

FISSURAS E DESCOLAMENTOS DE FADIGA EM PRÓTESES DE ANCA CIMENTADAS: ESTUDO *IN VITRO*

A. Ramos¹, F. Fonseca² e J. A. Simões¹

¹Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade de Aveiro

²Serviço de Ortopedia – Hospitais da Universidade de Coimbra e Faculdade de Ciências da Saúde da Beira Interior, Covilhã

RESUMO

A fadiga do manto das próteses cimentadas é um dos mecanismos de insucesso da artroplastia da anca. Deste modo, é pertinente estudar a relação entre a geometria da prótese e os níveis de tensões que se instalam no manto de cimento e nas interfaces osso-cimento e cimento-prótese. Este artigo descreve o trabalho que teve como objectivo estudar o desempenho in vitro das próteses de anca Lubinus SPII, Charnley Roundback, Stanmore e Müller Straight quando colocadas em fadiga. As três primeiras próteses foram incluídas no estudo por apresentarem elevadas taxas de sucessos. A prótese Müller Straight foi incluída no estudo por ser a mais aplicada em Portugal. No total, 12 próteses (3 de cada) foram sujeitas a 1 milhão de ciclos sob carga sinusoidal (força máxima em torno de 2250 N) a uma frequência de 2,5Hz. Depois de cortar cada fémur com a prótese, por diversas secções, observou-se os padrões de fissuras no manto de cimento e os descolamentos nas interfaces osso-cimento e cimento-prótese. Os resultados revelaram comportamentos à fadiga distintos, devendo-se salientar o comportamento inferior da artroplastia com prótese Müller Straight. As próteses Charnley Roundback e Stanmore provocaram menos fissuras e menos deslocamentos. O estudo numérico revelou, para algumas próteses, boa correlação entre a localização das tensões principais máximas com as fissuras e com as zonas das interfaces descoladas.

1. INTRODUÇÃO

A artroplastia cimentada é uma das técnicas cirúrgicas com maior sucesso em ortopedia. Mesmo assim, muita investigação tem sido realizada de forma a melhorar o comportamento dos implantes artificiais. Alguns estudos têm abordado factores como a geometria, os materiais, os cimentos, as técnicas cirúrgicas e outros que, directa ou indirectamente podem influenciar o desempenho e sucesso da artroplastia cimentada. A artroplastia cimentada, ao longo dos anos, tem incrementado a sua taxa de sucesso e há relatos de números de aplicabilidade

superior a 90% na Suécia, 70% na Noruega, 72% na Nova Zelândia e 64% na Dinamarca [1], sendo cada vez mais utilizadas em pacientes jovens. Em Portugal estima-se a realização de cerca de 10,000 artroplastias da anca por ano. Esta constatação deve-se ao melhoramento das técnicas cirúrgicas e dos materiais aplicados, em especial com a qualidade dos cimentos que apresentam cada vez melhores características mecânicas.

Cristofolini et al. [2,3], Waide et al. [4,5] e Stolk et al. [6-8], entre outros, têm dedicado parte da sua investigação a conceber um critério de aferição da

qualidade de prótese, prevendo o comportamento *in vivo* da mesma, para assim evitar acontecimentos históricos graves com o verificado com a prótese 3M Capital [9,10]. Estes trabalhos tiveram como objectivo diferenciar o que consideraram de próteses boas e más, mas é certamente difícil definir um tal critério, muito menos consensual, já que existem inúmeros factores, entre outros os de ordem biológica, que podem influenciar o comportamento de uma artroplastia de anca. Nesses estudos, foram comparados resultados experimentais com numéricos, tendo sido definindo um parâmetro indicador da detecção prematura de falência da artroplastia cimentada.

O estudo aqui apresentado teve como objectivo analisar o comportamento de diferentes próteses de anca cimentadas sob fadiga, em que a única variável era a geometria, sendo todas de uma liga metálica de cromo-cobalto. Para o efeito fez-se a análise sobre quatro próteses comerciais de maiores taxas de aplicabilidade e as com melhores taxas de sucesso registadas em diferentes registos ortopédicos [1, 11]. As próteses estudadas foram: Lubinus SPII, Charnley Roundback, Stanmore e Müller Straight. A prótese Lubinus SPII é a mais aplicada na Suécia, tendo representado cerca de 50% (5784 próteses) da totalidade das aplicadas em 2002 [11]. Esta prótese surgiu no mercado recentemente em substituição da Lubinus SPI e apresenta taxas de sucesso de 98% a 10 anos, sendo uma das mais elevadas. Apresenta como característica típica uma geometria anatómica. A sua taxa de sucessos a 16 anos é da ordem de 87.2%, sendo superior às restantes próteses utilizadas na Suécia. Esta prótese é também a mais aplicada na Finlândia, embora com registos de sucessos inferiores.

A aplicação da prótese Charnley Roundback tem diminuído na Suécia, contudo continua ser a terceira mais aplicada (927 próteses em 2002). No Reino Unido é a mais aplicada, com mais de 20% total do mercado, apresentando taxas de sucesso de 93.3% a 10 anos. Na Noruega é

a mais aplicada, possuindo uma cota de mercado de cerca de 50% (1809 próteses em 2002) [12]. Na Austrália encontra-se na quinta posição entre as próteses cimentadas mais aplicadas. Esta prótese apresenta registos a 23 anos com taxas de sucesso de 79.8%, tendo surgido no mercado na década de 60 através dos estudos de Sir John Charnley.

A prótese Stanmore é a segunda mais aplicada no Reino Unido, com taxas de sucesso a 10 anos de 96.8%. Esta prótese é das mais antigas, tendo surgido no mercado nos anos 70 e apresenta registos de sucessos de 83.6% a 17 anos.

Relativamente à prótese Müller Straight, esta foi também usada pela sua popularidade no nosso país, sendo considerada como a prótese cimentada mais aplicada. Esta prótese apresenta alguma aplicabilidade na Suécia, estando na décima posição (103 próteses em 2002); na Finlândia encontra-se na quinta posição das próteses cimentadas mais aplicadas. Para uma análise mais detalhada sobre as taxas de sucessos das próteses analisadas neste estudo e outras, recomenda-se ao leitor interessado a leitura do artigo “Prótese total de anca: Uma revisão dos diferentes registos ortopédicos” publicado na Revista Portuguesa de Ortopedia e Traumatologia [1].

Neste estudo analisou-se o padrão de fissuras e descolamentos para cada tipo de prótese após serem solicitadas em fadiga. Os resultados experimentais foram comparados com os numéricos obtidos pelo método dos elementos finitos.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

A norma ISO7206 define o ensaio de fadiga para próteses de anca, indicando, entre outros, o modo de posicionamento da haste. O estudo contemplou o ensaio de 12 próteses, 3 de cada uma das próteses já referidas (Lubinus SPII – LII esquerda nº 2, Charnley Roundback KS nº 3, Stanmore nº 3 e Müller Straight 10 mm). Estas próteses são as melhores indicadas para o tipo de fémur utilizado, um fémur esquerdo do fabricante da Sawbones®

(modelo 3303 da 3ª geração). Utilizou-se o cimento CMW3® de alta viscosidade com gentamicina para fixar as próteses. Todas as próteses foram colocadas por dois ortopedistas experientes seguindo o protocolo cirúrgico estabelecido para cada tipo de prótese e usando instrumental apropriado. A figura 1 ilustra os modelos CAD das diferentes próteses estudadas.

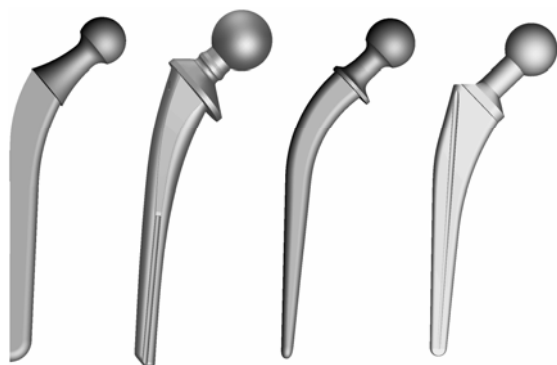


Fig 1 – Próteses analisadas: Charnley Roundback, Lubinus SPII, Stanmore e Müller Straight.

A posição de ensaio de cada fémur com prótese encontra-se esquematizada na figura 2 (11° no plano frontal e 9° no plano sagital). Relativamente ao carregamento utilizado, considerou-se o de descida de escadas segundo Bergman et al. [13], que é considerado como o de maior severidade por outros autores como Baliani et al [14]. Stolk et al. [7], Waide et al. [4] e Cristofolini et al. [2]. A carga máxima de cada ensaio foi determinada para cada tipo de prótese com base numa força de reacção de 2250 N do fémur intacto.

O carregamento utilizado resulta num sistema de momentos representados na figura 3, devendo-se salientar a intensidade dos momentos flector e torsor. Inicialmente carregou-se o fémur intacto com esta força máxima de 2250N de forma a determinar a deformação imposta numa região da diáfise do fémur distante da ponta da prótese de maior haste e do dispositivo de fixação, através de um extensómetro colado para o efeito. A localização do extensómetro foi determinada com uma análise pelo método dos elementos finitos numa região onde o gradiente das deformações era uniforme e

constante e de maior intensidade. A figura 4 mostra a curva de extensão-carga obtida para o fémur intacto, observando-se alguma não linearidade resultante do material compósito do modelo femoral.

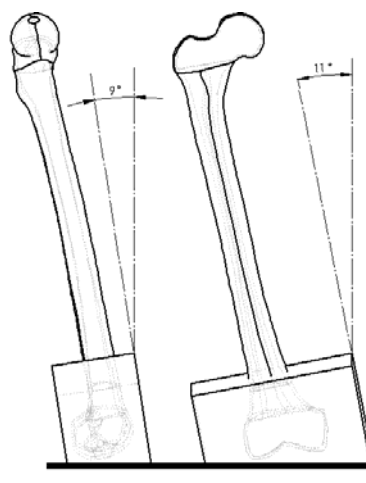


Fig 2 – Posição do fémur nos ensaios *in vitro* de fadiga.

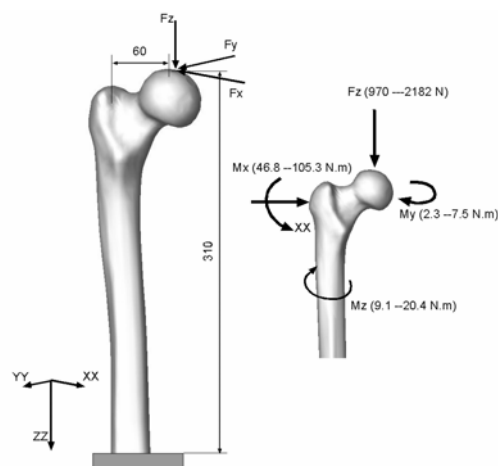


Fig 3 – Momentos e forças resultantes do carregamento aplicado.

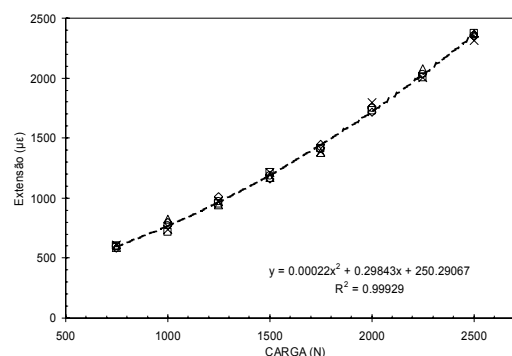


Fig 4 – Curva de extensão-carga para o fémur intacto.

Todos os ensaios foram realizados à temperatura ambiente, não tendo havido

qualquer preocupação em colocar os modelos sob ambiente pseudo fisiológico devido à natureza comparativa do estudo. Todas as próteses foram colocadas em fadiga durante 1 milhão de ciclos a uma frequência de 2.5 Hz, demorando cada ensaio cerca de 4 dias e 15 horas. Duas próteses Lubinus SPII não atingiram o milhão de ciclos, tendo os fémures fracturado por volta de 800,000 ciclos.

Para obter o mesmo nível de extensão na zona de localização do extensómetro do fémur intacto, determinou-se a carga máxima para cada tipo de prótese, que foi aplicada nas experiências. Como as geometrias das próteses são diferentes, nomeadamente a dimensão de *offset*, estas originam momentos flectores e torsões também diferentes, assim com a força de reacção na articulação, principalmente a sua intensidade na direcção vertical. Para cada prótese foi necessário determinar uma carga que provocasse igual extensão na zona do fémur que não fosse influenciada pela presença da haste da prótese nem pelo dispositivo de fixação. Este assunto foi objecto de análise mais detalhada [15,16].

Os dados da tabela 1 mostra-nos as forças máximas e mínimas obtidas para cada tipo de prótese. Verifica-se que a prótese Stanmore foi a que manteve a sua posição (colocação dentro do canal femoral) mais uniforme, originando sistemas de cargas praticamente iguais, enquanto a prótese Lubinus SPII apresentou sistemas de cargas mais distintos (força máxima de 1437N para 1825N). Para obter igual valor de extensão na região do extensómetro, foi necessário uma menor carga para a prótese Lubinus SPII.

Para a realização dos ensaios de fadiga, utilizou-se um equipamento dedicado para o efeito (projecto desenvolvido no seio do Grupo de Investigação em Biomecânica da DEMUA). Como referido, as próteses foram sujeitas a uma curva de carga sinusoidal para as diferentes cargas da tabela anterior. Depois de realizados os ensaios, os fémures com as próteses foram cortados segundo planos como indicado na figura 5. O primeiro corte foi efectuado na

zona tangente ao colar da prótese.

Tabela 1 – Forças máxima e mínima aplicadas.

		F máximo	F mínimo
Lubinus SPII	L1	1825	698
	L2	1630	766
	L3	1437	580
Charley Roundback	C1	1785	778
	C2	1526	643
	C3	2210	900
Stanmore	S1	2061	769
	S2	2399	924
	S3	2420	909
Müller Straight	M1	2154	803
	M2	2054	745
	M3	1851	770

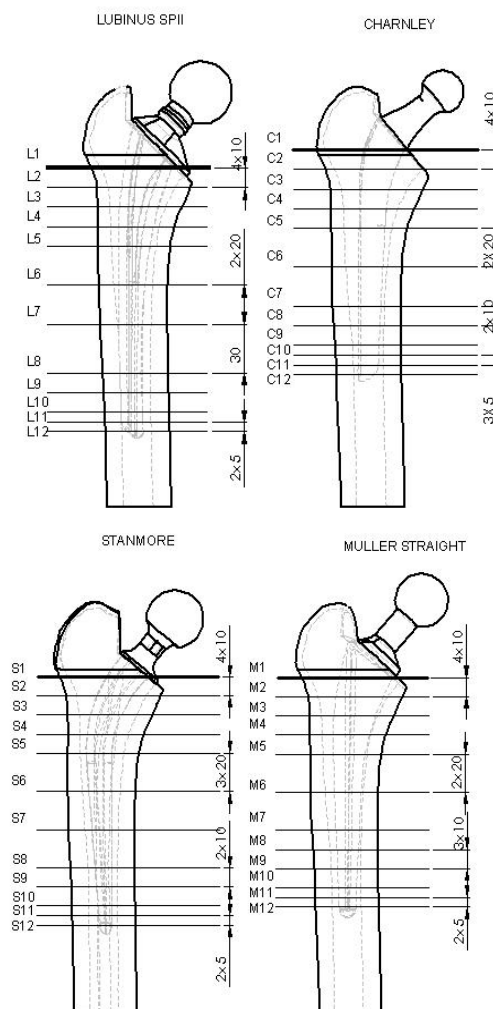


Fig 5 – Posição esquemática dos cortes dos fémures.

A figura 6 representa, esquematicamente, um corte e o seu posicionamento relativamente aos seus

aspectos medial, lateral, anterior e posterior. Para analisar as fissuras nos mantos de cimento e os descolamentos nas interfaces utilizou-se a técnica de líquidos penetrantes e deve-se ter como referência a posição dos seus aspectos para a apresentação e discussão de resultados.

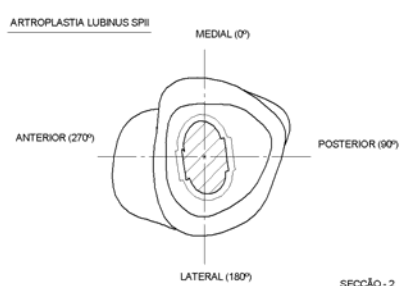


Fig 6 – Orientação esquemática dos cortes.

As simulações numéricas foram feitas recorrendo ao método dos elementos finitos. Para a obtenção dos modelos CAD, fez-se uma tomografia axial computadorizada (TAC) a cada modelo, o que permitiu a sua modelação usando o software SolidWorks® 2003. As malhas foram geradas com elementos tetraédricos do tipo linear de 4 nós. As características de cada modelo numérico encontram-se descritas na tabela 2. Foi mantido idêntico número de graus de liberdade entre os modelos de forma a minimizar a influência deste parâmetro na análise de resultados. Estes modelos foram objecto de estudos de convergência e de validação com modelos experimentais [17-22]. As simulações foram feitas com a aplicação Hyperworks® 6. A figura 7 representa o modelo *in vitro* da artroplastia Müller Straight e a malha de elementos finitos da parte proximal do fémur com prótese.

Os materiais utilizados nas simulações estão descritos na tabela 3, tendo-se considerado os mesmos com comportamento linear, elástico e isotrópico. Todas as próteses analisadas eram de uma liga metálica de cromo-cobalto.

Tabela 2 – Características dos modelos numéricos utilizados no estudo.

MODELO	LUBINUS SPII NÓS ELEMENTOS	CHARNLEY NÓS ELEMENTOS	STANMORE NÓS ELEMENTOS	MÜLLER STRAIGHT NÓS ELEMENTOS
OSSO CORTICAL	38002 167051	38087 166023	41328 181625	36291 157684
OSSO ESPONJOSO	16452 68996	16887 74334	19145 82413	190070 80483
MANTO CIMENTO	26476 105621	23281 96612	26562 109375	25147 105868
PRÓTESES	19024 82821	12599 53933	16831 73279	14072 60572
NGL	234693	218193	236846	224688

Quanto às cargas utilizadas nas simulações, estas foram iguais às dos ensaios *in vitro*, sendo usado uma carga máxima respectivamente de 1900N, 2200N, 2400N, 2150, 2210N para a prótese Lubinus SPII, Charnley Roundback, Stanmore e Müller Straight. Todas as interfaces (prótese-cimento e cimento-osso) foram consideradas totalmente coladas, sem efeito de atrito. A influência do tipo de interface foi analisada oportunamente [23].

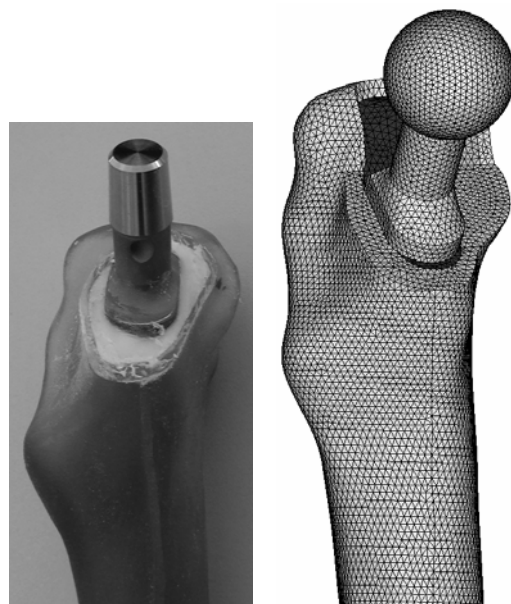


Fig 7 – Modelo experimental *in vitro* e numérico da artroplastia Müller Straight.

Tabela 3 – Propriedades de rigidez dos materiais usados nas simulações numéricas.

MODELO	MODULO DE YOUNG GPa	COEFICIENTE POISSON
OSSO CORTICAL	19	0.28
OSSO ESPONJOSO	0.280	0.28
CIMENTO	3.0	0.28
PRÓTESE	210	0.3

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

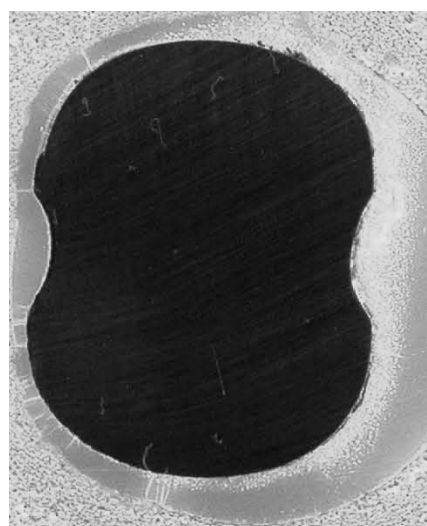
Na realização dos ensaios de fadiga dois

fêmures com prótese Lubinus SPII fracturaram por volta de 800,000 ciclos (cumpriram somente 80% do milhão de ciclos).

Numa primeira inspecção visual foi possível observar diversos tipos de defeitos “cirúrgicos” resultantes da colocação das próteses. Observou-se com alguma frequência grandes e pequenas cavidades (ocos) no cimento formadas por bolhas e alguma acentuada micro porosidade que não foi igual para todas as próteses. Nalguns casos também se verificou a inexistência de cimento nalgumas zonas da haste da prótese. Algumas próteses ficaram mal posicionadas no interior do canal do fêmur.

3.1 Prótese Lubinus SPII

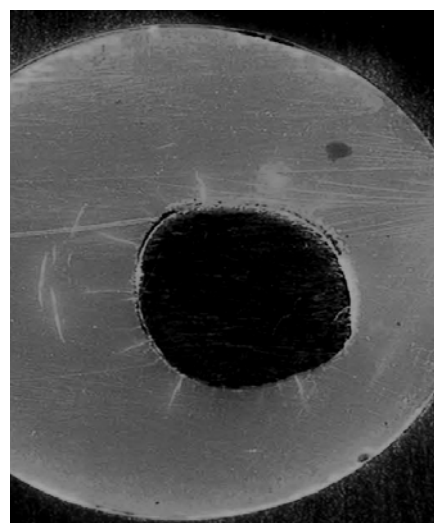
Na realização dos ensaios de fadiga As imagens colocadas referem-se aos cortes de cada prótese com maior número de fissuras e descolamentos, sendo naturalmente diferentes de prótese para prótese. As imagens da figura 8 ilustram as fissuras e descolamentos nas secções L4, L6 e L12 (ver figura 5). Como se pode observar, todas as secções apresentam acentuada fissuração. A secção L4 contém fissuras acentuadas na região lateral anterior. Pode-se observar algumas fissuras isoladas na região medial-anterior. Aparentemente, o manto de cimento na região medial-posterior-lateral encontra-se “plastificado” devido ao tipo de brilho patente na imagem, sugerindo que a intensidade das tensões deverá ter sido elevada nesta região do manto. A linha mais escura na parte medial-posterior na interface entre o cimento e o poliuretano (material réplica de tecido esponjoso) sugere descolamento. Doravante referiremos ao poliuretano com “osso esponjoso”, devendo-se contudo ter em atenção as inerentes diferenças entre estes materiais. Os descolamentos neste tipo de modelo femoral devem ser encarados de



(a)



(b)



(c)

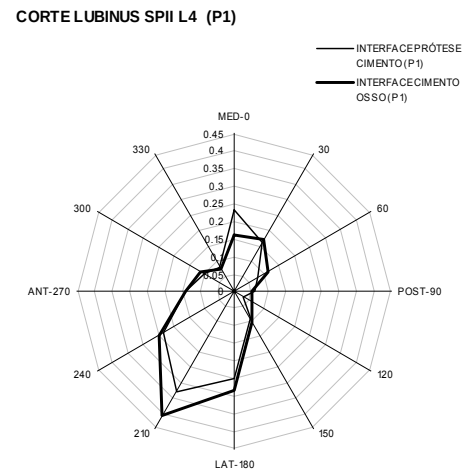
Fig 8 –a) L4 com cimento danificado de fadiga; b) L6 fissuras de grandes dimensões e c) L12 fissuras provenientes da haste.

forma cuidadosa, pois o mecanismo de ligação do cimento à espuma de poliuretano é diferente do mesmo com o osso esponjoso.

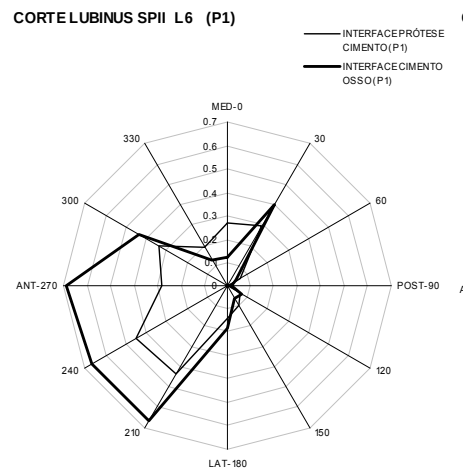
A secção L6 mostra, com grande nitidez, fissuras de grandes comprimentos, mais pronunciadas no aspecto lateral-anterior, ou seja, na região do fémur predominantemente em tracção. Convém lembrar que o cimento tem uma tensão de cedência cerca de três vezes inferior em tracção do que em compressão [22,23]. No aspecto medial do manto de cimento também se observa algumas fendas devido à reduzida espessura de cimento. Nota-se também algumas pequenas porosidades, mas o cimento apresenta de uma forma geral ausência de poros. Os descolamentos parecem mais visíveis na zona medial do manto.

Para a secção L12, na ponta da prótese, as fendas são mais notadas na zona anterior. Nesta secção observa-se descolamentos bem visíveis nos aspectos anterior-medial e medial-posterior. Observa-se também descolamentos entre a prótese e o “osso cortical”. É possível constatar um manto de cimento com praticamente ausência de micro-bolhas. Como foi dito anteriormente, determinou-se um parâmetro mecânico que pudesse de alguma forma ser comparado com o padrão de fissuras e descolamentos. Deste modo, fez-se uma análise exhaustiva sobre diversos parâmetros (tensão e deformação equivalente de von Mises, tensões e deformações principais máximas e mínimas), tendo verificado que as tensões principais máximas eram as que melhor se correlacionavam, ou se ajustavam, com os dados experimentais e nesse sentido são aqui colocadas (figura 9) e discutidas.

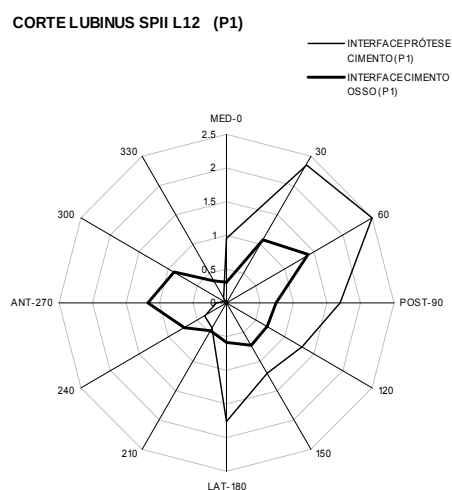
Numa analogia às imagens da figura 8, as tensões nas interfaces são de maior intensidade no aspecto lateral e lateral-anterior (L4 e L6), precisamente nas zonas predominantemente de tracção. Na secção L12, na ponta distal da prótese, observa-se que as tensões são mais elevadas no quadrante medial-posterior,



(a)



(b)



(c)

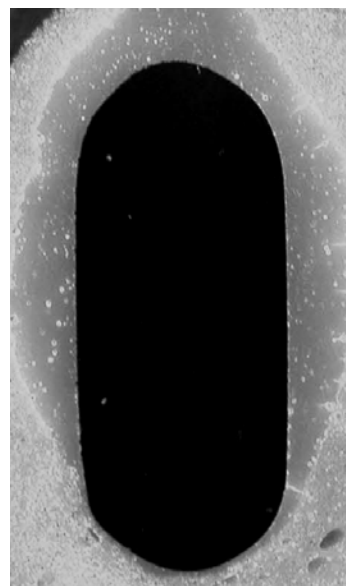
Fig 9 – Tensão principal máxima nas interfaces prótese-cimento e cimento-osso (prótese Lubinus SPII).

nomeadamente na interface osso-cimento. Comparando estes resultados com os da experimentais da figura 8 constata-se o seguinte:

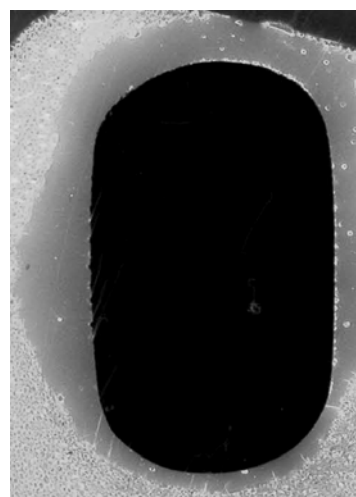
- As tensões principais máximas na secção L4 ocorrem precisamente onde as fissuras são mais visíveis e em maior número;
- Para a secção L6 também se observa idêntica constatação. Um pico de tensão observado na figura 9b) no quadrante medial-posterior parece ter correspondência na figura 8b), embora as fendas estejam localizadas mais na zona medial do manto de cimento, que nos parece ser resultado da menor espessura da camada do cimento. A zona de maior descolamento na interface osso-cimento é idêntica entre a experimental e a numérica (figuras 8b e 9b);
- Na ponta distal da prótese, secção L12, a concordância de resultados não é tão evidente por se tratar de uma zona do manto sujeita a elevados gradientes de tensão. Contudo, observa-se que o descolamentos no quadrante medial-posterior do modelo experimental (figura 8c) tem alguma correspondência no modelo numérico (figura 9c). Pela análise das fendas, elas aparecem praticamente em torno da prótese como nos resultados da figura 9c).

3.2 Prótese Charnley Rounback

Os cortes pelas secções C2, C4 e C6 da prótese Charnley Rounback encontram-se ilustrados na figura 10. Pela observação das imagens pode-se ver porosidade acentuada no manto na secção C2 e menos nas secções C4 e C6. A secção C6 apresenta, algumas cavidades de maiores dimensões no manto de cimento no quadrante medial-posterior. Esta prótese não apresentou grandes fendas, como se pode ver pelas imagens da figura 10. Observa-se na figura 10a) uma simples fenda na região lateral-posterior e pequenas fendas na interface osso-cimento, praticamente em toda a zona posterior (medial-posterior e lateral-



(a)



(b)



(c)

Fig 10 – a) C2 fissura com origem na haste; b) C4 fissuras no aspecto anterior com origem no osso e c) C6 fissuras com origem no osso e descolamento na interface osso-cimento.

posterior). Os descolamentos não são visíveis, embora nos pareça, devido ao brilho patente em toda a interface, que estes sejam mais fortes na interface osso-cimento.

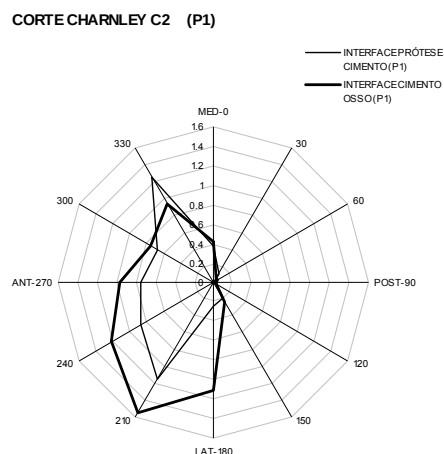
Na secção C4, as fissuras são visíveis no aspecto lateral, onde a espessura de cimento é menor. Aparentemente, o brilho na interface da prótese com o cimento na sua parte medial indicia descolamento. No aspecto posterior parece haver também algum descolamento.

A secção C6, na zona intermédia da prótese, mostra fissuras de origem no osso esponjoso e não é visível qualquer fissura de origem na haste. Mesmo na camada de cimento de reduzida espessura, no seu aspecto posterior, não se observa qualquer tipo de fissura. Tal como nas secções anteriores, observa-se algum brilho na interface do cimento com o osso esponjoso, o que nos permite especular sobre a presença de descolamento.

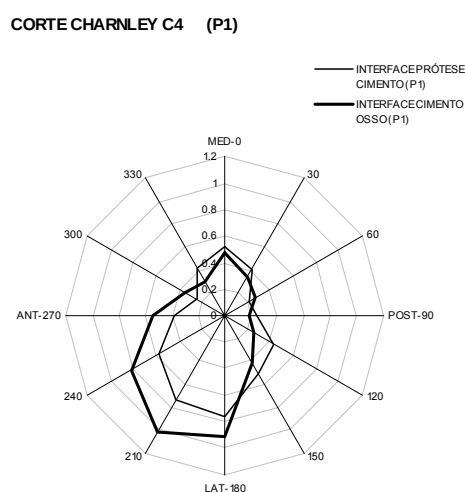
Pela análise destes resultados, pode-se afirmar que a prótese Charnley Roundback induz um padrão de fissuras distinto do observado com a prótese Lubinus SPII. A intensidade das tensões nas interfaces foi superior para a prótese Lubinus SPII, o que pode confirmar o resultado de duas destas próteses não terem atingido o milhão de ciclos dos ensaios de fadiga a que estiveram sujeitas.

A comparação dos resultados numéricos com os experimentais para a prótese Charnley Roundback foi mais difícil. Todavia, observa-se que as tensões principais máximas na secção C2, na zona proximal da haste, são de maior intensidade no quadrante lateral-anterior. A figura 10a) ilustra nesta região um manto de cimento de reduzida espessura, mas que não provocou fissuras visíveis.

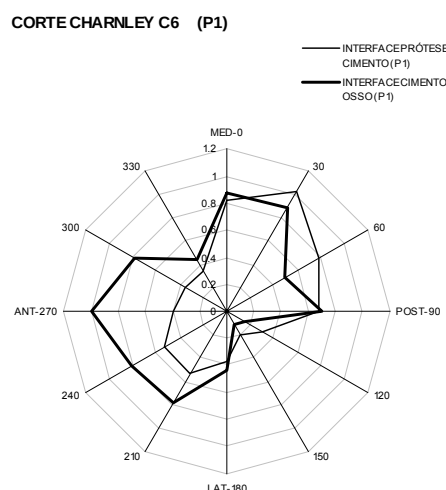
Tal como na secção C2, as tensões na secção C4 também são de maior intensidade no quadrante lateral-anterior para ambas as interfaces. Nesta secção há correspondência entre os dados experimentais e os numéricos.



(a)



(b)



(c)

Fig 11 – Tensões na interface prótese-cimento e cimento-osso para a prótese Charnley Roundback.

Para a secção C6, as maiores tensões desenvolvem-se no aspecto lateral e no quadrante lateral-anterior para a interface cimento-osso. Na outra interface, as tensões são mais pronunciadas no quadrante medial-posterior. Como não se observou fissuras nesta secção, não é possível estabelecer qualquer ligação entre os resultados experimentais e numéricos. Parte destas constatações podem ter a sua explicação na baixa intensidade das tensões, inferior a 1.2 MPa nos modelos numéricos, que é manifestamente baixo tendo em consideração a resistência à fadiga do cimento ósseo utilizado.

3.3 Prótese Stanmore

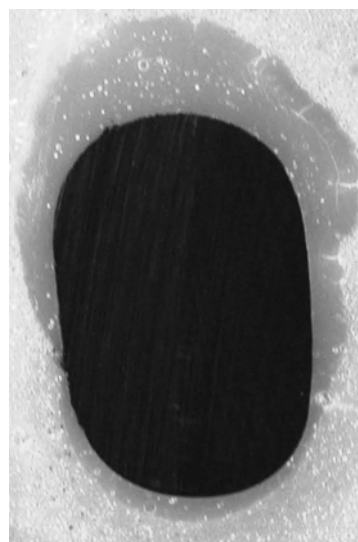
A análise feita para a prótese Charnley Roundback pode ser aplicada para a prótese Stanmore. A figura 12 ilustra as fissuras e descolamentos para esta prótese. Para a secção S1, as fissuras desenvolveram-se predominantemente na zona lateral da prótese. Algumas fendas evoluíram da haste para o cimento e outras partiram da interface do osso com o cimento. Vê-se alguma porosidade num manto de cimento que não foi uniforme para as três próteses colocadas.

Para a secção S6 não se detectou fissuras visíveis, mas no quadrante medial-posterior pode-se ver uma linha com duas fissuras perpendiculares à mesma dentro do manto de cimento. Os resultados aqui colocados e descritos são da prótese, entre as três ensaiadas, a que provocou fissuras e descolamento mais visíveis, mas tal não reflecte necessariamente o padrão das outras duas próteses. As outras apresentarem fissuras em menor quantidade.

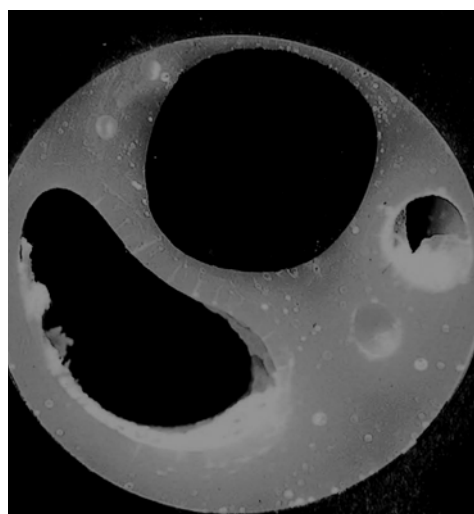
Na ponta distal da prótese Stanmore pode-se observar uma grande cavidade e outra de menor dimensão proveniente de ar acumulado aquando da colocação da prótese. Existem algumas fissuras devido à reduzida dimensão do manto de cimento que liga a maior cavidade à haste.



(a)

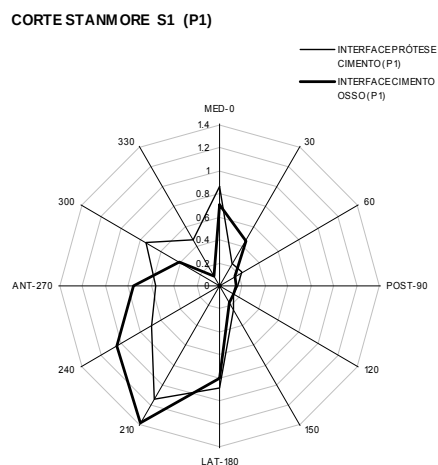


(b)

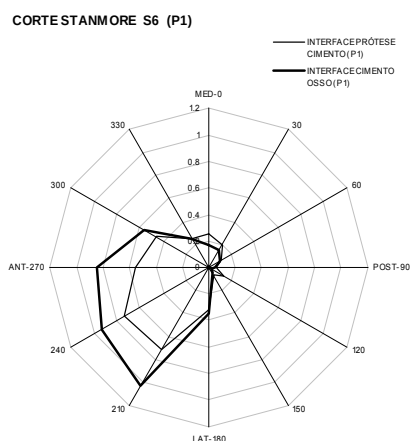


(c)

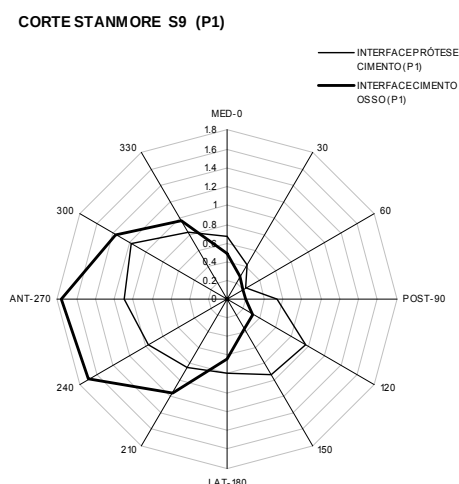
Fig 12 – a) S1 fissura com origem na haste; b) S6 fissuras com origem interface do osso e c) S9 fissuras com origem num oco.



(a)



(b)



(c)

Fig 13 – Tensões na interface prótese-cimento e cimento-osso para a prótese Stanmore.

Os resultados numéricos mostram tensões de baixa intensidade, tal como as observadas com a prótese Charnley Roundback. Para todas as secções, as tensões foram maiores no aspecto lateral do manto de cimento, embora para a secção S1 e secção S6 estas foram ainda maiores no quadrante lateral-anterior. Mais uma vez, as tensões de maior intensidade desenvolvem-se nas regiões predominantemente de tracção. É interessante observar que a intensidades das tensões na interface osso-cimento são semelhantes às tensões na interface cimento-prótese, tal como observado para as próteses Lubinus SPII e Charnley Roundback.

Na análise da secção S9 deve-se salientar que na zona do manto de cimento de reduzidas dimensões não se observou qualquer tipo de fissuras. Esta observação vem corroborar o facto de o cimento suportar melhor as tensões de compressão. Assim, qualquer nova prótese de anca deve ser desenvolvida numa perspectiva desta “promover” campos de tensões predominantemente de compressão. No que diz respeito aos descolamentos, estes não foram muito pronunciados, embora se note alguma “plastificação” do osso esponjoso na interface com o manto de cimento.

3.4 Prótese Müller Straight

Os resultados experimentais e numéricos obtidos com a prótese Müller Straight estão representados nas figuras 14 e 15 respectivamente. A primeira observação prende-se com a heterogeneidade do manto de cimento, com uma enorme “bolsa” de cimento no quadrante lateral-posterior. Esta prótese, devido às suas características geométricas pode provocar mantos de cimento não uniformes, que dependerá também da experiência do cirurgião ortopedista.

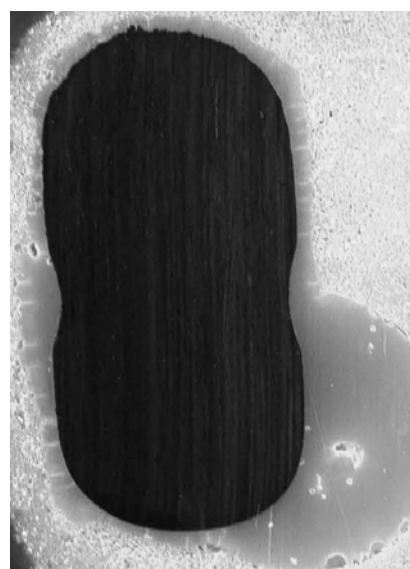
Em qualquer das secções, M4, M5 e M6 observa-se muitas fissuras, algumas de grandes dimensões. Como se pode constatar, as zonas do manto de cimento sujeitas a maiores tensões é a média-

proximal devido à sua geometria nesta parte da prótese. Os descolamentos não são visíveis nas imagens da figura 14, mas observou-se com outra técnica de revelação que a interface estava toda descolada. A secção M4 apresenta predominantemente campos de fissuras nos quadrantes lateral-anterior e medial-posterior. Também se pode observar no quadrante medial-anterior alguma fissuração. No quadrante lateral-posterior, onde se encontra a bolsa de cimento, não se observa quaisquer tipos de fissuras. É interessante notar que as fissuras no quadrante lateral-anterior são provenientes da interface da haste com o cimento enquanto as fissuras no quadrante medial-posterior são provenientes da interface do osso com o cimento. Embora não seja muito perceptível, aparentemente, as fissuras no quadrante medial-anterior surgem da interface do osso com o manto de cimento.

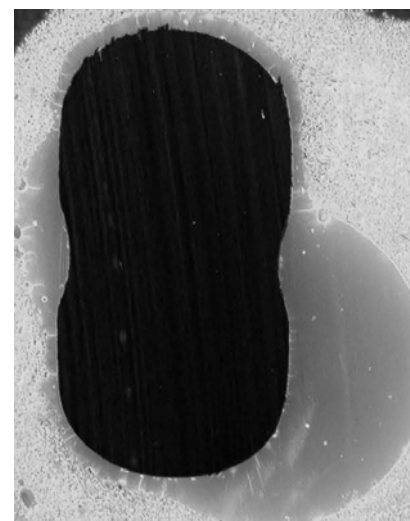
Semelhantes conclusões foram observadas para a secção M5, que tal como a anterior também apresenta mais fissuras nos aspectos lateral-anterior e medial-posterior, embora de menores dimensões.

Para a secção M6, as fissuras são bem evidentes no quadrante lateral-anterior e apresentam comprimentos consideráveis, sendo provenientes da interface prótese-cimento. Observa-se uma fissura bem marcada no quadrante lateral-posterior e algumas no quadrante medial-posterior. Observa-se ainda um pequeno descolamento na interface do cimento com o osso no quadrante medial-posterior.

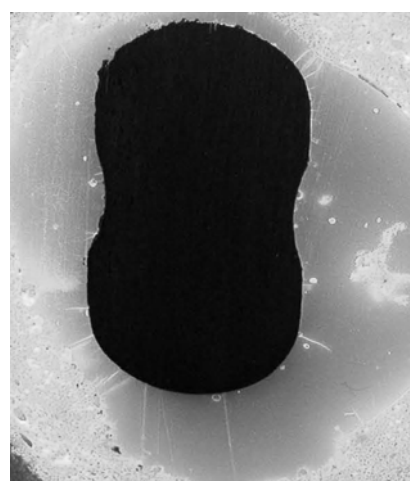
Os resultados numéricos, ilustrados na figura 15, apresentam razoável concordância com os padrões de fissuras observados. Para a secção M5 verifica-se que as fissuras emanam da interface osso-cimento no quadrante medial-posterior, precisamente no quadrante onde se verifica as tensões de maior intensidade. Tal já não é tão evidente na interface do cimento com a prótese.



(a)



(b)



(c)

Fig 14 – a) M4 fissuras com origem na interface do osso esponjoso; b) M5 fissuras com origem em ambas as interfaces e c) M6 fissuras com origem na haste.

Os resultados para a secção M6 são qualitativamente idênticos entre os experimentais e os numéricos. De facto, as maiores tensões desenvolveram-se nas interfaces e nos quadrantes onde as fissuras são mais evidentes. As maiores fissuras observadas na secção M6, no quadrante lateral-anterior, também tiveram correspondência ao nível das intensidades das tensões nas interfaces, embora seja mais perceptível na interface cimento-prótese.

4. CONCLUSÕES

Este trabalho teve como objectivo analisar os padrões de fissuras e descolamentos para diferentes próteses cimentadas sujeitas a ensaios de fadiga. Todas as próteses foram ensaiadas de igual forma, sendo unicamente a geometria de cada uma a variável em análise.

Os resultados observados e discutidos mostram que as próteses Lubinus SPII e Müller Straight provocaram maior número de fissuras e de maiores dimensões. Os descolamentos também foram mais pronunciados nestas duas próteses. As próteses Charnley Roundback e Stanmore provocaram poucas fissuras, que foi observado para cada uma das três próteses ensaiadas. Este facto mostra que estas próteses, aparentemente, terão um comportamento *in vivo* funcionalmente mais adequado. Convém relembrar que duas das próteses Lubinus SPII não atingiram o milhão de ciclos de fadiga. Deve-se, também, salientar que a natureza anatómica da prótese Lubinus SPII e o tipo de esforços a que foi sujeita no ensaio de fadiga poderá ter prejudicado o seu desempenho e a análise efectuada. Esta prótese, juntamente com a Charnley Roundback e a Stanmore é uma das que apresenta maiores taxas de sucessos. É necessário analisar com maior detalhe a relação entre a geometria da prótese e o sistema de carga, que poderá provocar maiores ou menores tensões na prótese e no manto de cimento. Assim, a influência da área de transmissão de carga e dos segundos momentos de área com

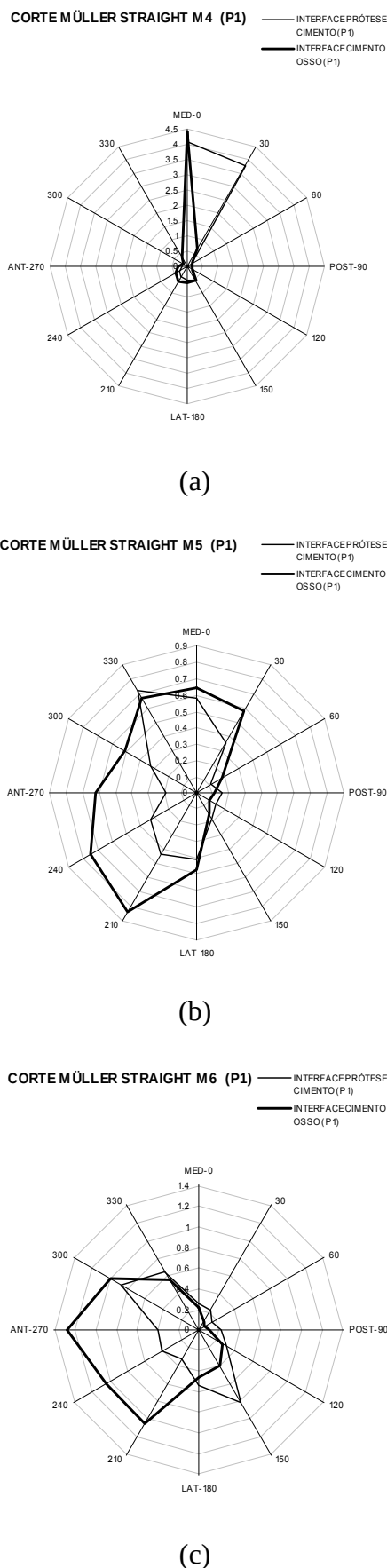


Fig 15 – Tensões na interface prótese-cimento e cimento-osso para a prótese Müller Straight.

sistemas de forças, mais predominantes em flexão ou compressão, deve ser objecto de futura investigação para aferir até que ponto este tipo de ensaio se ajusta a próteses do tipo anatómico.

No que diz respeito aos padrões de fissuras, deve referir-se que provavelmente nem todas possam ter sido provenientes do mecanismo de fadiga. Devido ao processo de polimerização da cura do cimento, é expectável que algumas fissuras tenham sido induzidas termicamente. Neste sentido dever-se-à fazer cortes e análises de fémures implantados sem serem sujeitos a fadiga e verificar a existência, ou não, de fissuras (ou descolamentos) de origem térmica.

A porosidade observada para as diferentes próteses é assunto que deve merecer estudos mais aprofundados. De facto, pelo nível de porosidade observado, parece-nos que este não depende somente do tipo de cimento, mas também da própria geometria da prótese e do modo de introdução da mesma. É fundamental que o ar possa sair convenientemente para evitar a formação de micro e/ou macro-porosidades (bem patente na secção S12 da prótese Stanmore).

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem à Fundação para a Ciência e a Tecnologia o financiamento do projecto POCTI/EME/44644/2002 que permitiu desenvolver o presente estudo. Agradece-se ainda o financiamento da bolsa de doutoramento (SFRH/BD/6317/2001) do aluno António Ramos. Agradecimentos são também extensivos ao Dr. João Salgado da Salgado Orthopaedics, Lda., Porto, pela colocação *in vitro* das próteses nos fémures.

REFERÊNCIAS

- [1] - Ramos, A., Simões, J. A., 2004, Prótese total de anca: Uma revisão dos diferentes registos ortopédicos. *Rev Port Ortop Traum*, 12(2), pp. 75-94.
- [2] - Cristofolini, L., Teutonico, A. S., Monti, L., Cappello, A., Toni, A., 2003,

Comparative in vitro study on the long term performance of cemented hip stems: validation of protocol to discriminate between “good” and “bad” designs. *J Biomech* 36, pp: 1603-1615.

- [3] - Cristofolini, L., Savigni, P., Saponara Teutonico, A., Toni, A., 2002, Ex vivo and in vitro cement mantle fatigue damage around femoral stems: Validation of a protocol to simulate real-life loading in hip replacement patients. *Proc of the 13th Conf of European Soc of Biomech*, Poland, Vol. 4, Suppl 1, pp: 48-49.
- [4] - Waide, W., Cristofolini, L., Stolk, J., Verdonschot, N., Boogaard, G. J., Toni, A., 2004, Modeling the fibrous tissue layer in cemented hip replacements: experimental and finite element methods. *J Biomech* 37, pp: 13 - 26.
- [5] - Waide, V., Cristofolini, L., Stolk, J., Verdonschot, N., Toni, A., 2003, Experimental investigation of bone remodeling using composite femurs. *Clin Biomech* 18, pp: 523-536.
- [6] - Stolk, J., Verdonschot, N., Huiskes, R., 2004, Can FEA – Based Pre-Clinical tests differentiate between cemented hip replacement stems according to clinical survival rates, *Proc of the 14th Conf of European Soc of Biomech*, Den Bosch, The Netherlands.
- [7] - Stolk, J., Verdonschot, N., Huiskes, R., 2002, Stair Climbing is more detrimental to the cement in hip replacement than Walking. *Clin Orthop Rel Res* 405, pp: 294-305.
- [8] - Stolk, J., Maher, S. A., Prendergast, P. J., Verdonschot, N., Huiskes, R., 2002, Can finite element models detect cement hip implants with inferior clinical results? *Proc of the 13th Conf of European Soc of Biomech*, Poland, Vol. 4, Suppl 1, pp: 147-148.
- [9] - National Total Hip Replacement, Outcome Study, Final Report to the Department of Health, 2000, A joint Report from The Royal College of Surgeons of England and the British Orthopaedic Association.
- [10] - An investigation of the Performance of the 3MTM Capital™ Hip System, Julho 2001, The Royal College of Surgeons of England (Report).
- [11] - Malchau, H., Herberts, P., Garellick, G., 2003, Prognosis of total hip replacement, Swedish National Hip Arthroplasty Register. Annual Report (1979-2002).

- [12] - Annual Report 2000, Prospective studies of hip prostheses and cements, 2000, The Norwegian Arthroplasty Register 1987 – 1999.
- [13] - Bergman, G., Deuretzbacher, M. O. W., Graichen, F., Rohmann, A., Strauss, M., Duda, G. N., 2000, Hip contact forces and gait patterns from routine activities. Int Symp on Musculo-Skeletal Loading and its Implication for Clinical Practice, February, Berlin.
- [14] - Baleani, M., Cristofolini, L., Viceconti, M., 1999, Endurance testing of hip prostheses: a comparison between the load fixed in ISO 7206 standard and the physiological loads. Clin Biomech, 14, pp: 339-345.
- [15] - Simões, J. A., Ramos, A., 2005, “How numerical simulations can undermine the reliability of results in THR”, Computational Modeling of Tissue Surgery, M. E. Zeman e M. Cerrolaza (Eds.), Advances in Bioengineering, Vol. 1, WIT Press, United Kingdom, pp. 131-162.
- [16] – Ramos, A. M., Fonseca, F., Simões, J. A., 2005, Physiological loading in total hip replacements. J Biomech Eng (*in press*).
- [17] - Ramos, A. M., Simões, J. A., 2005, Tetrahedral versus hexahedral finite elements in modelling the intact femur. Med Eng Phys (submetido).
- [18] - Ramos, A., Fonseca, F., Simões, J. A., 2005, Simulação numérica de artroplastias cimentadas. Congreso de Métodos Numéricos en Ingeniería 2005, J. Aparicio, A. Ferran, J. Martins, R. Gallego, J. César de Sá, eds., 4 a 7 de Julho, Granada, pp. 46.
- [19] - Ramos, A., Simões, J. A., 2003, HYPERMESH® finite element model of the proximal femur: some considerations. International Congress on Computational Bioengineering, M. Doblaré, M. Cerrolaza and H. Rodrigues (Eds.), 24 a 26 de Setembro 2003, Zaragoza, pp. 321-327.
- [20] - Ramos, A., Fonseca, F., Simões, J. A., 2005, Biomecânica da prótese cimentada e sua relação com a sua performance clínica. Encontro 1 Biomecânica, J. A. Simões, H. Rodrigues, M. A. Vaz e A. Veloso (eds.), 3 a 4 de Fevereiro, Martinchel, Abrantes, pp. 41-45.
- [21] - Ramos, A., Simões, J. A., 2004, Modelo numérico-experimental de um fémur sintético Sawbones® da 3ª geração. 5º Encontro de Análise Experimental de Tensões e Mecânica Experimental, 21 a 23 de Janeiro, Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Coimbra, Coimbra, pp. 135-137.
- [22] - Ramos, A., Simões, J. A., 2005, Validação experimental de um modelo numérico de um fémur sintético usado no projecto de próteses de anca. Mecânica Experimental, 11, pp. 101-109.
- [23] - Simões, J. A., Vaz, M., 2003, Estudos de caracterização de diferentes tipologias de interfaces osso-prótese. XII Congresso de Mecânica Aplicada e Computacional, 14 a 16 de Abril de 2003, Évora, Universidade de Évora, J. I. Barbosa (Ed.), Vol. III, pp. 1321-1330.
- [24] - Gomes, M., Guedes, R., Simões, J. A., 2004, Caracterização mecânica do cimento ósseo Subiton Quirúrgico RO de fixação de próteses de anca. Mecânica Experimental, 10, pp. 155-160.
- [25] - Gomes, M., Guedes, R. M., Simões, J. A., 2005, Caracterização do comportamento viscoelástico de cimentos ósseos e tecido trabecular bovino. Encontro 1 Biomecânica, J. A. Simões, H. Rodrigues, M. A. Vaz e A. Veloso (eds.), 3 a 4 de Fevereiro, Martinchel, Abrantes, pp. 247-251.