

ESTUDO NUMÉRICO E EXPERIMENTAL DO CAMPO DE DEFORMAÇÕES NA INTERFACE OSSO-IMPLANTE

João Ribeiro^{1*}, Hernâni Lopes¹, Mário Vaz² e José Xavier³

1: Laboratório de Óptica e Mecânica Experimental - INEGI
Escola Superior de Tecnologia e de Gestão
Instituto Politécnico de Bragança
Campus de Sta Apolónia, Apt. 1134, 5301-857 Bragança
e-mail: jribeiro@ipb.pt, web: <http://www.ipb.pt>

2: Laboratório de Óptica e Mecânica Experimental - INEGI
Faculdade de Engenharia
Universidade do Porto
Rua Dr. Roberto Frias, S/N 4200-465 Porto
e-mail: gmavaz@fe.up.pt web: <http://paginas.fe.up.pt/~inegi/lome/>

Palavras-chave: Técnicas Ópticas, Correlação Digital de Imagem, Métodos Numéricos, Biomateriais.

Resumo. *As ferramentas numéricas são actualmente utilizadas na simulação do comportamento mecânico de biomateriais. Para uma correcta análise é necessário o conhecimento das propriedades mecânicas destes materiais. As técnicas ópticas de medição de campo sem contacto estão bem adaptadas para a medição do comportamento global da estrutura. Os dados experimentais são utilizados na determinação das propriedades mecânicas e na validação das simulações numéricas. Neste trabalho pretende-se analisar o comportamento do tecido ósseo cortical de bovino na proximidade da interface com um implante metálico e sob a acção de diferentes carregamentos. O osso cortical é um material com uma estrutura altamente porosa, o que impede a medição rigorosa das deformações utilizando os métodos experimentais convencionais. Na análise desenvolvida utilizou-se a técnica da Correlação Digital de Imagem por permitir a medição do campo de deformações com elevada resolução na região de interface osso implante. Um modelo numérico da interface osso implante foi realizado com um código comercial de Elementos Finitos. A partir das propriedades mecânicas medidas, para as mesmas condições de carregamento e de fronteira determinaram-se os campos de deslocamento e deformação. A comparação destes resultados com os obtidos por via experimental permitiu validar as propriedades mecânicas determinadas a partir das medições experimentais.*

1. INTRODUÇÃO

A medição de deformações no osso cortical, recorrendo às técnicas convencionais (ex. extensómetros), é de difícil implementação, devido, fundamentalmente, à elevada porosidade deste material e às suas propriedades mecânicas muito variáveis. Contudo, recorrendo a técnicas campo, que permitem a medição de campos de deslocamentos e deformação, podem resolver muitas destas dificuldades na análise dos mecanismos de funcionamento do osso cortical [1]. Assim, têm vindo a ser aplicadas algumas técnicas ópticas para o estudo destes materiais [1-4].

Os trabalhos anteriores têm-se concentrado, particularmente, nas técnicas não invasivas de interferometria *speckle* (ESPI) para a medição do campo de deslocamentos na vizinhança da interface osso-implante [5-7]. As técnicas de *speckle* têm vindo a ser amplamente utilizadas para aceder aos padrões de deslocamento, os quais são obtidos na forma de franjas, cada franja corresponde a pontos com o mesmo deslocamento, na direcção do vector sensibilidade. Apesar da técnica ESPI ter provado ser uma técnica poderosa na monitorização de campos de deslocamentos em muitas aplicações, a Correlação Digital de Imagem provou ser uma boa alternativa para medição de campo em tecidos biológicos [8-9].

Os grandes inconvenientes da aplicação de algumas técnicas ópticas, nomeadamente as técnicas de interferometria, prendem-se com facto da superfície de análise sofrer uma profunda variação na sua textura devido à segregação de alguns fluidos e à elevada amplitude dos deslocamentos ocorridos nos ensaios, originando a descorrelação de imagens. Assim, neste trabalho optou-se pela utilização de uma técnica de campo denominada Correlação Digital de Imagem (CDI), que é insensível a essas limitações.

A CDI é uma técnica de medição em que se utiliza um método de correlação matemática para calcular o deslocamento no plano em superfícies de componentes ou estruturas sujeitas a tensões térmicas ou mecânicas. Esta técnica baseia-se na utilização de padrões aleatórios existentes na superfície dos componentes ou estruturas. A técnica compara duas imagens, adquiridas em diferentes estados, uma antes da deformação e outra após deformação. As duas imagens podem, também, ser designadas como imagem de referência (antes da deformação) e imagem deformada [10].

Nesta técnica o objecto é iluminado por uma fonte de luz não coerente, sendo os padrões de intensidade resultantes da textura da superfície. Estes padrões de intensidade, que deverão ter uma distribuição aleatória, serão subdivididos em áreas de menores dimensões. Cada subdivisão, definida na imagem inicialmente gravada será depois comparada por correlação com imagens obtidas para estados diferentes de deformação do objecto. Considerando $f(x,y)$ como uma função discreta que define os níveis de cinzento dos pixel da imagem inicial e $f^*(x^*,y^*)$ dos pixel da imagem final [11]. A relação entre as duas funções é definida por,

$$f^*(x^*,y^*)=f(x+u(x,y),y+v(x,y)) \quad (1)$$

onde u e v representam o campo de deslocamentos (Fig. 1).

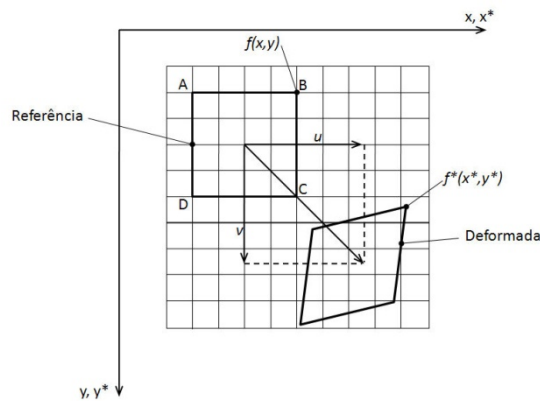


Figura 1. Variação do estado inicial (referência) para o estado final (deformada).

A determinação do campo de deslocamentos é obtida pela correlação entre o padrão aleatório da imagem inicial (referência) e a sua transformada (deformada). Esta operação é realizada para todos os padrões que se encontrem no centro da rede virtual da imagem inicial, de modo a obter todo o campo de deslocamentos de cada elemento da rede.

2. MEDIÇÃO DO CAMPO DE DEFORMAÇÕES COM CDI

A medição do campo de deformações na interface entre o osso-implante foi realizada com a técnica óptica de Correlação Digital de Imagem. O sistema desenvolvido para simular a região da interface foi sujeito a um carregamento uniforme, aplicado por uma máquina de ensaios universal da Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro (UTAD).

2.1. Descrição do ensaio

O sistema, utilizado neste trabalho, para simular a interface osso-implante baseou-se no que foi desenvolvido e fabricado por Simões et al. [5], e permitirá a medição dos campos de deslocamentos e deformações no plano. A interface osso cortical – prótese foi simulada usando osso de bovino fresco montado numa resina de poliéster. O osso foi maquinado de modo a ficar com duas superfícies inclinadas onde foi colocada uma cunha metálica, para simular o implante. O carregamento foi aplicado no elemento metálico e os deslocamentos poderão ser medidos na vizinhança das interfaces. Na Fig. 2 é apresentado o sistema utilizado.

Para a medição de campo com a CDI é necessário criar, na superfície a medir, um padrão de *speckle* aleatório. Assim, neste trabalho fizeram-se vários testes para a criação do *speckle*, tendo sido o mais eficiente o processo em que a região medir era coberta com tinta branca (não reflectora), após secagem desta era criada uma textura aleatória com *spray* preto *matt*. Apesar de o processo ter mostrado ser eficiente, foi necessária realizarem-se várias tentativas até se alcançarem resultados satisfatórios. A maior dificuldade deveu-se à textura do osso cortical ter uma elevada porosidade não uniforme,

nas regiões de maior porosidade e de poros com maiores dimensões concentravam uma elevada quantidade de tinta preta, assim, a distribuição do *speckle* não ficou tão uniforme quanto se pretendia.

Após a criação de *speckle* na superfície a medir fez-se a montagem do sistema osso-implante na máquina de ensaios universal (Instron) existente na UTAD. Durante a montagem do sistema foi necessário ter especiais cuidados com alinhamentos, de modo a garantir que o vector da força aplicada na máquina se encontra no plano de medição e na direcção vertical.

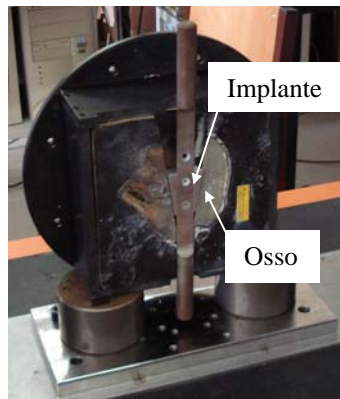


Figura 2. Sistema utilizado para a medição dos deslocamentos e deformações na interface osso-implante.

Antes do início dos ensaios fez-se a calibração para medições no plano. Para tal, foram desenhadas duas linhas paralelas na cunha que simula o implante, a distância entre elas era conhecida com um elevado rigor (erro inferior a $50\ \mu\text{m}$). O software permite seleccionar dois pontos e definir a distância entre eles, este valor servirá de escala para a determinação do campo de deslocamentos que ocorre na superfície do tecido durante o ensaio.

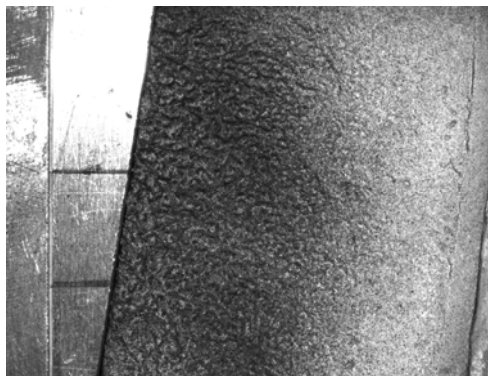


Figura 3. Escala utilizada na calibração das medições executadas durante o ensaio de compressão.

Para facilitar o alinhamento e garantir que o carregamento é uniforme ao longo da linha de interface osso-implante fez-se uma pré-carga de 100 N. Foi captada a imagem de referência com uma câmara CCD, a partir da qual serão calculados os deslocamentos e deformações provocados pelos carregamentos aplicados.

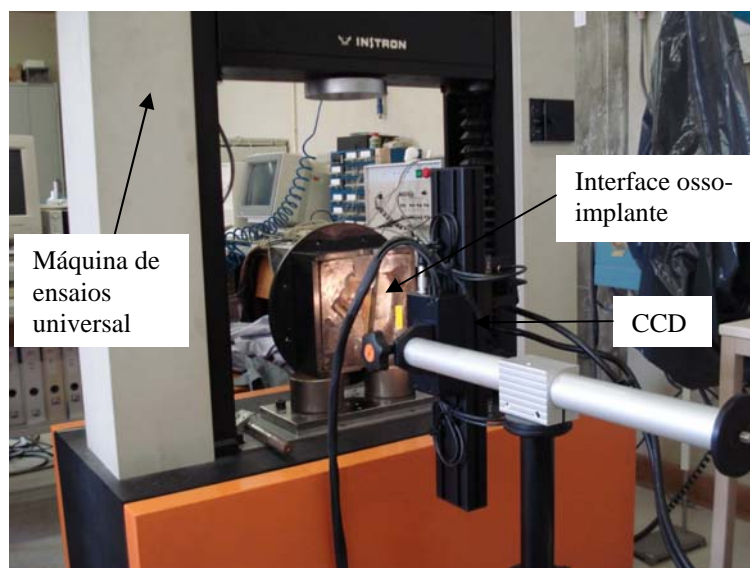


Figura 4. *Set up* experimental para a medição dos deslocamentos e deformações na interface osso-implante.

Durante o ensaio foram captadas imagens em carregamentos sucessivos de incrementos de 30 N até 1000 N. Na Fig. 5 estão representadas a imagem de referência e a de 1000 N.

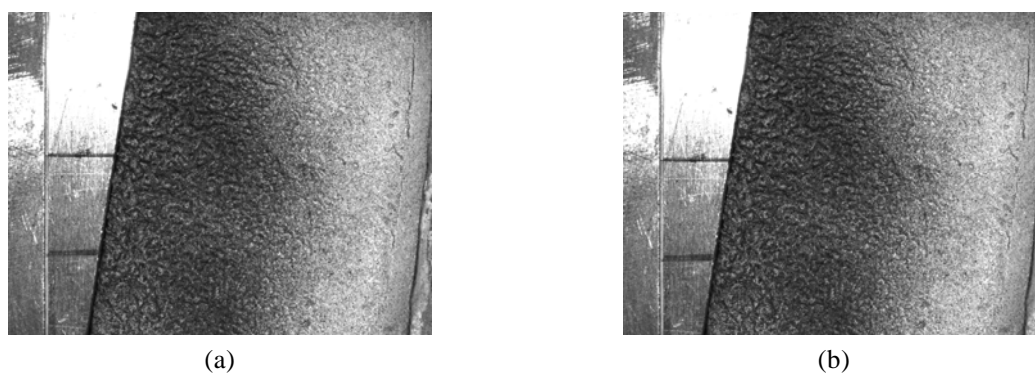


Figura 5. Imagens captadas durante o ensaio: (a) Referência e (b) Carregamento de 1000 N.

Da observação das imagens pode verificar-se um deslocamento da cunha (implante) e dos pontos de *speckle* que se encontram mais próximos da interface osso-implante.

2.2. Resultados obtidos

Após a captação das imagens definidas no ponto anterior, determinou-se o campo de deslocamento e deformações para os diferentes carregamentos. O algoritmo desenvolvido para este software comercial de CDI (Aramis da GOM) permite o cálculo do sub-pixel e, desta forma, determinar com uma elevada resolução os deslocamentos e deformações ocorridos durante o ensaio.

Na Fig. 6 apresenta-se um exemplo do campo de deslocamentos medido em duas direcções ortogonais com CDI, para uma de carga de 1000 N.

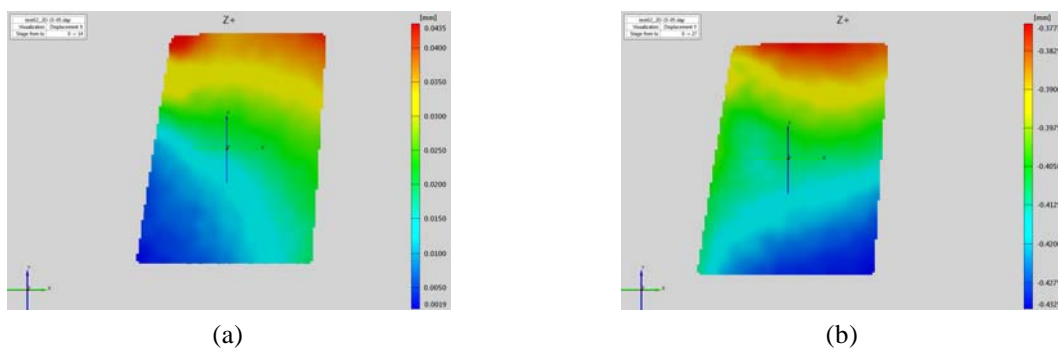


Figura 6. Campo de deslocamentos nas direcções x (a) e y (b), para um carregamento de 1000 N, medidos com CDI.

Da análise dos resultados obtidos com CDI pode verificar-se que o campo de deslocamentos ocorridos na superfície do tecido não é uniforme. O comportamento observado na Fig. 6 pode ser explicado pelas seguintes razões:

- A superfície da cunha (implante) não está sempre em contacto com o osso, observando a Fig. 5 pode verificar-se que cerca de metade da interface osso-implante não ocorre contacto entre os dois elementos, significa que só a parte superior do osso é que está a ser solicitada pelo implante.
- O comportamento mecânico do osso cortical não é isotrópico, e como tal ocorre alguma variação em diferentes regiões do osso, o que origina um campo de deslocamentos pouco uniforme.
- Como o *speckle* ficou distribuído de forma não uniforme, pode observar-se na Fig. 4 que nas regiões do osso cortical onde se concentra uma maior quantidade de poros e estes têm dimensões mais elevadas, fica retida muita tinta preta, deixando de ocorrer um grande número de pontos negros para se tornar uma única mancha escura. Esse facto origina a ocorrência erros e de ruído na medição.

3. SIMULAÇÃO NUMÉRICA

A simulação numérica do ensaio foi realizada recorrendo ao programa de elementos finitos ANSYS®. Foi criado um modelo com geometria e dimensões idênticos ao utilizado

experimentalmente e gerada a respectiva malha, impondo-se carregamentos de compressão incrementais com os mesmos valores dos utilizados no ensaio experimental até a um máximo de 1000 N. Foram utilizadas nessa modelação as propriedades do aço ($E=200$ GPa, $\nu = 0,29$) para a simulação do implante e as propriedades indicadas em bibliografia especializada [12] para o osso de bovino ($E=7.8$ GPa, $\nu = 0,35$), gerada uma malha de 8784 elementos sólidos isoparamétricos com 20 nós [13], este tipo de elemento é denominado como SOLID186 [14]. Na região de interface implante-osso foram utilizados os seguintes elementos de interface [14]: CONTA174 (979 elementos), TARGE170 (979 elementos), SURF154 (78 elementos), COMBIN14 (48 elementos). A malha utilizada no modelo está representada na Fig. 7.

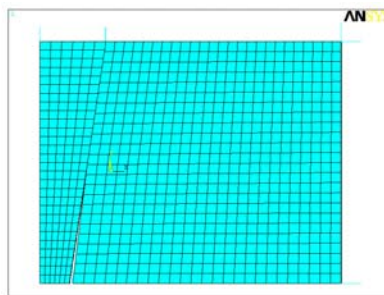


Figura 7. Malha de elementos finitos utilizada.

Na definição da geometria do modelo foi tido em consideração a não uniformidade do contacto entre a interface entre implante-osso, tal como no modelo real. Foram simuladas as várias condições de carregamento e determinados os diferentes campos de deslocamentos. Na Fig. 8 estão representados os campos de deslocamentos simulados para o carregamento de 1000N.



Figura 8. Campo de deslocamentos nas direcções x (a) e y (b), para um carregamento de 1000 N, determinados com o método dos elementos finitos.

Da análise comparativa entre os resultados obtidos experimentalmente e os determinados numericamente pode verificar-se que o comportamento da interface é, qualitativamente, similar. As maiores diferenças devem-se à dificuldade em conhecer correctamente as propriedades mecânicas de materiais biológicos (ex. osso cortical) que variam com vários factores: humidade intrínseca, temperatura ambiente, idade do animal, tempo de espera do material antes do ensaio, etc.

Foram considerados valores médios para as propriedades mecânicas, contudo verificou-se que estas variam localmente.

4. CONCLUSÕES

- A técnica de Correlação Digital de Imagem mostrou estar bem adaptada à medição de campos de deslocamentos em tecidos biológicos duros (osso cortical).
- Esta técnica apresenta algumas dificuldades, sendo a principal a obtenção de um padrão aleatório. Das técnicas anteriormente utilizadas para criar o padrão aleatório em materiais convencionais algumas não se mostraram muito eficazes neste tipo de material. Assim, neste trabalho foi necessário testar vários tipos, tendo-se verificado que o uso de *spray* de tinta preta *matt* permitiu a obtenção de resultados aceitáveis. Contudo, será necessário otimizar a técnica para esta aplicação em concreto, pois verificou-se a concentração de tinta em zonas mais porosas.
- O sistema utilizado para a simulação da interface implante-osso deverá ser melhorado quer na flexibilidade para substituir diferentes provetes de osso, quer para garantir que ocorra sempre o contacto completo entre o osso e o implante durante os ensaios.
- Os campos de deslocamentos determinados a partir da simulação numérica encontram-se próximos das medições realizadas com a técnica de Correlação Digital de imagem. Contudo, verificou-se que é necessário conhecer melhor as propriedades mecânicas do material utilizado para otimizar os resultados obtidos pela simulação numérica com o método dos elementos finitos.
- Da análise do campo de deslocamentos pode verificar-se que o comportamento do tecido ósseo não é uniforme. Este tipo de comportamento era espectável, pois a estrutura deste tipo de tecido é composta por vários elementos, tais como, fibras de colagénio, canais vasculares, etc. As dimensões destes elementos estruturais podem ter diferentes valores e globalmente os tecidos ósseos terão um comportamento diferente.

AGRADECIMENTOS

Agradecemos à Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro pela cedência do equipamento utilizado Aramis da GOM utilizado na realização deste trabalho.

REFERÊNCIAS

- [1] Bay, B.K., “Texture Correlation: A method for the measurement of detailed strain

- distributions within trabecular bone”, *Journal of Orthopaedic Research*, Vol. **13**, pp. 258-267, (1995).
- [2] Odgaard, A., Linde, F., “The underestimation of Young’s modulus in compressive testing of cancellous bone specimens”, *Journal of Biomechanics* Vol. **24**, pp. 691-698, (1991).
- [3] Michel, M.C., Guo, X.D.F., Gibson, L.J., McMahon, F.A., Hayes, W.C., “Compressive fatigue behaviour of bovine trabecular bone”, *Journal of Biomechanics* Vol. **26**, pp. 453-463, (1993).
- [4] Zhang, D., Arola, D.D., “Applications of digital image correlation to biological tissues”, *Journal of Biomedical Optics* Vol. **9**, pp. 691-699, (1999).
- [5] Simões, J.A.O., Monteiro, J., Chousal, J., Vaz, M. e Taylor, M., *Strain patterns adjacent to bonded and debonded bone-implant interfaces: A holographic study of an idealized proximal femur. 12th Conference of the European Society of Biomechanics, Dublin, 2000*, Dublin (2000).
- [6] Simões, J.A.O., Vaz, M.A., Chousal, J.A.G., Taylor, M. and Blatcher, S., *Speckle interferometry to measure the strain distribution within porous materials. International Conference on Advanced Technology in Experimental Mechanics ('ATEM '97', Wakayama), Wakayama, 1997*, Japan (1997).
- [7] Simões, J.A.O., Monteiro, J., Vaz, M.A., Taylor, M. and Blatcher, S., *Study with speckle interferometry of bone-implant interface conditions. 11th Int. Conference on Experimental Mechanics (ICEM 98) – Advances in Design, Testing and Analysis, Oxford, 1998*, Oxford (1998).
- [8] Hinsch, K.D., Gülker, G. e Helmers, H., “Checkup for aging artwork – Optical tools to monitor mechanical behaviour”, *Optics and Lasers in Engineering* Vol. **45**, pp. 578-588, (2007).
- [9] , J., Martins, P., Monteiro, J., Vaz, M., Lopes, H., *Caracterização do Campo de Deslocamentos em Tecidos Hiper-Elásticos. 3º Congresso Nacional de Biomecânica, Bragança, 2009*, Bragança (2009).
- [10] Hu, T., Ranson, W., Sutton, M., Peters, W., “Application of Digital Image Correlation Techniques to Experimental Mechanics”, *Experimental Mechanics* Vol. **25**, pp. 232-244, (1985).
- [11] Hung, P.C., Voloshin, A.S., “In-plane strain measurement by digital image correlation”, *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Science and Engineering* Vol. **25**, pp. 215-221, (2003).
- [12] Loffredo, M., Ferreira, I., “Resistência mecânica e tenacidade à fratura do osso cortical bovino”, *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica* Vol. **23**, pp. 159-168, (2007).
- [13] O.C. Zienkiewicz e R.L. Taylor, *The finite element method*, McGraw Hill, Vol. I., 1989, Vol. II, (1991).
- [14] “ANSYS – Theory Reference”, Release 5.6, *Edited by Peter Kohnke*, (1999).