

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

¹Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro-RJ, Brasil.

RESUMO

A elasticidade muscular, caracterizada pelo módulo de cisalhamento (μ) 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 μ 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 μ 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 (μ) is a mechanic parameter that is related to tissue stiffness and is not yet described for deltoid muscle. Few studies describe the variation the μ of a muscle during fatigue. The purpose of this study is: to determine μ of deltoid muscle in the shoulder while performing different positions and to analyse the μ 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 μ , 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, μ 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 estrutura¹ 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 (*pushs*) focalizadas em diferentes profundidades do tecido². Essas perturbações geram ondas transversais de cisalhamento, cujas velocidades são quantificadas (c_s) para a estimativa do módulo de cisalhamento (μ): $\mu = \rho \cdot c_s^2$ ³.

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

adaptações do tecido ao treinamento de força¹⁰, alongamento^{11,12} e patologias neuromusculares¹³.

O músculo deltoide é superficial e é classificado anatomicamente em três porções; anterior, média e posterior¹⁴, cuja a orientação e organização das fibras musculares determinam a sua função¹⁵. Contorna os músculos que cercam a cabeça do úmero e tem uma importante função na estabilização dinâmica da articulação do ombro¹⁶. Apenas dois estudos elastográficos foram encontrados para caracterização das propriedades mecânicas desse músculo. Hatta et al.¹⁷, 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.¹⁸, 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 μ sem diferença significativa de 17.8 ± 8.0 kPa para 16.5 ± 4.8 kPa.

Além do alongamento, a significância funcional deste parâmetro tem sido evidenciada em estudos que mostram que o μ tem relação direta com a força muscular em diferentes níveis de contração isométrica, para os músculos abductor do dedo mínimo e quadriceps femoral⁴. Além disso, sabe-se que a fadiga do músculo vasto lateral, induzida por eletroestimulação, ocasionou redução do μ concomitante com a perda da capacidade de produção de força, medidos após a indução da fadiga⁵. 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 μ 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.

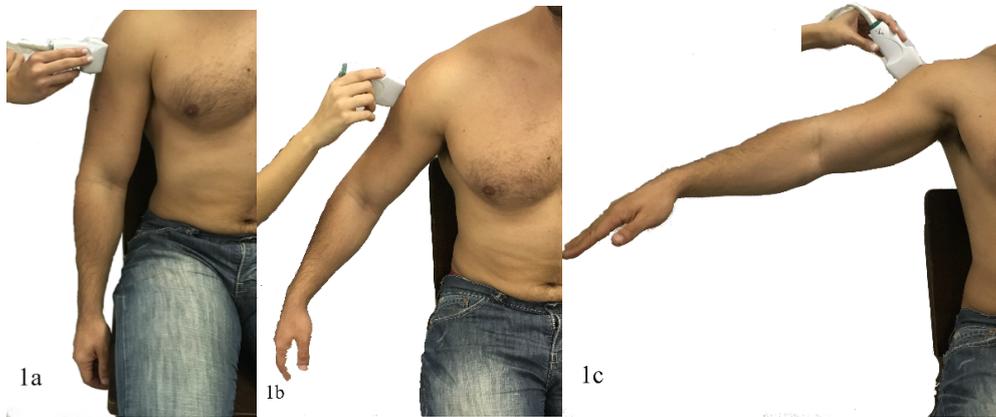


Figura 1. Posições articulares adotadas para o teste. (a-posição neutra; b-30° de abdução de ombro; c-80° de abdução de ombro)

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).

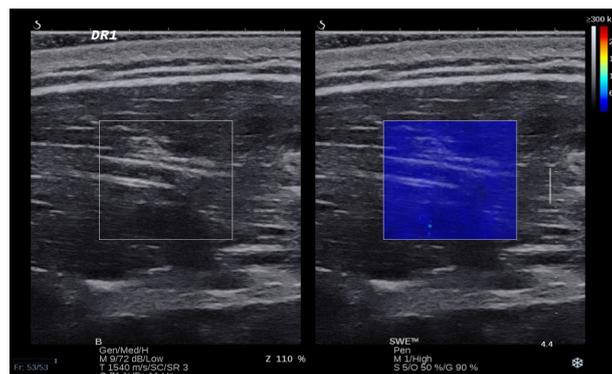


Figura 2. Imagem elastográfica do músculo deltoide em posição neutra

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 μ 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 μ , 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 μ) 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 excelentes²⁰.

A Figura 3 apresenta valores da média do μ para as posições analisadas do ombro e observa-se que o μ 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 μ durante a posição 3, observa-se que em 40% do tempo total da contração sustentada, ocorreu uma tendência à redução do μ 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.

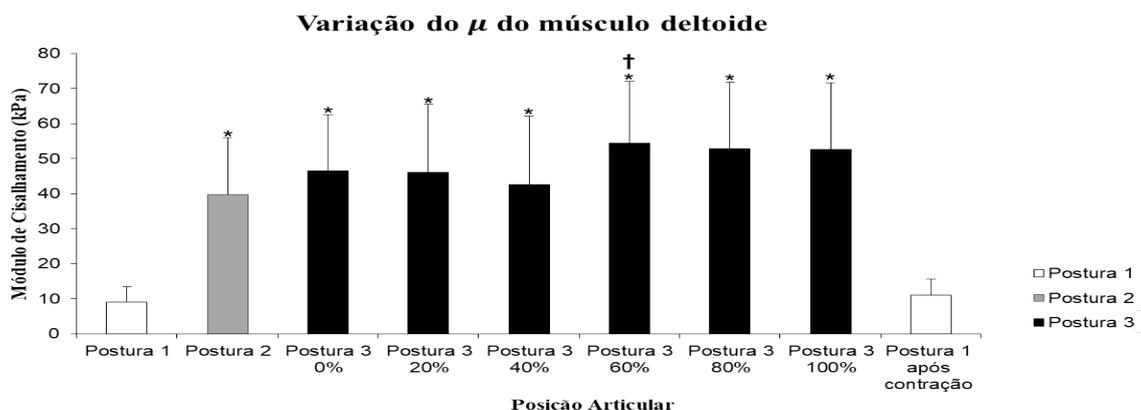


Figure 3. Variação do μ em diferentes posições articulares

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.

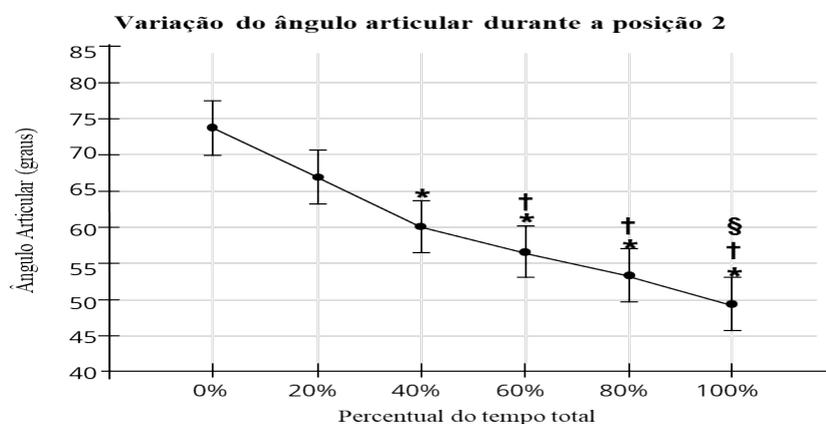


Figura 4. Diminuição do ângulo articular durante a CI

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 isométricas²¹. Da mesma forma, foi encontrado, para o músculo deltoide, um aumento significativo dos valores do μ 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 miosina²², aumentando a rigidez muscular^{4,8,9}.

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 μ 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^{10,23,24}. Para exercícios de força, apenas um estudo foi encontrado analisando o seu efeito agudo. Akagi et al.²⁵, verificaram o aumento dos valores do μ 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 μ . 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^{26,27}. 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^{28,29}. Assim sendo, o retorno imediato da articulação à posição inicial após á tarefa não apresentou diferença significativa para os valores iniciais do μ do músculo deltoide.

Bouillard *et al.*⁵ induziram o processo de fadiga no músculo vasto lateral por estimulação elétrica e constataram uma redução significativa do μ para essa musculatura e uma menor capacidade de produção de força após o processo da estimulação elétrica. Esse e outros estudos indicam^{8,9,22} que o μ 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 μ e uma redução significativa do ângulo articular. Assumindo o μ 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^{29,30}. Em 60% do tempo total da contração ocorreu um aumento significativo dos valores do μ 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^{29,30} como o recrutamento de músculos antagonistas⁵ e no aumento do recrutamento das fibras musculares do músculo agonista^{29,30}. O aumento do valor do μ 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^{31,32}. 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