

ATIVAÇÃO DO MÚSCULO DELTOIDE EM EXERCÍCIOS DE OMBRO

Gláucia Andreza Kronbauer¹, Maria Angélica Binotto¹, Denise Eifert², Suelen Cristina Chami¹, Hildegard Hedwig Pohl².

RESUMO

O ombro é considerado o complexo articular mais instável do corpo humano. O músculo deltóide com suas três porções, anterior, média e posterior, é um dos principais estabilizadores desta articulação. O objetivo deste trabalho foi avaliar a ativação do músculo deltóide posterior (DP) e anterior (DA) em diferentes exercícios utilizando a eletromiografia de superfície. Foi sujeito do estudo um indivíduo do sexo masculino de 26 anos, 82 kg de massa e 1,84 m de estatura. Foram avaliados os exercícios supino, crucifixo, flexão e abdução de ombro, todos executados com carga externa de 5 kg. Eletrodos bipolares foram posicionados nas porções anterior e posterior do músculo deltóide, a uma distância de 2,5 cm centro-centro. Um eletrodo de referência foi posicionado no processo estilóide da Ulna. Foi utilizada frequência de amostragem de 1000 Hz. Os sinais foram filtrados com um filtro Butterworth de ordem 3 e realizados recortes na fase concêntrica do movimento. Foi utilizado o programa SAD32 para o processamento do sinal bruto. Foi analisada a média dos valores RMS da fase concêntrica de três repetições intermediárias da série. Foram encontrados os seguintes resultados para ativação muscular: supino 0,059 para DA e 0,044 para DP; crucifixo 0,054 para DA e 0,045 para DP; flexão 0,371 para DA e 0,169 para DP; abdução 0,367 para DA e 0,174 para DP. Observa-se que os exercícios de flexão e abdução do ombro apresentam maiores valores de ativação, provavelmente devido ao afastamento da carga em relação ao centro de rotação da articulação. Concluímos que os exercícios de abdução e flexão de ombro geram maior ativação para uma mesma carga externa.

Palavras-chave: deltóide anterior, deltóide posterior, ativação muscular

DELTOID MUSCLE ACTIVATION IN SHOULDER EXERCISES

ABSTRACT

Shoulder is widely considered the human most instable articular complex. The three portions of deltoid muscle, anterior, medium and posterior have great responsibility in stabilize the joint. The aim of this study was to evaluate anterior (AD) and posterior (PD) deltoid muscle activation during different exercises using surface electromyography. Participate in the study one male subject, 26 years old, 82 kg weight and 1,84 m height. There were evaluated supine, fly, lateral and frontal raise exercises with a 5 kg external load. Bipolar electrodes were positioned on anterior and posterior deltoid muscle portions with 2.5 cm space centre-centre. A reference electrode was positioned on ulna styloid process. We used a 1000 Hz sample frequency. Signals were filtered with a 3 order Butterworth and made cuttings for concentric movement phases. The software SAD32 was used for all data procedures. The analyses were achieved with mean RMS values from three repetitions concentric phase. The following muscle activation results were observed: supine: supino 0.059 for AD and 0.044 for DP; fly 0.054 for AD and 0.045 for PD; frontal raise 0.371 for AD and 0.169 for PD; lateral raise 0.367 for AD and 0.174 for PD. We observed the raising exercises presented higher activation values, probably due to the distance between load and joint Center of rotation. In conclusion the raising exercises generate greater activation for the same external load.

Keywords: anterior deltoid, posterior deltoid, muscle activation

INTRODUÇÃO

O ombro é considerado o complexo articular mais instável do corpo humano. Aliando a mobilidade das articulações gleno-umeral, acromioclavicular, esternocostocavicular e escápulo-torácica o ombro permite movimentos de grande amplitude em todos os eixos do corpo. A cavidade glenóide que recebe a cabeça do úmero para formar a articulação gleno-umeral, especificamente, é bastante rasa, o

que à torna mais suscetível a lesões (KAPANDJI, 2000). Nesse sentido, os músculos que envolvem essa articulação possuem papel fundamental em sua estabilidade.

O músculo deltóide é um grande conjunto de fascículos com fibras em várias direções. Possui três porções bem definidas.: uma anterior cujas fibras se originam nas bordas anteriores da escápula e do acrômio, uma porção média e uma porção posterior, cujas fibras se originam na borda posterior do processo espinhoso da escápula; as três porções têm inserção distal na tuberosidade deltoideia do úmero (NETTER, 2003). Os pontos de origem e inserção determinam o ângulo de tração do músculo e a proporção de força muscular que contribui para o movimento (NORDIN e FRANKEL, 2003). Devido a sua arquitetura o deltóide atua tanto em movimentos de flexão, quanto de extensão do ombro, bem como na abdução e nos movimentos horizontais, além de estabilizar a articulação em praticamente todos os movimentos. Ademais, ajuda a evitar a luxação inferior da cabeça do úmero (KAPANDJI, 2000).

Considerando então a importância do deltóide na estabilidade do ombro é relevante o estudo de movimentos e técnicas de treinamento capazes de reforçar este e outros músculos com a mesma função, prevenindo lesões e permitindo a reabilitação mais eficaz quando as mesmas já aconteceram.

Nesse sentido, a eletromiografia tem sido amplamente utilizada no estudo da função muscular, pois é capaz de identificar padrões de ativação referentes a algumas doenças ou o comportamento muscular durante a prática esportiva, a adaptação muscular ao treinamento, entre outros (SODEBERG e COOK, 1984; SULLIVAN, et al., 1993). A eletromiografia cinesiológica, especificamente, é a utilização do sinal eletromiográfico para avaliar a função dos músculos em um dado movimento (INMAN, et al., 1944). Entretanto, há diversos fatores que interferem na propagação e captura do sinal EMG, bem como na resposta motora a esse sinal, não sendo correto o comparar diretamente com a força.

De acordo com a “teoria das pontes cruzadas” a contração muscular acontece quando os miofilamentos de actina e miosina se unem em ciclos de acoplamento-desacoplamento. Este movimento das “pontes cruzadas” produz o deslizamento dos filamentos da actina para o centro do sarcômero. Uma fibra muscular se contrai quando todos os sarcômeros se encurtam simultaneamente. O íon de cálcio (Ca^{2+}) é o principal responsável pela contração, pois ativa (quando há cálcio disponível) e desativa (quando não há cálcio disponível) a atividade contrátil (HUXLEY, 1957; NORDIN e FRANKEL, 2003).

Contudo, esse mecanismo da contração muscular começa fora da fibra muscular, a partir de estímulos nervosos programados no córtex motor e enviados pelas vias eferentes até a placa motora – junção do neurônio motor e as fibras que este inerva – que geram potenciais de ação na fibra muscular. Em 1971, Luigi Galvani, estudando preparações de pernas de rãs, demonstrou de forma pioneira que a estimulação elétrica é capaz de provocar contração muscular e que há produção de corrente elétrica durante a contração do músculo (PINTO, 1996).

Entre o neurônio motor e a fibra muscular existe a fenda sináptica. Quando o neurônio motor está estimulado ele libera neurotransmissores nessa fenda sináptica, os quais tem a capacidade de aumentar a condutibilidade da membrana da fibra muscular. Com isso acontece uma grande troca de íons entre o meio intra e o meio extracelular e a fibra muscular que, em repouso, possui um potencial de membrana negativo, passa a receber grande quantidade de íons positivos alterando esse potencial e causando a liberação de cálcio no meio intracelular (ENOKA, 2000).

Essa troca de potenciais de membrana é o mecanismo captado por eletrodos no eletrocardiograma ou, neste caso, pelo eletromiógrafo. Sendo assim a eletromiografia pode ser definida como a técnica que investiga o estudo do comportamento muscular por meio do seu sinal elétrico (BASMAJIAN e DE LUCA, 1985). Permite mensurar tanto a intensidade dos potenciais de ação, ou estímulos elétricos, quanto sua frequência, relativa à velocidade e duração dos potenciais de ação (DURWARD, et al., 2001).

Sendo assim, a eletromiografia como técnica de avaliação da função muscular torna-se uma ferramenta útil e adequada para o presente estudo no sentido de verificar a ativação do músculo deltóide em diferentes exercícios. O objetivo deste trabalho foi avaliar a ativação do músculo deltóide posterior (DP) e anterior (DA) em diferentes exercícios utilizando a eletromiografia de superfície.

MATERIAIS E MÉTODOS

Este é um estudo de caso transversal com análise descritiva. Foi sujeito do estudo um indivíduo do sexo masculino de 26 anos, 82 kg de massa e 1,84 m de estatura, sem histórico de lesões nos

membros superiores. Antes dos procedimentos de avaliação o indivíduo executou exercícios de aquecimento e alongamento para membros superiores, intensificando movimentos de ombro e alongamentos da região cervical da coluna.

PROCEDIMENTOS DE COLETA DE DADOS

Em um primeiro momento, logo após os aquecimentos, foram explicados os procedimentos e os exercícios que o indivíduo iria realizar e executadas algumas séries de familiarização. A seguir foram colocados os eletrodos e o indivíduo posicionado adequadamente. O sinal EMG foi coletado durante 10 repetições dos seguintes exercícios:

- Supino: indivíduo deitado em supinação, eleva uma barra fixa com as mãos pronadas executando adução dos ombros e extensão dos cotovelos, carga externa de 5 kg em cada mão;
- Crucifixo: indivíduo deitado em supinação com joelhos e quadril flexionados realiza o movimento de adução horizontal do ombro de 0-90° com os cotovelos levemente flexionados, rádio-ulnar em posição neutra e carga externa de 5 kg em cada mão;
- Flexão do ombro: indivíduo de pé, mão pronada realiza uma flexão de ombro unilateral até 180°, carga externa de 5 kg;
- Abdução de ombro: indivíduo de pé, mão pronada realiza uma abdução de ombro unilateral até 180°, carga externa de 5 kg;

ELETROMIOGRAFIA

Para a coleta dos sinais eletromiográficos foram utilizados um eletromiógrafo (EMG System do Brasil), com uma placa analógico-digital de 8 bits, 15 canais, a uma frequência de amostragem de 1000 Hz por canal e ganho fixo de 1 k (20 vezes na pré-amplificação e 50 vezes na amplificação). Utilizaram-se eletrodos ativos de superfície em configuração bipolar (MediTrace) com distância entre os centros dos mesmos de 2,5 cm (BECK, et al., 2005). Os eletrodos apresentavam superfície de captação em prata/cloreto de prata com 1 cm de diâmetro, disco de gel condutor com 2,2 cm de diâmetro e 3,6 cm de diâmetro no total, assim a distância mínima entre as superfícies de captação era de 2 cm. Um eletrodo de referência foi posicionado no processo estilóide da Ulna. O eletromiógrafo apresentava Índice de Rejeição pela Modulação Comum < 120dB; previamente a cada coleta, o equipamento era calibrado identificando-se o zero de potenciais elétricos nos eletrodos, conforme recomendação do fabricante. Os eletrodos foram fixados no terço proximal dos músculos deltóide anterior e deltóide posterior, paralelamente as fibras musculares, depois da preparação da pele por meio de tricotomia e assepsia do local com álcool (BASMAJIAN e DE LUCA, 1985).

Depois de coletados, os sinais foram filtrados com um filtro Butterworth de ordem 3 e realizados recortes na fase concêntrica do movimento. Foi utilizado o programa SAD32 para o processamento do sinal bruto.

ANÁLISE

Foram analisados os valores RMS da fase concêntrica de três repetições intermediárias da série. Os valores RMS representam a intensidade do potencial de ação e possuem relação com a força muscular produzida pelo grupo de fibras das quais está sendo capturado o sinal. Serão apresentados os valores médios das três repetições para cada porção do músculo deltóide em cada exercício. Ademais, foi realizada a relativização dos dados de ativação do DA em relação a DP, apresentados em percentual.

RESULTADOS

O presente estudo buscou avaliar a ativação muscular das porções anterior e posterior do músculo deltóide durante movimentos de abdução e flexão do ombro e exercícios de crucifixo e supino. A Tabela 1 apresenta a média dos valores RMS para cada porção muscular em cada exercício.

Tabela 1. Média dos valores RMS das porções anterior e posterior do músculo deltóide em abdução de ombro, flexão de ombro, supino e crucifixo.

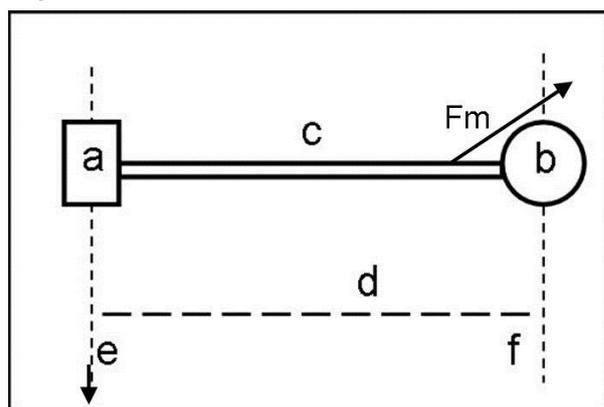
	Deltóide anterior	Deltóide posterior
Abdução de Ombro	0,367	0,174
Crucifixo	0,054	0,045
Flexão de Ombro	0,371	0,169
Supino	0,059	0,044

Observamos que ambas as porções musculares tiveram maior ativações nos exercícios de abdução e flexão, o que se deve provavelmente ao braço de alavanca maior, distanciando a carga externa do ponto de aplicação da força muscular próximo a articulação. Oliveira et al. (2001) também encontraram maiores valores de ativação do deltóide anterior em exercícios de abdução do ombro.

Sabe-se que o músculo é responsável pela produção do torque no eixo articular. O torque é a tendência de giro de uma estrutura em forma de alavanca. No caso, podemos representar a estrutura como uma alavanca do tipo interpotente, onde temos na extremidade distal a carga externa de 5 Kg representando a força resistente, na extremidade proximal o eixo, ou seja, a articulação gleno-umeral, e entre as duas a força muscular que atua na inserção umeral representando a força potente (Figura 1).

Para determinar o torque em um sistema de alavancas multiplica-se a força por sua distância perpendicular, considerando que existe o torque da força potente (T_p) e o torque da força resistente (T_r). A força neste caso é a carga externa de 5 Kg multiplicada pela aceleração da gravidade ($9,8 \text{ m.s}^{-2}$); a distância perpendicular pode ser obtida traçando-se uma reta na linha de ação da força, outra reta, paralela a primeira, que passa pelo eixo, no caso o centro de rotação da articulação gleno-umeral, e medindo-se a distância perpendicular entre estas (Figura 1). Quando $T_p = T_r$ o sistema está em equilíbrio; quando $T_p > T_r$ há movimento em direção a T_p ; quando $T_p < T_r$ há movimento em direção a T_r (NIGG e HERZOG, 1994; OKUNO e FRATIN, 2003).

Figura 1. Representação de um sistema de alavancas no ombro. a) força resistente = carga externa; b) eixo de rotação = eixo articular; c) braço de alavanca; d) distância perpendicular; e) linha de ação da força; f) reta paralela a linha de ação da força e que passa pelo eixo de rotação; F_m força potente = força muscular.



Neste caso, o torque produzido pela carga externa “a” multiplicado pela sua distância perpendicular (d^{\perp}_{ce}) deve ser menor do que o torque produzido pela força muscular “ F_m ” multiplicada pela sua distância perpendicular ($d^{\perp}_m =$ distância da inserção muscular ao eixo de rotação) (NIGG e HERZOG, 1994; OKUNO e FRATIN, 2003).

Podemos então concluir que: $F_m > (T_r / d^{\perp}_m)$ para haver movimento rotacional em direção a força muscular. Se a força da carga externa não se altera mas a d^{\perp}_{ce} é crescente até 90° de amplitude

e decrescente a partir de 90° de amplitude e a $d^{\perp}ce$ diminui quando o cotovelo está flexionado, por exemplo, nos exercícios de supino e crucifixo, então também a F_m deve diminuir proporcionalmente a diminuição da $d^{\perp}ce$. Essa relação entre a força muscular necessária para gerar torque potente e a distância perpendicular explica a maior ativação de ambas as porções do músculo deltóide em movimentos de flexão e abdução, os quais são executados com o cotovelo estendido aumentando a distância perpendicular da carga externa (NIGG e HERZOG, 1994; OKUNO e FRATIN, 2003).

Ao considerar a porção muscular observamos que o DA tem maiores valores de ativação em todos os exercícios, sem grande diferença entre os exercícios com cotovelo estendido (flexão e abdução) e entre os exercícios com o cotovelo flexionado (crucifixo e supino), tanto para DP quanto para DA (Tabela 2). Ou seja, os exercícios com maiores ativações apresentam as maiores diferenças entre DA e DP. Esses resultados estão de acordo com estudos cinesiológicos sobre a função das diferentes porções do deltóide (OLIVEIRA et al., 2001; PINTO e LIMA, 2006).

Tabela 2. Ativação da porção anterior do músculo deltóide em relação a porção posterior.

	DA relativo a DP
Abdução de Ombro	110%
Crucifixo	20%
Flexão de Ombro	120%
Supino	35%

Contudo, nenhum procedimento de normalização foi adotado no presente estudo. A normalização relaciona a ativação muscular à capacidade máxima de ativação de cada músculo (NIGG e HERZOG, 1994). Tal comportamento nos leva a crer que a capacidade máxima de ativação do DA é maior quando comparada a DP, conforme afirmam outros autores (KAPANDJI, 2000; OLIVEIRA, et al., 2001; PINTO e LIMA, 2006). Supomos que este fato é consequência da arquitetura muscular.

Segundo Lieber e Fridén (2000) o ângulo de penação das fibras musculares, seu comprimento e a área de secção transversa do músculo pode interferir na capacidade de produção de força. Além disso, o tipo de fibra predominante na composição do músculo é também um fator interveniente, tanto na capacidade de produção de força quanto na resposta à ativação muscular. Nesse sentido, músculos nos quais a própria arquitetura favorece a produção de força podem necessitar menor ativação para gerar a mesma força.

CONCLUSÃO

O presente estudo permitiu avaliar a ativação muscular em diferentes exercícios de ombro com a utilização da eletromiografia. Concluímos que para uma mesma carga externa os exercícios de abdução e flexão do ombro apresentam maior ativação tanto para DA quanto para DP. Este, entretanto, é um estudo de caso que não permite extrapolação dos resultados, sugerindo maior número de sujeitos avaliados.

REFERÊNCIAS

- BASMAJIAN, J. V.; DE LUCA, C.J.; **Muscle Alive: Their Function Revealed By Electromyography.** 5ª Ed. Baltimore: Williams and Wilkins, 65-100, 1985.
- BECK, T.W.; HOUSH, T. J.; JOHNSON, G. O.; WEIR, J. P.; CRAMER, J. T.; COBURN, J. W.; MALCK, M. H.; The effects of interelectrode distance on electromyographic amplitude and mean power frequency during isokinetic and isometric muscle actions of the biceps brachii. **Journal of Electromyography Kinesiology**, 2005; 15:482-495.
- DURWARD, B. R.; BAER, G. D.; ROWE, P. J.; **Movimento Funcional Humano – Mensuração e Análise.** São Paulo: Manole, 2001.
- ENOKA, R. M.; **Bases Neuromecânicas da Cinesiologia.** 2ª Ed. São Paulo: Manole, 2000.

- KAPANDJI, A. I.; **Fisiologia Articular: Membro Superior**. São Paulo: Panamericana, 2000.
- HUXLEY, A.F.; Muscle Structure and Theories of Contraction. **Prog Biophysics and Chemistry**, 7: 255-318, 1957.
- INMAN, V. T.; SAUNDERS, J. B.; ABBOTT, L. C.; Observations on the function of the shoulder joint. **Journal of Bone and Joint Surgery**, 26: 1-30, 1944.
- LIEBER, R. L.; FRIDÉN, J.; Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. **Muscle & Nerve**, 23: 1647-1666, 2000.
- NETTER, F. H.; **Atlas de anatomia humana**. 3ª ed. Porto Alegre: Artmed, 2003.
- NIGG, B.; HERZOG, W.; **Biomechanics of the Muscle-Skeletal System**. Toronto. John Wiley & Sons, 1994.
- NORDIN, M.; FRANKEL, V. H.; **Biomecânica Básica do Sistema Musculoesquelético**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003.
- OKUNO, E.; FRATIN, L.; **Biomecânica: Desvendando a Física do Corpo Humano**. São Paulo: Manole, 2003.
- OLIVEIRA, A. S.; RODRIGUES, D.; BÉZIN, F.; Avaliação Eletromiográfica do Músculo Deltóide em Movimentos de Abdução do Ombro – Alterações Relacionadas ao Envelhecimento. In: **Congresso Brasileiro de Biomecânica** (Gramado, 9, 2001). Anais. Porto Alegre: ESEF UFRGS, 2001. 2v.
- PINTO, L. C.; **Eletromiografia clínica**. 1ª ed. São Paulo: Atheneu, p.19-45, 1996.
- PINTO, R. S.; LIMA, C. S.; **Cinesiologia e Musculação**. Porto Alegre: Artmed, 2006.
- SODEBERG, G. L.; COOK, T. M.; Electromyography in biomechanics. **Journal of Orthopedics and Physical Therapy**, 64, 1984.
- SULLIVAN, O.; SUSAN, B.; SCHIMITZ, T.J.; **Fisioterapia Avaliação e tratamento**. 2ª ed. São Paulo: Manole, 1993.

¹ Universidade Estadual do Centro-Oeste - UNICENTRO, Irati, PR;

² Universidade de Santa Cruz do Sul - UNISC, Santa Cruz do Sul, RS