



DETERMINAÇÃO DO CAMPO DE DESLOCAMENTOS DE TECIDOS BIOLÓGICOS HIPERELÁSTICOS

JOÃO RIBEIRO¹, HERNANI LOPES¹, BEBIANA MENDONÇA¹, PEDRO MARTINS²

¹Instituto Politécnico de Bragança
Campus de Santa Apolónia, Apartado 134
5301-857 Bragança, Portugal

²Instituto de Engenharia Mecânica
4200-465 Porto, Portugal

(Recibido 15 de julio de 2011, para publicación 25 de agosto de 2011)

Resumo – A necessidade da caracterização de propriedades mecânicas de materiais com comportamento não linear traz novos desafios à engenharia mecânica, tanto no desenvolvimento de novas técnicas experimentais como na implementação de novos algoritmos numéricos. Nas últimas décadas tem vindo a ser feita uma aposta séria na investigação ligada ao estudo e análise de tecidos biológicos, estes têm um comportamento fortemente não linear e de difícil caracterização. No trabalho aqui apresentado faz-se o estudo do comportamento mecânico de tecidos biológicos hiperelásticos, para isso 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. 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.

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

1. INTRODUÇÃO

O crescente interesse pelo estudo de tecidos biológicos humanos levou a uma necessidade da caracterização de alguns tipos de tecidos com um comportamento mecânico hiperelástico [1,2]. Tradicionalmente recorre-se a ensaios experimentais para a caracterização deste tipo de materiais, contudo, estes têm vindo a ser substituídos por simulações numéricas, utilizando códigos de elementos finitos, com 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 tradicionais, desenvolvidas para o estudo de materiais com um comportamento linear e isotrópico, 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. MODELOS DE MATERIAIS HIPERELÁSTICOS

Actualmente o campo da biomecânica [4], 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 [5, 6].

Alguns materiais biológicos, como os tecidos moles, têm um comportamento não linear hiperelástico daí a importância do conhecimento dos seus modelos constitutivos [7].

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:

$$P = \frac{\partial \Psi}{\partial F} \quad (1)$$

ou, no caso mais geral:

$$P = -pF^T + \frac{\partial \Psi}{\partial F} \quad (2)$$

Onde P é o primeiro tensor das tensões de Piola-Kirchhoff, F é o gradiente das deformações, p é um múltiplo de lagrange, obtido em função do estado de tensão e T de transposto, isto é, F^T corresponde ao transposto do 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 isotropico e incompressível.

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

$$\Psi_{isotropico} = \Psi(I_1, I_2, I_3) \quad (3)$$

Onde

$$\begin{aligned} I_1 &= \sum_{i=1}^3 \lambda_i^2 \\ I_2 &= \sum_{i,j=1}^3 \lambda_i^2 \lambda_j^2 \quad i \neq j \\ I_3 &= \prod_{i=1}^3 \lambda_i^2 \end{aligned} \quad (4)$$

sendo λ_1, λ_2 e λ_3 os alongamentos principais.

Se o material hiperelástico é também incompressível ($I_3 = 1$), a equação 3 será

$$\Psi_I = \Psi(I_1, I_2) \quad (5)$$

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.

$$\Psi_I = \Psi(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) \quad (6)$$

De seguida faz-se uma descrição sucinta dos modelos de energia de deformação 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.

2.1. 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:

$$\Psi = \sum_{i=1}^2 C_i (I_i - 3) \quad (7)$$

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

2.2. Modelo de Yeoh

O modelo Yeoh para materiais incompressíveis, como é o caso da borracha [8] A função da energia de deformação que caracteriza este modelo depende só do primeiro invariante da deformação (I_1):

$$\Psi = \sum_{i=1}^3 C_i (I_1 - 3)^i \quad (8)$$

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

2.3. 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 [9]:

$$\Psi = \sum_{i=1}^N \frac{\mu_i}{\alpha_i} (\lambda_1^{\alpha_i} + \lambda_2^{\alpha_i} + \lambda_3^{\alpha_i} - 3) \quad (9)$$

onde N é o número total de termos da série e μ_i e α_i são constantes materiais. De acordo com Holzapfel [7], 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 [10,11], embora neste trabalho não sejam utilizadas.

3. CORRELAÇÃO DIGITAL DE IMAGEM

A CDI é uma técnica de medição sem contacto desenvolvida por Sutton *et al.* [12-15] e Bruck *et al.* [16], 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

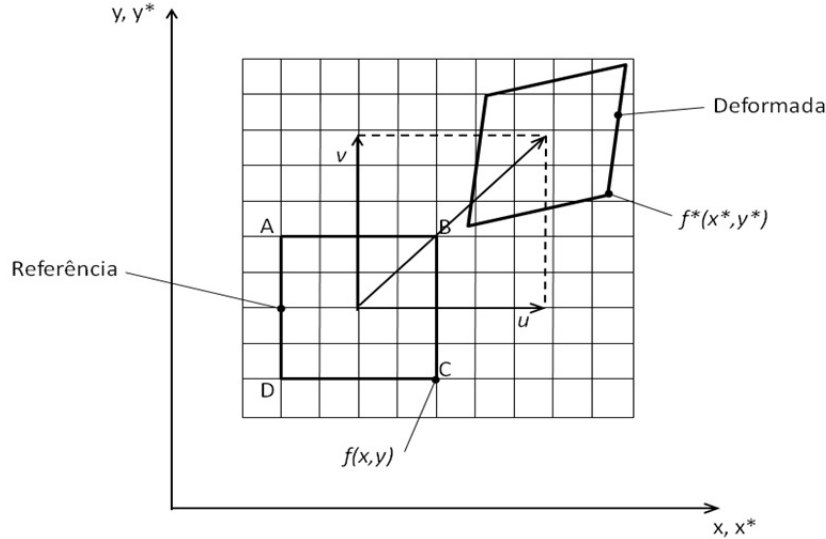


Fig. 1. Variação do estado inicial (referência) para o estado final (deformada).

deformação. As duas imagens podem, também, ser designadas como imagem de referência (antes da deformação) e imagem deformada (após a deformação) [17].

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

$$f^*(x^*, y^*) = f(x + u(x, y), y + v(x, y)) \quad (10)$$

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

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 homogéneo e bilinear ao longo dos eixos x e y :

$$u(x, y) = a_u x + b_u y + c_u xy + d_u \quad (11)$$

$$v(x, y) = a_v x + b_v y + c_v xy + d_v \quad (12)$$

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 [19].

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:

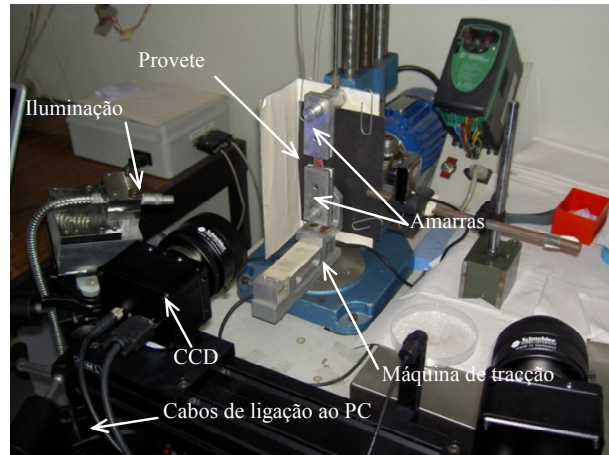


Fig. 2. Montagem óptica para o ensaio de tracção, recorrendo à CDI para a medição do campo de deslocamentos.

$$C_1 = \int_{\Delta M} (f(x, y) - f^*(x^*, y^*))^2 dx dy \quad (13)$$

onde M 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 [20, 21] com elevada resolução. Uma das maiores dificuldades desta técnica está na aplicação do padrão aleatório, havendo alguns estudos [22] no sentido de analisar a influência da qualidade do padrão aleatório na exactidão das medições dos campos de deslocamentos e deformações.

4. 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} .

4.1. Descrição do ensaio

Para efectuar o trabalho experimental foi desenvolvida uma montagem para realizar ensaios 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 pó de toner sobre a superfície do tecido a medir [23].

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

Tabela 1. Dimensões dos provetes ensaiados.

<i>Provete</i>	<i>Espessura [mm]</i>	<i>Comprimento [mm]</i>	<i>Largura [mm]</i>
1	1.348	13.077	9.619
2	1.686	11.159	7.414
3	1.687	8.514	9.273
4	2.810	13.108	9.150

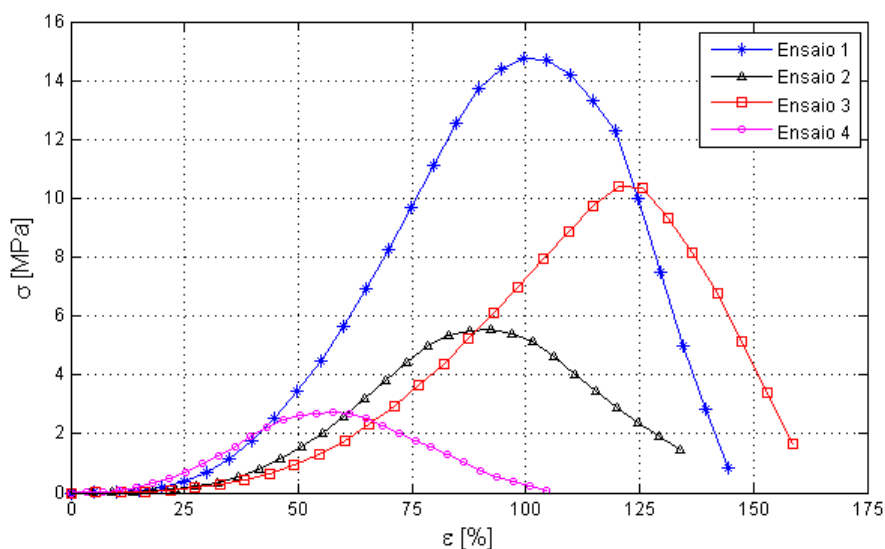


Fig. 3. Curva tensão-deformação obtida no ensaio de tracção para as quatro amostras ensaiadas.

sistema de CDI. Para melhorar a definição das imagens obtidas foi utilizada uma iluminação fria, ver na Fig. 2.

No presente trabalho foi utilizado um sistema de CDI comercial, Aramis da Gom, que é constituído por duas câmaras CCD com a resolução 1624 x 1236 pixel, um computador com software específico para correlação digital de imagem e cabos de ligação entre esses dois elementos. O sistema Aramis permite o controlo da taxa de aquisição das câmaras CCD, medir campos deslocamentos e deformações no plano, usando uma câmara, e fora do plano, recorrendo à visão estereoscopia das duas câmaras CCD. No caso em análise pretendeu-se medir o campo de deslocamentos no plano, como tal só foi utilizada uma câmara, a taxa de aquisição foi a de uma imagem por segundo, até um total de 150 imagens. As imagens foram adquiridas durante o ensaio de tracção, tendo sido enviadas para o PC, que processou-as de acordo com os algoritmos que foram sucintamente descritos no capítulo 3 deste trabalho.

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 [24].

4.2. 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 o comprimento. Na tabela 1, estão indicadas as dimensões dos provetes ensaiados.

As curvas tensão-deformação obtidas nos ensaios realizados neste trabalho encontram-se representadas na Fig. 3.

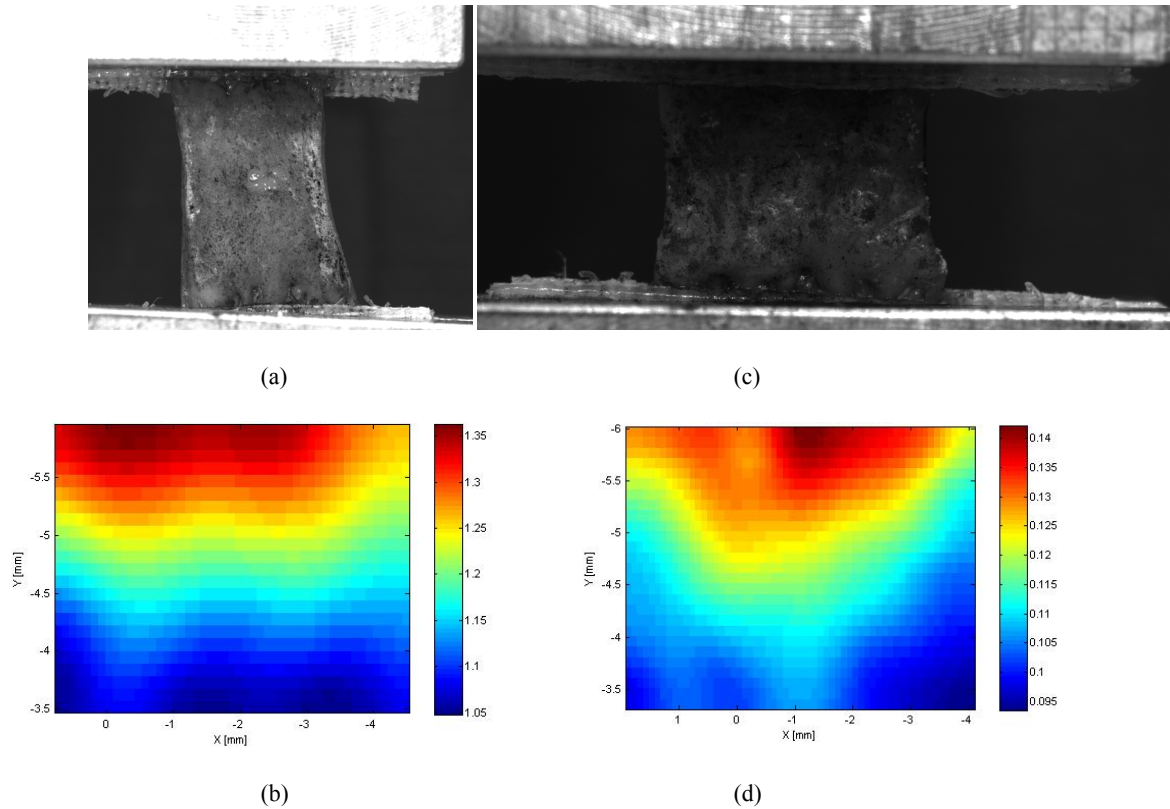


Fig. 4. Medição do campo de deslocamentos com CDI: (a) Ensaio do provete 1 com a zona de medição; (b) campo de deslocamentos no provete 1, medidos na direcção de Y; (c) Ensaio do provete 4 com a zona de medição; (d) campo de deslocamentos no provete 4, medidos na direcção de Y.

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 acrescidos na utilização das técnicas ópticas para a medição de campo, podendo ocorrer a descorrelação.

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

Na Fig. 4 apresentam-se dois exemplos do campo de deslocamentos medido com CDI, para as provetes 1 e 4, sujeitas a carregamentos de 0.25 N e 0.05 N, respectivamente. A utilização de um valor tão baixo de cargas deveu-se à libertação de fluidos pelos provetes que ocorria quando aplicadas cargas mais elevadas, este fenómeno provocou a movimentação do padrão aleatório, ocorrendo a descorrelação de regiões importantes dos provetes. Assim, para evitar a perda total ou parcial do padrão aleatório criado na superfície do provete optou-se por um carregamento de baixa intensidade.

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 laterais.

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, tal como se pode verificar na Fig. 5.

Analisando a Fig. 5, verifica-se que os provetes têm um comportamento tendencialmente linear, embora ocorram algumas variações em torno da linha de tendência. Este facto deve-se ao tipo de material utilizado, material hiperelástico biológico, que tem um comportamento não uniforme ao longo da sua extensão e espessura. Este material é constituído por fibras biológicas de diferentes comprimentos e cuja resistência mecânica varia entre si.

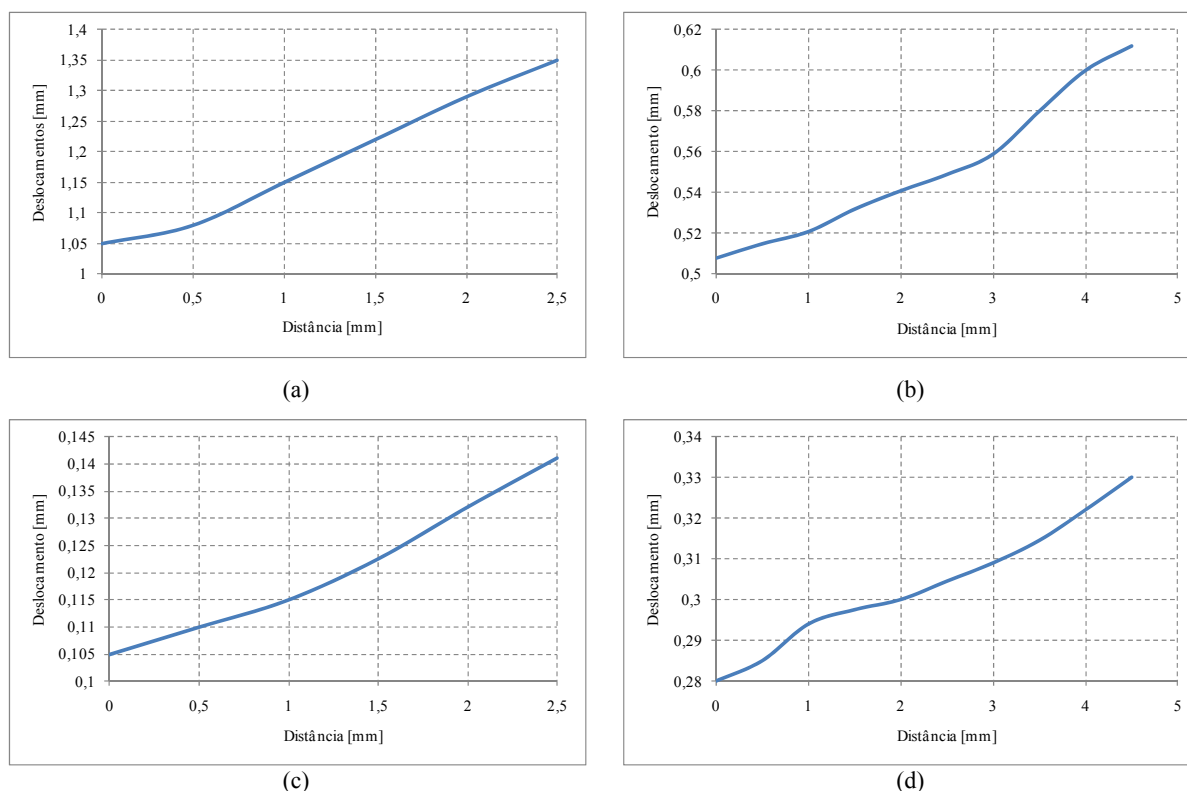


Fig. 5. Variação dos deslocamentos na direcção Y (vertical) no centro dos provetes: 1 (a), 2 (b), 3 (c) e 4 (d).

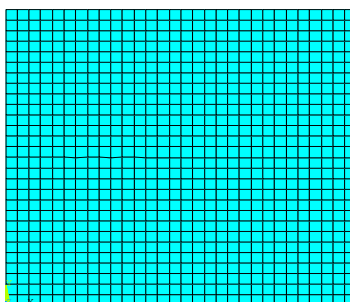


Fig. 6. Malha de elementos finitos utilizada.

5. SIMULAÇÃO NUMÉRICA

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

Para efectuar a simulação numérica 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 experimental. Considerou-se um comportamento não linear hiperelástico e foram utilizados os modelos de comportamento Mooney-Rivlin, Yeoh e Ogden. Para a determinação das constantes do material utilizou-se a curva experimental do ensaio de tracção. Foi gerada uma malha de elementos quadráticos isoparamétricos hiperelásticos com 8 nós [25], este tipo de elemento é denominado como PLANE183 [26]. A malha utilizada nos modelos está representada na Fig. 6.

Tabela 2. Forças utilizadas na simulação numérica.

<i>Provetes</i>	<i>Força [N]</i>
1	0.63
2	0.02
3	0.03
4	0.05

Tabela 3. Valores dos erros relativos para o deslocamento máximo.

<i>Provetes</i>	<i>Mooney-Rivlin</i>	<i>Yeoh</i>	<i>Ogden</i>
1	24%	17%	5.1%
2	27%	15%	8.3%
3	35%	12%	23%
4	18%	7.5%	21%

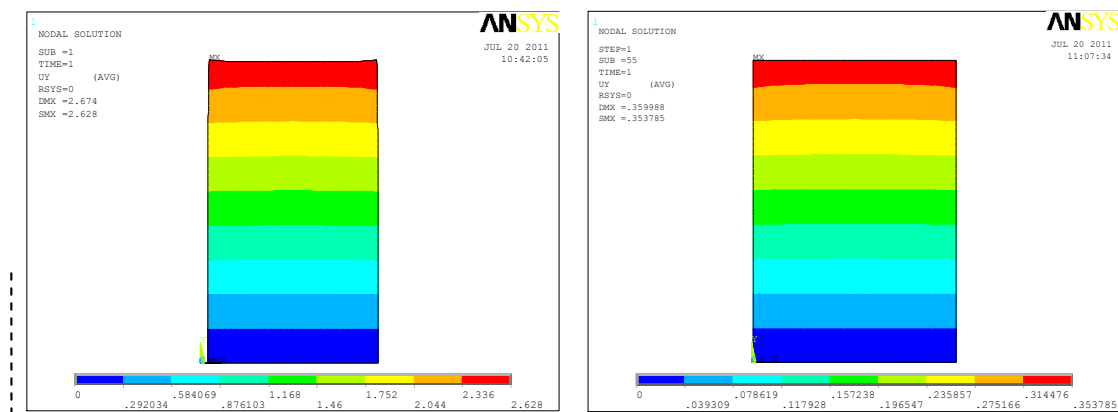


Fig. 7. Campo de deslocamentos em Y obtidos na simulação numérica: (a) modelo 1; (b) modelo 4.

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

Da análise das curvas tensão-deformação dos quatro provetes ensaiados, Fig. 3, pode observar-se que os provetes têm comportamentos distintos durante o ensaio. Devido a esse facto, fizeram-se simulações para diferentes valores de força aplicada. Na tabela 2 estão indicadas as forças utilizadas para as simulações numéricas.

Fizeram-se as simulações com os três modelos hiperelásticos referidos e determinou-se o erro relativo para o valor máximo de deslocamento, quando comparado com valor experimental do ensaio de tracção para os quatro provetes. Na tabela 3 estão indicados os valores dos erros relativos para os três modelos usados.

Esta análise inicial, com o cálculo do erro relativo, permitiu definir 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 os provetes 1 e 2, enquanto que o modelo Yeoh é o que melhor caracteriza os provetes 3 e 4. Tendo, por isso, sido utilizado estes modelos

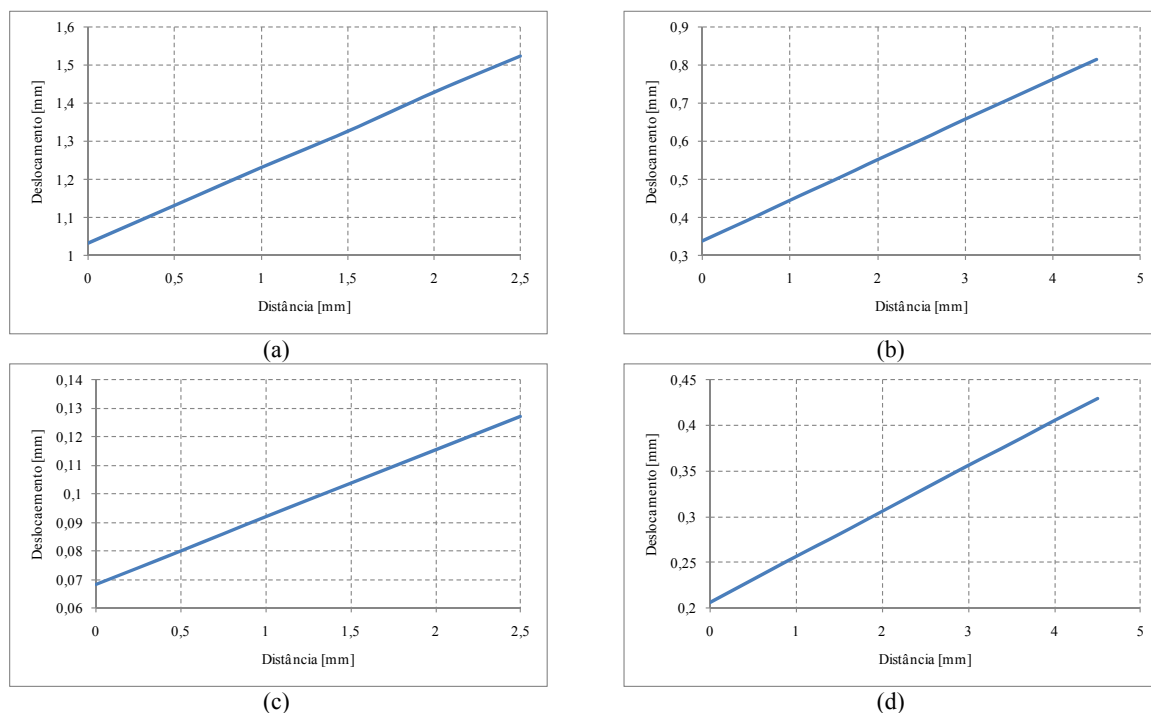


Fig. 8. Variação dos deslocamentos na direcção Y (vertical) no centro dos modelos numéricos: (a) modelo 1; (b) modelo 2; (c) modelo 3 e (d) modelo 4.

de comportamento para a simulação do ensaio de tracção e respectiva comparação com resultados das medições experimentais com CDI.

Na Fig. 7 apresenta-se, a título de exemplo, o campo de deslocamentos na direcção Y, obtidos por simulação numérica com MEF para os modelos 1 e 4, que simulam o ensaio dos provetes 1 e 4. Na Fig. 8 está representada a variação desses deslocamentos ao longo de uma linha vertical que passa no centro do modelo.

Notar que na Fig. 7 está apresentado o modelo completo, com dimensões semelhantes ao provete ensaiado, enquanto que na Fig. 4b e 4d, estão representados os campos de deslocamentos correspondentes à região a tracejado da Fig. 4a e 4c.

Observando a Fig. 7, pode verificar-se um comportamento uniforme do campo de deslocamentos.

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.

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

6. COMPARAÇÃO DE RESULTADOS

Da comparação dos resultados obtidos nas duas técnicas, experimental e numérica, pode verificar-se que enquanto com a primeira 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 uma linha central no provete, Fig. 9, pode verificar-se que ocorre uma tendência similar no comportamento do material, isto é, ocorre

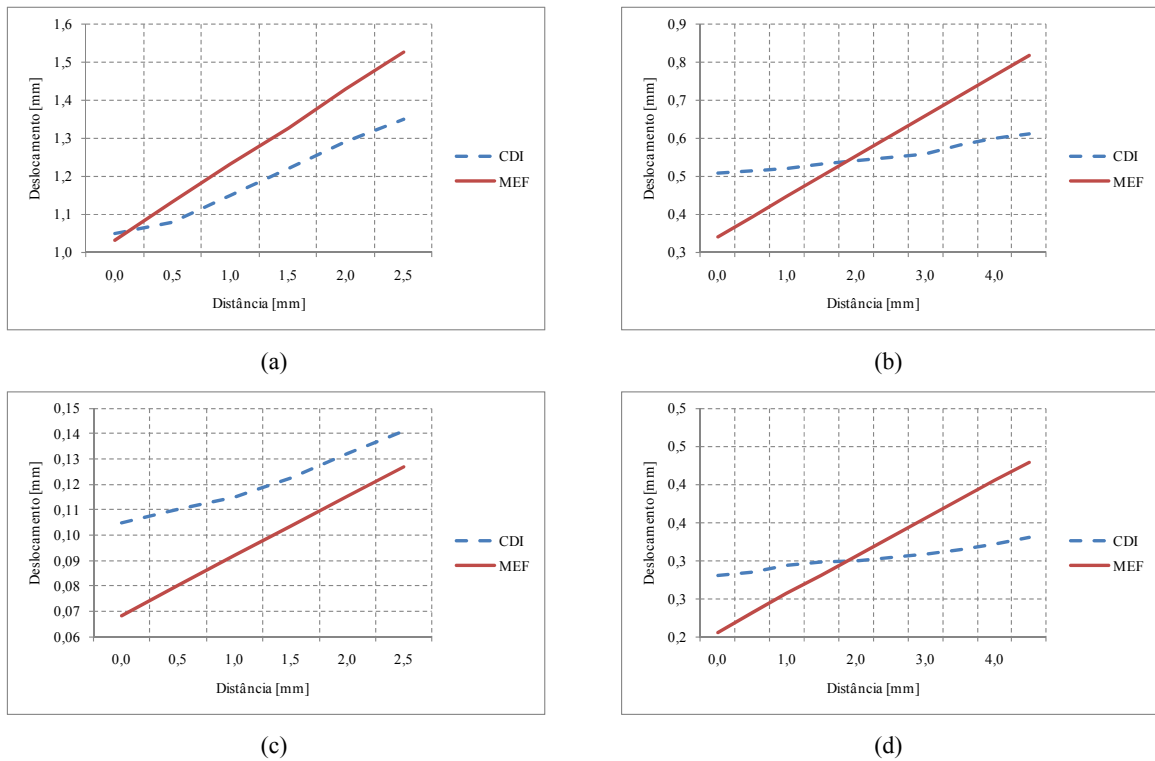


Fig. 9. Variação dos deslocamentos na direcção Y no centro do provete, medido experimentalmente com a CDI e determinado numericamente com o MEF: (a) provete 1; (b) provete 2; (c) provete 3 e (d) provete 4.

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 ocorrer escorregamento nas amarras durante o ensaio experimental, por outro como as cargas são muito baixas, os provetes encontram-se numa fase de alguma acomodação originando medições que poderão conter algum erro.

Os modelos constitutivos hiperelásticos utilizados na simulação numérica consideram que o material tem um comportamento isotrópico, contudo os tecidos estudados são fibrosos, com as fibras orientadas principalmente 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.

Apesar da diferença entre os valores de deslocamento entre os resultados experimentais e numéricos, pode salientar-se que o erro relativo médio é inferior a 20%, sendo no caso do provete 1 de 7%, o que para este tipo de material biológico parece ser aceitável.

7. 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 descorrelação. 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 e Yeoh foram os que obtiveram um resultado de simulação com menor erro relativo, para o deslocamento máximo. Contudo, estes modelos não caracterizam 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 o comportamento do tecido da mucosa vaginal humana não é uniforme. Trata-se de um tecido essencialmente fibroso e, como tal, este resultado já era espectável, tendo em conta a não uniformidade do tecido, nomeadamente no que diz respeito à orientação, comprimento, espessura e quantidade de colagénio nas fibras.

REFERENCIAS

- [1] Afonso, J., Martins, P. *et al.*, "Mechanical properties of polypropylene mesh used in pelvic floor repair", *International Urogynecol Journal*, **19**, 375–380 (2008)
- [2] Martins, P., Jorge, R., Ferreira, A., "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] Taber, L., *Nonlinear Theory of Elasticity: Applications in Biomechanics*, World Scientific Publishing, London (2004)
- [4] Humphrey, J., "Continuum biomechanics of soft biological tissues", *Proceedings of Mathematics and Physics Engineering Science (Series A)* (2003)
- [5] Azar, F., Metaxas, D., Schnall, D., "A deformable finite element model of the breast for predicting mechanical deformations under external perturbations", *Academic Radiology*, **8**, 965–975 (2001)
- [6] Miller, K., "Constitutive model of brain tissue suitable for finite element analysis of surgical procedures", *Journal of Biomechanics*, **32**, 531–537 (1999)
- [7] Holzapfel, G., *Nonlinear Solid Mechanics: A Continuum Approach for Engineering*, John Wiley & Sons (2000)
- [8] Yeoh, H.O., "Some forms of the strain energy function for rubber", *Rubber Chemistry and Technology*, **66**, 754–771 (1993)
- [9] Ogden, R., *Non-Linear Elastic Deformations*, Dover Publications (1984)
- [10] Lapeer, R., Gasson, P., Karri, V., "A Hyperelastic Finite-Element Model of Human Skin for Interactive Real-Time Surgical Simulation", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, **58**, 1013-1022 (2011)
- [11] Tang, C., Zhang, G., Tsui, C., "A 3D skeletal muscle model coupled with active contraction of muscle fibres and hyperelastic behaviour", *Journal of Biomechanics*, **42**, 865-872 (2009)
- [12] Sutton, M., Wolters, J., Peters, H., Ranson, F., McNeil, R., "Determination of Displacements Using an Improved Digital Correlation Method", *Image and Vision Computing*, **1**, 133-139 (1983)
- [13] Sutton, M., Cheng, Q., Peters, H., Chao, J., McNeill, R., "Application of an Optimized Digital Correlation Method to Planar Deformation Analysis", *Image and Vision Computing*, **4**, 143-151 (1986)
- [14] Sutton, M., Turner, L., Bruck, A., Chae, A., "Full-field Representation of Discretely Sampled Surface Deformation for Displacement and Strain Analysis", *Experimental Mechanics*, **31**, 168-177 (1991)
- [15] Sutton, M., McNeill, R., Jang, J., Babai, M., "Effects of Subpixel Image Restoration on Digital Correlation Error", *Journal of Optical Engineering*, **27**, 870-877 (1988)
- [16] Bruck, A., McNeil, R., Sutton, M., Peters, H., "Digital Image Correlation Using Newton-Raphson Method of Partial Differential Correction", *Experimental Mechanics*, **29**, 261-267 (1989)
- [17] Hu, T., Ranson, W., Sutton, M., Peters, W., "Application of Digital Image Correlation Techniques to Experimental Mechanics", *Experimental Mechanics*, **25**, 232-244 (1985)

- [18] Marcellierl, H., Vescovo, P. *et al.*, "Optical analysis of displacement and strain fields on human skin", *Skin Research and Technology*, **7**, 246-253 (2001)
- [19] Sutton, M., Orteu, J., Schreier, H., *Image Correlation for Shape, Motion and Deformation Measurements*, Springer Science and Business Media (2009)
- [20] Hung, P., Voloshin, A., "In-plane Strain Measurement by Digital Image Correlation", *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering*, **25**, 215-221 (2003)
- [21] Grant, B., Stone, H., Withers, P., Preuss, M., "High-temperature strain field measurement using digital image correlation", *The Journal of Strain Analysis for Engineering Design*, **44**, 263-271 (2009)
- [22] Lecomptea, D., Smitsb, A., Bossuytb, S. *et al.*, "Quality assessment of speckle patterns for digital image correlation", *Optics and Lasers in Engineering*, **44**, 1132–1145 (2006)
- [23] Ribeiro, J., Martins, P., Lopes, H., Monteiro, J., Vaz, M., "Caracterização do Campo de Deslocamentos em Tecidos Hiper-Elásticos", 3º Congresso Nacional de Biomecânica, Bragança, Portugal, 11-12 Fevereiro (2009)
- [24] Ribeiro, J., Lopes, H., Mendonça, B., Martins, P., Vaz, M. "Caracterização Experimental e Numérica do Campo de Deslocamentos de Tecidos Biológicos Hiper-Elásticos", X Congresso Ibero-Americano em Engenharia Mecânica, Porto, 4-7 Setembro (2011)
- [25] Zienkiewicz, O., Taylor, R., *The finite element method*, McGraw Hill (1991)
- [26] NSYS – Theory Reference, Edited by Peter Kohnke (1999)

DETERMINATION OF DISPLACEMENT FIELD IN HYPERELASTIC BIOLOGICAL TISSUES

Abstract – The characterization of mechanical properties in materials with nonlinear behaviour brings new challenges to mechanical engineering, both in the development of new experimental techniques such as the implementation of new numerical algorithms. In the last decades has been made a serious commitment in research of biological tissues, these materials have a strongly nonlinear behaviour and it is difficult to characterize it. In the present work it is done a study of mechanical behaviour in the hyperelastic biological tissues, for that was used a field experimental technique called Digital Image Correlation, this technique is relatively new and allows the characterization of displacement field with high resolution and without contact. The numerical simulations were performed using a commercial finite element program, ANSYS®, which uses experimental data from tensile tests of hyperelastic human vaginal tissue. In numerical simulation was implemented some of the best-known constitutive models in the study of hyperelastic materials: Mooney-Rivlin, Yeoh and Ogden. The results demonstrated the potential of these techniques to analyze the mechanical behavior of hyperelastic materials, however, it was verified the need a further deepening study of these techniques to apply them to this kind of materials.

Keywords – Hyperelastic Tissues, Biomechanics of Tissues, Finite Element Method, Experimental Techniques, Digital Image Correlation.