

VALIDAÇÃO EXPERIMENTAL DE UM MODELO NUMÉRICO DE UM FÊMUR SINTÉTICO USADO NO PROJECTO DE PRÓTESES DE ANCA

A. Ramos; J. A. Simões

Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade de Aveiro
3810-193 Aveiro

RESUMO

Neste artigo é descrito um estudo que teve como objectivo validar um modelo numérico de um fémur sintético usando a extensometria eléctrica. Para o efeito, comparou-se o campo de extensões nas zonas medial, lateral, anterior e posterior do fémur. Os resultados obtidos mostram algumas disparidades, maiores nas regiões de maior gradiente de tensão, talvez provenientes de algumas diferenças entre a geometria do modelo numérico (fémur de 3ª geração) e a do fémur experimental utilizado (2ª geração). Contudo, os resultados numéricos, quando comparados com os publicados por Heiner e Brown [1] obtido com um fémur de 3ª geração apresentam uma boa aproximação, embora também se tenha verificado desvios na região calcar-medial do fémur.

1. INTRODUÇÃO

Os ensaios numéricos pré-clínicos estão a assumir um papel cada vez mais importante na substituição de ensaios que envolvam seres humanos pelo facto destes se terem tornado um requisito ético, e pelo facto dos pacientes serem mais informados sobre o seu envolvimento em experiências clínicas [2]. Deste modo, a modelação computacional assumirá, certamente, uma das formas mais relevantes para aferir a segurança de dispositivos implantáveis. Embora o método dos elementos finitos seja objecto de crítica, em grande parte por falta de validação comprovativa, é, contudo, o melhor instrumento para a exploração de soluções, mesmo quando não é possível obter dados quantitativos por falta de informação de natureza biológica [3,4]. Entre outros méritos, os modelos de elementos finitos podem ser usados para destrinçar o desempenho entre implantes.

As análises por elementos finitos têm incidido em investigações de carácter biomecânico muito diversas, em que modelos tridimensionais de estruturas anatómicas de elevada complexidade geométrica têm sido estudados. Prendergast [3] dá-nos uma excelente visão sobre a utilização e modelação por elementos finitos de estruturas do esqueleto, no projecto de próteses e implantes e sobre o crescimento de tecidos, sua remodelação e degeneração. Nesse mesmo artigo, Prendergast faz uma revisão sobre a importância e contribuição da modelação por elementos finitos no conhecimento científico sobre a substituição de articulações. Mackerle [5] faz uma descrição bibliográfica, entre 1985 e 1999, relativa a estudos por elementos finitos em biomedicina. O mesmo autor, na referência [6], cita 2188 trabalhos relacionados e publicados entre 1987 to 1997.

Os ossos são tecidos complexos e as simulações por elementos finitos são

representações matemáticas que dependem de computadores para a obtenção de soluções aproximadas de um conjunto de equações. A análise pelo método dos elementos finitos tem permitido previsões relevantes no âmbito da ortopedia [3]. É uma ferramenta de valor inestimável no projecto de dispositivos médicos implantáveis ou outros.

Contudo, existem questões relacionadas com os modelos numéricos que os utilizadores destas ferramentas devem ter em consideração, cientes de que os resultados que provêm destes modelos devem ser analisados com prudência e encarados com o ceticismo adequado. No âmbito da simulação do comportamento de estruturas vivas, os modelos dependem em maior ou menor grau das geometrias dos tecidos, das propriedades dos materiais, das condições de carga e de fixação ao meio exterior e dos próprios modelos matemáticos (tipo de elementos e número de graus de liberdade). Este assunto tem sido objecto de intensa investigação, podendo-se, a título de exemplo, referir que hoje é possível simular, com grande realismo, fenómenos complexos como a osteoporose [7].

Os tecidos do sistema músculo-esquelético apresentam geometrias irregulares e a sua modelação por elementos finitos pode ser feita tendo como referência a tomografia axial computadorizada [3]. O osso é normalmente assumido como um material isotrópico e homogéneo, embora se saiba que este é um material altamente anisotrópico e de características fortemente não homogéneas, particularmente o tecido trabecular [ver por exemplo ref. 8]. As suas propriedades mecânicas de longo prazo (dependentes do tempo) são importantes para melhorar o desempenho dos modelos biomecânicos [3,9]. As forças aplicadas e as condições de fixação (fronteira) são também dados relevantes que podem influenciar os resultados dos modelos numéricos [10,11].

Para além dos problemas atrás focados, existem outros intrinsecamente relacionados com a própria simulação

numérica. Por exemplo, a malha de elementos finitos é um parâmetro chave na eficiência da análise. Muitos estudos têm sido realizados no melhoramento do desempenho dos modelos numéricos no que se refere às técnicas de geração de malhas e desempenho "matemático" dos elementos finitos [ver por exemplo 12-30]. Os modelos de elementos finitos devem ser suficientemente refinados para representarem adequadamente a geometria e o comportamento mecânico da estrutura óssea a simular [20,21]. Os resultados dependem da malha e, idealmente, é necessário realizar previamente testes de convergência para aferir a exactidão dos resultados [19]. Os testes de convergência podem ser realizados comparando os deslocamentos nodais e/ou a energia da deformação total [22], ou tensões e deformações [23]. De acordo com Stolk et al. [19], são necessários cerca de 20000 graus de liberdade para obter convergência de resultados no fémur, embora também refira que pode nunca se obter a convergência de tensões e deformações devido a singularidades do modelo que provocam a divergência de resultados com o refinamento da malha. Assim sendo, a necessidade de ter confiança nos modelos numéricos implica que os mesmos sejam validados pela via experimental.

A técnica experimental da extensometria eléctrica tem sido largamente aplicada em estudos de carácter biomecânico. Muitos dos estudos visaram a validação de modelos numéricos que depois foram utilizados para diversos fins, nomeadamente para a previsão *in vivo* do comportamento das estruturas anatómicas (fémur) e de implantes (prótese de anca). O facto de ser necessário utilizar dados como as propriedades dos tecidos ósseos, do cimento e da prótese, forças (intensidade e direcção) do contacto tribológico da articulação e dos tecidos musculares, modo de fixação do implante ao tecido ósseo, modelos de remodelação óssea, comportamento a longo prazo do cimento e suas propriedades viscoelásticas, etc., faz com que haja alguma relutância na aceitação de resultados numéricos. Neste aspecto, os

estudos experimentais, por simularem mais aproximadamente o problema real, permitem obter resultados potencialmente mais realistas e mais fiáveis

Alguma investigação tem sido direccionada no desenvolvimento de ensaios pré-clínicos (modelos numéricos e experimentais) para prever o comportamento de estruturas ósseas e implantes. A obtenção de resultados numéricos *in vitro*, comparáveis a clínicos é, assim, um objectivo há várias décadas perseguido pela comunidade científica da área. Neste propósito, é justo realçar os trabalhos de investigação, de enorme relevância para a evolução da biomecânica ortopédica, desenvolvidos pelos grupos de investigação do Instituto Rizzoli (Bologna, Itália), Universidade Católica de Nijmegen (Nijmegen, Holanda) e do Trinity College (Dublin, Irlanda).

No que diz respeito ao fémur, inúmeros investigadores têm realizado estudos numéricos pelo método dos elementos finitos na caracterização do seu comportamento. Alguns resultados numéricos obtidos foram comparados e confirmados com resultados experimentais usando fémures sintéticos. O presente artigo aborda o desenvolvimento de um modelo de fémur numérico que tem sido usado no projecto de uma nova prótese de anca cimentada. Como se pretende, num futuro próximo, realizar trabalhos experimentais, de previsão do comportamento das próteses, era de todo conveniente validar ambos os modelos. Assim, comparou-se o campo de extensões numéricas à superfície do fémur (perióstio) com as mesmas obtidas experimentalmente e, ainda, com as apresentadas no trabalho de Heiner e Brown [1]. É de salientar que o fémur sintético utilizado por Heiner e Brown é da 3ª geração, ao contrário, o utilizado neste estudo é um modelo anterior, ou seja de 2ª geração. Existem algumas diferenças geométricas, mas a mais relevante consiste na diferença entre os compósitos utilizados no fabrico destes dois tipos de modelos.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

O modelo numérico do fémur foi realizado tendo como base o seu formato IGES, disponível na Internet [31]. A malha foi construída com o módulo HyperMesh® e o cálculo realizado com módulo OptiStruct®, ambos da aplicação HyperWorks® (Altair Engineering, Troy, MI, EUA). Considerou-se, de acordo com indicações do fabricante, um módulo de elasticidade para a estrutura cortical de $E=19$ GPa, um módulo de elasticidade para a estrutura esponjosa de $E=0.26$ GPa e um coeficiente de Poisson de 0.3. As condições de carga e de fronteira foram simuladas de forma idêntica às do trabalho de Heiner e Brown [1]. Consideraram-se diversos modelos numéricos do fémur: modelos de malha tetraédrica grosseira (Tetramesh) e refinada (Tetramesh_Refinada) e de malha hexaédrica grosseira (Hexamesh) e refinada (Hexamesh_Refinada). A figura 1 ilustra um modelo de malha constituída por elementos finitos hexaédricos de segunda ordem com 1158 elementos, 5379 nós e 15570 graus de liberdade) [32,33]. As simulações foram realizadas num computador PC (Pentium IV a 2.53 MHz com 2 GByte de memória RAM).

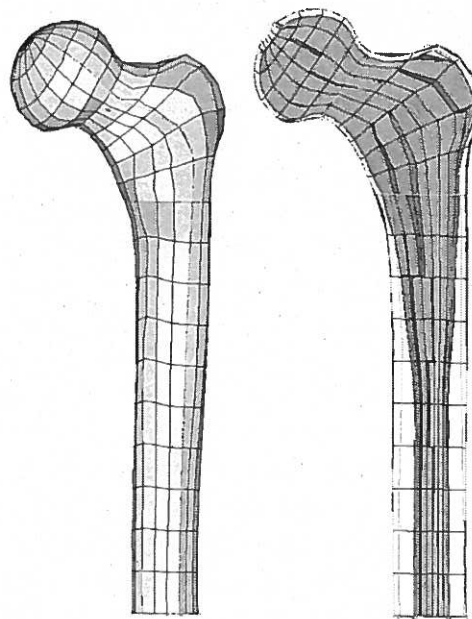


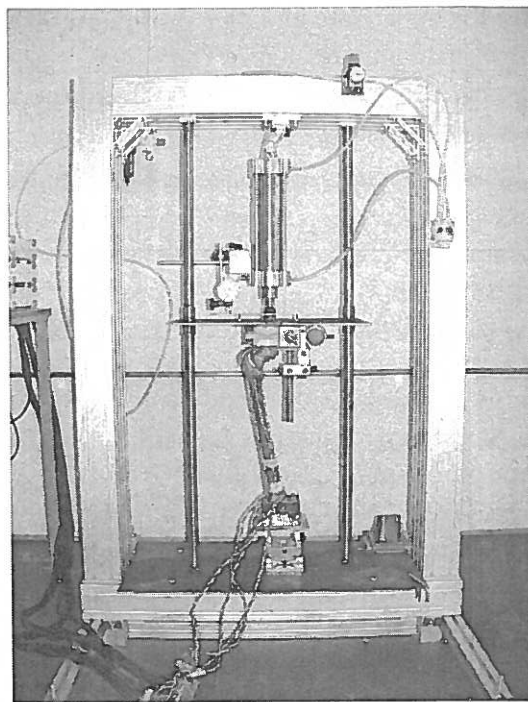
Fig 1 – Modelo numérico de elementos finitos do fémur sintético (Sawbones®) da 3ª geração (à direita em corte).

Para determinar experimentalmente o campo de extensões do fémur de segunda geração, concebeu-se um dispositivo de ensaios em que a carga era exercida através de um cilindro pneumático. As extensões eram gravadas através de um sistema Spider 8 ligado a um computador portátil. O ensaio foi realizado de forma análoga ao da ref. [1]. A figura 2 (a e b) ilustra o dispositivo experimental usado na determinação das extensões provocadas pela carga. Na zona da cabeça femoral foram colocados comparadores para determinar os deslocamentos absolutos da mesma nas três direcções principais (figura 3). Em ambas as simulações, o fémur foi restringido pela região dos cõndilos e colocado numa posição em que o seu eixo fazia 7° com a vertical (ver figura 2). Aplicou-se uma carga segundo a direcção vertical de 600 N. A figura 4 ilustra esquematicamente a localização dos extensómetros no fémur. Os resultados apresentados resultaram de uma média de 5 leituras.

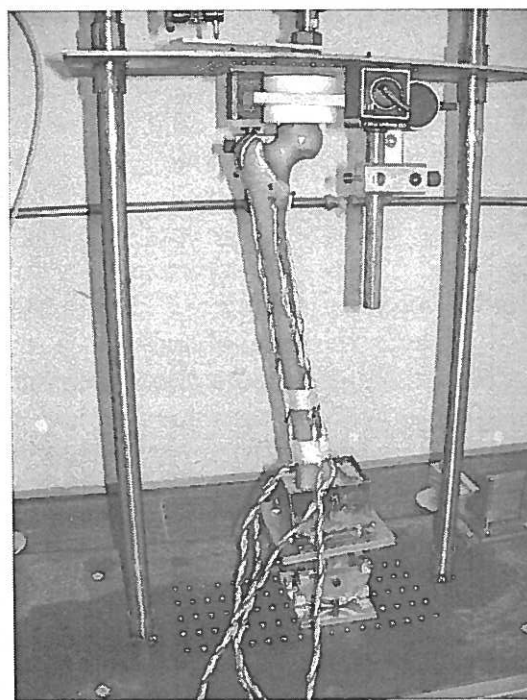
3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os gráficos das figuras 5 a 8 ilustram o campo de extensões numérico e experimental obtidos para as regiões medial, lateral, anterior e posterior, respectivamente. A tabela 1 contém os resultados obtidos.

Os resultados mostram boa concordância entre si (numéricos e experimentais) na região mais distal. Na região medial as extensões são maiores e de compressão devidas ao efeito de flexão provocado pela força exercida na cabeça do fémur. O valor máximo observado foi da ordem de $-1000 \mu\text{m}$ na região calcar. A comparação com a distribuição das deformações obtidas numericamente mostra diferenças de tendência na zona calcar. Enquanto que as extensões no modelo experimental sobem com uma ligeira descida verificada no extensómetro M3, as deformações nos modelos numéricos mostram uma tendência sempre a subir. As diferenças entre os modelos Usando elementos hexaédricos, as diferenças entre os mode-



(a)



(b)

Fig 2 – Dispositivo experimental utilizado na determinação do campo de extensões experimental.

los não são significativas. O mesmo não se poderá dizer relativamente aos modelos de elementos tetraédricos. Para estes modelos, as diferenças de resultados são assinaláveis e não deixa de ser curioso o facto da malha mais refinada produzir diferenças de deformações mais acentuadas. Os resultados na região do extensómetro M5

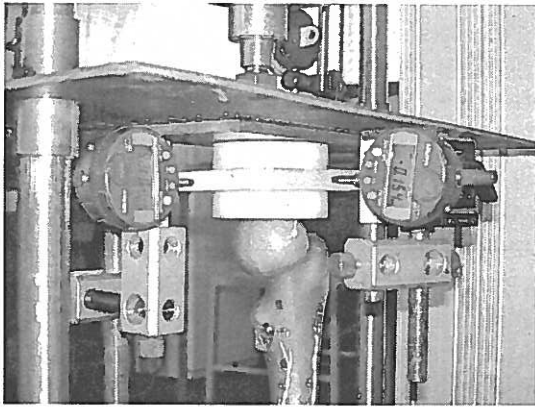


Fig 3 - Comparadores colocados na zona da cabeça do fêmur para determinar os seus deslocamentos.

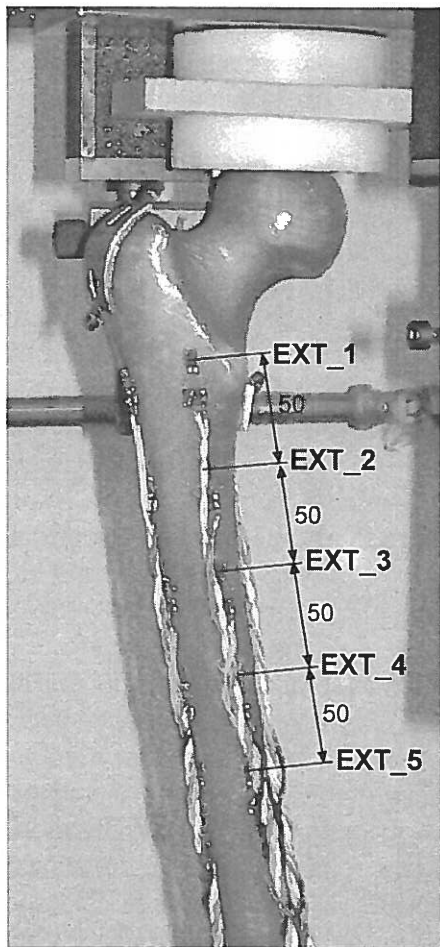


Fig 4 - Localização dos extensómetros no modelo do fêmur.

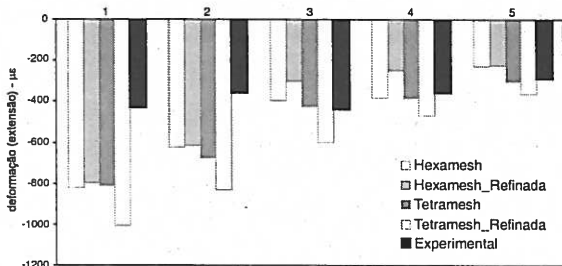


Fig 5 - Distribuição das extensões na região medial do fêmur.

Tabela 1 – Resultados numéricos e experimentais (entre parênteses o desvio padrão dos resultados experimentais).

Exp	Hexa	Hex_Ref	Tetra	Tetra_Ref	
MEDIAL					
1	-424 (29)	-820	-797	-808	-1005
2	-348 (37)	-621	-614	-673	-829
3	-431 (31)	-394	-302	-423	-599
4	-348 (16)	-381	-250	-381	-467
5	-279 (20)	-227	-223	-302	-360
LATERAL					
1	222 (16)	459	438	483	576
2	323 (21)	388	339	401	576
3	374 (16)	320	254	254	434
4	279 (20)	233	168	168	307
5	190 (0)	144	75	101	176
ANTERIOR					
1	114 (0)	115	109	255	316
2	38 (0)	38	359	22	64
3	-38 (0)	42	90	89	113
4	38 (0)	80	100	102	139
5	63 (20)	88	109	112	152
POSTERIOR					
1	-51 (20)	84	134	176	183
2	38 (0)	16	11	-25	61
3	-139 (20)	-85	-121	-119	-137
4	-139 (20)	-112	-130	-130	-152
5	-114 (0)	-171	-187	-179	-243

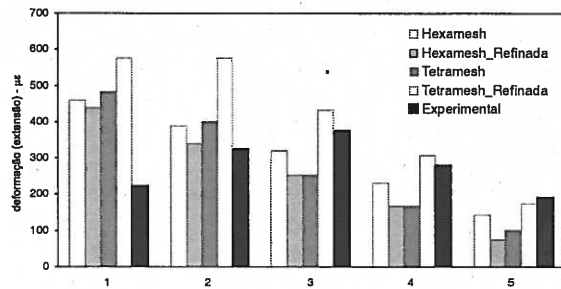


Fig 6 - Distribuição das extensões na região lateral do fêmur.

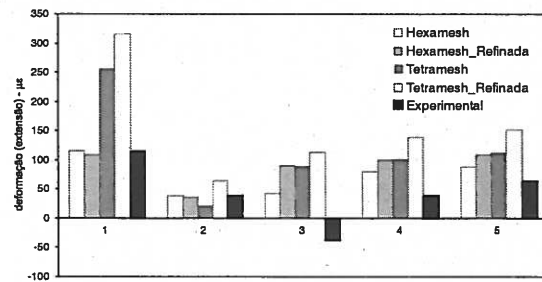


Fig 7 - Distribuição das extensões na região anterior do fêmur.

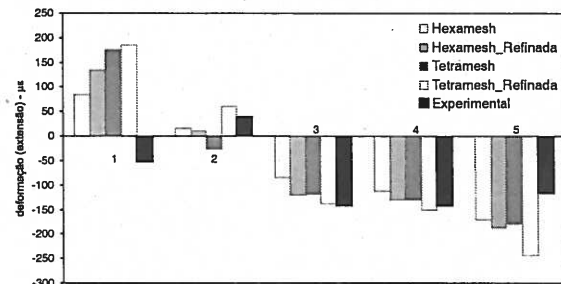


Fig 8 - Distribuição das extensões na região posterior do fêmur.

são muito semelhantes entre todos os valores numéricos e o resultado experimental.

Na região lateral do fémur as conclusões são análogas às discutidas para a região medial. As deformações são, no global, inferiores às verificadas na região medial e também se verificaram diferenças na distribuição das extensões do modelo experimental com as deformações nos modelos numéricos. Verificou-se, para o modelo experimental, uma subida das extensões até ao extensómetro L3 para depois estas descerem até ao extensómetro L5. As deformações numéricas, independentemente do tipo de elemento e de malha (refinamento), mostraram uma evolução das deformações sempre decrescente. A extensão máxima experimental ocorreu no extensómetro L3 (cerca de 400 $\square\square$); a máxima numérica ocorreu na região do extensómetro L1 (entre 450 e 500 $\square\square$). Aqui também se verificaram resultados bastante diferentes entre o modelo numérico de elementos tetraédricos refinado e os restantes. Na região do extensómetro L5, região distal, os resultados numéricos e experimentais são muito idênticos

No que diz respeito aos resultados nas regiões anterior e posterior, foram observadas algumas diferenças relativamente aos mesmos nas regiões medial e lateral. As intensidades das deformações numéricas e das extensões experimentais medidas foram inferiores. Na região anterior do fémur desenvolveram-se deformações de tracção; o contrário verificou-se na região posterior do fémur. Relativamente à distribuição das deformações e extensões, verificam-se descidas das mesmas desde a região proximal para a distal até à região do extensómetro P2 para as numéricas e até ao extensómetro P3 para as numéricas, aumentando depois de intensidade até à região do extensómetro P5. As distribuições das deformações e extensões na região anterior foram tendencialmente diferentes. De facto, observou-se que as extensões aumentaram até ao extensómetro A2 descendo depois até ao

extensómetro A3, mantendo-se depois praticamente inalteráveis. As deformações numéricas na região anterior desceram desde da zona proximal até à distal. Tal como nos outros casos, observaram-se discrepâncias entre os resultados numéricos obtidos com a malha de elementos tetraédricos refinada e as outras. Neste caso, também se observou que a malha não refinada de elementos tetraédricos seguiu tendência semelhante.

As diferenças entre os resultados experimentais e numéricos podem ter resultado de diversos factores. O facto do fémur numérico ser geometricamente ligeiramente diferente do experimental pode, em parte, explicar as diferenças observadas, mas não nos parece ser resposta às diferenças significativas observadas na região proximal do fémur. As propriedades mecânicas utilizadas no modelo numérico também não reflectem as características anisotrópicas do compósito que compõe o fémur. Finalmente, o dispositivo de carregamento terá sido o que mais terá influenciado a diferença de resultados observada. No modelo numérico o carregamento considerado foi simulado distribuindo a força de 600 N sobre alguns nós na parte superior do fémur. No modelo experimental, utilizou-se uma cúpula sobre a cabeça do fémur, transmitindo a carga sobre uma maior superfície do mesmo. A cúpula, devido às suas características geométricas, restringiu parcialmente o movimento antero-posterior da cabeça e da região do pescoço do fémur, fazendo com que a sua zona proximal se deformasse de forma diferente da numérica. No modelo numérico, o movimento da região do pescoço e da cabeça do fémur não era restringido. O mecanismo projectado para permitir a liberdade de movimentos da cabeça femoral é feito por duas placas com esferas intercaladas, provocando sempre algum atrito e consequentemente travando o movimento da cabeça. Estas podem ser uma explicação plausível para as diferenças de resultados obtidos na região proximal do fémur.

Como foi referido anteriormente, fez-se a comparação das deformações numéricas

obtidas com as extensões do fémur intacto do trabalho de Heiner e Brown [1]. Estes autores publicaram resultados experimentais com um fémur idêntico ao utilizado numericamente. E este é, até à data, o único trabalho conhecido relativo ao campo de extensões do fémur da 3ª geração da empresa Sawbones.

O gráfico da figura 9 ilustra comparativamente as deformações axiais numéricas e experimentais obtidos por Heiner e Brown. Como se pode verificar, o modelo numérico concebido reproduz com excelente exactidão as deformações axiais à superfície do fémur sintético. A maior diferença entre os resultados numéricos e os experimentais foi observada na zona do fémur onde está localizado o extensómetro designado por HI [1]. Como esta zona (zona calcar proximal-medial) é conhecida como uma zona de gradiente acentuado de tensões, com alguma irregularidade na distribuição das tensões-deformações, é aceitável esta diferença de resultados. Todavia, o resultado numérico encontra-se entre o máximo e mínimo medido por Heiner e Brown, embora esteja mais próximo do valor máximo.

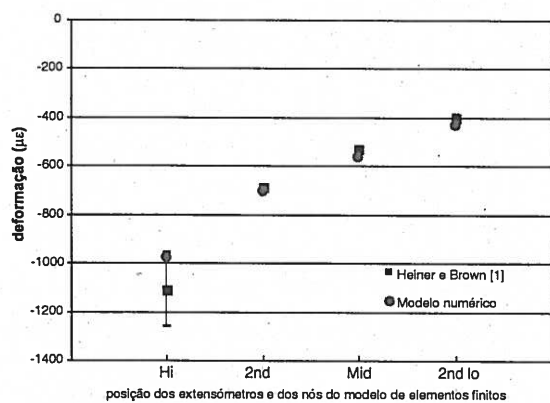


Fig 9 - Comparação das deformações axiais numéricas e experimentais.

4. CONCLUSÕES

De uma forma geral as deformações numéricas e as extensões foram mais próximas na região distal do fémur em todos os aspectos. As diferenças observadas, em grande parte, resultaram da utilização de um modelo numérico

ligeiramente diferente do experimental, nomeadamente nas propriedades de rigidez simuladas. Contudo, na comparação dos resultados numéricos obtidos com os únicos publicados experimentalmente pode-se observar excelente concordância.

Finalizado, os resultados obtidos são aceitáveis e permitem a confiança necessária para utilizar o modelo numérico no processo de desenvolvimento da nova prótese de anca cimentada.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem à Fundação para a Ciência e a Tecnologia o financiamento do projecto POCTI/EME/36345/1999 que permitiu desenvolver o presente estudo. Agradece-se ainda o financiamento da bolsa de doutoramento (SFRH/BD/6317/2001) de António Ramos.

REFERÊNCIAS

- [1] - A. D. Heiner e T. D. Brown, "Structural properties of a new design of composite replicate femurs and tibias", *J. Biomech.*, 34, pp. 773-781, 2001.
- [2] - P. J. Prendergast and S. A. Maher, "Issues in pre-clinical testing of implants" *J. Mat. Proc. Tech.*, 118, pp. 337-342, 2001.
- [3] - P. J. Prendergast, "Finite element models in tissue mechanics and orthopaedic implant design" *Clin. Biomech.*, 12(6), pp. 343-366, 1997.
- [4] - R. Huikes, "The law of adaptive bone remodelling: a case for crying Newton?", In *Bone Structure and Remodelling*, ed., A. Odgaard and H. Weinans, World Scientific, Singapore, pp. 15-24, 1995.
- [5] - J. Mackerle, "Finite element analyses and simulations in biomedicine: a bibliography (1985-1999)", *Engng. Comput.*, 17(7), pp. 813-856, 2000.
- [6] - J. Mackerle, "A finite element bibliography for biomechanics (1987-1997)", *App. Mech. Rev.*, 51(10), pp. 587-634, 1998.
- [7] - Van Rietbergen, B., Eckstein, F., Koller, B., Huikes, R., Baaijens, F. P. T. and Rügsegger, P., "Trabecular bone tissue strains in the healthy and osteoporotic

- human femur, 12th Conference of the European Society of Biomechanics, P. J. Prendergast, T. C. Lee and A. J. Carr (Eds.), Dublin, pp. 19, 2000.
- [8] – B. van Rietbergen, A. Odgaard, J. Kabel and R. Huiskes, “Direct mechanics assessment of elastic symmetries and properties of trabecular bone”, *J. Biomech.*, 29, pp. 1653-1657, 1996.
- [9] – Y. C. Fung, “On the foundations of biomechanics”, *J. Appl. Mech.*, 50, pp. 1003-1009, 1983.
- [10] – W. A. M. Berelmans, H. W. Poort and T. J. Slooff, “A new method to analyse the mechanical behaviour of skeletal parts”, *Acta Orthop. Scand.*, 43, pp. 301-317, 1972.
- [11] – M. Taylor, K. E. Tanner, M. A. R. Freeman and A. L. Yettram, “Stress and strain distribution within the intact femur: compression or bending?”, *Med. Eng. Phys.*, 18, pp. 122-131, 1995.
- [12] – K. Polgar, M. Viceconti and J. J. O’Connor, “A comparison between automatically generated linear and parabolic tetrahedral when used to mesh a human femur”, *Proc. Instn. Mech. Engrs. H*, 215, pp. 85-94, 2001.
- [13] – M. Viceconti, L. Bellingeri, L. Cristofolini and A. Toni, “A comparative study on different methods of automatic mesh generation of human femurs”, *Med. Eng. Phys.*, 20, pp. 1-10, 1998.
- [14] – B. Merz, M. Lengsfeld, M., R. Müller, J. Kaminsky, P. Rügsegger and P. Niederer, “Automated generation of 3D Femodels of the human femur – comparison of methods and results. In *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, J. Middleton, M. L. Jones and G. N. Pande, (Eds.), Gordon and Breach, Amsterdam, pp. 125-134, 1996.
- [15] – L. Marks, “Mesh density problems and solutions”, In *Tips and workarounds for CAD Generated Models*, NAFEMS Limited, Glasgow, pp. 21-27, 1999.
- [16] – J. H. Keyak and H. B. Skinner, “Three-dimensional finite element modelling of bone: effects of element size”, *J. Biomed. Eng.*, 14, pp. 483-489, 1992.
- [17] – A. J. C. Ladd and J. H. Kinney, “Numerical errors and uncertainties in finite-element modelling of trabecular bone”, *J. Biomech.*, 31, pp. 941-945, 1998.
- [18] – J. Vander Sloten and G. Van Der Perre, “The influence of geometrical distortions of three-dimensional finite elements, used to model proximal femoral bone”, *Proc. Instn. Mech. Eng. H.*, 209, pp. 31-36, 1993.
- [19] – J. Stolk, N. Verdonshot and R. Huiskes, “Management of stress fields around singular points in a finite element analysis”, In *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Middleton J., Jones ML, Shrive NG, Pande GN (Eds.), Gordon and Breach Science Publishers, London, pp. 57-62, 2001.
- [20] – R. Huiskes and E. Y. S. Chao, “A survey of finite element analysis in orthopaedic biomechanics: the first decade”, *J Biomech*, 16, pp. 385-409, 1983.
- [21] – A. Verma and R. J. Melosh, “Numerical tests for assessing finite element model convergence”, *Int J Numer Meth Eng*, 24, pp. 843-857, 1987.
- [22] – R. T. Hart, V. Hennebel, N. Thongpreda, W. C. Van Buskirk and R. C. Anderson, “Modeling the biomechanics of the mandible: A three-dimensional finite element study”, *J Biomech*, 25, pp. 261-286, 1992.
- [23] – L. W. Marks and T. N. Gardner, “The use of strain energy as a convergence criterion in the finite element modelling of bone and the effect of model geometry on stress convergence”, *J Biomed Eng*, 15, pp. 474-476, 1993.
- [24] – J. Stolk, N. Verdonshot and R. Huiskes, “Sensitivity of failure criteria of cemented total hip replacements to finite element mesh density”, In *11th Conf. Of the European Society of Biomechanics*, July 8-11, Toulouse, France, pp. 165, 1998.
- [25] – J. Sakamoto, D. Tawara and J. Oda, “Large-scale finite element analysis based on CT images considering inhomogeneousness of bone”, *2003 Summer Bioengineering Conf.*, June 25-29, Florida, pp. 49-50, 2003.
- [26] – J. R. T. Jeffers and M. Taylor, “Mesh considerations for adaptive finite element analyses of cement failure in total hip replacement”, *2003 Summer Bioengineering Conf.*, June 25-29, Florida, pp. 729-730, 2003.
- [27] – R. Muccini, M. Baleani and M. Viceconti, “Selection of the best element type in the finite element analysis of hip

- prostheses”, *J. Med. Eng. Technol.*, 24(4), pp. 145-148, 2000.
- [28] – S. G. Zachariah, J. E. Sanders and G. M. Turkiyyah, “Automated hexahedral mesh generation from biomedical image data: applications in limb prosthetics”, *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, 4(2), pp. 91-102, 1996.
- [29] – M. Viceconti, C. Zannoni, D. Testi and A. Cappello, “A new method for the automatic mesh generation of bone segments from CT data”, *J. Med. Eng. Technol.*, 23(2), pp. 77-81, 1999.
- [30] – Camacho, D. L. A., Hopper, R. H., Lin, G. M. and Myers, B. S., “An improved method for finite element mesh generation of geometrically complex structures with application to the skullbase”, *J. Biomech.*, 30(19), pp. 1067-1070, 1997.
- [31] - www.cineca.it/hosted/LTM-IOR/back2net/ISB_mesh/isb_mesh.html, 2003.
- [32] – A. Ramos e J. A. Simões, “HYPERMESH® finite element model of the proximal femur: some considerations”, International Congress on Computational Bioengineering, 24 a 26 de Setembro 2003, Zaragoza, Espanha, 2003.
- [33] - Ramos, A. M., Simões, J. A., “Tetrahedral versus hexahedral finite elements in modelling the intact femur”, *Med Eng Phys*, 2005 (submetido)

