

CONEM 2016
CONGRESSO NACIONAL DE
ENGENHARIA MECÂNICA

21 - 25
AGOSTO DE 2016
FORTALEZA - CEARÁ

TECIDO BIOLÓGICO ARTIFICIAL SUBMETIDO A CISALHAMENTO SIMPLES: SILICONE REFORÇADO COM FIOS DE NYLON

Código: CON-2016-0174

Nome do primeiro autor, e-mail¹

Nome do segundo autor, e-mail¹

¹Nome da instituição, endereço para correspondência,

Resumo: O presente trabalho tem como objetivo estudar o comportamento mecânico de um material hiperelástico anisotrópico submetido a cisalhamento simples. A ideia é usar tal material para simular um tecido biológico artificial. O material compósito é constituído de uma matriz de silicone com fios de nylon paralelos posicionados em ângulos de 0, 30, 45, 60 e 90 graus. No experimento, espécimes foram submetidos a cisalhamento simples em grandes deformações e as distorções angulares obtidas ao longo do ensaio foram aferidas através do método de correlação de imagens digitais. Para a caracterização dos compósitos com diferentes ângulos dos fios, uma função de energia de deformação baseada no modelo de Lopez-Pamies em conjunto com o modelo padrão de um material anisotrópico foi usada. Foi possível observar uma dependência do comportamento mecânico do compósito em função das orientações dos fios e que houve uma orientação (~60 graus) em que o material apresentou uma maior resistência.

Palavras-chave: material hiperelástico anisotrópico, grandes deformações, tecidos artificiais, correlação de imagens digitais

1. INTRODUÇÃO

O estudo do comportamento mecânico de materiais biológicos é de grande importância na prevenção e tratamento de doenças. Sua relevância é devida principalmente à efeitos patológicos resultantes de mudanças nesse comportamento, tais como aplicação de tensões trativas ou cisalhantes. Além disso, um maior conhecimento nessa área pode facilitar também o estudo para o desenvolvimento e aprimoramento de próteses e tecidos artificiais.

Muitos estudos tem sido feitos acerca do comportamento mecânico de tecidos biológicos macios e fibrosos. Destrade et al (2005) ensaiaram amostras de cérebro de porco, sendo estas submetidas à cisalhamento simples, e modelaram o comportamento observado. Antes disso, Rashid et al (2012) testaram esse mesmo material em tração considerando diferentes taxas de deformação. Kondratko-Mittnacht et al (2015) estudaram o comportamento de tendões de ratos e porcos ao serem submetidos a cisalhamento. Apesar da quantidade de trabalhos publicados, existem alguns fatores que limitam um maior desenvolvimento na área, tais como a burocracia em torno da obtenção de materiais biológicos. Somado a isso, esses materiais exigem condições adequadas para sua manutenção e ensaios. Assim, se torna interessante emular o comportamento de materiais biológicos usando materiais sintéticos.

Estudos como o de Bugmann et al (1998) e de Austin et al (2014) citam a composição de uma membrana de silicone com uma rede de nylon impregnada com colágeno de porco como uma pele temporária no tratamento de queimados. Com base nesses trabalhos, é possível usar compósitos constituídos de silicone com fibras de nylon para representar um tecido macio e fibroso. É importante ressaltar que essa comparação apresenta erros, mas torna possível ter uma ideia do comportamento mecânico de materiais biológicos.

Materiais hiperelásticos anisotrópicos tem sido bastante utilizados para simular o comportamento mecânico de tecidos biológicos macios e fibrosos (Horgan e Murphy, 2010 e Peng et al, 2006). Muitos trabalhos na literatura propõem modelos para descrever esses tipos de materiais (Horgan, 2015; Lopez-Pamies, 2010 e Merodio e Ogden, 2005), no entanto, ainda são poucos os estudos experimentais nessa área. Dessa forma, a maioria dos modelos propostos não foram validados experimentalmente. Neste contexto, o presente trabalho tem como objetivo principal realizar testes de cisalhamento simples em corpos de prova de materiais compósitos constituídos de matriz de silicone reforçada com fios de nylon paralelos. Cada corpo de prova foi fabricado com fios orientados em um certo ângulo, totalizando um conjunto de cinco configurações com ângulos de 0, 30, 45, 60 e 90 graus. A ideia é estudar a influência da orientação

dos fios no comportamento mecânico do compósito. Além disso, alguns modelos clássicos encontrados na literatura serão usados para caracterizar tais materiais.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

Os materiais utilizados nesse trabalho foram a cola vedante multimateriais (silicone e poliuretano) Pesilox Fixtudo Extraforte transparente da Adespec e fios de nylon (poliamida 6) de diâmetro 0,25 mm da Ekilon.

A técnica escolhida para aferir os deslocamentos durante os ensaios foi correlação de imagens digitais, que apresenta como principais vantagens o fato de não necessitar de contato com a amostra a ser aferida e de fornecer medidas globais. Essa técnica é baseada na comparação de duas imagens do corpo de prova em dois estados distintos, ou seja, diferentes deformações ou deslocamentos. Para a obtenção dos campos de deslocamentos usando o programa de correlação de imagens, é fundamental que a superfície da amostra apresente um padrão aleatório. No caso dos espécimes estudados, aplicou-se um spray de cor branca seguido de um de cor preta para melhorar o contraste.

2.1. Fabricação

Os corpos de prova testados foram fabricados utilizando o molde apresentado na Fig. 1. Este molde foi confeccionado em alumínio medindo 281 mm de comprimento, 225 mm de largura e 3,4 mm de espessura. Nas arestas menores, existem furos de 1 mm de diâmetro espaçados a cada 2 mm. Uma placa de vidro serve de base para o molde.

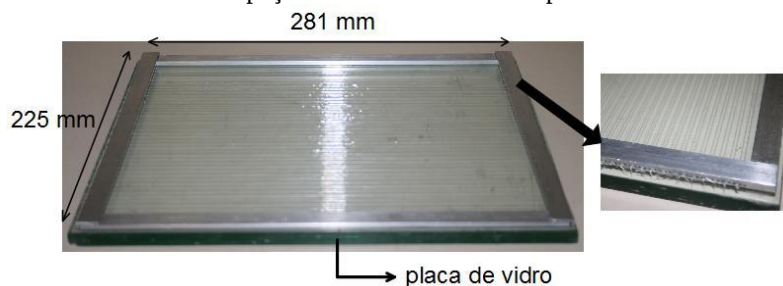


Figura 1. Molde para fabricação dos corpos de prova.

Para a fabricação dos espécimes, inicialmente os fios de nylon foram lixados (lixa número 150) e fixados ao molde de alumínio, passando através dos furos. Os fios foram limpos com acetona e aplicou-se selador para plástico da Tintas Farben, empresa Zanatta. Em seguida, aguardou-se 15 minutos para a secagem completa do selante. A placa de vidro foi nivelada, aplicou-se sobre a placa cera desmoldante modelo Wax O18 da Polinox e, após sua secagem, que levou cerca de 15 minutos, aplicou-se o silicone. Por fim, fixou-se o molde de alumínio de modo que sua superfície estivesse totalmente em contato com o vidro e o silicone terminou de ser espalhado de modo a manter a espessura desejada. Após 72 horas, tempo suficiente para cura do material, a amostra foi desmoldada e cortada nas dimensões do corpo de prova (70 mm x 55 mm x 3,4 mm), levando em consideração o ângulo desejado para cada espécime, como pode ser observado na Fig. 2. Foram fabricados três corpos de prova para cada ângulo dos fios.

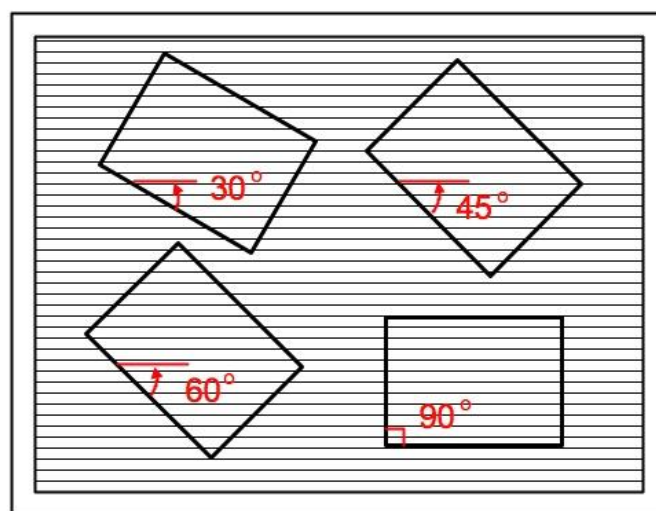


Figura 2. Esquema de corte dos corpos de prova com fios de nylon em diferentes ângulos.

3. PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

Inicialmente, o corpo de prova foi fixado em um aparato que transforma esforços de tração em esforços cisalhantes. Este aparato, mostrado na Fig. 3, é composto de dois suportes de fixação do espécime, mantidos espaçados 5 mm aproximadamente. Tinta spray de cor preta foi aplicada na região do espécime visível no aparato. Fixou-se o aparato no dispositivo de tração apresentado na Fig. 4, sendo um dos suportes do aparato preso ao suporte fixo do dispositivo e o outro, ao suporte móvel do dispositivo, tornando possível o cisalhamento da amostra. Uma célula de carga com capacidade de 100 kgf foi utilizada para aferir as forças aplicadas durante os testes. Para a aquisição das imagens do corpo de prova durante os ensaios, utilizou-se uma câmera CCD (charged couple device) da Sony modelo XCD-SX900 de alta resolução (1280 x 960 pixels) com tamanho do pixel de $4,65 \mu\text{m} \times 4,65 \mu\text{m}$. Utilizou-se uma fonte de luz para homogeneizar a iluminação que incidiu sobre o espécime, evitando que houvesse influência da luz ambiente no processo de correlação. Os testes foram realizados a temperatura ambiente (25°C) e a uma velocidade de, aproximadamente, 1,3 mm/min.

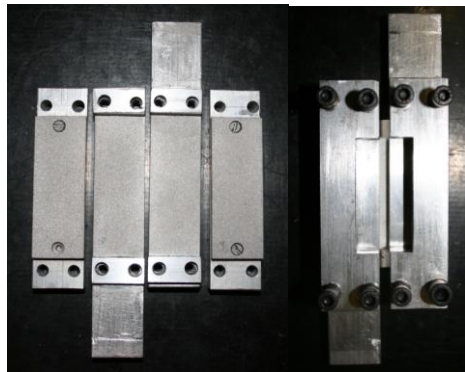


Figura 3. Aparato de cisalhamento utilizado nos ensaios.

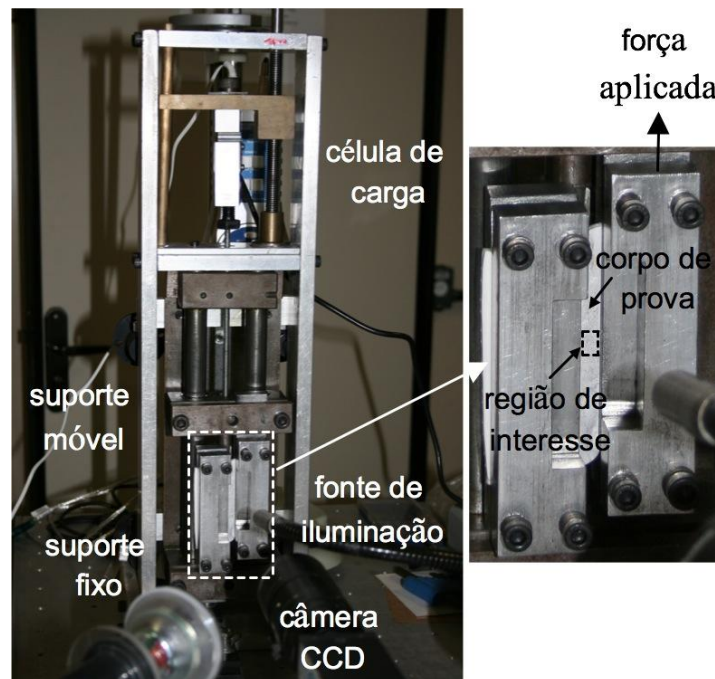


Figura 4. Dispositivo de tração utilizado nos ensaios de cisalhamento.

4. MODELO MATEMÁTICO

A Fig. 5 apresenta um elemento infinitesimal de um material hiperelástico submetido a cisalhamento simples, no qual θ representa o ângulo que as fibras do material formam com a força de cisalhamento aplicada e γ é o ângulo de cisalhamento. Sua posição na configuração material, ou seja, antes de ser deformada, é denotada por X_i ($i = 1, 2$ e 3). A configuração atual, denotada por x_i , relaciona-se com a material através da Eq. (1).

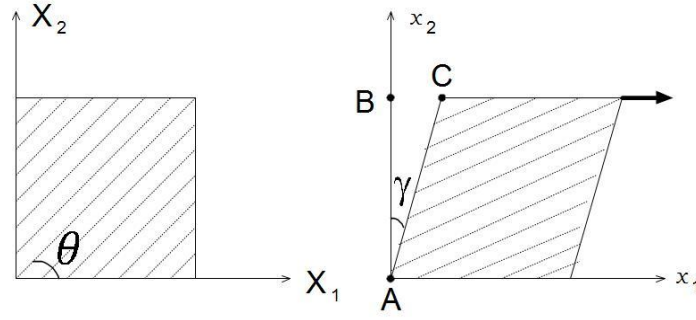


Figura 5. Esquema de um elemento infinitesimal em cisalhamento simples.

$$\begin{aligned} x_1 &= X_1 + kX_2 \\ x_2 &= X_2 \\ x_3 &= X_3 \end{aligned} \quad (1)$$

Onde k representa a distorção cisalhante, que é definida como a tangente do ângulo de cisalhamento γ . O gradiente de deformação é dado pela derivada das coordenadas espaciais em função das coordenadas materiais.

$$\mathbf{F} = \frac{dx}{dX} = \begin{bmatrix} 1 & k & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2)$$

O tensor das deformações de Cauchy-Green à esquerda é calculado multiplicando esse gradiente de deformação por sua transposta (Horgan e Murphy, 2010).

$$\mathbf{B} = \begin{bmatrix} 1 + k^2 & k & 0 \\ k & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3)$$

A relação tensão-deformação para materiais hiperelásticos incompressíveis transversalmente isotrópicos (Horgan e Murphy, 2010) é dada por

$$\mathbf{T} = -p\mathbf{I} + 2 \frac{\partial W}{\partial I_1} \mathbf{B} - 2 \frac{\partial W}{\partial I_2} \mathbf{B}^{-1} + 2I_4 \frac{\partial W}{\partial I_4} \mathbf{a} \otimes \mathbf{a} + 2 \frac{\partial W}{\partial I_5} (\mathbf{a} \otimes \mathbf{B}\mathbf{a} + \mathbf{B}\mathbf{a} \otimes \mathbf{a}) \quad (4)$$

na qual p é uma pressão hidrostática arbitrária resultante associada à hipótese de incompressibilidade, W é a energia de deformação e $\mathbf{a}$ representa a direção preferencial das fibras na configuração atual.

No presente caso, os três invariantes principais do tensor das deformações de Cauchy-Green à esquerda são definidos como

$$\begin{aligned} I_1 &= \text{tr} \mathbf{B} = 3 + k^2 \\ I_2 &= \frac{1}{2} [(\text{tr} \mathbf{B})^2 - \text{tr} \mathbf{B}^2] = 3 + k^2 \\ I_3 &= \det \mathbf{B} = 1 \end{aligned} \quad (5)$$

Outros dois invariantes são considerados para caracterizar a porção transversalmente anisotrópica do material considerado (Horgan e Murphy, 2010). O invariante I_4 está relacionado diretamente com o estiramento das fibras, λ , na qual L_0 representa o comprimento inicial e L , o final. Enquanto o quinto invariante está relacionado não apenas com o estiramento das fibras mas também com o comportamento da parte anisotrópica mediante o cisalhamento (Horgan e Murphy, 2010).

$$\lambda = \frac{L}{L_0} \quad (6)$$

$$I_4 = \lambda^2 = \mathbf{a} \cdot \mathbf{a} = k^2 \sin^2 \theta + 2k \cos \theta \sin \theta + 1 \quad (7)$$

$$I_5 = \mathbf{F}^T \mathbf{a} \cdot \mathbf{F}^T \mathbf{a} = 1 + 4k \cos \theta \sin \theta + 3k^2 \sin^2 \theta + k^2 (\cos \theta + k \sin \theta)^2 \quad (8)$$

Existem na literatura diversos modelos para a energia de deformação. Para materiais anisotrópicos, a energia de deformação é dada pela soma de duas parcelas, uma isotrópica, referente a matriz de silicone puro, e outra anisotrópica.

$$W = W_{isotrópico} + W_{anisotrópico} \quad (9)$$

Neste trabalho foi utilizado o primeiro termo do modelo de Lopez Pamies (Lopez-Pamies, 2010) para a parcela isotrópica da energia de deformação.

$$W_{isotrópico} = \frac{3^{1-\alpha}}{2\alpha} \mu (I_1^\alpha - 3^\alpha) \quad (10)$$

A constante α é um parâmetro do material cujo valor é sempre maior do que 0,5. A constante μ é o módulo de cisalhamento do material isotrópico. Além desse, utilizou-se também o modelo padrão (Horgan e Murphy, 2010) para a parcela anisotrópica.

$$W_{anisotrópico} = \frac{Q(I_4 - 1)^2}{4} \quad (11)$$

Sendo Q um parâmetro não negativo do material que mede o grau de anisotropia.

Dessa forma, substituindo as Eqs. (3), (5), (7), (10) e (11) na Eq. (4), tem-se

$$T_{12} = k[3^{1-\alpha} \mu (3 + k^2)^{\alpha-1} + Q \sin^2 \theta (\cos \theta + k \sin \theta) (k \sin \theta + 2 \cos \theta)] (k^2 \sin^2 \theta + 2k \cos \theta \sin \theta + 1) \quad (12)$$

5. RESULTADOS E DISCUSSÕES

A Fig. 6 apresenta os dados de tensão cisalhante em função da distorção angular para os testes realizados em amostras de cola de silicone com fios de nylon posicionados em diferentes ângulos, além do silicone puro. Para melhor compreensão dos resultados, considera-se uma estrutura quadrada com as extremidades articuladas e fibras paralelas posicionadas em ângulos de 0, 45 e 90 graus, como os casos I, II e III apresentados na Fig. 7. Supondo que uma força seja aplicada na estrutura como mostrado na Fig. 8, no caso I, é possível perceber que as fibras paralelas a força aplicada não conferem resistência ao cisalhamento do material e a estrutura desliza como se não houvessem fibras. Esse é o caso dos espécimes com fios posicionados em ângulos de 0 graus com a força aplicada que, assim como os corpos de prova de silicone puro, apresentam a menor resistência dentre todas as amostras. A resistência aumenta quanto maiores os ângulos, até obter seu maior valor no ângulo de 60 graus, cujo comportamento corresponde ao caso II. Nesse caso, as fibras são tracionadas desde o início do ensaio, bloqueando a movimentação da estrutura e aumentando a resistência do material como um todo. No caso das amostras de silicone com fios de nylon posicionados perpendicularmente à força aplicada, assim como o caso III, o movimento da estrutura é inicialmente permitido, porém, com o cisalhamento, as fibras se movem até atingirem o caso II, aumentando a resistência do compósito.

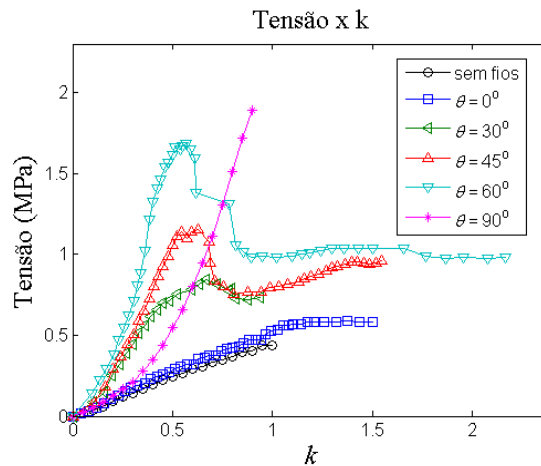


Figura 6. Gráfico de tensão por distorção angular para amostras de cola de silicone pura e com fios de nylon posicionados em ângulos de 0, 30, 45, 60 e 90 graus.

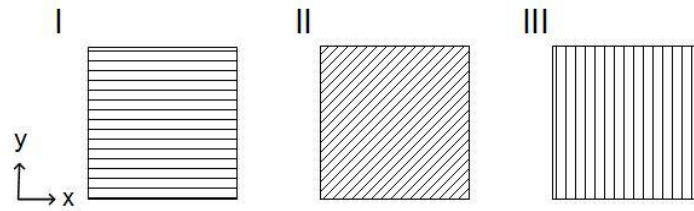


Figura 7. Esquema de estruturas com extremidades articuladas e fibras paralelas.

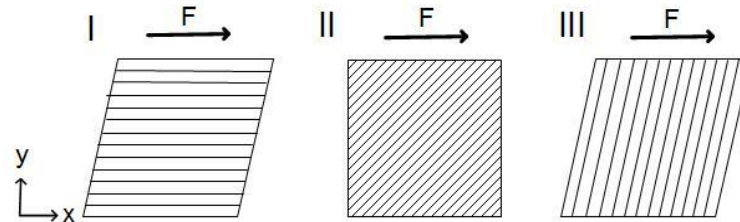


Figura 8. Esquema de estruturas com extremidades articuladas e fibras paralelas considerando uma força aplicada na direção x.

É possível observar que as curvas de tensão versus distorção cisalhante dos corpos de prova com fios em ângulos de 0, 30, 45 e 60 graus apresentaram pontos de inflexão. A partir desses pontos, a derivada da tensão apresentou uma queda com o aumento da distorção, esse comportamento pode indicar um escorregamento dos fios de nylon no silicone. Como o modelo escolhido não leva em consideração esse deslizamento, o ajuste do modelo aos dados foi feito apenas nas curvas até o ponto de inflexão (ver Fig. 9). Os ajustes do modelo aos resultados experimentais está apresentado na Fig. 10. Os parâmetros obtidos com os ajustes assim como os valores dos coeficientes de correlação do ajuste estão nas Tab. 1 e Tab. 2. Pode-se perceber que o modelo se adequou bem aos dados experimentais. No caso do grau de anisotropia, o valor mais alto é encontrado para os espécimes com nylon orientado a 60 graus, que corresponde aos corpos de prova que apresentam maior resistência. O módulo de cisalhamento considerado no modelo utilizado leva em conta apenas a matriz de silicone e não o material como um todo (matriz de silicone e fibras de nylon), podendo influenciar nos valores estimados para o grau de anisotropia.

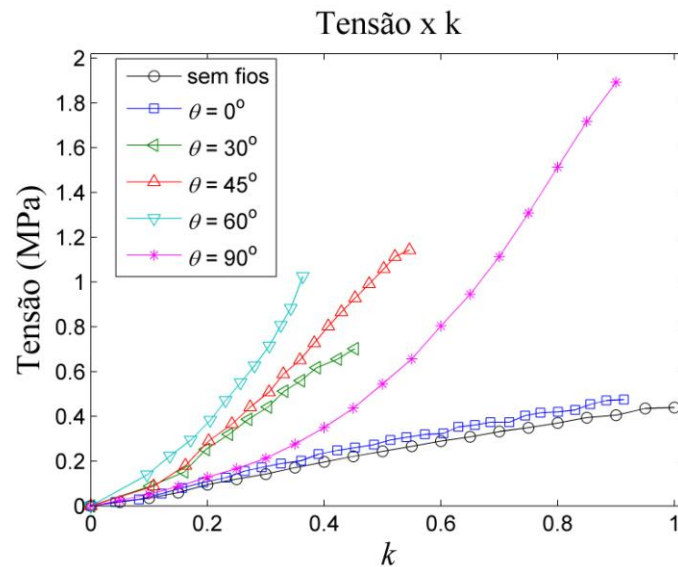


Figura 9. Gráfico de tensão por distorção angular para amostras de cola de silicone pura e com fios de nylon posicionados em ângulos de 0, 30, 45, 60 e 90 graus.

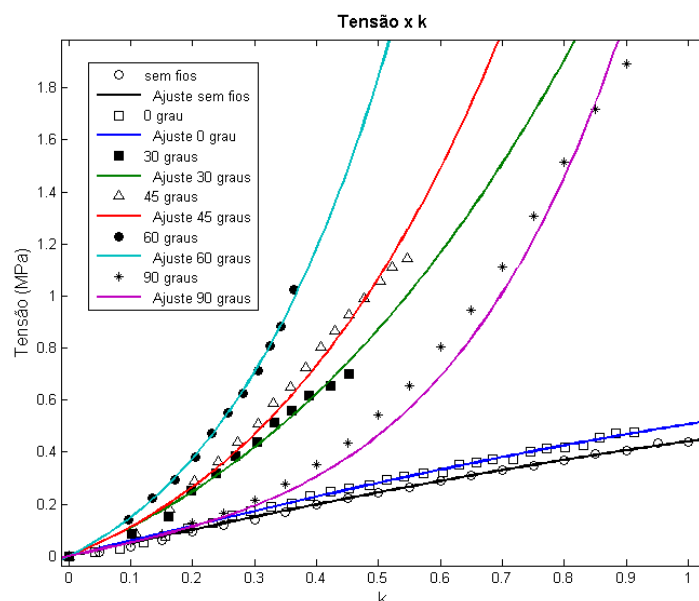


Figura 10. Gráfico de tensão por distorção angular para amostras de cola de silicone pura e com fios de nylon posicionados em ângulos de 0, 30, 45, 60 e 90 graus com os respectivos ajustes aos modelos de energia de deformação.

Tabela 1. Parâmetros obtidos no ajuste do modelo de Lopez-Pamies para as amostras de silicone puro e com nylon paralelo à força aplicada nos testes.

Parâmetros	sem fios
Modulo de cisalhamento (MPa)	0,5091
α	0,5
Coefficiente de correlação	0,9977

Tabela 2. Parâmetros obtidos no ajuste do modelo padrão para as amostras de silicone com fios orientados em diferentes angulações.

Ângulos	Grau de anisotropia	Coefficiente de correlação
0 graus	-	0,9971
30 graus	1,223	0,9867
45 graus	0,881	0,9863
60 graus	1,779	0,9983
90 graus	1,015	0,9848

6. CONCLUSÕES

No presente trabalho estudou-se o comportamento mecânico de um material hiperelástico anisotrópico submetido a cisalhamento simples, possibilitando um melhor entendimento do comportamento de tecidos macios e fibrosos. O modelo para a energia de deformação composto da parcela isotrópica de Lopez Pamies e da parcela anisotrópica padrão foi validado experimentalmente uma vez que foi ajustado aos dados experimentais com elevados coeficientes de correlação, determinando parâmetros do material de maneira confiável. Foi possível perceber que, nas configurações testadas, as amostras com fios em angulação de 90 graus foram as que resistiram a maiores valores de tensão. No entanto, no que se refere a resistência até uma distorção angular de aproximadamente 0,5, os espécimes com fios posicionados a 60 graus são os mais resistentes.

7. AGRADECIMENTOS

Os autores gostariam de agradecer ao apoio financeiro das agências de financiamento do governo brasileiro FAPERJ, Capes e CNPq.

8. REFERÊNCIAS

- Austin, R. E., Merchant, N., Shahrokhi, S. e Jeschke, M. G., “A comparison of Biobrane and cadaveric allograft for temporizing the acute burn wound: Cost and procedural time”, *Burns*, vol. 41, pp. 749-753, 2015.
- Bugmann, P., Taylor, S., Gyger, D., Lironi, A., Genin, B., Vunda, A., La Scala, G., Birraux, J. e Le Coultre, C., “A silicone-coated nylon dressing reduces healing time in burned paediatric patients in comparison with standard sulfadiazine treatment: a prospective randomized trial”, *Burns*, vol. 24, pp. 609-612, 1998.
- Destrade, M., Gilchrist, M. D., Murphy, J. G., Rashid, B. e Saccomandi, G., “Extreme softness of brain matter in simple shear”, *International Journal of Non-linear Mechanics*, 2015.
- Horgan, C. O. e Murphy, J. G., “Simple shearing of soft biological tissues”, *Proceedings of the Royal Society A*, pp. 760-777, 2010.
- Horgan, C. O., “The remarkable Gent constitutive model for hyperelastic materials”, *International Journal of Non-Linear Mechanics*, vol. 68, pp. 9-16, 2015.
- Kondratko-Mittnacht, J., Duenwald-Kuehl, S., Lakes, R. e Vanderby Jr., R., “Shear load transfer in high and low stress tendons”, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, vol. 45, pp. 109-120, 2015.
- Lopez-Pamies, O., “A new I_1 -based hyperelastic model for rubber elastic materials”, *Comptes Rendus Mecanique*, vol. 338, pp. 3-11, 2010.
- Merodio, J. e Ogden, R. W., “Mechanical response of fiber-reinforced incompressible non-linearly elastic solids”, *International Journal of Non-linear Mechanics*, vol. 40, pp. 213-227, 2005.
- Peng, X. Q., Guo, Z. Y. e Moran, B., “Na anisotropic hyperelastic constitutive model with fiber-matrix shear interaction for the human annulus fibrosus”, *Journal of Applied Mechanics*, vol. 73, pp. 815-824, 2006.
- Rashid, B., Destrade, M. e Gilchrist, M. D., “Mechanical characterization of brain tissue in tension at dynamic strain rates”, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Material*, 2012.

9. RESPONSABILIDADE AUTORAL

Os autores é são os únicos responsáveis pelo conteúdo deste trabalho.

ARTIFICIAL SOFT TISSUE UNDER SIMPLE SHEAR: SILICONE REINFORCED WITH FIBERS OF NYLON

First Author's Name, e-mail¹

Second Author's Name, e-mail²

Third Author's Name, e-mail²

¹Institution and address for first author

²Institution and address for second and third author

Abstract. The objective of this paper is to study the mechanical behavior of an anisotropic hyperelastic material under simple shear. The idea is to use this material to mimic an artificial biologic tissue. The composite material is made of a silicone matrix with parallel fibers of nylon positioned in angles of 0, 30, 45, 60 and 90 degrees. In the experiments, specimens have been tested under simple shear in large deformation and the amount of shear has been measured using digital image correlation method. A strain energy function based on Lopez-Pamies model and the standard reinforcing model has been used for characterization of the composites with different fibers angles. It could be observed that the mechanical behavior of the composite is function of the fibers orientation and there was a position (~60 degrees) in which the material presented a high stiffness.

Keywords: hyperelastic anisotropic material, large deformation, artificial tissues, digital image correlation