

Protocolo Biomecânico para Identificação da Fadiga do Músculo Ereter da Espinha¹

Mauro Gonçalves²
Adalgiso Coscrato Cardozo²
Augusto Cesar Ferreira Gauglitz²
Bruno Marson Malagori²

Universidade Estadual Paulista

Resumo: O presente estudo teve por objetivo analisar um protocolo biomecânico para identificar o processo de fadiga do músculo eretor da espinha (ER) e o efeito do uso de cinto pélvico sobre este processo para futuras inferências ergonômicas e na indicação de atividade física. Nove voluntários do sexo feminino realizaram uma contração isométrica voluntária máxima de 3 segundos antes e depois de realizar contrações isotônicas com 15%, 25% e 50% da carga máxima, com duração de 1 minuto, com e sem o uso de cinto pélvico. Para o registro eletromiográfico foram utilizados eletrodos de superfície e como resistência mecânica utilizou-se uma estação de trabalho específica. Concluiu-se que o presente protocolo permite evidenciar a fadiga do músculo ER pela predominante redução da frequência mediana e obter o limiar de fadiga eletromiográfico. Quanto ao uso do cinto pélvico, este não se apresenta como um acessório eficaz na diminuição do processo de fadiga em contraste com sua indicação.

Palavras chave: biomecânica, fadiga, eletromiografia, análise espectral, levantamento de carga, ergonomia

Biomechanic Protocol To The Identification Of Spinae Erector Muscle Fatigue

Abstract: The aim of this study was to analyse a biomechanic protocol looking for identify the process of the erector spinae (ES) fatigue and the effect of the use of pelvic belt on this process for future ergonomic inferences and in the indication of physical activity. Nine female volunteers accomplished a maximum isometric voluntary contraction of 3 seconds before and after accomplishing isotonic contractions with 15%, 25% and 50% of the maximum load, with duration of 1 minute, with and without the use of a pelvic belt. For the electromyographic registration, surface electrodes were used and as mechanical resistance a specific work station was used. It was ended that the present protocol allows to evidence the fatigue of the (ES) muscle due the predominant reduction of the medium frequency and to obtain the electromyographic fatigue threshold. The use of the pelvic belt doesn't seem to be an effective accessory in the reduction of the fatigue process in contrast with its indication.

Key Words: biomechanics, fatigue, electromyography, spectral analysis, load lifting, ergonomics

Introdução

Um dos maiores problemas de saúde ocupacional em todos os tipos de trabalho, nas atividades de vida diária e esportiva é o ato de levantar carga sem orientação e consciência, sendo nos dias de hoje um problema que preocupa muito o sistema de saúde de

qualquer país, devido ao altos níveis de afastamentos e incapacitações acompanhados principalmente pelas dores na região lombar.

Segundo Frymoyer (1990) e Gonçalves (1998) existe um aumento da incidência de sintomas nessa região com grande impacto sobre a saúde no trabalho, o que resulta em deteriorações ou inaptidão dos indivíduos trabalhadores com um considerável custo para sociedade, sendo que Snook e Jensen (1984) referem ser a principal causa de inaptidão em pessoas

¹ Apoio financeiro FUNDUNESP – Fundação para o Desenvolvimento da UNESP.

² Laboratório de Biomecânica – Departamento de Educação Física – IB - Universidade Estadual Paulista, Rio Claro.

abaixo de 45 anos de idade, sendo que essa dor do ponto de vista econômico é prejudicial às empresas.

Dentro da biomecânica uma das suas áreas está a eletromiografia com a qual permite-se avaliar a ação dos músculos durante o levantamento manual de carga, (Sullivan, 1989; Schipplein, Trafimow, Anderson, & Andriacchi, 1990; Winters & Woo, 1990 e Gonçalves, 1998), permitindo assim uma correlação entre o esforço muscular e as forças externas que atuam no ser humano durante esta atividade.

Dentro desta metodologia, uma ferramenta utilizada para a análise da fadiga muscular é a análise espectral (Gonçalves, 2001) cujo objetivo é interpretar o comportamento das unidades motoras frente a tarefas repetitivas e principalmente aqueles que envolvem contrações isométricas. Uma das principais características desse comportamento é a diminuição da frequência de disparo a qual pode ser representada pela frequência média (Van Diën, 1993; Kim, 1995 e Dolan, 1995), mas de uma forma mais evidente através da frequência mediana do registro eletromiográfico (Cardozo, Gauglitz & Gonçalves, 2001).

NG e Richardson (1996) analisaram a confiabilidade (no dia e entre os dias de teste) da eletromiografia e dos valores espectrais para medir a taxa de fadiga dos músculos lombares, sustentando a posição de extensão do tronco por 60 segundos, indicando que a análise da espectral dos músculos do tronco pode ser um método fidedigno para medir a fadiga dos músculos lombares e que futuramente poderá ser utilizada como uma medida clínica.

Um dos protocolos desenvolvidos com o objetivo de identificar a fadiga, foi o desenvolvido por DeVries, Moritani, Nagata e Magnussen (1982) e aplicado em diversos estudos (Vitasalo, Luhtanen, Rahlkilap & Rusko, 1985; Matsumoto, Ito & Moritani, 1991; Moritani, Takaiishi & Matsumoto, 1993; Pavlat, Housh, Johnson & Eckerson, 1995; Gonçalves, 2000; Da Silva, Gonçalves & Denadai, 2001; Gonçalves e Da Silva, 2001; Gonçalves, 2001 e Gauglitz, Gonçalves, Cardozo, Malagodi, & Silva, 2001) nos quais a maioria reproduz um comportamento crescente do sinal EMG, em função do tempo, podendo inclusive obter um índice denominado limiar de fadiga eletromiográfico (EMG_{LF}), que representa a carga com a qual o voluntário consegue realizar o exercício durante o maior tempo possível, sem entrar em fadiga muscular (Gonçalves, 2000).

Este comportamento pode estar associado ao acúmulo de íons de hidrogênio e metabólicos (Nakamaru & Schwartz, 1972 e Wittekopf, Schaaf & Taubenheim, 1975), como também o desvio nas concentrações de sódio e potássio, sendo assim, a associação da biomecânica com a fisiologia do exercício tem realizado estudos em conjunto na busca de quantificar as requeridas ativações musculares para determinada carga de trabalho sobre um período de tempo específico.

Quando analisado nas contrações isotônicas, verifica-se que quanto menor a tensão (contração concêntrica), maior a atividade eletromiográfica, tendo inclusive a possibilidade em recrutar uma menor quantidade de unidades motoras para conduzir o mesmo nível de tensão na posição de alongamento (Echternach, 1994). Para Basmajian e De Luca (1985) o sinal eletromiográfico é um índice para verificação da economia de desempenho e a fadiga é um fator importante na caracterização deste padrão de movimento e sua eficiência.

O uso de acessórios como o cinto pélvico com intuito de proteção da coluna vertebral durante o levantamento manual de carga tem sido objeto de estudo de alguns pesquisadores (Lander, Simonton & Giacobbe, 1990; Lander, Hundley & Simonton, 1992; Reyna, Leggett, Kenney, Holmes & Mooney, 1995; Gonçalves, 1996; Gonçalves & Cerqueira, 1997; Gonçalves, 1998; Gonçalves & Cerqueira, 1998 e Kelencz & Gonçalves, 2001), particularmente sobre seu efeito na atividade eletromiográfica e outros (Harman, 1989; Lander et al., 1992; Hodgson, 1996 e Cholewicki, 1995) sobre a modificação da pressão intra-abdominal, tendo a variável eletromiográfica também analisada por Udo e Yoshinaga (1997), sofrendo efeito do cinto em função da experiência no seu uso e ao tipo de respiração, particularmente nos músculos reto do abdome, oblíquo externo do abdome e eretor da espinha ao nível de L1-2, L3-4, durante o levantamento manual de carga.

Objetivo

O presente estudo teve por objetivo analisar um protocolo biomecânico para identificar o processo de fadiga do músculo eretor da espinha (ER) e o efeito do uso de cinto pélvico sobre este processo para futuras inferências ergonômicas.

Material e métodos

Participaram deste estudo 9 voluntários, do sexo feminino, com idade média de 20 ± 1 anos, universitários, sem antecedentes de doenças músculo-esqueléticas e de antropometria semelhante com peso médio de $53,3 \pm 4,3$ Kg e altura média de $1,61 \pm 0,03$ m.

Para a captação dos sinais eletromiográficos foram utilizados eletrodos de superfície monopolares passivos de Ag/AgCl (MEDITRACE[®]), de 3 cm de diâmetro, sendo que a área de captação era de 1 cm de diâmetro. Os eletrodos foram posicionados em pares (com distância intereletrodos de 4 cm) sobre o músculo eretor da espinha, seguindo o sentido das fibras, no nível da vértebra L1 e 3 cm à direita, localizada através da palpação das últimas costelas, seguindo em direção a T12, permitindo assim localizar a vértebra L1 (Kumar, 1997).

Para diminuir as possíveis interferências na passagem do estímulo foram realizadas, anteriormente à colocação dos eletrodos, uma tricotomia e limpeza da pele com álcool sobre os músculos estudados. Nos

participantes foi colocado um fio terra no punho, garantindo assim a qualidade do sinal.

Utilizou-se um módulo de aquisição de sinais biológicos marca Lynx de quatro canais no qual foram conectados os eletrodos, calibrado com a frequência de amostragem de 1000Hz, ganho de 1000 vezes, filtro de passa alta de 20Hz e filtro de passa baixa de 500Hz, uma placa A/D com faixa de entrada de -5 a +5 Volts (CAD 1026-Lynx) e um “software” específico (Aqdados-Lynx).

Em cada registro obteve-se o valor de RMS (root mean square) de cada músculo, entre o tempo inicial e final do movimento, no intuito de poder observar o desenvolvimento do processo de fadiga muscular através da correlação do valor da RMS com o tempo.

A normalização do sinal eletromiográfico foi realizada pela contração isométrica voluntária máxima (CIVM=100%) realizada antes do início do teste.

Com o objetivo de controlar a manutenção da postura do voluntário durante o movimento de levantamento da carga, e para que fosse identificado o momento do início e término do mesmo, realizou-se uma filmagem com uma filmadora JVC com frequência de aquisição de 30Hz.

Para a execução dos testes de contração isométrica voluntária máxima (CIVM) e isotônico foi utilizado um equipamento denominado M.A. ISOSTATION 2000 (fig. 1.A), projetado especificamente para este estudo, cujas medidas são de 2m de base, 1m do apoio do pé

até o quadril e 0,5m de apoio do quadril até o tronco, e também uma haste de 1m e uma haste vertical anterior de 1m que segura esta haste perpendicular. Com o intuito de padronizar o ritmo do movimento, utilizou-se um metrônomo Qwik Time calibrado para 20bpm.

O voluntário antes da realização do movimento de levantamento e abaixamento de carga no equipamento M.A. ISOSTATION 2000, realizou uma contração isométrica máxima de 5 segundos antes e após o teste isotônico. O teste de contrações isotônicas tinha duração de 1 minuto no qual se tracionava um cabo acoplado a um sistema de polias duplas RIGUETTO (Fig. 1-B), com cargas de 15%, 25% e 50% da carga máxima de cada indivíduo obtida de acordo com o teste sugerido por Bittencourt (1984). Duas destas cargas foram elevadas aleatoriamente com intervalo de 1 hora entre elas e as duas outras elevadas 24 após com o mesmo intervalo de repouso entre elas. O mesmo procedimento foi realizado com e sem o uso do cinto pélvico.

Para haver um sincronismo entre a aquisição do registro eletromiográfico e a postura correspondente durante o movimento, foi utilizado um sistema fotoeletrônico (Tortosa & Gonçalves, 1994) que, apresentando uma lâmpada no campo focal da filmadora, indicava, quando a lâmpada acendesse, o início da coleta eletromiográfica. Assim possibilitou fazer a análise a partir do sinal da lâmpada em cada quadro de filme quando analisado no vídeo.

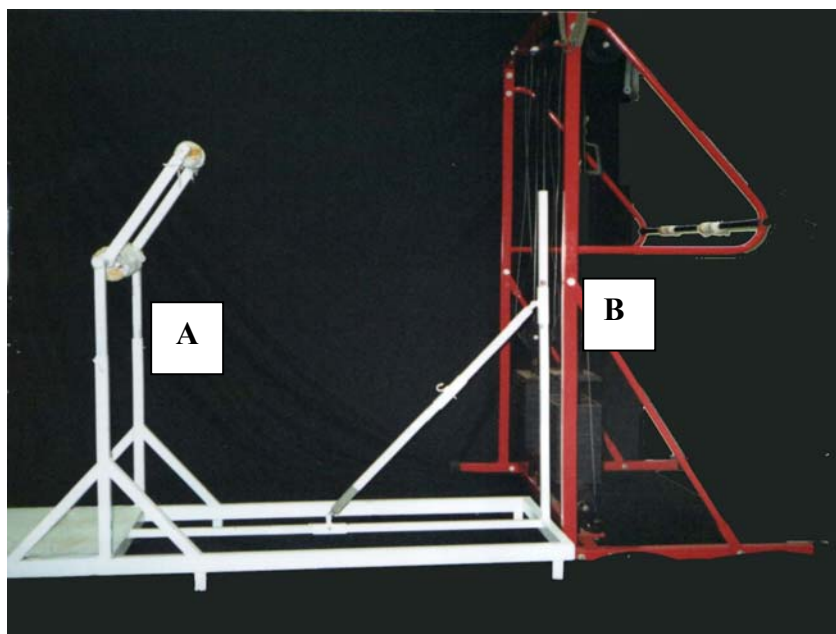


Figura 1 – Equipamento M.A. Isostation 2000 (A) e Sistema de Polias Duplas (B).

Resultados

As tabelas 1 e 2 apresentam os valores da frequência mediana do músculo eretor da espinha com e sem o uso de cinto pélvico durante as contrações isométricas, onde verifica-se uma tendência à diminuição da frequência mediana depois das séries de exercício isotônico nas cargas de 15%, 25% e 50%. Após realizada a correlação entre os valores de RMS em função do tempo em cada carga e conseqüente obtenção dos coeficientes angulares das retas, as tabelas 1 e 2

apresentam os limiares de fadiga eletromiográfico (EMG_{LF}), os resultados das correlações entre os coeficientes angulares obtidos em cada carga e os percentuais de carga propriamente dito.

Voluntário	%Carga	FM(Hz) antes	FM(Hz) depois	RMS x Tempo	EMG_{LF} %
1	15%	72,26	74,21	$r = 0,081$	26,08
	25%	74,21	76,17	$r = -0,225$	
	50%	65,42	68,35	$r = -0,059$	
2	15%	82,03	83,98	$r = -0,408$	19,81
	25%	59,57	67,38	$r = 0,419$	
	50%	62,5	55,66	$r = 0,877$	
3	15%	67,38	62,50	$r = -0,054$	27,87
	25%	85,93	75,19	$r = 0,410$	
	50%	61,52	61,52	$r = 0,370$	
4	15%	77,14	69,33	$r = -0,491$	57,28
	25%	71,28	72,26	$r = 0,631$	
	50%	76,17	61,52	$r = 0,825$	
5	15%	66,40	58,59	$r = 0,082$	19,16
	25%	75,19	76,17	$r = -0,003$	
	50%	73,24	75,19	$r = 0,856$	
6	15%	70,31	69,33	$r = 0,257$	17,81
	25%	70,31	69,33	$r = -0,702$	
	50%	61,52	57,61	$r = 0,553$	
7	15%	64,45	67,38	$r = -0,518$	29,29
	25%	75,19	66,40	$r = -0,388$	
	50%	65,42	63,47	$r = -0,169$	
8	15%	73,24	74,21	$r = -0,886$	17,48
	25%	76,17	73,24	$r = -0,044$	
	50%	69,33	63,47	$r = 0,738$	
9	15%	81,05	77,14	$r = 0,486$	11,74
	25%	83,00	68,35	$r = -0,248$	
	50%	63,47	57,61	$r = 0,236$	

Tabela 1 – Comparação entre a frequência mediana (FM) do músculo eretor da espinha sem uso do cinto pélvico durante contrações isométricas antes e depois do teste isotônico, com 15, 25 e 50% da carga máxima, a correlação entre o valor da RMS em função do tempo na fase de levantamento e o limiar de fadiga eletromiográfico (EMG_{LF})(n=9).

Voluntário	%Carga	FM(Hz) antes	FM(Hz) depois	RMS x Tempo	EMG_{LF} %
1	15%	72,26	74,21	$r = 0,081$	26,08
	25%	74,21	76,17	$r = -0,225$	
	50%	65,42	68,35	$r = -0,059$	
2	15%	82,03	83,98	$r = -0,408$	19,81
	25%	59,57	67,38	$r = 0,419$	
	50%	62,5	55,66	$r = 0,877$	
3	15%	67,38	62,50	$r = -0,054$	27,87
	25%	85,93	75,19	$r = 0,410$	
	50%	61,52	61,52	$r = 0,370$	
4	15%	77,14	69,33	$r = -0,491$	57,28
	25%	71,28	72,26	$r = 0,631$	
	50%	76,17	61,52	$r = 0,825$	
5	15%	66,40	58,59	$r = 0,082$	19,16
	25%	75,19	76,17	$r = -0,003$	
	50%	73,24	75,19	$r = 0,856$	
6	15%	70,31	69,33	$r = 0,257$	17,81
	25%	70,31	69,33	$r = -0,702$	
	50%	61,52	57,61	$r = 0,553$	
7	15%	64,45	67,38	$r = -0,518$	29,29
	25%	75,19	66,40	$r = -0,388$	
	50%	65,42	63,47	$r = -0,169$	
8	15%	73,24	74,21	$r = -0,886$	17,48
	25%	76,17	73,24	$r = -0,044$	
	50%	69,33	63,47	$r = 0,738$	
9	15%	81,05	77,14	$r = 0,486$	11,74
	25%	83,00	68,35	$r = -0,248$	
	50%	63,47	57,61	$r = 0,236$	

Tabela 2 – Comparação entre a frequência mediana (FM) do músculo eretor da espinha com uso do cinto pélvico durante contrações isométricas antes e depois do teste isotônico, com 15, 25 e 50% da carga máxima, a correlação entre o valor da RMS em função do tempo na fase de levantamento e o limiar de fadiga eletromiográfico (EMG_{LF})(n=9).

Ao analisar os dados obtidos verifica-se que o comportamento da frequência mediana antes, quando

comparada com a frequência mediana após o teste de um minuto, estatisticamente não apresentou diferenças significativas ($p=0.787$), embora tenha ocorrido um discreto declínio na frequência mediana coletada depois do teste nas cargas de 15% (N=5), de 25% (N=5) e de 50% (N=6) sem o uso do cinto pélvico, e 15% (N=5), de 25% (N=7) e de 50% (N=5) com o uso do cinto pélvico, caracterizando assim uma tendência ao desenvolvimento do processo de fadiga, como evidenciado por Seidel, Beyer e Bräuer (1987) que investigaram a fadiga muscular em contrações isométricas do músculo eretor lombar da espinha, e por meio da análise espectral identificaram a fadiga pela queda da frequência mediana.

Uma vez que o presente estudo utilizou-se de eletrodos de superfície, os resultados obtidos apresentam-se coerentes com Bigland-Ritchie, Jone, Hosking e Edwards (1978) e Moritani, Nagata e Muro (1982), que destacaram a presença dos componentes de baixa frequência associado ao aumento da amplitude do sinal eletromiográfico quando estudaram as contrações sustentadas com este tipo de eletrodos e que pode ser justificado pela forma de onda obtida que apresenta um maior tempo de duração e uma velocidade de condução diminuída pelo tempo mais longo para atravessar o ambiente do eletrodo.

Verifica-se a ocorrência de uma correlação positiva do valor da RMS em função do tempo para a maioria dos voluntários nas cargas de 15% (N=4), 25% (N=3) e 50% (N=7) sem o uso do cinto pélvico, e 15% (N=5), 25% (N=8) e 50% (N=8) com o uso do cinto pélvico, evidenciando uma tendência à fadiga (Bigland-Ritchie, Donovan & Roussos 1981 e Wittekopf, Schaaf & Taubenheim, 1975), durante contrações repetidas que pode ser justificado pela necessidade do músculo em recrutar um maior número de unidades motoras para compensar a diminuição da força útil por fibra (Vitasalo et al., 1985).

Com este comportamento das correlações predominantemente positivas, permitiu-se obter o limiar de fadiga eletromiográfico (EMG_{LF}) para o músculo eretor da espinha, conforme sugerido por DeVries et al. (1982), Matsumoto, Ito e Moritani (1991), Moritani et al. (1993) e Pavlat et al. (1995) com o qual em futuras inferências ergonômicas e na indicação de atividades físicas com objetivos de treinamento ou reabilitação, poderá ser utilizado como um índice das reais condições mecano-fisiológicas deste músculo e por meio deste orientar posturas de levantamento manual de carga, modificação de estações de trabalho que possam estar determinando um estado de fadiga muscular exagerado acompanhado de lesões por esforços repetidos e também com este índice uma orientação quanto a prováveis treinamentos de força para o músculo eretor da espinha.

Quanto ao uso do cinto pélvico, normalmente utilizado como acessório para proteção da coluna durante levantamento e abaixamento de carga e possivelmente como mecanismo de retardo do

desenvolvimento do processo de fadiga, constata-se que o músculo eretor da espinha não apresentou diferença no comportamento da frequência mediana da atividade eletromiográfica assim como no limiar de fadiga eletromiográfico o que constata um mecanismo de proteção ineficaz na prevenção das lesões promovidas pelo desenvolvimento da fadiga muscular.

Conclusão

O presente protocolo se mostrou um bom método para identificar as variáveis estudadas, pois permitiu reproduzir o processo de fadiga pela crescente atividade eletromiográfica em função do tempo em todos percentuais de carga e a obtenção do limiar de fadiga eletromiográfico, embora a mesma evidência não tenha ocorrido por meio da frequência mediana.

Quanto ao uso do cinto pélvico este não se apresenta como um acessório eficaz na diminuição do processo de fadiga em contraste com sua indicação.

Referências

- Basmajian, J. V. ; De Luca, C. J. (1985). Muscle alive: Their functions revealed by electromyography. Baltimore, Williams e Wilkins.
- Bigland-Ritchie, B.; Jones, D. A.; Hosking, G.P. ; Edwards, R. N. T. (1978). Central and peripheral fatigue in sustained maximum voluntary contractions of human quadriceps muscle. Clinical Science Molecular Medicine, 54, 609-614.
- Bigland-Ritchie, B.; Donovan, E. F. ; Roussos, C. S. (1981). Conduction velocity EMG power spectrum changes in fatigue of sustained maximal efforts. Journal Applied Physiology, 51, 1300-1305.
- Bittencourt, N. (1984). Musculação: uma abordagem metodológica. 2 ed. Rio de Janeiro: Sprint.
- Cardozo, A. C.; Gauglitz, A. C. F. ; Gonçalves, M. (2001). Resposta espectral do músculo eretor da espinha durante contrações isométricas obtidas por eletromiografia de superfície. In: Congresso Brasileiro de Biomecânica, 9, Gramado, 2001. Anais, 348(a)-348(f).
- Cholewicki, J., Juluru, K., Radebold, A. & Panjabi, M. M. (1999). Lumbar spine stability can be augmented with na abdominal belt and/or increased intra-abdominal pressure. Eur Spine J, 8, 388-95.

- Da Silva, S. R. D., Gonçalves, M. ; Denadai, B. S. (2001). Determinação do limiar de fadiga do músculo vasto medial em exercício isométrico pela eletromiografia de superfície. In: Congresso Brasileiro de Biomecânica, 9, Gramado, 2001. Anais, 295-299.
- DeVries, H. A.; Moritani, T.; Nagata, A. ; Magnussen, K. (1982). The relation between critical power neuromuscular fatigue as estimated from electromyographic data. Ergonomics, 25, 783-791.
- Dolan, P.; Mannion, A. F. ; Adams, M. A. (1995). Fatigue of the erector spinal muscles. A quantitative assessment using "frequency banding" of the surface electromyography signal. J. Biomechanics, 20, 149-59.
- Echternach, J. L. (1994). Introduction to electromyography and nerve conduction testing. A laboratory manual. Slack, Virginia.
- Frymoyer, J. W. (1990). Magnitude of the problem. In J. N. Weinstein and S. W. Wiesel (Eds.) The Lumbar Spine.(8-16) Philadelphia: W. B. Saunders.
- Gauglitz, A. C. F.; Gonçalves, M.; Cardozo, A. C.; Malagodi, B. M. ; Silva, S. R. D. (2001). Levantamento de carga durante o movimento repetitivo com e sem o uso do cinto pélvico: uma análise eletromiográfica. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 9, Gramado, 2001. Anais, 332-337.
- Gonçalves, M. (1996). Levantamento manual de carga em diferentes níveis de altura, com e sem o uso do cinto. Estudo eletromiográfico. Tese de dissertação do doutorado. São Paulo.
- Gonçalves, M. (1998). The effect of the pelvic belt in the activity electromyographic during the load manual rising (LMR). In: Congresso Pan-Americano de Anatomia e XVIII Congresso Brasileiro de Anatomia, 12, São Paulo. Anais, 73.
- Gonçalves, M. (1998). "Variáveis Biomecânicas Analisadas Durante o Levantamento Manual de Carga". Motriz: Revista de Educação Física, 4, 85-90.
- Gonçalves, M. (2000). Limiar de fadiga eletromiográfica. In Denadai, B. S. e col. Limiar de fadiga eletromiográfica. Avaliação Aeróbia: determinação indireta da resposta do lactato sanguíneo. (pp. 129-154), Rio Claro.
- Gonçalves, M. (2001) Análise da fadiga muscular por indicadores biomecânicos. Tese de Livre Docência, IB-UNESP, Rio Claro.
- Gonçalves, M. ; Cerqueira, E. P. (1997). Análise Eletromiográfica do Levantamento Manual de Carga: Efeito da Postura e Altura Inicial da Carga e do Uso de Cinto Pélvico. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 7, Campinas, 2001. Anais, 157-162.
- Gonçalves, M. ; Cerqueira, E. P. (1998). Análise eletromiográfica do levantamento manual de carga em diferentes posturas, altura inicial da carga e do uso do cinto pélvico. In: CONGRESO DE EDUCACIÓN FÍSICA E CIENCIAS DO DEPORTE DOS PAÍSES DE LÍNGUA PORTUGUESA E VII CONGRESO GALEGO DE EDUCACIÓN FÍSICA, 6, LA CORUNÃ, 1998. Anais, 140.
- Gonçalves, M. ; Silva, S. R. D. (2001). O efeito do uso de cinto pélvico em teste para determinação do limiar de fadiga eletromiográfico. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 9, Gramado, 2001. Anais, p.311-316, 2001.
- Harman, E. A.; Roseinstein, R. M.; Frykman, P. N. ; Nigro, G . A. (1989). Effects of a belt on intra-abdominal pressure during weight lifting. Med. Sci. Sports Exerc, 21, 186-90.
- Hodgson, E. A. (1996). Occupational back belt use: a literature revie. AAOHN J., 44, 438-43.
- Kelencz, C. ; Gonçalves, M. (2001). Agachamento - Efeito do uso do cinto pélvico durante o exercício: uma análise eletromiográfica. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 9, Gramado, 2001. Anais, 85-88.
- Kim, S. H ; Chung, M. K. (1995). Effects of posture, weight and frequency on trunk muscular activity and fatigue during repetitive lifting tasks. Ergonomics, 38, 853-63.
- Kumar, S. (1997). The effect of sustained spinal load on load intra-abdominal pressure and EMG characteristics of trunk muscles. Ergonomics, 40, 1312-1334.
- Lander, L. E; Hundley, J. R. ; Simonton, R. L. (1992). The effectiveness of weight-belts during multiple repetitions of the squat exercise. Medicine Sports Science Exercises, 24, 603-9.

- Lander, J. E. ; Simonton, R. L. ; Giacobbe, J. K. (1990). The effectiveness of weight-belts during the squat exercise. Med. Sci. Sports Exerc., 22 117-26.
- Matsumoto, T.; Ito, K. ; Moritani, T. (1991). The relationship between anaerobic threshold and electromyographic fatigue threshold in colleague women. European Journal Applied Physiology, 63, 1-5.
- Moritani, T.; Nagata, A. ; Muro, M. (1982). Electromyographic manifestations of muscular fatigue. Medicine and Science in Sports and Exercise, 14, 198-202.
- Moritani, T.; Takaishi, T. ; Matsumoto, T. (1993). Determination of maximal power output at neuromuscular fatigue threshold. Journal Applied Physiology, 31, 1729-1734.
- NG, J. K. ; Richardson, C. A. (1996). Reliability of electromyographic power spectral analysis of back muscle endurance in healthy subjects. Arch Phys Med Rehabil, 77 259-64.
- Nakamaru, Y. ; Schwartz, A. (1972). The influence of hydrogen concentration on calcium binding and release by skeletal muscle sarcoplasmic reticulum. Journal Genetic Physiology, 59, 22-32.
- Pavlat, J. D.; Housh, T. J.; Johnson, G. O.; Eckerson, J. M. (1995). Electromyographic responses at the neuromuscular fatigue threshold. Journal Sports Medicine Science Sports, 35, 31-37.
- Reyna, J. R. Jr.; Leggett, S. H.; Kenney, K.; Holmes, B.; Mooney, V. (1995). The effect of lumbar belts on isolated lumbar muscle: strength and dynamic capacity. Spine, 20, 68-73.
- Schipplein, O. D.; Trafimow, J. H.; Anderson, G. B. J. ; Andriacchi, T. P. (1990). Relationship between moments at the L5/S1 level, hip and knee joint when lifting. Journal Biomechanics, 23, 907-912.
- Seidel, H.; Beyer, H. ; Bräuer, D. (1987). Electromyographic evaluation of back muscle fatigue with repeated sustained contractions of different strengths. Eur. J. A. Physiol 56, 592-602.
- Snook, S. H. ; Jensen, (1984) .Cost. In: Popo, M. H.; Frumoyer, J. W. & Anderson, G. (Eds), Occupational Low Back Pain. Praeger, New York.115-121.
- Sullivan, M. S. (1989). Back support mechanisms during manual lifting. Phys. Med., 69, 38-45.
- Tortoza, C. ; Gonçalves, M. (1994). Montagem de uma sistema de sinalização para aquisição simultânea de sinais eletromiográficos e cinematográficos. CONGRESSO DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA DA UNESP CAMPUS DE RIO CLARO, 5, Resumos..
- Udo, H. ; Yoshinaga, F. (1997). Effect of a pelvic belt on abdominal pressure by various weights and bending angles. Ind. Health, 35 229-34.
- Van Dieen, J. H.; Oudevrielink, H. H. E. ; Toussaint, H. M. (1993). Trunk extensor endurance and its relationship to electromyogram parameters. Eur. J. Appl. Occup. Physiol., 66 388-96.
- Vitasalo, J.T.; Luhtanen, P.; Rahkilap, P. ; Rusko, H. (1985). Electromyographic activity related to aerobic and anaerobic threshold in ergometer bicycling. Acta Physiologica Scandinavica. v. 124, 287-293.
- Winters, J. M. ; Woo, S. L. Y. (1990). Multiple muscle systems. Biomechanics and Movement Organization. Springer-Verlag, New York.
- Wittekopf, T. G.; Schaaf, E. ; Taubenheim, H. (1975). Use of electromyography for quantification of local muscular fatigue following a known strength-endurance load. Biomechanics V-A International Series on Biomechanics, University Park Press, Baltimore,1-A: 185-193.

Endereço:

Mauro Gonçalves
Laboratório de Biomecânica Departamento de
Educação Física – IB – UNESP
Av. 24 A, 1515, Bela Vista, Rio Claro, SP, CEP
13506-900.
Tel. 19-3526.4165
Fax 19-3534.0009.
e-mail: maurog@rc.unesp.br

*Manuscrito recebido em 12 de agosto de 2002.
Manuscrito aceito em 18 de dezembro de 2003.*