

Análise do coeficiente de variação do sinal eletromiográfico dos músculos peitoral maior, deltóide fibras anteriores e tríceps do braço cabeça longa no desenvolvimento em banco fechado

Analysis of the coefficient of variation of electromyographic sign from muscles pectoral major, deltoid anterior fibers and long head of triceps in bench press

Fernando Sérgio Silva Barbosa¹
Mauro Gonçalves².

Resumo

[1] Barbosa, F. S. S. e Gonçalves, M. Análise do coeficiente de variação do sinal eletromiográfico dos músculos peitoral maior, deltóide fibras anteriores e tríceps do braço cabeça longa no desenvolvimento em banco fechado. Rev. Bras. Ciên. e Mov. 10 (3): 37-42, 2002.

O presente estudo analisa os coeficientes de variação (C.V.) intrasujeito e intersujeitos, da atividade eletromiográfica dos músculos peitoral maior parte esternocostal (PME), peitoral maior parte clavicular (PMC), deltóide fibras anteriores (DA) e tríceps do braço cabeça longa (TBL) durante o exercício denominado desenvolvimento em banco fechado. Participaram deste estudo 8 voluntários do sexo masculino, treinados em musculação, peso corporal da categoria até 100 Kg da modalidade de levantamentos básicos, idade média de 27,2 anos, saudáveis e de antropometria semelhante. Para a captação dos sinais eletromiográficos foram utilizados eletrodos de superfície. Com os sinais normalizados na base do tempo, originou-se a média das curvas intrasujeito e intersujeitos com seus respectivos desvios padrões. Foram analisadas as fases de descida e subida do movimento. A partir dos resultados obtidos, concluiu-se que o músculo PME é aquele que apresenta menor variabilidade intrasujeito na fase de descida e o músculo TBL na fase de subida. Na análise intersujeitos, o músculo PME é aquele que apresenta o menor C.V. nas fases de descida e subida.

PALAVRAS-CHAVE: eletromiografia, coeficiente de variação, desenvolvimento em banco fechado.

Abstract

[2] Barbosa, F. S. S. e Gonçalves, M. Analysis of the coefficient of variation of electromyographic sign from muscles pectoral major, deltoid anterior fibers and long head of triceps in bench press. Rev. Bras. Ciên. e Mov. 10 (3): 37-42, 2002.

The present study analyzes the variation coefficients (C.V.) intrasubject and intersubjects, of the muscles pectoral major external fibers (PME), pectoral major clavicular fibers (PMC), deltoid anterior fibers (DA) and long head of triceps (TBL) during bench press exercise. 8 male volunteers had participated of this study, trained in body building, body weight of the category until 100 kg of the modality basic lifting, mean age of 27.2 years, healthful and of similar anthropometry. The electromyographic signs were detected with surface electrodes. This signs were normalized in the base of the time, with one originated average curves about intrasubject and intersubjects and yours respective standard deviation. The phases of descending and ascent of the movement had been analyzed. From the obtained results, it concludes that the muscle PME is the one that present smaller variability intrasubject in the descent phase, and the muscle TBL in the ascent phase. In the analysis intersubjects, the muscle PME is the one that present the minor C.V. in the descent and ascent phases.

KEYWORDS: electromyography, coefficient of variation, bench press.

Estudo realizado no Laboratório de Biomecânica do Departamento de Educação Física da Universidade Estadual Paulista - UNESP, Campus de Rio Claro, São Paulo, Brasil.

Endereço para correspondência:
Universidade Estadual Paulista – UNESP (Campus de Rio Claro). Departamento de Educação Física. Laboratório de Biomecânica.
Avenida 24A, nº 1515. Bela Vista.
Rio claro, SP. CEP: 13.506-900.
Telefone: (19) 526-4165 Prof. Dr. Mauro Gonçalves –
maurog@rc.unesp.br

1. Fisioterapeuta estagiário do Laboratório de Biomecânica da UNESP (Rio Claro).
2. Coordenador do Laboratório de Biomecânica da UNESP (Rio Claro)

Introdução

A eletromiografia é uma técnica de gravação das mudanças do potencial elétrico de um músculo que permite acesso aos padrões de atividade elétrica muscular, possibilitando a investigação sobre possíveis sinergias, bem como predominância muscular em padrões específicos de movimento (AMADIO et al., 1999).

O potencial de ação de um nervo é o resultado da despolarização da membrana da fibra nervosa, que se propaga ao longo da mesma, seguindo também pelas fibras musculares por ela inervadas (BARTLETT, 1997; GUYTON & HALL, 1996). O sinal eletromiográfico (EMG) consiste em uma série de frequências de impulsos elétricos, os quais podem ser representados pelo espectro de frequência (BARTLETT, 1997).

A normalização do sinal EMG tem sido descrita como crucial para comparações entre diferentes sujeitos, dias de coleta, músculos ou estudos (ERVILHA et al., 1998). Mas para que tais comparações possam ser feitas, o sinal EMG bruto deve passar por diversos processos que em conjunto denominam-se normalização, e visam minimizar diferenças entre sinais coletados de um mesmo sujeito ou de sujeitos diferentes.

O sinal EMG fisiológico não é gravado com suas características reais, elas são modificadas pelos tecidos por onde as ondas elétricas passam em direção aos eletrodos que as captam. Os tecidos atuam como um filtro de passa baixa, rejeitando componentes de alta frequência, enquanto a interface eletrodo-pele atua como um filtro de passa alta, rejeitando alguns dos componentes de baixa frequência do sinal (BARTLETT, 1997). Diversos outros fatores influenciam a captação do sinal EMG, e de um modo geral eles podem ser divididos em fisiológicos, como o tipo de fibra muscular, velocidade de condução da fibra nervosa e temperatura corpórea, e anatômicos, como diâmetro da fibra muscular, posição (profundidade) do músculo em relação ao eletrodo e espessura do tecido subcutâneo (ERVILHA et al., 1998; BARTLETT, 1997). Deve-se acrescentar ainda fatores relacionados a parte técnica e de instrumentação durante a realização da eletromiografia, o que envolve aspectos relacionados com a coleta e com o processamento dos dados.

Sabendo desse grande número de variáveis, parece óbvio a necessidade de um ponto em comum dentro daquilo que se deseja comparar, ainda que nenhum procedimento de normalização elimine totalmente as variáveis. Os referenciais mais comuns para a normalização do sinal EMG são: um percentual da contração isométrica voluntária máxima (CIVM), que é mais utilizado quando a tarefa a ser analisada for de natureza isométrica (estática), o pico e a média do sinal EMG durante os eventos de natureza dinâmica (ERVILHA et al., 1998).

Particularmente neste estudo, analisou-se o padrão de recrutamento dos músculos peitoral maior parte esternocostal (PME), peitoral maior parte clavicular (PMC), deltóide fibras anteriores (DA) e tríceps do braço cabeça longa (TBL), após a normalização do sinal EMG pela média, a qual tem sido descrita na literatura como o referencial responsável pela maior repetibilidade de dados intra e intersujeitos (ERVILHA et al., 1998; BAO et al., 1995; KNUTSON et al., 1995; MATHIASSEN et al., 1995).

Metodologia

Voluntários

Participaram deste estudo 8 voluntários do sexo masculino, treinados (média de 5,3 anos) em musculação, peso corporal da categoria até 100Kg da modalidade de levantamentos básicos (média de 98Kg e 200g), idade de 20 a 35 anos (média de 27,2 anos), sem antecedentes de doenças músculo-esqueléticas e de antropometria semelhante.

Os voluntários foram orientados previamente sobre os exercícios, assim como o trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa.

Calibração de equipamentos

Foi utilizado um módulo analógico/digital (A/D) de aquisição e conversão de sinais biológicos da marca Lynx* (*Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda.) de quatro canais, aos quais foram conectados os cabos e eletrodos, sendo o ganho calibrado a 1000 vezes, o filtro passa alta a 20Hz, o filtro passa baixa a 500Hz e, para a aquisição dos registros eletromiográficos foi estabelecida a frequência de amostragem de 1000Hz.

Aquisição dos sinais

Para a aquisição dos sinais foi utilizado um “software” específico (Aqdados-*Lynx). Foram utilizados eletrodos de superfície da marca BIOLOGIC, com revestimento de cloreto de prata, medindo 2,8cm de largura e 3,7cm de comprimento. Foram posicionados no hemitórax direito sobre os músculos PME dois eletrodos paralelamente a uma distância de aproximadamente 2cm entre si, fixados lateralmente a 5cm do centro do osso esterno; e sobre o músculo PMC 5cm abaixo do centro da clavícula, colocados equidistantes e paralelamente a 2cm de distância (CRISTOFOLETTI et al., 1996).

Os eletrodos para os músculos DA e TBL foram posicionados paralelamente com 2cm de distância entre si conforme adaptação de Delagi et al. (1981).

Para diminuir possíveis interferências na captação do estímulo elétrico, realizou-se previamente à colocação dos eletrodos, tricotomia e limpeza da pele com álcool, ao nível dos músculos que foram estudados. Um eletrodo terra foi posicionado na região do punho direito dos voluntários.

Material utilizado na execução dos exercícios

Para realização do exercício desenvolvimento em banco fechado (DBF), utilizou-se um banco de 40cm de altura, 25cm de largura e com 125cm de comprimento. Na lateral e acoplado a esse banco, foram colocados dois suportes móveis com 75cm de altura e equidistantes 114cm para o posicionamento da barra, que possuía como medidas 180cm de comprimento e 0,28cm de diâmetro, com recartilhamento cruzado e cromada. Foi utilizado um par de presilhas de pressão para que fosse garantida a segurança dos voluntários durante a execução do exercício.

Descrição do Exercício

Posição Inicial:

- deitado em decúbito dorsal, cabeça, costas e glúteos apoiados no banco, pés afastados lateralmente e em contato com o solo, barra segura com as mãos afastadas seguindo a linha dos acrômios, antebraços pronados, cotovelos estendidos e ombros em flexão de 90°.

Execução do Exercício e Posição Final:

- deslocar a barra do suporte até que ocorra contato com o tórax;

- retornar a barra à posição inicial.

Este movimento foi repetido pelos voluntários, individualmente, em um número de 3 vezes.

Teste de força máxima

A carga foi determinada de acordo com a regra da Federação Internacional de Levantamentos Básicos (CONFEDERAÇÃO BRASILEIRA DE CULTURISMO, 1982).

O atleta teve direito a três tentativas, com intervalo de três minutos entre elas, e caso a última tentativa fosse realizada sem dificuldades, era concedida mais uma tentativa no intuito de obtenção da carga máxima individual.

Os voluntários foram submetidos a exercícios de aquecimento e alongamentos gerais e específicos para os membros superiores, previamente à realização do teste.

Normalização e medida da variabilidade dos dados

Após aquisição e amplificação dos sinais, os mesmos foram processados através de retificação, envoltório linear, normalização na base do tempo e normalização da amplitude do sinal EMG pela média durante as fases de descida e subida, o que permitiu obter uma curva média com seus respectivos desvios padrões.

Para a análise da variabilidade dos dados obtidos neste estudo, optou-se pela utilização do coeficiente de variação como método estatístico, que é calculado através da divisão da raiz quadrada do desvio padrão pela média. O coeficiente de variação reflete a dispersão de dados em torno de uma média destes dados (KNUTSON et al., 1995), permitindo que a variabilidade de amostras com médias e desvios padrões numericamente diferentes, tornem-se comparáveis. Pode-se assim verificar se duas amostras ou mais, têm ou não seus valores distribuídos do mesmo modo em torno de suas médias, apesar de ambas diferirem numericamente quanto à média e o desvio padrão (BEIGUELMAN, 1994).

Resultados e discussão

Os resultados obtidos demonstram que os menores valores do C.V. intrasujeito da fase de descida, estiveram presentes no músculo PME da maioria dos voluntários, seguido pelos C.V. dos músculos DA, TBL e PMC (Tabela 1).

Já na fase de subida o músculo com menor C.V. foi o TBL, seguido pelos músculos DA, PME e PMC (Tabela 2).

VOLUNTÁRIOS		C.V.			
		PME		PMC	
DA	TBL				
1	11,7	51,7	36,7		
43	2	13,3	73	15,1	
26,9	3	9	20,1	10,1	
36,5	4	9,3	20,3	10,3	
36,7	5	14,5	32	14,5	
5,7	6	11	21,3	14,9	
10	7	18,6	22,6	29,9	
30,3	8	13,5	8,5	26,5	
15,5					

Tabela 1: Coeficiente de variação (C.V.) dos sinais eletromiográficos intrasujeito dos músculos peitoral maior parte esternocostal (PME), peitoral maior parte clavicular (PMC), deltóide fibras anteriores (DA) e tríceps do braço cabeça longa (TBL) normalizados pela média durante a fase de descida do desenvolvimento em banco fechado.

VOLUNTÁRIOS		C.V.			
		PME	PMC	DA	
TBL					
1	20,7	32,6	20		
27,2	2	15,4	22,2	15,7	
25,7	3	44,7	42,8	23	
8,2	4	11,7	21,7	13,4	
34,4	5	24,7	51,9	23,5	
21,4	6	13,5	16,2	11,4	
10	7	8,4	16,8	11,5	
6	8	9,5	42,1	23,6	
12,3					

Tabela 2: Coeficiente de variação (C.V.) dos sinais eletromiográficos intrasujeito dos músculos peitoral maior parte esternocostal (PME), peitoral maior parte clavicular (PMC), deltóide fibras anteriores (DA) e tríceps do braço cabeça longa (TBL) normalizados pela média durante a fase de subida do desenvolvimento em banco fechado.

Os resultados obtidos das três repetições da fase de descida, indicam o PME como o músculo com menor C.V. intersujeitos, seguido pelos músculos DA, TBL e PMC (Tabela 3). Na fase de subida o PME também foi o músculo com menor C.V. intersujeitos, seguido pelos músculos TBL, DA e PMC (Tabela 4).

REPETIÇÃO	C.V.			
	PME	PMC	DA	TBL
PRIMEIRA	15,6	39,7	29,5	24,7
SEGUNDA	17,7	33,8	32	42
TERCEIRA	16,9	66,9	26,8	33,3

Tabela 3: Coeficiente de variação (C.V.) dos sinais eletromiográficos intersujeitos dos músculos peitoral maior parte esternocostal (PME), peitoral maior parte clavicular (PMC), deltóide fibras anteriores (DA) e tríceps do braço cabeça longa (TBL) normalizados pela média durante a fase de descida do desenvolvimento em banco fechado.

REPETIÇÃO	C.V.		
	PME	PMC	DA
TBL			
PRIMEIRA	16,3	46,3	26,1
20,8			
SEGUNDA	22,4	34,3	19,8
22			
TERCEIRA	23	49,6	29,5
24,8			

Tabela 4: Coeficiente de variação (C.V.) dos sinais eletromiográficos intersujeitos dos músculos peitoral maior parte esternocostal (PME), peitoral maior parte clavicular (PMC), deltóide fibras anteriores (DA) e tríceps do braço cabeça longa (TBL) normalizados pela média durante a fase de subida do desenvolvimento em banco fechado.

As curvas padrão intrasujeito da fase de descida e subida demonstraram um ponto em comum para a maior parte dos voluntários, no qual, os primeiros 10% do tempo total de realização dos movimentos, corresponderam a maior variação no tocante à atividade elétrica dos músculos em estudo, mantendo-se em geral no restante do movimento uma atividade elétrica mais constante (Figuras 1 e 2).

Nos primeiros 10% da fase de descida, os músculos PMC e TBL apresentaram uma atividade elétrica decrescente, devido sua máxima ação concêntrica de flexão horizontal do ombro e extensão do cotovelo, respectivamente. Ao TBL acrescenta-se ainda o fato de, no momento inicial da fase de descida, este músculo encontrar-se sob o efeito de uma relação comprimento-tensão ideal, conforme mencionado por SMITH et al. (1997), o que o condiciona a uma maior capacidade de gerar força. Após esse período, a atividade elétrica dos músculos PME e DA tornaram-se predominantes, em decorrência do papel desses músculos na estabilidade anterior da articulação gleno-umeral através de uma atividade excêntrica, embora a função estabilizadora do ombro seja creditada também aos músculos PMC e TBL, entre outros (SMITH et al., 1997; KAPANDJI, 1987) (Figura 1).

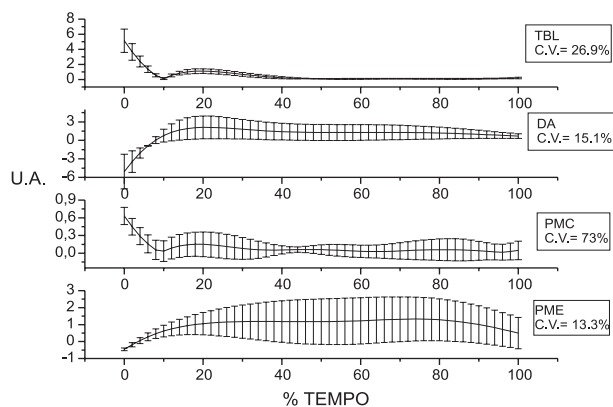


Figura 1: Curvas representativas (voluntário2) das médias e desvios padrões das atividades eletromiográficas dos músculos peitoral maior parte esternocostal (PME), peitoral maior parte clavicular (PMC), deltóide fibras anteriores (DA) e tríceps do braço cabeça longa (TBL) normalizados pela média do sinal e coeficiente de variação (C.V.) intrasujeito obtidos da fase de descida do desenvolvimento em banco fechado.

Já o músculo PMC apresentou no período correspondente aos primeiros 10% da fase de subida, uma atividade elétrica decrescente, em decorrência do papel desse músculo como motor primário para o início movimento de flexão horizontal do ombro, que ocorre durante a fase de subida do DBF (LEHMKUHL & SMITH, 1989; DANIELS & WORTHINGHAM, 1981; RASCH & BURKE, 1977), assim como o músculo TBL, em decorrência de sua função como motor principal do movimento de extensão do cotovelo, conforme proposto por Hall (1993), Lehmkühl & Smith (1989) e Wirhed (1986). Com a progressão do movimento de subida, os músculos PME e DA passaram a apresentar uma atividade elétrica predominante, o que talvez revele uma relação sinérgica dos músculos PME, PMC e DA, com o objetivo por exemplo de economizar energia e/ou evitar o processo de fadiga (Figura 2).

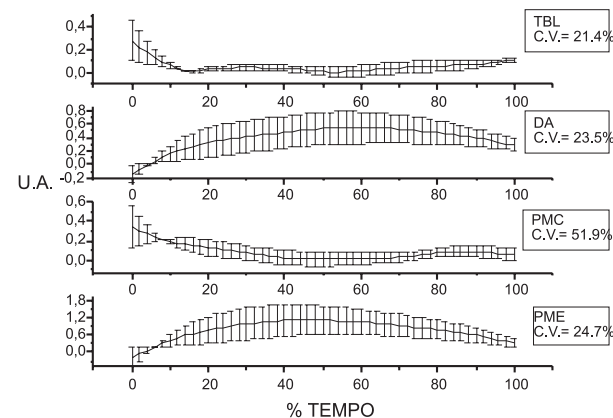


Figura 2: Curvas representativas (voluntário 5) das médias e desvios padrões das atividades eletromiográficas dos músculos peitoral maior parte externa (PME), peitoral maior parte clavicular (PMC), deltóide fibras anteriores (DA) e tríceps do braço cabeça longa normalizados pela média do sinal e coeficiente de variação (C.V.) intrasujeito obtidos da fase de subida do desenvolvimento em banco fechado.

Outro aspecto a ser observado, é o comportamento dos músculos PME e DA, que embora sejam considerados igualmente motores primários do movimento de flexão horizontal do ombro (SMITH et al., 1997; HAY & REID, 1985; RASCH & BURKE, 1977) apresentaram diferenças quanto a distribuição dos valores dos C.V. entre as duas fases. O músculo DA apresentou baixos valores no C.V. em ambas as fases,

possivelmente em decorrência de um mesmo padrão de ativação das unidades motoras desse músculo. Enquanto que o PME, apresentou estes valores como sendo menores apenas na fase de descida, o que talvez se deva ao fato de a fase de descida exigir uma contração muscular do tipo excêntrica, que associada a ação da gravidade, acabe por exigir um maior controle do movimento (LEHMKUHL & SMITH, 1989), resultando em maior repetibilidade de dados durante a fase de descida (Tabelas 1 e 2).

Os valores do C.V. intersujeitos da fase de descida (Tabela 3), permite constatar uma menor variabilidade no padrão de ativação muscular nos músculos PME e DA durante as três repetições desta fase. Já na fase de subida (Tabela 4), os músculos que apresentaram o comportamento mais semelhante no tocante à variação da atividade elétrica, foram o PME e o TBL. Isto significa que os músculos PME e DA na fase de descida, e os músculos PME e TBL na fase de subida, mantêm aproximadamente um mesmo comportamento elétrico quando o número de repetições estiver limitada a três (Figuras 3 e 4). Isso demonstra como o padrão de ativação das unidades motoras de alguns músculos, podem ou não variar entre as diferentes repetições de um mesmo movimento ou em decorrência do número de repetições de um exercício.

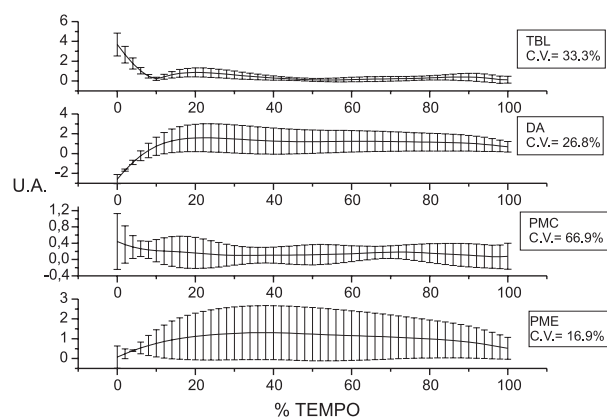


Figura 3: Curvas representativas (3ª repetição) das médias e desvios padrões das atividades eletromiográficas dos músculos peitoral maior parte esternocostal (PME), peitoral maior parte clavicular (PMC), deltóide fibras anteriores (DA) e tríceps do braço cabeça longa (TBL) normalizadas pela média do sinal e coeficiente de variação (C.V.) intersujeitos obtidos da fase de descida do desenvolvimento em banco fechado.

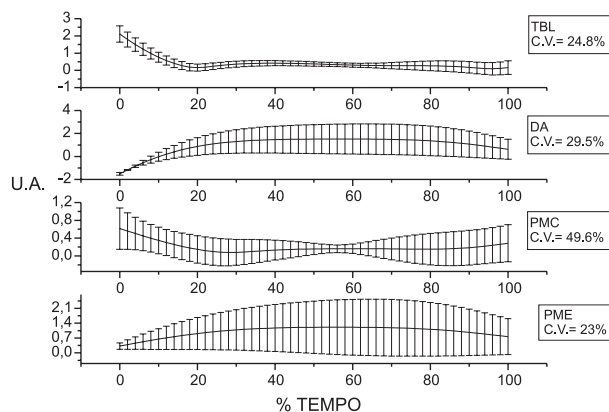


Figura 4: Curvas representativas (3ª repetição) das médias e desvios padrões das atividades eletromiográficas dos músculos peitoral maior parte esternocostal (PME), peitoral maior parte clavicular (PMC), deltóide fibras anteriores (DA) e tríceps do braço cabeça longa (TBL) normalizadas pela média do sinal e coeficiente de variação (C.V.) intersujeitos obtidos da fase de subida do desenvolvimento em banco fechado.

Conclusões

A partir dos resultados obtidos, conclui-se que o músculo PME é aquele que apresenta menor variabilidade intrasujeito na fase de descida e o músculo TBL na fase de subida. Na análise intersujeitos, o músculo PME é aquele que apresenta o menor C.V. nas fases de descida e subida.

Referências Bibliográficas

- 1) AMADIO, A. C. et al. Introdução à Análise do Movimento Humano - Descrição e Aplicação dos Métodos Biomecânicos de Medição. **Revista Brasileira de Fisioterapia**. 1999; 3 (2): 41-54.
- 2) BAO, S.; MATHIASSEN, S. E.; WINKEL, J. Normalizing Upper Trapezius EMG Amplitude: Comparison of Different Procedures. **J Eletromyography and Kinesiology**. 1995; 5 (4): 251-257.
- 3) BARTLETT, R. **Introduction to Sports Biomechanics**. Oxford, E & FN Spon, 1997.
- 4) BEIGUELMAN, B. **Curso Prático de Bioestatística**. 3ª ed., São Paulo, **Revista Brasileira de Genética**, 1994.
- 5) CONFEDERAÇÃO BRASILEIRA DE CULTURISMO. **Regras Oficiais da Federação Internacional de Levantamento de Potência: Exercícios Básicos**. Brasília, Secretaria de Educação Física e Desportos, 1982.
- 6) CRISTOFOLETTI, M. K.; GONÇALVES, M.; BÉZZIN, F. **Estudo Eletromiográfico dos Músculos Peitoral Maior e Grande Dorsal em Equipamento Denominados Voador**. In: SIMPÓSIO INTERNACIONAL DE CIÊNCIAS DO ESPORTE, 20, 1996, São Paulo. Anais... São Paulo: Celafiscs, 1996.
- 7) DANIELS, L.; WORTHINGHAM, C. **Provas de Função Muscular**. 5ª ed., Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1987.
- 8) DANIELS, L.; WORTHINGHAM, C. 6ª ed., Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1996.

- 9) DELAGI, E. F. et al. **Anatomic Guide for Electromyographer - the Limbs**. Illinois, Charles C. Thomas, 1981.
- 10) ERVILHA, U. F.; DUARTE, M.; AMADIO, A. C. Estudo Sobre Procedimentos de Normalização do Sinal Eletromiográfico Durante o Movimento Humano. **Revista Brasileira de Fisioterapia**. 1998, 3 (1), 15-20.
- 11) GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Textbook of Medical Physiology**. Philadelphia, Saunders, 1996, 57-72.
- 12) HALL, S. J. **Biomecânica Básica**. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1993, p. 56-77, 92-105.
- 13) HAY, J. G.; REID, J. G. **As Bases Anatômicas e Mecânicas do Movimento Humano**. Rio de Janeiro, Prentice/Hall, 1985.
- 14) KAPANDJI, I. A. **Fisiologia articular**. 5ª ed. São Paulo, Manole, 1997, v. 1, p. 42.
- 15) KENDALL, F. P.; MCCREARY, E. K.; PROVANCE, E. G. **Músculos - Provas e Funções**. São Paulo, Manole, 1980, p. 119-123.
- 16) KNUTSON, L. M. et al. A Study of Various Normalization Procedures for Within Day Electromyographic Data. **J Electromyography and Kinesiology**. 1995; 4 (1): 47-59.
- 17) LEHMKUHL, L. D.; SMITH, L. K. **Cinesiologia Clínica**. 4ª ed., São Paulo, Manole, 1989, p. 71-179, 241-242, 248-251.
- 18) LEME, M. A. **Estudo Eletromiográfico dos Músculos Peitoral Maior, Deltóide Anterior e Tríceps do Braço em Indivíduos Treinados em Musculação**. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 1993.
- 19) MATHIASSEN, S. E.; WINKEL, J.; HÄGG, G. M. Normalization of Surface EMG Amplitude from the Upper Trapezius Muscle in Ergonomics Studies - a Review. **J electromyography and kinesiology**. 1995; 5 (4): 197-226.
- 20) RASCH, P. J.; BURKE, R. K. **Cinesiologia e Anatomia Aplicada**. 5ª ed., Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1977, p. 193-200.
- 21) SMITH, L. K.; WEISS, E. L.; LEHMKUHL, L. D. **Cinesiologia Clínica de Brunnstrom**. 5ª ed., São Paulo, Manole, 1997, p. 202-204, 280-281, 290-293.
- 22) WIRHED, R. **Atlas de Anatomia do Movimento**. São Paulo, Manole, 1986, p. 82-84.