

Actas do
X Congresso Ibero-americano em
Engenharia Mecânica - CIBEM10

Porto, Portugal
4-7 de Setembro de 2011

Ficha Técnica

Titulo: **Actas do X Congresso Ibero-americano em Engenharia Mecânica - CIBEM10**

Editado por: R.M. Natal Jorge; João Manuel R.S. Tavares; José Luis Alexandre; António JM Ferreira; Mário Vaz
Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Porto, Portugal

Data: Agosto 2011

Execução gráfica: Tipografia Nunes Lda - Maia

Depósito Legal: 332096/11

ISBN: 978-989-96276-2-8

CARACTERIZAÇÃO EXPERIMENTAL E NUMÉRICA DO CAMPO DE DESLOCAMENTOS DE TECIDOS BIOLÓGICOS HIPER-ELÁSTICOS

J. Ribeiro¹, H. Lopes^{1*}, B. Mendonça^{1†}, P. Martins², M. Vaz³

1- Instituto Politécnico de Bragança, Campus de Santa Apolónia, Bragança, Portugal, email: jribeiro@ipb.pt, *hlopes@ipb.pt, †bimendonca@hotmail.com

2- Instituto de Engenharia Mecânica, Rua Dr. Roberto Frias, Porto, Portugal, email: palsm@fe.up.pt

3-Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Rua Dr. Roberto Frias, Porto, Portugal, email: gmavaz@fe.up.pt

Palavras chave: Propriedades de Tecidos Hiperelásticos, Biomecânica de Tecidos, Método de Elementos Finitos, Técnicas Experimentais, Correlação Digital de Imagem.

Resumo

Uma das áreas científicas de maior desenvolvimento nas últimas décadas está ligada ao do estudo de tecidos biológicos. Estes tecidos têm um comportamento não linear e muito diferente dos materiais tradicionais que são estudados em engenharia mecânica. A caracterização do seu comportamento mecânico traz novos desafios tanto no desenvolvimento de novas técnicas experimentais como na implementação de novos algoritmos numéricos. No trabalho aqui apresentado recorreu-se à utilização de uma técnica experimental de campo denominada Correlação Digital de Imagem, esta técnica é relativamente recente e permite a caracterização do campo de deslocamentos, com elevada resolução e sem contacto. Com Correlação Digital de Imagem é, também, possível fazer-se a análise de grandes deslocamentos superficiais e que é um comportamento característico de tecidos biológicos hiperelásticos. As simulações numéricas aqui implementadas foram realizadas num programa comercial de elementos finitos, Ansys®, recorrendo a dados experimentais de ensaios de tracção de tecidos hiperelásticos da mucosa vaginal humana. Na simulação numérica foram utilizados alguns dos modelos constitutivos mais conhecidos no estudo de materiais hiperelásticos: Mooney-Rivlin, Yeoh e Ogden. Os resultados obtidos demonstraram o potencial destas técnicas para a análise do comportamento mecânico de materiais hiperelásticos, verificando-se, contudo, a necessidade de um maior aprofundamento no estudo e aplicação das mesmas a este tipo de materiais.

1. Introdução

A caracterização de tecidos com um comportamento mecânico hiperelástico tem tido um interesse crescente devido à necessidade de um conhecimento cada vez mais profundo do comportamento de tecidos biológicos, particularmente tecidos humanos [1, 2]. O recurso a ensaios experimentais para a caracterização deste tipo de materiais tem vindo a ser substituído por simulações numéricas, recorrendo a códigos de elementos finitos, com nítidas vantagens sob o ponto de vista de poupança de custos financeiros e de tempo. Uma das grandes dificuldades na implementação dos métodos numéricos no estudo de materiais hiperelásticos prende-se com o desenvolvimento de modelos numéricos, robustos e fiáveis, que simulem o comportamento mecânico deste tipo de materiais. Alguns dos modelos numéricos mais utilizados na simulação com elementos finitos, tais como, Mooney, Mooney-Rivlin, Yeoh e Ogden [3], representam modelos fenomenológicos que foram desenvolvidos para a determinação da energia potencial de deformação. Contudo, estes modelos hiperelásticos necessitam da determinação de coeficientes da energia potencial de deformação e que são calculados a partir de dados experimentais obtidos em ensaios de tracção [2].

Experimentalmente, o estudo mecânico deste tipo de tecidos tem vindo a ser feito com técnicas convencionais desenvolvidas para o estudo de materiais com um comportamento linear e isotrópico, tal como os ensaios de tracção, que permitem a determinação de valores médios de algumas propriedades mecânicas. Contudo, estes materiais têm comportamentos mecânicos muito distintos dos materiais convencionais, havendo, por isso, a necessidade de recorrer-se a técnicas que permitam uma análise global do comportamento desses tecidos, sendo as técnicas ópticas as mais adequadas para esse fim pois permitem medir sem contacto e obter informação de carácter global com resoluções sub-micrométricas. Actualmente, umas das técnicas com essas características mais utilizadas é a Correlação Digital de Imagem (CDI), que 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. Nesta técnica são capturadas imagens consecutivas durante a solitação. Estas imagens são depois correlacionadas duas a duas para calcular os deslocamentos ocorridos.

2. Fundamentos Teóricos

Neste capítulo pretende abordar-se, muito sucintamente, alguns conceitos teóricos que sustententam os métodos experimentais e numéricos utilizados neste trabalho. Experimentalmente foi utilizada a técnica de correlação digital de imagem, que tem como princípio básico, a correlação entre duas imagens, uma de referência e outra após deformação. Para a simulação numérica, recorrendo ao método dos elementos finitos (MEF), utilizam-se modelos específicos desenvolvidos para simular o comportamento de materiais hiperelásticos, neste trabalho foram utilizados alguns dos modelos mais conhecidos, nomeadamente, Mooney-Rivlin, Yeoh e Ogden.

2.1. Correlação Digital de Imagem

A CDI é uma técnica de medição sem contacto desenvolvida por Sutton et al. [4, 5, 6, 7] e Bruck, et al. [8], 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 (após a deformação) [9].

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 [10]. A relação entre as duas funções é definida por,

$$f * (x *, y *) = f(x + u(x, y), y + v(x, y)) \quad (\text{Eq. 1})$$

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

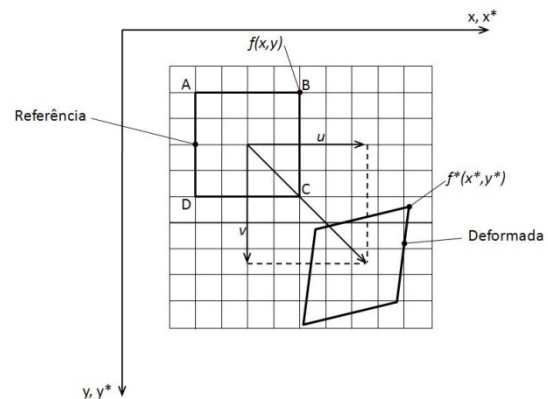


Figura 1: Variação do estado inicial (referência) para o estado final (deformado).

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.

Considerando o campo de deslocamento, para um padrão aleatório, como homogêneo e bilinear ao longo dos eixos x e y :

$$u(x, y) = a_u x + b_u y + c_u xy + d_u \quad (\text{Eq. 2})$$

$$v(x, y) = a_v x + b_v y + c_v xy + d_v \quad (\text{Eq. 3})$$

A solução exacta, considerada em termos numéricos, é abordada como um processo iterativo.

Os deslocamentos do corpo rígido nos pontos A, B, C e D são calculados durante a iteração “i” com as componentes do campo de deslocamentos determinadas na iteração “i-1”. O processo iterativo pára na iteração “n”, quando a posição relativa dos vértices definidos pela rede virtual varia abaixo de um valor crítico, δ_0 , definido no programa.

Os pixels da imagem inicial movem-se para uma posição de sub-pixel na imagem deformada. A dificuldade encontra-se na definição dos níveis de cinza entre esses pontos. Para esse fim, é usada uma função de interpolação, sendo a mais comum a interpolação bilinear de primeira ordem [11].

Com a correlação matemática de $f(x,y)$ e $f^*(x^*,y^*)$, são determinados os campos de deslocamento $u(x,y)$ e $v(x,y)$. O coeficiente de correlação pode ser calculado pelo método dos mínimos quadrados:

$$C_1 = \int_{\Delta M} (f(x, y) - f^*(x^*, y^*))^2 dx dy \quad (\text{Eq. 4})$$

Onde ΔM é o padrão aleatório na superfície. Os coeficientes de correlação são minimizados na determinação do campo de deslocamento.

A CDI tem sido também utilizada para a medição de campos de deformações [12, 13] com elevada resolução. Uma das maiores dificuldades desta técnica está na aplicação do padrão aleatório, havendo alguns estudos [14] no sentido de analisar a influência da qualidade do padrão aleatório na exactidão das medições dos campos de deslocamentos e deformações.

2.2. Modelos de Materiais Hiperelásticos

Actualmente o campo da biomecânica [15], traz-nos a necessidade do estudo do comportamento mecânico de materiais biológicos, pois a qualidade de vida de muitas pessoas pode beneficiar com o seu conhecimento [16, 17] Alguns materiais biológicos, como os tecidos moles, têm um comportamento não linear hiperelástico daí a importância do conhecimento dos seus modelos constitutivos [18].

Um material hiperelástico, também conhecido por material elástico de Green, pode ser definido como aquele para o qual existe uma função de energia livre de Helmholtz, também denominada por energia de deformação ou energia armazenada (Ψ), em que:

$$P = \frac{\partial \Psi}{\partial F} \quad (\text{Eq. 5})$$

Onde P é o primeiro tensor das tensões de Piola-Kirchhoff e F é o gradiente das deformações.

Um modelo de materiais hiperelásticos depende da definição da função energia de deformação, que assume formas diferentes de acordo com o material ou classe de materiais considerados [2].

No caso em análise assumiu-se, por simplificação, que o material é isotrópico e incompressível.

Se o material for isotrópico, as funções de energia de deformação (Ψ) dependem dos invariantes da deformação.

$$\Psi_{isotropico} = \Psi(I_1, I_2, I_3) \quad (\text{Eq. 6})$$

onde

$$I_1 = \sum_{i=1}^3 \lambda_i^2$$

$$I_2 = \sum_{i,j=1}^3 \lambda_i^2 \lambda_j^2 \quad i \neq j \quad (\text{Eq. 7})$$

$$I_3 = \prod_{i=1}^3 \lambda_i^2$$

sendo λ_1, λ_2 e λ_3 os alongamentos principais.

Se o material hiperelástico é também incompressível ($I_3 = 1$), a equação 6 será

$$\Psi_I = \Psi(I_1, I_2) \quad (\text{Eq. 8})$$

Como as variantes da deformação dependem dos alongamentos principais ($\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$), as funções da energia de deformação, podem aparecer como funções dos alongamentos.

$$\Psi_I = \Psi(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) \quad (\text{Eq. 9})$$

De seguida faz-se uma descrição sucinta dos modelos de energia de deformação Ψ para os modelos hiperelásticos utilizados neste trabalho. A partir da equação do tensor de Cauchy e da calibração adequada dos principais ensaios de experimentais de tracção (uniaxial e biaxial), determinam-se as equações constitutivas dos modelos hiperelásticos.

- Modelo de Mooney-Rivlin

O modelo de Mooney-Rivlin é um dos mais conhecidos e utilizados modelos hiperelásticos, principalmente na simulação numérica de borrachas e derivados. Foi um dos primeiros modelos hiperelásticos e tem boa convergência para um intervalo relativamente grande de deformações. A função de energia livre para este modelo (considerando a incompressibilidade) é dada como:

$$\Psi = \sum_{i=1}^2 C_i (I_i - 3) \quad (\text{Eq. 10})$$

onde C_1 e C_2 são constantes do material a serem determinadas durante o processo de calibração.

- Modelo de Yeoh

O modelo Yeoh para materiais incompressíveis, como é o caso da borracha [19] A função da energia de deformação que caracteriza este modelo depende só do primeiro invariante da deformação (I_1):

$$\Psi = \sum_{i=1}^3 C_i (I_1 - 3)^i \quad (\text{Eq. 11})$$

onde C_1 , C_2 e C_3 são as constantes do material que são determinadas dos ensaios experimentais.

- Modelo de Ogden

O modelo Ogden é utilizado para descrever o comportamento não linear de materiais complexos tais como borracha, polímeros e tecidos biológicos. Este modelo é descrito pela seguinte expressão [20]:

$$\Psi = \sum_{i=1}^N \frac{\mu_i}{\alpha_i} (\lambda_1^{\alpha_i} + \lambda_2^{\alpha_i} + \lambda_3^{\alpha_i} - 3) \quad (\text{Eq. 12})$$

onde N é o número total de termos da série e μ_i e α_i são constantes materiais. De acordo com Holzapfel [18], é alcançada uma boa convergência entre os resultados teóricos e experimentais para a borracha quando $N=3$.

Actualmente têm sido desenvolvidas novas metodologias para a simulação do comportamento mecânico hiperelástico de tecidos biológicos [21, 22], embora neste trabalho não sejam utilizadas.

3. Ensaio Experimental

O estudo descrito neste artigo encontra-se inserido num trabalho mais abrangente, na área da biomecânica. Mais especificamente, no estudo do comportamento mecânico de tecidos humanos e onde se faz a caracterização das propriedades hiperelásticas da mucosa vaginal humana. Neste sentido, realizaram-se ensaios de tracção até à rotura, obtendo-se as respectivas curvas de tensão-deformação. A partir destas curvas é possível determinar algumas propriedades mecânicas destes materiais hiperelásticos, nomeadamente, o valor dos módulos de elasticidade E_I e E_{II} .

3.1. Descrição do ensaio

Para efectuar o ensaio experimental foi desenvolvida uma montagem para realizar um ensaio de tracção. Teve-se em consideração um conjunto de especificidades, tais como, as baixas cargas envolvidas, as elevadas deformações e alguns cuidados especiais na protecção dos utilizadores e de higiene local. É importante referir que os ensaios são realizados com tecidos humanos e é fundamental ter um especial cuidado a nível de protecção pessoal e ambiental contra possíveis agentes virais e bacteriológicos.

A preparação dos provetes envolveu duas fases: corte do tecido com as dimensões adequadas para o ensaio e a criação do padrão aleatório sobre a superfície a medir. Devido ao tipo de material em causa, foram testados diferentes procedimentos para a criação do padrão aleatório. Após vários testes, verificou-se que o que ofereceu melhores resultados consistiu na utilização de pó de toner sobre a superfície do tecido a medir.

Após a criação do padrão, o tecido foi montado na máquina de tracção, com amarras devidamente elaboradas para evitar o escorregamento do tecido. A face com o padrão aleatório ficou virada para o sistema de CDI, tal como se pode ver, esquematicamente, na Fig. 2.

Tal como referido anteriormente, o processo de CDI consiste na aquisição de uma imagem de referência, antes da deformação, e na posterior aquisição de imagens

sucessivas durante o ensaio, com um intervalo de tempo previamente definido.

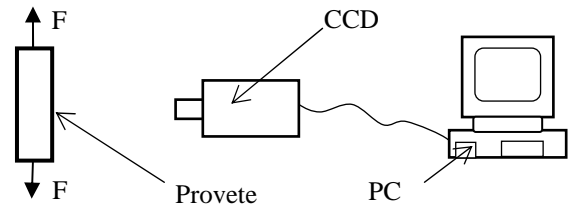


Figura 2: Esquema da montagem óptica para o ensaio de tracção, recorrendo à CDI para a medição do campo de deslocamentos [23].

A calibração foi realizada utilizando uma tira de papel milimétrico, colado numa das amarras. 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.

3.2. Resultados obtidos

As amostras de tecido utilizadas nos ensaios de tracção têm uma geometria paralelepípedica, onde a espessura tem uma dimensão muito inferior, comparativamente com a largura e comprimento. Na tabela 1, estão indicadas as dimensões da amostra ensaiada.

Tabela 1: Dimensões da amostra ensaiada.

Comprimento [mm]	Largura [mm]	Espessura [mm]
8.514	9.273	1.687

A curva tensão-deformação obtida no ensaio realizado neste trabalho encontra-se representada na Fig. 3.

O material ensaiado tem propriedades hiperelásticas e, tal como se pode observar pela Fig. 3, as deformações ocorridas são muito elevadas. Esta característica traz problemas acrescido na utilização das técnicas ópticas para a medição de campo, podendo ocorrer a decorrelação.

A técnica de CDI, é uma das poucas técnicas ópticas que permite a medição de campos de deslocamentos e deformações tão elevados como os que ocorrem com estes materiais.

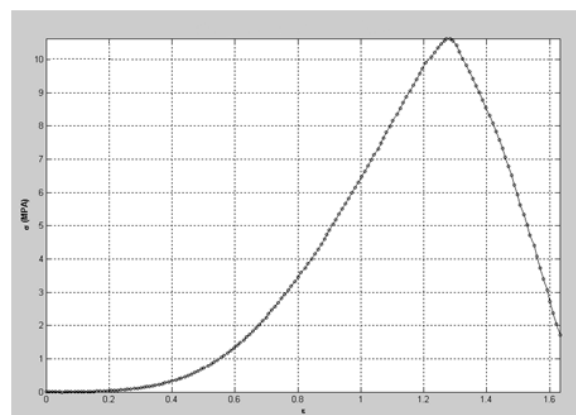


Figura 3: Curva tensão-deformação obtida no ensaio de tracção.

Na Fig. 4 apresenta-se um exemplo do campo de deslocamentos medido com CDI, para uma de carga de 0.05N. A utilização de um valor tão baixo de carga foi devido à libertação de fluidos pelo provete que ocorria

quando aplicadas cargas mais elevadas, este fenómeno provocou a movimentação do padrão aleatório, ocorrendo a descorrelação de regiões importantes do provete. Assim, para evitar a perda total ou parcial do padrão aleatória criado na superfície do provete optou-se por um carregamento de baixa intensidade.

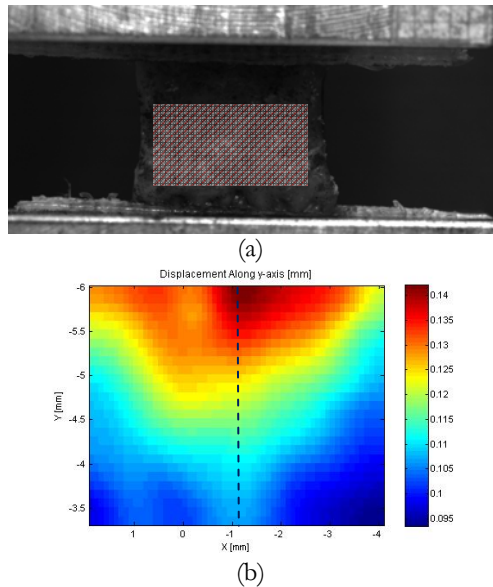


Figura 4: Medição do campo de deslocamentos com CDI: (a) Amostra de tecido a ensaiar com a zona de medição e (b) campo de deslocamentos medidos na direcção de Y.

Fazendo uma análise da variação dos deslocamentos, na direcção do eixo Y, correspondente ao centro do provete (linha a traço interrompido da Fig. 4), pode verificar-se que ocorre uma variação aproximadamente linear, como seria de esperar, tal como se pode verificar na Fig. 5.

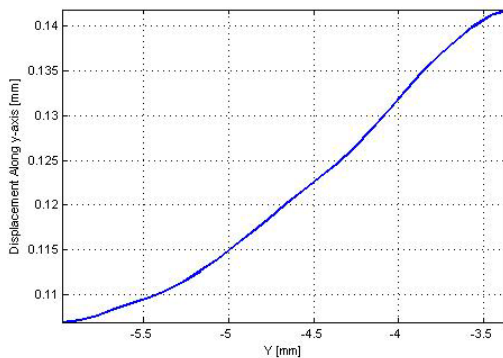


Figura 5: Variação dos deslocamentos na direcção Y (vertical) no centro do provete.

Da análise dos resultados obtidos com CDI pode verificar-se que o campo de deslocamentos ocorridos na superfície do tecido não é uniforme, verificando-se que na região central o valor dos deslocamentos é superior aos ocorridos nos bordos. Pode, também, ser observado que nas regiões mais próximas das amarras ocorre um maior afastamento à linearidade na variação dos deslocamentos ao longo do eixo Y.

4. Simulação Numérica

A simulação numérica foi implementada com recurso ao método dos elementos finitos, tendo sido utilizado o programa comercial Ansys®.

Foi criado um modelo com geometria e dimensões idênticos à amostra utilizado experimentalmente e gerada a respectiva malha, impondo-se os carregamentos de tracção com os mesmos valores dos utilizados no ensaio. Considerou-se um comportamento não linear hiperelástico e foram utilizados os modelos de comportamento Mooney-Rivlin, Yeoh e Ogden. Para isso, foi utilizada a curva experimental do ensaio de tracção. Foi gerada uma malha de 840 elementos quadráticos isoparamétricos hiperelásticos com 8 nós [24], este tipo de elemento é denominado como PLANE183 [25]. A malha utilizada no modelo está representada na Fig. 6.

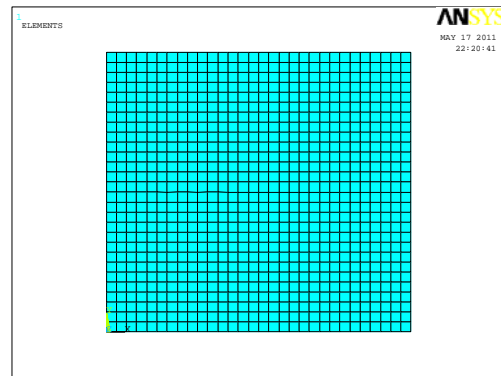


Figura 6: Malha de elementos finitos utilizada.

Para as condições de fronteira, considerou-se o encastramento no bordo inferior e uma força de 29 N, uniformemente distribuída pelos nós do bordo superior do modelo.

Fizeram-se as simulações com os três modelos hiperelásticos referidos e determinou-se o erro relativo do valor máximo de deslocamento, quando comparado com valor experimental do ensaio de tracção e que correspondeu a 6.77 mm.

Na tabela 2 estão indicados os valores de deslocamento máximos e os respectivos erros relativos para os três modelos usados.

Tabela 2: Valores de deslocamentos e erros relativos.

	Mooney-Rivlin	Yeoh	Ogden
Desloc. Max. [mm]	5.70	5.55	6.73
Erro Relativo [%]	15.8	18.1	0.59

Esta análise inicial, com o cálculo do erro relativo, permitiu definir qual o modelo que melhor caracteriza o comportamento hiperelástico do provete ensaiado. Neste caso verificou-se que o modelo Ogden é o que permite obter a simulação numérica com o menor erro relativo para o deslocamento máximo. Tendo, por isso, sido utilizado este modelo de comportamento para a simulação do ensaio de tracção e respectiva comparação com resultados das medições experimentais com CDI.

Para posterior comparação com as medições experimentais com a técnica CDI, implementou-se uma simulação com um carregamento de 0.05 N. Na Fig. 7 e 8 estão representados o campo de deslocamentos na direcção Y e a sua variação no centro do modelo, respectivamente.

Notar que na Fig. 7 está apresentado o modelo completo, com dimensões semelhantes ao provete ensaiado, enquanto que na Fig. 4b, está a representado o campo de deslocamentos correspondente à região a tracejado da Fig.

4a. Na Fig. 8 está representada a variação do deslocamento em Y ao longo de uma linha central (linha a traço interrompido), correspondendo, aproximadamente, à região a tracejado, desta forma poderá fazer-se uma comparação directa, entre resultados experimentais e numéricos, relativamente a este parâmetro.

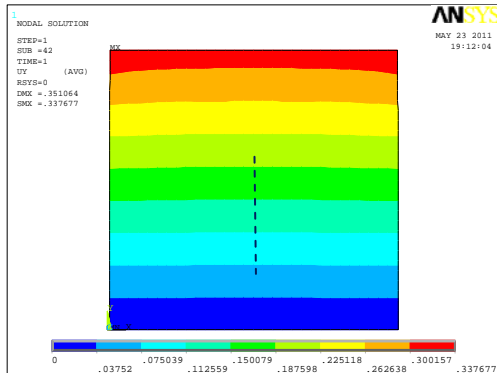


Figura 7: Campo de deslocamentos em Y obtidos na simulação numérica.

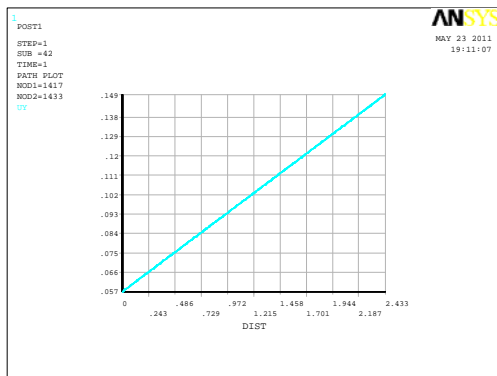


Figura 8: Variação dos deslocamentos na direcção Y (vertical) no centro do modelo numérico.

Das figuras anteriores é possível verificar que ocorre uma variação linear do campo de deslocamentos em Y.

5. Comparação de Resultados

Da comparação dos resultados obtidos nas duas técnicas, experimental e numérica, pode verificar-se que enquanto com a primeira técnica se observa um comportamento não uniforme do material, na simulação numérica ocorre um comportamento uniforme. Esta diferença deve-se ao facto de na simulação numérica, não ser possível caracterizar de forma completa o comportamento do tecido fibroso de que é constituído o material estudado. Principalmente, porque, sendo um tecido biológico, por vezes, fibras vizinhas sofrem rotura para cargas diferente. Contudo, uma análise mais global permite verificar-se uma tendência para um comportamento semelhante.

Fazendo uma comparação da variação dos deslocamentos ao longo de um linha central no provete, Fig. 9, pode verificar-se que ocorre uma tendência similar no comportamento do material, isto é, ocorre um crescimento aproximadamente linear dos deslocamentos. Contudo, observa-se uma discrepância de valores de deslocamento relativamente elevada e que é mais evidente, na região mais próxima da amarra inferior, que poderá ser devido a dois fenómenos, por um lado pode ter ocorrido

algum escorregamento nessa amarra durante o ensaio experimental, por outro como a carga é muito baixa, o provete encontra-se numa fase de alguma acomodação originando medições que poderão conter algum erro.

Por outro lado, os modelos constitutivos hiperelásticos implementados nos Ansys consideram que o material tem um comportamento isotrópico, contudo os tecidos estudados são fibrosos, com as fibras na direcção longitudinal do provete, tendo, por isso, um comportamento ortotrópico. Um outro factor importante, que permitiria alcançar resultados numéricos mais próximos dos experimentais seria o de utilizar dados de outros tipos de ensaios mecânicos, nomeadamente ensaios de tracção bidireccionais e ensaios de corte.

Durante o ensaio experimental ocorre, também, a fractura de algumas fibras menos resistentes alterando, desta forma, o campo de deslocamentos medido na superfície do provete.

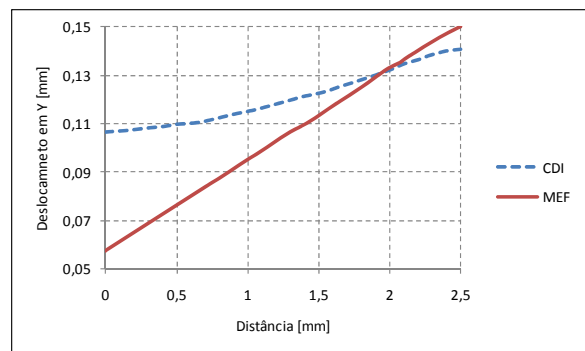


Figura 9 Variação dos deslocamentos na direcção Y no centro do provete, medido experimentalmente com a CDI e determinado numericamente com o MEF.

Apesar da diferença entre os valores de deslocamento entre os resultados experimentais e numéricos, pode salientar-se que o erro relativo médio é de 15%, o que para este tipo de material biológico parece ser aceitável.

6. Conclusões

A técnica de Correlação Digital de Imagem mostrou estar bem adaptada à medição de campos de deslocamentos em tecidos hiperelásticos. Tendo em conta a amplitude de deslocamentos ocorridos, esta técnica correlaciona o deslocamento de pequenas subdivisões da imagem, permitindo a medição de deslocamentos de grande amplitude.

Esta técnica apresenta algumas dificuldades, sendo a principal a obtenção de um padrão aleatório. Neste trabalho foi necessário testar vários tipos de padrões, tendo-se verificado que o uso de pó de toner permitiu a obtenção de resultados aceitáveis. Contudo, será necessário otimizar a técnica para esta aplicação em concreto. A principal limitação desta técnica prende-se com o facto dos tecidos libertarem fluidos, que ao escorrerem transportam consigo o toner, perdendo-se as referências e ocorrendo desconexão. Devido a esse fenómeno, não foi possível medir campos de deslocamentos mais elevados e para os quais a técnica CDI está bem adaptada.

Dos diferentes modelos constitutivos avaliados, verificou-se que o modelo Ogden foi o que obteve um resultado de simulação com menor erro relativo, para o deslocamento

máximo. Contudo, este modelo não caracteriza totalmente o comportamento hiperelástico do provete ensaiado, ocorrendo alguns desvios entre a simulação numérica e os resultados experimentais, apesar de ocorrer uma tendência semelhante na evolução da variação do campo dos deslocamentos.

Da análise do campo de deslocamentos pode verificar-se que comportamento do tecido da mucosa vaginal humana não é uniforme. Trata-se de um tecido essencialmente fibroso e, como tal, este resultado já era espetável, tendo em conta a não uniformidade do tecido, nomeadamente no que diz respeito à orientação, comprimento, espessura e quantidade de colagénio nas fibras.

Agradecimentos

Os autores agradecem o apoio financeiro da FCT através do Projecto COMPETE FCT PTDC/EME-PME/102095/2008.

Referências

- [1] J. Afonso, P. Martins, et al., "Mechanical properties of polypropylene mesh used in pelvic floor repair", *International Urogynecol Journal*, **19**: 375–380, 2008.
- [2] P. Martins, R. Jorge and A. Ferreira, "A Comparative Study of Several Material Models for Prediction of Hyperelastic Properties: Application to Silicone-Rubber and Soft Tissues", *Strain: An International Journal for Experimental Mechanics*, **42**: 135–147, 2006.
- [3] L. Taber, *Nonlinear Theory of Elasticity: Applications in Biomechanics*, World Scientific Publishing, London, 2004.
- [4] M. Sutton, J. Wolters, H. Peters, F. Ranson and R. McNeil, "Determination of Displacements Using an Improved Digital Correlation Method", *Image and Vision Computing*, **1**: 133-139, 1983.
- [5] M. Sutton, Q. Cheng, H. Peters, J. Chao and R. McNeill, "Application of an Optimized Digital Correlation Method to Planar Deformation Analysis", *Image and Vision Computing*, **4**: 143-151, 1986.
- [6] M. Sutton, L. Turner, A. Bruck, and A. Chae, "Full-field Representation of Discretely Sampled Surface Deformation for Displacement and Strain Analysis", *Experimental Mechanics*, **31**: 168-177, 1991.
- [7] M. Sutton, R. McNeill, J. Jang, and M. Babai, "Effects of Subpixel Image Restoration on Digital Correlation Error", *Journal of Optical Engineering*, **27**: 870-877, 1988.
- [8] A. Bruck, R. McNeil, M. Sutton, and H. Peters, Digital "Image Correlation Using Newton-Raphson Method of Partial Differential Correction", *Experimental Mechanics*, **29**: 261-267, 1989.
- [9] T. Hu, W. Ranson, M. Sutton and W. Peters, "Application of Digital Image Correlation Techniques to Experimental Mechanics", *Experimental Mechanics*, **25**: 232-244, 1985.
- [10] H. Marcellierl, P. Vescovo, et al., "Optical analysis of displacement and strain fields on human skin", *Skin Research and Technology*, **7**: 246-253, 2001.
- [11] M. Sutton, J. Orteu and H. Schreier, *Image Correlation for Shape, Motion and Deformation Measurements*, Springer Science and Business Media, 2009.
- [12] P. Hung and A. Voloshin, "In-plane Strain Measurement by Digital Image Correlation", *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering*, **25**: 215-221, 2003.
- [13] B. Grant, H. Stone, P. Withers and M. Preuss, "High-temperature strain field measurement using digital image correlation", *The Journal of Strain Analysis for Engineering Design*, **44**: 263-271, 2009.
- [14] D. Lecompte, A. Smits, S. Bossuyt, et al., "Quality assessment of speckle patterns for digital image correlation", *Optics and Lasers in Engineering*, **44**: 1132–1145, 2006.
- [15] J. Humphrey, "Continuum biomechanics of soft biological tissues", *Proceedings of Mathematics and Physics Engineering Science (Series A)*, 2003.
- [16] F. Azar, D. Metaxas and D. Schnall, "A deformable finite element model of the breast for predicting mechanical deformations under external perturbations", *Academic Radiology*, **8**: 965–975, 2001.
- [17] K. Miller, "Constitutive model of brain tissue suitable for finite element analysis of surgical procedures", *Journal of Biomechanics*, **32**: 531–537, 1999.
- [18] G. Holzapfel, *Nonlinear Solid Mechanics: A Continuum Approach for Engineering*, John Wiley & Sons, 2000.
- [19] H. O. Yeoh, "Some forms of the strain energy function for rubber", *Rubber Chemistry and Technology*, **66**: 754–771, 1993.
- [20] R. Ogden, *Non-Linear Elastic Deformations*, Dover Publications, 1984.
- [21] R. Lapeer, P. Gasson and V. Karri, "A Hyperelastic Finite-Element Model of Human Skin for Interactive Real-Time Surgical Simulation", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, **58**: 1013-1022, 2011.
- [22] C. Tang, G. Zhang and C. Tsui "A 3D skeletal muscle model coupled with active contraction of muscle fibres and hyperelastic behaviour", *Journal of Biomechanics*, **42**: 865-872, 2009.
- [23] J. Ribeiro, P. Martins, H. Lopes, J. Monteiro and M. Vaz, "Caracterização do Campo de Deslocamentos em Tecidos Hiper-Elásticos", *3º Congresso Nacional de Biomecânica*, Bragança, Portugal, 11-12 Fevereiro 2009.
- [24] O. Zienkiewicz and R. Taylor, *The finite element method*, McGraw Hill, 1991.
- [25] *ANSYS – Theory Reference*, Edited by Peter Kohnke, 1999.