

# DESENVOLVIMENTO DE UMA PRÓTESE DE ANCA PARA A MEDIÇÃO *IN VITRO* DE VARIAÇÕES DE TEMPERATURAS

R. Melo, J. Ferreira e J. A. Simões

Departamento de Engenharia Mecânica  
Universidade de Aveiro

## RESUMO

*Neste trabalho descreve-se o projecto de uma prótese de anca destinada à monitorização de variações de temperatura durante solicitações cíclicas, como em ensaios de fadiga. O interesse em conceber uma prótese com estas características deve-se à necessidade de aferir, até que ponto, o aumento da temperatura em torno da zona proximal da prótese pode danificar e provocar a necrose do tecido ósseo adjacente. A necrose do osso em torno da prótese é um factor crítico para a estabilidade do implante, pois promove mais facilmente a laxação da prótese e consequentemente o insucesso da artroplastia da anca.*

## 1. INTRODUÇÃO

A prótese de anca tem como principal função restaurar a mobilidade do paciente sem dor. O tipo de prótese e artroplastia da anca são determinantes para o seu sucesso a longo prazo. São diversos os factores que podem influenciar o desempenho da prótese [1].

Nos estudos realizados por Bergmann *et al.* [2], estes verificaram que, após uma caminhada normal de um paciente com prótese durante cerca de 45 min., havia um incremento de temperatura da ordem de 3.5 °C dentro da anca, na zona adjacente à parte proximal do implante. O sistema desenvolvido pelos autores era composto por uma unidade de telemetria de 4 canais, colocada no interior da prótese que continha um sensor de temperatura para compensar o efeito térmico do circuito. A constatação de aumento da temperatura na prótese levantou a questão sobre as consequências deste efeito, nomeadamente como este poderá danificar os tecidos

adjacentes à prótese e contribuir para a sua laxação.

O estudo descrito neste artigo, de carácter preliminar, consistiu na concepção de uma prótese de anca que permitisse medir variações de temperatura na sua região proximal, nomeadamente quando a prótese é sujeita a um processo de fadiga proveniente, por exemplo, da marcha do paciente.

Sendo um estudo preliminar, não houve a preocupação de utilizar materiais convencionais de fabrico de próteses de anca (titânio, aço ligado de Cr-Co, aço inoxidável 316L, ...). Assim, a prótese concebida foi maquinada em alumínio comercial da série 1000 e cuja geometria foi baseada na prótese de Freeman. A prótese foi maquinada em duas componentes que se encaixavam, formando uma prótese oca em toda a sua extensão. O sensor de temperatura, Pt100, foi colado e ligado a uma placa de aquisição de dados.

## 2. MATERIAIS E MÉTODOS

### 2.1 Modelação da prótese

Para colocar o sensor de temperatura no interior da prótese, a mesma foi concebida com uma cavidade. A criação da cavidade em toda a extensão da prótese foi efectuada para futuramente colocar extensómetros. A modelação foi realizada utilizando o programa de CAD 3D SolidWorks 2000<sup>®</sup>. A figura 1 ilustra a prótese modelada, composta pelas duas componentes.

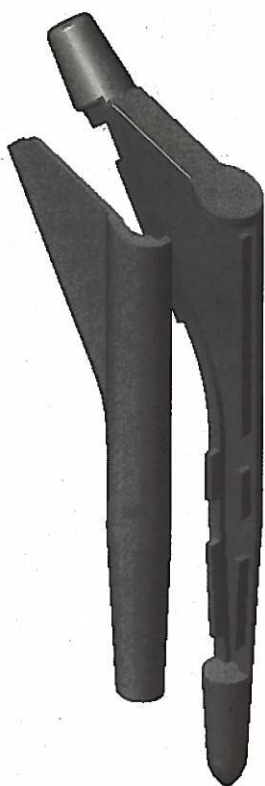


Fig. 1 - Modelo virtual da prótese concebida.

Atendendo a que a prótese será submetida a um ensaio de fadiga, com uma força de características dinâmicas a ser exercida sobre uma esfera ajustada na sua parte cônica, e atendendo ao facto de ser um componente de parede fina, determinou-se os esforços desenvolvidos na prótese.

O estudo foi efectuada utilizando a aplicação de análise pelo método dos elementos finitos *CosmosWorks 5.0*<sup>®</sup>. A

simulação foi efectuada considerando uma carga de 1000 N aplicada na cabeça e fixa na sua parte distal, em cerca de um terço do seu comprimento. Do cálculo efectuada, obteve-se valores máximos da tensão equivalente de von Mises de 76 MPa, deformação equivalente de 0,085% e deslocamento na cabeça de 0,3 mm.

### 2.2 Maquinagem da prótese

A utilização de uma aplicação de CAM, *PowerMill*<sup>®</sup> da *Delcam*, permitiu a maquinagem da prótese. De modo a minimizar eventuais dificuldades de maquinagem, o modelo foi sujeito a determinadas alterações, nomeadamente no encaixe das duas peças que compõem a prótese. Estas modificações visaram a simplificação da maquinagem. Atendendo ao tipo de objecto a maquinar, foi necessário criar posições em ambas as peças, que permitiram manter a peça fixa durante o processo de maquinagem. A figura 2 ilustra as componentes da prótese maquinadas.

### 2.3 Monitorização da temperatura na prótese

Nesta secção relata-se a instalação de um sensor de temperatura na prótese e o desenvolvimento da instrumentação e *software* necessário para a aquisição e posteriormente processamento da temperatura da prótese. Um factor bastante importante tem a ver com a localização da sonda na prótese. Esta deve apresentar boa dissipação de calor de modo a não influenciar a medição de temperatura. A figura 3 mostra a prótese com a sonda.

Optou-se por uma sonda de temperatura do tipo PT100 uma vez que para a gama de temperaturas de interesse esta varia a sua resistência de uma forma praticamente linear em função da sua temperatura.

A figura 4, construída a partir de dados do fabricante, mostra este tipo de comportamento para a gama de temperaturas de 10 a 60°C.

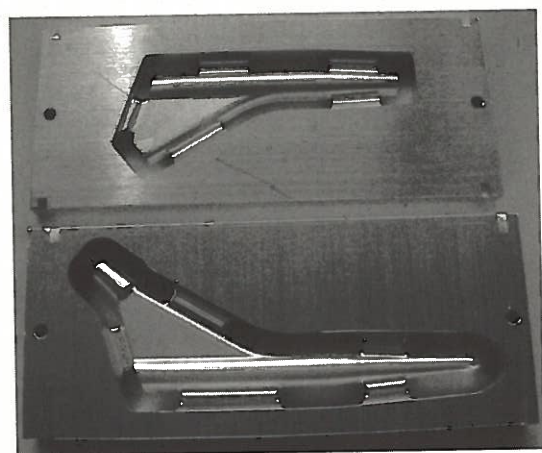
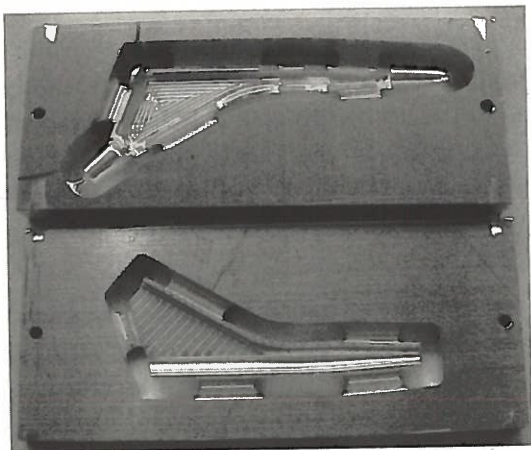


Fig. 2 – Maquinagem da prótese.

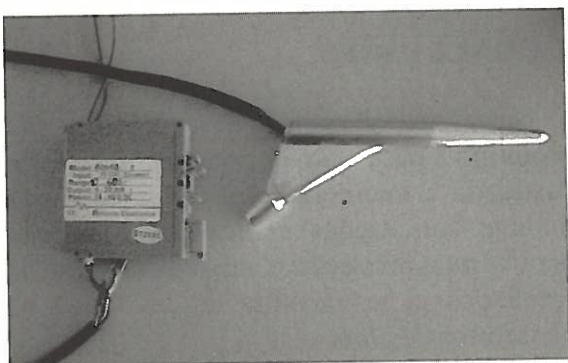


Fig. 3 – Prótese com a sonda de temperatura

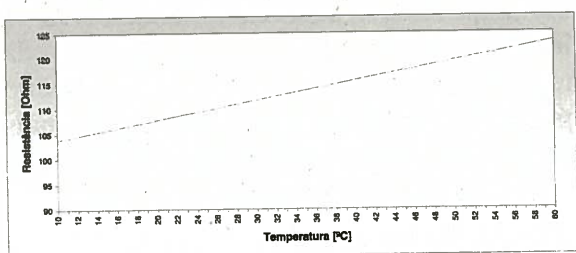


Fig. 4 – Variação da resistência da PT100 com a temperatura

De entre as vantagens relativamente aos vulgos termopares estão a precisão (0.05% a 1%), a repetibilidade e especialmente a sensibilidade. A sua resposta relativamente lenta não é de todo importante neste tipo de aplicação.

A conversão directa do valor da resistência da sonda PT100 para um sinal de tensão, por exemplo através da aplicação de um sinal de corrente constante, sendo um método extremamente simples não é eficaz em termos de ruído devido às diferentes localizações da prótese e do sistema de aquisição de dados. Desta forma optou-se pela utilização de um amplificador dedicado, modelo *Alm48* da *Almonta Electronics*, previamente calibrado para uma gama de temperatura de 10 a 60°C e com uma saída em corrente de 4 a 20 mA. Uma das grandes vantagens desta opção tem a ver com o transporte do sinal eléctrico em corrente, mais imune ao ruído, desde a prótese até ao sistema de aquisição de dados. Para a conversão corrente/tensão utilizou-se uma resistência de precisão (1%), com um valor medido à temperatura ambiente de 219.3Ω. A gama de 4 a 20 mA corresponde então a uma gama de sinal em tensão de 0.877 a 4.398V.

Para a aquisição do sinal de tensão usou-se uma carta de aquisição de baixo custo da *National Instruments, LabPC+* [3], instalada num computador pessoal com o sistema operativo *Windows NT4.0*. A carta possui oito canais analógicos de entrada e dois canais analógicos de saída com 12 bits de resolução. Além disso possui também 24 linhas de entradas/saídas digitais. Os oito canais analógicos de entrada podem ser usados como quatro canais diferenciais em casos onde se pretenda limitar os efeitos do ruído. O esquema de ligações da sonda, amplificador e placa de aquisição de dados é mostrado na figura 5. A leitura é feita em modo diferencial sendo os sinais filtrados com um filtro passa baixo de 1ª ordem com frequência de corte de cerca de 200Hz.

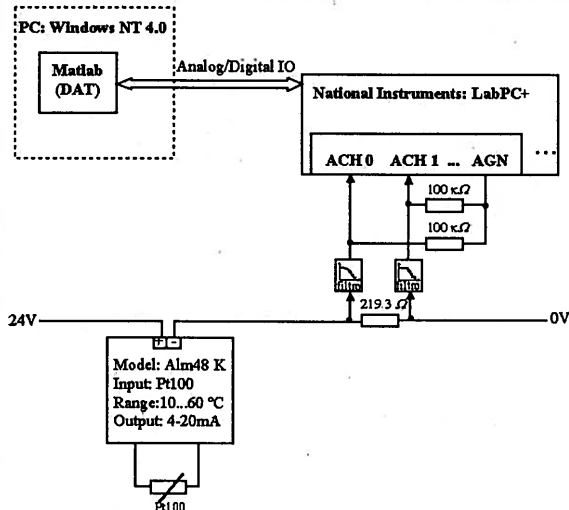


Fig. 5 – Esquema de ligações da sonda, amplificador e carta de aquisição

Para a monitorização e aquisição da temperatura foi desenvolvido *software* na plataforma *Matlab* [4] recorrendo a um conjunto de funções da *Data Aquisition Toolbox* (DAT). A DAT permite a aquisição de dados para a plataforma *Matlab* recorrendo a cartas de aquisição de diferentes construtores.

A calibração do sistema de aquisição foi realizada recorrendo a um potenciômetro com a resistência a variar entre  $104\Omega$  e  $123\Omega$ . Foi construída uma tabela de valores relacionando o valor da tensão adquirida pelo *software* com o valor da resistência medida. A partir desta tabela pode-se estabelecer uma função,  $R = f(V)$ , em que os valores da resistência  $R$  podem ser calculados em função da tensão  $V$  por interpolação ou extrapolação linear. A partir da tabela fornecida pelo fabricante construí-se uma outra tabela que relaciona a temperatura com a resistência da sonda PT100. Da mesma forma se pode estabelecer uma função,  $T = g(R)$ , em que a temperatura  $T$  pode ser calculada a partir da resistência  $R$ . Pode-se então calcular a temperatura  $T$  em função da tensão adquirida  $V$  através da função composta  $T = g(f(V))$ .

A aplicação de monitorização permite a aquisição de temperatura em tempo real e também a gravação para posterior processamento. A figura 6 mostra um gráfico da aplicação de monitorização em que a temperatura é monitorada durante 10 segundos.

A aplicação *Matlab* de monitorização de temperatura desenvolvida foi validada através de um termómetro digital, da *Omega*<sup>®</sup>, que usa um termopar do tipo k, e tem uma resolução de  $0.1\text{ }^{\circ}\text{C}$ .

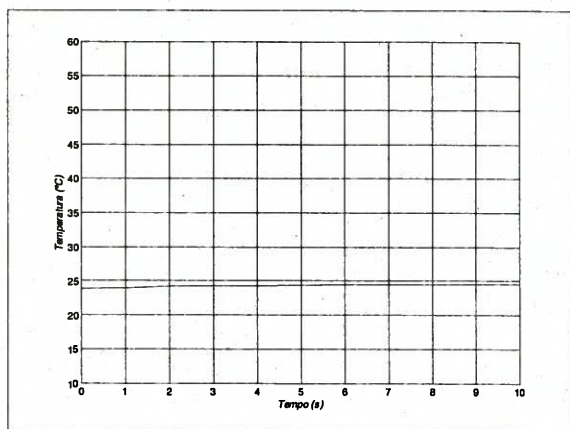


Fig. 6 - Gráfico para monitorização da temperatura

### 3. CONCLUSÕES

Neste trabalho foi desenvolvido um protótipo para uma prótese de anca destinada à monitorização de temperaturas durante solicitações cíclicas. A aplicação para a monitorização e armazenamento de resultados já se encontra desenvolvida na plataforma *Matlab*.

Para a medição de temperatura usou-se uma sonda do tipo PT100, em conjunto com um amplificador dedicado; Desenvolveu-se instrumentação para a aquisição da temperatura de um sensor, sendo no entanto possível medir a temperatura em mais pontos da prótese através da instalação de novos sensores. O sistema de aquisição recorreu a uma carta de aquisição de dados de baixo custo e foi feita em modo diferencial de modo a aumentar a relação

sinal/ruído do sinal de temperatura adquirido.

Na sequência do trabalho aqui relatado pretende-se averiguar as variações de temperatura da prótese, através da realização de ensaios de fadiga a realizar em laboratório.

#### **AGRADECIMENTOS**

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

#### **REFERÊNCIAS**

[1] - Bergmann, G., Graichen, F., Siraky, J., Jendrynski, H., Rohlmann, A, 1999, "Multichannel strain gauge telemetry for orthopaedic implants", J. Biomech., 21, pp. 169.

[2] - Huiskes, R., 1993, "Failed innovation in total hip replacement: Diagnosis and proposals for a cure", Acta Orthop. Scand., 64, (6), pp. 699.

[3] - National Instruments , 1996, "Lab-PC+, User Manual".

[4] - <http://www.mathworks.com>

