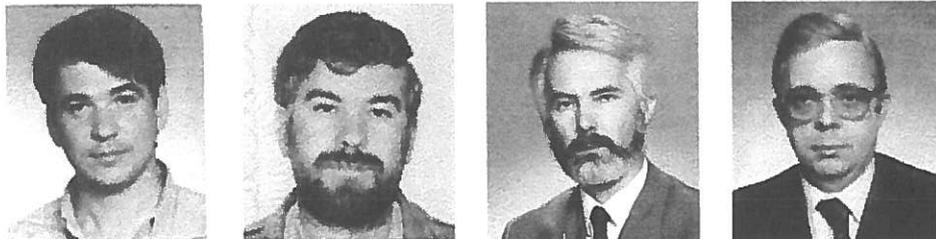


# INFLUÊNCIA DA RIGIDEZ DA PRÓTESE DA ANCA NA DISTRIBUIÇÃO DAS DEFORMAÇÕES NO FÉMUR

J. A. Simões<sup>1</sup>, M. A. Vaz<sup>2</sup>, J. S. Gomes<sup>2</sup>, A. T. Marques<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Secção Autónoma de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro

<sup>2</sup> Departamento de Engenharia Mecânica e Gestão Industrial da Universidade do Porto



## RESUMO

*Este estudo teve como objectivo a análise da alteração do campo das extensões na região proximal do fémur após a colocação de uma prótese da anca. Foram estudadas próteses com a mesma geometria mas maquinadas em diferentes materiais, designadamente aço ( $E=210$  GPa), alumínio ( $E=70$  GPa), compósito ( $E=10$  GPa) e poliuretano ( $E=1$  GPa). Foram utilizados dois fémures sintéticos instrumentados com extensómetros, um intacto e outro ressecado com uma prótese da anca semelhante à de Freeman. Aplicou-se uma carga de 1000 N na articulação, com o fémur colocado numa posição caracterizada por um ângulo de adução de  $10^\circ$  e um ângulo de flexão de  $0^\circ$ . Este estudo permitiu concluir que as próteses mais rígidas provocam um maior efeito de stress shielding na região calcar do fémur.*

## 1. INTRODUÇÃO

O projecto de uma prótese que provoque uma distribuição de deformações na região proximal do fémur idêntica à do fémur intacto é um desafio já abordado por muitos investigadores. As alterações na distribuição fisiológica das tensões no fémur podem provocar alterações biológicas no osso como osteopenia e hipertrofia, bem como a rotura da ligação estrutural osso-prótese. Muitos investigadores, utilizando o método dos elementos finitos (MEF), realizaram estudos sobre a influência dos materiais e formas de fixação no desvio das tensões fisiológicas do fémur. Algumas próteses foram construídas com módulo de elasticidade igual ao do osso cortical. Cook *et al.* (1980) utilizaram uma prótese da anca de Moore fabricada num compósito com módulo de elasticidade de 20 GPa, verificando que os níveis de deformação

no aspecto medial-proximal do fémur eram idênticos aos do fémur intacto. Huiskes *et al.* (1989) realizaram um estudo com uma prótese de Lord, com módulo de elasticidade de 17 GPa, sugerindo que as próteses de baixo módulo só reduzem o efeito de *stress shielding* (efeito que se traduz no bloqueio da transferência de tensões da prótese ao fémur) abaixo da zona proximal do fémur. Neste estudo, nota-se que a elasticidade da prótese não altera fortemente a distribuição das deformações na parte proximal do fémur.

Diegel *et al.* (1989) mediram as deformações longitudinais e circunferenciais num fémur com próteses construídas num compósito de polisulfona reforçada com fibra de carbono ( $E=72$  GPa), verificando que não havia qualquer diferença entre as extensões observadas entre as próteses compósitas e de aço inoxidável. Neste estudo apresenta-se uma

análise efectuada sobre a influência da rigidez material no efeito *de stress shielding* na região proximal do fémur.

## 2. FÉMURES E PRÓTESES UTILIZADAS NO ESTUDO

### 2.1 Fémur de material compósito

Este estudo foi realizado com modelos femurais sintéticos feitos de um material compósito. Os modelos utilizados são réplicas de fémures com um comprimento de 480mm e com uma diáfise com cerca de 30mm de diâmetro médio. Nestes modelos, o osso compacto é substituído por um material compósito de fibra de vidro, sob a forma de tecido com resina de epóxido, sendo o osso esponjoso constituído por uma resina de poliuretano.

### 2.2 Instrumentação dos modelos femurais com extensómetros eléctricos

Dois modelos compósitos, um intacto e outro ressecado, foram instrumentados com extensómetros do tipo CEA-06-125UN-350, com um *gauge factor* de 2.105, da Micro-Measurements Divison, Measurements Group, Inc. Foram colados vinte extensómetros, cinco em cada aspecto do fémur (medial, lateral, anterior e posterior). Na figura 1 mostra-se o fémur ressecado após ter sido instrumentado. Na figura 2 é esquematicamente identificada a localização dos extensómetros. As letras A, L, P e M designam os extensómetros colados, respectivamente, na parte anterior, lateral, posterior e medial do fémur. O nível da localização dos extensómetros é indicado por números, por ordem crescente, da zona proximal para a distal, e foram colocados de forma que a sua grelha ficasse alinhada com o eixo da diáfise do osso. Todos os extensómetros foram ligados em quarto de ponte num sistema de aquisição de dados (Solatron SI 35951B IMP) da Solatron Instruments.

### 2.3 Próteses analisadas

As próteses usadas no estudo são semelhantes à típica prótese da anca de Freeman. Foram maquinadas diversas próteses num sistema integrado de CAD/CAM DUCT 5.0® da empresa Delcam, Birmingham, Reino Unido.

Em termos geométricos, a prótese da anca de Freeman, não é uma prótese convencional (figura 3). Esta prótese contém uma geometria particular, que permite ao cirurgião efectuar a artroplastia da anca sem ressecar o colo do fémur. O procedimento cirúrgico é diferente do tradicional, talvez um pouco mais exigente.

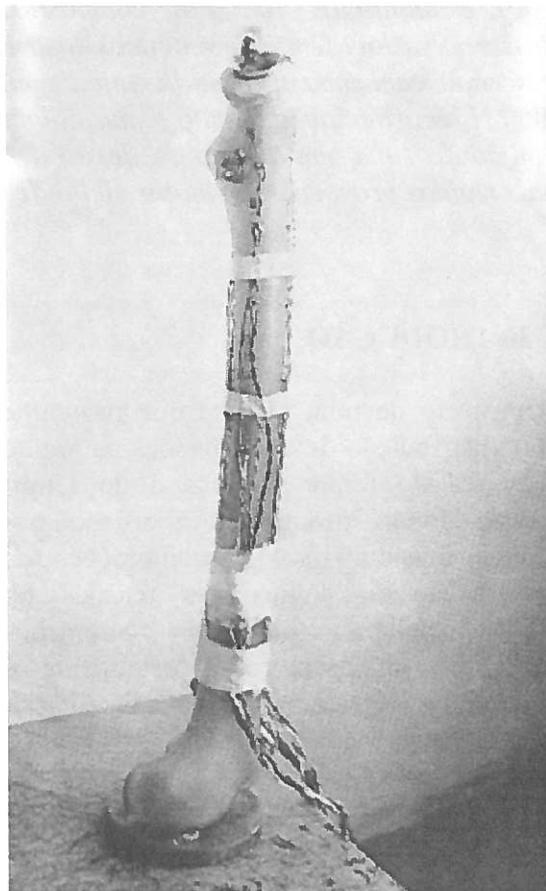


Figura 1 - Modelo femural ressecado após ter sido instrumentado.

A influência das condições de fixação na migração (deslocamento vertical) da

prótese (Braud e Freeman, 1990; Kroon e Freeman, 1992; Freeman e Plante-

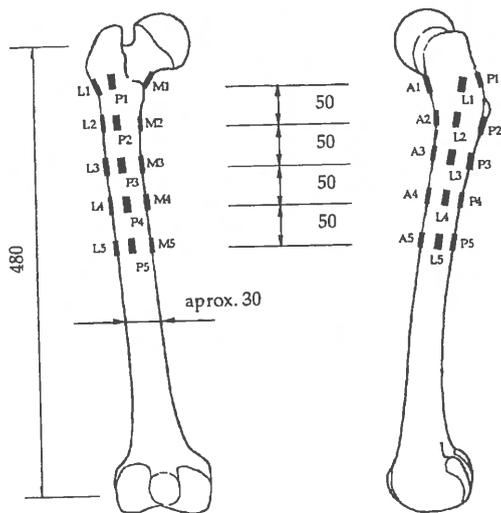


Figura 2 - Desenho esquemático da localização dos extensômetros no fêmur.

Bordeneuve, 1994) foi estudada através de várias experiências clínicas. Estes estudos mostram claramente que a prótese do tipo *press-fit* migra muito mais que a cimentada ou que a revestida a hidroxiapatite. A não preservação do colo do fêmur implica uma maior migração da prótese.



Figura 3 - Prótese da anca de Freeman.

Um estudo pormenorizado sobre a prótese da anca de Freeman foi realizado por

Taylor *et al* (1995b). Este estudo consistiu na determinação dos factores mecânicos responsáveis pela laxação asséptica a longo prazo da artroplastia da anca de Freeman. Os autores concluíram que as tensões no osso esponjoso, após a artroplastia, podem ser as responsáveis pela forma de migração da prótese. Taylor *et al* (1995b) também verificaram que as tensões no osso esponjoso eram idênticas, quer o fémur estivesse solicitado em flexão, ou em compressão. Este facto sugere que a componente vertical da força reactiva da articulação é a que domina o mecanismo da migração da prótese. A qualidade do osso esponjoso, em termos de propriedades mecânicas, altera o campo das deformações, não acontecendo o mesmo com o campo das tensões.

### 2.3.1 Geometria das próteses maquinadas

Na figura 4 mostra-se o desenho ortográfico do modelo da prótese utilizada no estudo. Este modelo é idêntico à prótese Freeman de tamanho 16 (esta designação corresponde ao diâmetro, em milímetros, da parte cilíndrica da prótese). A única diferença entre as próteses maquinadas, e a prótese de Freeman, está no facto de as primeiras não conterem um o furo na parte proximal-lateral, necessário para a sua extracção aquando de uma revisão. No caso das próteses maquinadas, a extracção era feita através de uma roscada que era aparafusada num furo existente segundo o eixo da prótese.

Os modelos foram maquinados em aço ( $E=210$  GPa), alumínio ( $E=70$  GPa), poliuretano de elevada densidade (Ureol,  $E=1$  GPa) e num compósito laminado de poliéster reforçado com tecido e manta de vidro ( $E=15$  GPa). Fizeram-se duas próteses, combinando materiais na parte distal e proximal dos modelos. A tabela 1 indica os modelos utilizados no estudo.

A parte proximal no modelo\_4 e modelo\_5 era aparafusada à parte distal. Na figura 5

são ilustradas as diferentes próteses utilizadas no estudo.

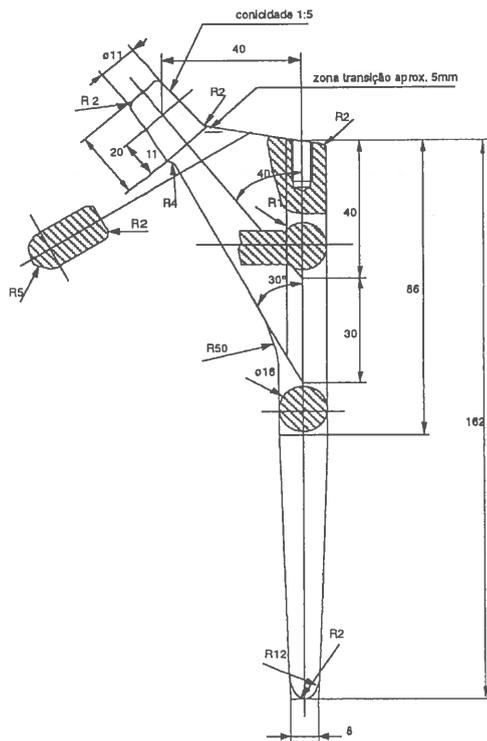


Figura 4 - Geometria da prótese modelo.

Tabela 1 - Modelos da prótese da anca usados no estudo experimental.

Modelo_Nº	Proximal	Distal
Modelo_1		Aço
Modelo_2		Alumínio
Modelo_3		Compósito
Modelo_4	Aço	Alumínio
Modelo_5	Alumínio	Poliuretano

### 3. SIMULADOR DA BIOMECÂNICA DA ANCA

Para a realização do estudo experimental foi projectada e fabricada uma estrutura quadrada e com elevada rigidez de forma a metálica de perfis tubulares, de secção quadrada e com elevada rigidez de forma a evitar qualquer deformação marginal no fémur que não fosse unicamente devida à carga. Neste simulador de carga a barra superior da estrutura possui montada uma célula de carga, dimensionada de modo

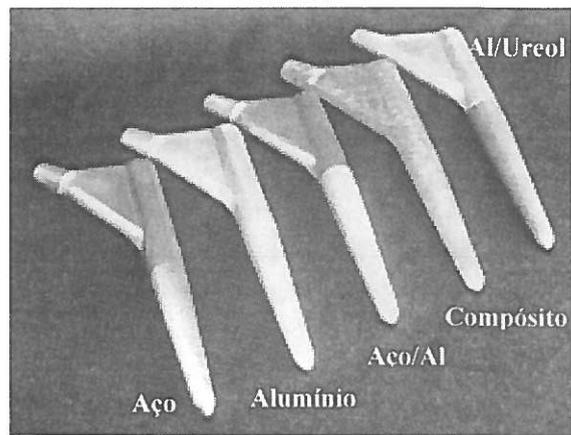


Figura 5 - Próteses modelos.

que o deslocamento a meio vão fosse reduzido sob o efeito de uma carga de 5kN. O suporte de fixação do fémur pelos cõndilos foi idealizado de modo a restringir o seu movimento, permitindo a sua colocação em qualquer posição relativamente à força exercida na articulação. Para simular as forças musculares, montou-se uma estrutura reticulada com roldanas, em posições definidas, por onde se passaram cabos de aço através dos quais se transmitiam as forças musculares. As forças eram exercidas por gravidade, através da colocação de pesos de chumbo nos extremos dos cabos.

A força na articulação era controlada através da célula de carga constituída com quatro extensómetros, dois colocados na direcção axial e dois na direcção circunferencial. Estes, foram colocados segundo meia ponte de Wheatstone de forma a eliminar qualquer efeito da flexão. A célula foi calibrada numa máquina de ensaios mecânicos e ligada a um sistema de leitura da Measurements Group, Raleigh, North Carolina (P3500).

Durante as medições das extensões, utilizou-se um extensómetro para a compensação dos efeitos de temperatura. Este extensómetro estava montado num fémur idêntico aos usados nos ensaios, e era do mesmo tipo dos colados no modelo.

#### 4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os ensaios foram realizados considerando unicamente a força na articulação, com o fémur colocado numa posição de adução de 10° e num ângulo de flexão 0°, idêntico ao estudo realizado em Otani *et al.* (1993). Devido à natureza comparativa do estudo em causa, e pelo facto de se ter observado uma distribuição das extensões no fémur idêntica, simulando, ou não, os músculos, não nos pareceu necessária a realização do estudo com a inclusão dos mesmos. A simulação foi realizada com o fémur intacto e com a prótese. As próteses foram introduzidas e extraídas do fémur sem o retirar do simulador, de forma a manter o seu posicionamento em todos os ensaios. As próteses foram solicitadas com uma carga vertical de 1kN. A figura 6 ilustra os resultados obtidos para as diferentes próteses.

A distribuição das extensões para as diferentes próteses foi semelhante à verificada noutros estudos (Otani *et al.*, 1993; McNamara *et al.*, 1996; Svensson *et al.*, 1977). Nestes, verifica-se que as extensões provocadas pelo conjunto fémur-prótese se aproxima das provocadas no fémur intacto apenas na região onde não existe contacto entre a prótese e o fémur. Este facto não foi observado no nosso estudo porque não houve a preocupação de corrigir o ponto de aplicação da carga na cabeça da prótese por forma a reproduzir a solicitação do fémur intacto. A figura 7 ilustra esquematicamente a diferença entre as duas situações simuladas.

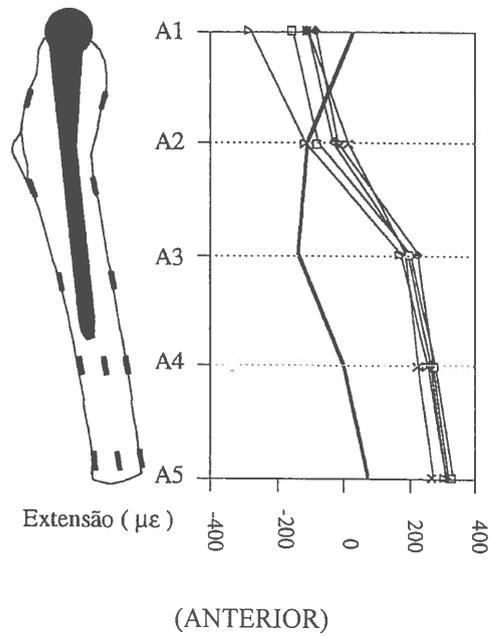
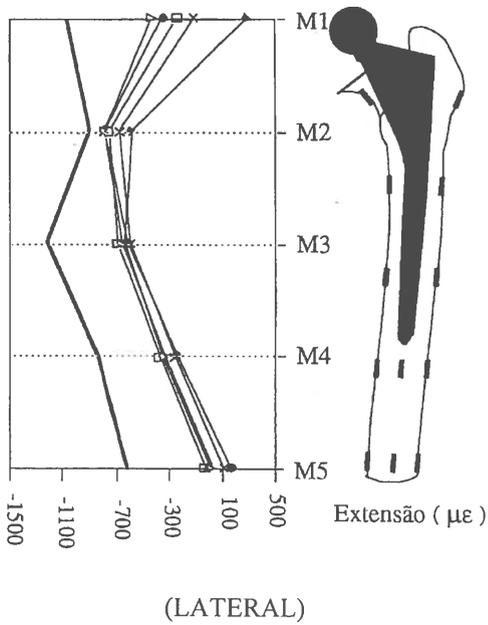
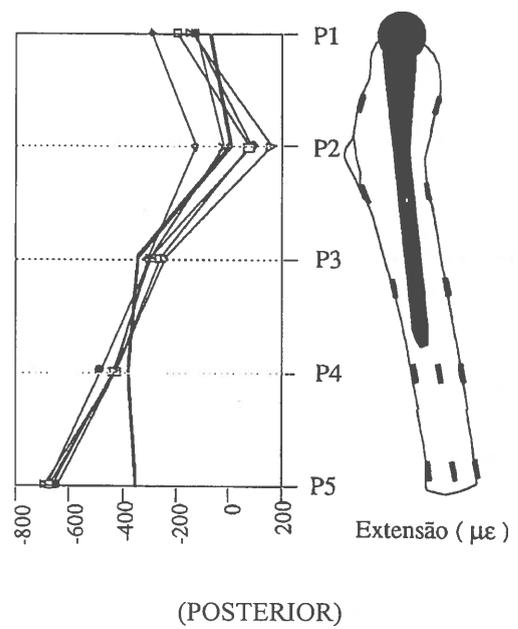
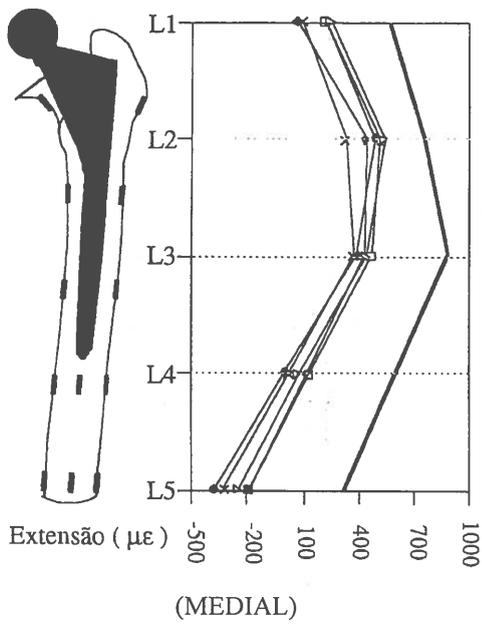
A distância relativa da aplicação da carga para as duas situações provocou as diferenças observadas na parte distal do fémur (extensómetros na região 4 e 5) devido ao maior momento de flexão aplicado ao fémur intacto.

No plano frontal, a tendência da distribuição das extensões foi semelhante entre o fémur intacto e o fémur com prótese. No que se refere ao plano sagital

foi verificada alguma diferença na parte posterior do fémur.

Todas as próteses provocaram entre si uma distribuição de extensões semelhante, o que também foi verificado por outros autores (Otani *et al.*, 1993; McNamara *et al.*, 1996), existindo algumas diferenças na região calcar do fémur. Nesta, o efeito de *strain shielding* (analogamente ao efeito de *stress shielding*) provocado pelas diferentes próteses é mais pronunciado, sendo as próteses mais rígidas aquelas que mais *strain shielding* provocam. Na região calcar do fémur (M1), verificou-se que a prótese de alumínio provocou o menor valor das extensões, contrariando a tendência de que as próteses mais rígidas são aquelas que menores extensões provocam. Este efeito foi observado na parte lateral do fémur, mas de forma menos pronunciado, resultando do facto da prótese ter dimensões ligeiramente inferiores às outras. Verificou-se que esta prótese era facilmente introduzida e extraída da cavidade preparada no fémur, não acontecendo o mesmo com as outras. Para extrair a prótese de alumínio era necessária uma força de cerca de 100 N contra os 300 N necessários para as outras. A forma como a prótese de alumínio era alojada dentro do fémur, encontrando-se parcialmente solta, pareceu-nos ter alterado a transferência da carga, provocando um maior efeito de *strain shielding* na região calcar do fémur. McNamara *et al.* (1996) comparando as extensões provocadas por uma prótese do mesmo tipo montada por interferência (*press-fit*) e uma prótese colada, verificaram que na montagem em *press-fit* se obtinham maiores extensões, quer na parte medial, quer na parte lateral do fémur. Este efeito foi também observado com a prótese de alumínio.

Determinou-se quantitativamente o *strain shielding* (ss) que cada prótese provocou em cada extensómetro com base nas extensões medidas ( $\epsilon_{\text{intacto}}$  e  $\epsilon_{\text{c/ prótese}}$ ) na forma



- Fémur
- Compósito
- x— CrCo
- CrCo - Alumínio
- Alumínio
- △— Alumínio - Poliuretano

Figura 6 – Distribuição das extensões no fémur induzidas pelas próteses.

$$SS = \frac{\epsilon_{int\ act} - \epsilon_{prótese}}{\epsilon_{int\ act}} \times 100\% \quad (1)$$

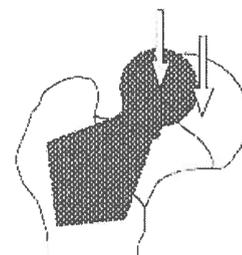


Figura 7 - Forma como a carga era simulada para as diferentes situações.

O efeito de *strain shielding* foi observado com todas as próteses e em todos os aspectos do fêmur, e foi mais significativo na região calcar. A figura 8 ilustra o valor de *strain shielding* obtido na parte medial e lateral do fêmur. Observou-se que o *strain shielding* era bastante pronunciado na região calcar do fêmur. Embora se verifiquem quantidades consideráveis de *strain shielding* na região distal da prótese, esta deve-se fundamentalmente à forma como a prótese algum *strain shielding* na região do fêmur foi solicitada. Todavia, verifica-se sempre algum *strain shielding* na região abaixo da ponta distal da prótese (Otani *et al.*, 1993), e é em parte por este motivo, que frequentemente se observa uma hipertrofia do cortex do fêmur nesta região em pacientes com próteses.

A quantidade de *strain shielding* que se obteve na região calcar do fêmur para a prótese compósita e para a de aço foi de 67% e 90% respectivamente, validando a hipótese de que as próteses mais rígidas são aquelas que maior *strain shielding* provocam. Claes *et al.* (1983) obtiveram uma redução de *strain shielding* de 55% e 73% com uma prótese compósita (carbono-carbono com módulo de elasticidade de 76 GPa) e com uma prótese de aço inoxidável respectivamente. O mesmo efeito foi observado por Otani *et al.* (1993), tendo obtido um *strain shielding* de 36% com uma prótese compósita de carbono ( $E=18.6$  GPa), 81% com uma prótese de aço inoxidável e 83% com uma prótese de titânio.

É contudo curioso que combinando um material mais rígido com um menos rígido (prótese de CrCo-alumínio e alumínio-poliuretano), a quantidade de *strain shielding* diminua devido à existência de um material mais flexível na região distal da prótese. Relativamente à prótese de CrCo, a prótese de CrCo-alumínio reduziu o *strain shielding* em 13%. Comparativamente à prótese de alumínio, a redução provocada pela prótese de alumínio-poliuretano foi de 52%. O facto

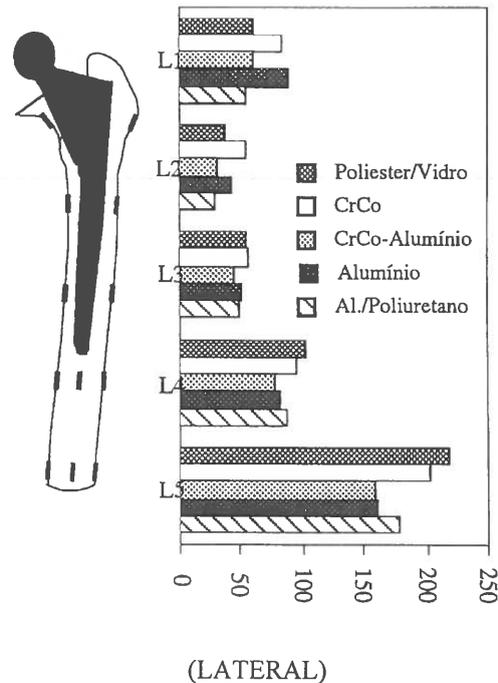
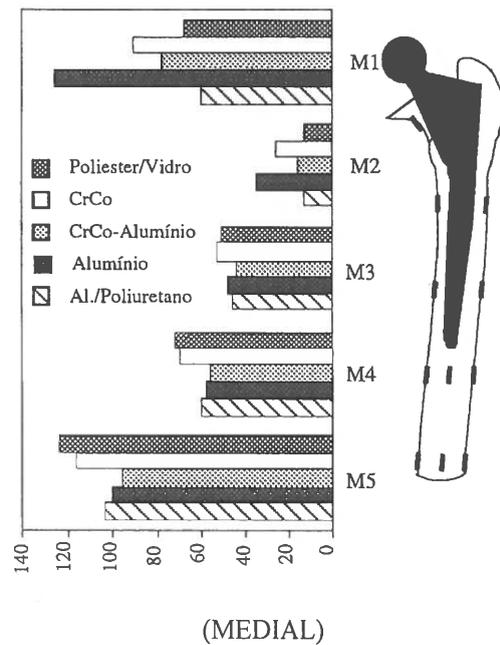


Figura 8 - Influência da rigidez da prótese em termos de *strain shielding*.

do poliuretano ter um módulo de elasticidade de cerca de 1 GPa, fez com que a prótese actuasse como uma prótese curta. No entanto, esta constatação não nos permite afirmar que as próteses curtas provoquem um *strain shielding* menos pronunciado que o provocado pelas próteses de haste comprida (McNamara *et al.*, 1996). Teoricamente, a prótese de

alumínio-poliuretano deveria transferir mais carga na parte distal da prótese, o que não foi verificado neste estudo. Esta constatação leva a concluir que a geometria proximal deste tipo de prótese domina o mecanismo de transferência de carga. Provavelmente outro tipo de prótese, com uma geometria proximal mais convencional, permitiria uma maior transferência de carga nesta mesma região.

## 5. CONCLUSÕES

A utilização de fêmures sintéticos, em detrimento de fêmures cadavéricos, para estudos comparativos do desempenho de próteses da anca em termos de *stress shielding* são uma boa alternativa.

Verificou-se que as próteses mais rígidas provocam um maior efeito de *strain shielding* na região calcar do fêmur, sendo esta constatação observada clinicamente. A prótese de alumínio foi a que provocou o desvio mais acentuado ao campo fisiológico das extensões do fêmur intacto. Este facto foi verificado e deveu-se fundamentalmente às características de maquinabilidade do alumínio. Embora o programa utilizado na sua fabricação fosse o mesmo, as dimensões finais da prótese eram inferiores às outras próteses. Esta alteração de geometria consicionou a transferência de carga, e daí o maior efeito de *stress shielding* verificado na parte medial e lateral da região proximal do fêmur. As próteses (CrCo-alumínio e alumínio-poliuretano) cuja parte distal era constituída por um material mais flexível induziram um efeito menos acentuado de *strain shielding*.

Para além do tipo de material da prótese, a utilização de uma prótese híbrida também condiciona transferência de carga na articulação do fêmur. A geometria da prótese e o método de fixação na interface osso-implante são parâmetros relevantes na caracterização do estado de tensão (deformação) no fêmur, e podem implicar

um maior ou menor efeito de *strain/stress shielding*. Todavia, o facto de utilizar uma prótese da anca do tipo intramedular não permite evitar a reabsorção óssea na região calcar do fêmur, sendo este fenómeno fortemente dependente da geometria da prótese.

## 6. AGRADECIMENTOS

Gostariamos de agradecer ao Dr. Carlos Relvas e ao Eng<sup>o</sup> José Carlos o apoio prestado na modelação e maquinação das próteses modelos utilizadas neste estudo.

## 7. REFERÊNCIAS

Braud, P., Freeman, M. A. R., "The effect of retention of the femoral neck and of cement upon the stability of a proximal femoral prosthesis", *J. Arthroplasty*, 5, s. 5, 1990.

Christel, P., Meunier, A., Leclerq, S., "Development of a Carbon-Carbon hip prosthesis", *J. Biomed. Mater. Res., Applied Biomaterials*, 21, (A2), pp. 191, 1987.

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*, P. Vincenzini, (Ed.), pp. 243, 1983.

Cook, S. D., Klawitter, J. J., Weinstein, A. M., "The influence of design parameters on calcar stresses following femoral head arthroplasty", *J. Biomed. Mater. Res.*, 14, pp. 133, 1980.

Diegel, P. D., Daniels, A. U., Dunn, H. K., "Initial effect of collarless stem stiffness on femoral bone strain", *J. Orthop.*, 4, 2, pp. 173, 1989.

Freeman, M. A. R., Plante-Bordeneuve, P., "Early migration and late aseptic failure of

proximal femoral prostheses", *J. Bone Joint Surg.*, 76B, pp. 432, 1994.

Huiskes, R., Weinans, H., Dalstra, M., "Adaptive bone remodeling biomechanical design considerations for noncemented total hip arthroplasty", *Orthopaedics*, 12, pp. 1255, 1989.

Kroon, P. O., Freeman, M. A. R., "Hydroxyapatite coating of hip replacements", *J. Bone Joint Surg.*, 74B, pp. 618, 1992.

McNamara, B. P., Viceconti, M., Cristofolini, L., Toni, A., Taylor, D., "Experimental and numerical pre-clinical evaluation relating to total hip arthroplasty", *Second International Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, J. Middleton (Ed. ), Gordon e Beach, The Netherlands, pp. 1, 1996.

Otani, T., Whiteside, L. A., White, S. E., "Strain distribution in the proximal femur with flexible composite and metallic femoral components under axial and torsional loads", *J. Biomed. Mat. Res.*, 27, pp. 575, 1993.

Svensson, N. L., Valliappan, S., Woods, R. D., "Stress analysis of the human femur with implanted Charnley prosthesis", *J. Biomech.*, 10, pp. 581, 1977.

Taylor, M., Tanner, E., Freeman, M. A. R., "Cancellous bone stresses surrounding the femoral component of a hip prosthesis: An elastic-plastic finite element analysis", *Medical Engineering and Physics*, 17 (7), pp. 544, 1995.

