

PROJECTO DE UM DISPOSITIVO PARA ENSAIOS DE DURABILIDADE DE PRÓTESES DE ANCA

R. Diogo¹, F. Q. Melo² e J. A. Simões¹

¹DEM – Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade de Aveiro

²DEMEGI – Departamento de Engenharia Mecânica e Gestão Industrial, Universidade do Porto

RESUMO

Neste artigo descreve-se o projecto e fabrico de um dispositivo para a realização de ensaios de durabilidade de próteses de anca, tendo como referência a norma ISO 7206-3. Aborda-se a concepção, a modelação e o fabrico do dispositivo, visando uma solução de projecto funcional e económica. O dispositivo fabricado integra duas partes funcionais: uma célula de carga; um mecanismo mecânico que transmite o movimento à prótese. O dispositivo permite realizar ensaios de fadiga e, conseqüentemente, aferir a durabilidade do implante. A realização de ensaios em carga constante foi um dos principais objectivos do projecto.

1 INTRODUÇÃO

O desenvolvimento de uma prótese de anca passa pela sua caracterização em termos de durabilidade. A durabilidade é normalmente aferida através de ensaios de fadiga, que consistem, normalmente, na determinação da tensão limite de fadiga do componente. No que se refere às próteses de anca, existem normas que descrevem o ensaio típico de durabilidade. Alguma investigação tem sido dedicada à caracterização da durabilidade de próteses de anca, nomeadamente em novas próteses [1 a 6].

A norma ISO 7206-3: 1988 (E), é a norma que especifica a metodologia para a determinação das propriedades de durabilidade das próteses de anca do tipo intramedulares. Esta norma não prevê a aplicação de cargas fora do plano frontal da prótese, ou seja, não tem em consideração esforços de torção. A mesma norma define as condições de ensaio, contemplando os parâmetros que mais afectam o comportamento da prótese à fadiga.

O ensaio descrito na norma referida só é

aplicável a próteses que contenham um plano de simetria, não sendo adequado a outro tipo de geometrias, como por exemplo, hastes de dupla curvatura.

A metodologia do ensaio consiste em embeber a parte inferior da prótese num meio fixação, sob a forma de um material sólido. A parte da prótese não embebida deverá ficar submersa num líquido. Deve-se depois aplicar uma carga cíclica sobre a cabeça da prótese até a mesma evidenciar início de fractura, ou até se atingir um determinado número de ciclos. Posteriormente, deve ser avaliado os danos provocados pelo ensaio.

A norma ISO 3696 especifica o tipo de fluido a utilizar nos ensaios de durabilidade. Relativamente ao meio de fixação da parte inferior da prótese, este não deve ser afectado pelo fluido, não deve partir ou fissurar durante o ensaio, não deve evidenciar fluência ou deformação excessiva e ser resistente. Os materiais que aparentemente satisfazem as condições referidas são [7]:

- cimento ósseo de acrílico(ISO 5833-1);
- resina de epóxido;

- cimento de elevada alumina.

A máquina, ou dispositivo de ensaios, de acordo com a norma, deve apresentar as seguintes características:

- erro inferior a $\pm 1\%$ na aplicação da carga máxima (norma ISO 7500-1 e ISO 4965);
- carga dinâmica sob a forma de uma onda sinusoidal;
- instrumentação e monitorização dos valores máximo e mínimo da carga, da flexão da cabeça da prótese dentro de uma resolução de $\pm 2\%$ e da contagem do número de ciclos do ensaio.

O sistema de fixação da prótese deve ser fabricado num material resistente à corrosão e deve apresentar uma geometria e dimensões adequadas, como se ilustra na figura 1. A figura 2 ilustra a forma como a prótese deve ser colocada e solicitada em carga [7].

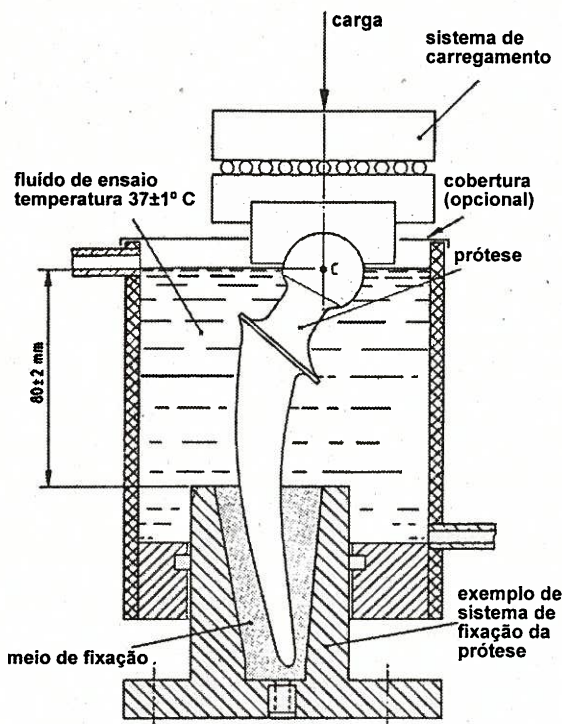


Fig. 1 - Desenho esquemático do ensaio de durabilidade de acordo com a norma ISO 7206-3 [7]

Finalmente, o fluido do ensaio deve manter a sua temperatura uniforme, com variações dentro da gama de $37^\circ\text{C} \pm 1^\circ\text{C}$.

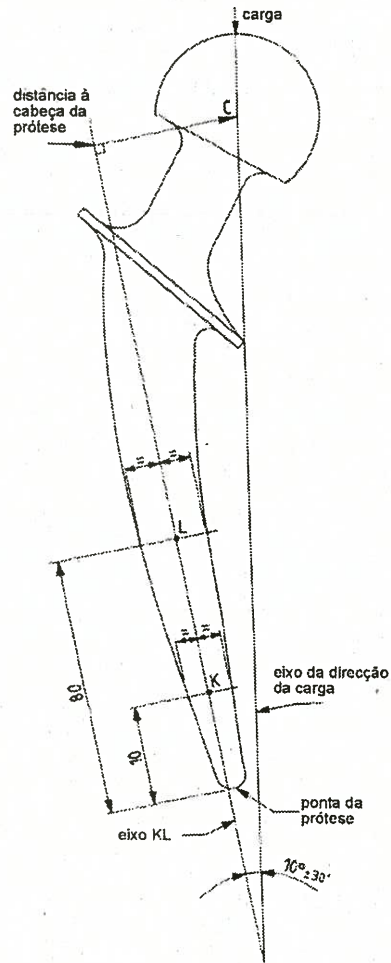


Fig. 2 - Orientação da prótese para a realização de ensaios de durabilidade, de acordo com a norma ISO 7206-3 [7].

O objectivo do projecto consistiu na concepção de um dispositivo para a realização de ensaios de fadiga, mas, ao contrario do preconizado na norma ISO 7206-3, pretende-se que os mesmos sejam realizados sob carga constante. Outra característica considerada no projecto foi a possibilidade de realização dos ensaios a diferentes frequências, designadamente a 1, 2 e 4 Hz, de acordo com a norma BS 7251. A norma ISO 7206-3 especifica que os ensaios devem ser realizados numa gama de frequências entre 1 e 10 Hz. A frequência a 1 Hz é recomendado para próteses não metálicas; a frequência de 10 Hz é recomendado para próteses metálicas.

2 CONCEPÇÃO DO DISPOSITIVO DE ENSAIOS

O dispositivo concebido (figura 3) é constituído por duas partes funcionais e essenciais: uma que engloba a célula de carga e a outra que transmite o movimento à prótese. No essencial, um dispositivo para a realização de fadiga é composto por um sistema de fixação do provete (implante), numa determinada posição, e num sistema que permita transmitir uma carga de características dinâmicas ao mesmo. No caso do projecto desenvolvido, a prótese é fixa a uma base em resina e a sua cabeça é ligada a um apoio que contacta permanentemente com um rolete. Este conjunto executa um movimento alternado de vai e vem da prótese contra uma came existente na parte inferior do dispositivo, e é conseguido através de um excêntrico que está ligado ao referido rolete, que por sua vez se encontra acoplado a um conjunto motor eléctrico-motorreductor. Por sua vez, o movimento da prótese é contrariado por uma came que contacta com uma célula de carga composta por molas cónicas de *Bellevile*. A força reactiva do sistema de molas permite que a carga a exercer sobre a prótese seja constante.

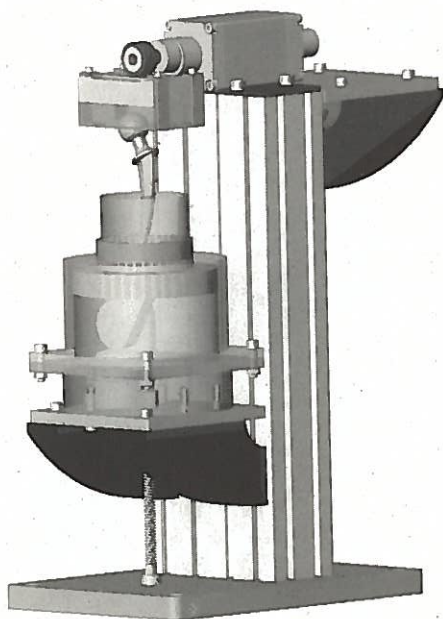


Fig. 3 – Modelação do dispositivo para a realização de ensaios de fadiga em próteses de anca.

3 PROJECTO DO DISPOSITIVO

As fases de projecto consistiram na concepção, modelação e cálculo estrutural do simulador. Foi feita a selecção dos materiais e de todos os órgãos mecânicos necessários à montagem do dispositivo concebido. No que se refere aos materiais, teve-se em especial atenção a selecção dos mesmos tendo em consideração exigências estruturais de resistência e rigidez. A selecção de materiais leves foi também tida em consideração.

Algumas dificuldades surgiram durante a fase de anteprojecto, nomeadamente na concepção de um sistema mecânico capaz de solicitar a prótese em carga constante. A solução idealizada consistiu na concepção de uma célula de carga composta por molas cónicas designadas de *Bellevile*. Os apoios da célula de carga, onde assenta o conjunto prótese/célula de carga, pelo facto de serem peças fortemente solicitadas em flexão, foram objecto de cálculo estrutural pelo método dos elementos finitos.

3.1 Dimensionamento das molas de "bellevile"

Para a obtenção de um funcionamento em regime de força constante, o deslocamento imposto à prótese não poderia ser muito elevado. Deste modo, considerou-se uma came (figura 4) com uma excentricidade de 5mm para a execução do movimento oscilatório, o que permitiu uma amplitude de movimento da célula de carga da ordem de 0,67mm. Este valor de amplitude permitia a geração de uma força constante e igual a 3000 N. O cálculo da rigidez do conjunto de molas implicou a associação de três molas em paralelo com uma mola em série. As seguintes expressões foram aplicadas para a determinação da rigidez equivalente [8]:

$$1/K_{eq} = 1/K_{eq}(\text{paralelo}) \times 1/K_{eq}(\text{série}) \quad (1)$$

Da aplicação da expressão (1) e sabendo que a rigidez de cada mola era aproximadamente 5905 N/mm, obteve-se uma rigidez equivalente de 4430 N/mm.

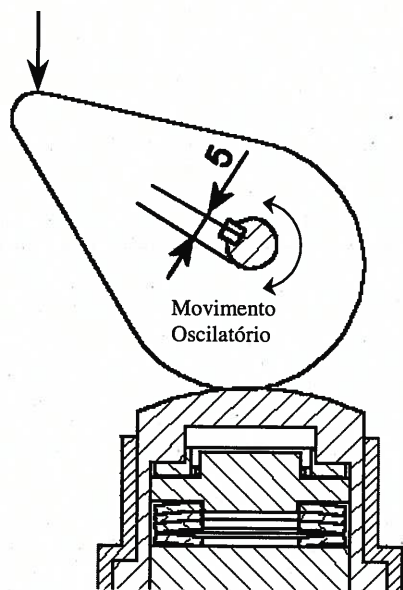


Fig. 4 – Came e conjunto de molas de Belleville utilizadas na construção da célula de carga.

A figura 5 ilustra a disposição das molas.

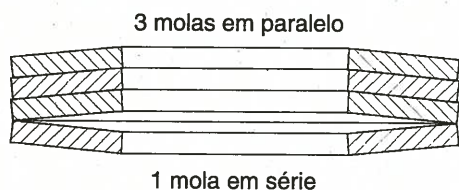


Fig. 5 – Associação das molas da célula de carga

3.2 Determinação da potência do motor

A selecção do motor foi efectuada de acordo com as especificações concebidas para o dispositivo, nomeadamente uma gama de velocidades de rotação entre 60 r.p.m. e 240 r.p.m. e momento torsor a vencer. Ao motor foi acoplado um redutor e recorrendo a um variador de velocidade foi possível obter a gama de velocidades desejada. O variador foi programado para três velocidades diferentes, 60r.p.m., 120r.p.m. e 240r.p.m., permitindo obter as frequências de 1, 2 e 4Hz respectivamente.

O motor acciona um veio com uma excentricidade de 2,5mm e, para vencer uma força de 3000 N, era necessário que o mesmo aplicasse um momento torsor de 7.5 N m [8], ou seja, o motor teria de ter uma potência de cerca de 190 W. Seleccionou-se

um motor trifásico com uma potência de 180 W e com uma rotação máxima de 1350 r.p.m. à saída.

3.3 – Análise estrutural

Tal como foi referido, a análise estrutural permitiu determinar se a estrutura concebida apresentava a necessária resistência e rigidez. Fez-se o cálculo estático dos apoios do sistema de fixação da prótese, assim como o cálculo dinâmico da mesa, que é sujeita aos esforços dinâmicos provenientes do ensaio de fadiga. As figuras 6 e 7 ilustram a distribuição das tensões equivalentes de von Mises e de deslocamentos da estrutura projectada.

Excentricidade: 2,5mm
Processo: Dado: Nome: Stress
Unid: N/m²

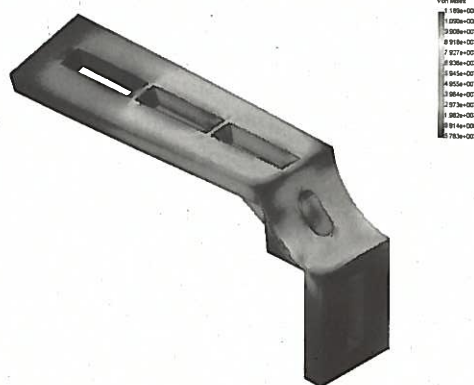


Fig. 6 – Campo de tensões von Mises.

Excentricidade: 2,5mm
Processo: Dado: Nome: Displacement
Unid: mm

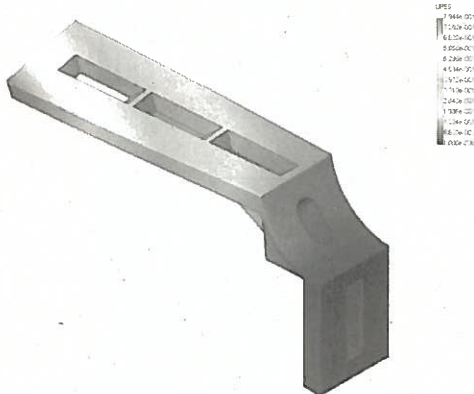


Fig. 7 – Campo de deslocamentos.

A determinação das frequências e modos próprios de vibração são uma necessidade de projecto no dimensionamento de estruturas sujeitas a esforços dinâmicos. A mesa de suporte da prótese é um dos componentes do dispositivo solicitados dinamicamente, pelo que se determinou as suas frequências próprias. A frequência de primeira ordem calculada foi de 627Hz, o que não introduz qualquer tipo de problema, atendendo aos valores de frequência dos ensaios de fadiga.

3.4 – Fabrico do dispositivo

Durante a fase de fabrico do dispositivo e dos seus componentes foi necessário seleccionar os materiais e definir as estratégias de fabricação. Alguns componentes tiveram que ser ligeiramente alterados devido a determinadas limitações dos meios de fabricação existentes no departamento.

Os componentes foram fabricados em aço e em alumínio. A escolha destes materiais foi baseada na funcionalidade exigida pelo tipo de órgãos mecânicos do dispositivo. Por exemplo, a came e os veios foram fabricados em aço, devido ao desgaste a que são submetidos. Os componentes não funcionais como a base e a coluna foram maquinados em alumínio. Foi ainda maquinada uma "camisa" em latão, que foi colocada entre duas peças, uma fabricada em alumínio e outra em aço, para evitar problemas de desgaste. A figura 8 ilustra a maquinagem da "camisa".

Finalmente fez-se a montagem dos componentes do dispositivo. A montagem iniciou-se pela fixação do perfil à base, seguindo-se a montagem da célula de carga (figura 9) e da came (figura 10).

A figura 11 ilustra as peças e sequência de montagem do excêntrico colocado na base superior do dispositivo.

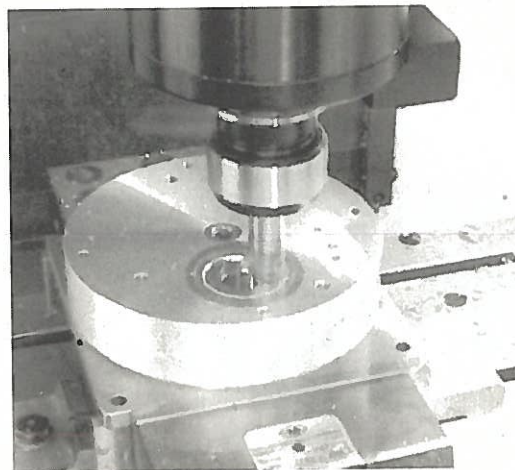


Fig. 8 – Maquinagem da camisa do dispositivo.

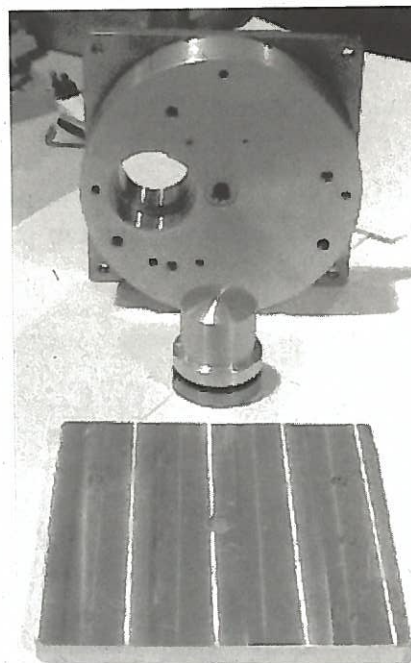


Fig. 9 – Montagem da célula de carga.

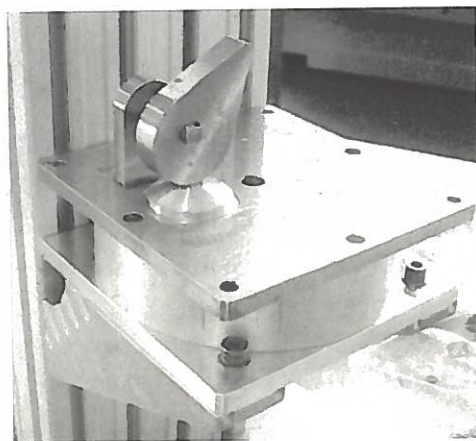


Fig. 10 – Montagem da came.

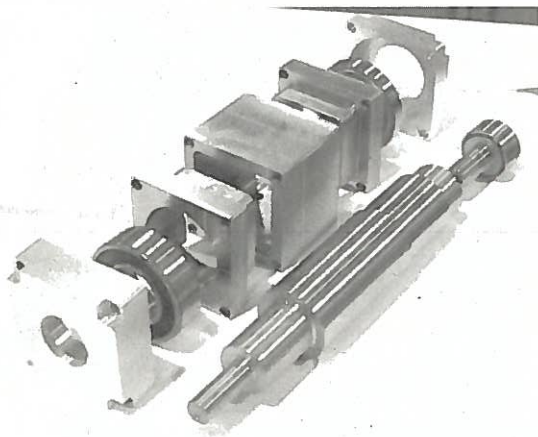


Fig. 11 – Montagem do excêntrico.

O quadro eléctrico é constituído essencialmente por um variador de velocidade (Mitsubishi S500), um disjuntor térmico e um interruptor diferencial.

A figura 12 ilustra o dispositivo fabricado de ensaios de fadiga em próteses de anca.

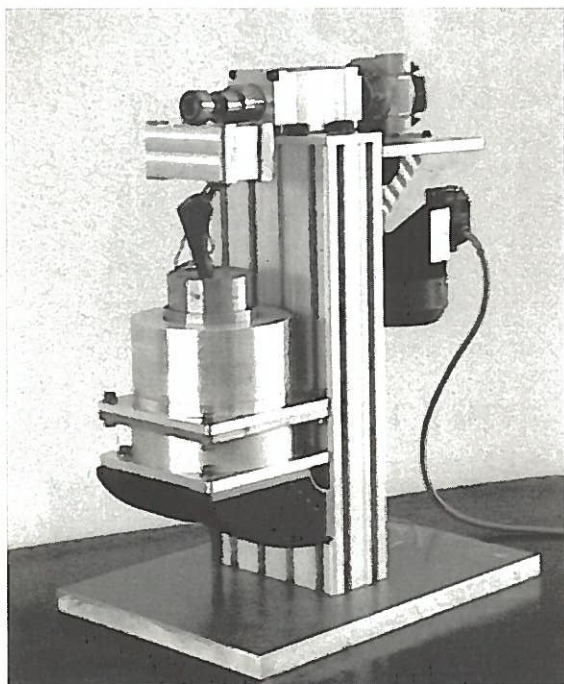


Fig. 12 – Dispositivo para a realização

AGRADECIMENTOS

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

REFERÊNCIAS

- [1] - Ducheyne, P., Kohn, D., Smith, T. S., 1987, "Fatigue properties of cast and heat treated Ti-6Al-4V alloy for anatomic hip prostheses", *Biomaterials*, Vol. 8, pp. 223-227.
- [2] - Humphreys, P. K., Orr, J. F., Bahrani, A. S., 1990, "Testing of total hip replacements: endurance tests and stress measurements Part 1: endurance tests", *Proc. Instn. Mech. Engrs.*, Vol. 204, pp. 29-34.
- [3] - Humphreys, P. K., Orr, J. F., Bahrani, A. S., 1990, "Testing of total hip replacements: endurance tests and stress measurements Part 2: stress measurements", *Proc. Instn. Mech. Engrs.*, Part H., Vol. 204, pp. 35-41.
- [4] - Liao, K., Reifsnider, K. L., 1993, "A life prediction model for fatigue loaded composite femoral prosthesis", *Composite Materials for Implant Applications in the Human Body*, American Society for Testing Materials, pp. 72-85.
- [5] - Wright, T. M., Hood, R. W., Burstein, A. H., 1984, "Fatigue testing of total hip stems", *Biomaterials and Biomechanics*, P. Ducheyne, G. van der Perre and A. E. Aubert (Eds.), Elsevier Science Publishers B. V., Amsterdam, pp. 73-77.
- [6] - Viceconti, M., Toni, A., Giunti, A., 1994, "Influence of the embedding media on the results of standard in vitro fatigue tests on the femoral components", *Proc. Instn. Mech. Engrs.*, Part H., Vol. 208, pp. 131-137.
- [7] - BS 7251, Part 5; BS 7251, Part 6; ISO 7206-3 - Método para determinar a durabilidade da componente femoral, com e sem torção.
- [8] - Diogo, R., 2001, "Projecto de um simulador para ensaios de fadiga", *Seminário de Processos Tecnológicos*, Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade de Aveiro.