

INFLUÊNCIA DOS MÚSCULOS NA CARACTERIZAÇÃO DO CAMPO DAS DEFORMAÇÕES NUM FÉMUR COMPÓSITO

J. A. Simões¹, M. A. Vaz², J. S. Gomes², A. T. Marques²

¹ Secção Autónoma de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro

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



RESUMO

Este estudo teve como objectivo a análise da distribuição das extensões no perióstio do fémur intacto. A análise foi efectuada recorrendo à extensometria eléctrica e usando um modelo femural sintético. Os resultados obtidos permitem concluir que o fémur é normalmente sujeito a um estado de tensão (deformação) característico de uma solicitação de compressão, o que contraria a opinião de diversos autores que indicam a flexão como solicitação predominante. Uma distribuição de extensões característica de compressão no fémur pode ser obtida simulando a acção do grupo de músculos abdutores, vasto lateral e psoas-iliaco, e é consistente com a geometria típica do fémur.

1. INTRODUÇÃO

O estudo da biomecânica humana, nomeadamente da articulação da anca, é bastante complexo. Imensos estudos foram realizados para simular o sistema de forças envolvidas nesta articulação. A simulação das forças na locomoção do corpo, principalmente quando este é apoiado por uma só perna, é a situação mais estudada. Dos mais variados estudos publicados sobre a biomecânica da anca, verifica-se que existe uma variedade de diferentes simulações, tornando-se difícil seleccionar qual a que simula correctamente, ou mais aproximadamente, o sistema de forças relevantes da articulação da anca. Muitos estudos foram realizados para determinar as forças que actuam e são transmitidas pelas diferentes estruturas anatómicas do esqueleto humano. Parte destes foram feitos sobre a anca (Olson et al., 1972; Paul, 1965; Pohtilla, 1969; Seireg et al., 1973; 1975; Sorbie et al., 1964), no

entanto, muito poucos foram os autores que obtiveram resultados quantitativos de forças que actuam no sistema muscular da anca (Jensen et al., 1971; Olson et al., 1972; Pohtilla, 1969; Sorbie et al., 1964). Parte destes estudos, são limitados a um único plano anatómico, normalmente o plano frontal, incluindo também poucos músculos (Inman, 1947; Olson, 1972; Paul, 1965; Pohtilla, 1969; Sorbie et al., 1964). Seireg et al. (1973; 1975) foram provavelmente os primeiros a descreverem um modelo tridimensional do sistema muscular do membro inferior. Estes autores apresentaram dados sobre os pontos de fixação de quinze músculos retirados de ilustrações anatómicas. Dostal et al. (1981) apresentaram o estudo mais completo sobre a biomecânica da anca. Neste estudo os autores apresentaram um modelo tridimensional da orientação de vinte sete músculos com as respectivas coordenadas de localização no fémur e na pélvis. A maioria dos estudos *in vitro* sobre a biomecânica da anca foram realizados com

o fémur solicitado predominantemente em flexão, sem que os autores justificassem o porquê desta consideração. A intensidade e orientação das forças também é, de certa forma, arbitrária. Na maioria dos estudos, o fémur é simplesmente solicitado com a força reactiva da articulação e, nalguns casos, com a força dos músculos dos abdutores, induzindo um campo de tensões tipicamente de flexão (Tensi *et al.*, 1989; Prendergast e Taylor 1990; Huiskes 1990; Verdonschot *et al.*, 1993). Estes estudos sugerem que a configuração de forças estudada pode não ser realística numa condição *in vivo*. Os resultados destes autores mostram que o fémur é submetido a elevadas tensões de compressão no aspecto medial e de tracção no aspecto lateral, estas ligeiramente inferiores às de compressão. Verifica-se também que as tensões na parte anterior e posterior do fémur são praticamente nulas, contrariando a lei de Wolff (Wolff, 1989), que diz que o osso se reconstitui de forma a uniformizar os níveis de tensão.

Por este motivo, a análise da possibilidade da acção dos músculos reduzir o momento flector foi estudada por muitos autores. Rohlmann *et al.* (1983) combinaram o método dos elementos finitos com um estudo experimental e verificaram que o trato ílio-tibial reduzia a flexão no plano frontal do fémur. Muniñ *et al.* (1992) confirmaram com um estudo *in vivo* que os músculos actuam de modo a reduzir a componente de flexão. Mittlemeier *et al.* (1994) combinaram o método dos elementos finitos com um modelo de remodelação do tecido ósseo e compararam os resultados obtidos com secções transversais de fémurs *ex vivos*. Estes autores obtiveram uma excelente correlação de resultados aplicando os músculos abdutores em conjunto com forças de compressão e torção, e concluíram que os músculos são importantes na determinação da morfologia característica do fémur.

Taylor *et al.* (1995) efectuou um estudo por elementos finitos onde mostra que o fémur é predominantemente solicitado em compressão. Neste estudo é comparada a distribuição das deformações na diáfise do fémur intacto solicitado em compressão e em flexão. A solicitação predominante de compressão foi realizada usando os abdutores, o vasto lateral e o ilíaco-psoas. Este trabalho permitiu concluir que o campo das deformações obtido em compressão é mais consentâneo com a geometria característica do fémur.

O objectivo do estudo apresentado consistiu na análise do campo das extensões características no periósteo do fémur, solicitando este com uma configuração de forças provocando flexão e compressão.

2. FÉMUR DE MATERIAL COMPÓSITO

O presente estudo foi realizado com modelos femurais sintéticos de material compósito. Este tipo de modelos têm sido utilizados na realização de estudos experimentais (Szivek *et al.*, 1990; Otani *et al.*, 1993; Pawluk *et al.*, 1984; Cristofolini *et al.*, 1995), e foram adquiridos à Sawbones[®] Europe. Trata-se de réplicas de fémurs com comprimento de 480mm e cerca de 30mm de diâmetro médio da diáfise. Nestes modelos, o osso compacto é constituído por um material compósito de fibra de vidro, sob a forma de tecido balanceado, impregnado em resina de epóxido, com cerca de 5mm de espessura média. O osso esponjoso consiste numa resina de poliuretano. Algumas propriedades mecânicas destes modelos, segundo dados do fabricante, são semelhantes às de fémurs *in vivo*. Na tabela 1 são apresentadas as características mecânicas dos fémurs compósitos utilizados neste estudo.

Na figura 1 é apresentado o corte frontal de um fémur compósito utilizado no estudo, onde se pode observar a razoável semelhança em termos de geometria com um fémur natural, embora a espessura na região de fixação do médio glúteo e pequeno glúteo seja maior que o normal.

Tabela 1 - Propriedades mecânicas do fémur compósito (dados do fabricante).

Fibra de vidro com resina epóxido (Osso compacto)	
Módulo em tracção (GPa)	18.6
Resistência em tracção (MPa)	172
Resistência em flexão (MPa)	275
Módulo em flexão (GPa)	14.2
Dureza (Shore)	D80
Coefficiente de Poisson	0.3
Resina de poliuretano (Osso esponjoso)	
Módulo em tracção (GPa)	7.0
Resistência em tracção (MPa)	3.4 - 10.3
Resistência em compressão (MPa)	4.8 - 13.8

3. INSTRUMENTAÇÃO DO FÉMUR

Instrumentou-se um fémur compósito intacto com extensómetros do tipo CEA-06-125UN-350, com "gauge factor" de 2.105, da Micro-Measurements Division, Measurements Group, Inc. Foram colados

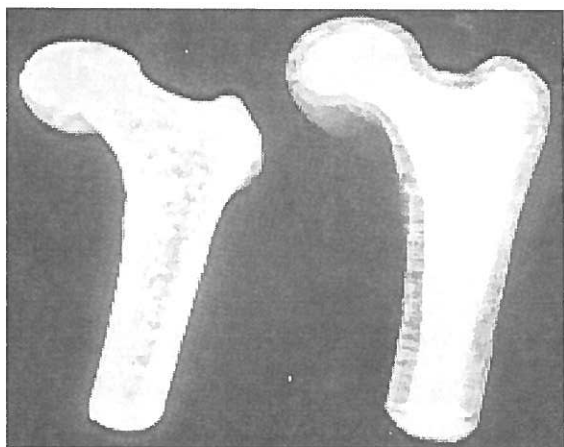


Figura 1 - Corte frontal de um fémur compósito e cadavérico.

vinte extensómetros, cinco em cada aspecto do fémur (medial, lateral, anterior

e posterior). As zonas de colagem dos extensómetros foram lixadas com uma lixa fina (vulgar lixa de água), e desgorduradas posteriormente com álcool etílico. A colagem dos extensómetros foi realizada com uma cola do tipo cianoacrilato (*methyl-2-cyanoacrylate*). Simultaneamente foi efectuada a colagem dos elementos de suporte de soldadura dos cabos destinados à transmissão de sinais eléctricos para a ponte. A figura 2 mostra o modelo femural instrumentado utilizado no estudo.

Na figura 3 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 à distal, como se indica na figura 3, e foram colocados de forma que ficassem alinhados com o linha axial da diáfise do osso. Por fim estes foram ligados a um sistema de aquisição de dados (Solartron SI 35951B IMP) da Solartron Instruments. A estabilidade do sinal de cada extensómetro foi testada, tendo-se verificado uma variação de $\pm 2\mu\epsilon$ em cerca de 2 horas, valores perfeitamente aceitáveis.

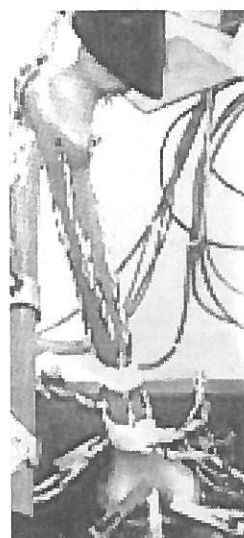


Figura 2 - Modelo femural instrumentado.

4. SIMULADOR DA BIOMECÂNICA DA ANCA

Para a realização do estudo projectou-se e construiu-se um simulador da biomecânica

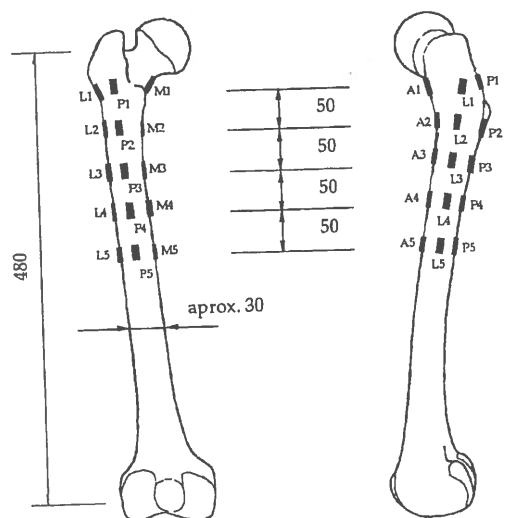


Figura 3 - Desenho esquemático da localização dos extensómetros no fémur.

da anca. O simulador é composto por uma estrutura metálica de perfis tubulares de secção quadrada com elevada rigidez, como se representa na figura 4. O suporte de fixação do fémur pelos côndilos foi idealizado de modo a restringir o seu movimento, mas permitindo variar o seu posicionamento relativamente à força exercida na articulação. Para exercer as forças musculares, foi montada uma estrutura reticulada com roldanas e cabos de aço, através dos quais se transmitiam as respectivas forças "musculares". As forças nos cabos eram exercidas por gravidade, recorrendo à suspensão de pesos de chumbo, como se pode observar na figura 4.

A força da articulação era controlada através de uma célula de carga projectada e dimensionada para o efeito. A força exercida era determinada através das microextensões ($\mu\epsilon$) medidas na parede da célula de carga por quatro extensómetros, dois colocados na direcção axial e outros dois na direcção

circunferencial. Os extensómetros foram montados em meia ponte de Wheatstone de forma a eliminar qualquer efeito de flexão. Na compensação de temperatura utilizou-se um extensómetro montado num fémur idêntico aos usados nos ensaios.



Figura 4 - Simulador experimental da biomecânica da anca.

5. SIMULAÇÃO DO SISTEMA DE FORÇAS MUSCULARES

Este estudo foi baseado em trabalhos realizados por diversos autores. Três configurações distintas de forças foram utilizadas. A primeira configuração de cargas simulada foi idêntica aos estudos publicados por Tensi *et al.* (1989), Huiskes (1990), Prendergast e Taylor (1990), Verdonschot *et al.* (1993) e Taylor *et al.* (1995a). No primeiro caso, o sistema de cargas era constituído pela força da articulação e pelos abdutores aplicados no grande trôncanter. Na segunda configuração de forças analisadas, o ângulo da força na articulação foi aumentado de 13° para 21° , e foram incluídas também as forças dos músculos vasto lateral e do ilíaco-psoas (Taylor *et al.*, 1995a). Por último, a terceira configuração de cargas foi simulada com o fémur posicionado num ângulo de adução de 20° . Na figura 5 é ilustrada esquematicamente as forças da segunda configuração implementada no estudo experimental. Na tabela 2 são apresentadas as coordenadas vectoriais das

forças relativamente ao referencial da figura 5.

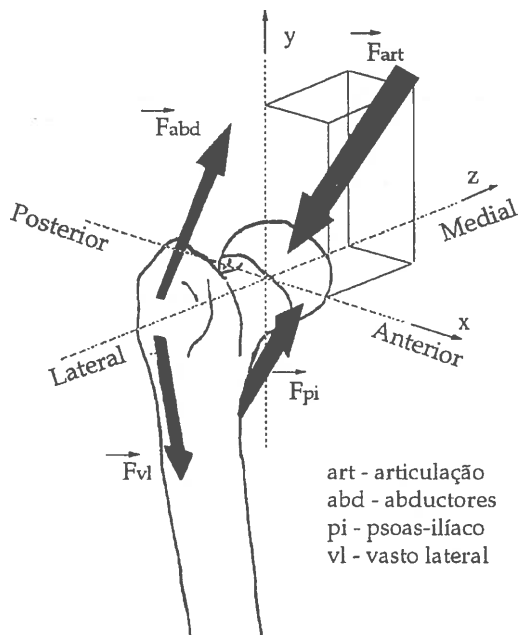


Figura 5 - Sistema de forças musculares utilizadas na segunda configuração de cargas do estudo experimental.

Tabela 2 - Coordenadas vectoriais das forças simuladas.

Coordenada	X	Y	Z	Resultante (N)
CONFIGURAÇÃO 1				
Articulação	-0.171	-2.8	-0.61	2872
Abdutores	0	1.16	0.43	1237
CONFIGURAÇÃO 2				
Articulação	-0.13	-2.8	-1.062	2997
Abdutores	0	1.16	-0.43	1237
Vasto lateral	0	-1.2	0	1200
Psoas-iliaco	0.56	0.525	0.078	771
CONFIGURAÇÃO 3				
Articulação	-0.171	-2.8	-0.61	2872

Para orientar os cabos segundo a força muscular, determinou-se a intersecção de uma recta com origem no ponto de inserção do músculo e direcção do vector força com a parte superior (ilíaco-psoas e abdutores) ou inferior (vasto lateral) do simulador. Os ensaios foram realizados considerando as três configurações de cargas definidas. A primeira configuração

de cargas provoca no fémur um campo de tensões predominantemente de flexão. A segunda configuração provoca um campo de tensões de compressão. A terceira configuração de cargas foi simulada para aferir se a hipótese de que aumentando o ângulo de adução da carga na articulação permite obter um campo de tensões idêntico ao obtido usando os músculos abdutores. Todos os ensaios foram realizados com uma força na articulação de 700 N. As forças exercidas pelos músculos foram determinadas em função da força da articulação. Na tabela 3 pode ver-se a intensidade valor das forças utilizadas para cada configuração de cargas.

Tabela 3 - Forças musculares simuladas.

	Articulação	Abdutores	Vasto lateral (N)	Psoas-iliaco
Configuração 1	700	300	—	—
Configuração 2	700	280	280	170
Configuração 3	700	—	—	—

A figura 6 ilustra a forma como foi simulada a segunda configuração de cargas.

Na figura 7 ilustra-se a distribuição das extensões obtida para a parte medial, lateral, anterior e posterior do fémur e para as diferentes configurações de cargas.

A análise do campo das extensões obtido para as diferentes configurações de cargas mostra-nos a relevância dos músculos na diminuição do valor das extensões. Efectivamente, nota-se uma acentuada diminuição das extensões quando se inclui o efeito dos músculos abdutores. Este efeito é ainda mais notório quando se inclui na simulação o vasto lateral e o psoas-iliaco. Tendo em consideração os maiores valores das extensões na parte medial, lateral, posterior e anterior do fémur, a tabela 4 mostra-nos, em termos percentuais, o aumento das extensões no fémur para as configurações de cargas 1 e

3 relativamente às extensões verificadas para a segunda configuração de cargas.

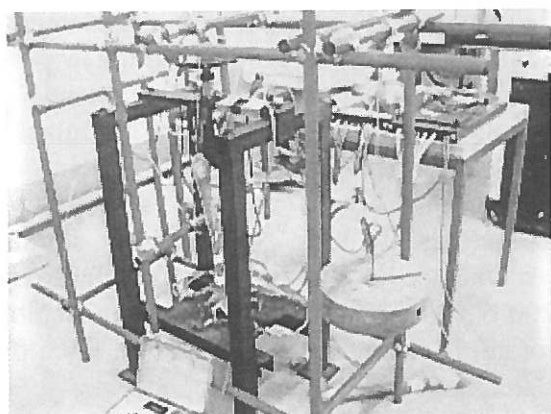


Figura 6 - Simulação do sistema de forças da configuração 2.

Tabela 4 – Aumento percentual das extensões no fémur relativamente à segunda configuração de cargas.

	Configuração 1	Configuração 3
Medial	24%	43%
Lateral	14%	52%
Posterior	27%	33%
Anterior	41%	37%

Comparando as extensões obtidas entre as configurações de cargas 1 e 3, verificam-se que são semelhantes em termos de distribuição. No plano sagital do fémur, são quantitativamente muito aproximadas. Esta observação em parte valida o pressuposto de que o aumento do ângulo de adução do fémur permite introduzir o efeito dos músculos abdutores na caracterização do campo das extensões no perióstio do fémur (Panjabi *et al.*, 1985; Diegel *et al.*, 1989; Delecrin *et al.*, 1989; Weinans *et al.*, 1990; Huiskes, 1990; McKellop *et al.*, 1991), contrariando o concluído por Cristofolini *et al.* (1995). A figura 8 ilustra a comparação da distribuição das extensões nos quatro aspectos do fémur para cada configuração de cargas simulada. Verifica-se que a inclusão do vasto lateral e do psoas-íliaco

diminui significativamente as extensões, e consequentemente, a componente de flexão das cargas a que o fémur é normalmente sujeito. Assim, a configuração do sistema de forças simulado de acordo com o especificado na configuração 2 é mais consentâneo, de acordo com a lei de Wolff, com a geometria típica do fémur (Taylor *et al.*, 1995). Como a diferença relativa entre as extensões em cada aspecto do fémur é menor, parece-nos ser esta a situação mais provável *in vivo*. Taylor *et al.* (1995a), usando o método dos elementos finitos e simulando o osso *in vivo*, obteve conclusões similares às verificadas neste estudo. O efeito do vasto lateral e do íliaco-psoas provoca a aproximação da distribuição das extensões no plano frontal e sagital do fémur.

As extensões geradas pela configuração de cargas de flexão provocam um estado de tensão-deformação não fisiológico. As extensões medidas na parte medial do fémur foram de $-1200 \mu\epsilon$. O único estudo em que foram feitas medidas de extensões *in vivo* foi realizado por Lanyon *et al.* (1975). Neste estudo, os autores determinaram valores de extensões de aproximadamente $-450 \mu\epsilon$ numa tíbia humana. Lanyon *et al.* (1975) também instrumentaram animais, e determinaram extensões principais da ordem de $-1161 \mu\epsilon$ em locomoção normal. Estes valores, medidos *in vivo*, sugerem uma distribuição de tensão (deformação) provocada maioritariamente por compressão.

A análise mostra que embora os músculos seleccionados para a simulação contribuam para a diminuição dos momentos de flexão, não os eliminam totalmente. Como exemplo, o vasto lateral reduziu a flexão no plano frontal, mas continuou a observar-se uma acentuada flexão do fémur. O aumento do ângulo da carga na articulação de 13° para 20° permitiu a obtenção de um estado de tensão-deformação mais uniforme. O valor de 20°

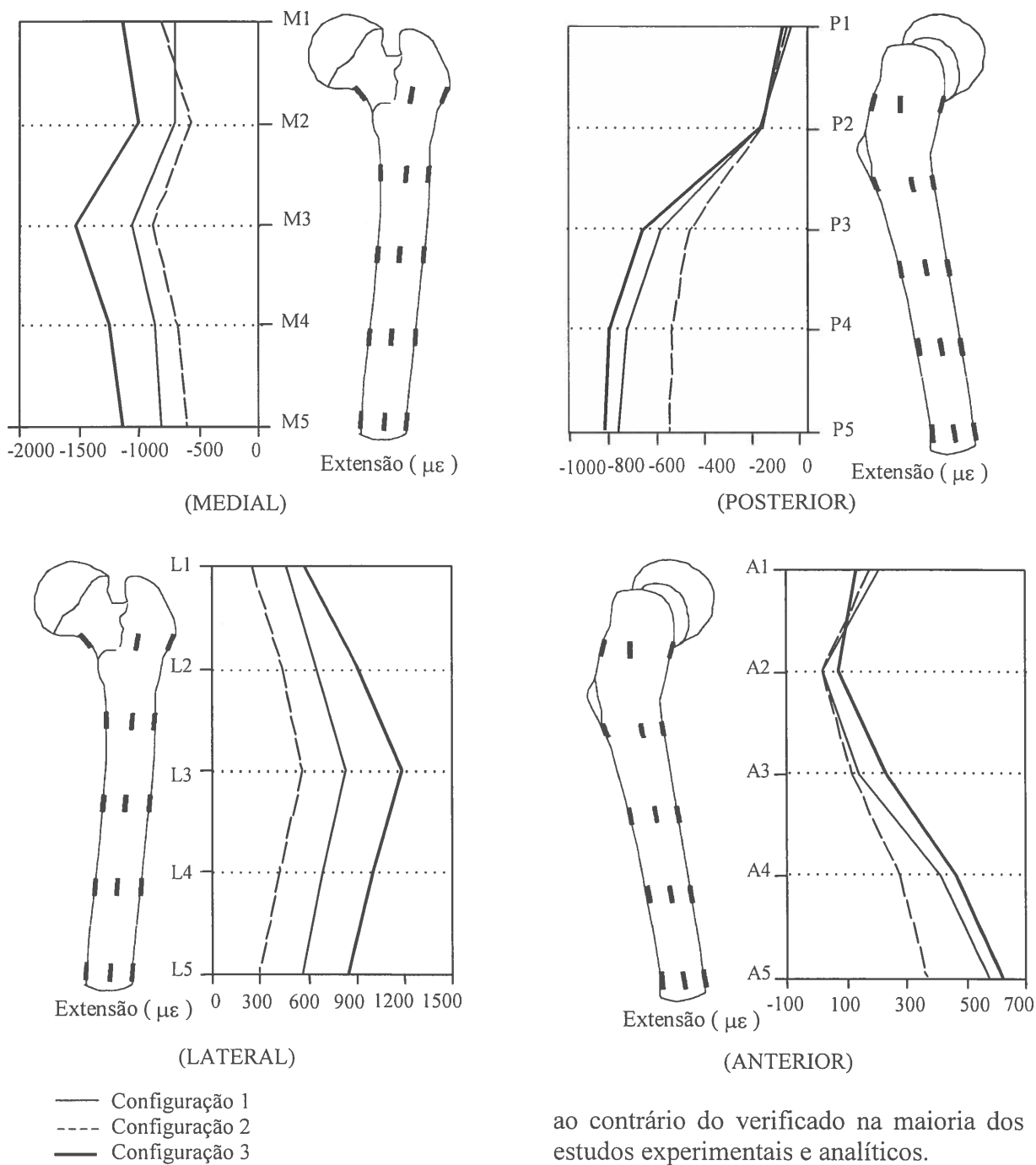


Figura 7 – Distribuição das extensões no fémur intacto.

é mais próximo do medido por Davy *et al.* (1988) e Bergmann *et al.* (1993). Bergmann colocou uma série de implantes telemétricos e observou que a amplitude da força de reacção na articulação era de 17° a 25° (Taylor *et al.*, 1995). Isto sugere-nos que o ângulo da força reactiva na articulação, para além de variar de pessoa para pessoa, actua mais horizontalmente,

ao contrário do verificado na maioria dos estudos experimentais e analíticos.

A evidência do estudo realizado sugere que o ângulo da força na articulação influencia fortemente a distribuição das tensões no fémur intacto. Para uma representação mais realística de condições *in vivo*, é necessário utilizar uma carga na articulação mais próxima da horizontal.

É conveniente salientar que o estudo efectuado foi feito considerando um instante do ciclo de locomoção, nomeadamente a fase de repouso. Uma

pergunta que fica é se será correcto assumir que o fémur é mantido em compressão em todo o ciclo de locomoção, porque há forças dinâmicas que podem eventualmente alterar o campo da distribuição das tensões-deformações. Pauwels sugeriu que os momentos flectores se mantém invariantes em qualquer tipo de actividade, e os estudos apresentados por Davy *et al.* (1988) e por Bergmann *et al.* (1993) concluem o mesmo.

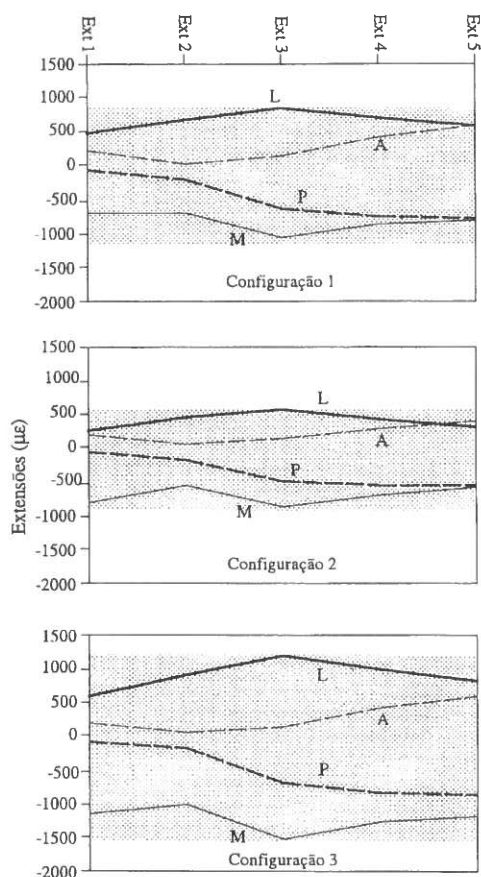


Figura 8 - Distribuição de extensões no fémur para as três configurações de cargas simuladas.

A distribuição das extensões observadas para o fémur solicitado com os "músculos" abdutores, o vasto lateral e o ilíaco-psoas, é mais consistente com a geometria da diáfise do fémur. De acordo com a lei de Wolff, oportunamente descrita, as elevadas e baixas extensões no plano frontal e sagital respectivamente, observadas com o fémur solicitado com os abdutores

produziriam secções não circulares no fémur, contrariando a geometria típica deste osso. Uma grande variação do estado de tensão-deformação entre o plano frontal e sagital do fémur sugeria uma espessura variável do cortex ou uma diferenciação pronunciada das propriedades do tecido ósseo mas, mais uma vez, isto não é verificado na geometria do fémur.

Uma configuração de cargas predominantemente de flexão produziram necessariamente um grande momento flector no plano frontal, que teria de ser suportado pelo ligamento lateral colateral do joelho. Este ligamento teria de gerar um força de aproximadamente 2.5 vezes o peso do corpo, o que parece pouco provável (Taylor *et al.*, 1995a). Este valor é idêntico ao determinado por Pauwels (1980) na sua análise teórica. Um momento demasiado grande no plano frontal tenderia a rodar o fémur medialmente, transferindo grande parte da carga através do cõndilo medial. Esta solitação abriria a articulação entre o fémur e a tibia na parte lateral, não transferindo qualquer carga por essa zona. Esta conclusão entra em contradição com a geometria do joelho, que sugere que uma estado de pressão uniforme é transferido através de ambos os cõndilos. Assim sendo parece-nos, pelo que foi descrito, que o fémur é predominantemente solitado em compressão.

7. CONCLUSÕES

O estudo realizado permite-nos questionar se as forças que provocam um estado de tensão-deformação característico de flexão representam as verdadeiras condições *in vivo*. Embora as forças utilizadas neste estudo possam não representar a carga na articulação e as forças musculares *in vivo*, leva-nos todavia a concluir que é necessário ter especial cuidado na definição do sistema de forças da biomecânica da anca, e saber até que ponto estas influenciam o campo da distribuição

das tensões-deformações no fêmur. Os investigadores não devem só considerar que músculos a aplicar no fêmur proximal, mas também devem considerar o efeito destes na parte distal do fêmur, e ter em conta se as forças reactivas provocadas por estas sobre as outras estruturas anatómicas são fisiologicamente aceitáveis.

8. REFERÊNCIAS

- Bergmann, G., Graichen, F., Rohlmann, A., "Hip joint loading during walking and running measured in two patients", *J. Biomech.*, 26, pp. 969, 1993.
- Cristofolini, L., Viceconti, M., Toni, A., Giunti, A., "Influence of thigh muscles on the axial strains in a proximal femur during early stance in gait", *J. Biomech.*, 28, 5, pp. 617, 1995.
- Davy, D. T., Kotzar, G. M., Brown, R. H., Heiple, K. G., Goldberg, V. M., Heiple, Jr, K. G., Berilla, J., Burnstein, A. H., "Telemetric force measurements across the hip after total arthroplasty", *J. Bone Joint Surg.*, 70A, pp. 45, 1988.
- Delecrin, J., Passutti, N., Rover, J., Rogez, J. M., Bainvel, J. V., "Extensometrie et ancrage primaire d'implants femoraux. Etude de l'appui endocompacto métaphysaire supérieur de l'implant sans ciment B. P. R.", *Acta Othop. Belgica*, 55, pp. 150, 1989.
- 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.
- Dostal, W. F., Andrews, J. G., "A three-dimensional biomechanical model of hip musculature", *J. Biomech.*, 14, pp. 803, 1981.
- Huiskes, R., "The various stress patterns of press-fit, ingrown and cemented femoral stems", *Clin. Orthop. Rel. Res.*, 261, pp. 27, 1990.
- Inman, V. T., "Functional aspects of the abductor muscles of the hip", *J. Bone Joint Surg.*, 29A, pp. 607, 1947.
- Jensen, R. H., Smidt, G. L., Johnston, R. C., "A technique for obtaining measurements of force generated by hip muscles", *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 53, pp. 207, 1971.
- Lanyon, L. E., Paul, I. L., Reuben, C. T., Thrasher, E. L., Delura, R., Rose, R. M., Radin, E. L., "*In vivo* strain measurements from bone and prosthesis following total hip replacement", *J. Bone Joint Surg.*, 63A, pp. 989, 1975.
- McKellop, H., Ebrahimzadeh, E., Niederer, P. G., Sarmiento, A., "Comparison of the stability of press-fit hip prosthesis femoral stems using a synthetic model femur", *J. Orthop. Res.*, 9, pp. 297, 1991.
- 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 & Breach, The Netherlands, pp. 1, 1996.
- Mittlemeier, T., Mattheck, C., Dietrich, F., "Effects of mechanical loading on the profile of human femoral diaphyseal geometry", *Med. Eng. Phys.*, 16, pp. 75, 1994.
- Munih, M., Kralj, A., Bajd, T., "Bending moments in lower extremity bones for two standing postures", *J. Biomed. Eng.*, 14, pp. 293, 1992.
- Olson, V. L., Smidt, G. L., Johnston, R. C., "The maximal torque generated by the eccentric, isometric and concentric contractions of the hip abductor muscles", *Phys. Ther.*, 52, pp. 149, 1972.
- 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.

Panjabi, M. M., Trumble, T., Hult, J. E., Southwick, W., "Effect of femoral stem length on stress raisers associated with revision hip arthroplasty", *J. Orthop. Res.*, 3, pp. 447, 1985.

Paul, J. P., "Bio-engineering studies of the forces transmitted by joints: (II) Engineering analysis", *Proc. of Symposium on Biomechanics and Related Bio-Engineering Topics*, Glasgow, pp. 369, 1965.

Pauwels, F., "Biomechanics of the locomotor apparatus", Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, 1980.

Pawluk, R. J., Greer, J., Tzitzikalakis, G. I., Michelsen, C. B., "The effects of experimental models on femoral strain distribution", *Trans. 30th Annual ORS*, Atlanta, GA, pp. 54, 1984.

Pohtilla, V. F., "Kinesiology of the hip extensores at selected angles of pelvifemoral extension", *Arch. Phys. Med. Rehabi.*, 50, pp. 241, 1969.

Prendergast, P. J., Taylor, D., "Stress analysis of the proximo-medial femur after total hip replacement", *J. Biomed. Eng.*, 12, pp. 379, 1990.

Rohlmann, A., Mossner, U., Bergmann, G., Hees, G., Kolbel, R., "Effects of stem design and materials properties on stresses in hip endoprostheses", *J. Biomed. Engng.*, 9, pp. 77, 1983.

Seireg, A., Arvikar, R. J., "A mathematical model for evaluation of forces in lower extremities of the musculoskeletal system", *J. Biomech.*, 6, pp. 313, 1973.

Seireg, A., Arvikar, R. J., "The prediction of muscular load sharing and joint forces in

the lower extremities during walking", *J. Biomech.*, 8, pp. 89, 1975.

Sorbie, C., Zalter, R., "Bio-engineering studies of the forces transmitted by joints: (I) The phasic relationships of the hip muscles in walking", In *Proc. of Symposium on Biomechanics and Related Bio-Engineering Topics*, Glasgow, pp. 359, 1964.

Szivek, J. A., Weng, M., Karpman, R., "Variability in the torsional and bending response of a commercially available composite femur", *J. Applied Biomaterials*, 1, pp. 183, 1990.

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.

Tensi, H. M., Gese, H., Aschrel, R., "Non-linear three dimensional finite element analysis of a cementless hip prosthesis", *Proc. Instn. Mech. Engrs.*, 203H, pp. 215, 1989

Verdonschot, N. J. J., Huiskes, R., Freeman, M. A. R., "Pre-clinical testing of hip prosthetic designs: a comparison of finite element calculations and laboratory tests", *Proc. Instn. Mech. Engrs.*, 207H, pp. 149, 1993.

Weinans, H., Huiskes, R., Grootenboer, H. J., "Trends of mechanical consequences and modeling of a fibrous membrane around femoral hip prostheses", *J. Biomech.*, 23, pp. 991, 1990.

Wolff, J., "The law of bone remodelling (book review)", *J. Biomechanics*, 22, 2, pp. 185, 1989.