

INFLUÊNCIA DA RIGIDEZ MATERIAL DA PRÓTESE FEMORAL NAS MICROEXTENSÕES DESENVOLVIDAS NA SUPERFÍCIE DO FÉMUR

Vieira, A.¹, Reis, J.¹, Marques, A.T.², Simões, J. A.³

¹ Alunos do Mestrado em Engenharia Biomédica da Universidade do Porto

² Departamento de Engenharia Mecânica e Gestão Industrial da Universidade do Porto

³ Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro

RESUMO

Neste estudo foram comparadas microextensões desenvolvidas na superfície externa das faces lateral e medial de fêmures intacto e com implantes. Foram implantadas próteses de aço, alumínio e PTFE (politetrafluoretileno - Teflon®) em fêmures de ovelhas, tendo todas sido submetidas a igual carga compressiva. Verificou-se que a percentagem de carga transferida em cada uma das regiões do fémur dependia da rigidez da prótese, isto é, da geometria e do módulo de elasticidade do material. Com uma prótese de haste rígida registaram-se picos de extensão na zona distal, enquanto a zona proximal era sujeita a extensões mais baixas, sugerindo que, numa situação in vivo, a reabsorção óssea poderá ser maior nesta zona.

1 INTRODUÇÃO

A prótese de anca é a mais usada em cirurgia ortopédica. Em Portugal, estima-se que o número de artroplastias realizadas anualmente ronde os cerca de cinco mil [1]. Deve salientar-se que cerca de 10% poderão ser revisões devido ao insucesso das primeiras intervenções.

As próteses convencionais são fabricadas em crómio-cobalto ou em titânio. Estes materiais apresentam uma rigidez material superior à do tecido ósseo, constituindo um factor determinante no sucesso da artroplastia. Uma prótese de elevada rigidez provoca o efeito de *stress shielding*, ou seja, a prótese absorve a maior parte da transferência de esforços

sobre a articulação, protegendo o osso dessa "tarefa". Segundo a lei de Wolff, que dita que a forma das estruturas vivas é determinada pela sua função, o efeito referido reflecte-se sob a forma de reabsorção óssea, como resposta a um défice de carga. Cerca de 30% de tecido ósseo de um fémur pode desaparecer em 5 anos sem ser detectado radiograficamente. Numa fase mais tardia, este fenómeno provoca a laxação asséptica da prótese e pode comprometer o sucesso da intervenção cirúrgica. A reabsorção óssea na região calcar do fémur promove o afundamento da prótese dentro do canal femoral e/ou a realização de movimentos de rotação sobre si mesma, que podem

provocar a sua fractura ou a fractura do osso onde se encontra alojada [1].

Por outro lado, uma prótese rígida provoca movimentos relativos entre o osso e o implante de baixa amplitude, evitando assim a degradação da interface. Os micromovimentos constituíram o factor mecânico responsável pelo grande número de insucessos das próteses isoelásticas, que surgiram na tentativa de reduzir o *stress shielding*. Se por um lado, hastes flexíveis provocam um menor efeito de *stress shielding*, por outro, implicam elevadas tensões na interface devidas à grande amplitude dos micromovimentos ($>150\mu\text{m}$). As tensões na interface dependem dos níveis de carga, da geometria e materiais da prótese, do tipo de interface e das propriedades mecânicas do tecido ósseo [2]. A existência de micromovimentos na interface pode originar fenómenos de inflamação e formação de tecido fibroso [3], que numa fase mais tardia, traduzem-se na laxação asséptica da prótese.

A principal questão de projecto da prótese de anca reside numa incompatibilidade de soluções para determinados requisitos. O que pode ser ideal para prolongar a durabilidade do implante, pode precipitar um efeito indesejável. O ideal consiste em determinar o compromisso óptimo entre os diversos factores de conflito [1,4,5]. A figura 1 ilustra o conflito de projecto em função do material da componente femoral da prótese da anca [1].

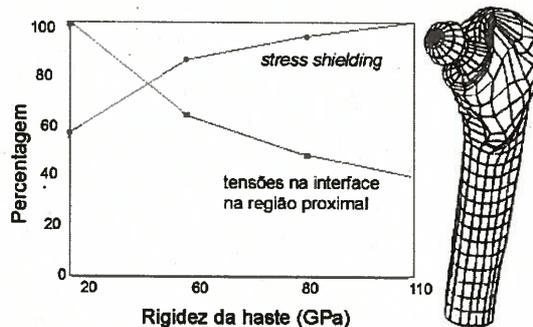


Fig 1 - Requisitos incompatíveis de projecto para a prótese de anca [1].

2 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

Os fêmures utilizados neste trabalho foram provenientes de um conjunto de três ovelhas de raça Merino Alentejano, com uma idade aproximada de quatro anos. Os fêmures, depois de se ter retirado todo o tecido muscular e tendinoso, foram macerados em água à temperatura ambiente durante quatro semanas, permitindo a decomposição da matéria orgânica. Durante este período, os ossos foram repetidamente limpos usando uma lâmina de bisturi e um elevador de perióstio de forma a retirar a totalidade das inserções ligamentosas, perióstio e cartilagem articular. Uma vez completo este processo, os ossos foram imersos em água oxigenada a 10 volumes, durante aproximadamente duas semanas, sendo depois secos ao sol.

A fase seguinte consistiu na colocação das próteses. Procedeu-se à recessão das cabeças femorais dos três ossos a serem implantados, seguindo-se a preparação da cavidade medular dos mesmos (figura 2), usando uma raspa de geometria idêntica às próteses inseridas. Um quarto fémur foi mantido intacto para servir de controlo. A fixação das próteses foi conseguida recorrendo a um sistema de resina de epóxido, formando a interface entre a prótese e o osso.



Fig 2 - Preparação da cavidade medular.

Três tipos de próteses, de igual geometria, mas de diferentes materiais, foram maquinadas recorrendo à tecnologia

de CAD/CAM. Tendo como referência as radiografias dos fêmures, a prótese modelo foi modelada usando a aplicação de CAD Powershape (Delcam, plc., Birmingham, U.K.) e maquinada num centro de maquinagem. As próteses foram fabricadas aço, alumínio e teflon, que permitiram aferir a influência da sua rigidez material nas extensões desenvolvidas sobre os periósteos do fêmures.

Cada conjunto osso-prótese (figura 3) foi fixo numa posição tão próxima da verificada numa condição *in vivo* e numa base de poliéster. Foram assinaladas as posições dos extensómetros nas faces lateral e medial dos fêmures. Tanto o posicionamento dos fêmures como a definição dos pontos de colagem dos extensómetros revelaram-se tarefas difíceis, dadas as diferenças anatómicas entre os espécimens. O prolongado tempo de cura do poliéster também aumentou a possibilidade de alteração da orientação inicial dos espécimens, tal como sucedeu, de facto, com o fémur implantado com a prótese de aço. Devido à pequena dimensão dos ossos, foram colados dois extensómetros em cada face medial e lateral, nas zonas proximal e distal da haste e orientados paralelamente ao eixo principal do fémur. A superfície foi preparada inicialmente com éter etílico, seguidamente lixada com uma lixa de granulometria 400 e por fim limpa novamente com éter [6]. As figuras 4 e 5 ilustram o fémur com a prótese colocada.

Os extensómetros foram colados com cianoacrilato e ligados em quarto de ponte de *Wheatstone*. Cada conjunto foi então posicionado numa máquina de ensaios da marca *Instron*® e submetidos a uma força compressiva de 400 N na direcção vertical. A velocidade de descida do punção foi de 1 mm/s, utilizando-se uma célula de carga de 1 KN. No início de cada ensaio, cada conjunto era pré-carregado com uma força de 5 N.

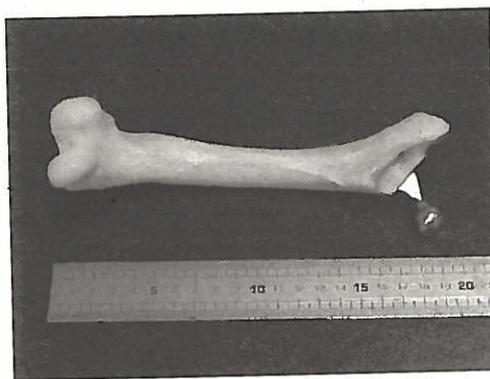


Fig 3 - Fémur implantado com prótese de aço.

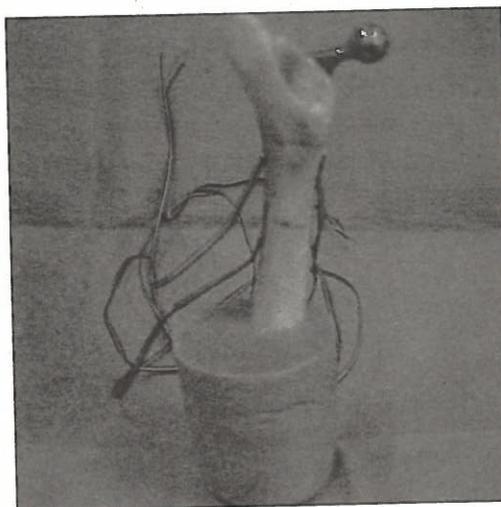


Fig 4 - Fémur de ovelha com prótese metálica.

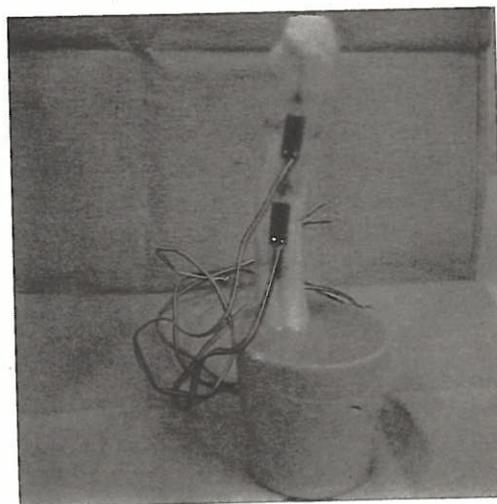


Fig 5 - Pormenor de localização dos extensómetros.

O valor aproximado da força compressiva máxima aplicada foi determinada com base no peso vivo médio de 30 kgf e em valores referidos por Bergmann *et al.* [7] para uma velocidade

de marcha de aproximadamente de 3,5 km/h (140% peso vivo).

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Comparando a inclinação relativa entre os fêmures com próteses, verificou-se que o fêmur com a prótese em aço apresentava uma inclinação ligeiramente diferente dos restantes conjuntos, o que se reflectiu nos resultados obtidos. Em todas as situações analisadas verificou-se a cedência do conjunto de um carregamento para o seguinte, diminuindo do segundo para o terceiro carregamento. Este facto explica-se pela acomodação da prótese dentro do canal femoral.

No caso da prótese em aço, uma diferença relativa na inclinação do osso de aproximadamente 10° promoveu uma maior diferença nas extensões observadas. Na curva carga-deslocamento verifica-se que foi necessário um deslocamento vertical de 2.22 mm (desvio padrão de 0,1) para se atingir a força de 400 N. A velocidade de descida do punção foi constante e igual a 1 mm/min. Na figura 6 é possível ver a distribuição das microextensões desenvolvidas ao longo do ensaio. Como seria de prever, as extensões apresentadas pelos extensómetros laterais foram sempre positivas; as mesmas nos extensómetros mediais foram sempre negativas. O extensómetro 4 (região lateral distal) foi o mais sujeito aos esforços de tracção, enquanto que o extensómetro 3 (região medial distal) foi o mais sujeito a esforços de compressão.

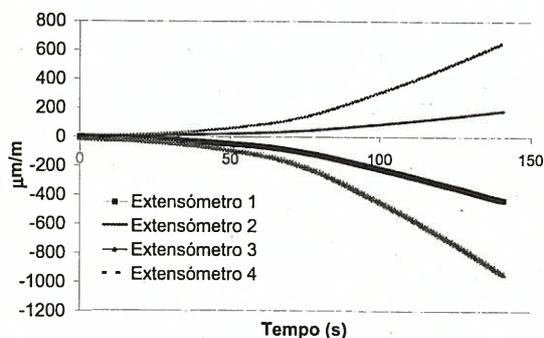


Fig 6 - Curvas de microextensão-tempo para o conjunto fêmur-prótese de aço.

Na curva carga-deslocamento, observada para o conjunto fêmur-prótese de alumínio, verificou-se um deslocamento vertical do punção de 0.56 mm (desvio padrão de 0,01) para se atingir a força de 400 N. Para este caso, observou-se que a curva carga-deslocamento do fêmur implantado aproximou-se da mesma curva para fêmur intacto.

Na figura 7 verifica-se que o fêmur com a prótese em alumínio apresentou um valor de microextensão positiva comparativamente mais elevada no extensómetro 4, assim como um maior valor de microextensão negativa no extensómetro 3.

A prótese em PTFE (*Teflon*[®]) mostrou-se inadequada ao tipo de solicitação. Embora a geometria das três próteses fosse igual, a rigidez do PTFE é muito inferior à rigidez do aço ou do alumínio, o que provocou a sua cedência prematuramente. De facto, verificou-se que a prótese cedeu sob uma carga de 80 N.

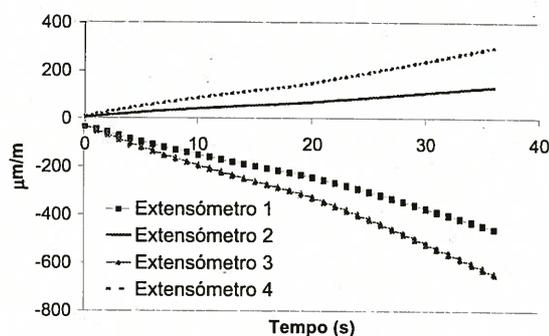


Fig 7 - Curvas de microextensão-tempo para o conjunto fêmur-prótese de alumínio.

Nos ensaios realizados com o fêmur intacto, a curva carga-deslocamento, apresentou um deslocamento vertical máximo de 0.4 mm (desvio padrão de 0,05) até se atingir a força de 400 N.

Ao contrário do que acontece com os fêmures implantados, no fêmur intacto (figura 8), verificou-se que o extensómetro 2 (região lateral proximal) foi o mais sujeito aos esforços de tracção, enquanto que o extensómetro 1 (região medial proximal) foi o mais sujeito a esforços de compressão.

A tabela 1 mostra as extensões máximas para cada conjunto de fémur-prótese e para o fémur intacto. Os resultados verificados evidenciam a constatação, também referenciado por outros autores em estudos similares ao realizado, de que uma prótese de maior rigidez relativa à do osso promove uma distribuição anormal de esforços à superfície externa do fémur.

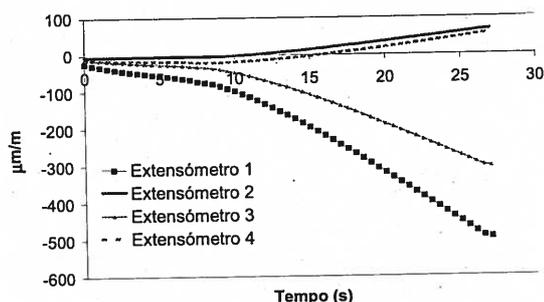


Fig 8 - Curvas de microextensão-tempo para o fémur intacto.

Tabela 1: Valores médios das extensões máximas ($\mu\text{m}/\text{m}$) medidas.

	Aço	Alumínio	Fémur
Medial-proximal	-438	-464	-484
Lateral-proximal	180	130	59
Medial-distal	-964	-642	-289
Lateral-distal	645	296	41

Nas regiões lateral proximal, medial distal e lateral distal verificou-se um incremento das extensões, quer de compressão, quer de tracção, agravada pela maior diferenciação de rigidez da prótese.

4. CONCLUSÕES

O presente trabalho teve como objectivo determinar a influência da rigidez de uma prótese de anca colocada num fémur na distribuição de extensões na superfície exterior do fémur. Para o efeito, testaram-se quatro fémures, três com próteses de igual geometria em aço, alumínio e PTFE e um fémur intacto.

O estudo permitiu verificar uma diminuição do esforço de compressão na região medial proximal em relação ao osso intacto, resultante da maior rigidez da prótese. Do mesmo modo, nas regiões medial distal e lateral distal verificou-se um aumento significativo dos esforços, quer em compressão, quer em tracção. Conclui-se que a percentagem de carga transferida em cada uma das regiões do fémur depende da rigidez da prótese, isto é, da geometria e do módulo de elasticidade do material. Com uma prótese de haste rígida registam-se picos de tensão na zona distal, enquanto a zona proximal é sujeita a menores esforços, o que pode promover, numa situação *in vivo*, a reabsorção óssea localizada nesta zona. Em relação à rigidez do conjunto, várias fontes de erro influenciaram negativamente a sua determinação. A fixação dos fémures num "copo" cheio com poliéster, assim como o sistema de fixação do copo na máquina de ensaios, revelou-se pouco fiável. Em futuras experiências, a base deverá ter faces planas, sendo importante manter a orientação do fémur durante a cura do meio de fixação, e assim garantir igual inclinação. Só com fémures bem fixos, orientados de igual forma, e com a mesma técnica de implantação da prótese é possível comparar correctamente diferentes soluções.

AGRADECIMENTOS

Diferentes pessoas e entidades contribuíram nos trabalhos conducentes à concretização deste estudo:

Ao Prof. Doutor António Torres Marques e Prof. Doutor José Simões que acompanharam e orientaram o trabalho de investigação.

À Unidade de Materiais Compósitos do Instituto de Engenharia Mecânica e Gestão Industrial.

Ao Departamento de Sanidade Animal e Vegetal da Universidade de Évora pela disponibilização dos fémures de ovelha.

À empresa Protosys, Porto, pela modelação das próteses usadas no âmbito deste estudo.

Ao Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro pela maquinação das próteses.

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

REFERÊNCIAS

- [1] - Simões, J. A. O., 1998, "Estudo da componente femural de uma prótese de anca de rigidez controlada", Tese de Doutoramento, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Porto.
- [2] - Huiskes, R., 1991, "Biomechanics of artificial joint fixation", In: Basic Orthopaedic Biomechanics, Mow V. C., Hayes W. C., (Eds.), Raven Press, New York, pp. 375.
- [3] - Stauffer, R. N., 1982, "Ten year follow-up study of total hip replacement, with particular reference to roentgenographic loosening of the components", J. Bone Joint Surgery, 64A, pp. 983.
- [4] - Huiskes, R., 1993, "Failed innovation in total hip replacement: Diagnosis and proposals for a cure", Acta Orthop. Scand., 64(6), pp. 699.
- [5] - Simões, J. A., Marques, A. T., Jeronimidis, G., 2000, "Design of a controlled-stiffness composite proximal femoral prosthesis", Comp. Sci. and Tech., Nº 60, pp. 559.
- [6] - Bulletin B-129-7, 1999, "Surface Preparation for Strain Gage", Micromasurement Group, Inc., Raleigh, U.S.A.
- [7] - Bergmann, G., Graichen, F., Rohlamn, A., 1999, "Hip joint forces in sheep", J. of Biomechanics, Nº 32, pp. 769.