

ESTUDO ELETROMIOGRÁFICO DOS MÚSCULOS DELTOIDE, PEITORAL MAIOR E TRÍCEPS BRAQUIAL DE NADADORES DURANTE CONTRAÇÕES BILATERAIS REALIZADAS EM EXERCÍCIO MULTIARTICULAR COM CARGAS VARIADAS

APARELHO LOCOMOTOR
NO EXERCÍCIO E NO ESPORTE



Artigo Original

ELECTROMYOGRAPHIC STUDY OF THE DELTOID, PECTORALIS MAJOR AND TRICEPS BRACHIAL MUSCLES IN SWIMMERS DURING BILATERAL CONTRACTIONS PERFORMED IN MULTI-JOINT EXERCISE WITH DIFFERENT LOADS

Fernando Nazário-de-Rezende^{1,3}
Gilmar da Cunha Sousa²
Eduardo G. Haddad²
Vanessa S. de Oliveira¹
Robson da Silva Medeiros¹
Guilherme Goulart de Agostini²
Moacir Marocolo³

1. FISIOL₂EX – Centro de Pesquisa e Avaliação Física em Performance Humana da Universidade Presidente Antônio Carlos – UNIPAC – Uberlândia, MG, Brasil.

2. CENESP – NIAFIS – FAEFI – UFU – Universidade Federal de Uberlândia.

3. UFTM – Programa de Mestrado em Educação Física da Universidade Federal do Triângulo Mineiro – Uberaba – MG, Brasil.

Correspondência:

Rua Arlindo Sousa Monteiro, n.120 - B. Jardim Finotti
CEP 38408074 - Uberlândia-MG, Brasil.
E-mail: Nazario_rezende@hotmail.com

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi comparar a atividade elétrica do músculo deltoide (porção média), peitoral maior (porção clavicular) e tríceps braquial (cabeça longa) durante contração bilateral realizada num aparelho multiarticular de desenvolvimento articulado convergente, com 40% e 80% da carga voluntária máxima (CVM), em 11 nadadores do gênero masculino (idades entre 15 e 23 anos, peso 70 ± 4 kg, estatura 183 ± 6 cm e tempo de prática do esporte de 10 ± 4 anos) treinados em exercícios resistidos. Os sinais eletromiográficos (EMG) foram captados através da colocação de eletrodos ativos de superfície diferenciais de ganho de 20 vezes, composto por duas barras retangulares paralelas da *EMG System* do Brasil, um eletrodo de referência (terra), e um módulo condicionador de sinais (eletromiógrafo), com aquisição simultânea de até oito canais diferenciais, filtro com faixa de passagem de 20Hz a 5Hz, estágio amplificador ajustável, possibilitando ganhos entre 100 e 4.960 vezes, impedância de entrada de canais de $10G\Omega$ em módulos diferencial e CMRR de 93db a 60Hz, e um sistema de aquisição de dados (AIC-EMG) que forneceu dados numéricos em RMS (raiz quadrada da média) para análise dos resultados. Cada sinal coletado captou apenas a fase concêntrica do movimento e o mesmo teve duração de três segundos. Diante dos resultados (teste U de Mann-Whitney, Friedman e Wilcoxon) conclui-se que, em termos práticos de prescrição e periodização do treinamento neuromuscular, as contrações bilaterais realizadas no aparelho desenvolvimento articulado convergente são eficientes visando recrutamento ($80\% > 40\%$) dos músculos deltoide médio, peitoral maior (porção clavicular) e tríceps braquial (cabeça longa), sendo evidenciadas diferenças entre o membro dominante e o não dominante apenas para o tríceps braquial dominante com a carga de 80% da CVM nestes atletas nadadores com histórico de treinamento com pesos.

Palavras-chave: EMG, desenvolvimento, exercício resistido, nadadores.

ABSTRACT

The objective of this study was to compare the electrical activity of the deltoid (middle portion), pectoralis major (clavicular portion) and triceps (long head) muscles during bilateral contraction performed in a multi-articulated joint shoulder-press convergent machine with 40% and 80% maximum voluntary load (MVL) in 11 male swimmers (15 to 23 years, 70 ± 4 kg, 183 ± 6 cm and 10 ± 4 years time practice in sport), trained in resistance exercise. Electromyographic signals (EMG) were obtained by placing surface active differential electrodes (20x gain), composed of two parallel rectangular bars (EMG System, Brazil®). A data acquisition system (EMG-AIC) which provided numerical data in RMS (Root Mean Square) to analyze the signals composed by a reference electrode (ground) and a signal conditioning module (EMG) with simultaneous acquisition of up to 8 differential channels (band-pass filter 5-20 Hz), adjustable amplifier stage, allowing gains between 100 and 4960 times, channel input impedance $10G\Omega$ in differential modules and CMRR of 93 dB/60 Hz was used. Only the concentric phase (3 seconds duration) in each EMG signal collected was recorded. After the tests (Mann-Whitney U test, Friedman and Wilcoxon) were applied, it was concluded that for prescription and periodization of the neuromuscular training, bilateral contractions performed in the shoulder-press apparatus are efficient at aiming muscular recruitment ($80\% > 40\%$) of middle portion of the deltoid, pectoralis major (clavicular portion), and triceps brachii (long head) muscles, evidencing differences between dominant and non-dominant limbs only for the dominant brachial triceps in 80% of MVL in swimmers trained in resistance exercises.

Keywords: EMG, development, resistance exercise, swimmers.

INTRODUÇÃO

No passado, programas de treinamento resistido eram baseados nas experiências do treinador ou atleta, e havia uma resistência à aplicação da ciência como suporte nos programas de treino resistido que confundiu tanto os atletas principiantes como também os experientes¹. Realmente, a ciência esteve lenta para validar as práticas adotadas no treino resistido.

Nos últimos anos, muitos pesquisadores têm-se dedicado ao estudo científico dos efeitos de diferentes tipos de treinamento de força no homem, visando a validação de exercícios básicos para programas de condicionamento físico de atletas e não atletas²⁻⁶. Nestes trabalhos, uma série de comparações entre os músculos deltoide, peitoral maior e tríceps tem sido realizada, assim como comparações entre as diferentes porções de um único músculo^{2,7}.

Dentro do esporte alguns trabalhos eletromiográficos abordaram a participação dos músculos peitoral maior, grande dorsal, deltoide dentre outros músculos, em simulador de remo⁸ e em nadadores de diferentes categorias, simulando exercícios unilaterais do estilo costas e *crawl*^{9,10}. Entretanto, com a crescente utilização de exercícios resistidos por parte de atletas da natação visando maiores níveis de força e melhoria da *performance*, torna-se necessário novas investigações sobre esta modalidade de exercícios e a atuação de diferentes músculos durante a realização dos mesmos.

Portanto, o objetivo deste estudo foi comparar os sinais eletromiográficos emitidos pelos músculos deltoide médio, peitoral maior (porção clavicular) e músculo tríceps braquial (cabeça longa) do membro dominante e não dominante de 11 nadadores durante contrações bilaterais no exercício desenvolvimento articulado convergente.

METODOLOGIA

Amostra

Participaram deste estudo 11 nadadores do gênero masculino praticantes de exercício resistido, com idades entre 19 ± 4 anos, massa corporal 70 ± 4 kg, estatura 183 ± 6 cm e tempo de prática do esporte de 10 ± 4 anos, sendo os exercícios resistidos parte integrante do treinamento dos mesmos. Os voluntários não apresentavam histórico de doenças osteomioarticulares que pudessem interferir nos resultados.

Teste de carga voluntária máxima

Todos os voluntários foram submetidos um dia antes da coleta a um teste de carga voluntária máxima (CVM) bilateral concêntrico realizado segundo Nazário-de-Rezende *et al.*¹¹. A carga adotada para o estudo foi de 40% e 80% da CVM, intensidade esta que todos os voluntários se submetiam durante as sessões anuais de treinamento.

Procedimentos gerais

Antes de realizar os registros eletromiográficos, os voluntários receberam informações sobre a pesquisa e foram submetidos a procedimentos de familiarização. Os voluntários passaram por explicações e simulações sobre a postura mais adequada para realização do exercício, posição inicial e final de cada movimento, velocidade da execução e o comando verbal dado pelo operador do eletromiógrafo. Em seguida, assinaram um termo de consentimento de participação no estudo e publicação dos resultados de acordo com a resolução n° 196/96 do Conselho Nacional de Saúde.

Com intuito de estabelecer uma preparação muscular específica, os voluntários executaram três séries com 15 repetições sem carga.

Eletrodo

Para captação da atividade elétrica (EMG) dos músculos foram realizadas limpeza e tricotomia da pele. Os eletrodos utilizados foram de superfície ativos diferenciais simples (Lynx Eletronics Ltda., São Paulo, SP, Brasil), compostos por duas barras retangulares paralelas, de prata

pura (Ag), cada uma com 10mm de comprimento, 1mm de largura e distanciadas 10mm entre si; cápsula de resina acrílica de 20mm de largura por 41mm de comprimento e 5mm de espessura; cabo de 1m de comprimento; ganho de 20 vezes; índice de rejeição pela modulação comum (CMRR – *common mode rejection ratio*) de 84dBn e um eletrodo Terra Placa (Bio-logic Systems Corp. – SP Médica, Científica e Comercial Ltda., São Paulo, SP, Brasil), composto por um disco de aço inoxidável, medindo 30mm de diâmetro e 1,5mm de espessura e cabo de 1m anexado, que foi posicionado na cabeça da ulna dos voluntários, com intuito de eliminar interferências externas¹².

Os eletrodos foram fixados sobre a pele, nos músculos deltoides médios posicionados aproximadamente a 4 ± 2 cm distantes da margem lateral do acrômio, numa região em que se tornava nítido um maior volume do ventre muscular. Para o músculo tríceps braquial (cabeça longa), os eletrodos foram fixados segundo Sousa *et al.*², a 10 ± 1 cm acima do olecrano. Para o peitoral maior (porção clavicular) foi realizada uma manobra de ativação e o eletrodo foi posicionado no ponto de maior volume do ventre muscular.

Eletromiógrafo

A coleta EMG dos músculos estudados foi obtida por meio de um módulo condicionador de sinais (eletromiógrafo), com aquisição simultânea de até oito canais diferenciais, impedância de entrada de canais de $10G\Omega$ em módulos diferenciais, 12 *bits* de resolução, filtro com faixa de passagem de 20Hz a 5Hz e RRM de 93db a 60Hz, faixa de entrada de -10 a $+10$ v e um sistema de aquisição de dados (AIC-EMG) que forneceu dados numéricos em RMS (raiz quadrada da média) para análise dos resultados. O eletromiógrafo foi ajustado com ganho de 4.960 vezes, garantindo assim a amplificação necessária para o processo de conversão analógica-digital e número de amostra de 6.000 e frequência por canal de 2.000Hz, resultando num tempo total de aquisição de três segundos.

Equipamento de desenvolvimento articulado convergente

Para a determinação da carga em uma repetição máxima (1RM) e execução do exercício bilateral, foi utilizado para o estudo um aparelho denominado desenvolvimento articulado convergente, da marca MASTER. Tal máquina simula o desenvolvimento realizado com alteres.

Realização do movimento

Os voluntários se posicionaram no aparelho, sentados com o tronco e cabeça apoiados no encosto e os pés posicionados no solo. Após a seleção da carga com o voluntário já posicionado, foram fixados os eletrodos sobre os músculos estudados. O movimento iniciava com os braços do voluntário em semiabdução, os antebraços em flexão no plano frontal, as mãos posicionadas em pronação e a cabeça ereta com os olhos voltados para frente (figura 1).

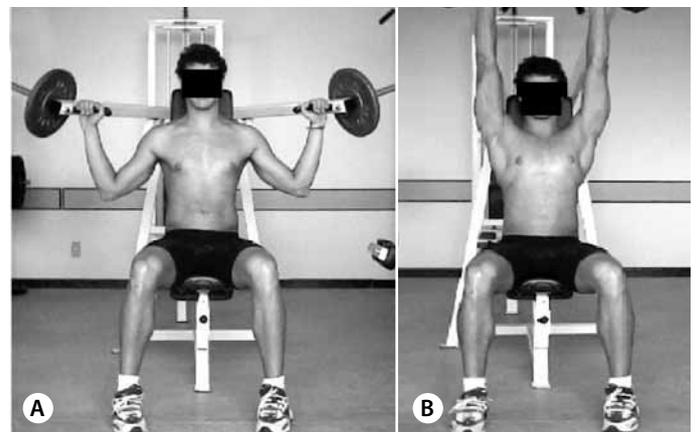


Figura 1. Exercício de desenvolvimento articulado convergente: início do movimento bilateral (A) e término do movimento bilateral (B).

O movimento ocorreu com a abdução do braço e a extensão do antebraço simultaneamente acompanhando o trajeto permitido pela máquina, sendo esta a fase concêntrica do exercício que teve duração de três segundos.

Os sinais elétricos nos testes bilaterais foram captados primeiramente com 40% e logo após a 80% da CVM apenas na fase concêntrica. Foram realizadas cinco tentativas para melhor reprodutibilidade, maximizar a precisão da coleta e análise estatística.

Intervalo de recuperação

Foi determinado que os voluntários no dia anterior dos registros EMG não realizassem nenhum tipo de treinamento com intuito de evitar possíveis efeitos da fadiga e alterações nos resultados¹¹.

Os voluntários, após o término do movimento, permaneceram sentados, mantiveram os membros superiores para baixo paralelos ao tronco e relaxados durante cinco minutos de descanso entre as tentativas, tanto para os registros EMG quanto para os testes de CVM, a fim de evitar ou minimizar os efeitos da fadiga¹³ e repor suas fontes energéticas¹⁴.

Goniômetro

Para mensuração dos ângulos da articulação do joelho e cotovelo¹⁵, foi utilizado um goniômetro universal de plástico da marca CARCI com 35cm de comprimento, utilizado antes da execução dos testes, quando o voluntário já se encontrava posicionado no aparelho.

Para a articulação do joelho, o parafuso do goniômetro foi colocado sobre o côndilo lateral do fêmur, alinhado lateralmente no eixo longitudinal da coxa, desde o trocanter maior até o côndilo lateral e no eixo entre a cabeça da fíbula até o maléolo lateral. Na articulação do cotovelo, o goniômetro foi alinhado ao longo da linha média lateral do úmero, da cabeça do úmero até o epicôndilo lateral e da linha média do rádio até o processo estilóide do rádio.

Os ângulos articulares dos membros superiores e inferiores, no início do movimento, não foram exatamente delimitados, porém as posições da articulação do joelho ($106^\circ \pm 5^\circ$) e do cotovelo ($105^\circ \pm 5^\circ$) foram semelhantes àquelas adotadas em suas rotinas de treinamento.

ANÁLISE ESTATÍSTICA

Com intuito de verificar a existência ou não de diferenças significativas entre as medidas dos três músculos com carga de 40% e 80% para os 11 nadadores, foi aplicado o teste de Wilcoxon e teste *t* de Student aos dados em questão, sendo o nível de significância estabelecido em 0,05 ou 5% em uma prova bilateral.

RESULTADOS

A média da atividade elétrica dos músculos estudados está representada nas tabelas 1, 2, 3 e 4. Nota-se que quando analisada a carga de 40% de 1RM (tabela 1 e figura 2), os valores médios do sinal EMG da soma dos membros dominantes e não dominantes para os músculos deltoide, peitoral e tríceps foram de 63,3%, 24% e 12,6%, respectivamente, valores estes significativamente diferentes. Ao analisarmos a soma EMG do deltoide direito e esquerdo e compará-la com a soma da atividade EMG do peitoral. Foram encontradas diferenças significativas na carga de 40% de 1RM entre a soma do deltoide comparada com a soma do peitoral ($p = 0,004$), entre a soma do deltoide com a soma do tríceps ($p = 0,003$) e a soma do peitoral com a soma do tríceps ($p = 0,009$). Quando comparados o membro dominante com o não dominante, não foi encontrada diferença significativa entre os mesmos (tabelas 2, 3 e figura 3, 4).

Quando analisada a carga de 80% de 1RM (tabela 4 e figura 5), os valores médios do sinal EMG da soma dos membros dominantes e não dominantes para os músculos deltoide, peitoral e tríceps foram de 50,5%, 35,9% e 13,5%, respectivamente, valores estes significativamente diferentes. Nas cargas de 80% encontramos diferenças significativas entre a soma EMG dos músculos deltoides comparada com a soma

do peitoral ($p = 0,036$), entre a soma do deltoide com a soma com tríceps ($p = 0,000$) e a soma do peitoral com a soma do tríceps ($p < 0,001$). Conforme demonstrado na figura 4 e tabela 2, ao compararmos o membro dominante com o não dominante, não foram encontradas diferenças significativas, exceto para o tríceps, cujo lado dominante apresentou maior sinal EMG ($p = 0,016$).

Comparando-se a atividade cinesiológica intermuscular bilateral, os resultados apresentados nas figuras 3 e 4 foram estatisticamente os mesmos com ambas as cargas (40% e 80%), tendo o músculo deltoide apresentado maior atividade seguido pelo peitoral e tríceps ($p = 0,003$).

Tabela 1. Valores expressos em RMS (μv) da atividade elétrica dos músculos deltoide dominante (DD), deltoide não dominante (DND), peitoral dominante (PD), peitoral não dominante (PND), tríceps dominante (TD) e tríceps não dominante (TND) dos 11 nadadores com 40% da CVM.

| Voluntário | Contração muscular (expressa em μv) | | | | | |
|--------------|---|------------------|-----------------|------------------|-----------------|-----------------|
| | DD | DND | PD | PND | TD | TND |
| 1 | 620 | 893 | 115 | 170 | 136 | 111 |
| 2 | 776 | 409 | 306 | 581 | 238 | 256 |
| 3 | 616 | 667 | 302 | 216 | 212 | 160 |
| 4 | 710 | 420 | 295 | 295 | 350 | 169 |
| 5 | 604 | 1.137 | 105 | 151 | 106 | 166 |
| 6 | 1.241 | 439 | 200 | 195 | 111 | 102 |
| 7 | 415 | 556 | 447 | 644 | 53 | 58 |
| 8 | 407 | 583 | 321 | 173 | 171 | 116 |
| 9 | 376 | 785 | 285 | 372 | 86 | 95 |
| 10 | 2.134 | 965 | 261 | 269 | 204 | 127 |
| 11 | 531 | 962 | 225 | 251 | 113 | 93 |
| Média | 766 ± 513 | 711 ± 253 | 260 ± 97 | 302 ± 167 | 162 ± 85 | 132 ± 54 |

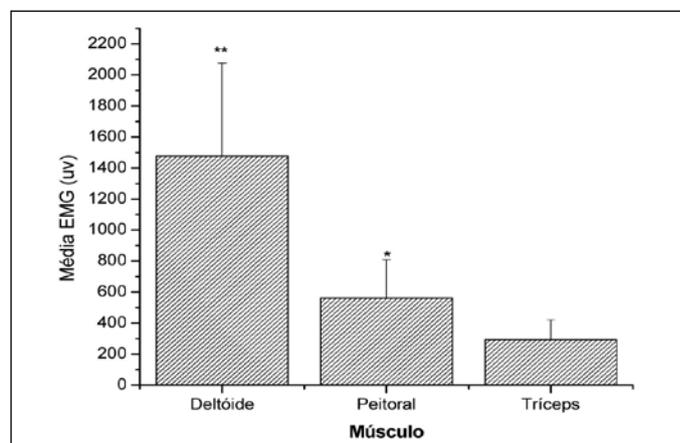


Figura 2. Valores expressos em RMS (μv) da atividade elétrica média somada dos músculos deltoide dominante com deltoide não dominante, peitoral dominante e peitoral não dominante e tríceps dominante mais tríceps não dominante dos 11 nadadores com 40% da CVM.

*significância de 0,05.

Tabela 2. Valores expressos em RMS (μv) da atividade elétrica dos músculos deltoide dominante (DD), deltoide não dominante (DN), peitoral dominante (PD), peitoral não dominante (PN), tríceps dominante (TD) e tríceps não dominante dos 11 nadadores com 80% da CVM.

| Voluntário | Contração muscular (expressa em μv) | | | | | |
|--------------|---|------------------|------------------|------------------|------------------|-----------------|
| | DD | DND | PD | PND | TD | TND |
| 1 | 988 | 653 | 826 | 746 | 276 | 223 |
| 2 | 1.153 | 551 | 639 | 949 | 429 | 323 |
| 3 | 784 | 1.070 | 713 | 674 | 404 | 261 |
| 4 | 851 | 673 | 784 | 907 | 312 | 282 |
| 5 | 987 | 1.417 | 396 | 415 | 210 | 240 |
| 6 | 1.239 | 751 | 554 | 434 | 176 | 215 |
| 7 | 756 | 532 | 795 | 1.070 | 99 | 91 |
| 8 | 756 | 774 | 573 | 774 | 340 | 275 |
| 9 | 578 | 1.245 | 588 | 789 | 273 | 171 |
| 10 | 2.068 | 1.124 | 661 | 630 | 324 | 205 |
| 11 | 1.146 | 913 | 569 | 450 | 268 | 242 |
| Média | 1.028 ± 400 | 882 ± 295 | 645 ± 128 | 713 ± 218 | 283* ± 96 | 230 ± 62 |

*significância de 0,05.

Tabela 3. Valores expressos em RMS (μv) da atividade elétrica média somada do músculo deltoide dominante com o deltoide não dominante, peitoral dominante com peitoral não dominante, tríceps dominante (TD) e tríceps não dominante dos 11 nadadores com 40% da CVM.

| Voluntário | Músculos | | |
|----------------------------|---------------------------------------|------------------------------------|---------------------------------|
| | Deltoide | Peitoral | Tríceps |
| 1 | 1.513 | 285 | 247 |
| 2 | 1.185 | 887 | 494 |
| 3 | 1.283 | 518 | 372 |
| 4 | 1.130 | 590 | 519 |
| 5 | 1.741 | 256 | 272 |
| 6 | 1.680 | 395 | 213 |
| 7 | 971 | 1.091 | 111 |
| 8 | 990 | 494 | 287 |
| 9 | 1.161 | 657 | 181 |
| 10 | 3.099 | 530 | 331 |
| 11 | 1.493 | 476 | 206 |
| Média/desvio padrão | 1.477** \pm 598,3 | 562* \pm 246,7 | 294 \pm 127 |

*significância de 0,05.

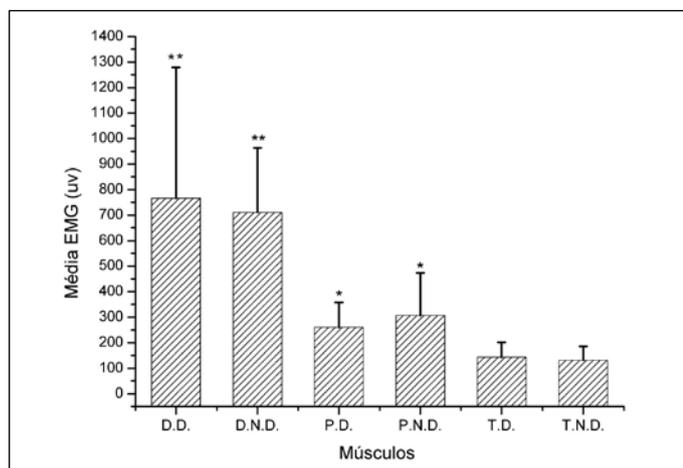


Figura 3. Valores expressos em RMS (μv) da atividade elétrica dos músculos deltoide dominante (DD), deltoide não dominante (DND), peitoral dominante (PD), peitoral não dominante (PND), tríceps dominante (TD) e tríceps não dominante (TND) dos 11 nadadores com 40% da CVM.

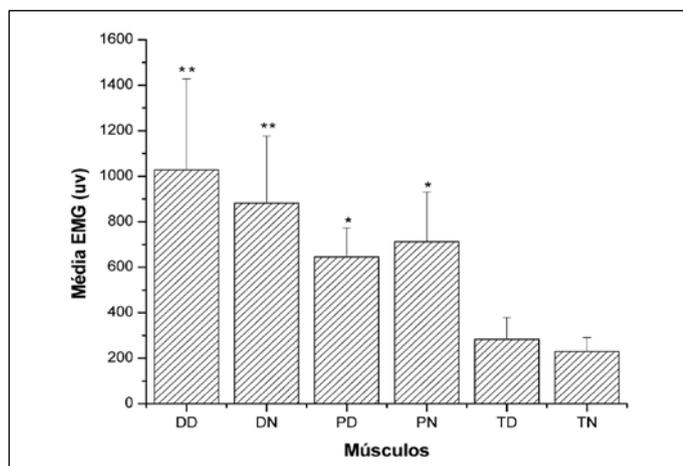


Figura 4. Valores expressos em RMS (μv) da atividade elétrica dos músculos deltoide dominante (DD), deltoide não dominante (DN), peitoral dominante (PD), peitoral não dominante (PN), tríceps dominante (TD) e tríceps não dominante dos 11 nadadores com 80% da CVM.

DISCUSSÃO

A atividade muscular sempre se expressa através da ação conjunta dos músculos, não sendo possível que um movimento ocorra devido à ação de um músculo isoladamente. Portanto, avaliar ou analisar ações musculares em um exercício multiarticular pela observação da atuação de músculos agonistas, antagonistas e sinergistas oferece um parâ-

Tabela 4. Valores expressos em RMS (μv) da atividade elétrica média somada do músculo deltoide dominante com o deltoide não dominante, peitoral dominante com peitoral não dominante, tríceps dominante e tríceps não dominante dos 11 nadadores com 80% da CVM.

| Voluntário | Músculos | | |
|----------------------------|---------------------------------------|--------------------------------------|-----------------------------------|
| | Deltoide | Peitoral | Tríceps |
| 1 | 1.641 | 1.572 | 499 |
| 2 | 1.704 | 1.588 | 752 |
| 3 | 1.854 | 1.387 | 665 |
| 4 | 1.524 | 1.691 | 594 |
| 5 | 2.404 | 811 | 450 |
| 6 | 1.990 | 988 | 391 |
| 7 | 1.288 | 1.865 | 190 |
| 8 | 1.530 | 1.347 | 615 |
| 9 | 1.823 | 1.377 | 444 |
| 10 | 3.192 | 1.291 | 529 |
| 11 | 2.059 | 1.019 | 510 |
| Média/desvio padrão | 1.910** \pm 521,7 | 1.358* \pm 319,9 | 513 \pm 150,2 |

*significância de 0,05.

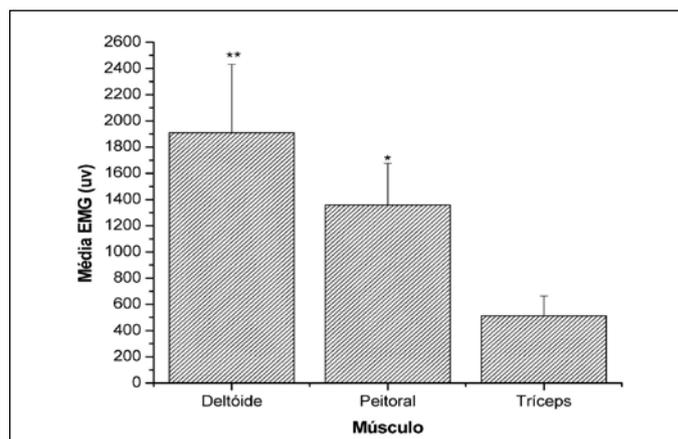


Figura 5. Valores expressos em RMS (μv) da atividade elétrica somada dos músculos deltoide dominante com deltoide não dominante, peitoral dominante e peitoral não dominante e tríceps dominante mais tríceps não dominante dos 11 nadadores com 80% da CVM.

*significância de 0,05.

tro interessante no que se refere à comparação entre as atividades do membro dominante e não dominante tanto uni quanto bilateralmente.

Nossos dados são referentes a análises do exercício desenvolvimento, que é fundamental para preparação física de nadadores, visando aumentos de desempenho. Quando analisada a atividade intermuscular bilateral, o músculo deltoide apresentou maior atividade seguido pelo peitoral maior e tríceps braquial tanto no teste com 40% como com 80% da CVM. Torna-se claro que o exercício estudado pode assegurar adaptações neurais advindas do treinamento aplicado à natação, pois este ativa importantes sinergistas do nado, uma vez que o esporte exige movimentos do ombro em circundação dos braços acima da linha da cabeça¹⁵.

Os achados de Bankoff e Vitti¹⁰ e Vitti e Bankoff⁹ dão sustentação aos nossos, pois estudaram nadadores de diferentes categorias simulando exercícios unilaterais do estilo costas e *crawl* abordando a participação dos músculos peitoral maior e grande dorsal dentre outros músculos. De modo geral, o músculo peitoral maior mostrou atividade eletromiográfica elevada durante a prática de natação dos estilos costas e *crawl*, independente de serem os indivíduos treinados ou não treinados, sendo mais intensos os sinais referentes às categorias treinadas.

Nossos dados concordam com os de Kronberg *et al.*¹⁶, Campos *et al.*¹⁷ e Oliveira *et al.*⁷, os quais relataram que as porções média e anterior do músculo deltoide desempenham um importante papel na abdução do braço e que o aumento EMG é proporcional ao aumento da amplitude de movimento.

Ficou evidente em nosso estudo o aumento significativo na atividade elétrica dos músculos deltoide medial, peitoral maior (porção clavicular) e tríceps braquial (cabeça longa) com 80% quando comparados com cargas de 40% da CVM.

Utilizando cargas de 40% da CVM, o músculo deltoide atuou com 63,3% da atividade EMG, o músculo peitoral maior 24%, e o tríceps braquial 12,6%. Quando dobrada a carga de 40% para 80% CVM, o músculo deltoide diminuiu sua participação relativa para 50% da atividade EMG, seguido pelos músculos peitoral e tríceps para aumentos relativos de 36% e 14%, respectivamente. O aumento significativo da atividade EMG dos músculos peitoral maior e tríceps braquial com carga de 80% pode ter diminuído a produção de força relativa de recrutamento que o músculo deltoide médio (motor primário) pode gerar; porém, tal aumento pode ser um mecanismo de proteção da articulação glenoumeral contra possíveis lesões, ocorrendo então maior distribuição de força inter e intramuscular entre os músculos sinergistas, antagonistas e estabilizadores.

Em estudos realizados por Duarte Cintra e Furlani¹⁸ relacionados a exercícios uni e multiarticulares para membro inferior, verificaram que o aumento do peso durante os movimentos causou maior grau de atividade e contração simultânea de todos os músculos estudados. Apesar da impossibilidade de comparação direta, esta afirmação está de acordo com nossos achados, uma vez que quando analisado o fator carga isoladamente verificou-se que os músculos analisados apresentaram maior atividade elétrica quando a carga foi dobrada de 40% para 80% da CVM.

O aumento da força muscular possivelmente foi determinado pelo desenvolvimento das mudanças adaptativas no nível do sistema nervoso central que levou a intensificação da capacidade dos centros motores de mobilizar grande número de neurônios motores, os quais antes estavam desativados, aumentando o número de unidades motoras que participaram da contração muscular. Este resultado está de acordo com a teoria de graduação de força muscular, a qual ressalta que existindo ativação simultânea de um maior número de unidades motoras, ocorrerá aumento da força muscular, evidenciado no presente estudo quando utilizado 80% da CVM¹⁹.

Para efeito de treinamento isto é favorável, porque o músculo deve atuar contra uma resistência que ele normalmente não encontra para que aconteçam as alterações fisiológicas que resultam nos efeitos de treinamento desejados¹⁴.

Tassi *et al.*²⁰, analisaram o comportamento bilateral de um músculo da coxa e, contrariamente aos nossos achados, verificaram fortes potenciais do membro dominante sobre o não dominante. Para estes autores o membro dominante é mais exigido em situações diárias,

acreditando-se ainda que os músculos direitos em indivíduos destros apresentem desenvolvimento considerável em relação aos sinistros, e, deste modo, contribuem para a assimetria anatômica e funcional.

Em nossos achados, quando comparada a atividade mioelétrica do membro dominante com o não dominante, tornou-se perceptível que ambos apresentaram atividades elétricas similares, com exceção do músculo tríceps braquial, com 80% da CVM. Os exercícios resistidos realizados corretamente com cargas individualizadas, postura adequada e orientação de um profissional podem, com o progresso do treinamento, melhorar o padrão de recrutamento das unidades motoras (coordenação), eliminando as diferenças entre as contrações musculares de lados opostos pelo efeito de transferência (educação cruzada) citado por Moritani e De Vries²¹, Sale²², Shi Zhou²³, Simão *et al.*²⁴ e Brentano e Pinto²⁵.

A prescrição e periodização de exercícios resistidos uniarticulares e multiarticulares realizados de forma bilateral para treinamento ajuda no desenvolvimento da preparação física de nadadores dentro e fora d'água. Ficou evidente que o incremento das cargas em um exercício multiarticular realmente potencializa a ativação muscular através do aumento de *drive* neural sem comprometimento significativo da coordenação intermuscular dos sinergistas, oferecendo segurança para o atleta em sua rotina de treinamento.

CONCLUSÃO

Diante dos resultados apresentados e de acordo com a metodologia utilizada nesta pesquisa pode-se concluir que, em termos práticos de prescrição e periodização do treinamento neuromuscular, as contrações bilaterais realizadas no aparelho desenvolvimento articulado convergente são eficientes visando recrutamento (80% > 40%) dos músculos deltoide médio, peitoral maior (porção clavicular) e tríceps braquial (cabeça longa), sendo evidenciadas diferenças entre o membro dominante e o não dominante apenas para o tríceps braquial dominante com a carga de 80% da CVM nesses atletas nadadores com histórico de treinamento com pesos.

AGRADECIMENTOS

Agradecemos à Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pela bolsa de pós-graduação e ao Laboratório de pesquisa em eletromiografia cinesiológica (LAPEC-UFU).

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

REFERÊNCIAS

1. Benedic T. Manipulating resistance training program variables to optimize maximum strength in men: A Review. *J Strength Cond Res* 1999;13:289-304.
2. Sousa GC, Bérzin F, Silva Z, Negrão-Filho RF. Electromyographic study of the simultaneous action of the biceps brachii, triceps brachii, brachialis and brachioradialis muscles in a semipronated position at different loads and angles. *Braz J Morphol Sci São Paulo* 2000;17:63-8.
3. Rodrigues JA, Büll ML, Dias GAR, Gonçalves M. Electromyographic analysis of the pectoralis major and deltoideus anterior muscle muscles in horizontal "flyer" exercises. *Electromyogr Kinesiol* 2003;43:413-9.
4. Ferreira MI, Büll ML, Vitti M. Electromyographic validation of basic exercises for physical conditioning programmes. IV. Analysis of the deltoid muscle (anterior portion) and pectoralis major muscle (clavicular portion) in frontal-lateral cross, dumbbells exercises. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 2003;43:67-74.
5. Ferreira MI, Büll ML, Vitti M. Electromyographic validation of basic exercises for physical conditioning programmes. V. The comparison of the response in the deltoid muscle (anterior portion) and pectoralis major muscle (clavicular portion) determined by the frontal-lateral cross, dumbbells and the rowing exercises. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 2003;43:75-9.
6. Ferreira MI, Büll ML, Vitti M. Participation of the deltoid (anterior portion) and pectoralis major (clavicular portion) muscles in different modalities of supine and frontal elevation exercises with different grips. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 2003;43:131-40.
7. Oliveira AS, Rodrigues D, Bérzin F. Atividade eletromiográfica das Porções Anterior, Média e Posterior do Músculo Deltoide na Abdução do Braço. *Rev Bras Fisioter* 2001;5:17-24.
8. Furlani J, Cerqueira EP, Scaoçoni M. Estudo eletromiográfico dos músculos peitoral maior, serrátil anterior e grande dorsal em movimentos de remo a seco. *Rev Bras Ciênc Morfol* 1987;4:40-4.
9. Vitti M, Bankoff ADP. Simultaneous EMG of latissimus dorsi and sternocostal part of pectoralis major muscles during classic natatory stroke. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 1979;19:505-10.
10. Bankoff ADP, Vitti M. Investigação eletromiográfica da ação conjugada dos músculos grande dorsal e peitoral maior em movimentos natatórios durante o estilo "costa". *Rev Bras Ciênc Morfol* 1986;3:95-9.
11. Nazario-de-Rezende F, Haddad EG, Sousa G C, Silva LFG, Gonçalves A, Agostini GG, Silva D C O. Electromyographic study of the rectus femoris and biceps femoris (long head) muscle during bilateral

- isotonic contraction in a 45° Leg Press Apparatus. *Biosci Journal* 2006;22:95-104.
12. De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Applied Biomech* 1997;13:135-63.
13. Hakkinen K, Kalinen M, Linnamo V, Pastinen UN, Newton RU, Kraemer WJ. Neuromuscular adaptation during bilateral versus unilateral strength training in middle-aged and elderly men and women. *Acta Physiol Scand* 1996;158:77-88.
14. Fleck SJ, Kraemer WJ. Princípios básicos do treinamento de força e prescrição de exercícios. In: Fundamentos do treinamento de força. 2. ed. Porto Alegre: Artes Médicas, 1999;19-26.
15. Vieira MSR, Lianza S. Estudo sobre o ombro doloroso do nadador. *Medicina de Reabilitação* 2001;5:12-5.
16. Kronberg M, Németh G, Broström LA. Muscle Activity and Coordination in the Normal Shoulder – an Electromyographic Study. *Clin Orthop Relat Res* 1990;257:76-85.
17. Campos GER, Vitti M, Freitas V. Estudo eletromiográfico dos músculos trapézio e deltoide em movimentos do braço. *Rev Bras Ciênc Morfol* 1992;9:9-14.
18. Duarte Cintra AI, Furlani J. Eletromiográfico study of quadriceps femoris in man. *Electromyogr Clin Neurophysiol Louvain* 1981;21:539-54.
19. Verkhoshanski YV. Capacidades de Força. In: Treinamento Desportivo: Teoria e Metodologia. 1. ed. Porto Alegre: ArtMed, 2001;163-74.
20. Tassi N, Filho JG, Gonçalves M, Vitti M, Krool LB. Electromyographic behavior of the biceps femoris muscle during knee extension and flexion performed on the leg press. *Bras J Morphol Sci* 1998;15:17-22.
21. Moritani T, De Vries HA. Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. *Am J Phys Med* 1979;58:115-30.
22. Sale DG. Neural adaptation to resistance training. *Med Sci Sports Exerc* 1988;20:S135-45.
23. Shi Zhou. Chronic neural adaptations to unilateral exercise: mechanisms of the cross education. *Exerc Sport Sci Rev* 2000;28:177-84.
24. Simão R, Monteiro WD, Araújo CGS. Potência muscular máxima na flexão do cotovelo uni e bilateral. *Rev Bras Med Esporte* 2001;7:157-62.
25. Brentano MA, Pinto RS. Adaptações neurais ao treinamento de força. *Bras de Ativ Fis & Sa.* 2001;6:65-77.