

# DETERMINAÇÃO DA DIFERENÇA RELATIVA DO CAMPO DE DESLOCAMENTOS ENTRE O FÉMUR INTACTO E COM PRÓTESES DO TIPO *PRESS-FIT* COLOCADAS COM APERTO E COM FOLGA

J. A. Guedes<sup>1</sup>, J. Monteiro<sup>1</sup>, M. A. Vaz<sup>1</sup>, J. A. Simões<sup>2</sup>

<sup>1</sup>LOME – Laboratório de Óptica e Mecânica Experimental, Universidade do Porto

<sup>2</sup>DEM – Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade de Aveiro

## RESUMO

*Este artigo descreve o procedimento experimental levado a cabo para a determinação de campos de deslocamentos na região lateral do fémur intacto e induzidos por duas próteses femorais. Duas situações de fixação foram analisadas, tendo para o efeito utilizado duas próteses do tipo *press-fit*, uma colocada com aperto e outra com folga. Para introduzir o efeito de uma prótese solta, a prótese de alumínio foi maquinada retirando 0,1 mm em toda a sua superfície. A utilização de dois materiais permitiu também aferir a influência da rigidez material no padrão de deslocamentos no fémur.*

## 1 INTRODUÇÃO

O insucesso da artroplastia devido a uma fixação deficiente é provavelmente o problema mais frequente na cirurgia ortopédica, assumindo especial relevo na artroplastia não cimentada. O efeito da deficiente fixação da prótese ao fémur tem sido investigado por diversos autores, usando na maioria, processos experimentais de extensometria e/ou métodos numéricos de análise por elementos finitos. Estes métodos de análise contêm em si algumas limitações para o estudo do comportamento de próteses do tipo *press-fit*. Na análise por elementos finitos não é possível simular com exactidão o contacto prótese-canal femoral nem saber o valor do aperto. Relativamente ao método da extensometria eléctrica, este apresenta a grande desvantagem de permitir somente a medição da extensão em pontos discretos da superfície. Assim, os métodos experimentais baseados na óptica tornam-se mais adequados para estudar o campo

de deformações à superfície do fémur induzido por uma prótese. A holografia laser é uma técnica experimental que não necessita de contacto com o objecto, permitindo obter a informação do campo de deslocamentos com base num mapa de fase registado.

A interferometria por correlação de *speckle* já provou ser uma alternativa válida à holografia convencional para a medição de deslocamentos e, consequentemente deformações e tensões em objectos. Esta técnica, envolve o registo do padrão de *speckle* obtido por interferência entre o campo de *speckle*, resultante da imagem do objecto quando iluminado por uma fonte de luz coerente, e um campo de referência uniforme. As franjas obtidas são devidas a variações locais do grau de correlação entre os dois padrões de *speckle*.

O sistema de ESPI pode ser descrito como sendo uma montagem holográfica, na qual a emulsão fotográfica é substituída por

um meio de registo electrónico. O uso de vídeo é atractivo, pois permite observar as franjas de correlação em tempo real, tornando a técnica adaptada a aplicações em que seja necessário ajustar parâmetros e rapidamente observar o efeito desses ajustamentos. Os sistemas de vídeo, têm sido usados com interferómetros de *speckle* para a análise em tempo real de vibrações mecânicas usando técnicas de tempo médio (*time average*), deslocamento de estruturas ou análise de deformações usando a subtracção em tempo real. Métodos interferométricos de *speckle* baseados em vídeo, tais como o *ESPI*, permitem a medição de todo o campo de deformações da superfície de objectos difusos. O interesse destas técnicas ópticas resulta em grande parte da sua natureza de não-contacto, na velocidade relativa do processo de inspecção e na capacidade de usar técnicas digitais de processamento de imagem.

O estudo realizado teve como objectivo a determinação dos campos de deslocamentos no fémur intacto e no fémur com uma componente femoral de uma prótese de anca introduzida, usando a técnica de interferometria holográfica *ESPI*. Relativamente às próteses estudadas, utilizaram-se duas com rigidez material diferente, designadamente uma de titânio ( $E=110$  GPa) e uma de alumínio ( $E=70$  GPa). Uma prótese de alumínio foi maquinada com dimensões ligeiramente inferiores à de titânio de modo a simular uma prótese solta dentro do fémur (Guedes, 2001).

## 2 MONTAGEM EXPERIMENTAL

Para a realização dos ensaios experimentais, projectou-se e fabricou-se um mecanismo que permitiu a fixação do fémur à mesa do laser. O mecanismo era composto por dois suportes, cada um destes continha uma peça para fixar os côndilos e a cabeça do fémur respectivamente. Todo o sistema foi fabricado em aço macio para oferecer a necessária rigidez. O estudo foi realizado

com um fémur de material compósito (mod. 3103) da Pacific Research Labs e com duas próteses femorais (figura 1). A prótese de alumínio foi maquinada com uma diferença relativamente às outras de 0,1 mm em toda a sua superfície, o que permitiu simular o efeito de uma prótese solta. Para a realização dos ensaios experimentais, projectou-se e fabricou-se um mecanismo que permitiu a fixação do fémur à mesa do laser. O mecanismo era composto por dois suportes, cada um destes continha uma peça para fixar os côndilos e a cabeça do fémur respectivamente. Todo o sistema foi fabricado em aço macio para oferecer a necessária rigidez. A figura 2 ilustra a montagem experimental utilizada para efectuar a medição do campo de deslocamentos à superfície do fémur, no seu aspecto lateral. A carga foi efectuada por meio de um comparador induzindo um deslocamento de 300  $\mu\text{m}$  na cabeça do fémur (esquemáticamente representado na figura 3).

Relativamente à peça de suporte dos côndilos do fémur, esta foi modelada e maquinada recorrendo à técnica de engenharia inversa. Assim, parte da superfície da região dos côndilos do fémur sintético foi digitalizada e modelada com o *software* PowerShape (Delcam, plc., Birmingham). Após a modelação da superfície, esta foi utilizada para a modelação da peça. Utilizando o *software* de maquinagem PowerMill (Delcam, plc., Birmingham), concebeu-se as estratégias de maquinagem, obtendo-se uma peça em aço macio.

Na montagem experimental idealizada, não houve a preocupação de analisar o efeito do movimento de corpo rígido, uma vez que se efectuou um estudo comparativo para situações análogas, com a diferença de que para um caso considerou-se o fémur intacto e, para os outros casos, considerou-se o fémur com a montagem não influenciariam, certamente, as conclusões retiradas do estudo.

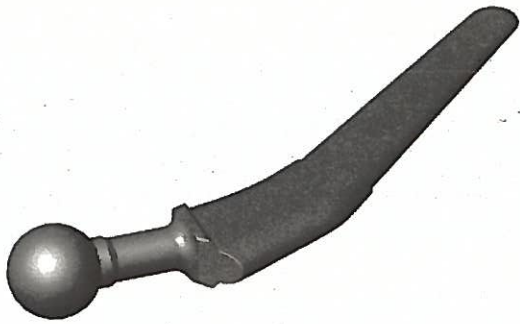


Fig 1 - Prótese de anca (modelação).

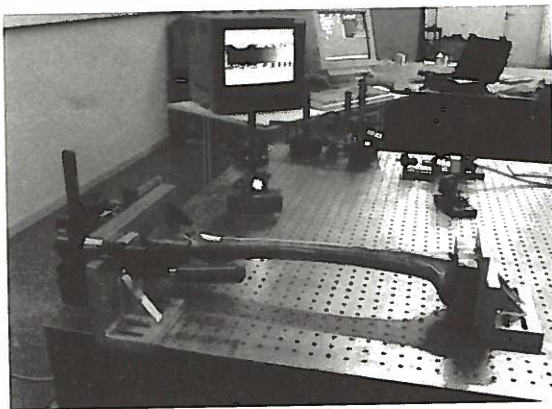


Fig 2 - Montagem experimental.

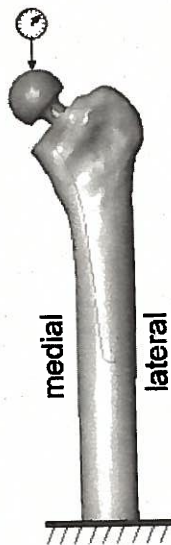


Fig 3 - Desenho esquemático do modo de carregamento (deslocamento imposto através de um comparador).

### 3 RESULTADOS E DISCUSSÃO

O estudo consistiu na comparação dos campos de deslocamentos experimentais obtidos na parte lateral do fêmur. Os deslocamentos foram medidos em cerca de 130 mm de comprimento do fêmur (proximal para distal), como ilustra a

figura 4. Os resultados dos deslocamentos experimentais no fêmur intacto e para as duas construções fêmur-prótese estão apresentados na tabela 1 e resultaram da análise das franjas obtidas. Sabendo que a separação entre franjas corresponde a um deslocamento de  $\lambda/2$ , em que  $\lambda = 632 \text{ nm}$  é o comprimento de onda do laser, calculou-se em determinados pontos o deslocamento sofrido pela superfície do fêmur. Assim, para um determinado ponto da superfície exterior do fêmur, o seu deslocamento foi obtido usando a expressão:

$$\text{Deslocamento} = \text{Número de franja} \times \lambda/2$$

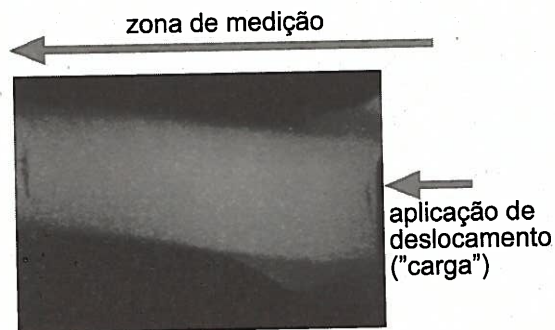


Fig 4 - Zona de medição no fêmur

Tabela 1 - Distribuição dos deslocamentos para as três situações estudadas.

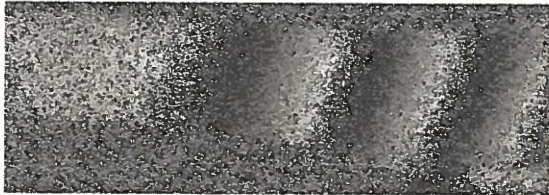
Posição (mm)	Fêmur intacto	Prótese	
		Al ( $\mu\text{m}$ )	Ti
38	0,0	0,0	0,0
40	0,1	0,0	0,0
50	0,3	0,1	0,2
60	0,5	0,2	0,3
70	0,7	0,3	0,5
80	0,8	0,4	0,6
90	0,9	0,5	0,8
100	1,1	0,6	0,9
110	1,1	0,7	1,1
120	1,2	0,7	1,2
130	1,3	0,8	1,3
140	1,3	0,9	1,4
150	1,3	1,1	1,5
160	1,2	0,9	1,6
170	1,1	0,8	1,6

Os mapas de franjas para o fêmur intacto e para o fêmur com as próteses de alumínio e de titânio são apresentados na figura 5. Na figura 6 são ilustrados os

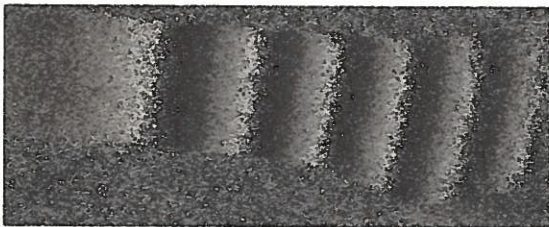
mesmos, mas filtrados. A figura 7 ilustra os mapas "desembrulhados".



Fémur intacto

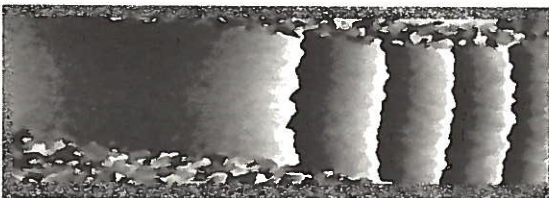


Fémur com prótese de alumínio



Fémur com prótese de titânio

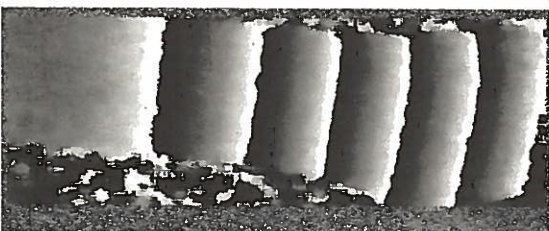
**Fig 5 - Mapas de franjas.**



Fémur intacto

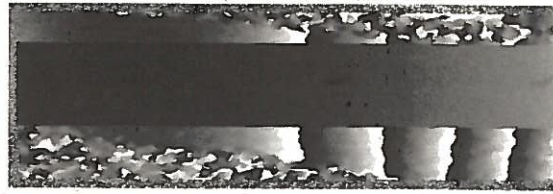


Fémur com prótese de alumínio

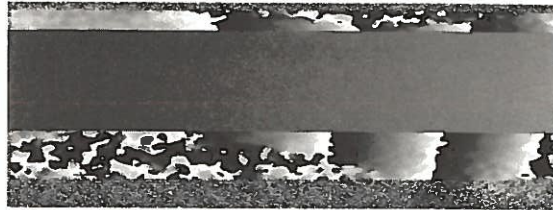


Fémur com prótese de titânio

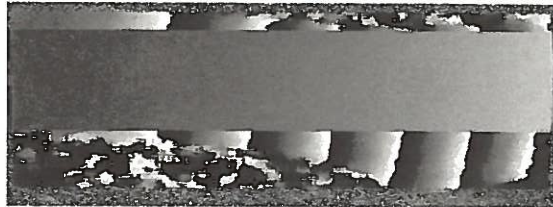
**Fig 6 - Mapas filtrados.**



Fémur intacto



Fémur com prótese de alumínio



Fémur com prótese de titânio

**Fig 7 - Mapas "desembrulhados".**

A figura 8 ilustra graficamente a distribuição do campo de deslocamentos na direcção axial e parte lateral da superfície do fémur intacto e com a prótese inserida.

O gráfico dos deslocamentos medidos na direcção axial do fémur evidencia marcadamente o efeito da fixação da prótese. O fémur intacto provocou deslocamentos de maior intensidade e de forma não linear, observando-se o contrário para o fémur com a prótese inserida. Nos casos da prótese inserida, observou-se uma quase linearidade do campo de deslocamentos, bem patente no gráfico da figura 8. A distribuição de deslocamentos na direcção axial obtida é semelhante ao apresentado em Blatcher (1995), ou seja, a partir de determinada posição do fémur o curva de deslocamentos inverte o seu declive, devido à forma como o fémur era solicitado. Na comparação dos nossos resultados com os mesmos de Blatcher (1995), deve-se ter em consideração que o gráfico apresentado por Blatcher

corresponde ao campo de deslocamentos para um fémur completo. No presente caso, o gráfico de deslocamentos corresponde sensivelmente a metade do fémur, um pouco abaixo da ponta distal da prótese.

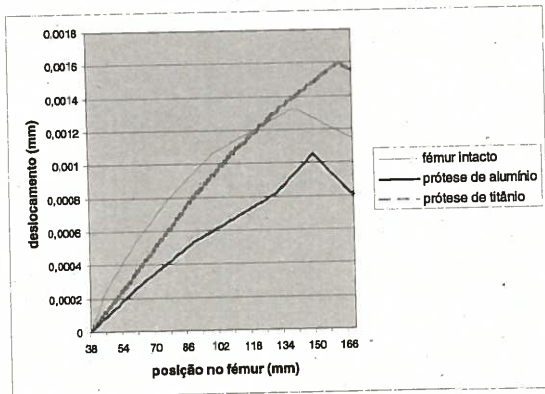


Fig 8 - Campo de deslocamentos medidos na parte lateral, na direcção axial, do fémur.

O facto da prótese estar inserida dentro do fémur com folga provocou uma diminuição da intensidade dos deslocamentos na direcção axial, transferindo menor quantidade de carga ao meio circundante, neste caso ao osso cortical e, consequentemente, não deformando o fémur de forma idêntica ao observado com a prótese fixa. Se tivermos em atenção que a prótese de alumínio é de rigidez inferior à de titânio, cerca de 40 MPa, era de supor deslocamentos induzidos pela mesma mais próximos dos observados no fémur intacto. Contudo, pelo facto de a prótese estar ajustada com baixa interferência, sugere-nos que a prótese roda no plano frontal do fémur, transferindo a carga de forma diferente quando fixa. Assim, uma prótese solta tenderá a migrar distalmente e rodar para uma posição mais em *varus* na fase pós-operatório, provocando tensões mais elevadas na região proximal do fémur.

## 4 CONCLUSÕES

A interferometria holográfica quantitativa é suficientemente sensível para detectar diferenças nas distribuições de deslocamentos na direcção axial da diáfise do fémur intacto e com prótese de anca. Efectivamente, o estudo demonstrou que é possível detectar a influência das condições de fixação da prótese ao fémur, ou seja, permite detectar se a prótese de encontra solta, ou não, e como esta pode alterar o campo de deslocamentos fisiológicos à superfície do fémur.

## AGRADECIMENTOS

O estudo apresentado neste artigo foi desenvolvido no âmbito do projecto POCTI/36345/EME/2000, financiado pela Fundação Ciência e Tecnologia.

## REFERÊNCIAS

- [1] - Blatcher, S., 1995, "Holographic interferometric analysis of femoral prostheses", Ph. D. Thesis, Interdisciplinary Research Centre in Biomedical Materials, Queen Mary and Westfield College, University of London.
- [2] - Guedes, J. A., 2001, "Estudo numérico e experimental da biomecânica do fémur intacto e com prótese de anca inserida", Tese de Mestrado em Engenharia Biomédica, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto.

