



Avaliação eletromiográfica de músculos da cintura escapular e braço durante exercícios com carga axial e rotacional*

Anamaria Siriani de Oliveira, Carina Maria de Souza Freitas, Francisco Henrique Monaretti, Francislei Ferreira, Reinaldo Noguti e Fausto Bérzin

RESUMO

O conhecimento da atividade eletromiográfica produzida durante a realização de exercícios para o ombro pode auxiliar na determinação de sua aplicabilidade clínica. O objetivo desta pesquisa foi avaliar a influência da direção da carga e condição da extremidade na atividade elétrica de músculos da cintura escapular e membro superior durante a realização de exercícios com a extremidade distal fixa e carga externa axial (EFCA) e extremidade livre com carga externa rotacional (ELCR). Foram selecionadas 20 voluntárias (23,2 anos \pm 0,9) sedentárias. Foram avaliados os mm. tríceps do braço, bíceps do braço, peitoral maior, trapézio e deltóide. Foi realizado o registro eletromiográfico de superfície, durante a realização de dois exercícios com EFCA e dois com ELCR, utilizando 100% da resistência máxima previamente estabelecida. Os valores de RMS normalizados pela contração voluntária máxima foram comparados por meio de um modelo de efeitos mistos com nível de significância de 5%. Nessas condições experimentais, os resultados do presente estudo mostraram que exercícios semelhantes, classificados pela condição da extremidade e a direção da carga aplicada ao membro superior, promovem níveis semelhantes de atividade eletromiográfica em apenas parte dos músculos estudados. Esses achados questionam a capacidade do sistema de classificação utilizado neste estudo de prever o tipo de resposta muscular esperada na realização de diferentes tarefas de mesma classificação.

ABSTRACT

Electromyographic assessment of the shoulder girdle and arm muscles during exercises with axial and rotational loads

The knowledge of the electromyographic activity produced during shoulder exercises can help in determining its clinical applicability. The purpose of this study was to assess the influence of the load direction and the extremity condition on the electrical activity of the shoulder girdle and upper limb muscles during exercises with fixed distal extremity and external axial load (FEAL) and mobile extremity with rotational external load (MERL). Twenty 23.2 \pm 0.9 years old female sedentary volunteers were selected. The triceps brachii, biceps brachii, major pectoral, trapezium and deltoid muscles were assessed. The surface electromyography was recorded during two FEAL and two MERL exercises using 100% of the previously established maximal resistance. The RMS values normalized by the maximal voluntary contraction were compared

Palavras-chave: Eletromiografia. Membro superior. Ombro. Exercícios.

Keywords: Electromyography. Upper limbs. Shoulder. Exercises.

Palabras-clave: Electromiografía. Miembro superior. Hombro. Ejercicios.

by a mixed effect model with 5% significance level. In these experimental conditions, the results found in the present study have shown that similar exercises classified by extremity condition and load direction applied on the upper limbs promote similar levels of the electromyographic activity only in part of the assessed muscles. These findings discuss the ability of the classification system used in this study to predict the type of the muscular response expected during different tasks with the same classification.

RESUMEN

Evaluación electromiográfica de músculos de la cintura escapular y brazos durante ejercicios con cargas axial y rotacional

El conocimiento de la actividad electromiográfica producida durante los ejercicios para el hombro puede ayudar en la determinación de la pertinencia clínica. El objetivo de esta investigación era evaluar sus influencias de la dirección de la carga y condición de la extremidad en la actividad eléctrica de músculos de la cintura escapular y miembro superior durante ejercicios con la extremidad distal fija y carga externa axial (EFCA) y extremidad libre con la carga rotacional externa (ELCR). Se seleccionaron 20 voluntarias (23,2 años \pm 0,9) sedentarias. Ellos estimaron el grosor en mm. de los tríceps del brazo, los bíceps del brazo, pectoral mayor, trapézio y deltoides. El registro electromiográfico de superficie se hizo, durante la realización de los ejercicios con EFCA y de los con ELCR, usando 100% de la resistencia máxima establecidos previamente. Se compararon los valores de RMS normalizados por la reducción máxima voluntaria a través de modelo de efectos mixtos con un nivel de significancia de 5%. En estas condiciones experimentales, los resultados del estudio presente mostraron que ejercicios similares, clasificados por la condición de la extremidad y la dirección de la carga aplicada al miembro superior, promoven niveles similares de electromiografía con actividad en sólo parte de los músculos estudiados. Estos descubrimientos cuestionan la capacidad del sistema de la clasificación usada en este estudio para predecir el tipo de respuesta muscular esperada en el logro de tareas diferentes de misma clasificación.

INTRODUÇÃO

A região articular do ombro e da cintura escapular está frequentemente envolvida em lesões decorrentes da prática de esportes que implicam o uso técnico do membro superior.

Os estudos mais recentes sobre a reabilitação das patologias do membro superior, especialmente aquelas relacionadas ao complexo articular do ombro, têm procurado descrever os exercícios,

* Trabalho realizado no UNIARA – Curso de Fisioterapia. Rua Voluntários da Pátria, 1.309, Centro – 14801-320 – Araraquara, SP.

Recebido em 21/2/05. Versão final recebida em 6/9/05. Aceito em 14/9/05.

Endereço para correspondência: Anamaria Siriani de Oliveira, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – FMRP, Universidade de São Paulo – USP, Prédio Central, Av. Bandeirantes, 3.900 – 14049-900 – Ribeirão Preto, SP. Tel.: (16) 602-2513, fax: (16) 633-0336. E-mail: siriani@fmrp.usp.br

frequentemente utilizados, de acordo com o nível de ativação elétrica da musculatura envolvida⁽¹⁻⁵⁾. O uso da eletromiografia de superfície como metodologia de estudo dos exercícios do ombro justifica-se pela necessidade do conhecimento da atividade muscular, uma vez que, para esse complexo articular, a musculatura atua de maneira decisiva na estabilidade articular e, portanto, para biomecânica dessa região.

A utilização de exercícios classificados como de cadeia cinética fechada (CCF) cresceu muito nos últimos anos, já que se acredita que esses tipos de exercícios simulam situações biomecânicas consideradas funcionais e promovem estímulos proprioceptivos^(6,7). O uso de exercícios de CCF para o membro inferior está firmemente estabelecido na literatura e recomendado como parte integral na reabilitação, por exemplo, de pacientes submetidos à cirurgia de reconstrução ligamentar⁽⁸⁾. Enquanto a razão científica e clínica para aplicação de exercícios de CCF para a extremidade inferior parece óbvia, o uso de exercícios de CCF para a extremidade superior parece menos claro⁽⁸⁾, embora também sejam utilizados na reabilitação e treinamento do membro superior⁽⁷⁾.

O conceito de cadeia cinética foi originariamente derivado da engenharia mecânica⁽⁹⁾. Em 1955, Steindler⁽¹⁰⁾ fez uma adaptação desse conceito ao corpo humano, propondo que cada membro do corpo poderia funcionar como uma porção de uma cadeia rígida em um sistema conectado por articulações, considerando este sistema fechado quando a extremidade distal está fixa a um suporte imóvel, no qual o movimento em uma articulação produziria movimento nas demais. Esse autor considera ainda o sistema como aberto quando o segmento distal não tem nenhuma restrição ao movimento. Dessa forma, é geralmente aceito que as diferenças existentes entre cadeia cinética aberta (CCA) e CCF são determinadas pelo movimento ou não da extremidade distal do membro em relação à parte mais proximal do mesmo.

No entanto, Dillman *et al.*⁽¹¹⁾ propuseram um sistema de classificação para os exercícios realizados com a extremidade superior, que foi baseado nas condições da extremidade, ou seja, se fixa ou livre para mover-se, e na presença ou ausência de uma carga. Ao utilizar essa classificação, os autores procuraram englobar atividades que não se encaixavam na definição proposta por Steindler⁽¹⁰⁾. Desse modo, os exercícios poderiam ser realizados 1) com a extremidade fixa e com carga, representando o extremo da cadeia cinética fechada; 2) exercícios com extremidade livre e sem carga, como sendo o extremo da cadeia cinética aberta; e 3) exercícios com extremidade livre e com carga, representando uma área intermediária entre a cadeia cinética aberta e a fechada. Apesar de os citados autores terem estudado apenas um voluntário, hipotetizaram que exercícios biomecânicamente similares teriam atividades eletromiográficas comparáveis em grupos musculares primários e que a quantidade de carga presente na extremidade seria mais relevante para essa similaridade que o fato de o segmento estar fixo ou móvel durante a execução dos exercícios.

Avaliando a classificação proposta por Dillman *et al.*⁽¹¹⁾, Lephart e Henry⁽¹²⁾ propuseram o Sistema de Classificação Funcional, no qual a direção da carga também foi incluída na categorização dos exercícios para o membro superior, sendo que esta pode ser rotacional ou axial, quando presente. O Sistema de Classificação Funcional também envolve a magnitude da resistência (alta velocidade-baixa resistência ou baixa velocidade-alta resistência), a ação muscular (co-contracção, aceleração e desaceleração) e presença ou ausência de movimento articular. De acordo com essa classificação, existem quatro tipos de atividade, aquelas com: a) extremidade fixa-carga axial, b) extremidade móvel-carga axial, c) extremidade móvel-carga rotacional; e d) extremidade móvel sem carga externa. No entanto, as características de ativação eletromiográfica relacionadas a essa proposta de classificação não foram comparadas anteriormente.

Assim, o objetivo desta pesquisa foi avaliar a atividade eletromiográfica em exercícios para o membro superior classificados

de acordo com a condição da extremidade e direção da carga. A hipótese testada foi a de que exercícios com mesma classificação teriam níveis de atividade elétrica semelhantes e, portanto, seriam igualmente aplicáveis nas diferentes fases de reabilitação do membro superior, para obtenção de co-ativação muscular (extremidade fixa-carga axial) ou maior ativação de motores primários (extremidade móvel-carga rotacional).

MÉTODO

Voluntários: Foram selecionadas 20 voluntárias, destros, com média de idade de 23 anos ($\pm 0,9$ ano), sedentárias, que não apresentavam limitação de amplitude de movimento nas articulações do membro superior, distúrbios osteomioarticulares ou história de trauma na região do ombro e assinaram o consentimento formal de participação de acordo com as normas do CNS 196/96.

Tarefas testadas: As tarefas isométricas com extremidade fixa-carga axial (EFCA) realizadas foram o *wall-press* com 90° de elevação do braço no plano escapular (figura 1A) e o *bench-press* com 90° de flexão anterior do braço (figura 1B). As tarefas isométricas com extremidade livre-carga rotacional (ELCR) foram a elevação a 90° do braço no plano escapular (figura 1C) e extensão horizontal (figura 1D).

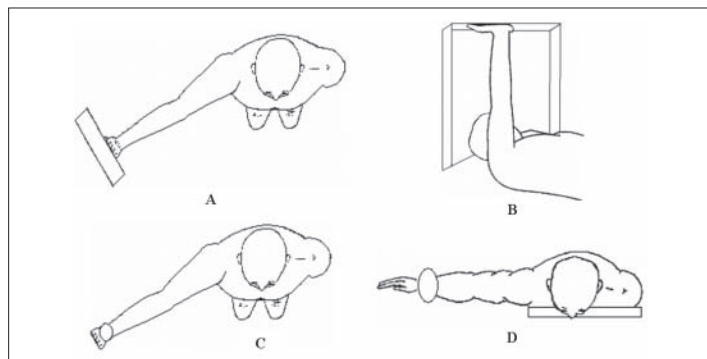


Fig. 1 – Tarefas testadas para o membro superior com extremidade distal fixa e carga externa axial. **A)** Wall-press (EFCA-I), **B)** Bench-press (EFCA-II), **C)** Elevação do braço no plano escapular (ELCR-I) e **D)** Extensão horizontal (ELCR-II).

Instrumentação: Os sinais mioelétricos foram captados através de eletrodos de superfície ativos diferenciais (Lynx Electronics Ltda.). Para o registro eletromiográfico foram utilizados: (1) Sistema de Aquisição de Sinais – Módulo Condicionador de Sinais (Lynx Electronics Ltda.), com 16 canais; (2) Placa conversora A/D, modelo CAD 12/32 da Lynx Electronics Ltda. ajustada para 1KHz de frequência de amostragem, de 12 bits de resolução de faixa dinâmica, filtro Butterworth de passa-baixa de 509Hz e passa-alta de 10,6Hz e ganho de 50 vezes (Lynx Electronics Ltda.), e (3) Software *Aqdados* versão 4.18 (Lynx Electronics Ltda.) para apresentação dos sinais dos diferentes canais simultaneamente e obtenção do valor de amplitude do sinal eletromiográfico.

Procedimento experimental: A determinação da resistência máxima para as tarefas realizadas com extremidade livre e carga axial foi realizada com testes de duas repetições tanto da abdução no plano da escápula quanto da extensão horizontal, em seqüência aleatória. O teste foi iniciado com um peso mínimo de 1kg e solicitado que a voluntária realizasse duas repetições dos movimentos com essa carga fixa ao punho do membro superior dominante (direito). Caso o movimento fosse realizado sem dificuldade, a carga era aumentada em 0,5kg e mais duas repetições eram solicitadas, com dois minutos de repouso entre as séries, de maneira sucessiva até que fosse observada qualquer perda da estabilidade na contração, movimento acessório ou incapacidade de

e elevar a carga. A quantidade de carga anterior à incapacidade de realizar o movimento de maneira adequada foi estabelecida como a carga da resistência máxima. Em média, as cargas foram aumentadas quatro vezes e as resistências máximas foram de 2,9 e 3,1 kg para a abdução e extensão horizontal, respectivamente. Para minimizar os efeitos da fadiga o teste foi repetido depois de 24 horas, seguindo a mesma conduta do primeiro dia de experimento, porém, iniciando o teste pela carga considerada máxima no dia anterior. Apenas dois voluntários tiveram suas cargas de resistência máxima aumentadas, em 0,5 kg, no segundo teste. Foram registrados os sinais eletromiográficos do tríceps do braço, bíceps do braço, porção clavicular do peitoral maior, fibras superiores do trapézio e porção anterior do deltóide, do membro dominante, durante a realização de três contrações isométricas voluntárias máximas (CIVM) em posição de prova de função muscular⁽¹³⁾ a fim de obter valores de referência para normalização dos valores de *root mean square* (RMS) das tarefas testadas. Os registros da CIVM duraram 4 segundos cada uma e as repetições foram intervaladas por 2 minutos. A colocação dos eletrodos foi orientada pela localização do ponto motor utilizando um estimulador elétrico. Uma vez marcado o ponto motor, o eletrodo foi colocado entre a zona de inervação e a inserção tendínea, e permanecendo entre a linha média do ventre e a borda lateral do músculo, seguindo as sugestões do *European Recommendations for Surface Electromyography* do projeto SENIAM⁽¹⁴⁾. As tarefas testadas foram repetidas 3 vezes, com duração mínima de 4 segundos cada para o registro do sinal eletromiográfico e intervalos de 2 minutos entre as repetições, sendo a seqüência determinada de forma aleatória. As tarefas testadas foram realizadas 24 horas após os registros das CIVMs. O experimentador esteve atento para evitar que as voluntárias realizassem qualquer movimento compensatório.

Análise dos dados: Os valores da amplitude de ativação eletromiográfica, obtidos nos 4 segundos de registro de cada um das tarefas estudadas, são representados pelo resultado do cálculo da RMS, sugerido entre as possíveis formas de apresentação de tal variável pelas normas de padronização para estudos eletromiográficos de superfície⁽¹⁴⁾. O valor médio de RMS de cada músculo estudado foi normalizado pelo valor médio de RMS dos três registros de atividade mioelétrica obtida na CIVM deste mesmo músculo, ou seja, pela razão entre o valor médio obtido nas tarefas estudadas e o valor médio dos registros da CIVM.

Com o propósito de avaliar a influência da direção da carga e condição da extremidade [tipo de exercício proposto] nos valores médios de RMS normalizados [amplitude de ativação elétrica] foi utilizado um modelo linear de efeitos mistos⁽¹⁵⁾. Esse tipo de análise de dados é proposto quando as respostas de um mesmo indivíduo estão agrupadas e a suposição de independência entre as observações do mesmo grupo não é adequada⁽¹⁶⁾. No caso, as respostas (valores de RMS normalizados) podem ser consideradas como agrupadas por voluntários e a informação de cada uma das voluntárias submetida a cada um dos exercícios estudados é utilizada no modelo na forma de efeitos aleatórios. Após a construção do modelo, foi realizada uma análise de resíduos e a transformação logarítmica foi adequada para atender algumas suposições associadas ao modelo proposto. O modelo do ajuste foi realizado através do procedimento *PROC MIXED* do programa *SAS*, versão 8⁽¹⁷⁾. Um nível de 5% ($p < 0,05$) foi estabelecido para definir a significância estatística entre os valores comparados.

RESULTADOS

Os valores médios de RMS normalizados, correspondentes às tarefas testadas com extremidade fixa-carga axial e extremidade livre-carga rotacional, são apresentados na tabela 1. O modelo de efeitos mistos mostrou diferenças significantes entre as amplitudes de ativação dos músculos estudados em todas as tarefas estudadas ($p < 0,05$), que serão detalhadas a seguir.

TABELA 1
Valores médios e desvios-padrões dos RMS normalizados registrados durante a realização das tarefas testadas para o membro superior com extremidade distal fixa e carga externa axial (*wall-press* – EFCA-I e *bench-press* – EFCA-II) e extremidade livre e carga rotacional (elevação no plano da escápula – ELCR-I e extensão horizontal – ELCR-II). Valores em unidades arbitrárias (u.a.). n = 10

Exercício	Bíceps	Tríceps	Deltóide	Trapézio	Peitoral
EFCA-I	0,25 ± 0,17*	0,37 ± 0,20 [€]	0,53 ± 0,27*	1,08 ± 0,48	0,48 ± 0,50
EFCA-II	0,19 ± 0,21*	0,77 ± 0,48	0,46 ± 0,30*	0,22 ± 0,13* [#] €	0,27 ± 0,18
ELCR-I	0,48 ± 0,27	0,23 ± 0,16 ^{€#}	0,98 ± 0,58	1,44 ± 0,60	0,32 ± 0,19
ELCR-II	0,13 ± 0,11* [#]	0,18 ± 0,06 ^{€#}	0,16 ± 0,18 ^{€*#}	0,86 ± 0,69*	0,15 ± 0,06* [#]

Valores significativos de $p < 0,05$ para as comparações dos valores de amplitude eletromiográfica *** em relação à tarefa ELCR-I, ** em relação à tarefa EFCA-I, € em relação à tarefa EFCA-II e €# em relação à tarefa ELCR-II.

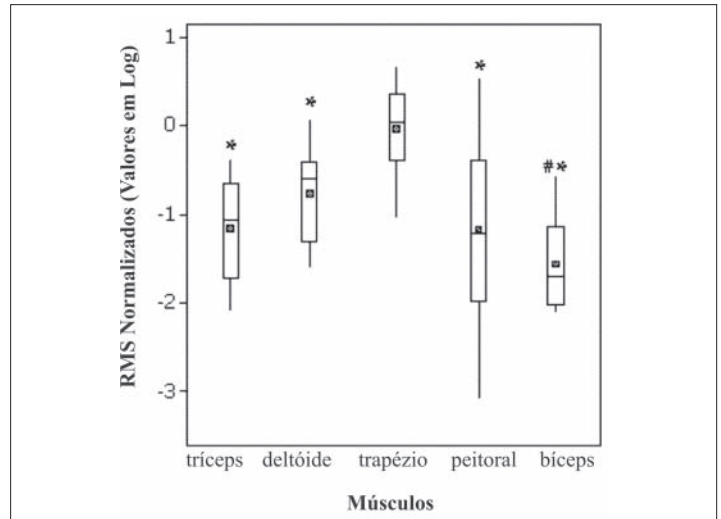


Fig. 2 – Valores médios e desvios-padrões de RMS normalizados registrados durante a realização das tarefas testadas para o membro superior com extremidade distal fixa e carga externa axial, o *wall-press* (EFCA-I). Valores em escala logarítmica. n = 10.

Valores significativos de $p < 0,05$ para as comparações dos valores de amplitude eletromiográfica *** em relação à porção superior do músculo trapézio e ** em relação à porção anterior do músculo deltóide.

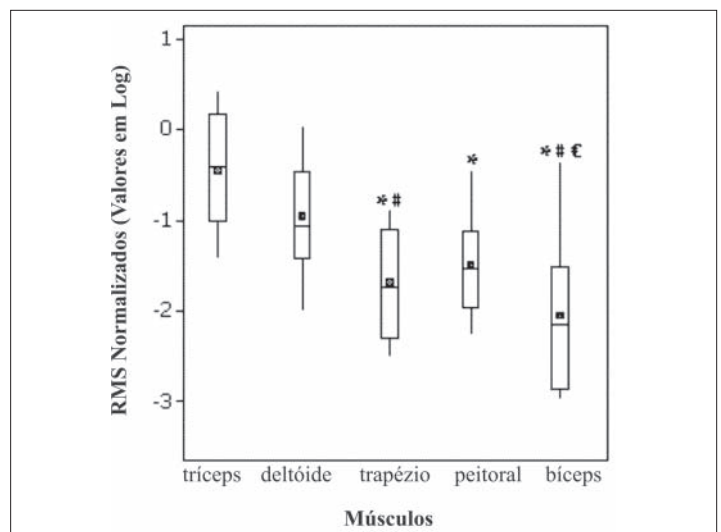


Fig. 3 – Valores médios e desvios-padrões de RMS normalizados registrados durante a realização das tarefas testadas para o membro superior com extremidade distal fixa e carga externa axial, o *bench-press* (EFCA-II). Valores em escala logarítmica. n = 10.

Valores significativos de $p < 0,05$ para as comparações dos valores de amplitude eletromiográfica *** em relação à porção superior do músculo tríceps, * em relação à porção anterior do músculo deltóide e € em relação à porção clavicular do músculo peitoral.

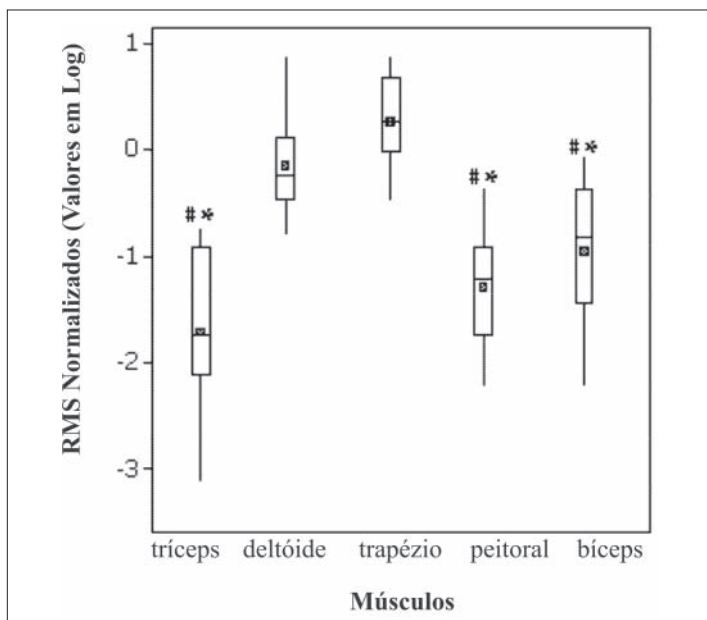


Fig. 4 – Valores médios e desvios-padrões de RMS normalizados registrados durante a realização das tarefas testadas para o membro superior com extremidade livre e carga rotacional, a elevação no plano da escápula (ELCR-I). Valores em escala logarítmica. $n = 10$.

Valores significativos de $p < 0,05$ para as comparações dos valores de amplitude eletromiográfica *** em relação à porção superior do músculo trapézio e *# em relação à porção anterior do músculo deltóide.

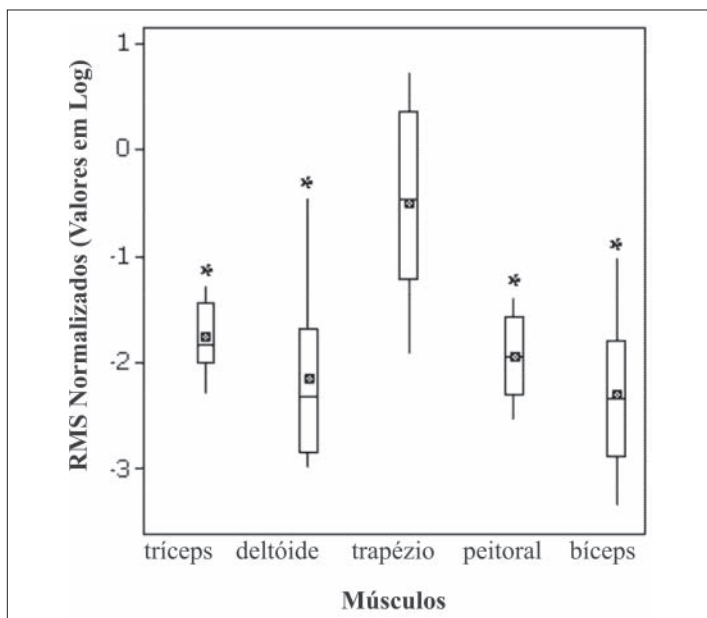


Fig. 5 – Valores médios e desvios-padrões de RMS normalizados registrados durante a realização das tarefas testadas para o membro superior com extremidade livre e carga rotacional, a extensão horizontal (ELCR-II). Valores em escala logarítmica. $n = 10$.

Valores significativos de $p < 0,05$ para as comparações dos valores de amplitude eletromiográfica *** em relação à porção superior do músculo trapézio.

Quando os valores de amplitude de ativação normalizados foram comparados para evidenciar diferenças entre as tarefas propostas, não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes ($p > 0,05$) entre as amplitudes de ativação dos músculos deltóide e peitoral quando comparadas as tarefas *wall-press* (EFCA-I) e *bench-press* (EFCA-II) e entre as amplitudes de ativação do músculo tríceps quando comparadas as tarefas de elevação no plano escapular (ELCR-I) e extensão horizontal do braço (ELCR-II). Os valores médios de RMS normalizados são estatisticamente

maiores ($p < 0,05$) na tarefa *bench-press* (EFCA-II) para os músculos tríceps do braço, na elevação no plano escapular (ELCR-I) para os músculos deltóide, bíceps e trapézio, e na tarefa *wall-press* (EFCA-I) para o músculo peitoral.

Na comparação das amplitudes eletromiográficas dos músculos estudados em cada uma das tarefas propostas, os valores médios de RMS normalizados do músculo trapézio foram maiores que os dos músculos bíceps, tríceps, peitoral e deltóide ($p < 0,01$) na tarefa *wall-press* (EFCA-I). Na tarefa *bench-press* (EFCA-II) os valores de amplitude eletromiográfica normalizada do músculo tríceps foram significativamente maiores que os dos músculos trapézio e peitoral ($p < 0,001$). Também na tarefa EFCA-II, a amplitude eletromiográfica normalizada do músculo deltóide foi significativamente maior que a dos músculos trapézio e bíceps ($p < 0,05$) e a atividade do músculo peitoral foi significativamente maior que a do bíceps do braço ($p < 0,05$).

Na tarefa de elevação do braço no plano escapular (ELCR-I) os valores médios de RMS normalizados do músculo trapézio foram estatisticamente maiores que os dos músculos bíceps, tríceps e peitoral maior ($p < 0,001$) e o músculo deltóide teve maiores valores de RMS normalizados que os músculos tríceps, bíceps e peitoral maior ($p < 0,001$). O músculo trapézio apresentou maior valor médio de RMS normalizado quando comparados os dos músculos deltóide, tríceps, bíceps e peitoral ($p < 0,001$), na realização da tarefa de extensão horizontal do braço (ELCR-II).

DISCUSSÃO

Os resultados do presente estudo mostraram que exercícios de mesma classificação (EFCA ou ELCR) promovem níveis semelhantes de atividade eletromiográfica em alguns dos músculos estudados. Essa semelhança na atividade eletromiográfica ocorreu em três dos cinco músculos estudados quando comparadas as duas tarefas realizadas com extremidade fixa-carga axial e em apenas um músculo quando comparadas as tarefas realizadas com extremidade livre-carga rotacional. Estes resultados concordam com os do estudo de Dillman *et al.*⁽¹¹⁾, que, mesmo sem considerar a direção da carga aplicada para classificar os exercícios, relatam que exercícios realizados com extremidade livre-carga externa e extremidade fixa-carga externa que têm biomecânica similar resultam em atividade muscular comparável em parte dos músculos estudados. No entanto, como essa semelhança não ocorre para a maioria dos músculos estudados, não é possível estabelecer uma relação entre a classificação utilizada para as tarefas do membro superior e o nível de atividade eletromiográfica gerada.

Esse achado questiona a capacidade do Sistema de Classificação Funcional⁽¹²⁾ em prever o tipo de resposta muscular esperada na realização de diferentes exercícios com mesma classificação. Segundo a classificação proposta por Lephart e Henry⁽¹²⁾, exercícios realizados com extremidade fixa e carga axial se caracterizam por promover co-ativação resultante de aferências reflexas para o motoneurônio alfa, promovendo a ativação muscular extrafusional⁽¹⁸⁾. Além disso, aferências são transmitidas por mecanorreceptores, presentes nas estruturas capsulares e ligamentares, influenciando na coordenação motora padrão, na atividade reflexa e na estabilidade articular para reduzir translações através da estabilização dinâmica^(18,19). No entanto, no presente estudo, os registros obtidos das tarefas de *wall-press* e *bench-press*, nas quais era provável uma similaridade entre a atividade eletromiográfica dos músculos estudados promovida pela co-ativação, resultante do efeito da carga axial, mostraram diferentes níveis de ativação entre os músculos estudados.

Maior ativação dos músculos trapézio e deltóide foi obtida na tarefa de manutenção da abdução no plano da escápula em posição ortostática (EFCA-I). Nesse exercício, a contração dos músculos trapézio e deltóide se opôs à adução do braço⁽²⁰⁾, sugerindo que cargas rotacionais são capazes de aumentar a atividade ele-

tromiográfica dos motores primários em relação a seus sinérgicas, mais que produzir co-ativação. Os elevados valores de amplitude mioelétrica para o trapézio e o deltóide, encontrados nesse exercício, podem ser explicados pela necessidade de maior recrutamento de unidades motoras, exigido pelo ritmo escapuloumeral para manter a relação comprimento-tensão dos músculos escapuloumerais favorável nos movimentos de elevação do membro superior⁽²⁰⁾. Contudo, é importante considerar também que os músculos trapézio e deltóide estavam, durante o registro, em posição encurtada, quando comparada com os músculos bíceps e peitoral maior. Em uma posição encurtada, maior número de unidades motoras pode estar no sítio de detecção dos eletrodos de superfície, o que pode resultar em maior registro de amplitude eletromiográfica⁽²¹⁾.

Diferente do membro inferior, no qual os músculos estão em sua maioria dispostos em camadas superficiais, no membro superior, especialmente na região escapular, a atividade de músculos profundos não pode ser analisada pela eletromiografia de superfície, como, por exemplo, a atividade elétrica do músculo supraespinhoso. Assim, para ter importante valor clínico, um exercício que acarrete grande atividade eletromiográfica do deltóide deveria ativar, de maneira sinérgica, músculos como o infra-espinhoso e o redondo, a fim de controlar adequadamente a translação superior da cabeça umeral⁽²⁰⁾. Dessa forma, para uma interpretação clínica da aplicabilidade dos exercícios avaliados neste estudo, independente relação entre as classificações propostas para exercícios para o membro superior e suas amplitudes de ativação eletromiográficas, consultar as referências de 1-6 e 22-23.

Por fim, o controle da força muscular produzida deve ser considerado em novos estudos que pretendam avaliar a influência da classificação para os exercícios de membro superior utilizada nes-

te estudo. Também, o conhecimento da ativação muscular de outros músculos superficiais relacionados à cintura escapular e ao membro superior deve ser investigado para justificar a indicação clínica racional e a aplicação em protocolos de treinamento.

CONCLUSÃO

Nessas condições experimentais, os resultados do presente estudo mostraram que exercícios semelhantes, classificados pela condição da extremidade e a direção da carga aplicada ao membro superior, promovem níveis semelhantes de atividade eletromiográfica em parte dos músculos estudados. Esses achados questionam a capacidade do sistema de classificação utilizado neste estudo de prever o tipo de resposta muscular esperada na realização de diferentes tarefas de mesma classificação. Assim, parece ser mais relevante uma análise biomecânica do exercício pretendido para um protocolo de reabilitação ou treinamento que sua classificação baseada na condição da extremidade e direção da carga externa aplicada, quando se pretende prever a capacidade desse exercício em elicitar algum nível de atividade eletromiográfica. Futuros estudos devem considerar a influência da quantidade de força na atividade elétrica em relação à classificação dos exercícios para o membro superior.

AGRADECIMENTOS

Ao Centro de Métodos Quantitativos-CEMEQ da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto pelo estudo estatístico dos dados.

Todos os autores declararam não haver qualquer potencial conflito de interesses referente a este artigo.

REFERÊNCIAS

1. Townsend H, Jobe FW, Pink M, Perry J. Electromyographic analysis of the glenohumeral muscles during a baseball rehabilitation program. *Am J Sports Med* 1991;19:264-72.
2. McCan PD, Wootten ME, Kabada M, Bigliani LU. A kinematic and electromyographic study of the shoulder rehabilitation exercises. *Clin Orthop Related Res* 1993;(288):179-88.
3. Mayer F, Billow H, Horstmann T, Martini F, Niess A, Rucker K, et al. Muscular fatigue, maximum strength and stress reactions of the shoulder musculature in paraplegics. *Int J Sports Med* 1999;20:487-93.
4. Kelly BT, Roskin LA, Kirkendall DT, Speer KP. Shoulder muscle activation during aquatic and dry land exercises in nonimpaired subjects. *J Orthop Sports Phys Ther* 2000;30:204-10.
5. Kuechle DK, Newman SR, Itoi E, Niebur GL, Morrey BF, An KN. The relevance of the moment arm of shoulder muscles with respect to axial rotation of the glenohumeral joint in four positions. *Clin Biomech* 2000;15:322-9.
6. Wilk KE, Escamilla RF, Fleisig GS, Barrentine SW, Andrews JR, Boyd ML. A comparison of tibiofemoral joint forces and electromyographic activity during open and closed kinetic chain exercises. *Am J Sports Med* 1996;24:518-27.
7. Kibler WB. Shoulder rehabilitation: principles and practice. *Med Sci Sports Exerc* 1998;30:S40-S50.
8. Escamilla RF, Fleisig GS, Zheng N, Barrentine SW, Wilk KE, Andrews JR. Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. *Med Sci Sports Exerc* 1998;30:556-69.
9. Rivera JE. Open versus closed kinetic chain rehabilitation of the lower extremity: a functional and biomechanical analysis. *J Sports Rehabil* 1994;3:154-67.
10. Steindler A. *Kinesiology of the human body under normal and pathological conditions*. Springfield: Charles C Thomas, 1955.
11. Dillman CJ, Murray TA, Hintermeister RA. Biomechanical differences of the open and closed chain exercises with respect to the shoulder. *J Sports Rehabil* 1994;3:228-38.
12. Lephart SM, Henry TJ. Functional rehabilitation for the upper and lower extremity. *Orthop Phys Ther Clin North Am* 1995;26:579-592.
13. Kendall FP, McCreary EK, Provance PG. *Músculos – provas e funções*. 4ª ed. São Paulo: Editora Manole Ltda., 1995.
14. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, et al. *European recommendations for surface electromyography – SENIAM 8*. Enschede: Roessing Research and Development B.V., 1999.
15. McLean RA, Sander WL, Sroup WW. A unified approach to mixed linear models. *Am Statistic* 1991;45:54-64.
16. Schall R. Estimation in generalized linear models with random effects. *Biometrika* 1991;78:719-27.
17. Littell RC, Milliken GA, Sroup WW, Wolfinger RD. *SAS system for mixed models*. Cary: SAS Institute Inc., 1996.
18. Myers JB, Lephart SM. Sensorimotor deficits contributing to glenohumeral instability. *Clin Orthop* 2002;(400):98-104.
19. Lephart SM, Fu FH. *Proprioception and neuromuscular control in joint stability*. Champaign: Human Kinetics, 2000.
20. Sharkey NA, Marder RA. The rotator cuff opposes superior translation of the humeral head. *Am J Sports Med* 1995;23:270-5.
21. De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech* 1997;13:153-63.
22. Kibler WB, McMullen J, Uhl T. *Shoulder rehabilitation strategies, guidelines, and practice*. *Orthop Clin North Am* 2001;32:527-38.
23. Green S, Buchbinder R, Hetrick S. *Physiotherapy interventions for shoulder pain*. *Cochrane Database Syst Rev* 2003;2:CD004258.