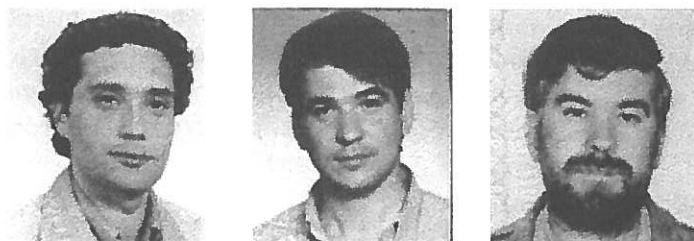


# DETERMINAÇÃO DA RIGIDEZ EQUIVALENTE DE PRÓTESES DA ANCA USANDO A INTERFEROMETRIA LASER

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

<sup>1</sup> Departamento de Engenharia Mecânica e Gestão Industrial da Universidade do Porto

<sup>2</sup> Secção Autónoma de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro



## RESUMO

O principal objectivo deste estudo visou o estudo da aplicabilidade da interferometria holográfica na determinação do campo dos deslocamentos de uma prótese da anca solicitada em consola. Foram estudadas três próteses de igual geometria, semelhantes às de Freeman, e de diferentes materiais (aço, alumínio e um compósito de vidro/epóxico). A distribuição dos deslocamentos da prótese foi calculada numericamente com o método dos elementos finitos (COSMOSWorks 2.0), comparando os resultados com os medidos experimentalmente. Um modelo matemático foi desenvolvido para determinar o módulo de elasticidade de próteses híbridas, partindo da medição do seu campo de deslocamentos e do conhecimento do módulo de elasticidade e comportamento de uma prótese de igual geometria.

## 1. INTRODUÇÃO

A artroplastia da anca, que consiste essencialmente na restauração funcional da articulação, tem sido nos últimos anos objecto de estudos interdisciplinares aprofundados. Tal situação advém do elevado número de artroplastias realizadas anualmente, cerca de 800,000 (Havelin *et al.*, 1994), e dos problemas daí resultantes. É de salientar que destas, 8 a 10% são reoperações devidas ao insucesso das primeiras intervenções (Ahnfelt *et al.*, 1990). As próteses convencionais da anca são fabricadas em ligas de cromo-cobalto (Cr-Co), de aço inoxidável ou de titânio. Estes materiais apresentam uma rigidez material superior à dos tecidos ósseos e são um factor determinante no sucesso da artroplastia. Uma prótese de elevada rigidez provoca efeitos de *stress shielding*,

resultantes do facto da prótese suportar a maior parte da transferência dos esforços sobre a articulação, protegendo o osso desta tarefa. O osso, como estrutura viva, reage a este efeito sob a forma de reabsorção óssea, estimulando a sua reabsorção, nomeadamente na região calcar do fémur. Este processo pode, numa fase mais tardia, provocar a laxação (separação) da prótese. A reabsorção óssea na região calcar do fémur permite a mobilidade da prótese, que pode originar a fractura do osso circundante ou mesmo da prótese. Este problema é ainda mais preocupante quando se realizam artroplastias em pacientes jovens ou fisicamente mais activos.

Diversos estudos foram realizados com próteses de material compósito (Christel *et al.*, 1992; Davidson *et al.*, 1996; Widmer *et*

al., 1994; Devanathan, 1991; Chang *et al.*, 1990; Scheer, 1981; Claes *et al.*, 1983). A maioria dos protótipos destas próteses foram fabricados a partir de laminados pré-impregnados (Devanathan, 1991; Chang *et al.*, 1990; Scheer, 1981; Claes *et al.*, 1983), cujo único objectivo era obter próteses com um módulo de elasticidade idêntico ao de osso compacto. Christel *et al.* (1992) desenvolveram uma prótese da anca em carbono-carbono, e obtiveram módulos de elasticidade entre 33 a 90 GPa. Davidson *et al.* (1996) maquinaram uma haste femural da prótese de *Corin C-Fit* num laminado de carbono-epóxico obtido por enrolamento filantar. Neste caso, os autores obtiveram protótipos com módulo em flexão de 40 GPa. Claes *et al.* (1983) fabricaram próteses de carbono-carbono a partir de laminados em que o reforço de fibra de carbono foi orientado a 0°, 45° e 90° com a direcção axial da prótese. Com este tipo de protótipos, estes autores, obtiveram uma tensão de rotura de 410 MPa e um módulo de elasticidade de 76 GPa. Widmer *et al.* (1994) aplicou a moldação por injeção de *PEEK* reforçado com fibra de carbono. Um método alternativo para o fabrico de próteses, foi patentado por Hochmann (1975). Nesta patente, é proposta uma prótese em que o núcleo da haste femural é constituído por fibras unidireccionais, e a parte exterior constituída por fibras orientadas ortogonalmente ao eixo da prótese. Por último, na patente de Turner *et al.* (1987), é proposta uma prótese da anca de elevado módulo de *PEEK* reforçado com fibra.

Para o estudo apresentado nesta comunicação, foi maquinada uma prótese num compósito laminado constituído por mantas e tecidos de vidro impregnados com resina de poliéster, e do qual se desconhecia à partida a sua rigidez. Para determinar o módulo de elasticidade global da prótese, foi desenvolvida uma metodologia que se descreve neste trabalho.

## 2. ANÁLISE PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS

Para realizar o estudo numérico da prótese, foi gerada uma malha de elementos finitos no programa *COSMOSWorks 2.0* (figura 1). A malha analisada era composta por 2139 elementos tetraédricos (4 nós de canto) e 702 nós. Foi simulado numericamente um encastramento da haste em 30 mm da sua parte distal, solicitada, no plano frontal com uma carga de 0.5 N na zona proximal da prótese (direcção lateral-medial).

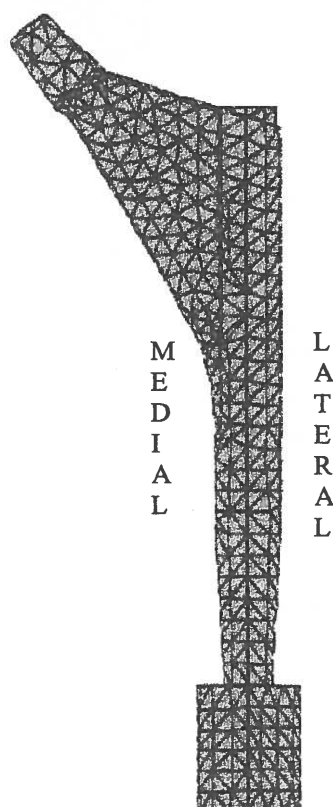


Figura 1 – Malha de elementos finitos utilizada na simulação.

## 3. ANÁLISE EXPERIMENTAL

Para a obtenção dos resultados experimentais foi utilizada uma técnica de campo, baseada na interferometria holográfica, denominada por *ESPI* (*Electronic Speckle Pattern Interferometer*), que permitiu a obtenção do campo de deslocamentos na superfície exterior da prótese.

### 3.1 Sistema de ESPI

A interferometria por correlação de speckle já provou ser uma alternativa válida à holografia convencional para a medição do deslocamento e deformação de objectos. Nesta técnica, o campo de deslocamentos é medido por correlação dos registos holográficos realizados antes e após a solicitação do objecto. Trata-se de uma técnica de campo utilizada sem contacto e com uma resolução da ordem do comprimento de onda da luz. Os resultados são obtidos sob a forma de um padrão de franjas correspondentes ao lugar geométrico dos pontos com igual deslocamento.

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 do vídeo no registo dos hologramas permite medir em tempo real, e obter 25 hologramas por segundo. Esta técnica é bem adaptada a aplicações em que seja necessário ajustar parâmetros e rapidamente observar o efeito desses ajustamentos. A utilização combinada do sistema de *ESPI* com sistemas de processamento de imagem permite reduzir o tempo de análise de resultados e aumentar a resolução da medida.

### 3.2 Princípio de funcionamento

O princípio de funcionamento do sistema de *ESPI* de seguida descrito e para melhor compreensão apresenta-se um esquema do dispositivo na figura 2. Um feixe laser coerente é dividido por meio de um divisor de feixe variável em dois braços, cada um dos quais é expandido por intermédio de objectivas microscópicas. Um dos feixes separados é filtrado por uma “pinhole” (filtro espacial) e usado como referência, sendo por isso designado como feixe de referência, enquanto que o outro ilumina o objecto de teste designado-se por isso como feixe do objecto.

A luz reflectida na superfície do objecto é captada pela lente do sistema óptico e combinada com o feixe de referência. O padrão de *speckle* que resulta da interferência dos dois feixes é captado por uma câmara de CCD e armazenado num sistema de processamento de imagem. O padrão de *speckle* gravado transporta a informação correspondente à topografia da superfície do objecto de teste numa situação inicial. Se um segundo padrão de *speckle* é captado com uma forma da superfície do objecto, é possível correlacionar o par de padrões de *speckle* registados para extrair a informação relacionada com a deformação do objecto.

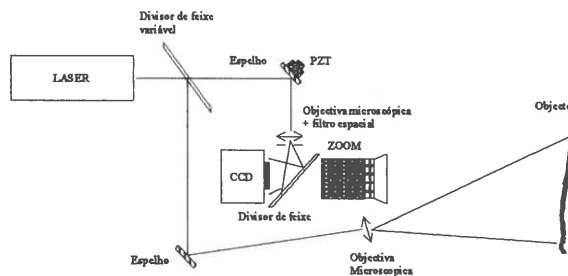


Figura 2 - Diagrama esquemático de um sistema de *ESPI* convencional.

A informação sobre a deformação do objecto, pode ser obtida do par de padrões de *speckle* gravados por várias formas de processamento, sendo a mais vulgar a correlação por subtracção.

No ajuste do sistema de *ESPI* é necessário garantir iguais comprimentos para os percursos dos feixes, objecto e de referência. Para isso, é suficiente restringir a separação do objecto ao interferómetro a posições, em que a diferença de percursos entre os feixes seja zero ou múltiplo do comprimento da cavidade ressonante do laser. Ambos os feixes deverão ter o mesmo plano de polarização na superfície do detector. A abertura do sistema óptico deverá ser ajustada por forma a garantir uma completa resolução do padrão de *speckle*. E, por último, ambos os feixes deverão ser alinhados por forma a garantir que o padrão de interferência primário tem

uma frequência espacial compatível com a resolução do detector de imagem.

A introdução de um modulador de fase num dos feixes permite, para a mesma deformação do objecto, introduzir uma variação de fase idêntica para todos os pontos da imagem. Desta forma é possível utilizar técnicas de cálculo de fase com as quais se pode obter uma distribuição contínua da fase do interferograma ao longo de todo o campo de medida. Estes mapas de fase permitem aceder ao campo de deslocamentos.

#### 4. RESULTADOS

Foram efectuadas medições do campo de deslocamentos em 3 próteses de diferentes materiais: aço ( $E=210$  GPa), alumínio ( $E=70$  GPa) e um compósito de fibra de vidro/epóxico (módulo de elasticidade desconhecido), figura 3.

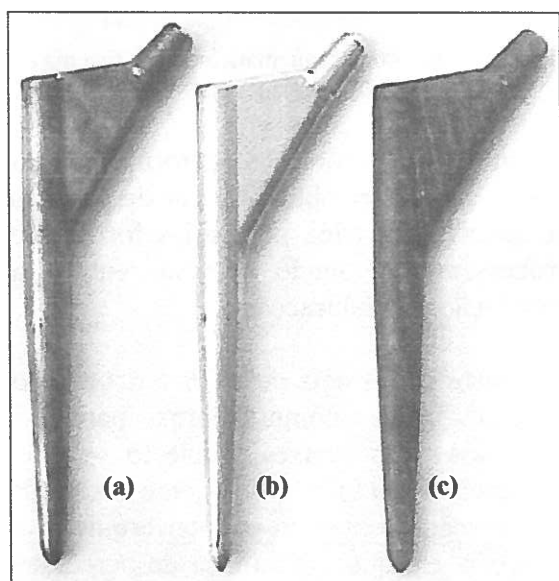


Figura 3. Próteses ensaiadas: (a) aço, (b) alumínio e (c) compósito.

A prótese compósito foi maquinada a partir de um estratificado constituído por tecido e manta de vidro impregnados em resina de epóxico. Todas as próteses foram encastradas num suporte construído para o efeito e foram sujeitas a uma solicitação

como se ilustra na figura 4. O carregamento foi efectuado por gravidade utilizando uma massa de 50g. Dada a menor rigidez da prótese compósito, no seu carregamento apenas foi utilizada uma massa de 8g. Com a massa de 50g obtinha-se um número de franjas excessivo o que não permitia a sua resolução pela câmara.

Os resultados dos deslocamentos obtidos para cada prótese são apresentados nas tabelas 1, 2, e 3. Os campos de deslocamentos que resultaram dos cálculos de fase efectuados sobre os padrões de franjas obtidos, são apresentados nas figuras 5, 6 e 7. Sabendo que a uma diferença de fase de  $2\pi$  corresponde um deslocamento de  $\lambda/2$ , em que  $\lambda = 632$  nm é o comprimento de onda do laser, calculou-se em determinados pontos o deslocamento sofrido pela prótese ao longo da região medida. Assim, para um determinado ponto da prótese, o seu deslocamento é obtido pela expressão:

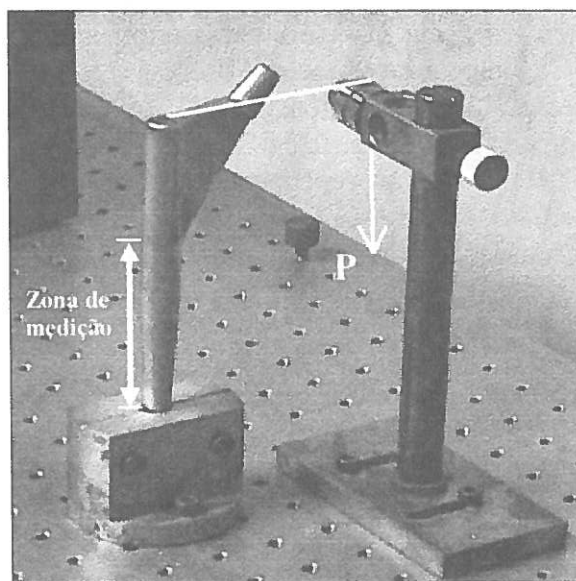


Figura 4. Forma como as próteses eram solicitadas em carga.

$$\text{Deslocamento} = \text{N}^\circ \text{ de franjas} \cdot \lambda/2 \quad (1)$$

dado que, devido a geometria da montagem, se tinha o vector sensibilidade orientado perpendicularmente a superfície do objecto.

Do campo de deslocamentos obtido pela interferometria holográfica foi retirados conjuntos de deslocamentos em vários pontos ao longo da parte lateral da prótese, desde a parte distal encastrada até sensivelmente a meio da prótese.

Tabela 1. Distribuição dos deslocamentos para a prótese de aço.

X (mm)	Nº de franjas	Deslocamento (mm)
0	0	0
14,3	1	0,000316
33,6	2	0,000632
50	3	0,000948
65,7	4	0,001264
80,7	5	0,00158

Tabela 2. Distribuição dos deslocamentos para a prótese de alumínio.

X (mm)	Nº de franjas	Deslocamento (mm)
0	0	0
11,4	1	0,000316
20	2	0,000632
27,9	3	0,000948
35	4	0,001264
41,4	5	0,00158
48,6	6	0,001896
54,3	7	0,002212
60,7	8	0,002528
67,1	9	0,002844
73,6	10	0,00316
79,3	11	0,003476
85	12	0,003792

Tabela 3. Distribuição dos deslocamentos para a prótese composta (8g).

X (mm)	Nº de franjas	Deslocamento (mm)
0	0	0
10	1,07	0,00033812
20	2,09	0,00066044
30	3,27	0,00103332
40	4,65	0,0014694
50	6,22	0,00196552
60	7,67	0,00242372
70	9,33	0,00294828
80	11	0,003476

Os deslocamentos obtidos através do *ESPI* foram corrigidos tendo em consideração a componente de rotação de corpo rígido da prótese. O conjunto dos deslocamentos,

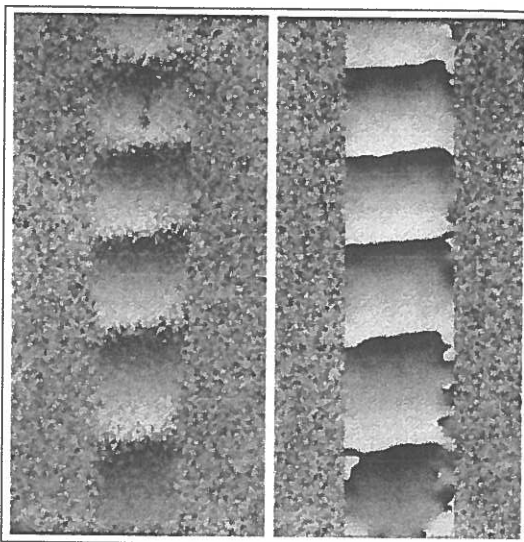


Figura 5. Mapa de fase antes e após filtragem para a prótese de aço.

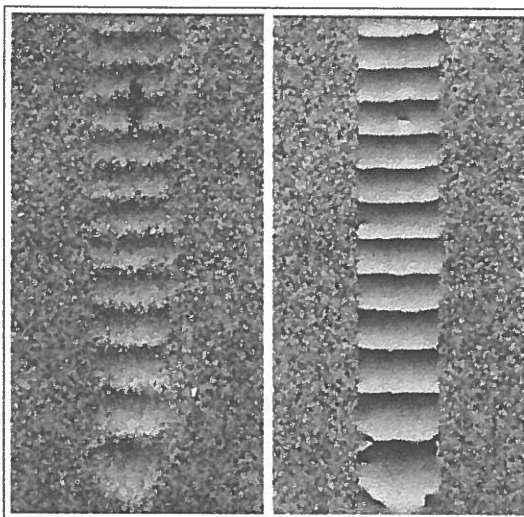


Figura 6. Mapa de fase e mapa de fase após filtragem para a prótese de alumínio.

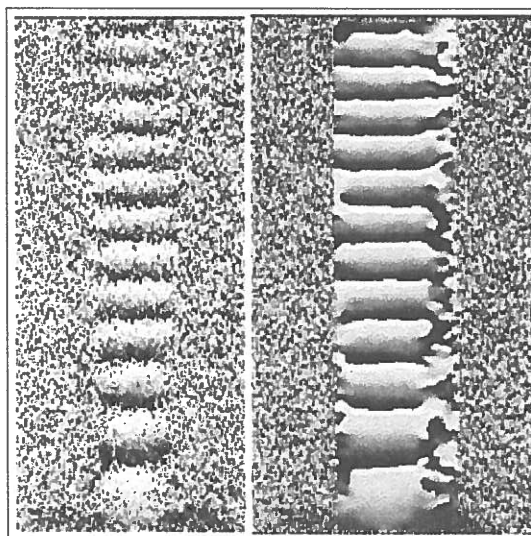


Figura 7. Mapa de fase e mapa de fase após filtragem para a prótese composta (8g).

obtidos com o *ESPI* e com o *MEF*, foi aproximado por funções do segundo grau do tipo  $y(x)=k_1+k_2x+k_3x^2$ . Como os resultados do *MEF* não incluem qualquer deslocamento de corpo rígido, determinou-se o valor da constante  $k_2$ , e subtraíu-se a rotação de corpo rígido na função de aproximação.

Na figura 8 ilustra-se a distribuição dos deslocamentos obtidos com o *ESPI* e com o *MEF* para as próteses de aço e alumínio.

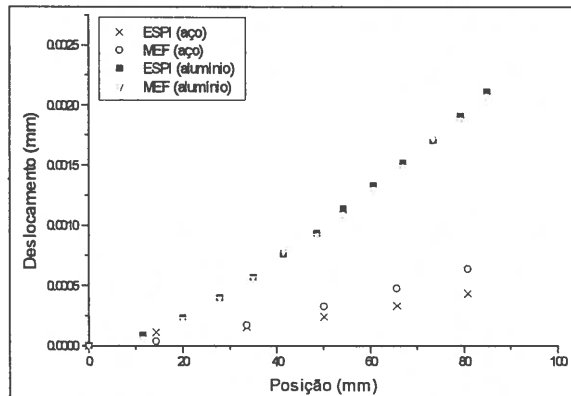


Figura 8 – Gráfico da distribuição dos deslocamentos obtidos com o *ESPI* e com o *MEF*.

Ignorando o deslocamento medido junto ao encastramento, verificou-se que o erro máximo entre os resultados obtidos para a prótese de alumínio foi de 4%. O erro médio cometido para a prótese de aço e compósito foi de 30% e 20% respectivamente. Tal disparidade de resultados nestas duas últimas próteses resulta do efeito das condições de fronteira. No caso da prótese de aço, como a peça de fixação tinha um módulo de rigidez idêntico ao da prótese, o deslocamento final continha uma forte componente de rotação de corpo rígido. Neste caso, a componente de deformação tem menor peso o que dificulta a separação da rotação de corpo rígido e aumenta o peso relativo dos possíveis erros cometidos na medição. No caso da prótese de material compósito, além das condições de fronteira, é de referir ainda o efeito da reduzida intensidade do carregamento. De salientar o facto do cálculo numérico do campo de deslocamentos ter sido efectuado

admitindo comportamento linear elástico. Por último, foi verificado que na amarração da prótese existia alguma deformação plástica localizada. Este facto deveu-se à menor resistência superficial desta prótese e decerto contribuiu para alterar o seu comportamento.

A determinação do módulo de elasticidade da prótese compósito foi efectuada recorrendo a um método matemático desenvolvido para o efeito. Este método, desenvolvido para o estudo de próteses híbridas, baseia-se numa comparação entre a distribuição de deslocamentos obtidos com a prótese compósito e com uma prótese de igual geometria construída num material de módulo de Young conhecido. Este método foi testado primeiramente comparando o comportamento da prótese de alumínio com a de aço.

Se considerarmos uma viga em consola com uma dada secção e sujeita a uma carga na sua extremidade, a sua deformada é caracterizada pela sua flecha  $y$  e ângulo de rotação  $\theta$  ao longo do eixo. A flecha pode ser determinada a partir da expressão da curvatura da viga, que para pequenos deslocamentos, pode ser obtida através da seguinte expressão:

$$\frac{d^2 y}{dx^2} = \frac{M(x)}{E(x)I(x)} \quad (2)$$

Partindo do pressuposto que as condições de carga são exactamente iguais, pode concluir-se que:

$$E_1(x)I_1(x) \frac{d^2 y_1}{dx^2} = E_2(x)I_2(x) \frac{d^2 y_2}{dx^2} \quad (3)$$

Se o momento de inércia de ambas as vigas é igual, pode determinar-se o módulo de elasticidade de uma das vigas através da seguinte expressão:

$$E_1(x) \frac{d^2 y_1}{dx^2} = E_2(x) \frac{d^2 y_2}{dx^2} \quad (4)$$

Contudo, deve referir-se que este procedimento só é válido, nas situações em que possa ser utilizada a expressão (2).

O procedimento descrito foi aplicado, unicamente para a região cônica e cilíndrica, nas próteses compósita e de alumínio. Determinou-se a função distribuição dos deslocamentos para as três próteses, que foi derivada duas vezes, obtendo desta forma uma função constante ( $2k_3$ ). Aplicando a expressão (4) foi obtido um módulo de elasticidade de 70 GPa para a prótese de alumínio (valor normal para o módulo de elasticidade deste material) e cerca de 15 GPa para a prótese compósita. O módulo de elasticidade obtido para o alumínio permite concluir que este método pode ser utilizado com rigor em materiais isotrópicos. O módulo de elasticidade de 15 GPa para a prótese compósita, embora com um diferente comportamento mecânico, poderá ser uma boa aproximação.

## 5. CONCLUSÕES

Este estudo ilustrou a aplicabilidade do *ESPI* na determinação do campo de deslocamentos em prótese da anca. Trata-se de uma técnica de campo, com elevada resolução, em que os resultados podem ser obtidos sob a forma de ficheiros numéricos. A simulação das condições fronteira e de carregamento foram as operações mais delicadas dada a sua forte influência nos resultados finais.

O procedimento matemático idealizado para a determinação do módulo de elasticidade da prótese de alumínio é válido para funções de aproximação do 2º grau, cuja segunda derivada é constante.

Este trabalho deverá ser continuado no sentido de avaliar a validade deste método com próteses híbridas. Dado o elevado número de próteses da anca existentes e a possibilidade de futuramente grande parte delas serem obtidas por combinação de

diferentes materiais, justifica-se a continuação deste trabalho.

## 6. REFERÊNCIAS

Ahnfelt, L., Herberts, P., Malchau, H., Andersson, G. B. J., "Prognosis of total hip replacement. A Swedish multicenter study of 4664 revisions", *Acta Orthop. Scand.*, 61, (238), 1990.

Chang, F., Perez, J. L., Davidson, J. A., "Stiffness and strength tailoring of a hip prosthesis made of advanced composite materials", *J. Biomed. Mat. Res.*, Vol. 24, pp. 873-899, 1990.

Christel, P., Meunier, A., Leclercq, S., "Development of a Carbon-Carbon hip prosthesis", *J. Biomed. Mater. Res.*, *Applied Biomaterials*, 21, A2, pp. 191-218, 1992.

Claes, L., Burri, C., Neugebauer, R., Gruber, U., "Experimental investigations on hip prostheses with carbon fibre reinforced carbon shafts and ceramic heads", *Ceramics in Surgery*, Ed. P. Vincenzini, pp. 243-250, Amsterdam, 1983.

Davidson, R., Brabon, S., Lee, R. J., Nelson, K., Unwin, P., Roughley, P., "The development of CFRP based hip stems", 7th European Conference on Composite Materials, 14-16 May, London, 1996.

Devanathan, D., "Orthopaedic composites", *International Encyclopedia of Composites*, Ed. Stuart M. Lee, Vol. 4, pp. 74-86, New York, 1991.

Havelin, L. I., Espehaug, B., Vollset, S. E., Engesaeter, L. B., "Early failures among 14009 cemented and 1326 uncemented prostheses for primary coarthrosis", *Acta Orthop. Scand.*, 65, pp. 1, 1994.

Hochman, R. F., U. S. patent 3, 893, 196.

Scheer, W., "Carbon fibre reinforced epoxy resin, a material for human implants", Processing and uses of carbon fibre reinforced plastics, VDI-Verlag GmbH, Verlag des Vereins Deutscher Ingenieure, Düsseldorf, pp. 251-276, 1900.

Shirandami, R and Esat, I. I., "New design of hip prosthesis using carbon fibre reinforced composite", J. Biomed. Eng., Vol. 12, pp. 19-22, 1990.

Turner, R. M., *et al.*, U. S. patent 4, 662, 887.

Widmer, M., Callenbach, T., Isler, J., Fröhlich, M., Meier, D., Mayer, J., Wintwrmantel, E., Tschanz, P., Lüthi, H., Matzenauer, K., Klostermann, L., "Injection moulding of Carbon fibre reinforced PEEK for anisotropic hip-prostheses: preliminary results", in BIOENG'94, III Congresso Português em Eng. Biomed., Porto, 1994.