

# Influência da posição do braço na relação EMG–força em músculos do braço

## *Influence of arm position on the EMG–force relationship in arm muscles*

Anamaria Siriani de Oliveira<sup>1</sup>, Helga Tatiana Tucci<sup>2</sup>, Edson Donizetti Verri<sup>3</sup>,  
Mathias Vitti<sup>4</sup>, Simone Cecílio Hallak Regalo<sup>5</sup>

Estudo desenvolvido no Laboratório de Eletromiografia da FOP/Unicamp – Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, Campinas, SP, Brasil

- <sup>1</sup> Profa. Dra. do RAL da FMRP/USP – Depto. de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, SP, Brasil
- <sup>2</sup> Fisioterapeuta; doutoranda no RAL da FMRP/USP
- <sup>3</sup> Prof. Ms. do Depto. de Morfologia da Faculdade de Fisioterapia da Universidade de Ribeirão Preto, Ribeirão Preto, SP
- <sup>4</sup> Prof. Dr. do Depto. de Morfologia, Estomatologia e Fisiologia da Forp/USP – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, SP
- <sup>5</sup> Profa. Dra. do Depto. de Morfologia, Estomatologia e Fisiologia da Forp/USP

ENDEREÇO PARA  
CORRESPONDÊNCIA

Profa. Dra. Anamaria Siriani  
de Oliveira  
Depto. RAL, Faculdade de  
Medicina de Ribeirão Preto  
Av. Bandeirantes 3900 Monte  
Alegre  
14040-904 Ribeirão Preto SP  
e-mail: siriani@fmrp.usp.br

APRESENTAÇÃO

out. 2006

ACEITO PARA PUBLICAÇÃO

ago. 2008

**RESUMO:** A relação entre a amplitude do sinal eletromiográfico e a força muscular (EMG–força) tem sido tomada como medida indireta da força muscular. Este estudo, em 18 voluntárias saudáveis e destros, visou avaliar a influência da posição do braço na relação EMG–força em músculos do braço em três tarefas – flexão do braço (FB), abdução do braço (AB) e neutra do braço (NB) – enquanto se tomavam ambas as medidas: uma célula de carga foi acoplada ao conversor do eletromiógrafo para registrar simultaneamente força e sinal eletromiográfico. Foram analisados os sinais dos músculos bíceps braquial, braquiorradial e tríceps braquial, e estimada a força de flexão e de extensão do braço nas diferentes tarefas. A relação entre esses conjuntos de valores foi analisada estatisticamente, verificando se havia correlação entre força e sinal eletromiográfico. Os resultados mostraram não haver tal correlação nas tarefas avaliadas. A posição do braço não influenciou a relação EMG–força dos músculos avaliados, com exceção do tríceps braquial, cuja atividade eletromiográfica foi maior durante a tarefa NB. Conclui-se que, em isometria, as tarefas podem ser empregadas para ativar o bíceps braquial e o braquiorradial; a tarefa NB é a mais indicada para ativar o tríceps braquial.

**DESCRIPTORES:** Braço; Eletromiografia; Força muscular

**ABSTRACT:** The relationship between myoelectric signal amplitude and muscle strength (EMG-force) has been used as an indirect measure of muscle strength. The aim of this study, in 18 healthy, female, right-handed volunteers, was to assess the influence of arm position on the relationship EMG-force of arm muscles in three different tasks: arm flexion, arm abduction, and neutral arm position. Both myoelectric signals and strength measures were acquired simultaneously, by coupling a load-cell to the electromyograph transducer. Signals from the biceps brachii, braquioradialis, and triceps brachii muscles were analysed, and arm extension and flexion force was estimated. Relationships between these values were statistically analysed, searching for a correlation between myoelectric signal amplitude and muscle strength. Results showed no such correlation could be found during any of the tasks. Arm position did not influence EMG-force of the assessed muscles, to the exception of the triceps brachii muscle, which showed greater activity in the neutral arm task as compared to the other tasks. In isometric contractions, the tasks may be used to activate biceps brachii and braquioradialis; neutral arm position is indicated to activate the triceps brachii muscle.

**KEY WORDS:** Arm; Electromyography, Muscle strength

## INTRODUÇÃO

A relação entre a amplitude do sinal eletromiográfico e a força muscular (relação EMG-força) tem sido objetivo de pesquisas que empregam essa ferramenta como medida indireta de força muscular<sup>1,2</sup>. Enquanto alguns estudos demonstram uma linearidade nessa relação em músculos pequenos, outros, que avaliaram músculos maiores, demonstram uma relação EMG-força não linear<sup>3-6</sup>. A diferença entre os resultados pode estar relacionada com a variação no recrutamento de unidades motoras durante diferentes níveis de força. Músculos pequenos, quando comparados a músculos maiores, têm menor variação no recrutamento de unidades motoras em diferentes valores de força, o que pode causar maior linearidade entre o aumento da amplitude média do sinal eletromiográfico e o aumento da força<sup>2</sup>.

Além do recrutamento de unidades motoras, a força que um músculo é capaz de produzir pode ser influenciada pelo tipo de contração, pela velocidade de contração e pelo comprimento muscular<sup>7-9</sup>; e, também, depende da máxima ativação muscular voluntária, ou seja, do maior recrutamento de unidades motoras em uma frequência de disparo considerada ideal<sup>10</sup>. Esses fatores podem ser influenciados pelo comprimento muscular pois, dependendo do movimento ou da tarefa realizada, a relação entre comprimento e tensão pode ser menor do que a considerada ideal para gerar força<sup>7,9,10</sup>. Dessa forma, músculos biarticulares podem ser mais susceptíveis a variações no sinal eletromiográfico em relação aos monoarticulares.

No desempenho de uma tarefa, um músculo não atua sozinho. De acordo com a idéia de tarefa de trabalho<sup>11</sup>, o torque produzido durante uma atividade é decorrente de uma ação muscular conjunta, responsável tanto pelo desempenho adequado da tarefa quanto pela distribuição da carga entre a musculatura, ou seja, está baseado na ativação de unidades motoras de diversos músculos e não apenas do

agonista do movimento<sup>12</sup>. Dessa forma, a co-contração muscular também deve ser considerada quando se estuda a relação EMG-força, por ser um fator que pode alterar o sinal eletromiográfico em decorrência da distribuição de força muscular<sup>13</sup>.

Além disso, pesquisas demonstram que existe variação na produção de força entre músculos mono e biarticulares, possivelmente causadas pela diferença na ativação de unidades motoras<sup>12</sup>. Em diferentes ângulos articulares, os músculos sinergistas e antagonistas variam sua relação comprimento-tensão *in vivo*, causando diferenças na ativação de unidades motoras e resultando em alterações no sinal eletromiográfico<sup>14</sup>. Por exemplo, como o tríceps braquial também é um estabilizador articular e a cabeça longa desse músculo é biarticular, sua ativação durante esforços máximos de flexão do antebraço pode alterar a atividade eletromiográfica dos músculos agonistas desse movimento, durante a realização de uma determinada tarefa.

Assim, o nível de torque produzido durante um movimento ou tarefa pode estar relacionado, entre outros fatores, ao nível de ativação de unidades motoras, considerado diferente em músculos mono e biarticulares, e a variações no comprimento muscular, ou seja, na relação comprimento-tensão. Nesse sentido, focalizando músculos dos membros superiores, a hipótese deste trabalho é que haverá uma linearidade para o músculo braquiorradial e uma não-linearidade para os músculos bíceps braquial e tríceps braquial na relação EMG-força em diferentes tarefas. O objetivo deste estudo foi pois avaliar a relação EMG-força de dois músculos flexores do antebraço – a cabeça longa dos músculos bíceps braquial, biarticular, e o braquiorradial, monoarticular – durante o torque isométrico máximo de flexão do antebraço em três diferentes tarefas. Além disso, com o intuito de avaliar a influência da atividade antagonista na relação EMG-força nos flexores do antebraço, a atividade da cabeça longa do músculo tríceps braquial também foi avaliada.

## METODOLOGIA

Este estudo foi desenvolvido no Laboratório de Eletromiografia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba e foi aprovado pelo Comitê de Ética da instituição. Participaram 18 voluntárias sedentárias, com média de idade entre 20 e 30 anos (23,0±2). Todas foram submetidas a uma avaliação física prévia, que constou de anamnese e de testes ortopédicos específicos para assegurar os critérios de inclusão: ausência de restrições na amplitude de movimento das articulações do membro superior, ausência de distúrbios osteomioarticulares ou história de trauma na região do ombro. As voluntárias que apresentaram restrição de movimento na articulação do ombro e/ou presença de arco doloroso durante os movimentos de elevação do braço foram excluídas da pesquisa pelo fato de esses fatores provocarem variações nos padrões eletromiográficos nos diferentes músculos da cintura escapular e braço<sup>15</sup>. Todas assinaram um termo de consentimento esclarecido, de acordo com os requisitos legais.

### Procedimentos e instrumentos

Para avaliar as eventuais alterações que o posicionamento do braço teria sobre a atividade eletromiográfica dos músculos bíceps braquial, tríceps braquial e braquiorradial – e, consequentemente, sobre a relação EMG-força durante o torque isométrico de flexão do cotovelo –, foram propostas três tarefas:

- tarefa FB (flexão do braço) – 90° de flexão do braço, antebraço semi-pronado e fletido em 90°;
- tarefa AB (abdução do braço) – 90° de abdução do braço, antebraço semi-pronado e fletido em 90°;
- tarefa NB (neutra do braço) – posição neutra do braço, ao lado do tronco, com antebraço semi-pronado e fletido em 90°.

Foi utilizado um eletromiógrafo Lynx (Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda). Os sinais mioelétricos foram

captados por eletrodos de superfície ativos simples diferenciais (Lynx), ganho de 20 vezes, compostos por duas barras de prata pura (10x10x2 mm), impedância de 10 GO e CMRR de 130 dB. Um eletrodo de referência retangular (33x31 mm), posicionado na região do punho, foi utilizado para diminuir o efeito de interferências e ruídos de aquisição do sinal eletromiográfico. Para o registro eletromiográfico foram utilizados três canais de um sistema de aquisição de sinais (módulo condicionador de sinais modelo CAD 12/32, Lynx) com aterramento e aquisição simultânea, placa conversora analógico-digital (A/D), 12 bites de resolução dinâmica, frequência de amostragem de 1 KHz e filtro Butterworth com passa-faixa de 10 Hz a 509 Hz. Para monitorar a força produzida pelo torque isométrico de flexão do cotovelo, uma célula de carga modelo MM (Kratos Dinamômetros Ltda.), com capacidade nominal de 100 kgf, foi acoplada ao conversor analógico-digital. Os sinais eletromiográficos e de força foram adquiridos simultaneamente e com a mesma frequência de amostragem (1000 Hz). O programa Aqdados versão 4.18 (Lynx) foi empregado para o tratamento dos sinais eletromiográficos e de força. Para a realização das tarefas foi utilizado um suporte de madeira e couro, com ajuste de altura para que as voluntárias permanecessem sentadas e mantivessem o posicionamento do braço de acordo com a tarefa testada.

A colocação dos eletrodos para o registro do sinal eletromiográfico seguiu as recomendações européias do projeto Seniam<sup>16</sup>. Para normalizar o sinal, este foi coletado durante três contrações isométricas voluntárias máximas (CIVM) em posição de prova de função muscular<sup>17</sup>; cada CIVM durou 4 segundos de duração e foi mantido um intervalo de 2 minutos entre elas para evitar possível fadiga muscular. A atividade elétrica do bíceps braquial, tríceps braquial e

braquiorradial foi registrada durante o torque isométrico máximo de flexão do cotovelo nas três tarefas. Cada voluntária realizou, em cada tarefa, três contrações isométricas máximas mantidas por 4 segundos a intervalos de 2 minutos. A ordem de execução das tarefas foi aleatória, por sorteio prévio.

## Análise dos dados

Os valores da amplitude do sinal eletromiográfico são representados em raiz quadrada da média (*root mean square*, RMS), sugerido entre as possíveis formas de apresentação de tal variável pelas normas de padronização para estudos de EMG de superfície<sup>16</sup>. Os valores eletromiográficos referentes às tarefas NB, FB e AB, usados para calcular a relação EMG-força, foram normalizados pela razão entre o valor médio de RMS obtido nas três contrações de cada músculo em cada tarefa e o valor máximo de RMS obtido nos três registros da CIVM.

Para o cálculo da força, foi considerada atividade eletromiográfica dos flexores do antebraço (EMG flexores) a soma da atividade eletromiográfica do bíceps braquial e do braquiorradial; e considerada a atividade eletromiográfica total (EMG total) a soma dos valores obtidos para os três músculos. O cálculo da força estimada de extensão e de flexão do braço foi feito, respectivamente, pelas seguintes equações: EMG flexores X total de força em cada tarefa/EMG total; EMG tríceps X total de força em cada tarefa/EMG total. Assim, foi possível estimar a força exercida pelos músculos bíceps braquial e braquiorradial (agonistas) e pelo tríceps braquial (antagonista) durante a força máxima obtida em cada tarefa. Para calcular a porcentagem de força de flexão e de extensão em cada tarefa utilizaram-se, respectivamente,

as seguintes equações: força estimada flexores X 100/ força total em cada tarefa; força estimada extensores X 100/ força estimada em cada tarefa. Esses cálculos foram estabelecidos com base em estudo sobre músculos da extremidade inferior<sup>13</sup>, segundo o qual há uma relação linear, ou quase linear, entre a atividade eletromiográfica dos músculos antagonistas e a força realizada pela musculatura agonista.

Na análise estatística, a correlação entre o valor médio de força de flexão do antebraço e o valor médio de RMS normalizado para cada músculo avaliado e para os flexores do cotovelo (somatória da atividade dos músculos bíceps braquial e braquiorradial) foi calculada para cada tarefa pelo coeficiente de correlação de Pearson (CCP), com nível de significância de 5%. O CCP foi considerado aceitável se o valor fosse igual ou maior a 0,80<sup>18</sup>. Para o cálculo do CCP foram usados os valores de RMS normalizados e o valor de força obtido através da média de três torques isométricos máximos de cada tarefa. A comparação entre os valores de RMS normalizados para cada músculo avaliado, para a soma dos flexores do cotovelo, para a força estimada de flexão e de extensão do antebraço nas diferentes tarefas foi feita pela análise de variância (Anova), com nível de significância de 5%. A partir da força de flexão do cotovelo e da somatória da atividade eletromiográfica de todos os músculos em cada tarefa, foi possível estabelecer tanto a porcentagem quanto a força estimada de extensão e de flexão do cotovelo em cada tarefa avaliada.

## RESULTADOS

O coeficiente de correlação de Pearson, utilizado para analisar a relação EMG-força, não mostrou corre-

**Tabela 1** Correlação EMG/força (valores do coeficiente de correlação de Pearson) para os músculos bíceps braquial (BB), braquiorradial (BR) e tríceps braquial (TB), segundo a tarefa (n=18)

Tarefa	Músculo			
	BB	BR	TB	BB+BR
Posição neutra de braço	0,27	0,15	0,04	0,24
Flexão de braço	0,09	0,18	0,50	0,17
Abdução de braço	-0,11	-0,07	0,34	-0,1

\* Seniam, ou *Surface electromyography for the non-invasive assessment of muscles* (Eletromiografia de superfície para avaliação não-invasiva de músculos), é um projeto da União Européia para padronização da metodologia de uso de eletromiografia.

**Tabela 2** Médias e desvios-padrão dos valores de RMS normalizados (UA) e brutos ( $\mu\text{V}$ ) em cada músculo, obtidos nas tarefas posição neutra de braço (NB), flexão de braço (FB) e abdução de braço (AB); n=18

Tarefa	Bíceps braquial		Braquiorradial		Tríceps braquial		Flexores (BB+BR)	
	UA	$\mu\text{V}$	UA	$\mu\text{V}$	UA	$\mu\text{V}$	UA	$\mu\text{V}$
NB	1,55 $\pm$ 1,2	290,20 $\pm$ 158,03	1,20 $\pm$ 0,79	173,16 $\pm$ 152,16	1,31 $\pm$ 0,59*	98,98 110,08	2,75 $\pm$ 1,95	463,36 $\pm$ 225,07
FB	1,45 $\pm$ 0,62	278,63 $\pm$ 218,81	1,22 $\pm$ 0,76	175,89 $\pm$ 142,71	0,73 $\pm$ 0,77	86,22 107,41	2,6 $\pm$ 1,16	454,52 $\pm$ 239,39
AB	1,43 $\pm$ 0,59	284,42 $\pm$ 204,74	1,05 $\pm$ 0,59	147,99 $\pm$ 128,85	0,73 $\pm$ 0,87	98,96 113,27	2,48 $\pm$ 1,02	426,62 $\pm$ 201,38

UA: unidade arbitrária; BB = bíceps braquial; BR = braquiorradial; \* p<0,05

**Tabela 3** Médias e desvios-padrão dos valores da força (em kgf) estimada de flexão e de extensão do antebraço e dos percentuais (%) dessas forças nas tarefas posição neutra de braço (NB), flexão de braço (FB) e abdução de braço (AB); n=18

Tarefa	Força total	Força estimada flexão	Força estimada extensão	% Força flexão	% Força extensão
NB	10,73 $\pm$ 4,33	7,01 $\pm$ 3,34	3,72 $\pm$ 2,12	64,86 $\pm$ 14,76	35,14 $\pm$ 14,76
FB	8,21 $\pm$ 2,67	6,29 $\pm$ 2,31	1,93 $\pm$ 1,93	78,93 $\pm$ 18,60	21,07 $\pm$ 18,0
AB	8,56 $\pm$ 3,26	6,57 $\pm$ 2,85	6,57 $\pm$ 2,85	78,92 $\pm$ 18,44	21,08 $\pm$ 18,44

kgf: quilograma-força; \*p<0,05

lação entre a amplitude eletromiográfica e os valores de força em qualquer das tarefas avaliadas. O menor valor de correlação foi o do músculo bíceps braquial na posição de abdução do braço e o maior valor foi o do músculo tríceps braquial na flexão do braço (Tabela 1).

A análise de variância mostrou não haver diferença estatisticamente significativa entre os valores de RMS normalizados dos músculos bíceps braquial, braquiorradial e dos flexores do braço entre as tarefas. Porém, mostrou diferença estatisticamente significativa para o músculo tríceps braquial na tarefa NB em relação às tarefas FB e AB (Tabela 2).

Não houve diferença estatisticamente significativa para os valores de força total, força estimada de flexão, força estimada de extensão e porcentagem de força flexora entre as tarefas. Houve, porém, diferença na força estimada de extensão entre as três tarefas (Tabela 3).

## DISCUSSÃO

Os resultados deste estudo demonstram que durante as tarefas avaliadas não houve linearidade entre os valores da atividade eletromiográfica e os valores de força, ou seja, na relação EMG-força,

para os músculos bíceps braquial e tríceps braquial confirmando a hipótese inicial deste trabalho. Entretanto, o músculo braquiorradial não demonstrou uma linearidade nessa relação, como esperado nesta pesquisa, possivelmente por ser monoarticular e não ter seu comprimento alterado durante as tarefas. Também foi verificado que a posição do braço durante as tarefas avaliadas não influenciou a resposta eletromiográfica dos músculos estudados. Quanto aos valores de força analisados, apenas a força estimada de extensão no movimento de flexão do antebraço apresentou diferença significativa entre as tarefas.

Em relação aos valores de força total, força estimada e porcentagem de força estimada, não houve diferença para os músculos agonistas, o que pode ser decorrente da pouca variação no comprimento muscular e no braço de alavanca do bíceps braquial e do braquiorradial entre as tarefas. Entretanto, houve diferença estatisticamente significativa nos valores de força estimada de extensão, que pode ser justificado por variações no posicionamento do braço em relação à força de gravidade, que exigiram diferentes níveis de força do músculo tríceps braquial para estabilizar a articulação do cotovelo em cada tarefa.

Os valores de CCP foram inferiores a 0,60, indicando a não-correlação entre os dados eletromiográficos e a produção de força. Esses resultados concordam com estudos anteriores que não encontraram linearidade EMG-força em músculos de tamanho maior, como o bíceps braquial e o tríceps braquial, quando comparados a músculos menores, como os interosseos dorsais e o abductor do polegar<sup>4-6</sup>.

Estudos feitos em músculos predominantemente constituídos por fibras do tipo I sugerem uma relação linear ou quase linear entre EMG e força<sup>19</sup>. Músculos com constituição mais homogênea têm maior uniformidade no tamanho das unidades motoras em relação àqueles com constituição mais heterogênea, gerando diferentes recrutamentos musculares e, conseqüentemente, diferenças na amplitude eletromiográfica<sup>20</sup>. Os músculos analisados nesta pesquisa são de constituição mista, possível justificativa para a não-linearidade na relação EMG-força, pois geram diferentes recrutamentos de unidades motoras e, conseqüentemente, diferenças na produção de força<sup>19</sup>.

Diferenças no recrutamento de unidades motoras também pode ser uma justificativa para os distintos valores de atividade eletromiográfica encontrados entre músculos mono e biarticulares na mesma tarefa e/ou exercício estudado<sup>9,10,12</sup>. Porém, os resultados desta pesquisa demonstram que a comparação dos valores médios de RMS entre os músculos bíceps braquial e braquiorradial não demonstrou diferença estatisticamente significativa, independente do posicionamento do braço. Essa ausência de diferença pode ser justificada pelo fato de o braquiorradial ser monoarticular e, assim, as diferentes posições de teste não alteraram sua atividade eletromio-

gráfica, por não ter alterado seu comprimento muscular. Apesar de ter havido variações no comprimento do músculo bíceps braquial, essa variação pode não ter sido suficiente para causar alterações no sinal eletromiográfico, pois mesmo estando alongado em relação a sua inserção na escápula e com maior registro de força encontrado com o braço em posição neutra, nenhuma diferença foi observada nos registros eletromiográficos. Outra justificativa para a similaridade entre esses valores seria a análise de apenas um valor de torque isométrico máximo. Talvez, em contrações submáximas, alterações pudessem ser observadas.

Como a atividade de músculos sinergistas e antagonistas podem influenciar a atividade eletromiográfica e a relação EMG/força, foi analisada a atividade eletromiográfica do músculo tríceps braquial na força de flexão do antebraço. Os resultados mostram que a atividade eletromiográfica desse músculo na tarefa NB foi maior em relação às demais. Apesar de não-significativa, o torque isométrico realizado na tarefa NB foi maior e isso pode ter ocasionado maior recrutamento do tríceps braquial para manter a estabilidade articular, justificando sua maior atividade nessa tarefa.

Ainda em relação à atividade muscular, encontramos na literatura pesquisas que sugerem outros fatores que poderiam influenciar a atividade

eletromiográfica de músculos motores primários, dentre os quais a semelhança no posicionamento do voluntário durante as tarefas e/ou exercícios realizados e o valor de carga utilizado<sup>21,22</sup>. Entretanto, Lephart e Henry<sup>23</sup> sugerem que a direção da carga, se axial ou rotacional, seria outro fator a ser considerado.

A semelhança encontrada na atividade eletromiográfica nesta pesquisa concorda com Dillman *et al.*<sup>21</sup> e Blackard *et al.*<sup>22</sup>, mas discorda dos achados de Oliveira *et al.*<sup>24</sup> e Oliveira *et al.*<sup>25</sup>. Uma consideração a ser feita é que os exercícios realizados por Dillman *et al.*<sup>21</sup> e Blackard *et al.*<sup>22</sup> são isotônicos, variável que pode ter influenciado a diferença entre os resultados. Ainda, as tarefas realizadas nesta pesquisa foram feitas com carga rotacional, o que pode ter causado as divergências com os resultados obtidos por Oliveira *et al.*<sup>24</sup> e Oliveira *et al.*<sup>25</sup>, que utilizaram carga axial. Esses achados sugerem que, em contrações isométricas, a direção da carga, se axial ou rotacional, pode influenciar a atividade eletromiográfica e alterar a relação EMG-força.

Dessa forma, a associação entre diferentes comprimentos musculares e nível de esforço empregado para realizar uma tarefa ou um movimento<sup>26</sup>, a direção da carga, se axial ou rotacional<sup>23</sup>, e a ativação da musculatura sinergista<sup>9</sup> podem causar alterações no recrutamento e nas taxas de disparo de unidades motoras e, portanto, in-

fluenciar a relação EMG-força. Entretanto, esta pesquisa não avaliou diferentes níveis de torque isométrico e possíveis alterações na relação EMG-força em tarefas feitas com carga rotacional em comparação a tarefas com carga axial. A análise de outros músculos sinergistas também possibilitaria melhor compreensão da influência desses músculos durante as tarefas avaliadas. Dessa forma, pesquisas futuras que abordem esses procedimentos experimentais poderão auxiliar na melhor compreensão de fatores que interferem na relação EMG-força.

## CONCLUSÃO

As tarefas avaliadas não permitiram estabelecer uma linearidade na relação EMG-força. Não foi encontrada diferença estatisticamente significativa entre a atividade eletromiográfica e a porcentagem de força exercida pela musculatura agonista e antagonista nas tarefas propostas, sugerindo que a alteração de posicionamento do braço não influenciou a porcentagem de força exercida nem a atividade eletromiográfica dos músculos avaliados, com exceção do tríceps braquial durante a tarefa em posição neutra de braço (NB). Dessa forma, em isometria, as tarefas avaliadas podem ser empregadas para ativar os músculos bíceps braquial e braquiorradial, sendo a tarefa NB a mais indicada para ativar o músculo tríceps braquial.

## REFERÊNCIAS

- 1 Basmajian JV, De Luca CJ. Muscle alive: their function revealed by electromyography. Baltimore: Williams & Wilkins, 1985.
- 2 Zhou P, Rymer WZ. Muscle force and the EMG: a simulation study factors governing the form of the relation between muscle force and the EMG. *Neurophysiol.* 2004;92:2878-86.
- 3 Perry J, Bekey GA. EMG-force relationships in skeletal muscle. *Crit Rev Biomed Eng.* 1981;7(1):1-22
- 4 Lawrence JH, De Luca CJ. Myoelectric signal vs force relationship in different human muscle. *J Applied Physiol.* 1983;54:1653-9.
- 5 Woods JJ, Bigland-Ritchie B. Linear and non-linear surface EMG/force relationships in human muscles: an anatomical/functional argument for the existence of both. *Am J Phys.* 1983;62(6):287-99.
- 6 Solomonow M, Baratta R, Shoji H, D'Ambrosia R. Electromyogram power spectra frequencies associated with motor unit recruitment strategies. *J Appl Physiol.* 1990;68(3):1177-85.
- 7 De Luca CJ. A use of surface electromyography in Biomechanics. *J Appl Biomech.* 1997;13:135-63.

- 8 Babault N, Pousson M, Michaut A, Van Hoecke J. Effect of quadriceps femoris muscle length on neural activation during isometric and concentric contractions. *J Appl Physiol.* 2003;94:983-90.
- 9 Kennedy PM, Cresswell AG. The effect of muscle length on motor-unit recruitment during isometric plantar flexion in humans. *Exp Brain Res.* 2001;137:258-64.
- 10 Becker R, Awiszus F. Physiological alterations of maximal voluntary quadriceps activation by changes of knee joint angle. *Muscle Nerve.* 2001;24:67-72.
- 11 Loeb GE. Motoneurone task groups: coping with kinematic heterogeneity. *J Exp Biol.* 1985;115:137-46.
- 12 Groeningen, CJJE, Nijhof EJ, Vermeule FM, Erkelens, CJ. Relation between torque history, firing frequency, recruitment levels and force balance in two flexors of the elbow. *Exp Brain Res.* 1999;129:592–604.
- 13 Alkner BA, Tesch PA, Berg H. Quadriceps EMG/force relationship in knee extension and leg press. *Biodynamics.* 1999;32(2):459-63.
- 14 Rassier DE, Macintosh BR, Herzog W. Length dependence of active force production in skeletal muscle. *J Appl Physiol.* 1999;86(5):1445-57.
- 15 Kelly BT, Kirkendall DT, Levy AS, Speer KP. Current research on muscle activity about the shoulder. *Instr Cours Lect.* 1997;4:53-66.
- 16 Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for EMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000;10(5):361-74.
- 17 Kendall FP, McCrary EK, Provance PG. *Músculos: provas e funções.* São Paulo: Manole; 1995.
- 18 Currier DP. *Elements of research in physical therapy.* Baltimore: Williams & Wilkins; 1990.
- 19 Bigland-Ritchie B. EMG/force relations and fatigue of human voluntary contractions. *Exerc Sport Scienc Rev.* 1981;9:75-117.
- 20 Kukulka CG, Clamann P. Comparison of the recruitment and discharge properties of motor units in human brachial biceps and adductor pollicis during isometric contractions. *Brain Res.* 1981;219:45-55.
- 21 Dillman CJ, Murray TA, Hintermeister RA. Biomechanical differences of open and closed chain exercise with respect to the shoulder. *J Sports Rehabil.* 1994;3:228-38.
- 22 Blackard DO, Jensen RL, Ebben WP. Use of the EMG analysis in challenging kinetic chain terminology. *Med Sci Sports Exerc.* 1999;31(3):443-8.
- 23 Lephart SM., Henry TJ. The physiological basis for open and closed chain rehabilitation for the upper extremity. *J Sports Rehabil.* 1996;5:71-87.
- 24 Oliveira AS, Freitas CMS, Monaretti FH, Ferreira F, Noguti R, Bérzin F. Avaliação eletromiográfica de músculos da cintura escapular e braço durante exercícios com carga axial e rotacional. *Rev Bras Med Esporte.* 2006;12:1-5.
- 25 Oliveira AS, Carvalho MM, De Brum DPC. Activation of the shoulder and arm muscles during axial load exercises on a stable base of support and on a medicine ball. *J Electromyogr Kinesiol.* 2007;18(3):472-9.
- 26 Pasquet B, Carpentier A, Duchateau J. Change in muscle fascicle length influences the recruitment and discharge rate of motor units during isometric contractions. *J Neurophysiol.* 2005; 94:3126-33.