

## MÓDULO DE CISALHAMENTO DO MÚSCULO DELTOIDE DURANTE ABDUÇÃO SUSTENTADA DE OMBRO POR ELASTOGRAFIA SUPERSONIC SHEAR WAVE

### DELTOID MUSCLE SHEAR MODULUS DURING SUSTAINED SHOULDER ABDUCTION BY ELASTOGRAPHY SUPERSONIC SHEAR WAVE

Maria Clara Albuquerque Brandão, Lino de Azevedo Matias e Liliam Fernandes de Oliveira

<sup>1</sup>Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro-RJ, Brasil.

#### RESUMO

A elasticidade muscular, caracterizada pelo módulo de cisalhamento ( $\mu$ ) é um parâmetro mecânico que está relacionada com a rigidez do tecido e ainda não está descrita para o músculo deltoide. Os objetivos desse estudo são: caracterizar o  $\mu$  do músculo deltoide em diferentes posições articulares do ombro e analisar a variação deste parâmetro durante o processo de postura livre em abdução sustentada até a fadiga autoreportada promovida por meio de uma contração isométrica sustentada. Imagens elastográficas foram adquiridas na porção medial do músculo deltoide de 18 jovens, na posição neutra, com 30° de abdução e durante a sustentação do ombro em abdução de 80° até a fadiga reportada pelo indivíduo. Considerando o  $\mu$  médio ocorreu o aumento significativo da posição neutra para as diferentes posições articulares (posição neutra  $\mu = 9,04 \pm 4,04$  kPa; 30° de abdução  $\mu = 41,04 \pm 18,53$  kPa; 80° abdução  $\mu = 44,63 \pm 15,44$  kPa). A rigidez do músculo deltoide variou com as diferentes posições e durante a abdução sustentada, e depois de cessada a sustentação, o processo de fadiga não afetou a rigidez. Esse estudo apresenta valores de normalização do músculo deltoide que pode embasar futuros estudos clínicos ou de condicionamento físico.

**Palavras-chave:** Elastografia. Módulo de cisalhamento. Músculo Deltoide. Contração isométrica. Fadiga.

#### ABSTRACT

The muscle elasticity characterized by shear wave modulus ( $\mu$ ) is a mechanic parameter that is related to tissue stiffness and is not yet described for deltoid muscle. Few studies describe the variation the  $\mu$  of a muscle during fatigue. The purpose of this study is: to determine  $\mu$  of deltoid muscle in the shoulder while performing different positions and to analyse the  $\mu$  during the isometric fatigue process. Elastographic images were acquired in the medial portion of the deltoid muscle of 18 individuals, in neutral position, with 30 ° of abduction and during shoulder support in 80 ° abduction until the fatigue reported by the individual. Considering the mean  $\mu$ , there was a significant increase in the neutral position for different joint positions (neutral position  $\mu = 9.04 \pm 4.04$  kpa, 30 ° abduction  $\mu = 41.04 \pm 18.53$  kpa, 80 ° abduction  $\mu = 44.63 \pm 15.44$  kpa). During the shoulder support process,  $\mu$  variation occurred with significant reduction in 40% of the total time. After suporting process ceased, the fatigue process did not affect stiffness. This study may support future clinical studies or physical conditioning of this musculature.

**Keywords:** Elastography. Shear wave modulus. Deltoid muscle. Isometric contraction. Fatigue.

#### Introdução

A elasticidade do tecido biológico é um parâmetro mecânico importante que tem relação com a rigidez da estrutura<sup>1</sup> e a sua quantificação tem sido possível por meio do uso dos métodos de imagem. A técnica da elastografia do tipo *Supersonic Shear Imaging* (SSI) apresenta a elasticidade do tecido em um mapa de cores sobreposto à imagem de ultrassonografia da região de interesse. Esta técnica baseia-se na emissão de forças acústicas de alta intensidade (*pushes*) focalizadas em diferentes profundidades do tecido<sup>2</sup>. Essas perturbações geram ondas transversais de cisalhamento, cujas velocidades são quantificadas ( $c_s$ ) para a estimativa do módulo de cisalhamento ( $\mu$ ):  $\mu = \rho \cdot c_s^2$ <sup>3</sup>.

A elastografia tem sido utilizada para caracterizar a rigidez de vários grupamentos musculares como o quadríceps femoral<sup>4,5</sup>, tríceps sural<sup>6,7</sup> e bíceps braquial<sup>8,9</sup>, e para investigar

adaptações do tecido ao treinamento de força<sup>10</sup>, alongamento<sup>11,12</sup> e patologias neuromusculares<sup>13</sup>.

O músculo deltoide é superficial e é classificado anatomicamente em três porções; anterior, média e posterior<sup>14</sup>, cuja a orientação e organização das fibras musculares determinam a sua função<sup>15</sup>. Contorna os músculos que cercam a cabeça do úmero e tem uma importante função na estabilização dinâmica da articulação do ombro<sup>16</sup>. Apenas dois estudos elastográficos foram encontrados para caracterização das propriedades mecânicas desse músculo. Hatta et al.<sup>17</sup>, estabeleceram uma metodologia de elastografia *in vitro* para quantificar as propriedades dessa musculatura. As porções medial e parte da porção anterior apresentaram coeficiente de correlação intraclassa satisfatório de 0,89 e 0,96 respectivamente. Umehara et al.<sup>18</sup>, analisaram o efeito agudo do alongamento na estabilização escapular, realizando a análise de músculos dessa região incluindo a porção posterior músculo deltoide. Após o alongamento ocorreu uma redução do  $\mu$  sem diferença significativa de  $17.8 \pm 8.0$  kPa para  $16.5 \pm 4.8$  kPa.

Além do alongamento, a significância funcional deste parâmetro tem sido evidenciada em estudos que mostram que o  $\mu$  tem relação direta com a força muscular em diferentes níveis de contração isométrica, para os músculos abductor do dedo mínimo e quadriceps femoral<sup>4</sup>. Além disso, sabe-se que a fadiga do músculo vasto lateral, induzida por eletroestimulação, ocasionou redução do  $\mu$  concomitante com a perda da capacidade de produção de força, medidos após a indução da fadiga<sup>5</sup>. Não foram encontrados estudos descrevendo o comportamento dinâmico desse parâmetro, durante uma tarefa de contração sustentada até a exaustão.

Dessa forma, os objetivos desse estudo são caracterizar o  $\mu$  do músculo deltoide em diferentes amplitudes de movimento de abdução do ombro e analisar a variação deste parâmetro durante o processo de postura livre em abdução sustentada até a fadiga autoreportada promovida por meio de uma contração isométrica sustentada.

## Métodos

### *Participantes*

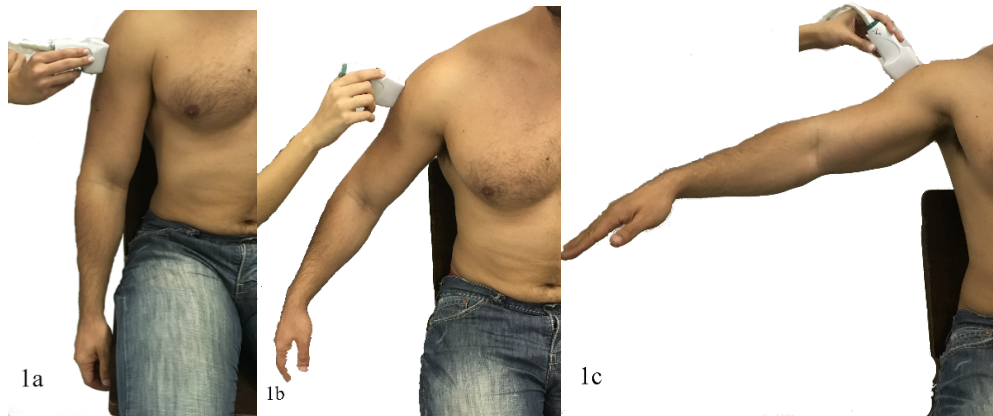
O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho (HUCFF/UFRJ) sob o nº 127/13 e nº 570.945. Participaram do estudo 18 voluntários saudáveis de ambos os sexos (idade  $23 \pm 4,81$ ; altura  $1,73 \pm 0,08$  cm; peso  $73 \pm 12,74$  kg). Os voluntários assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido e responderam uma anamnese contendo os dados pessoais e antropométricos e aqueles que apresentaram histórico de lesões na articulação do ombro foram excluídos do teste.

### *Procedimentos*

O teste foi executado na posição sentada, com flexão de 90° do quadril e dos joelhos. Após serem posicionados, foi realizada uma marcação da região à 50% da distância entre o acrômio e a junção miotendínea do músculo deltoide, verificada por ultrassonografia. A junção miotendínea foi identificada utilizando o modo-B do equipamento AIXPLORER (v.9 Supersonic Image, Aix-en-Provence, França), com transdutor linear de 50 mm e frequência de 10-2 MHz. Para o acoplamento acústico na superfície da pele foi utilizado gel (Ultrex gel; Farmativa Indústria e Comércio Ltda., Rio de Janeiro, RJ, Brasil).

Foram adquiridas duas imagens elastográficas para cada uma das três posições articulares do ombro, mantendo o cotovelo em extensão. Na posição 1, com o ombro em posição articular neutra e braços ao longo do corpo (Figura 1a). Na posição 2, com 30° de abdução do ombro (Figura 1b). Após um intervalo de um minuto, foi conduzida a posição 3:

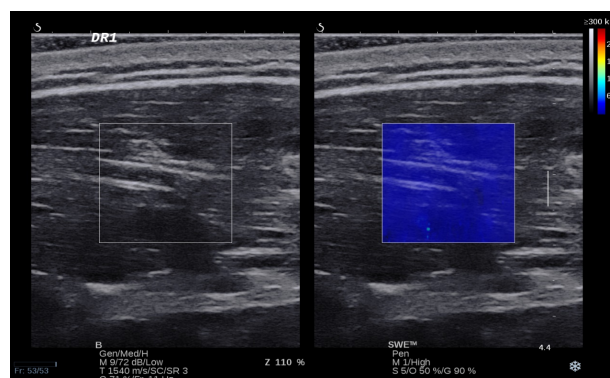
80° de abdução sustentada de ombro, em contração isométrica (CI) até a fadiga reportada pelo indivíduo (Figura 1c). Foi adquirida uma imagem elastográfica no início da CI e a cada minuto. Imediatamente após o fim do teste, o voluntário retornava a posição 1, e mais duas imagens elastográficas foram registradas.



**Figura 1.** Posições articulares adotadas para o teste. (a-posição neutra; b-30° de abdução de ombro; c-80° de abdução de ombro)

Fonte: Arquivo pessoal dos autores

Para aquisição das imagens elastográficas, um avaliador experiente posicionou longitudinalmente o transdutor na porção acromial previamente demarcada. Após a seleção da região de interesse (ROI) do músculo utilizando o modo-B, foi ativado o modo de elastografia do equipamento com o *preset* musculoesquelético (MSK), com a área de mapeamento posicionada entre a aponeurose superficial (AS) e profunda do músculo (AP) e com escala variando de 0 a 300 kPa (cores azul a vermelho, respectivamente). Após a estabilização do mapa de cores (5 segundos), a aquisição dos dados foi realizada (Figura 2).



**Figura 2.** Imagem elastográfica do músculo deltoide em posição neutra

Fonte: Arquivo pessoal dos autores

Durante a posição 3, o voluntário recebeu estímulo verbal e orientações para evitar compensações como flexão lateral de tronco e/ou elevação do ombro. Contudo as realizações de compensações não foram critérios de exclusão durante o teste.

A fadiga foi determinada pela a escala subjetiva de esforço, que variou de 0 a 10 (0 correspondente à sensação de pouco esforço e 10 à sensação de esforço máximo). O ângulo articular do ombro para as posições 2 e 3 foi estabelecido utilizando o goniômetro em PVC (CARCI - Indústria e Comércio de Aparelho Cirúrgico e Ortopédico LTDA. São Paulo-Brasil).

A cada minuto da posição 3, era registrada uma fotografia do voluntário para analisar as compensações durante o teste e a possível diminuição do ângulo articular. Utilizando o aplicativo ImageJ (National Institute of Health, USA, versão 1.42), foram analisadas as medidas do ângulo articular do ombro, utilizando 3 pontos de referências: fossa cubital, acrômio e tronco.

Para normalização do tempo total da CI dos voluntários, foram adotada porcentagem de 0%, 20%, 40%, 60%, 80% e 100% do tempo total da CI (0% referente ao início da CI e 100% ao final da CI).

A análise do  $\mu$  foi realizada por meio de rotina própria utilizando o aplicativo MATLAB 2009 (MathWorks, Natick, MA, USA). A região analisada foi selecionada por uma ROI circular de 3 cm de diâmetro no músculo. Como os valores gerados pelo equipamento correspondem ao módulo de elasticidade ( $E$ ), os mesmos foram divididos por 3 para obtenção do  $\mu$ , segundo a relação:  $E \cong 3\mu^{19}$ .

#### Análise estatística

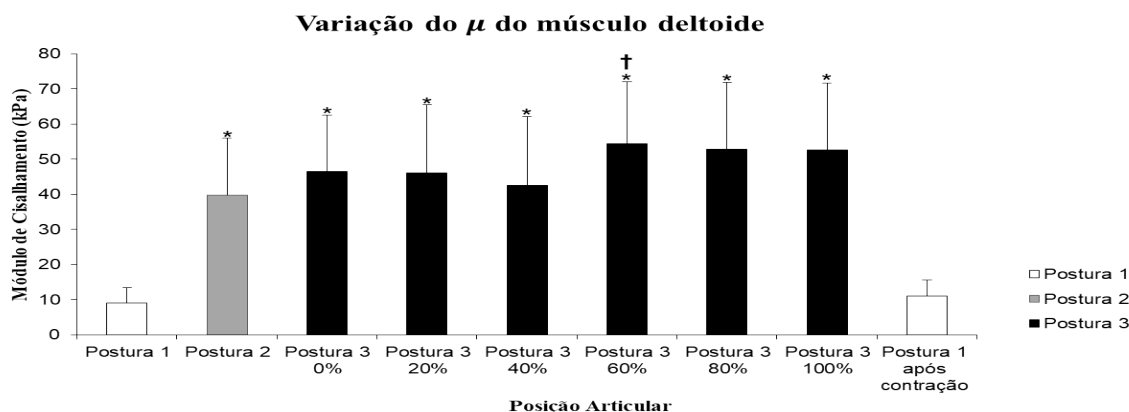
Para análise estatística foi realizado teste Anova *one-way* (posição articular de ombro e valores de  $\mu$ ) aplicativo Statistica 10 (StatSoft Inc. Tulsa, Ok, USA). Para a confiabilidade das medidas das imagens foi realizado o teste de coeficiente de correlação intraclass (CCI) (SPSS 20 -IBM SPSS Statistics Visualizador, Armonk, NY, EUA).

## Resultados

Os CCIs para as medidas de imagens para a posição 1 foi de 0,938, para a posição 2 foi de 0,947 e para o retorno pós CI à posição 1 foi de 0,957. Sendo assim, classificados como excelentes<sup>20</sup>.

A Figura 3 apresenta valores da média do  $\mu$  para as posições analisadas do ombro e observa-se que o  $\mu$  da posição 1, neutra, foi significativamente inferior em relação às outras posições articulares. Entretanto, não foi encontrada diferença significativa entre a posição 2 e 3. Considerando a média dos valores do  $\mu$  durante a posição 3, observa-se que em 40% do tempo total da contração sustentada, ocorreu uma tendência à redução do  $\mu$  e em sequência um aumento significativo para este parâmetro em 60% do tempo total da contração.

O retorno do ombro à posição inicial após a contração não apresentou diferença significativa para a posição 1, demonstrando que o processo de fadiga não afetou a rigidez tão logo cessado o estímulo da contração muscular.

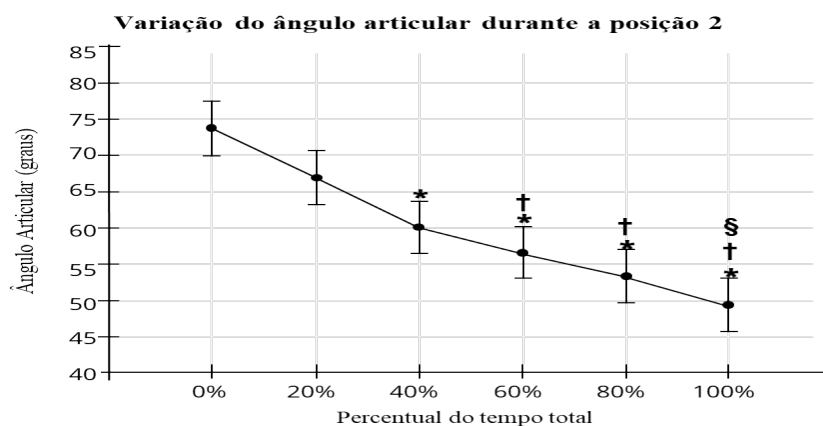


**Figure 3.** Variação do  $\mu$  em diferentes posições articulares

**Nota:** (\*) diferença significativa em relação à posição 1. (†) diferença significativa para posição 3 em 40% do tempo da CI durante o período da CI

**Fonte:** Autores

A Figura 4 apresenta a média do ângulo articular dos voluntários durante o tempo da contração isométrica, que variou de 6 a 25 minutos. Verifica-se que após 40% do tempo total da contração à redução significativa do ângulo articular. A Tabela 1 apresenta a redução relativa.



**Figura 4.** Diminuição do ângulo articular durante a CI

**Nota:** (\*) diferença significativa para o ângulo em 0% do tempo total da CI. (†) diferença significativa para o ângulo em 20% do tempo total da CI. (§) diferença significativa para o ângulo em 40% do tempo total da CI

**Fonte:** Autores

**Tabela 1.** Redução relativa em porcentagem do ângulo em relação ao início da contração muscular

Tempo total da contração	Redução relativa em relação ao início do teste (%)
20%	9,64%
40%	18,86%
60%	23,48%
80%	27,92%
100%	33,18%

**Fonte:** Autores

## Discussão

Para o músculo bíceps braquial, existe uma boa correlação dos valores de rigidez com o aumento do torque de flexão de cotovelo e dos níveis de ativação muscular, em contrações isométricas<sup>21</sup>. Da mesma forma, foi encontrado, para o músculo deltoide, um aumento significativo dos valores do  $\mu$  para as posturas de abdução do ombro, em relação à posição de repouso. Durante a contração muscular ocorre a interação dos elementos contráteis da miofibrila, com a formação das pontes cruzadas entre a actina e miosina<sup>22</sup>, aumentando a rigidez muscular<sup>4,8,9</sup>.

Não foram encontrados estudos sobre o comportamento da rigidez muscular após a fadiga muscular, com a técnica de SSI e são poucos os estudos que avaliam o efeito imediato dessa variável, após exercícios físicos. Para exercícios excêntricos, ocorre o aumento dos valores do  $\mu$  em tendão e em músculos imediatamente após as séries, sugerindo um aumento da tensão passiva das fibras musculares, alteração na homeostase de cálcio após ruptura miofibrilares e alterações da ligação cruzada do colágeno do tendão<sup>10,23,24</sup>. Para exercícios de força, apenas um estudo foi encontrado analisando o seu efeito agudo. Akagi et al.<sup>25</sup>, verificaram o aumento dos valores do  $\mu$  do tríceps braquial após 5 séries de 8 repetições de extensão de cotovelo, os autores concluíram que o efeito do edema muscular induzido pelo o exercício influenciou no aumento dos valores do  $\mu$ . Entretanto, todos os protocolos citados

utilizam exercícios dinâmicos, com o volume e a intensidade superiores ao realizado no presente estudo.

A fadiga muscular periférica tem como característica a redução da excitabilidade da placa motora e a inibição de geração de força entre a actina e a miosina, esses efeitos são provocados pelo o acúmulo dos subprodutos (fosfato inorgânico e hidrogênio) dos processos energéticos<sup>26,27</sup>. E, após cessado o estímulo neural, não é de se esperrar um nível de tensão passiva nas pontes de actina e miosina, mesmo após um o processo de fadiga induzido por exercício de baixa intensidade<sup>28,29</sup>. Assim sendo, o retorno imediato da articulação à posição inicial após á tarefa não apresentou diferença significativa para os valores iniciais do  $\mu$  do músculo deltoide.

Bouillard *et al.*<sup>5</sup> induziram o processo de fadiga no músculo vasto lateral por estimulação elétrica e constataram uma redução significativa do  $\mu$  para essa musculatura e uma menor capacidade de produção de força após o processo da estimulação elétrica. Esse e outros estudos indicam<sup>8,9,22</sup> que o  $\mu$  é um parâmetro confiável, proporcional ao nível da força muscular e ao nível de ativação neuromuscular.

Durante a abdução sustentada verificou-se em 40% do tempo total menores valores para o  $\mu$  e uma redução significativa do ângulo articular. Assumindo o  $\mu$  como um parâmetro proporcional ao nível da força muscular, pode-se considerar que, nesse período de tempo, ocorreu uma redução na capacidade de produção de força, podendo caracterizar o início do processo de fadiga.

O sistema nervoso, no início do processo de fadiga muscular, gera compensações neurofisiológicas para prorrogar a instalação desse processo e sustentar a tarefa executada<sup>29,30</sup>. Em 60% do tempo total da contração ocorreu um aumento significativo dos valores do  $\mu$  em resposta à redução do ângulo articular, como apresentado na Tabela 1. As alterações nesses parâmetros podem ser explicadas, em parte, pelo aumento do recrutamento das fibras musculares do deltoide e pelos mecanismo de compensações neurofisiológicas<sup>29,30</sup> como o recrutamento de músculos antagonistas<sup>5</sup> e no aumento do recrutamento das fibras musculares do músculo agonista<sup>29,30</sup>. O aumento do valor do  $\mu$  com diferença significativa em 60% do tempo total e a diminuição na redução do ângulo articular reflete o aumento do recrutamento das fibras musculares.

A diminuição do ângulo articular de abdução do ombro, juntamente com as observações de tendência à flexão lateral de tronco e/ou elevação da escápula, mostram que mecanismos de compensação mecânica também estão presentes. A diminuição significativa do ângulo articular em 40% do tempo total da contração é uma estratégia que permite uma redução do braço de resistência e o aumento do comprimento do músculo, melhorando a eficiência da contração muscular.

A estabilidade postural pode ser influenciada pelo o processo de fadiga muscular<sup>31,32</sup>. A postura livre adotada nesse estudo foi intencional para possibilitar a observação de estratégias de compensação postural desta tarefa, em indivíduos saudáveis. Como o complexo do ombro envolve a participação de músculos estabilizadores e sinergistas para o sustentação da abdução do ombro, o monitoramento da ativação muscular, no futuro, poderá elucidar, também, as estratégias de compensação neural.

Não foram encontrados estudos *in vivo* com valores de rigidez para a musculatura do deltoide médio. Estes resultados podem ser utilizados como base para futuros estudos clínicos envolvendo esta musculatura.

## Conclusões

Este estudo apresentou valores de rigidez para o músculo deltoide porção média e a variação deste parâmetro em diferentes amplitudes de abdução do ombro e durante o processo de fadiga autoreportada, obtido pela técnica da elastografia SSI. Aproximadamente no meio do tempo total da tarefa, foi observada uma estratégia de compensação mecânica com a redução do ângulo de abdução e aumento dos valores de rigidez. O processo de fadiga neuromuscular submáxima não afetou a rigidez tão logo cessado o estímulo neural da contração. Estes resultados podem embasar futuros estudos clínicos ou de condicionamento físico dessa musculatura.

## Referências

1. Ettema GJC, Huijing PA. Skeletal muscle stiffness in static and dynamic contractions. *J Biomech.* 1994;21(11):1361–8.
2. Bercoff J, Tanter M, Fink M. Supersonic Shear Imaging: A New Technique. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control.* 2004;51(4):396–409. DOI: 10.1109/TUFFC.2004.1295425
3. Bamber J, Cosgrove D, Dietrich CF, Fromageau J, Bojunga J, Calliada F, et al. EFSUMB Guidelines and Recommendations on the Clinical Use of Ultrasound Elastography. Part 1 : Basic Principles and Technology. 2013;169–84. DOI: 10.1055/S-0033-1335205.
4. Bouillard K, Hug F, Guével A, Nordez A. Shear elastic modulus can be used to estimate an index of individual muscle force during a submaximal isometric fatiguing contraction. *J Appl Physiol.* 2012;113 (Ea 4334):1353–61. DOI:10.1152/jappphysiol.00858.2012.
5. Bouillard K, Jubeau M, Nordez A, Hug F. Effect of vastus lateralis fatigue on load sharing between quadriceps femoris muscles during isometric knee extensions. *J neurophysiol.* 2014;111:768–76. DOI: 10.1152/jn.00595.2013
6. Nordez A, Guével A, Casari P, Catheline S, Cornu C. Assessment of muscle hardness changes induced by a submaximal fatiguing isometric contraction. *J Electromyogr Kinesiol.* 2009;19:484–91. DOI:10.1016/j.jelekin.2007.11.005
7. Shinohara M, Sabra K, Gennisson JL, Fink M, Tanter ML. Real-time visualization of muscle stiffness distribution with ultrasound shear wave imaging during muscle contraction. *Muscle and Nerve.* 2010;42(3):438–41. DOI: 10.1002/mus.21723
8. Nordez A, Hug F. Muscle shear elastic modulus measured using supersonic shear imaging is highly related to muscle activity level. *J Appl Physiol.* 2010;108(5):1389–94. DOI: 10.1152/jappphysiol.01323.2009
9. Yoshitake Y, Takai Y, Kanehisa H, Shinohara M. Muscle shear modulus measured with ultrasound shear-wave elastography across a wide range of contraction intensity. *Muscle and Nerve.* 2014;50(1):103–13. DOI: 10.1002/mus.24104
10. 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;211:135–46. DOI: 10.1111/apha.12272
11. Arda K, Ciledag N, Aribas BK, Aktas E, Köse K. Quantitative assessment of the elasticity values of liver with shear wave ultrasonographic elastography. *Indian J Med Res.* 2013;137(5):911–5. DOI: 10.2214/AJR.10.5449
12. Taniguchi K, Shinohara M, Nozaki S, Katayose M. Acute decrease in the stiffness of resting muscle belly due to static stretching. *Scand J Med Sci Sport.* 2015;25(1):32–40. DOI: 10.1111/sms.12146.
13. Chan HW, Pressler R, Uff C, Gunny R, Piers KS, Bamber J, et al. A novel technique of detecting MRI-negative lesion in focal symptomatic epilepsy : Intraoperative ShearWaveElastography. *Epilepsia.* 2014;55(4):30–3. DOI: 10.1111/epi.12562
14. Williams P and Warwick R. *Gray's Anatomy.* 36.ed. Londres:Chrchill Livingstone; 1980.
15. Lieber RL, Fridén J. Clinical Significance of Skeletal Muscle Architecture. *ClinOrthopRelat Res.* 2001;383:140–51.
16. Lorne E, Gagey O, Quillard J, Hue E, Gagey N. The Fibrous Frame of the Deltoid Muscle. *ClinOrthopRelat Res.* 2001;386:222–5.
17. Hatta T, Giambini H, Sukegawa K, Yamanaka Y, Sperling JW, Steinmann SP, et al. Quantified mechanical properties of the deltoid muscle using the shear wave elastography: Potential implications for reverse shoulder arthroplasty. *PLoS One.* 2016;11(5):1–11. DOI: 10.1371/journal.pone.0155102

18. Umehara J, Hasegawa S, Nakamura M, Nishishita S, Umegaki H, Tanaka H, et al. Effect of scapular stabilization during cross-body stretch on the hardness of infraspinatus, teres minor, and deltoid muscles: An ultrasonic shear wave elastography study. *Man Ther* [Internet]. Elsevier Ltd; 2016. DOI:10.1016/j.math.2016.10.004
19. Gennisson J, Deffieux T, Fink M, Tanter M. Ultrasound elastography: Principles and techniques. *Diagn Interv Imaging* [Internet]. Elsevier Masson SAS; 2013;94(5):487–95. DOI: 10.1016/j.diii.2013.01.022
20. Koo TK, Li MY. A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *J Chiropr Med* [Internet]. Elsevier B.V.; 2016;15(2):155–63. DOI: 10.1016/j.jcm.2016.02.012
21. Bouillard K, Nordez A. Estimation of Individual Muscle Force Using Elastography. *PLoS One*. 2011;6(12):1–7. DOI: 10.1371/journal.pone.0029261
22. Huxley AF. Muscular Contraction. *J Physiol* [Internet]. 1974;243(1):1–43.
23. Lacourpaille L, Nordez A, Hug F, Doguet V, Andrade R, Guilhem G. Early detection of exercise-induced muscle damage using elastography. *Eur J Appl Physiol*. 2017;117(10):2047–56. DOI: 10.1007/s00421-017-3695-9
24. Heales LJ, Badya R, Ziegenfuss B, Hug F, Coombes JS, van den Hoorn W, et al. Shear-wave velocity of the patellar tendon and quadriceps muscle is increased immediately after maximal eccentric exercise. *Eur J Appl Physiol* [Internet]. 2018;118(8):1715–24. DOI: 10.1007/s00421-018-3903-2
25. Akagi R, Tanaka J, Shikiba T, Takahashi H. Muscle hardness of the triceps brachii before and after a resistance exercise session: A shear wave ultrasound elastography study. *Acta radiol*. 2015;56(12):1487–93. DOI: 10.1177/0284185114559765
26. Ftsit RH, Balog EM. Effect of intracellular and extracellular ion changes on E-C coupling and skeletal muscle fatigue. *Acta Physiol Scand*. 1996;156(3):169–81. DOI: 10.1046/j.1365-201X.1996.191000.x
27. Debold EP, Walcott S, Woodward M, Turner MA. Direct observation of phosphate inhibiting the Force-generating capacity of a miniensemble of myosin molecules. *Biophys J* [Internet]. 2013;105(10):2374–84. DOI: 10.1016/j.bpj.2013.09.046
28. Allen DG, Lamb GD, Westerblad H. Skeletal Muscle Fatigue : Cellular Mechanisms. *Physiol Rev*. 2008;88:287–332. DOI: 10.1152/physrev.00015.2007
29. Luttmann A, Ja M, Laurig W. Electromyographical indication of muscular fatigue in occupational field studies. *Int J Ind Ergon*. 2000;25:645–60. DOI: 10.1016/S0169-8141(99)00053-0
30. Weir J, Lloyd B, Tussing A, Green M, Robel J. Reliability of electromyographic fatigue curves. *J of Exerc Physiol online*. 1998;1(3).
31. Derave W, Tombeux N, Cottyn J, Pannier JL, De Clercq D. Treadmill exercise negatively affects visual contribution to static postural stability. *Int J Sports Med*. 2002;23(1):44–9. DOI: 10.1055/s-2002-19374
32. Strang AJ, Berg WP. Fatigue-induced adaptive changes of anticipatory postural adjustments. *Exp Brain Res*. 2007;178(1):49–61. DOI: 10.1007/s00221-006-0710-5

**Agradecimentos:** Os autores agradecem a CAPES, a FAPERJ, o CNPq e a FINEP.

Recebido em 09/06/17.

Revisado em 05/07/18.

Aceito em 17/07/18.

---

**Endereço para correspondência:** Maria Clara Albuquerque Brandão. Avenida Horácio de Macedo 2030, subsolo I-044c, Bairro Cidade Universitária, RJ, CEP: 21941-914. E-mail: [mclara.ufrj@gmail.com](mailto:mclara.ufrj@gmail.com)