

ESTUDO DA PROPAGAÇÃO DE ONDAS DE TENSÃO NUM FÉMUR CADAVERÍCO COM PRÓTESE CHARNLEY-MÜLLER

Simões, J. A.¹, Cirne, J. M.², Melo, F. Q.³, Vaz, M. A.³, Marques, A. T.³

¹ Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro

² Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Coimbra

³ Departamento de Engenharia Mecânica e Gestão Industrial da Universidade do Porto



RESUMO

O principal objectivo deste trabalho consistiu no estudo da influência da artroplastia cimentada na propagação de ondas de tensão provenientes de forças de impacto na construção fémur-prótese. As forças de impacto, em situação real, podem resultar de uma queda accidental ou de outros eventos traumáticos, e as suas consequências podem ser reflectidas, com maior ou menor efeito, na interface do osso-implante. Depois de uma breve referência a diversos métodos de análise experimental de tensões para o estudo de problemas da biomecânica humana, é apresentada a análise efectuada sobre o efeito do cimento da construção osso-prótese na propagação das ondas de tensão com um procedimento experimental.

INTRODUÇÃO

É estimado que cerca de 400 000 ancas naturais são substituídas por artificiais em todo o mundo, naturalmente com maior incidência na Europa e nos Estados Unidos da América. Este valor só por si significa que a actual artroplastia da anca é um tratamento cirúrgico de elevado sucesso. Na figura 1 é ilustrada uma radiografia de uma artroplastia não cimentada. É sabido que prótese da anca tem uma durabilidade limitada e, atendendo ao número de substituições da anca que actualmente são efectuadas, a possibilidade de um maior número de pacientes serem re-operados é também maior. Os principais motivos que fazem com que um cirurgião ortopedista opte pela substituição total, ou parcial da articulação da anca, são vulgarmente a osteoartrite, artrite reumatóide, fractura do colo do fémur, e menos frequente, a necrose da cabeça femoral e deformações congénitas. O tratamento permite aliviar a dor e restaurar a mobilidade do paciente.

Os bons resultados obtidos com este tratamento tem encorajado ortopedistas a aplicá-lo a grupos de pacientes mais jovens e/ou mais pesados, embora alguns resultados clínicos obtidos com estes tenham sido menos auspiciosos. Segundo Salvati (1988), cerca de um terço dos pacientes, com média de idade de 30 anos que se sujeitaram à substituição total da anca, necessitarão de uma re-operação. Esta percentagem dependerá obviamente das características físicas do paciente e do tipo de prótese. O melhoramento do projecto da prótese e das técnicas cirúrgicas permitirá certamente reduzir o número de re-operações no futuro, o que é desejável em termos económicos para o Serviço Nacional de Saúde.

Existem dois tipos de próteses da anca: cimentadas e não cimentadas. A grande diferença entre estas reside no método de fixação. A fixação das próteses cimentadas é conseguida através de uma camada de cimento, o poli (metacrilato de metilo) (PMMA), entre o osso e a prótese.

O sucesso da artroplastia cimentada depende não só do tipo de cimento, mas também da geometria da prótese, uma vez que esta pode influenciar o comportamento à fadiga do cimento. A fixação com próteses não cimentadas depende das condições de ligação "oferecidas" pela prótese na interface. Tem sido precisamente o problema da fixação das próteses não cimentadas que tem estimulado o desenvolvimento de revestimentos bio-ativos para a superfície da prótese, de modo a obter a desejada fixação. São as tensões produzidas na interface que implicam o sucesso, ou não, da artroplastia da anca.

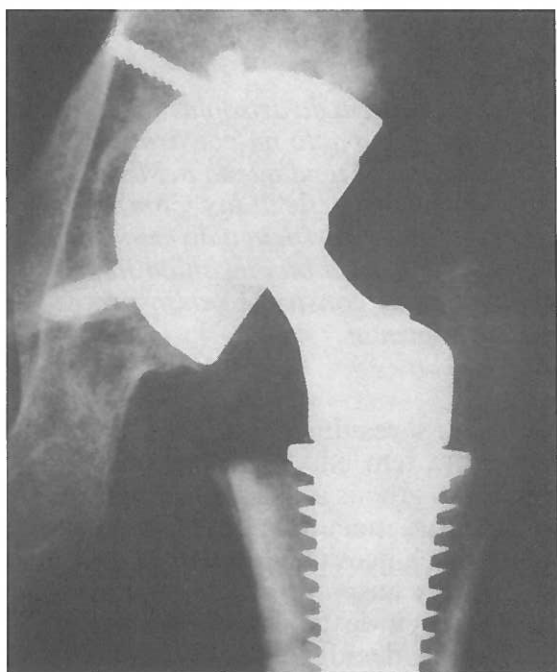


Figura 1: Radiografia de uma artroplastia não cimentada (por cortesia do Sr. Armando Campos).

Desde que Charnley introduziu no mundo da cirurgia ortopédica, em 1958, o PMMA, é a artroplastia cimentada a mais realizada nas últimas três décadas (Park *et al.*, 1991). Não se pode duvidar do enorme sucesso obtido com a artroplastia de Charnley, não só devido à utilização do PMMA como agente de ligação entre o osso e a prótese, mas também, devido à artroplastia de baixo atrito introduzida por Charnley (1974). O resultado destas duas inovações é bem conhecida e pode ser confirmado por diversos estudos efectuados (Herberts *et al.*, 1989; Malchau *et al.*, 1993), em que se verifica que 10 anos após a realização da artroplastia de baixo atrito de Charnley por

cirurgiões da mesma nação, 93% continuavam em excelente funcionamento.

Não é bem definido o momento em que se pode considerar que a substituição total da anca tenha "fracassado". Do ponto de vista clínico, o excesso de dores e a deficiente mobilidade do paciente são indicações para a necessária re-operação, estando-se, portanto, perante o "insucesso" da artroplastia da anca (Huiskes, 1993). Sinais obtidos em radiografias de desselamento da prótese ou afundamento da mesma dentro do osso definem o insucesso, mesmo que o paciente se sinta "feliz" com a sua prótese (Huiskes, 1993). Desselamento é o termo técnico dado quando a prótese se solta do osso a que estava ligada. As razões para o insucesso de uma artroplastia são basicamente o desselamento e fractura da componente femoral da prótese (haste), deslocamento da cabeça da haste do soquete, e desselamento do soquete (acetabulum artificial) (Balderstone, 1988). Os motivos de insucesso podem em parte ser devido à acumulação de dano, reacção a corpos estranhos, rotura da ligação, efeito de *stress shielding* e *stress bypass*, e por desgaste no contacto tribológico entre a cabeça da haste e o soquete (Huiskes, 1993). Naturalmente que cargas de impacto podem aumentar a probabilidade de rotura da construção osso-prótese na interface.

Imensos estudos, numéricos e experimentais sobre a biomecânica da anca foram, e são, realizados, nomeadamente para determinar o comportamento mecânico do fémur intacto e implantado, em condições estáticas e dinâmicas. Nos estudos experimentais, diversas técnicas são utilizadas. Basicamente, as metodologias aplicadas têm como objectivo a medição de deslocamentos, deformações à superfície do fémur e análise de tensões. Parte destas técnicas têm sido aplicadas usando dispositivos de medição de deslocamentos, como por exemplo o *LVD T*, e a extensometria para a análise do campo das deformações. Os estudos numéricos efectuados aplicando o método dos elementos finitos visam determinar a influência de diversos parâmetros mecânicos, como a rigidez e existência, ou não, de colar na prótese, das diferentes formas de fixação da prótese ao osso, no processo de reconstituição adaptativa do tecido ósseo e na forma de transmissão da carga na articulação à diáfise do fémur. Na figura 2 é ilustrada uma malha de elementos finitos tridimensionais típica de um fémur

proximal utilizada em simulação numérica (Dias, 1994).

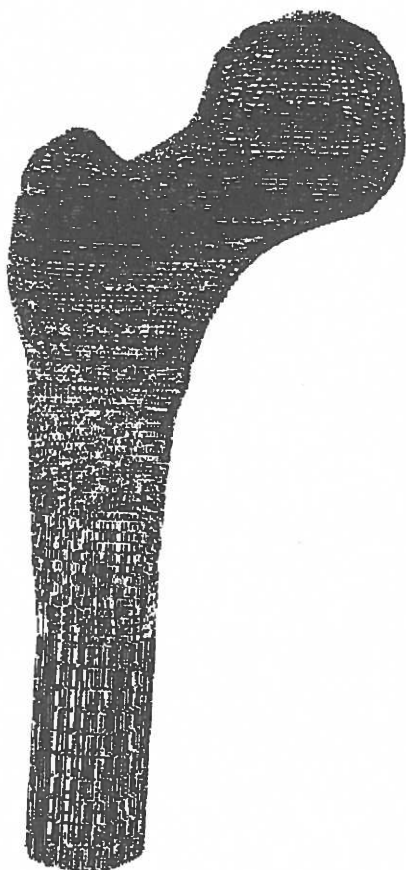


Figura 2: Modelo femoral de elementos finitos (Dias, 1994).

Existem alguns estudos realizados com fotoelasticidade bidimensional e tridimensional (Williams e Svensson, 1971; Simões *et al.*, 1994; Bedzinski, 1994). Simões *et al.* (1994) realizaram um estudo sobre o efeito dos músculos abdutores na distribuição do campo das tensões de corte no fêmur, utilizando a fotoelasticidade tridimensional. Na figura 3 são ilustradas as franjas obtidas num modelo fotoelástico de um fêmur proximal, solicitado com carga vertical aplicada na cabeça (Simões *et al.*, 1994). Métodos ópticos na análise de problemas da biomecânica têm sido aplicados, entre os quais, o ESPI (*Electronic Speckle Pattern Interferometry*). Esta técnica permite verificar qual da rigidez da prótese na distribuição do campo dos deslocamentos à superfície do fêmur, exemplo ilustrado na figura 4.

Grande parte dos estudos são realizados em condições estáticas, e não se verifica na literatura da especialidade estudos realizados sobre a influência do tipo de artroplastia na propagação de ondas de tensão produzidas por impacto. Estas cargas podem com

relativa facilidade provocar a rotura da ligação entre a prótese e o osso, ou aumentar a probabilidade de rotura na interface do osso-prótese pelo sucessivo acumular de dano.

Algum trabalho foi no entanto realizado sobre a influência de ondas de choque na interface osso-prótese (Karpman *et al.*, 1987; May *et al.*, 1988; Park *et al.*, 1991).

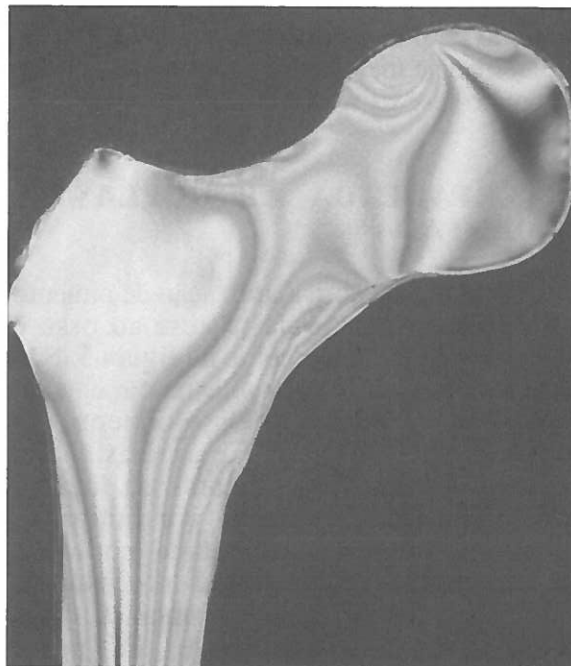


Figura 3: Franjas num modelo fotoelástico de um fêmur proximal sujeito a uma força vertical na cabeça (Simões *et al.*, 1994).

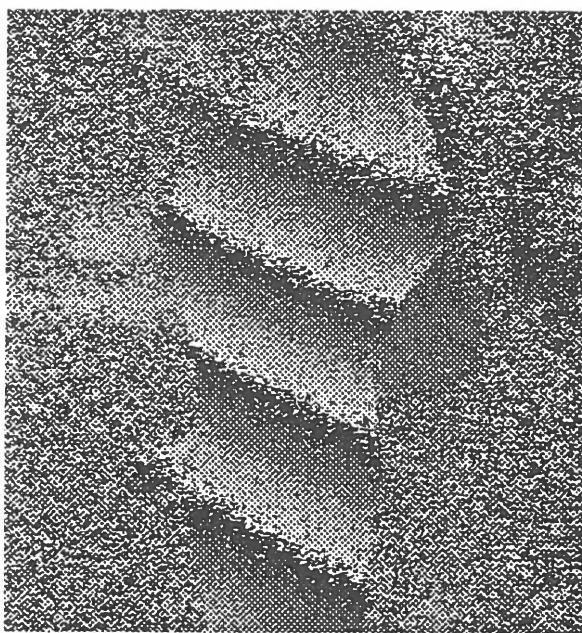


Figura 4: Distribuição do campo dos deslocamentos através de ESPI num fêmur cadavérico.

Fyda *et al.* (1991) utilizaram ondas de choque para soltar implantes de superfície porosa implantados em fêmures de coelhos. Maharaj e Jamison (1993) estudaram o efeito das forças de impacto do martelo cirúrgico através de uma simulação laboratorial com próteses de material compósito.

Neste estudo, após uma breve referência a factores mecânicos que podem influenciar a resistência das interfaces da artroplastia cimentada, é analisada a influência do cimento na propagação das ondas de tensão (velocidade e intensidade) num fémur intacto e com prótese Charnley-Müller.

INTERFACE DA ARTROPLASTIA CIMENTADA

A artroplastia com a utilização de cimento para obter a fixação da prótese ao osso é ilustrada esquematicamente na figura 5. São duas as interfaces da artroplastia cimentada: a cimento-prótese e a osso-cimento. O cimento tem relativa baixa resistência, portanto, é um dos elementos da ligação mais susceptível de rotura por fadiga. A rotura da interface cimentada pode em grande parte ser atribuída ao processo de fadiga do cimento, desempenhando as forças de impacto neste processo um papel importante. O facto de existirem vazios na interface osso-cimento faz com que haja a concentração de elevadas tensões, podendo provocar a rotura do osso circundante ou do cimento na interface.

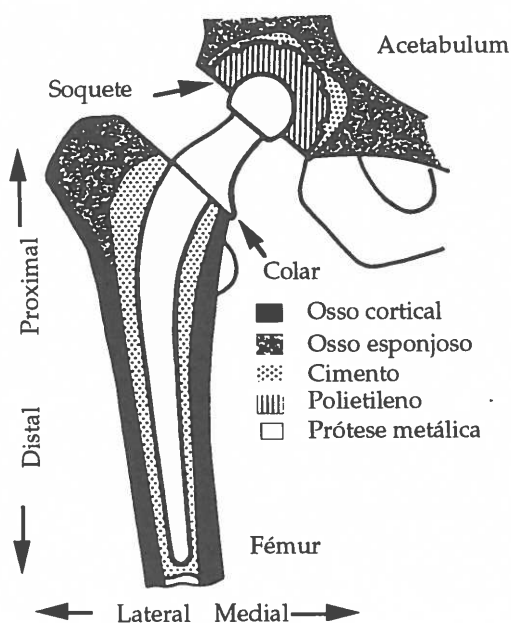


Figura 5: Artroplastia cimentada (adaptado de Davidson e Georgette, 1986).

INTERFACE OSSO-CIMENTO

Vários factores, independentes entre si, podem afectar o processo de desselamento da prótese. No início dos anos setenta, os motivos de desselamento eram atribuídos à necrose do osso proveniente do efeito tóxico, exotérmico e da contracção do cimento. A elevação de temperatura do cimento, na fase da cura, provoca o aumento da temperatura no osso adjacente, que pode ser suficiente para provocar a necrose do mesmo. Contudo, estudos analíticos e experimentais mostram que esta possibilidade é diminuta (Jefferiss *et al.*, 1975). Nos finais dos anos setenta, a atenção dos investigadores foi concentrada na possibilidade da toxicidade do cimento ser determinante no desselamento da prótese (Morrey, 1991). Estudos à posteriori vieram demonstrar que o trauma químico e a contracção do cimento não eram os parâmetros mais importantes no mecanismo do desselamento (Morrey, 1991). Todavia, para evitar este mecanismo, vários métodos foram explorados para melhorar a resistência da interface osso-cimento, como por exemplo, a limpeza da superfície óssea para permitir um melhor contacto entre o osso e o cimento (Krause *et al.*, 1982). Outros métodos para melhorar a intrusão do cimento no osso esponjoso foram desenvolvidos, como por exemplo, a injeção de cimento de baixa viscosidade.

INTERFACE CIMENTO-PRÓTESE

Embora o desselamento na interface cimento-prótese seja provocada pela rotura do cimento, não foi dada grande importância a esta interface até aos princípios dos anos oitenta. Na observação de radiografias pode-se verificar a existência de sinais na interface, que até há pouco tempo eram atribuídas ao aluimento da prótese dentro do cimento. O aluimento desta, só é possível, se entretanto tiver ocorrido a rotura da interface ou fractura do cimento. A resistência mecânica desta interface depende da textura da superfície da prótese, do tipo de cimento e do ar que é introduzido na interface no momento da implantação da prótese (Morrey, 1991). A forma de melhorar a ligação mecânica pode ser obtida utilizando próteses com determinado tipo de revestimentos (Welsh *et al.*, 1971).

Outro tipo de estudos foram realizados, nomeadamente sobre o efeito de aditivos, do meio ambiente, e da porosidade na

resistência estática e fadiga do cimento. Relativamente aos aditivos, como o sulfato de bário e os antibióticos, os poucos estudos efectuados levam a concluir que, embora desejáveis do ponto de vista clínico, podem diminuir a resistência à fadiga de alguns cimentos. Verificou-se ainda que o sulfato de bário provoca o decréscimo do tempo de vida útil do cimento *Zimmer* solicitado à fadiga, mas não afecta a do cimento *Simplex* (Morrey, 1991). A adição de antibióticos parece não afectar o comportamento à fadiga de cimentos misturados e preparados manualmente (Morrey, 1991).

Entretanto, outros investigadores enfatizaram a importância da redução da porosidade para obter melhores propriedades mecânicas do cimento (Morrey, 1991). A redução de porosidade por centrifugação prolonga fortemente a vida à fadiga do cimento (Morrey, 1991). A percentagem, em termos de aumento da resistência à tracção do cimento após centrifugação, relativamente ao convencional misturado manualmente, pode ser de 10 a 40% (Morrey, 1991). Usando parcialmente vácuo, verifica-se que o tempo médio de vida à fadiga é cerca de sete vezes maior que o misturado manualmente, e normalmente maior que o centrifugado (Morrey, 1991). Teoricamente, a misturação por vácuo permite a possibilidade de reduzir a porosidade do cimento melhorando as propriedades mecânicas, mas não é claro no que diz respeito à tenacidade.

MÉTODOS E MATERIAIS

Instrumentou-se um fémur cadavérico com seis extensómetros do tipo CEA-06-125UN-350 da Micro-Measurements Divison, Measurements Group, Inc. Três extensómetros foram colados no aspecto medial (M1, M2 e M3) e outros três no lateral (L1, L2 e L3) como na figura 6. Na figura 7 é ilustrada esquematicamente a localização dos extensómetros e respectiva integração na ponte de *Wheatstone* para o estudo da propagação das ondas de tensão. Os extensómetros foram colocados de modo que as grelhas dos mesmos ficassem alinhadas segundo eixo do fémur. A distância entre extensómetros é de 62.5mm, sendo o comprimento do fémur de aproximadamente 350mm.

Na figura 8, são indicados os resultados das ondas de tensão medidos nos extensómetros M1, M2 e M3, portanto no aspecto medial da diáfise do fémur. Estes

resultados referem-se ao fémur intacto, portanto sem qualquer prótese implantada. Neste gráfico, é interessante verificar a estabilidade do atraso da onda entre extensómetros consecutivos, o que nos permitiu determinar a velocidade de propagação da onda de tensão. O valor estimado para a velocidade da onda de tensão foi de 3100 m/s, cerca de 9% inferior ao valor de 3500 m/s medidos por Pelker e Saha (1991). A discrepância entre estes valores pode ser atribuída a variações de humidade e composição química nos ossos estudados, que como se sabe são variáveis de pessoa para pessoa. A forma como os

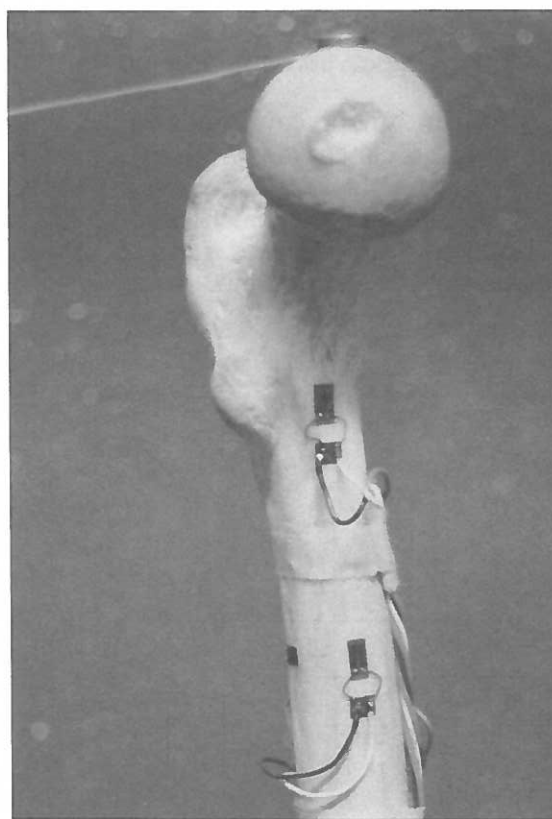


Figura 6: Fémur instrumentado para a análise da propagação das ondas de tensão.

respectivos ossos foram armazenados e o tempo que mediou desde a sua extracção até ao ensaio experimental são também factores importantes que podem afectar o valor medido.

Verificou-se que no aspecto lateral é produzida uma onda de tensão de flexão devida naturalmente à excentricidade da carga em relação à diáfise do fémur. A onda de flexão foi verificada de forma notória no par de extensómetros L1/M1. Devido à relativa baixa velocidade de propagação da onda de flexão, comparada com a onda de tensão longitudinal, o sinal desta não foi tão

evidente nos pares de extensómetros L2/M2 e L3/M3.

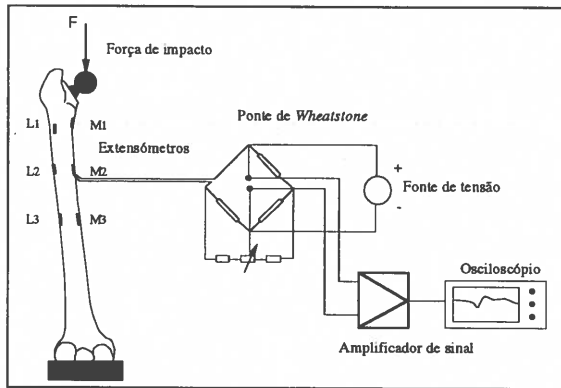


Figura 7: Montagem experimental utilizada no estudo da propagação das ondas de tensão.

De referir que a carga de impacto era exercida na cabeça da prótese/osso numa direcção paralela ao eixo do fémur, uma vez que se notava uma dependência acentuada da orientação da carga nos resultados verificados no osciloscópio.

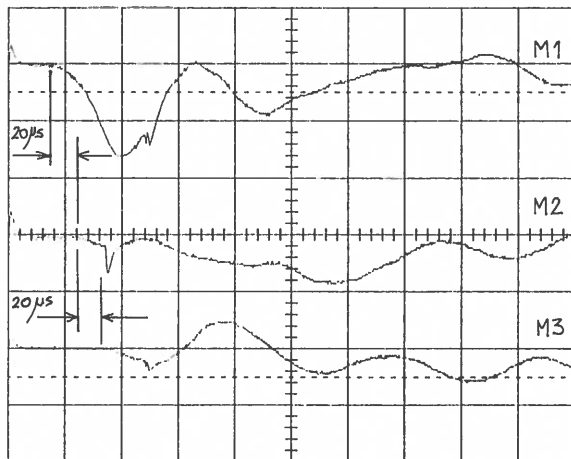


Figura 8: Resultados experimentais da onda de tensão no extensómetro M1, M2 e M3 (fémur intacto).

Após a análise dos resultados com o fémur intacto, este foi ressecado e introduziu-se uma prótese Charnley-Müller, figura 9. A prótese foi implantada com cimento da marca Palacos R[®], e analisou-se a propagação da onda de tensão para a nova situação.

A força de impacto na cabeça da prótese foi efectuada da mesma forma que a do fémur intacto, com a mesma intensidade e orientação. Na figura 10 são apresentados os resultados obtidos no aspecto medial do fémur. Convém salientar que a distância

entre o ponto de aplicação da força e o eixo da diáfise do fémur neste caso é menor.

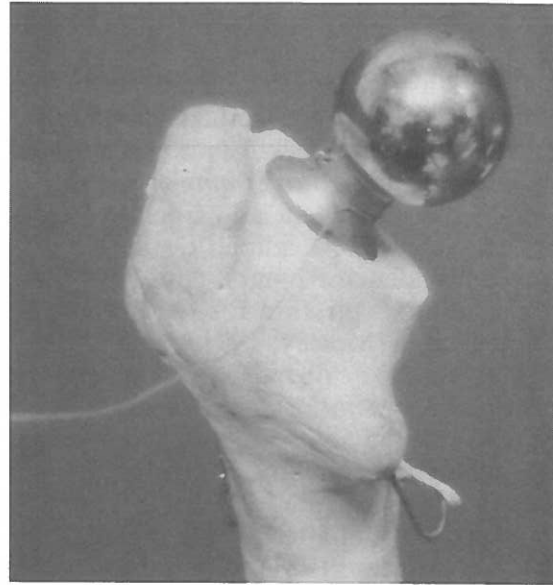


Figura 9: Pormenor do fémur com prótese Charnley-Müller.

Estes últimos resultados indicam que não existe praticamente qualquer variação da propagação da onda de tensão relativamente à do fémur intacto. Houve uma diminuição da intensidade da onda de tensão, que pode ser explicada pela presença das duas interfaces na trajectória da onda, prótese-cimento e cimento-osso. As interfaces entre estes meios provocam reflexões com acentuada atenuação da onda de tensão. Outro factor a ter em consideração pode estar na menor excentricidade entre a carga e o fémur, que contribui para a redução da componente de flexão da onda verificada no par de extensómetros L1/M1.

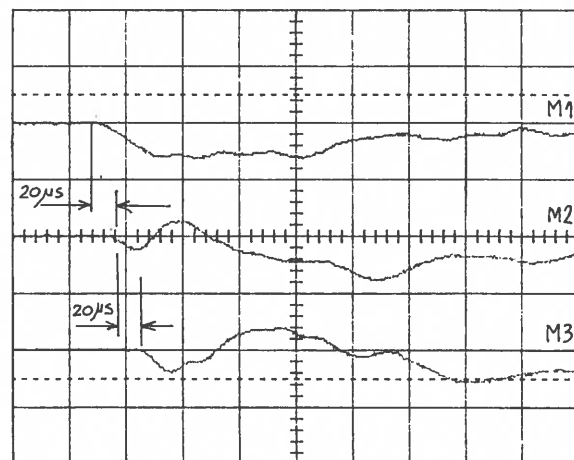


Figura 10: Resultados experimentais da onda de tensão nos extensómetros M1, M2 e M3 (fémur com prótese Charnley-Müller).

CONCLUSÕES E FUTUROS DESENVOLVIMENTOS

Com o presente estudo, foi possível determinar a velocidade da onda de tensão num fêmur cadavérico intacto e com prótese Charnley-Müller implantada. A velocidade da onda de tensão obtida para ambos os casos foi de 3100 m/s, cerca de 9% inferior ao resultado publicado por Pelker e Saha (1991), não havendo praticamente diferenças entre as duas situações. Foi também verificado que a intensidade da onda de tensão no fêmur implantado é inferior devido à presença da camada de cimento. É de referir que não existe qualquer relação entre a carga de impacto aplicada neste estudo com as que eventualmente possam surgir em situação real.

A técnica experimental empregue neste estudo revelou-se eficiente, sendo possível a determinação do valor da velocidade e intensidade de propagação da onda de tensão ao longo da diáfise do fêmur, utilizando a extensometria que é um método experimental pouco oneroso. O valor calculado da velocidade de propagação da onda de tensão não parece ter sido influenciado pela presença do cimento, o mesmo não acontecendo com a sua intensidade.

Futuramente, estudos idênticos serão realizados com ossos frescos, de modo a possibilitar a determinação de resultados "idênticos" aos *in vivo*. O estudo a ser realizado incluirá a influência da rigidez e da existência, ou não, do colar da prótese na eventual atenuação das ondas de tensão. Somos da opinião de que este trabalho preliminar vai de encontro a importantes aplicações, não só na ortopedia, mas também na biomecânica desportiva.

AGRADECIMENTOS

Os autores desejam agradecer ao Doutor Manuel Leão, ortopedista do Hospital da Universidade de Coimbra, pelo seus préstimos na artroplastia realizada e nos conselhos dados sobre os cimentos para a rápida fixação da prótese ao osso. Também gostaríamos de exprimir o nosso agradecimento ao Doutor Gilberto Costa, ortopedista do Hospital de São João da Universidade do Porto, pelos seus conselhos na realização do estudo dinâmico aqui apresentado.

REFERÊNCIAS

- Balderstone, R. A., "Results of primary total hip replacement", Booth, E. Jr. ed. Total Hip Arthroplasty, Philadelphia: W. B. Saunders Co., (1988), 160-173.
- Bedzinski, R. J., "An attempt at determining the stresses of the human femur with endoprosthesis", Proceedings of the 10th International Conference on Experimental Mechanics, 18-22 July, Lisbon, (1994), 1369-1374.
- Charnley, J., "Low Friction Arthroplasty of the Hip", Springer Verlag, (1974), Chapter 5.
- Davidson, J. A., Georgette, F. S., "State of art materials for orthopedic prosthetic devices", Presented at the SME Implant Manufacturing and Material Technology Conference, (1986), 397-422.
- Dias, G. R., "Biomechanical analysis of proximal femurs using the finite element method", ERASMUS report, (1994), Fraunhofer Institute for Computer Graphics, Darmstadt, Germany.
- Fyda, T. M., Stranne, S. K., Fulghum, C. S., Glisson, R. R., Weinerth, J. L., Seaber, A. V., Callaghan, J. J., "Strength of fixation in porous-coated implants exposed to lithotripsy", Presented at the 37th Annual Orthop Res Soc Meeting, (1991), Anaheim.
- Herberts, P., Ahnfelt, L., Malchau, H., Stromberg, C., Andersson, G. B., "Multicenter clinical trials and their value in assessing total joint arthroplasty", Clin. Orthop., (1989), 249, 48-55.
- Huiskes, R., "Failed innovation in total hip replacement: Diagnosis and proposals for a cure", Acta Orthop. Scand., (1993), 64(6), 699-716.
- Jefferiss, C. D., Lee, A. J. C., Ling, R. S. M., "Thermal aspects of self-curing polymethylmethacrylate", J. Bone Joint Surg., (1975), 57B, 511-518.
- Karpman, R. R., Magee, F. P., Gruen, T. W. S., Mobley, T., "The lithotripter and its potential use in the revision of total hip arthroplasty", Orthop. Rev., (1987), 16, 38-42.

- Krause, W. R., Krug, W., Miller, J., "Strength of the cement-bone interface", *Clin. Orthop. Rel. Res.*, (1982), 163, 290-299.
- Malchau, H., Herberts, P., Ahnfelt, L., "Prognosis of total hip replacement in Sweden. Follow-up of 92,675 operations performed 1978-1990", *Acta Orthop. Scand.*, (1993), 64(5), 497-506.
- Maharaj, G. R., Jamison, R. D., "Intraoperative impact: Characterization and laboratory simulation on composite hip prostheses", *Composite Materials for Implant Applications in the Human Body: Characterization and Testing*, ASTM STP 1178, Russel D. Jamison and Leslie N. Gilbertson, Eds., American Society for Testing and Materials, Philadelphia, (1993), 98-108.
- May, T., Krause, W., Beaudoin, A., Preslar, A., Smith, M., "The effects of high energy shock waves on the mechanical properties of acrylic bone cement", *Seventh Southern Biomedical Engineering Conference Transaction*, 27-28 October, (1988), 113-115.
- Morrey, B. F., *Joint Replacement Arthroplasty*, (1991), Churchill Livingstone.
- Park, S. H., Park, J. B., Weinstein, J. N., Loening, S., "Application of extracorporeal shock wave lithotripter (ECSWL) in Orthopedics. I. Foundations and overview", *J. Applied Biomat.*, (1991), 2, 115-126.
- Pelker, R., Saha, S., "Stress wave propagation in bone", *J. Biomechanics*, (1983), 16, 481-489.
- Salvati, E. A., "Preface "Long term results of cemented joint replacement: is cement obsolete?", *Orthop. Clin. North. America*, (1978), 19, XV-XVI.
- Simões, J. A. O., Chousal, J. A. G., Vaz, M. A. P., Marques, A. T., Costa, A. N. V., "A preliminary 3D photoelastic analysis of the stress distribution on a proximal femur", *Proceedings of the 10th International Conference on Experimental Mechanics*, 18-22 July, (1994), Lisbon, 1361-1367.
- Stauffer, R. N., "Ten-year follow up study of total hip replacement with particular reference to roentgenographic loosening of the components", *J. Bone Joint Surg.*, (1982), 64-A, 983-990.
- Welsh, R. P., Pilliar, R. M., Macnab, I. "Surgical implants: The role of surface porosity in fixation to bone acrylic", *J. Bone Joint Surg.*, (1971), 53A, 5, 963-977.
- Williams e Svensson, "An experimental stress analysis of the neck of the femur", *Med. & Biol. Engng.*, (1971), 9, 479-492.