

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

Maria Clara Albuquerque Brandão, Escola de Educação Física e Desportos, UFRJ, mclara.ufrj@gmail.com

Lino de Azevedo Matias, Escola de Educação Física e Desportos, UFRJ, linomatias@gmail.com

Liliam Fernandes de Oliveira, Programa de Engenharia Biomédica, UFRJ, liliam@peb.ufrj.br

Resumo. O módulo de cisalhamento (G) do tecido muscular, obtido pela técnica Supersonic Shear Imaging (SSI) é relacionado com a rigidez do tecido e ainda não está descrita para o músculo deltoide. Os objetivos desse estudo são: determinar o G do músculo deltoide em diferentes posições articulares do ombro e analisar o comportamento desse parâmetro durante o processo de fadiga isométrica. Imagens elastográficas foram adquiridas na porção medial do músculo deltoide de 18 jovens, na posição neutra e durante a sustentação do ombro em abdução de 80° até a fadiga reportada pelo indivíduo. Considerando o G médio ocorreu o aumento significativo da posição neutra para as diferentes posições articulares (posição neutra $G = 9,04 \pm 4,04$ kPa; 80° abdução $G = 44,63 \pm 15,44$ kPa). Durante o processo de sustentação do ombro, ocorreu redução significativa do G em 40% do tempo total. Depois de cessada a sustentação, o processo de fadiga anterior não afetou a rigidez do tecido em repouso.

Palavras chave: Elastografia SSI. Módulo de cisalhamento. Músculo Deltoide. Fadiga.

1. INTRODUÇÃO

O ombro é um complexo de articulações que permite uma grande amplitude de movimento dos membros superiores. Dentre os músculos envolvidos no movimento do ombro, destaca-se o deltoide, que é superficial e classificado anatomicamente em três porções; anterior, média e posterior (Williams e Warwick, 1980), cuja orientação e organização das fibras musculares ditam a sua função (Lieber e Fridén, 2001). Questões funcionais do deltoide têm sido investigadas com a técnica da eletromiografia, relacionadas com a cinesiologia do movimento e manifestação de fadiga (Minning et al. 2007 e Tse et al. 2015). A capacidade de sustentar uma contração isométrica é importante dado funcional que reflete o grau de condicionamento dessa musculatura (Mullaney et al. 2017). Técnicas recentes de imagens permitem analisar outras variáveis como a elasticidade do tecido biológico. A técnica da elastografia do tipo Supersonic Shear Imaging (SSI) representa 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 tecido (Bercoff et al. 2004). Essas perturbações geram ondas transversais de cisalhamento, cujas velocidades são quantificadas (C_s) para a estimativa do módulo de cisalhamento (G) conforme a Eq. (1) (Bercoff et al. 2004).

$$G = \rho \cdot c_s^2 \quad (1)$$

Apenas dois estudos elastográficos foram encontrados para caracterização das propriedades mecânicas desse músculo. Hatta et al. (2016), estabeleceram uma metodologia de elastografia em peças anatômicas, *in vitro*, para quantificar as propriedades dessa musculatura. As porções medial e parte da anterior apresentaram coeficiente de correlação intraclassa satisfatório de 0,89 e 0,96 respectivamente. Umehara et al. (2016), 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 não ocorreu uma redução do G ($17,8 \pm 8,0$ kPa para $16,5 \pm 4,8$ kPa).

Não foram encontrados estudos descrevendo o comportamento dinâmico desse parâmetro, durante uma tarefa de contração sustentada até a exaustão. Somente para o músculo vasto lateral, onde este modelo foi aplicado, sabe-se que a fadiga do músculo, induzida por eletroestimulação, ocasionou redução do G concomitante com a perda da capacidade de produção de força, medidos após a indução da fadiga (Bouillard et al. 2014).

Dessa forma, o objetivo desse estudo é caracterizar o G do músculo deltoide durante a abdução sustentada do ombro em postura livre em até a fadiga autoreportada.

2. MÉTODOS

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.

A amostra foi constituída de 18 voluntários saudáveis de ambos os sexos (idade $23,36 \pm 4,81$ anos; estatura $1,73 \pm 0,08$ m; peso $73,02 \pm 12,74$ kg). Os voluntários responderam uma anamnese contendo os dados pessoais e antropométricos e foram excluídos do teste aqueles que apresentaram histórico de lesões na articulação do ombro.

O teste foi executado na posição sentada, com flexão de 90° de quadril e joelhos. Foi realizada uma marcação 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 AIXPLOTTER (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 (Ultrax gel; Farmativa Indústria e Comércio Ltda., Rio de Janeiro, RJ, Brasil).

Em seguida, foram adquiridas duas imagens elastográficas do músculo deltoide na marcação anterior, para cada uma das duas 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 (Fig. (1A)). Após um intervalo de um minuto, foi conduzida a posição 2: 80° de abdução sustentada de ombro, em contração isométrica (CI) até a fadiga reportada pelo indivíduo (Fig. (1B)). 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.

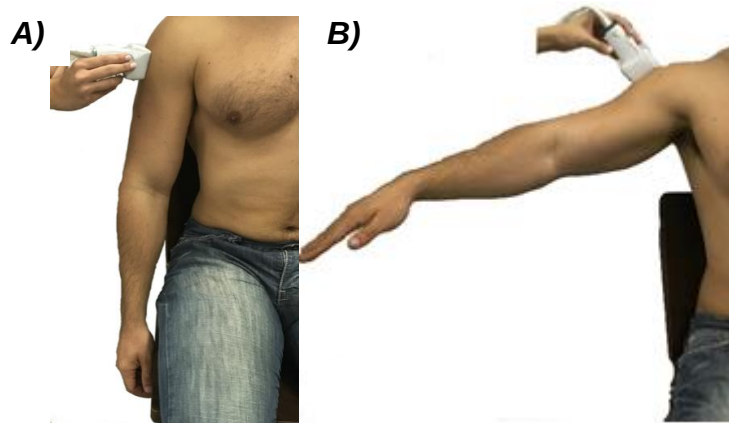


Figura 1. Posições articulares adotadas para o teste. (a- posição neutra; b- 80° de abdução de ombro).

Para aquisição das imagens elastográficas, um avaliador experiente posicionou longitudinalmente o transdutor na porção medial 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 (Fig. (2)).

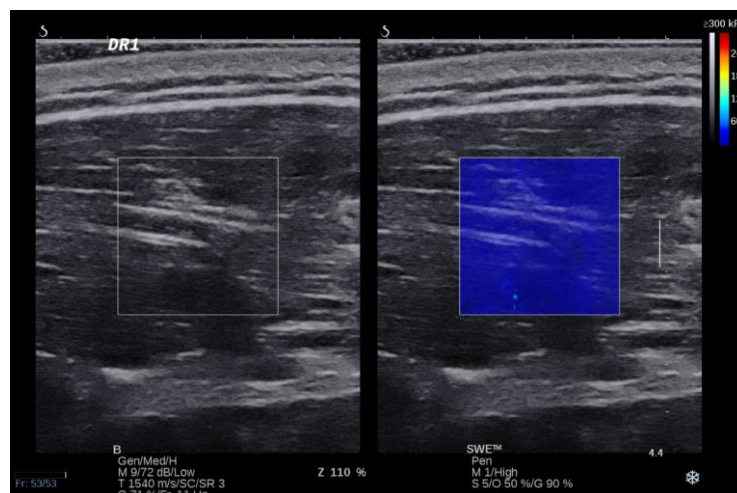


Figura 2. Imagem elastográfica do músculo deltoide em posição neutra.

Durante o teste de fadiga, o voluntário recebeu estímulo verbal e orientações para evitar compensações como flexão lateral de tronco e/ou elevação do ombro.

A fadiga foi determinada pela 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 foi estabelecido utilizando o goniômetro.

A cada minuto da posição 2, era registrada uma fotografia do voluntário para analisar as compensações durante o teste e a possível redução 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 G foi realizada através 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 G , segundo a relação: $E \cong 3G$ (Gennisson et al. 2013), indicada para meios homogêneos e incompressíveis.

Para análise estatística foi realizado teste ANOVA *one-way* (posição articular de ombro e valores de G , aplicativo STATISTICA 10 (StatSoft Inc. Tulsa, Ok, USA)).

3. RESULTADOS

A Figura 3 apresenta valores da média do G para as posições analisadas do ombro e observa-se que o valor da posição 1, neutra, foi significativamente inferior em relação às outras posições articulares. Na posição 2, observa-se que em 40% do tempo total da contração sustentada, ocorreu uma tendência à redução do G e em sequência um aumento significativo para este parâmetro em 60% do tempo total da contração.

No retorno do ombro à posição inicial logo após a contração, a musculatura apresentou valores similares à posição 1, demonstrando que o processo de fadiga não afetou a rigidez tão logo cessada o estímulo da contração muscular.

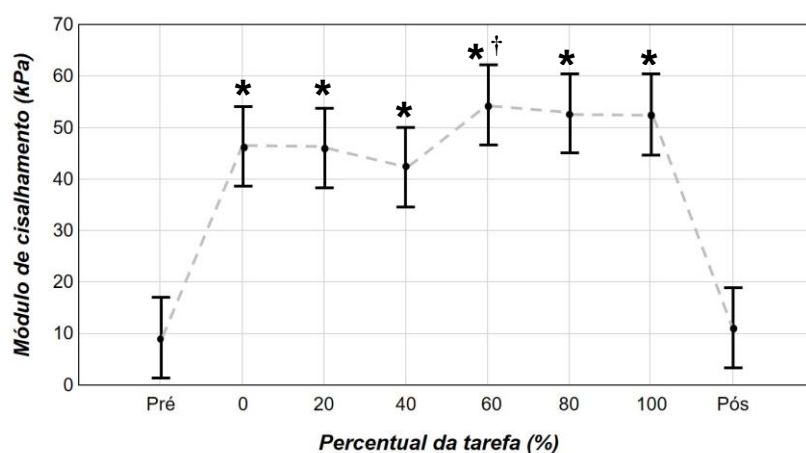


Figura 3. Variação do G em diferentes posições articulares. (*) diferença significativa em relação à posição 1 (pré). (†) diferença significativa para a posição 2 (pós) em 40% do tempo da CI durante o período da CI.

A tabela 1 apresenta a redução relativa do ângulo articular dos voluntários durante o tempo da contração isométrica, que variou de 6 a 25 minutos na amostra. Verifica-se que em 40% do tempo total, o ângulo articular reduziu o dobro em relação ao período anterior de 20% do tempo de teste.

Tabela 1. Redução relativa do ângulo de abdução do ombro em relação ao início da contração.

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%

4. DISCUSSÃO

O aumento dos valores do G com diferença significativa da posição 1 para a posição de 80° de abdução já era esperado. Segundo a literatura (Nordez et al. 2010, Yoshitake et al. 2014 e Bouillard e Nordez, (2011)), durante a contração muscular ocorre a formação das pontes cruzadas entre a actina e miosina, aumentando a rigidez muscular.

Sendo uma contração do tipo isométrica, após cessado o estímulo neural e, por consequência, a contração muscular, um elevado nível de tensão nas pontes de actina e miosina não é esperado, pois é considerado um processo de fadiga submáxima (Allen et al. 2008). Isto explica o retorno imediato do G do deltóide para valores similares à posição inicial, após o fim da contração sustentada.

Por outro lado, Bouillard et al.(2014) induziram o processo de fadiga máxima no músculo vasto lateral por estimulação elétrica e constataram uma redução significativa do G e uma menor capacidade de produção de força após esse processo. Esse e outros estudos indicam (Nordez et al. 2010, Yoshitake et al. 2014 e Bouillard e Nordez, (2011)) que o G é um parâmetro confiável que evidencia o nível da força muscular e estima o nível de ativação neuromuscular.

Durante a abdução sustentada verificou-se em 40% do tempo total uma diminuição significativa do G e uma redução importante do ângulo articular. Essa compensação mecânica (diminuição do ângulo articular) proporciona um menor braço de resistência e o aumento do comprimento do músculo, possibilitando melhores condições para o recrutamento das fibras musculares.

Após essa diminuição, ocorreu um aumento significativo do G em 60% do tempo total da contração. O aumento desse valor pode ser explicado, em parte, pelos mecanismos de compensações neurofisiológicas. Os mecanismos neurofisiológicos consistem no recrutamento dos músculos antagonistas (Bouillard et al. 2014) e no aumento do recrutamento das fibras musculares do músculo agonista, na tentativa de permanecer em nível constante à contração muscular e prorrogar o desenvolvimento da fadiga (Luttmann et al. 2000).

A ativação neural através da eletromiografia de superfície de alta densidade, será monitorada concomitantemente com a SSI, na continuação deste projeto, para verificar a relação entre o recrutamento das fibras musculares durante a abdução sustentada na postura livre e a dinâmica do valor do módulo de cisalhamento. Além disso, as compensações posturais, principalente a flexão lateral de tronco, serão controladas. A posição articular do ombro, por outro lado, deve ser mantida livre para que as compensações a nível de comprimento muscular possam ocorrer, demonstrando estratégias do sistema de controle motor em manter a tarefa solicitada. Grupos de indivíduos com disfunções do ombro serão avaliados em etapa futura.

5. CONCLUSÃO

Este estudo apresentou o comportamento do módulo de cisalhamento do músculo deltoide durante o processo de fadiga autoreportada, obtido pela técnica da SSI. Apontou uma estratégia de compensação em torno do meio do tempo total do teste. O processo de fadiga neuromuscular submáxima não afetou a rigidez muscular tão logo cessada a contração. A continuação deste projeto poderá embasar futuros estudos clínicos ou de condicionamento físico relacionados com as disfunções dessa articulação.

6. REFERÊNCIAS

- ALLEN D G, LAMB G D, WESTERBLAD H. Skeletal Muscle Fatigue : Cellular Mechanisms. **Physiol Rev.** 2008; 88:287-332.
- 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.
- 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.
- BOUILLARD K, NORDEZ A. Estimation of Individual Muscle Force Using Elastography. **PLoS One.** 2011;6(12):1–7.
- ETTEMA GJC, HUIJING PA. Skeletal muscle stiffness in static and dynamic contractions. **J Biomech.** 1994;21(11):1361–8.
- 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.
- 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.
- LIEBER RL, FRIDÉN J. Clinical Significance of Skeletal Muscle Architecture. **Clin Orthop Relat Res.** 2001;383:140–51.

- LUTTMANN A, JA M, LAURIG W. Electromyographical indication of muscular fatigue in occupational field studies. **Int J Ind Ergon.** 2000; 25:645-660.
- MINNING S, ELIOT C A, UHL T L, MALONE T R. EMG analysis of shoulder muscle fatigue during resisted isometric shoulder elevation. **J. Electromyogr. Kinesiol.** 2007; 17(2): 153–159.
- MULLANEY M J, PERKINSON C, KREMENIC I, TYLER TF, ORISHIMO K, JOHNSON C. Emg of Shoulder Muscles During Reactive Isometric Elastic Resistance Exercises. **Int J Sports Phys Ther.** 2017; 12(3):417-424.
- 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.
- TSE C T F, MCDONALD A C, KEIR PJ. Adaptations to isolated shoulder fatigue during simulated repetitive work . Part I : Fatigue. *J Electromyogr Kinesiol.* 2015. doi:10.1016/j.jelekin.2015.07.003
- 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.
- WILLIAMS P, WARWICK R. Gray's Anatomy. 36.ed. Londres: **Chruchill Livingstone**; 1980.
- 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.