regressões lineares mostraram que os modelos em atrito são aqueles que permitem os resultados, em termos de declive e correlação R^2 , mais próximos de 1, para os modelos com implante. Os melhores resultados foram obtidos com os modelos intactos da tibia e do fémur.

III) Um dos objectivos da tese consistiu em fornecer indicações biomecânicas no estudo dos modelos numéricos da tibia e fémur, com diferentes tipos de hastes e modos de fixação destas. Também sugere-se algumas considerações de projecto para obviar alguns efeitos clínicos nefastos.

Um dos primeiros objectivos consistiu em analisar a capacidade de transferência de carga por parte das hastes convencionais cimentada e press-fit longa na tibia e no fémur, tendo sido possível concluir que a haste cimentada é aquela que apresenta uma capacidade de transferência de carga das zonas condilares para a zona da diáfise do osso. Ao contrário do que alguns cirurgiões julgam, as hastes press-fit apresentam uma diminuta capacidade de transferência de carga. Concluiu-se que as hastes cimentadas reduzem essencialmente a carga no osso cortical da tibia na interface condilar, sendo a diminuição de carga no osso esponjoso na mesma interface bastante reduzida. Assim, em termos clínicos aparenta ser aconselhado em casos de defeitos não contidos, isto é, que atinjam o osso cortical periférico da superfície condilar, o uso de hastes cimentadas. Para o caso do fémur, devido ao apoio do componente condilar ser essencialmente sobre o osso esponjoso, a redução de carga sobre este é importante quando se utiliza a haste cimentada e bastante inferior para o caso da haste press-fit. No entanto, foi possível concluir que a haste press-fit longa fornece uma estabilidade superior aos componentes condilares e, desta forma, pode contribuir para o sucesso a longo prazo da artroplastia. A haste press-fit longa origina um efeito de stress shielding mais extenso no osso cortical que originado pelas hastes cimentadas; no entanto nas zonas mais próximas da interface condilar é a haste cimentada que origina maior efeito de stress shielding potencializando o efeito de reabsorção óssea. O efeito de stress shielding na haste press-fit longa é originado pelo facto de os esforços de flexão serem essencialmente absorvidos pela haste reduzindo estes sobre o osso ao longo de toda a extensão da haste e não pela transferência de carga por esta.

Na tentativa de correlação dos parâmetros biomecânicos analisados com constatações clínicas, verifica-se que as zonas com maior incidência de radiolucências coincidem com as zonas de maiores níveis de deformação de corte e micro movimentos na interface osso-cimento debaixo dos

componentes condilares (tíbia e fémur). A haste cimentada foi aquela que apresentou menores deformações de corte e menores micromovimentos na interface. O maior número de radiolucências em torno da haste press-fit referida nos diferentes estudos clínicos pode estar relacionada com a reduzida superfície de contacto entre a haste e o osso também identificada no modelo numérico com haste press-fit. Ambos os tipos de haste geram na zona da sua extremidade picos de deformação no osso cortical devido ao efeito de fulcro e, no caso de haste cimentada, também devido ao efeito de transferência de carga, essencialmente concentrado na zona da extremidade. Este efeito pode-se traduzir na dor sentida pelos pacientes na zona da extremidade da haste. Este efeito é mais sentido com a haste press-fit e neste estudo foi aquela que originou os níveis mais elevados de deformação. O aumento da carga, a nível ósseo, estimula localmente a actividade osteoblástica que também pode estar relacionado com o efeito da dor e hipertrofia óssea. Relativamente ao fenómeno de reabsorção óssea no osso esponjoso adjacente aos componentes condilares (tíbia e fémur), referido clinicamente, o estudo realizado revela que para qualquer tipo de haste, ou mesmo sem esta, se dá uma redução dos níveis de deformação no osso esponjoso na zona condilar relativamente aos modelos intactos. Assim, este efeito de redução de deformação e conseqüente redução de estimulação do osso pode contribuir para o fenómeno de reabsorção nesta zona. Em resumo, pode dizer-se que os resultados dos parâmetros biomecânicos dos modelos numéricos não contradizem as constatações clínicas identificadas na bibliografia analisada.

No caso do estudo realizado com as hastes press-fit longas na tíbia e no fémur para dar resposta às questões referidas pelos cirurgiões, foi possível concluir que para o caso da extremidade da haste não ficar em contacto radial directamente com osso cortical mas sim com um osso de menor resistência (esponjoso), não influencia a repartição de carga na zona condilar, nem a estabilidade do componente tibial e diminui o efeito de concentração de deformações no osso cortical na zona da extremidade da haste. Assim, em termos clínicos, esta situação pode conduzir à possível diminuição do efeito de hipertrofia e dor na zona da extremidade, devido ao facto de a sensibilidade à dor ser transmitida apenas pelo perióstio na parede do osso cortical.

No caso clínico em que a extremidade da haste fica em apoio axial sobre o osso cortical, a estabilidade do componente condilar diminui significativamente e altera-se a repartição de carga na interface condilar. Este efeito potencia o efeito de reabsorção óssea no osso esponjoso da interface condilar devido ao aumento do efeito de stress shielding e a perda do implante por instabilidade, como tal esta situação deve ser evitada a todo custo na cirurgia.

Procurou-se a partir do conceito convencional de haste press-fit longa avaliar um novo conceito em que a zona da extremidade em contacto com o osso cortical é de um material de menor rigidez (polietileno) que o modelo convencional. Conclui-se que este conceito de haste, revelou uma estabilidade no prato tibial ligeiramente inferior ao modelo com haste integral em titânio e ligeiramente superior no componente femoral. Apresenta, contudo, a vantagem de gerar um menor efeito de concentração de deformações no osso cortical na zona da extremidade da haste (tíbia e fémur), podendo este facto contribuir para uma menor actividade osteoblástica e, possivelmente, diminuir a probabilidade de ocorrência de hipertrofia do osso, surgimento de dor e fractura óssea nessa zona, como descrito em vários relatórios clínicos. Esta conclusão deverá ser explorada pela comunidade cirúrgica ortopédica junto dos fabricantes de implantes a fim de se proceder a uma avaliação clínica deste conceito.

No fémur foi avaliada a utilização da haste press-fit longa com curvatura no plano sagital idêntica ao do fémur relativamente ao uso de haste press-fit convencional recta. À luz dos resultados do

estudo numérico, assim como tendo presentes as eventuais consequências a nível clínico, a utilização da haste curva, em casos onde seja possível a utilização de haste recta, não apresenta vantagens biomecânicas relevantes, tendo provocado alteração da repartição de carga na superfície condilar e diminuição ligeira da estabilidade do componente femoral. No entanto, exibiu valores de deformações na zona da extremidade inferiores ao modelo de haste recta.

IV) Dos diferentes resultados analisados para o fémur, em consequência da utilização de hastes na tibia, é visível que os comportamentos do componente femoral e do fémur não são completamente imunes à utilização da haste na tibia. Ao nível das deformações observadas no osso esponjoso e no osso cortical, identificaram-se alterações com desvios relativamente baixos quando comparados com os obtidos pelo modelo sem haste tibial. A estabilidade entre o osso e cimento na interface condilar, para os modelos com haste, é idêntica ao modelo sem haste tibial. Assim, a utilização das hastes tibiais não altera, de forma substancial, a estabilidade do componente femoral relativamente ao osso cortical, nem a estabilidade da própria interface osso-cimento. Em termos clínicos, podemos assumir que o fémur é, de certa forma, imune à presença das hastes na tibia.

Os resultados obtidos na tibia, em consequência da utilização de hastes no fémur, mostram que o comportamento do componente tibial e da tibia não são imunes à utilização das mesmas. As deformações observadas no osso esponjoso revelaram desvios relativamente ao modelo sem haste femoral. Os desvios mais relevantes no osso esponjoso da tibia foram as deformações de corte, onde se verificou, pontualmente, um aumento de 150%. A estabilidade do prato tibial é alterada pela utilização de hastes femorais. A haste *press-fit* provocou desvios superiores à haste cimentada. Os micromovimentos entre o osso esponjoso e o cimento, na interface da tibia, aumentaram relativamente ao modelo sem haste femoral. Assim, a utilização das hastes femorais contribui para uma redução da estabilidade do componente tibial. A redução da estabilidade na interface osso-cimento pode contribuir para a perda do implante tibial. O caso de carga analisado foi bastante simples, apenas com a aplicação da carga vertical na zona proximal do fémur. No joelho real, além dos esforços de compressão exercidos pelo fémur, os mais importantes em termos absolutos são os esforços de torção que se transmitem entre o fémur e a tibia e que, decididamente, podem contribuir para aumentar os desvios de resultados encontrados neste estudo comparativo.

Não é do nosso conhecimento a publicação de algum estudo clínico que tenha aferido a maior ou menor taxa de perda dos implantes tibiais associados ao uso de hastes femorais e vice-versa. À luz dos resultados obtidos e de todas as limitações que este estudo comparativo encerra em si, pode-se afirmar que a utilização de hastes, no fémur, contribui para uma diminuição da estabilidade do componente tibial, podendo comprometer a durabilidade da artroplastia.

Assim, a utilização da haste tibial com a haste femoral contribui para o aumento da estabilidade do prato tibial e, desta forma, reduz o risco de falência da tibia. Estes resultados apontam, claramente, para situações em que a baixa qualidade do osso ou a existência de defeitos no fémur conduzam à utilização da haste femoral deve-se utilizar uma haste na tibia, independentemente da qualidade do osso na tibia ou da existência, ou não, de defeitos ósseos na mesma.

Baseados nos resultados deste estudo, podemos, numa perspectiva meramente biomecânica, aconselhar o cirurgião a utilizar a haste tibial se optar por utilizar uma haste femoral.

Estes resultados devem ser compreendidos tendo em conta as diversas limitações dos modelos analisados e encarando-os com espírito crítico. Limitações ao nível das geométricas dos

componentes e, em especial, da sua geometria condilar, geométricas da tíbia e do fémur, condições de carregamento utilizadas, propriedades mecânicas dos materiais e ausência do contributo dos ligamentos e patela, podem mascarar os resultados obtidos e, conseqüentemente, deturpar quaisquer conclusões em termos absolutos. No entanto, como foi referido, o estudo é meramente comparativo, não pondo em causa as diferenças relativas entre os diferentes modelos, e nesse sentido, as conclusões são válidas e indicadoras para opções clínicas.

V) Ao longo deste trabalho colocou-se o desafio de encontrar uma solução de compromisso entre as vantagens e inconvenientes das hastes convencionais press-fit e cimentadas. Deste modo apresenta-se um novo conceito de fixação de implantes ósseo alvo de registo de patente e adaptado ao caso das hastes na ATJ nesta tese. A avaliação pré-clínica do novo conceito de haste permitiu concluir, através dos diferentes modelos analisados numéricos e experimentais, (modelo simples, modelo de avaliação de dano e finalmente modelo da tíbia) que este conceito apresenta vantagens e inconvenientes relativamente às hastes convencionais. Os resultados dos modelos numéricos do modelo simples e da tíbia foram comparados com os resultados obtidos com os modelos experimentais onde se obteve bons coeficientes de correlação entre os mesmos permitindo a validação do modelos numéricos que serviram de avaliação de diferentes parâmetros biomecânicos, impossíveis de analisar experimentalmente.

O modelo experimental simples evidenciou uma estabilidade proporcionada por este novo conceito idêntica à proporcionada pela haste cimentada. O modelo de dano permitiu concluir que o novo conceito de haste origina no seu processo de extracção in-vitro um dano inferior ao da haste cimentada e superior ao da haste press-fit. Os resultados confirmam as reivindicações referidas para o implante de fixação combinada, nomeadamente um menor dano no osso em caso de necessidade de revisão relativamente à haste cimentada. Outra conclusão deste estudo foi que o cimento ósseo, mesmo numa estrutura celular bastante aberta como a espuma utilizada neste estudo, não migra muito além da zona da cavidade, permitindo a existência de uma zona de contacto directo com o osso entre as cavidades. No caso do osso humano, com as trabéculas do osso preenchidas com medula óssea, o efeito de difusão será menor, potencialmente reduzindo a migração do cimento além da própria cavidade. Os efeitos negativos para o osso da temperatura desenvolvida pelo cimento durante o processo de polimerização (necrose térmica com possibilidade de reabsorção a longo prazo) são reduzidos com o novo conceito de haste, já que esta apresenta uma menor superfície de contacto cimento-osso, aumentando, desta forma, o potencial de regeneração do osso vizinho da haste, contribuindo para o bom desempenho em termos de estabilidade.

Os resultados obtidos no modelo numérico da tíbia permitem concluir que o novo conceito de haste promove a transferência de carga do prato tibial para a zona mais distal do osso. Esta característica é especialmente interessante aquando da existência de defeitos não contidos no osso proximal ou quando a sua qualidade é reduzida para evitar efeitos de sobrecarga nestas zonas fragilizadas. Foi igualmente possível verificar que este novo conceito de haste reduziu ligeiramente a estabilidade proporcionada ao prato tibial, quando comparada com os modelos comerciais analisados. Esta redução parece não estar ligada ao conceito da haste em si mas ao comprimento do conjunto prato haste mais reduzido que nos modelos convencionais. O novo conceito de haste não provocou picos de deformação no osso cortical na zona da extremidade da haste como sucedeu nos modelos convencionais, diminuindo o possível efeito de dor na extremidade da haste.

Conclui-se que os níveis de deformação, que o cimento das cavidades provoca no osso em contacto com estas, são mais elevados que os dos modelos convencionais. No entanto devemos ter em conta os diversos factores que podem contribuir para redução deste efeito. Um desses factores é o facto de o cimento não se delimitar ao espaço entre a cavidade e o osso, pois este penetra nas trabéculas do osso esponjoso (simulado com a espuma porosa no modelo de dano). A penetração vai permitir uma repartição dos esforços de uma forma mais vasta para o interior do osso reduzindo os esforços no osso, ao contrário do modelo numérico aqui analisado onde o esforço é somente repartido pela superfície do osso em contacto com o cimento, originando valores de deformação elevados. Outro está ligado ao próprio conceito da haste combinada, onde o facto de esta permitir parte da sua superfície em contacto directo com o osso, e no caso de esta estar concebida para a promoção da osteointegração (revestimento poroso) ou adesão óssea (hidroxapatite) à medida que se dá a fixação óssea à haste, parte das cargas passa a ser transferida para o osso através da interface osso-haste, diminuindo a carga transmitida pelo cimento contido nas cavidades, e reduzindo o potencial risco de dano por fadiga do osso. Este facto é ainda mais relevante devido à superfície de contacto entre a haste combinada e o osso (para o carregamento fisiológico simulado) ser superior ao conceito de haste convencional press-fit, assim como o menor micromovimento relativo entre a haste combinada e osso. Estes dois factores potenciam a regeneração óssea; mesmo no caso de revestimentos sem promoção da adesão ou osteointegração, permite aumentar o contacto ósseo e a estabilidade da haste. Os níveis de tensão de von Mises no cimento das cavidades estão ao mesmo nível dos valores desenvolvidos no manto de cimento debaixo de prato tibial que são próximos dos limites da tensão de fadiga do cimento. Assim, podemos dizer que o risco de dano no cimento será idêntico entre o novo conceito de haste e as hastes convencionais. Os resultados dos ensaios dinâmicos realizados nos 3 modelos evidenciaram uma boa estabilidade do prato tibial, não se identificando perda ou dano deste ou das suas interfaces, verificando-se apenas um ligeiro deslocamento permanente no lado lateral, estando este, possivelmente, mais associado à própria acomodação do material do modelo. Outro facto positivo na avaliação deste novo conceito foi a ausência de fissuras no cimento das cavidades nos modelos ensaiados, revelando uma boa resistência do cimento aos esforços de fadiga.

Podemos concluir, com os resultados da avaliação pré-clínica do novo conceito de haste, que esta permite um compromisso entre as capacidades associadas às hastes convencionais press-fit e cimentada. Este conceito dá ao cirurgião a possibilidade de promover a transferência de carga dos componentes condilares para o osso distal associada a uma boa estabilidade inicial e limitando o efeito de necrose térmica no osso e evitando uma grande destruição de osso no caso de necessidade de retirada da haste por motivos ligados a infecção, descolamento ou outros.

7.2 - Perspectivas futuras

Relativamente aos estudos numéricos realizados com os modelos das hastes convencionais, um dos futuros trabalhos a desenvolver será proceder à sua validação com base em modelos experimentais em osso cadavérico de modo a obter uma melhor representatividade destes modelos à realidade fisiológica, adaptando as propriedades mecânicas, assim como as condições de contacto entre os diferentes componentes e osso fisiológico. Em paralelo, analisar

experimentalmente a estabilidade dos implantes relativamente ao osso cadavérico para os diferentes tipos de haste.

Proceder à validação dos modelos numéricos do conjunto tibia e fémur através de modelos experimentais representativos deste conjunto, para aumentar a fiabilidade dos resultados dos parâmetros biomecânicos analisados nos modelos numéricos. Aos modelos numéricos do conjunto tibia e fémur deve-se adicionar o contributo dos ligamentos colaterais e patela, assim como a utilização de um sistema de cargas mais próximo do fisiológico, avaliando os parâmetros biomecânicos ao longo de todo o movimento de flexão do joelho.

Apesar da aproximação realizada ao modelo fisiológico através dos modelos numéricos e experimentais da tibia com a haste combinada, os resultados obtidos, embora encorajadores sobre a potencial viabilidade deste conceito, são necessariamente insuficientes para que se possa avaliar o interesse da aplicação deste tipo de haste no ser humano. Um dos trabalhos a desenvolver será a optimização da geometria e localização das cavidades da haste de forma a reduzir os níveis de deformação do osso em contacto com o cimento das cavidades, mantendo a sua estabilidade com capacidade efectiva de transferência de carga.

Para a efectiva avaliação deste conceito de haste tornam-se necessárias etapas suplementares de avaliação pré-clínica e clínica. Ensaio estáticos e dinâmicos in-vitro em osso cadavérico devem permitir concluir a avaliação pré-clínica iniciada com os estudos realizados no âmbito desta tese.

Numa fase posterior, uma avaliação clínica in-vivo em animais é fundamental para realmente avaliar o desempenho do novo implante numa envolvente fisiológica, com todos os processos mecânicos e biológicos presentes. Somente após estes ensaios e uma avaliação estatisticamente criteriosa dos resultados obtidos se poderá aferir se as reivindicações do novo conceito de implante são ou não alcançáveis e tomar a decisão da experimentação clínica em humanos.

Por todo o que foi dito, o trabalho aqui apresentado é apenas o início de um longo caminho de avaliação e validação do novo conceito de implante adaptado às hastes da artroplastia total do joelho.

Anexos



Campo das Colinas - 1149-035 Lisboa - Portugal
Tel: +351 218818100 / Linha Azul: 808 200919 / Fax: +351 218875308 / Fax: +351 218860065 / E-mail: atm@inpi.pt / www.inpi.pt

Nº	CÓDIGO	DATA E HORA RECEPÇÃO	MODALIDADE	PROCESSO RELACIONADO
40250 P	0199	2005/12/21-15:46:31	PAT	103404 H

PEDIDO DE PATENTE, MODELO DE UTILIDADE OU DE TOPOGRAFIA DE PRODUTOS SEMICONDUTORES

1 REQUERENTE INVENTOR NACIONALIDADE Portuguesa FLS. CONT.? Sim Não

Nome UNIVERSIDADE DE AVEIRO Código _____
Endereço Campus Universitário de Santiago, Aveiro Código Postal 3810 193
Tel _____ Fax _____ E-mail _____
Actividade (CAE) 80300 NIF 501461108
Mandatário CARMEN FURTADO Código 36 N

2 MODALIDADE / TIPO DE PEDIDO

Patente Modelo de Utilidade Pedido reformulado
 Via Nacional com exame Número do pedido inicial _____
 Via Europeia sem exame Data do pedido inicial _____
 Via PCT Data do pedido inicial _____
 Topografia de Produtos semicondutores Pedido divisionário
 Transformação de pedido de patente europeia Número do pedido inicial _____
 Nº pedido _____ Data _____ Data do pedido inicial _____
 Antecipação de publicação Requerer patente / Modelo de utilidade para a presente invenção
 Adiamiento de publicação Número do pedido inicial _____
 Data do pedido inicial _____

3 REIVINDICAÇÃO DE PRIORIDADE(S) **4 HOUVE DIVULGAÇÃO ANTERIOR**

Data do pedido	País de origem	Nº do pedido

Sim Data _____
 Não

5 EPÍGRAFE OU TÍTULO
"IMPLANTE ÓSSEO DE FIXAÇÃO COMBINADA"

6 INVENTOR Nacionalidade Português

Nome ANTÓNIO MANUEL GODINHO COMPLETO Código _____
Endereço Rua D. Fernando, nº. 13, Gafanha da Nazaré Código Postal 3830 650
Tel _____ Fax _____ E-mail _____
Actividade (CAE) _____ NIF _____

7 DOCUMENTOS ANEXOS **8 TAXAS**

	Formato Papel	Formato Electrónico	Importância
Resumo	<input checked="" type="checkbox"/> 1 fs.	<input type="checkbox"/>	€
Reivindicações	<input checked="" type="checkbox"/> 3 fs.	<input type="checkbox"/>	€
Descrição	<input checked="" type="checkbox"/> 9 fs.	<input type="checkbox"/>	€
Desenhos	<input checked="" type="checkbox"/> 2 fs.	<input type="checkbox"/>	€
Fig. Publicação	<input checked="" type="checkbox"/> 1 fs.	<input type="checkbox"/>	€
Outros Precaução	<input checked="" type="checkbox"/> fs.	<input type="checkbox"/>	€
TOTAL			€

POR EXTENSO: = ISENTO =

9 ASSINATURA DO REQUERENTE OU MANDATÁRIO **RESERVADO AO INPI**

Sr. 0315402 Data 1997/03/12