



**HAL**  
open science

# ANÁLISE DO MÓDULO DE YOUNG DE UM PHANTOM COM FIBRAS POR MEIO DA ELASTOGRAFIA SUPERSONIC SHEAR IMAGING

K M M Lima, R Rouffaud, C. Moreira, W C A Pereira, L F Oliveira

► **To cite this version:**

K M M Lima, R Rouffaud, C. Moreira, W C A Pereira, L F Oliveira. ANÁLISE DO MÓDULO DE YOUNG DE UM PHANTOM COM FIBRAS POR MEIO DA ELASTOGRAFIA SUPERSONIC SHEAR IMAGING. Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, Oct 2016, Foz de Iguaçu, Brazil. hal-01705136

**HAL Id: hal-01705136**

**<https://hal.science/hal-01705136>**

Submitted on 22 Mar 2018

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

# ANÁLISE DO MÓDULO DE YOUNG DE UM *PHANTOM* COM FIBRAS POR MEIO DA ELASTOGRAFIA *SUPERSONIC SHEAR IMAGING*

K. M. M. Lima\*, R. Rouffaud\*, C. S. Moreira\*\*, W. C. A. Pereira\* e L. F. Oliveira\* \*\*\*

\*Programa de Engenharia Biomédica, Universidade Federal do Rio de Janeiro, RJ, Brasil

\*\* Programa Francisco Eduardo Mourão Saboya de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Universidade Federal Fluminense, RJ, Brasil

\*\*\*Escola de Educação Física e Desportos, Universidade Federal do Rio de Janeiro, RJ, Brasil  
e-mail: kellymmlima@yahoo.com.br

**Resumo:** A elastografia dinâmica do tipo *Supersonic Shear Imaging* (SSI) permite a determinação do módulo de Young ( $E$ ) em um meio sólido de forma não invasiva e em tempo real. Estudos mostram que a aproximação ao modelo isotrópico, utilizada em músculos e tendões, não é válida. Dados de simulação numérica e experimentais indicam que a propagação da onda de cisalhamento paralelamente às fibras possui uma velocidade distinta da transversal. O objetivo do trabalho é comparar o módulo de Young de um *phantom* mimetizador do músculo estriado em duas posições distintas do *probe* (paralela e transversalmente às fibras). A matriz do *phantom* foi constituída por 1,7% de ágar em 2,3 l de água deionizada e a solução foi inserida em um molde contendo fios de nylon paralelos. As médias dos valores do  $E$  na posição do *probe* perpendicularmente e paralelamente aos fios foram de  $86,28 \pm 4,90$  kPa e  $122,28 \pm 12,52$  kPa, respectivamente, mostrando a anisotropia no *phantom* mimetizador do músculo estriado.

**Palavras-chave:** elastografia, módulo de Young, *phantom*, anisotropia.

**Abstract:** *Supersonic Shear Imaging* (SSI) dynamic elastography allows Young's modulus ( $E$ ) acquisition in a solid medium, noninvasively and in real time. Studies show that the isotropic model approximation used in muscles and tendons, is not valid. Numerical simulation and experimental data indicated that shear wave presents different speeds depending on the propagation direction (parallel or transverse to fibers). The aim of this study was to compare the  $E$  of a phantom that mimics muscle in two different probe positions (parallel and transverse to the fibers). The phantom matrix consisted of 1.7% agar in 2.3 l of deionized water and the solution was introduced into a mold containing nylon wire. Young's modulus mean values for the perpendicular and parallel probe position were  $86,28 \pm 4,90$  kPa and  $122,28 \pm 12,52$  kPa, respectively. These results show the anisotropy of muscle mimic phantom.

**Keywords:** elastography, Young's modulus, phantom, anisotropy.

## Introdução

A elastografia dinâmica do tipo *Supersonic Shear Imaging* (SSI) permite a análise quantitativa da elasticidade em um meio sólido de forma não invasiva e em tempo real. A SSI se destacou na área da oncologia, mostrando alta reprodutibilidade no diagnóstico em vários tecidos biológicos, como a mama e próstata [1, 2]. Vem sendo cada vez mais utilizada em estudos de caracterização da unidade miotendínea [3], diagnóstico precoce e acompanhamento de estágios de lesão ou dor muscular tardia [4,5] e análise do efeito de intervenções (exercício físico, p. ex.) [6,7].

Em um tecido mole e puramente elástico, o cálculo do módulo de Young ( $E$ ) é diretamente proporcional à velocidade de propagação da onda de cisalhamento ( $c_s$ ), sendo  $\rho$  a densidade do meio, conforme a Eq. 1:

$$E = 3(c_s^2 \rho) \quad (1)$$

Medidas das propriedades mecânicas de músculos e tendões têm mostrado que a aproximação ao modelo isotrópico, utilizado em muitos tecidos biológicos, não descreve bem o comportamento mecânico [8]. A presença das fibras no tecido gera um eixo de simetria e o modelo mais adequado seria o isotrópico transverso.

A análise da anisotropia muscular tem sido tema de interesse para muitos pesquisadores e foi testada em músculos fusiformes, ou seja, músculos cujas fibras estão orientadas paralelamente ao eixo de geração de força do músculo [9-12]. Dados de simulação numérica e experimentais mostraram uma  $c_s$  paralelamente às fibras diferente da transversal [9]. Em outro estudo, a angulação *probe*-eixo principal das fibras musculares do bíceps braquial foi variada de  $0^\circ$  a  $90^\circ$ , ocorrendo um aumento da  $c_s$  quando o *probe* se encontrava na posição paralela às fibras ( $0^\circ$ ). Além disso, houve um aumento da  $c_s$  com o incremento da contração isométrica no dinamômetro quando o *probe* estava paralelo às fibras (fator de 3), o que não foi observado na posição transversal às fibras (aumento com fator de 1,5)[10]. Na posição do *probe* paralelo às fibras, o  $E$  apresentou menores efeitos dispersivos devido à viscosidade [10], o que gera medidas mais acuradas [13].

O *phantom* é um corpo de prova cujas propriedades

acústicas e mecânicas podem ser conhecidas. Assim, é possível realizar um estudo ecográfico de forma mais controlada, o que nem sempre é possível, quando se trata de tecido biológico.

O objetivo do trabalho é comparar o módulo de Young de um *phantom* mimetizador do músculo estriado em duas posições distintas do *probe* (paralela e transversalmente às fibras).

## Materiais e métodos

**Preparação dos *phantoms*** – A matriz do *phantom* é constituída por uma solução de 1,7 % de ágar (Himedia, Índia). Inicialmente, a mistura foi aquecida até uma temperatura próxima ao ponto de ebulição do ágar (90° C) e, posteriormente, resfriada em temperatura ambiente, com o auxílio do agitador magnético (Novatecnica, SP, Brasil) [14]. À 50° C, a solução foi inserida em um molde de alumínio, contendo em sua metade uma camada de fios de nylon (poliamida 6), com diâmetro de 0,45 mm paralelos espaçados a cada 2 mm, como mostra a Figura 1. Uma pequena quantidade de massa de modelar (Acrilex, Brasil) foi utilizada para vedação do espaço entre as arestas de alumínio.



Figura 1: molde de alumínio contendo fios de nylon.

Após 12 h, os fios de nylon das extremidades foram cortados e o *phantom* desmoldado, sendo, seu formato final um paralelepípedo (27 x 18,5 x 3 cm), como mostra a Figura 2.

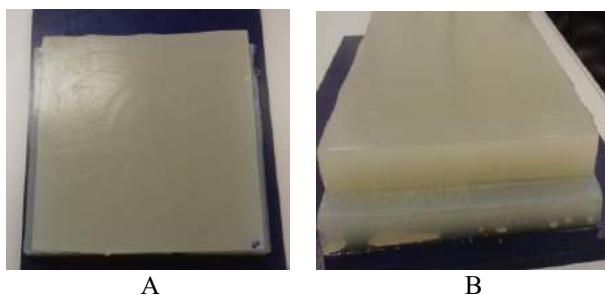
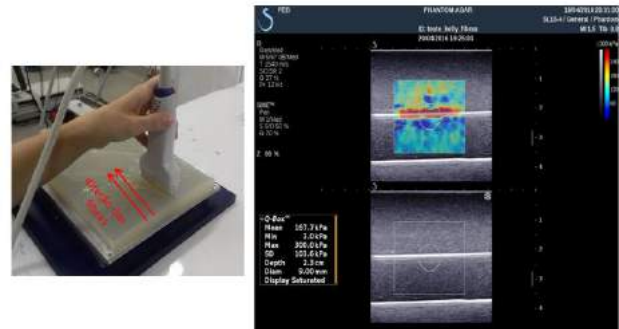


Figura 2: *Phantom* de ágar em vista superior (A) e frontal (B).

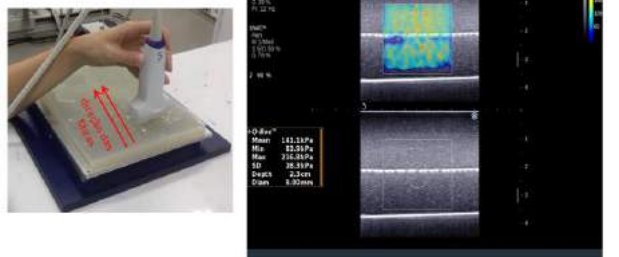
Em seguida, a massa ( $m$ ) do *phantom* foi determinada para o cálculo da sua densidade, segundo a Eq. 2:

$$\rho = \frac{m}{v} \quad (2)$$

**Aquisição elastográfica**—O equipamento *Aixplorer* (v.9, *Supersonic Imaging, Aix-en-Provence, FRANÇA*) foi utilizado para gerar imagens em modo-B e elastográficas, com o *probe* linear (4-15 MHz) e utilizou-se uma camada de gel (Ultrax-gel, Farmativa Indústria e Comércio Ltda., BRASIL) para realizar o acoplamento acústico. Ativando o *preset phantom*, dez imagens foram adquiridas: cinco com o *probe* posicionado paralelamente (Figura 3A) e cinco transversalmente (Figura 3B) aos fios de nylon.



A



B

Figura 3: Posicionamento do *probe* paralelo (A) e transversalmente aos fios (B). À direita, observam-se as respectivas imagens elastográficas (superior) e modo-B (inferior).

A região de interesse escolhida tem dimensões suficientes para mapear o fio de nylon e a matriz. A medição do E foi realizada em uma janela (Q-box) de 9 mm de diâmetro, centralizada na região de interesse. As escala de cores representativa do E variou do azul (0 kPa) ao vermelho (300 kPa).

O algoritmo do equipamento *Aixplorer* considera a densidade do meio investigado equivalente a 1000 kg/m<sup>3</sup>, valor aproximado para o tecido biológico [9, 10]. No entanto, para adequar os valores do E gerado pelo equipamento ao E do *phantom*, realizou-se um correção nos valores da densidade. Primeiramente, inverteu-se a Eq. 1 para obtenção da  $c_s$ , a partir do E gerado pelo equipamento e a densidade do tecido biológico. Em seguida, utilizou-se a densidade do *phantom* para determinação do E do *phantom*.

## Resultados

As características do *phantom* são: massa = 1,5 kg, volume = 0,0023 m<sup>3</sup> e densidade = 652,17 kg/m<sup>3</sup>.

As médias dos valores do E obtidos em cada imagem na posição do *probe* perpendicularmente e paralelamente aos fios foram de 86,28 ± 4,90 kPa e 122,28 ± 12,52 kPa, respectivamente. O aumento do E da primeira para a segunda posição foi de 56%. Em relação à região do *phantom* sem fios, o E equivaleu-se a 78,26 ± 0,19 kPa, independente da orientação do *probe*.

## Discussão

O corpo de prova desenvolvido neste estudo foi capaz de mimetizar o músculo estriado, no que se refere à imagem modo-B, pois mostrou diferenças de impedância entre os fios de nylon e matriz de ágar semelhantes à imagem de um músculo estriado, cujos fascículos são hiperecóticos e o ventre muscular, hipoecótico.

Na posição do *probe* paralelamente aos fios, o mapeamento elastográfico mostrou grandes diferenças entre o E do fio para matriz (Figura 3A), já que o E do nylon é aproximadamente 100 Mpa, segundo dados de ensaios mecânicos [15]. A diferença do E entre os fascículos e o ventre muscular é menor do que a encontrada no *phantom* e o E médio para um músculo fusiforme como o bíceps braquial (em repouso) é de 15,3 kPa [16]. No entanto, essa diferença não interfere nos resultados do estudo, já que as comparações entre as posições do *probe* são relativas e restritas ao *phantom*.

A anisotropia foi comprovada no *phantom* de ágar-fios de nylon em duas posições distintas do *probe*, observando-se um maior E quando a onda de cisalhamento se propaga ao longo dos fios (posição do *probe* paralelo aos fios). Esse achado corrobora com os resultados de outros estudos [9-12], com amostras distintas. No músculo bovino, houve um aumento de 180% na  $c_s$  paralelamente às fibras em comparação à  $c_s$  perpendicular a essas estruturas. Para o músculo bíceps braquial *in vivo*, esse aumento foi de 300% [9]. Estes valores da literatura são maiores em relação ao atual estudo (56%) devido, possivelmente, à maior heterogeneidade desses tecidos, que contêm outras estruturas como vasos sanguíneos, nervos e tecido adiposo.

Já Chatelin et al. (2014) analisaram a anisotropia de um *phantom* de álcool polivinílico (PVA) após seu estiramento (alinhamento das fibras poliméricas) em 19 angulações *probe*-fibras. Encontrou-se um aumento de 64% na  $c_s$  paralelamente às fibras em comparação à  $c_s$  perpendicular [12], porcentagem que se aproxima mais à encontrada no atual estudo.

As limitações do atual estudo foram: saturação do mapeamento elastográfico do fio de nylon, já que foram obtidos valores do E superiores a 300 kPa e análise apenas de uma camada de fios, diferente do músculo estriado. Pretende-se desenvolver um modelo que mais

se aproxime do músculo estriado, ou seja, contendo várias camadas de fios (de PVA, possivelmente) e presença de angulações entre as fibras e o eixo horizontal.

## Conclusão

O E na posição do *probe* paralelamente aos fios de nylon foi maior que o E na posição transversal, mostrando a anisotropia no *phantom* com fibras.

## Agradecimentos

Os autores agradecem o apoio financeiro da CAPES, CNPQ, FINEP e FAPERJ.

## Referências

- [1] Cosgrove DO, et al. Shear wave elastography for breast masses is highly reproducible. *European Radiology*. 2012; 22(5):1023–1032.
- [2] Ahmad S, Cao R, Varghese T, Bidaut L, Nabi G. Transrectal quantitative shear wave elastography in the detection and characterisation of prostate cancer. *Surg Endosc*. 2013; 27:3280–3287.
- [3] Arda K, Ciledag N, Aktas E, Aribas BK, Köse K. Quantitative Assessment of Normal Soft-Tissue Elasticity Using Shear-Wave Ultrasound Elastography. *Am J Roentgenol*. 2011;197(3):532–6.
- [4] Lv F, Tang J, Luo Y, Ban Y, Wu R, Tian J, et al. Muscle Crush Injury of Extremity: Quantitative Elastography with Supersonic Shear Imaging. *Ultrasound Med Biol*. 2012;38(5):795–802.
- [5] Lacourpaille L, Nordez A, Hug F, Couturier A, Dibie C, Guilhem G. Time-course effect of exercise-induced muscle damage on localized muscle mechanical properties assessed using elastography. *Acta Physiol*. 2014;211(1):135–46.
- [6] Crommert EM, Lacourpaille L, Heales LJ, Tucker K, Hug F. Massage induces an immediate, albeit short-term, reduction in muscle stiffness. *Scand J Med Sci Sports*. 2014:1–7.
- [7] Maher RM, Hayes DM, Shinohara M. Quantification of dry needling and posture effects on myofascial trigger points using ultrasound shear-wave elastography. *Arch Phys Med Rehabil*. 2013;94(11):2146–50.
- [8] Royer D, Gennisson JL, Deffieux T, Tanter M. On the elasticity of transverse isotropic soft tissues (L). *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2011; 129(5). 2757-2760.
- [9] Gennisson JL, Catheline S, Chaffai S, Fink M. Transient elastography in anisotropic medium: application to the measurements of slow and fast shearwave speeds in muscles. *J Acoust Soc Am*. 2003; 114: 536-541.
- [10] Gennisson JL, Deffieux T, Macé E, Montaldo G, Fink M, Tanter M. Viscoelastic and anisotropic

- mechanical properties of in vivo muscle tissue assessed by supersonic shear imaging. *Ultrasound Med Biol.* 2010; 36(5):789–801.
- [11] Miyamoto N, Hirata K, Kanehisa H, Yoshitake Y. Validity of measurement of shear modulus by ultrasound shear wave elastography in human pennate muscle. *PloS one.* 2015; 10(4): e0124311, 2015.
- [12] Chatelin S et al. Anisotropic polyvinyl alcohol hydrogel phantom for shear wave elastography in fibrous biological soft tissue: a multimodality characterization. *Physical Medicine Biology.* 2014; 59: 6923–6940
- [13] Brandenburg JE et al. Ultrasound Elastography: The New Frontier in Direct Measurement of Muscle Stiffness. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation.* 2014; 95(11): 2207–2219.
- [14] Manickam K, Machireddy RR, Seshadri S. Characterization of biomechanical properties of agar based tissue mimicking phantoms for ultrasound stiffness imaging techniques. *Journal of the mechanical behavior of Biomedical Materials.* 2014; 35:132-43.
- [15] Moreira CS. Estudo Mecânico De Tecido Biológico Artificial: Silicone Reforçado Com Fibras De Nylon Submetido A Cisalhamento Simples. [dissertação]. Niterói: Universidade Federal Fluminense; 2016.
- [16] Yoshitake Y, Takai Y, Kanehisa H, Shinohara M. Muscle Shear Modulus Measured With Ultrasound Shear-Wave Elastography Across a Wide Range of Contraction Intensity. 2014;50(1):103–13.