

ANÁLISE NUMÉRICA DO EFEITO POYNTING EM TECIDO BIOLÓGICO SUBMETIDO AO CISALHAMENTO

Vanusa dos Santos Alcantara, vanusa.alcantara@aluno.cefet-rj.br¹
Fernando Araújo da Silva, fernando.araujo@cefet-rj.br¹
Rafael Oliveira Santos, rafael.oliveira@cefet-rj.br¹

¹Coordenadoria do curso de Engenharia Mecânica, Centro Federal de Educação Tecnológica Celso Suckow da Fonseca CEFET/RJ, 23953-030 Angra dos Reis-RJ, Brasil. Correspondência: fernando.araujo@cefet-rj.br; Tel.: +55 24 3364-1758

Resumo: Os tecidos biológicos moles apresentam um comportamento mecânico complexo que se assemelha aos de materiais hiperelásticos. Esses materiais quando submetidos à torção ou ao cisalhamento simples tendem a expandir-se ou contrair-se na direção perpendicular aquela da tensão cisalhante aplicada, apresentando assim o efeito Poynting positivo ou negativo, respectivamente. Esse fenômeno não linear se torna evidente quando um cilindro é submetido à torção e seu comprimento axial é alterado. Estudos recentes mostram que amostras cilíndricas fibrosas sob pequenos ângulos de torção, dentro da faixa de resposta fisiológica, apresentam um efeito Poynting negativo. Porém, para ângulos de torção maiores obtém-se o efeito Poynting positivo usual. Devido ao fato de tecidos biológicos apresentarem um comportamento mecânico complexo, há um crescente interesse na caracterização do efeito Poynting em diferentes sólidos moles, tais como, borrachas naturais e sintéticas e compósitos flexíveis reforçados com fibras. Sendo assim, este trabalho teve como objetivo analisar o efeito Poynting, por meio do método dos elementos finitos para amostras de tecido cerebral de suíno submetidas a esforços de torção e de cisalhamento simples. As simulações foram realizadas via ABAQUS/Implicit, empregando o modelo de energia de deformação hiperelástica de Mooney-Rivlin. Para a simulação de torção adotou-se um modelo 3D deformável com um corpo de prova cilíndrico sólido de 20 mm de diâmetro. Para a simulação do cisalhamento simples, foi utilizado um modelo 2D sob a simplificação de estado plano de tensão. Os resultados obtidos por meio das simulações numéricas apresentaram um efeito Poynting positivo para ambos os casos. Assim, o material do corpo de prova tende a expandir na direção perpendicular ao plano de cisalhamento. Para validação da previsão numérica, os resultados obtidos em torção foram comparados com dados experimentais disponíveis na literatura e os de cisalhamento simples foram relacionados com resultados analíticos. De forma geral, obteve-se uma boa correlação entre os dados obtidos pelos diferentes métodos.

Palavras-chave: Efeito Poynting, Método dos Elementos Finitos, Biomateriais Moles, Cisalhamento Simples, Torção

1. INTRODUÇÃO

Os tecidos biológicos vêm despertando grande interesse dos pesquisadores ao longo dos anos, visto que exibem um comportamento mecânico complexo, em que se assemelham aos materiais hiperelásticos. Estudos experimentais e teóricos são desenvolvidos com o propósito de prever o comportamento do material por meio da verificação de diferentes modelos hiperelásticos e identificação de parâmetros. O tecido cerebral de suíno, por exemplo, é um tecido biológico extremamente mole e frágil, o que torna difícil testá-lo experimentalmente usando protocolos padrão que se aplicam a elastômeros ou borrachas.

Normalmente, os ensaios de cisalhamento simples e de torção estão sendo utilizados para analisar o comportamento mecânico de materiais biológicos. Verifica-se que esses materiais ao serem submetidos a essas condições exibem um fenômeno não linear característico que ocorre em grandes deformações chamado de efeito Poynting. Conforme mostrado por Balbi *et al.*, (2019), o material cerebral de suíno exibe um efeito Poynting perceptível na torção, o que resulta em grandes forças normais no cérebro afetado, se tornando um ótimo material para estudo.

Em 1909, J. H. Poynting verificou experimentalmente que fios metálicos quando torcidos sofreram aumento de comprimento (efeito Poynting positivo). Tal efeito, pode ser positivo ou negativo (reverso), quando o material tende a se alongar ou se contrair, respectivamente, na direção perpendicular aos planos de aplicação do esforço de cisalhamento ou torção. Sendo assim, o efeito Poynting não pode ser explicado pela teoria linear clássica. Então, Rivlin (1949) apresentou uma solução analítica para este problema (Auger *et al.*, 2021; Balbi *et al.*, 2019; Zurlo *et al.*, 2020).

O método dos elementos finitos (MEF) é outra ferramenta utilizada no estudo do comportamento dos materiais hiperelásticos. Essas simulações são aplicadas para desenvolver soluções aos problemas mecânicos que podem estar envolvidos na análise. Um fator importante é que a exatidão dos resultados de tais simulações dependerá, em grande

parte, da capacidade de representar de forma mais fidedigna possível o comportamento mecânico complexo de tecidos biológicos, especialmente tecidos moles (Pierrat *et al.*, 2016).

Os estudos para compreender o efeito Poynting são realizados, normalmente, em cilindros constituídos por um material hiperelástico, submetidos à torção por ser mais perceptível. Assim, quando uma amostra cilíndrica de material fibroso está sob torção em pequenas deformações ocorre o efeito de Poynting reverso, em que o cilindro tende a encurtar. Porém, para ângulos de torção maiores surge o efeito Poynting positivo usual (Horgan; Murphy, 2021a). Neste caso, há uma força compressiva agindo na amostra cilíndrica a fim de manter seu comprimento constante que é uma consequência deste efeito, segundo Bottasso (2020).

Utiliza-se também o teste de cisalhamento simples na caracterização mecânica de materiais moles, pois esse ensaio gera um estado simples de deformação homogênea no qual ocorre o movimento relativo de planos paralelos. Além disso, este tipo de deformação é encontrado em aplicações práticas, incluindo a faixa de respostas fisiológicas de tecidos biológicos. (Horgan; Murphy, 2021b). Destrade; Horgan; Murphy (2015) identificaram três formas de cisalhamento para analisar o efeito Poynting em tecidos biológicos de acordo com a direção do reforço unidirecional em relação à força cisalhante: cisalhamento longitudinal, cisalhamento transversal e cisalhamento perpendicular. A partir de dados experimentais, em que o módulo de cisalhamento longitudinal é maior que o módulo transversal, eles propuseram um modelo no qual é previsto a ocorrência do efeito Poynting negativo (reverso) no caso de cisalhamento perpendicular. Por outro lado, nos outros dois modos de cisalhamento o efeito Poynting é positivo. Sendo assim, o comportamento do efeito Poynting depende da orientação das fibras.

Em compósitos moles reforçado com fibras unidirecional, o efeito Poynting é mais pronunciado do que na matriz pura constituída de material isotrópico (Araújo; Nunes, 2020). Tal efeito também é diretamente afetado pelas condições de fixação da amostra e pela configuração do material compósito e a interação fibra-matriz pode potencializar o efeito Poynting reverso (Horgan; Murphy, 2021a; Wang; Wu, 2014).

Compreender o comportamento mecânico dos materiais hiperelásticos e seus fenômenos, tal como o efeito Poynting, vem se tornando crucial. Consequentemente, nota-se que o interesse na caracterização desse efeito em sólidos moles tais como borrachas naturais e sintéticas, compósitos flexíveis reforçados com fibras e tecidos biológicos tem sido crescente. Pois, através do conhecimento do comportamento mecânico e propriedades desses materiais pode levar a avanços em aplicações médicas, protéticas e de engenharia.

Entretanto, a modelagem de tecidos biológicos em problemas de deformação finita é uma tarefa complexa na biomecânica e muitas vezes é tratada usando o MEF. Sendo assim, o presente trabalho tem como principal objetivo analisar o efeito Poynting quando um material é submetido à torção e ao cisalhamento simples utilizando o MEF.

2. MODELAGEM MATEMÁTICA

2.1. Torção

A análise teórica da torção foi realizada, como base em Billington (1986), Balbi *et al.* (2019) e Valiollahi; Shojaeifard; Baghani (2019), considerando um longo corpo cilíndrico de um material incompressível submetido a um torque (momento torsor) em suas extremidades. A posição de um ponto do corpo, em coordenadas cilíndricas, na configuração de referência e na configuração deformada é representada por (R, θ, Z) e (r, θ, z) , respectivamente. O eixo axial do cilindro é alinhado com o eixo Z , como é apresentado na Figura 1. Logo, a deformação pode ser considerada como:

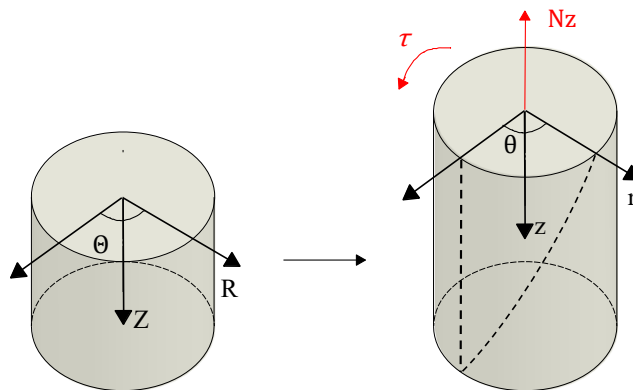


Figura 1. Representação esquemática da torção simples de um cilindro.

$$r = R, \theta = \Theta + \phi Z, z = Z \quad (1)$$

no qual, $\phi = \alpha/L_0$ é a torção por unidade de comprimento e α é o ângulo de rotação em radianos. Utilizando a Eq. 1 junto com o tensor de deformação $F = \partial x / \partial X$ obtém-se,

$$\mathbf{F} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & R\phi \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (2)$$

O tensor das deformações de Cauchy-Green à esquerda ($\mathbf{B} = \mathbf{F}\mathbf{F}^T$) e seu inverso são dados por:

$$\mathbf{B} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 + \phi^2 R^2 & R\phi \\ 0 & R\phi & 1 \end{pmatrix}; \quad \mathbf{B}^{-1} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & R\phi \\ 0 & R\phi & 1 + \phi^2 R^2 \end{pmatrix} \quad (3)$$

E os principais invariantes do tensor $\mathbf{B}$ são definidos como,

$$I_1 = \text{tr}[\mathbf{B}] = 2 + \phi^2 R^2, \quad I_2 = \text{tr}[\mathbf{B}^{-1}] = 2 + \phi^2 R^2, \quad I_3 = \det \mathbf{B} = 1 \quad (4)$$

Várias funções de energia de deformação foram propostas em termos dos invariantes do tensor deformação para modelar o comportamento de materiais hiperelásticos. No entanto, devido aos resultados experimentais em que o torque possui dependência linear com o ângulo de torção, o cérebro de suíno é modelado pela função de energia de deformação de Mooney–Rivlin que é definida como,

$$W = C_1(I_1 - 3) + C_2(I_2 - 3) \quad (5)$$

onde: C_1 e C_2 são os parâmetros do material, I_1 e I_2 são expressos pela Equação 4. O módulo de cisalhamento pode ser encontrado pela relação $\mu = 2(C_1 + C_2)$. Logo, para um material elástico isotrópico incompressível, a equação constitutiva da tensão de Cauchy é dada por (Valiollahi; Shojaeifard; Baghani, 2019):

$$\boldsymbol{\sigma} = 2C_2\mathbf{B} - 2C_2\mathbf{B}^{-1} - p\mathbf{I} \quad (6)$$

em que p é um multiplicador lagrangeano a fim de assegurar a condição de incompressibilidade e $\mathbf{I}$ representa a matriz identidade. Ademais, a equação de equilíbrio elástico em coordenadas cilíndricas é escrita a seguir (Valiollahi; Shojaeifard; Baghani, 2019):

$$\frac{d}{dr} \sigma_{rr}(r) + \frac{\sigma_{rr}(r) - \sigma_{\theta\theta}(r)}{r} = 0, \quad \sigma_{rr}(r_0) = 0 \quad (7)$$

cuja solução é dada por,

$$\begin{aligned} \sigma_{rr}(r) &= C_1(r^2 - r_0^2)\phi^2, \\ \sigma_{\theta\theta}(r) &= C_1(3r^2 - r_0^2)\phi^2, \\ \sigma_{zz}(r) &= C_1((r^2 - r_0^2)\phi^2) + 2C_2\left(\frac{\lambda^3 - 1}{\lambda^2} + (r^2)\phi^2\right), \\ \sigma_{\theta z}(r) &= 2(C_2 + C_1)r\phi. \end{aligned} \quad (8)$$

Para investigar o efeito Poynting neste problema, em vez de considerar a tensão normal local, é suficiente examinar o torque e força axial aplicados que são necessários para manter as deformações. Assim, o torque e a força normal resultantes são dados pelas Equações 9 e 10, respectivamente,

$$\tau = \int_0^{2\pi} \int_0^{R_0} \sigma_{\theta z}(r) r^2 dr d\theta \quad (9)$$

$$N_z = \int_0^{2\pi} \int_0^{R_0} \sigma_{zz}(r) r dr d\theta \quad (10)$$

Substituindo $\sigma_{\theta z}$ e σ_{zz} , obtidas em (8), nas Equações (9) e (10), o torque e a força normal são reformulados como,

$$\tau = \pi R_0^4 (C_1 + C_2) \phi \quad (11)$$

$$N_z = -\pi R_0^4 \left(\frac{C_1}{2} + C_2 \right) \phi^2 \quad (12)$$

Para o modelo de Mooney-Rivlin o torque apresenta uma dependência linear com o ângulo de torção, enquanto a força normal axial exibe um comportamento não linear.

2.2. Cisalhamento Simples

A Figura 2 mostra, esquematicamente, um bloco retangular de material hiperelástico, homogêneo, isotrópico e incompressível, submetido ao cisalhamento simples. Em seu estado de referência (não deformado), o corpo é descrito pelas coordenadas X_i ($i = 1, 2, 3$) enquanto as coordenadas espaciais x_i ($i = 1, 2, 3$), o descreve na configuração atual (deformado). Além do mais, ambas os sistemas de coordenadas apresentam a mesma origem. Um furo de diâmetro d é feito na placa superior para permitir a expansão lateral do material.

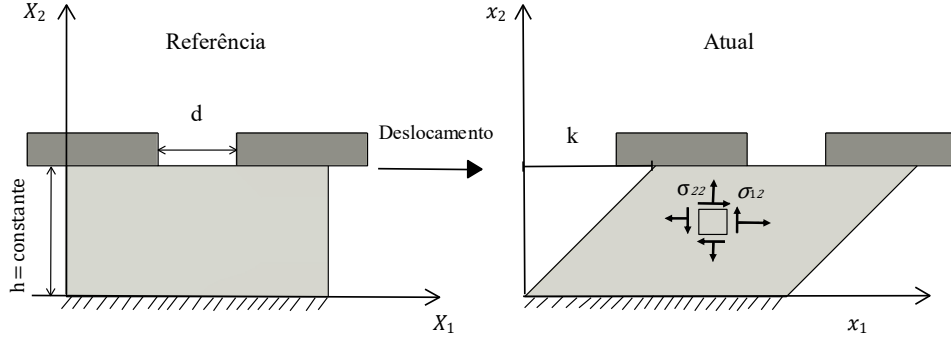


Figura 2. Esquema de deformação de cisalhamento simples.

Ao longo a deformação de cisalhamento simples, as coordenadas atuais de qualquer ponto do corpo podem ser expressas por,

$$x_1 = X_1 + kX_2, \quad x_2 = X_2, \quad x_3 = X_3 \quad (13)$$

onde k é a deformação cisalhante (*amount of shear*) considerando $h = 1$ (Moreira; Nunes, 2019; Nunes; Moreira, 2013).

Através da Equação 13, o tensor $\mathbf{F}$ pode ser definido e exibido como

$$\mathbf{F} = \frac{\partial \mathbf{x}}{\partial \mathbf{X}} = \begin{bmatrix} 1 & k & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (14)$$

Em seguida, o tensor de deformação Cauchy-Green à esquerda é encontrado, $\mathbf{B} = \mathbf{F}\mathbf{F}^T$, e denotado conforme

$$\mathbf{B} = \begin{bmatrix} k^2 + 1 & k & 0 \\ k & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (15)$$

e seus principais invariantes são definidos

$$I_1 = \text{tr}[\mathbf{B}] = k^2 + 3 \quad (16)$$

$$I_2 = \text{tr}[\mathbf{B}^{-1}] = k^2 + 3 \quad (17)$$

$$I_3 = 1 \quad (18)$$

Segundo Destrade *et al.* (2015), as componentes de tensão de Cauchy σ_{ij} , estabelecidas por Rivlin, que fazem com que o material permaneça em estado estático de cisalhamento simples são expressas por,

$$\sigma_{11} = 2k^2 \frac{\partial W}{\partial I_1}, \quad \sigma_{22} = -2k^2 \frac{\partial W}{\partial I_2}, \quad \sigma_{12} = 2k \left(\frac{\partial W}{\partial I_1} + \frac{\partial W}{\partial I_2} \right) \quad (19)$$

$$\sigma_{13} = 0, \quad \sigma_{23} = 0, \quad \sigma_{33} = 0 \quad (20)$$

em que, W é a função energia de deformação. Por fim, quando o material é descrito pelo modelo de Mooney-Rivlin, obtém-se a tensão de cisalhamento e a tensão normal lateral, respectivamente,

$$\sigma_{12} = 2k(C_1 + C_2) \quad (21)$$

$$\sigma_{22} = -2k^2 C_2 \quad (22)$$

De acordo com as Equações (21) e (22) verifica-se que o modelo apresenta um comportamento linear para a tensão cisalhante e uma tensão normal lateral diferente de zero e não linear. Essa característica de não linearidade da tensão normal é devida ao efeito Poynting que quando $C_2 > 0$ prevê que a amostra cisalhada deve se expandir em uma direção normal ao plano de cisalhamento.

3. SIMULAÇÃO NUMÉRICA

Foram realizadas análises numéricas para os casos de torção e de cisalhamento simples. Na primeira análise, a amostra foi modelada com uma geometria cilíndrica com raio de 10 mm e comprimento de 16,02 mm e submetida à torção. Inicialmente, considerou-se um ponto referencial no centro da superfície superior do cilindro que foi acoplado com todos os pontos da superfície. Em seguida, aplicou uma fixação rígida na superfície inferior e, na superfície superior, um deslocamento angular em torno do eixo longitudinal, com uma amplitude de 3 radianos, definindo também os demais graus de liberdade iguais a zero. As análises de elementos finitos foram realizadas no ABAQUS/ *Implicit* FEA 2020, versão estudantil. Tais procedimentos foram realizados sob condição quasi-estática, com a finalidade de assegurar que nenhum efeito da viscosidade do material influenciasse os resultados.

Além do mais, a configuração "Nlgeom" é ativada, contabilizando "efeitos não lineares de grandes deslocamentos". Nesta simulação a malha aplicada foi de 408 elementos hexaédricos (C3D8) com formulação híbrida que considera a incompressibilidade do material. Foi utilizado o modelo de energia de deformação hiperelástica de Mooney-Rivlin, pois está disponível no ABAQUS e foi usado previamente na análise teórica. Além do mais, foi aplicado os parâmetros de um tecido cerebral de suíno ($C_2 = 235,84 \text{ Pa}$, $\mu = 1092,31 \text{ Pa}$), conforme indicado por Balbi *et al.* (2019). É importante ainda citar que em todas as simulações a densidade considerada do material é de 1040 kg/m^3 (Destrade *et al.*, 2015).

Por sua vez, a segunda análise consistiu em uma simulação de cisalhamento simples, considerando as mesmas constantes do modelo de Mooney-Rivlin citadas anteriormente, a fim de demonstrar o efeito Poynting. Neste caso, o corpo de prova foi modelado com geometria prismática de comprimento e largura de 19 mm e 3 mm de altura, conforme indicado por (Destrade *et al.*, 2015). A superfície inferior da amostra foi rigidamente engastada na qual não ocorrem deslocamentos lineares e angulares nas três direções. Posteriormente, foi aplicado um deslocamento da face superior da amostra com velocidade de 3 mm/s na direção x_1 e foram restringidos os deslocamentos nas direções x_2 e x_3 . A malha apresentou 576 elementos hexaédricos (C3D8) considerando, também, uma formulação híbrida.

Desta forma, através da simulação de cisalhamento simples considerou-se, para fins de levantamento dos dados, a tensão de cisalhamento ($\sigma_{12} = F_1/A$) e a tensão normal ($\sigma_{22} = F_2/A$) em função da deformação cisalhante (k). Sendo F a força resultante na respectiva direção e A a área da face superior ($19 \times 19 \text{ mm}^2$). Para ilustrar visualmente a ocorrência efeito Poynting, realizou-se uma simulação 2D considerando um furo de 2 mm de diâmetro na chapa superior com uma malha de 650 nós e as mesmas dimensões, condições de contorno e propriedades do material da simulação 3D. Neste caso, houve refinamento da malha na região do furo para melhor resolução dos dados.

4. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Por meio da análise de torção, obtiveram-se os resultados analíticos e numéricos que foram comparados aos dados experimentais, como é exibido na Figura 3. Os dados analíticos foram obtidos de acordo com as Equações (11) e (12) aplicando os mesmos parâmetros estabelecidos para a simulação numérica. Por sua vez, os dados experimentais foram estabelecidos a partir de Balbi *et al.*, (2019). De forma clara, ao observar a Figura 3(a), as curvas do torque apresentam um comportamento linear, como esperado.

Por outro lado, a Figura 3(b) mostra os resultados da força normal. Neste caso, observa-se que a resposta do material exibe um comportamento não linear. Além disso, percebe-se que há um leve desvio entre as curvas. Essa diferença se deve possivelmente a uma pré-compressão, mesmo que mínima, durante a montagem da amostra entre as placas do reômetro, conforme relatado por Balbi *et al.* (2019). Os valores negativos da força normal indicam que a amostra cilíndrica tende a se alongar axialmente, porém as restrições aplicadas na superfície superior impedem que o material se expanda.

Por meio desse estudo, verifica-se que o modelo de Mooney-Rivlin (Equação (11)) pode descrever satisfatoriamente o comportamento mecânico do cérebro de suíno submetido à torção.

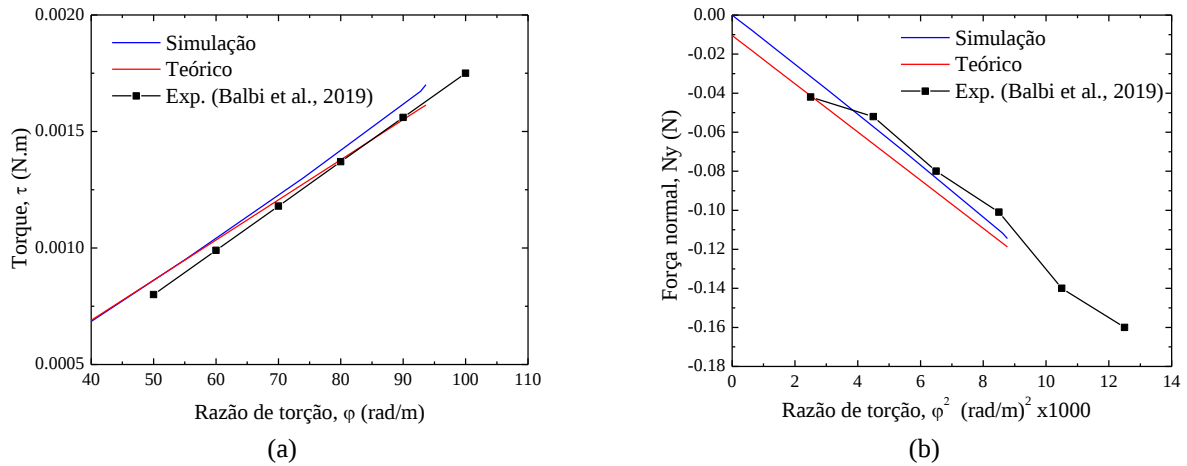


Figura 3. Comparação dos resultados teóricos, obtidos por simulação numérica e experimental para (a) torque versus razão de torção e (b) força normal versus razão de torção ao quadrado, adaptado de Balbi *et al.*, (2019).

As Figura 4(a)-(b) apresentam os resultados da análise de cisalhamento simples. Os dados analíticos foram obtidos usando as Equações (21) e (22) para a tensão cisalhante e a tensão normal, respectivamente, considerando os mesmos parâmetros da simulação numérica. Observa-se que na Figura 4(a), a tensão de cisalhamento exibe um comportamento de fato linear para ambos os métodos. Além disso, destaca-se que as curvas apresentaram uma discrepância a partir de $k = 0,2$ e, em grandes deformações ($k = 1$), ocorre uma diferença entre os dados numéricos e analíticos de aproximadamente 14%. Apesar disso, pode-se dizer que essa análise mostrou um resultado satisfatório.

Como esperado, a tensão normal σ_{22} , apresentada na Figura 4(b), obtém um comportamento quadrático como é descrito pela Equação (22). Observe que a partir de $k = 0,6$ há uma pequena discrepância entre as análises. No entanto, os dados obtidos pela análise numérica podem ser considerados suficientes para ilustrar a Eq. (22).

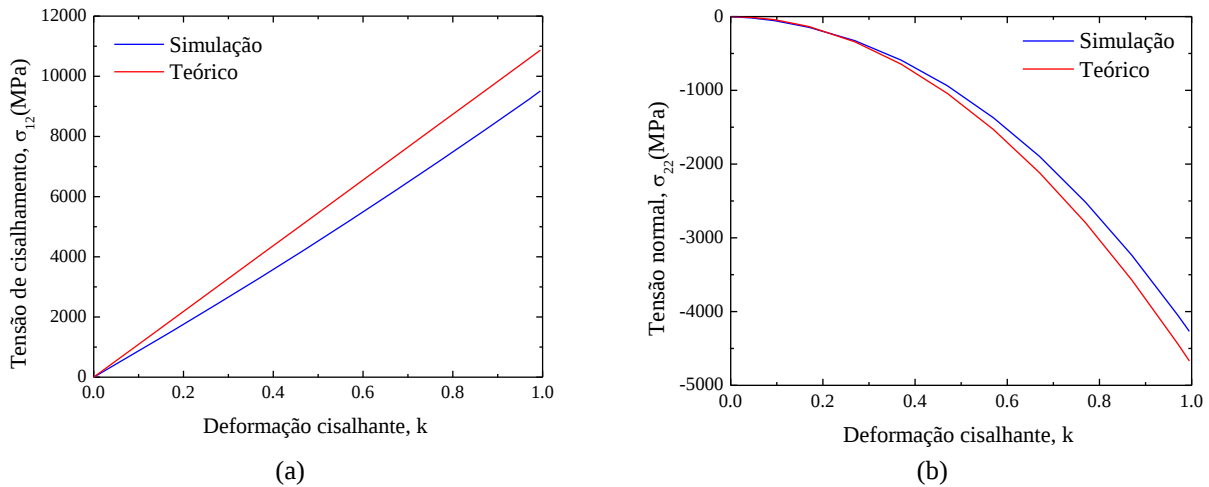


Figura 4. Comparação entre os resultados teóricos e obtidos por simulação numérica para (a) tensão de cisalhamento versus deformação cisalhante e (b) tensão normal versus deformação cisalhante.

Um outro ponto a evidenciar é a expansão lateral do material ao ser submetido ao cisalhamento simples que, conforme Destrade *et al.*, 2015 os materiais isotrópicos tendem a se expandir nessa condição. Logo, os resultados da simulação, mostrados na Figura 5(a), afirmam essa observação de resalto ocasionado pelo cisalhamento simples, isto é, o efeito Poynting positivo. Percebe-se que na Figura 5(a) há uma pequena expansão do material para o deslocamento (U_2) com a velocidade de 3mm/s. Desta forma, é possível confirmar que ao longo da deformação do material ao ser submetido ao cisalhamento simples ocorre, consequentemente, a sua expansão.

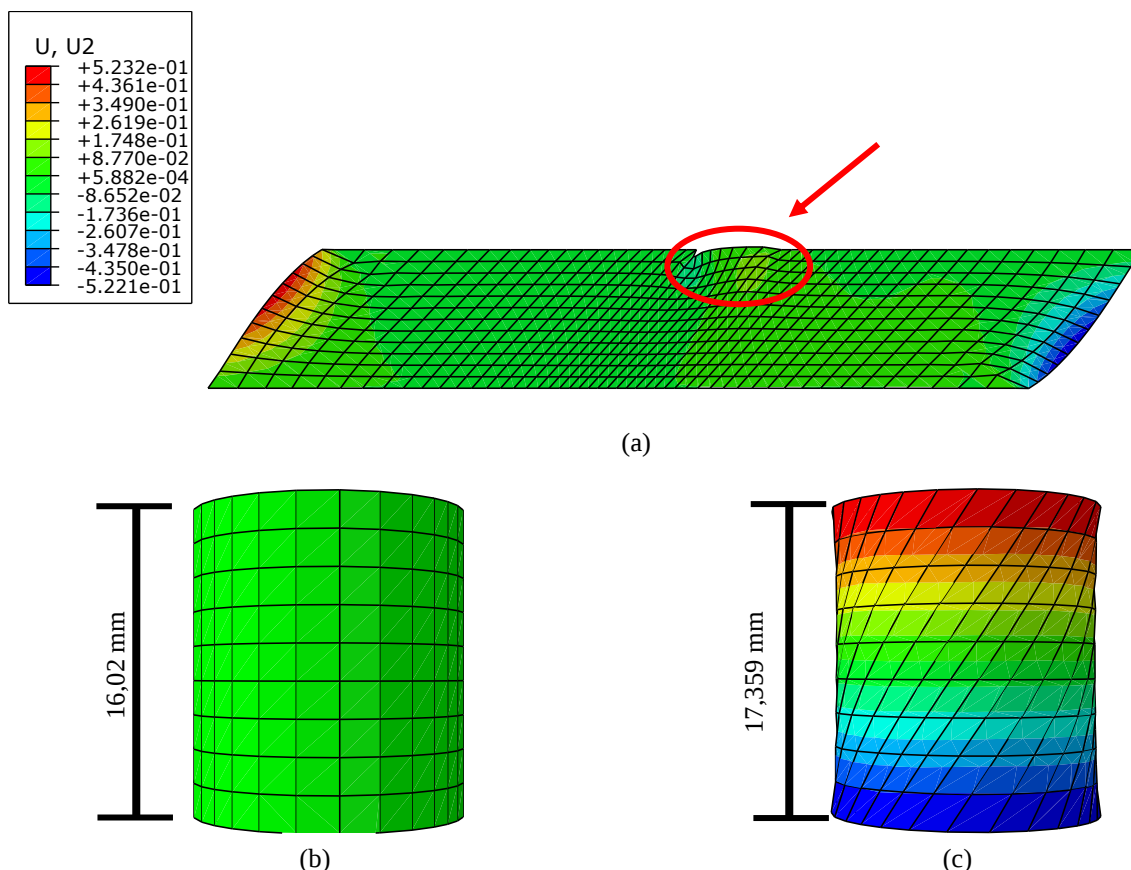


Figura 5. Simulação via elementos finitos (a) experimento de cisalhamento simples para $k=1$, (b) corpo de prova cilíndrico sem deformação e (c) corpo de prova cilíndrico submetido à torção com $\alpha = 143^\circ$.

Como já discutido, os ensaios de torção e cisalhamento simples são muito utilizados para estudar e compreender o efeito Poynting. Desta forma ao relacionar as Figuras 5(a), (b) e (c), nota-se que quando um material hiperplástico está sob carga de torção exibe de forma mais notória o efeito Poynting positivo, isto é, a expansão do material. Logo, as simulações comprovam o que foi abordado por Horgan; Murphy, (2021a) em que materiais hiperelásticos sob torção apresentam o efeito Poynting mais pronunciado.

5. CONCLUSÃO

Este estudo propôs analisar por meio do MEF o comportamento do efeito Poynting considerando um tecido cerebral de suíno submetido aos ensaios de torção e cisalhamento simples. Ambas as simulações foram comparadas aos seus respectivos dados analíticos considerando o mesmo modelo de energia de Mooney-Rivlin. Além disso, os resultados do ensaio de torção foram correlacionados junto aos dados experimentais presentes na literatura.

A simulação numérica do corpo de prova cilíndrico sob torção mostrou a existência dos valores de tensão normal compressiva que comprova a presença do efeito Poynting. A validação se deu pela comparação dos resultados numéricos com aqueles experimentais. Sendo assim, a simulação do ensaio de torção se mostrou uma ótima opção para a realização de estudos do comportamento do efeito Poynting, no qual é possível ver claramente a expansão do material.

Por fim, a simulação numérica de cisalhamento simples foi realizada, por sua vez, em uma amostra prismática para mostrar o efeito Poynting quando um material hiperelástico está sob esta condição. Assim, a comparação dos resultados numéricos com aqueles da análise teórica, de forma geral, mostrou-se razoável. Embora, visualmente, esse efeito seja menos nítido no caso do cisalhamento simples, novamente, a tensão normal lateral confirma a existência do efeito Poynting.

6. REFERÊNCIAS

- Araújo, F.S.; Nunes, L.C.S. Experimental study of the Poynting effect in a soft unidirectional fiber-reinforced material under simple shear. *Soft Matter*, v. 16, n. 34, p. 7950–7957, 2020.
- Auger, P. et al. Poynting effects in pantographic metamaterial captured via multiscale DVC. *Journal of Strain Analysis for Engineering Design*, v. 56, n. 7, p. 462–477, 2021.
- Balbi, V. et al. Poynting effect of brain matter in torsion. *Soft Matter*, v. 15, n. 25, p. 5147–5153, 2019.
- Billington, E. W. The Poynting Effect. *Acta Mechanica*, v. 58, n. March 1986, p. 19–31, 1986.

- Bottasso, N. *Experimental methods for measuring the mechanical properties of soft tissues under large deformations*. [s.l.] Politecnico di Torino, 2020.
- Destrade, M. *et al.* Extreme softness of brain matter in simple shear. *International Journal of Non-Linear Mechanics*, v. 75, p. 54–58, 2015.
- Destrade, M.; Horgan, C. O.; Murphy, J. G. Dominant negative Poynting effect in simple shearing of soft tissues. *Journal of Engineering Mathematics*, v. 95, n. 1, p. 87–98, 2015.
- Horgan, C. O.; Murphy, J. G. Fiber-Matrix Interaction and Fiber Orientation in Simple Shearing of Fibrous Soft Tissues. *Journal of Elasticity*, 2021.
- Horgan, C. O.; Murphy, J. G. The effect of fiber-matrix interaction on the Poynting effect for torsion of fibrous soft biomaterials. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, v. 118, n. November 2020, p. 104410, 2021.
- Moreira, C. S.; Nunes, L. C. S. Effects of fiber orientation in a soft unidirectional fiber- reinforced material under simple shear deformation. *International Journal of Non-Linear Mechanics*, v. 111, p. 72–81, 2019.
- Moreira, C. S.; Nunes, L. C. S. Simple shear under large deformation: Experimental and theoretical analyses. *European Journal of Mechanics, A/Solids*, v. 42, p. 315–322, 2013.
- Pierrat, B. *et al.* Finite element implementation of a new model of slight compressibility for transversely isotropic materials. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, v. 19, n. 7, p. 745–758, 2016.
- Rashid, B.; Destrade, M.; Gilchrist, M. D. Mechanical characterization of brain tissue in simple shear at dynamic strain rates. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, v. 28, p. 71–85, 2013.
- Rivlin, R. S. *Philos. Trans. R. Soc., A*, 1949, 242, 173–195.
- Valiollahi, A.; Shojaeifard, M.; Baghani, M. Closed-form solutions for large deformation of cylinders under combined extension-torsion. *International Journal of Mechanical Sciences*, v. 157–158, p. 336–347, 2019.
- Wang, D.; Wu, M. S. Poynting and axial force-twist effects in nonlinear elastic mono- and bi-layered cylinders: Torsion, axial and combined loadings. *International Journal of Solids and Structures*, v. 51, n. 5, p. 1003–1019, 2014.
- Zurlo, G. *et al.* The Poynting effect. *American Journal of Physics*, v. 88, n. 12, p. 1036–1040, 2020.

NUMERICAL ANALYSIS OF THE POYNTING EFFECT IN BIOLOGICAL TISSUE SUBMITTED TO SHEAR

Vanusa dos Santos Alcantara, vanusa.alcantara@aluno.cefet-rj.br¹

Fernando Araújo da Silva, fernando.araujo@cefet-rj.br¹

Rafael Oliveira Santos, rafael.oliveira@cefet-rj.br¹

¹Departament of Mechanical Engineering, Centro Federal de Educação Tecnológica Celso Suckow da Fonseca CEFET/RJ, 23953-030 Angra dos Reis-RJ, Brazil. Correspondence: fernando.araujo@cefet-rj.br; Tel.: +55 24 3364-1758

Abstract. *Soft biological tissues present a complex mechanical behavior that resembles that of hyperelastic materials. When subjected to torsion or simple shear, these materials tend to expand or contract perpendicularly to the applied shear stress, yielding positive or negative Poynting effects, respectively. This nonlinear phenomenon is evident when a cylinder is subjected to torsion and its axial length is changed. Recent studies show that cylindrical fibrous specimens under small torsion angles, within the physiological response range, exhibit a negative Poynting effect. However, for larger torsion angles the usual positive Poynting effect is obtained. Because biological tissues present a complex mechanical behavior, there is a growing interest in the characterization of the Poynting effect in different soft solids, such as natural and synthetic rubbers and flexible fiber-reinforced composites. This work aimed to analyze the Poynting effect using the finite element method for porcine brain tissue samples subjected to torsion and simple shear. Simulations were performed via ABAQUS/Implicit, employing the Mooney-Rivlin hyperelastic strain energy model. A 3D deformable model with a solid cylindrical specimen of 20 mm diameter was adopted for the torsion simulation. For the simulation of simple shear, a 2D model considering plane stress state was used. The results obtained from the numerical simulations showed a positive Poynting effect for both cases. Thus, the specimen material tends to expand in the direction perpendicular to the shear plane. For validation of the numerical prediction, the results obtained in torsion were compared with experimental data from the literature, and those in simple shear were related to analytical results. Overall, a good correlation was found between the data obtained by the different methods.*

Keywords: Poynting Effect, Finite Element Method, Soft Biomaterials, Simple Shear, Torsion