POLITECNICO DI TORINO
Repository ISTITUZIONALE

Análise da distribuição da ativação do músculo deltoide em tarefas isométricas de abdução e flexão de ombro utilizando eletromiografia de alta densidade

Original
Análise da distribuição da ativação do músculo deltoide em tarefas isométricas de abdução e flexão de ombro utilizando eletromiografia de alta densidade / Portilho, J.G.M., Daghero, M., Cabral, H.V., Matta, T.T., De Oliveira, L.F.. - ELETTRONICO. - (2024), pp. 748-752. (XXIX Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica 2024 Ribeirão Preto (Brazil) September 02-06, 2024).

Availability:
This version is available at: 11583/2994248 since: 2024-11-07T16:22:40Z

Publisher:
Sociedade Brasileira de Engenharia Biomedica

Published
DOI:

Terms of use:

This article is made available under terms and conditions as specified in the corresponding bibliographic description in the repository

Publisher copyright

(Article begins on next page)

20 November 2026

Análise da distribuição da ativação do músculo deltoide em tarefas isométricas de abdução e flexão de ombro utilizando eletromiografia de alta densidade

João Gabriel M. Portilho[1], Marco Daghero[2,3], Hélio V. Cabral[4], Thiago T. Matta[5] e Liliam F. de Oliveira[1]

[1]Universidade Federal do Rio de Janeiro/Programa de Engenharia Biomédica, Laboratório de Biomecânica, Rio de Janeiro, Brasil
[2]Politecnico di Torino/Polito[BIO]Med Lab, Torino, Itália
[3]Politecnico di Torino/Department of Mechanical and Aerospace Engineering, Torino, Itália
[4]Università degli Studi di Brescia/Department of Clinical and Experimental Sciences, Brescia, Itália
[5]Universidade Federal do Rio de Janeiro/Escola de Educação Física e Desportos, Laboratório de Biomecânica Muscular, Rio de Janeiro, Brasil

Resumo — **Considerando a anatomia do deltoide e suas diferentes linhas de força, esse músculo é capaz de produzir torque na articulação glenoumeral nos três eixos de movimento. O presente estudo utilizou eletromiografia de alta densidade (HDsEMG) para comparar a distribuição da ativação muscular do deltoide entre movimentos de abdução e flexão de ombro. Dez indivíduos do sexo masculino participaram deste estudo e foram instruídos a realizar duas tarefas: abdução e flexão de ombro. As tarefas consistiram em duas contrações isométricas de 60 s a 10% da contração voluntaria isométrica máxima (CVIM). Sinais de HDsEMG foram adquiridos do deltoide com 3 matrizes de eletrodos, totalizando 96 canais. A partir dos canais diferenciais, obtidos separadamente para cada matriz, a magnitude RMS de cada canal foi calculada e os valores foram normalizados pelo máximo valor RMS obtido na CVIM. Os canais com magnitude RMS maior ou igual a 70% do RMS máximo (canais ativos), a magnitude média desses canais (magnitude RMS global) e a localização desses canais (coordenadas X e Y do centróide) foram calculados para caracterizar a distribuição da ativação do deltoide. O teste de Wilcoxon rank-sum foi utilizado para comparar as variáveis de interesse entre a abdução e flexão. Não houve diferença significativa na magnitude RMS global entre os movimentos (P = 0.625). Por outro lado, houve um deslocamento significativo da coordenada X do centroide na direção proximal (P = 0.020) e da coordenada Y na direção anterior (P < 0.002) comparando-se a abdução com a flexão. Esses achados mostram a viabilidade da técnica de HDsEMG para detectar com maior resolução espacial as diferenças na distribuição de ativação do deltoide em resposta às diferentes demandas de torque.**

Palavras-chave— **HDsEMG, deltoide, distribuição de ativação muscular**

I. Introdução

O deltoide é um músculo localizado na cintura escapular, composto por três porções; anterior, média e posterior, onde cada uma pode ser subdividida totalizando até sete subporções (SAKOMA et al., 2011). Cada porção possui um conjunto de tendões próprio, com múltiplos pontos de origem na clavícula, no acrômio e na espinha da escápula e inserções próximas na face lateral da diáfise do úmero, que determinam a linha de ação da força produzida por cada porção (SAKOMA et al., 2011).

Considerando a sua complexa anatomia e os diferentes vetores de força de cada porção, o deltoide é capaz de produzir torque na articulação glenoumeral em diversos planos e eixos de movimento de forma seletiva (KAPANJI., 2000; BROWN et al., 2007). Para avaliar a participação de cada porção do deltoide em resposta aos diferentes movimentos da articulação glenoumeral, a eletromiografia de superfície, com aquisição dos sinais mioelétricos, tem sido utilizada, demonstrando diferentes níveis de ativação muscular das subporções do deltoide nos movimentos de abdução e flexão da glenumeral (WICKHAM e BROWN., 1998; BROWN. et al., 2007). De certa forma, o movimento de abdução apresenta uma maior ativação da porção média do deltoide e, no movimento de flexão, a ativação é direcionada para a porção anterior (BROWN et al., 2007; CORATELLA et al., 2020). Nesses estudos, a aquisição dos sinais mioelétricos foi em configuração bipolar, onde a área de detecção se restringe à distância entre os eletrodos. Assim, apresenta limitada resolução espacial, o que impede a análise da distribuição de ativação em músculos que apresentam grande área superficial.

Com os avanços tecnológicos de aquisição e processamento dos eletromiogramas de superfície, no entanto, atualmente é possível detectar a ativação muscular utilizando vários eletrodos sobre o músculo de interesse. Esta configuração de eletromiografia de superfície de alta densidade (*high-density surface electromyography*; HDsEMG) permite o mapeamento da distribuição de ativação muscular com maior resolução cobrindo larga área superficial do músculo e com isso, possibilitando maior precisão na visualização e compreensão do padrão de deslocamento da ativação muscular durante cada contração (MERLETTI, HOLOBAR e FARINA., 2008; VIEIRA e BOTTER., 2021).

O presente estudo tem como objetivo mapear e comparar a distribuição da ativação do deltoide durante contrações isométricas de abdução e flexão de ombro de baixa intensidade através da técnica de HDsEMG.

II. Métodos

A. Participantes

Um total de 10 indivíduos do sexo masculino fisicamente ativos (25 ± 4 anos; 84,6 ± 13,3; 174,3 ± 6,7 cm), sem histórico conhecido de lesões miotendíneas na cintura escapular e cotovelo, participaram deste estudo após fornecerem consentimento informado por escrito (CAEE: 79372024.0.0000.5257).

B. Protocolo experimental

Os participantes foram posicionados na posição sentada em um dinamômetro isocinético (Biodex Medical Systems, Nova York, EUA) e foram instruídos a realizar duas contrações isométricas: abdução e flexão da glenoumeral do lado direito a 10° de abdução e 10º de flexão a partir do plano escapular (0° refere-se à posição anatômica) com ordem randomizada. A Figura 1A mostra o posicionamento dos participantes para a realização da tarefa de abdução de ombro.

Inicialmente, para cada tarefa, os participantes realizaram duas contrações voluntarias isométricas máximas (CVIM) com cinco segundos de duração cada. O pico de torque máximo entre as duas CVIM foi utilizado para definir o nível de contração submáximo da tarefa subsequente, que consistiu na realização de duas contrações isométricas a 10% da CVIM. A baixa intensidade de força foi selecionada para garantir um protocolo mais longo sem interferência da fadiga muscular. Especificamente, os participantes foram instruídos a aumentar a força de 0 a 10% da CVIM em 2 segundos, manter a 10% da CVIM por 60 segundos, e retornar de 10% a 0% da CVIM em 2 segundos (ou seja, rampas trapezoidais a 10% da CVIM). Para isso, os participantes receberam em um monitor o *feedback* visual, em tempo real, da força gerada por eles em cada tarefa. Antes do início do protocolo experimental, foram realizadas três tentativas de familiarização compostas por rampas trapezoidais de 20 segundos, para garantir que os participantes pudessem seguir com sucesso a tarefa.

A ativação muscular do deltoide direito durante as tarefas foi registrada com um sistema de HDsEMG (OT Bioelettronica SRL, Turim, Itália) com aquisição em modo comum, filtro analógico antialiasing de 154kHz, frequência de amostragem de 2000 Hz e convertidos em sinal digital por um amplificador Wi-Fi de 24 bits. Diante disso, o sinal é recebido pela estação de sincronização, SyncStation, com resolução de 16 bits para display durante aquisição e inspeção visual do sinal em tempo real. Três matrizes de 32 canais (8 linhas x 4 colunas) com distância entre eletrodos de 10mm (HD10MM0804 10mmOT Bioelettronica, Torino, Itália) foram dispostas de forma a cobrir a superfície muscular do deltoide (Figura 1B). Ultrassonografias (Logiq, GE Healthcare, Chicago, EUA) foram utilizadas para identificar os limites do músculo deltoide e garantir que os eletrodos estivessem posicionados dentro dos mesmos limites estruturais. Para isso, uma linha de referência foi traçada entre a face lateral do acrômio e a inserção do deltoide na face lateral da diáfise do úmero (linha tracejada preta na Figura 1B). O transdutor do ultrassom foi posicionado a 30% da distância dessa linha de referência e as delimitações das porções anterior e posterior do deltoide foram identificadas. O limite no início da porção anterior até o final da porção posterior do deltoide pela aponeurose entre feixes foi medido para análises posteriores. Os sinais de HDsEMG foram adquiridos via *wireless* utilizando-se o sistema MuoviPro (OT Bioelettronica SRL, Turim, Itália). O sinal de força medido pelo dinamômetro foi adquirido, de forma síncrona, pelo mesmo sistema com canal auxiliar. Antes do posicionamento das matrizes, foi realizada tricotomia, quando necessário, e limpeza da pele com pasta abrasiva (Nuprep – Skin Prep Gel, Weaver and Company, Colorado, EUA). Além disso, uma pasta condutiva (AC Cream, Spes Medica, Génova, Itália) foi aplicada nas matrizes de eletrodos para garantir um melhor contato eletrodo-pele.



Fig. 1 (A) Posicionamento das 3 matrizes de eletrodos utilizadas para adquirir os eletromiogramas do músculo deltoide. (B) Uma linha de referência foi traçada para que, com o auxílio da ultrassonografia, as bordas das porções anterior e posterior do deltoide fossem identificadas.

C. Análise de dados

Primeiramente, os sinais de HDsEMG foram filtrados com um filtro passa-banda (15–350 Hz, filtro *Butterworth* de 4ª ordem). Então, separadamente para cada matriz, os sinais diferenciais foram calculados como a diferença algébrica dos sinais monopolares consecutivos localizados na mesma coluna. Desta forma, 28 sinais diferenciais foram obtidos para cada matriz (7 linhas × 4 colunas), totalizando-se 84 sinais diferenciais. Após o cálculo dos HDsEMG diferenciais, a magnitude dos sinais foi calculada utilizando-se a raiz do valor quadrático médio (*root mean square*; RMS). Para essa análise, janelas de 250 ms sem sobreposição foram utilizadas ao longo dos 50 segundos centrais das tarefas isométricas submáximas. A magnitude RMS média das 200 janelas foi considerada e mapas topográficos de magnitude foram gerados juntando-se as três matrizes de valores RMS (21 linhas × 4 colunas). Os valores RMS durante as tarefas submáximas foram normalizados pelo valor RMS máximo obtido na CVIM. Subsequentemente, os canais ativos, definidos como aqueles com magnitude RMS maior que 70 % da magnitude RMS máxima em todo o músculo durante a coleta dos sinais EMG na tarefa específica de contração isométrica de longa duração, foram identificados e considerados para as análises posteriores (VIEIRA, MERLETTI e MESIN., 2010). A magnitude média dos canais ativos foi calculada e considerada como a magnitude RMS global. Além disso, as coordenadas do centroide ao longo do eixo anteroposterior (coordenada Y) e do eixo próximo-distal (coordenada X), onde proximal refere-se em direção ao acrômio e distal a inserção do deltoide, foram calculadas para caracterizar a localização da distribuição da ativação do deltoide. Os valores das coordenadas do centroide foram normalizados em relação ao comprimento do deltoide para o eixo anteroposterior e em relação a largura da matriz (3 cm) para o eixo médio-lateral.

D. Análise estatística

Após ter-se verificado que os dados não seguiam uma distribuição normal (teste de Shapiro-Wilk, $p > 0,05$), as variáveis de interesse (magnitude RMS global, coordenada X do centroide e coordenada Y do centroide) foram comparadas entre os movimentos de abdução e flexão de ombro utilizando-se o teste de Wilcoxon rank-sum. O nível de significância foi estabelecido em $p \leq 0,05$.

III. Resultados

A Figura 2 mostra um exemplo representativo dos mapas topográficos de magnitude obtidos para as tarefas isométricas de abdução e flexão. E possível notar que houve alteração na distribuição de ativação do deltoide, com deslocamento anterior da ativação durante o movimento de flexão comparado ao de abdução.

Os resultados de grupo corroboram com o que foi observado nesse caso representativo (Figura 3). Enquanto não houve uma diferença significativa na magnitude RMS global (Figura 3A; P = 0.625), as coordenadas do centroide se alteraram significativamente entre os movimentos de abdução e flexão. Especificamente, a coordenada X do centroide se deslocou significativamente na direção proximal (no sentido do acrômio) (Figura 3B; P = 0.0195) e a coordenada Y no sentido anterior (Figura 3C; P < 0.002) quando comparamos a abdução com a flexão de ombro.

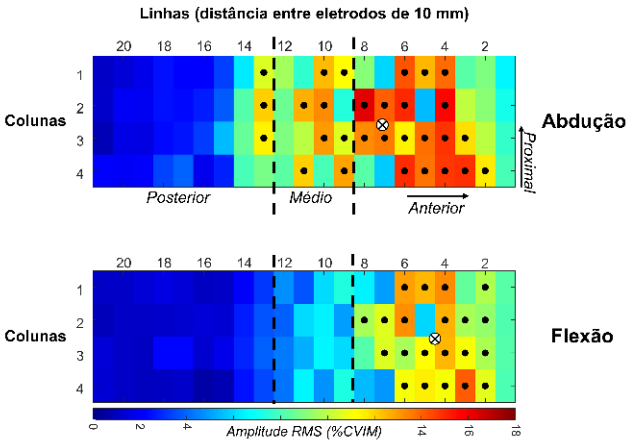


Fig. 2 Exemplo representativo dos mapas topográficos de magnitude do deltoide obtidos para as tarefas isométricas de abdução e flexão. Os pontos pretos representam os canais ativos (magnitude RMS maior que 70 % da magnitude RMS máxima da tarefa isométrica). O círculo branco representa graficamente a posição do centróide de ativação muscular.

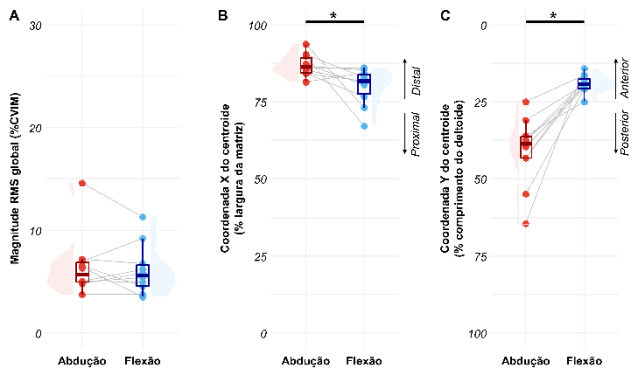


Fig. 3 Gráficos de caixas com os resultados de grupo para a magnitude RMS global (A), coordenada X do centroide (B) e coordenada Y do centroide (C) para os movimentos de abdução (vermelho) e flexão (azul) do ombro.

IV. Discussão

Os principais achados do presente estudo mostraram que, apesar da magnitude global não variar significativamente, durante a tarefa de flexão de ombro o centroide da ativação do deltoide se localiza, em média, 7% mais proximalmente e 22% mais anteriormente do que durante a tarefa de abdução de ombro. Considerando que não houve diferença significativa na ativação global do músculo, esses achados mostram os locais de maior ativação que esses diferentes movimentos exigem nas porções do deltoide, para atender demandas especificas de torque.

A distribuição da ativação muscular localizada já foi descrita utilizando a técnica de HDsEMG para vários músculos ou grupamentos musculares e nas mais variadas situações. Por exemplo, para o músculo reto femoral, em diferentes regiões próximo-distais dependendo se o movimento realizado é de extensão de joelho ou flexão de quadril (WATANABE; KOUZAKI e MORITANI., 2014; DE SOUZA et al., 2017). Além disso, diferentes inclinações do banco e diferentes posições de joelho alteram a distribuição de ativação nos músculos peitoral maior (CABRAL et al., 2022) e gastrocnêmios (AVANCINI et al., 2015), respectivamente.

Os achados do presente estudo mostram que, similarmente, o músculo deltoide apresenta ativação localizada dependendo do movimento realizado pela articulação glenoumeral. De forma geral, esses resultados corroboram os resultados de Brown e colaboradores (2007), que também observaram um comportamento heterogêneo da ativação muscular do deltoide durante diferentes tarefas de contração isométrica do ombro, mas em níveis elevados de força (75% CVIM) (BROWN et al., 2007). A configuração bipolar utilizada no referido estudo, contudo, tem resolução espacial limitada, não permitindo identificar nuances importantes da distribuição de ativação do deltoide. Como exemplo, no presente estudo, foi verificado também, que a ativação do deltoide se localiza, majoritariamente, acima de 30% do comprimento anteroposterior do deltoide, independente se o movimento foi de flexão ou abdução. Esses resultados indicam que a região posterior do deltoide não é ativada durante os movimentos de flexão e abdução. Essa compreensão acerca da distribuição da ativação muscular do deltoide nos movimentos de abdução e flexão da articulação glenoumeral é extremamente importante em termos práticos, uma vez que esses movimentos são realizados em múltiplas tarefas do dia a dia (OOSTERWIJK et al., 2018). Grande parte da literatura sobre distribuição da ativação muscular utilizou a configuração bipolar para expor diferenças na variação da ativação muscular entre feixes musculares, o que limita o grau de precisão da localização da ativação muscular ao longo da superfície muscular. O presente trabalho, com uso de HDsEMG, garante maior precisão no mapeamento, representação gráfica e da localização do parâmetro global (centróide) da ativação muscular.

No futuro, esta técnica poderá ser aplicada no acompanhamento de intervenções de condicionamento e reabilitação da musculatura do ombro em contrações dinâmicas.

O presente estudo apresenta limitações. Por exemplo, não é possível extrapolar a adequação da técnica para tarefas dinâmicas, uma vez que outros fatores, como deslocamento ou variação de geometria da matriz entre outras questões técnicas, podem causar artefatos durante a aquisição dos sinais. Além disso, estudos futuros podem investigar se o mesmo comportamento é observado para maiores níveis de força.

V. Conclusões

Este estudo mostrou, com maior resolução espacial, as áreas onde contrações isométricas de abdução e flexão de ombro elicitam maior ativação em diferentes regiões do músculo deltoide. Além disso, os resultados demonstraram a viabilidade da técnica de HDsEMG para detectar diferenças na distribuição de ativação do deltoide em resposta a diferentes demandas de torque, pelo menos em condições isométricas e de baixo nível de força.

Agradecimentos

Os autores do presente estudo gostariam de agradecer as instituições fomentadoras de pesquisa, FAPERJ, Finep, CAPES e CNPq que tornaram o presente projeto possível.

Conflitos de interesse

Os autores declaram não ter conflito de interesses.

Referencias

1. AVANCINI, Carolina et al. (2015) Variations in the spatial distribution of the amplitude of surface electromyograms are unlikely explained by changes in the length of medial gastrocnemius fibres with knee joint angle. PLOS ONE, v. 10, n. 5, p. e0126888
2. BROWN, J. M. M. et al. (2007) Muscles within muscles: Coordination of 19 muscle segments within three shoulder muscles during isometric motor tasks. J Electromyogr Kinesiol, v. 17, n. 1, p. 57-73
3. CABRAL, Hélio V. et al. (2022) Non-uniform excitation of the pectoralis major muscle during flat and inclined bench press exercises. Scand J Med Sci Sports, v. 32, n. 2, p. 381-390
4. CORATELLA, Giuseppe et al. (2020) An electromyographic analysis of lateral raise variations and frontal raise in competitive bodybuilders. Int J Environ Res Public Health, v. 17, n. 17, p. 6015

5. DE SOUZA, Leonardo Mendes Leal et al. (2017) Is myoelectric activity distributed equally within the rectus femoris muscle during loaded, squat exercises? J Electromyogr Kinesiol, v. 33, p. 10-19
6. KAPANJI, I. A. (2000) Fisiologia articular: esquemas comentados de mecânica humana, Medicina Panamericana Editora do Brasil LIDA. São Paulo
7. MERLETTI, Roberto; HOLOBAR, Aleš; FARINA, Dario. (2008) Analysis of motor units with high-density surface electromyography. J Electromyogr Kinesiol, v. 18, n. 6, p. 879-890
8. OOSTERWIJK, Anouk M. et al. (2018) Shoulder and elbow range of motion for the performance of activities of daily living: A systematic review. Physiother Theory Pract, v. 34, n. 7, p. 505-528
9. SAKOMA, Yoshimasa et al. (2011) Anatomical and functional segments of the deltoid muscle. J. Anat, v. 218, n. 2, p. 185-190
10. VIEIRA, Taian Martins; BOTTER, Alberto. (2021) The accurate assessment of muscle excitation requires the detection of multiple surface electromyograms. Exerc. Sport Sci. Rev, v. 49, n. 1, p. 23-34
11. VIEIRA, Taian MM; MERLETTI, Roberto; MESIN, Luca. (2010) Automatic segmentation of surface EMG images: Improving the estimation of neuromuscular activity. J. Biomech, v. 43, n. 11, p. 2149-2158
12. WATANABE, Kohei; KOUZAKI, Motoki; MORITANI, Toshio. (2014) Non-uniform surface electromyographic responses to change in joint angle within rectus femoris muscle. Muscle nerve, v. 50, n. 5, p. 794-802
13. WICKHAM, J. B e BROWN, J. M. M. (1998) Muscles within muscles: the neuromotor control of intra-muscular segments. Eur. J. Appl. Physiol., v. 78, p. 219-225

Informação do autor correspondente:

Autor: João Gabriel Marques Portilho
Instituição: Universidade Federal do Rio de Janeiro
Rua: Avenida Horácio de Macedo, 2030, Bloco I.
Cidade: Rio de Janeiro
País: Brasil
Email: jgmportilho@peb.ufrj.br