

Artigo original

Efeitos da autonomia funcional de idosos sobre a fadiga muscular

Effect of elderly functional autonomy on muscular fatigue

Roger Hungria de Paula*, Rodrigo G. de S. Vale**, Luiz Alberto Batista***, Carlos. G. Oliveira****, K. Shung*****, Estélio H. M. Dantas*****

.....
 *Programa de Pós-graduação em Ciência da Motricidade Humana (PROCIMH) / Universidade Castelo Branco-RJ(UCB), **Laboratório de Biociência da Motricidade Humana (LABIMH-UCB), ***Laboratório de Biomecânica da Universidade do Estado do Rio de Janeiro (UERJ), ****Universidade do Federal do Rio de Janeiro (UFRJ), *****Programa de Pós-Graduação do COPPE-UFRJ, *****Bolsista de produtividade em pesquisa (2A) do CNPq

Resumo

Este estudo investigou o efeito da autonomia funcional de idosos na fadiga muscular, avaliada através da eletromiografia de superfície. Os participantes foram voluntários, participantes do programa de atividade física e foram avaliados durante a participação no Protocolo GDLAM, desenvolvido para avaliar a autonomia de idosos. O teste de fadiga teve a duração de 60 s e consistiu em manter o sujeito em posição de agachamento isométrico com joelho flexionado a 140° e tronco levemente inclinado anteriormente. Para estimativa do espectro de potência e cálculo da frequência mediana (FM), foi utilizada uma Transformada de Fourier (FFT) dos sinais de ambos os músculos, antes e depois do protocolo GDLAM em três segmentos do sinal do teste de fadiga. Não foram encontradas diferenças significativas ao comparar os testes antes e depois, tanto para o vasto lateral (VL) quanto para os ísquio-surais (IS), independentemente do segmento avaliado ($p > 0,05$). Nem todos os indivíduos apresentaram fadiga antes e/ou depois. Para os que apresentaram fadiga em ambos os testes, houve uma tendência de maior fadiga no VL antes que após. Esta tendência não foi observada nos IS, uma vez que quatro indivíduos apresentaram maior taxa de queda na FM antes, quatro depois e um não apresentou fadiga em nenhum dos dois.

Palavras-chave: autonomia funcional, idosos, frequência mediana

Abstract

This study aimed to investigate the effect of functional autonomy of elderly subjects on muscle fatigue, evaluated through surface electromyography (SEMG). The subjects were volunteers of the program of physical activity. They were regularly participants of a physical activity program, and were measured when practicing the Protocol GDLAM, which was design to assess elderly autonomy. The duration of the fatigue test was 60s and the subject was maintained in an isometric position with the knee at 140° and trunk slightly inclined. In order to estimate the SEMG power spectra and to calculate the Median Frequency (FM), the Fast Fourier Transform was used for the tests before and after the GDLAM protocol in three segments of the fatigue symptoms. No significant difference was found when comparing the tests before and after, for the vast lateral (VL) and for the hamstrings, regardless the segment investigated ($p > 0.05$). Some of the subjects did not have fatigue before and/or after the GDLAM. For those who showed fatigue in both tests, there was more fatigue in the VL before than after. This tendency was not observed in the hamstrings, since four subjects showed higher rate of falls before the FM, four after and one did not have fatigue.

Key-words: functional autonomy, elderly, median frequency.

Recebido em 21 de janeiro de 2008 ;aceito em 31 de janeiro de 2008.

Endereço para correspondência: Roger Hungria de Paula, Rua Francisco Otoni de Paula, 136, 36750-000 Palma MG, Tel.: (32) 3446-1599, Email: palmamg@terra.com.br

Introdução

A autonomia funcional, também conhecida como capacidade funcional, mostra-se como um dos conceitos mais relevantes em relação à saúde, à aptidão física e à qualidade de vida, sendo mais determinante na análise dos efeitos do envelhecimento do que na idade cronológica [1]. A capacidade funcional está associada ao declínio na habilidade para desempenhar as atividades da vida diária (AVD), podendo ser a maior razão para a perda da autonomia e da independência dos idosos [2], e sua redução pode também resultar em internação em asilos. A força muscular é um importante aspecto da capacidade funcional e, durante o processo de envelhecimento, sua manutenção é fundamental por ser vital para a saúde, para a capacidade funcional e para uma vida independente [3]. Neste sentido, a fraqueza dos músculos pode avançar até que uma pessoa idosa não possa realizar as atividades comuns da vida diária, como as tarefas domésticas, sendo a fadiga muscular aguda periférica (FMAP) uma importante variável para avaliar as capacidades.

Uma das mais evidentes alterações que acontecem com o processo de envelhecimento é a diminuição da função neuromuscular, principalmente no que diz respeito à força muscular [4]. O tecido muscular esquelético dos mamíferos possui a capacidade de produzir níveis elevados de força quando ativado, enquanto que a incapacidade de produzir repetidamente no tempo um determinado nível de força ou potência muscular designa-se por fadiga neuromuscular [5]. Por outro lado, a fadiga tem sido igualmente sugerida como um mecanismo de proteção contra possíveis efeitos deletérios da integridade da fibra muscular esquelética [6].

A eletromiografia de superfície (SEMG) é uma técnica que registra o sinal elétrico gerado pelas células musculares, durante a contração, e possibilita a análise da atividade muscular durante o movimento [7]. O monitoramento das alterações no espectro de frequência dos sinais de SEMG tem se tornado uma ferramenta muito utilizada para avaliar a FMAP [8]. Para a estimativa espectral do sinal de SEMG, métodos que se utilizam da transformada discreta Fourier têm sido amplamente empregados, dos quais se extraem variáveis, que são analisadas durante contrações musculares “prolongadas” [9]. Uma das variáveis propostas como sensível à FMAP é a frequência mediana (FM) do espectro de potência [10-13], pois a mesma tem sido observada como apresentando uma relação quase que linear com a velocidade média de condução do potencial de ação ao longo das fibras musculares recrutadas [14,15], embora Hagg [16] sugira que a sincronização dos disparos das unidades motoras seria um dos fatores responsáveis pela manifestação da fadiga no EMG, e não somente a diminuição da velocidade de condução do potencial de ação.

O objetivo do presente estudo foi verificar o efeito da autonomia funcional de idosos que participam de um programa de atividade física, observado durante a prática do Protocolo

proposto pelo Grupo de Desenvolvimento Latino-Americano para a Maturidade (GDLAM) sobre a fadiga muscular aguda periférica, avaliada por meio de eletromiografia de superfície.

Materiais e métodos

Onze voluntários adultos idosos, com idade acima de 60 anos, sendo dois homens e 9 mulheres, participantes do programa de atividade física da Faculdade de Educação Física da Universidade do Estado do Rio de Janeiro, participaram do estudo, mas apenas os resultados das 7 das 9 mulheres foram analisados. A amostra analisada tinha então entre 60 e 78 anos, índice de massa corpórea (IMC) médio de 28,19 kg/m² e estatura média de 1,57 m. A pesquisa obedeceu aos princípios éticos dispostos na Resolução Nº. 196/96, de 10 de outubro de 1996, do Conselho Nacional de Saúde. Todos os participantes do estudo assinaram o termo de participação consentida, e a pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos da Universidade Castelo Branco. Antes dos testes, os voluntários passaram por uma entrevista de anamnese e um questionário para identificação da saúde, o rPAR-Q.

Para a monitoração da SEMG dos músculos vasto lateral e ísquiosurais foi utilizado o Biopac Systems com o amplificador de EMG. O ganho foi estabelecido em 2.000 vezes e a frequência de amostragem em 2.000 Hz. Os sinais foram visualizados e gravados em um computador pelo software Acknowledge versão 3.5.3 para Windows. Os eletrodos utilizados foram da marca Medtrace® 200 (Kendall, Canadá), com área de detecção de 10 mm e formato circular. Os eletrodos foram posicionados em configuração bipolar segundo as recomendações Européias para Eletromiografia de Superfície (*Surface EMG for Non-Invasive Assessment of Muscles* - SENIAM) [17], sempre do lado esquerdo do indivíduo, e a distância entre os eletrodos foi de 20 mm. No local de colocação dos eletrodos, a pele foi preparada pela raspagem dos pêlos com um barbeador e a limpeza com álcool, para a remoção da camada córnea, com a vaporização completa do álcool.

Foi realizado um teste de fadiga antes e após a aplicação do protocolo GDLAM para a autonomia [18]. O teste de fadiga, que foi determinada através da análise da frequência mediana do sinal de SEMG, consistiu em manter o sujeito em posição de agachamento isométrico com o joelho flexionado a 140° e o tronco levemente inclinado anteriormente, e teve a duração de 60 segundos. O controle do ângulo foi feito por um goniômetro mecânico [19], e o seu centro de rotação foi posicionado no centro articular do joelho (aproximado para a cabeça da fíbula) e os seus braços foram alinhados com o eixo longitudinal da coxa e da perna. O segmento da coxa foi definido entre o trocânter maior do fêmur e a cabeça da fíbula, e o da perna, entre o maléolo lateral e a cabeça da fíbula. Os sinais de eletromiografia só

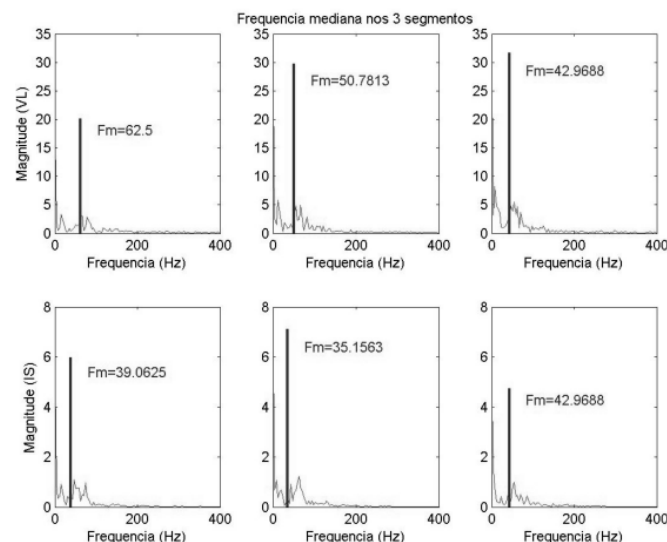
começaram a serem coletados quando os sujeitos alcançavam os 140°. Durante todo o teste de fadiga os testadores deram motivação verbal.

O protocolo de avaliação da autonomia funcional baseado no GDLAM consistiu de atividades físicas selecionadas que representavam, segundo Bassey [20], indicadores de autonomia e independência física para realizar as atividades da vida diária. Estas atividades físicas da vida diária foram selecionadas pela importância na relação com a autonomia e independência funcional na vida do idoso [21-23], observando características de velocidade de deslocamento [24-26] de capacidade de previsão de queda [27], de mortalidade, e deficiência [28,29]. Os testes foram então caminhar 10 metros - C10m -, preconizada pelo estudo de Sipurila *et al.* [30], sentar-se e levantar-se da cadeira e locomover-se pela casa - LCLC [31] -, levantar-se da posição sentada - LPS - [28] e levantar-se da posição decúbito ventral - LPDV - [27]. O tempo mínimo para execução das tarefas foi utilizado como critério de avaliação.

Os sinais de SEMG foram processados em rotina compilada em software Matlab 6.5 (The MathWorks, EUA). Como os sinais apresentaram um ruído DC e de 60 Hz - demonstrados em espectro contido por uma Transformada Rápida de Fourier (FFT) -, os sinais foram primeiramente filtrados por um filtro *notch* de 60 Hz e 2ª ordem, e passa-banda (20 - 450 Hz), de 2ª ordem. Os filtros foram aplicados no sentido direto e reverso para correção de fase. Para estimativa do espectro de potência e cálculo da Frequência Mediana (FM), foi utilizada uma Transformada Rápida de Fourier (FFT) dos sinais de ambos os músculos, antes e depois do teste de autonomia em três segmentos do sinal (Figura 1), que compreenderam os seguintes intervalos de tempo, do início 0 segundo ao 1º segundo do teste de fadiga (T1), dos 29,5 aos 30,5 segundos do teste de fadiga (T2) e dos 59 aos 60 segundos (T3) do teste. As janelas tiveram 1 segundo de duração seguindo as recomendações de Hermens *et al.* [17].

Foram comparados os valores da FM obtidos antes e depois dos testes de autonomia, retiradas dos intervalos T1, T2 e T3, para cada um dos músculos monitorados, por meio do teste Wilcoxon para amostras dependentes. Foram determinados os índices de fadiga pelo coeficiente da reta de regressão linear tomando os intervalos de tempo como variável independente e a FM como variável dependente. As estatísticas foram desenvolvidas no Software Statistica (Statsoft, USA).

Figura 1 - Espectro de potência das três janelas (T1, T2 e T3, da esquerda para a direita), posição onde foi localizada a frequência mediana (linha vertical), juntamente com seu valor (FM), nos músculos Vasto lateral (VL) e no Ísquiosurais (IS).



Resultados

Os valores encontrados para a LPDV (Tabela II), apresentaram uma média de 3,58, que é um valor classificado como regular pelo protocolo GDLAM (Tabela I). Já os valores do C10m e LCLC (Tabela II) apresentaram valores médios de 6,43 e 34,09, respectivamente, que recebem as classificações de bom e muito bom.

Não foi observada diferença estatisticamente significativa ao comparar cada um dos intervalos do sinal SEMG, antes e depois, para os músculos vasto lateral (Figura 2) e ísquio-surais (Figura 3), analisados durante o teste de fadiga. O índice de fadiga, calculado através da inclinação da reta que continha as frequências medianas, não revelou fadiga em vários indivíduos, e isto não dependeu do músculo ou do teste, antes ou depois (Tabela III). Para aqueles que apresentaram fadiga, não foi identificada diferença entre as taxas de decaimento antes e depois da aplicação do protocolo GDLAM.

Tabela I - Valores limítrofes, medidos em segundos, utilizados como padrão de avaliação da autonomia funcional do protocolo GDLAM.

Classificação	C10	LPS	LPDV	LCLC	IG
Fraco	> 7,09	> 11,19	> 4,40	> 43,00	> 28,54
Regular	7,09 - 6,34	11,19 - 9,55	4,30 - 3,30	43,00 - 38,69	28,54 - 25,25
Bom	6,33 - 5,71	9,54 - 7,89	3,29 - 2,63	38,68 - 34,78	25,24 - 22,18
Muito Bom	< 5,71	< 7,89	< 2,63	< 34,78	< 22,18

C10m) caminhar 10 metros; LPS) levantar da posição sentada; LPDV) levantar da posição decúbito ventral; LCLC) levantar da cadeira e locomover-se pela casa; IG) índice GDLAM.

Tabela II - Resultado dos valores (em segundos) obtidos para a execução do protocolo GDLAM de autonomia, juntamente com as principais características da amostra estudada.

Sujeito	C10m	LCLC	LPS	LPDV	IDADE (anos)	PESO (kg)	ALTURA (m)	IMC
1	5,58	46,00	9,60	2,42	60	83,20	1,75	27,17
2	6,73	34,85	10,81	3,54	65	65,70	1,46	30,82
3	4,82	28,96	8,69	2,21	66	68,70	1,61	26,50
4	5,50	28,00	9,01	2,89	60	94,00	1,74	31,05
5	6,30	31,17	9,01	3,71	76	60,30	1,52	26,10
6	7,74	38,33	10,02	4,37	60	71,40	1,6	27,89
7	5,40	31,23	9,13	3,02	65	52,40	1,46	24,58
8	8,67	36,40	9,05	6,55	78	63,90	1,41	32,14
9	7,10	31,90	10,20	3,50	71	66,00	1,55	27,47
Média ±DP	6,43 ± 1,25	34,09 ± 5,60	9,50 ± 0,70	3,58 ± 1,30	66,78 ± 6,83	69,51 ± 12,39	1,57 ± 0,12	28,19 ± 2,56

C10m) caminhar 10 metros; LPS) levantar da posição sentada; LPDV) levantar da posição decúbito ventral; LCLC) levantar da cadeira e locomover-se pela casa; IMC) índice massa corporal.

Tabela III - Índice de fadiga (Hz/min) calculado a partir das medições feitas nos intervalos T1, T2 e T3, nos músculos vasto lateral (VL) e Ísquios-surais (IS) antes e depois de todos os indivíduos.

	VL		IS	
	Antes	Depois	Antes	Depois
11	—	—	-11,9	—
12	(*)	-11,9	-15,8	—
13	—	—	-7,98	—
14	-19,8	-7,8	—	-12,5
15	—	-3,9	-7,9	-19,9
16	—	—	—	-8,1
17	-4,04	—	—	—
18	—	-3,9	—	-3,9
19	-24,7	-4,1	-7,9	-4,0

(—) – Não foi observada fadiga pelo método determinado, o que representa valores nulos ou pouco acima de zero. (*) Valor descartado por suspeita de ruído.

Figura 2 - Valores Médios (barra) e desvio padrão dos valores de frequência mediana dos intervalos T1, T2 e T3, dos testes realizados nos no músculo vasto lateral, antes e depois.

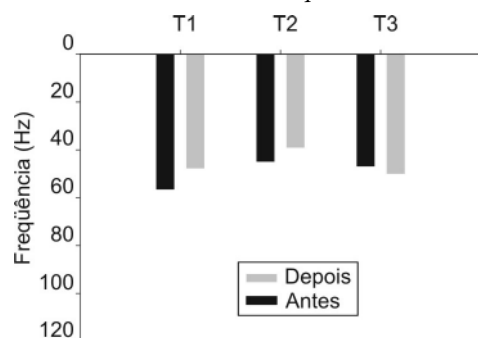
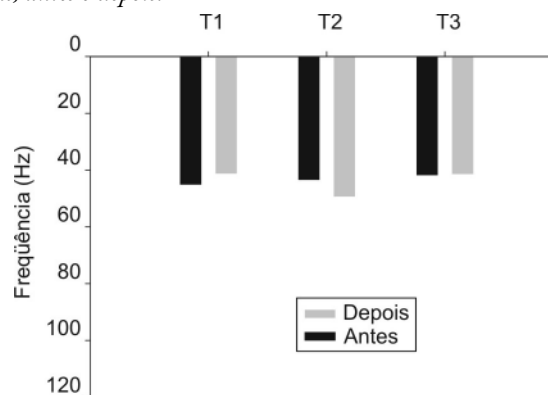


Figura 3 – Valores Médios (barra) e desvio padrão dos valores de frequência mediana dos intervalos T1, T2 e T3 no músculo ísquios-surais, antes e depois.



Discussão

Apesar da média do IMC dos testado ser de 28,19 kg/m², que levaria o grupo a uma classificação de obeso, segundo classificação da OMS [32], o grau de classificação “bom” na LCLC, “muito bom” na LPS e “regular” na LPDV, sugere que os indicadores de autonomia e independência física, para realizar atividades de vida diária pelo protocolo GDLAM de autonomia, atingiram índices satisfatórios para o teste. Isto ocorreu, provavelmente, devido ao fato do grupo investigado ser participante de um programa de exercícios físicos, com uma frequência regular de três vezes por semana, implementado na Faculdade de Educação Física da Universidade do Estado do Rio de Janeiro (UERJ). Tal hipótese pode ser corroborada pelas afirmativas que propõem que idosos que se mantiverem ativos fisicamente tenderão a prolongar a autonomia funcional e a Qualidade de Vida [33]. Dessa forma, embora não seja o objeto deste estudo, sugere-se que devido à natureza dos movimentos e a sua relação com o cotidiano, o conjunto de testes realizados pelo protocolo GDLAM parece permitir uma visão global do geronto, considerando

que a autonomia funcional está associada às atividades da vida diária (AVD).

Estudando diferenças entre características de pacientes e de grupos controle, vários estudos têm relatado que parâmetros espectrais do SEMG, durante a fadiga, são capazes de discriminar diferenças entre os grupos [12,34,35]. Mais uma vez, a FM do espectro de potência do SEMG tem sido eleita como parâmetro de análise. Apesar de diferenças quanto aos valores de taxa de decréscimo, ou mesmo entre valores absolutos da FM, é consensual que a mesma apresente uma queda significativa durante a contração, quando o músculo vai atingindo o estado de fadiga. Portanto, a variabilidade observada para os resultados obtidos nos diferentes estudos acontece mais por questões de características individuais e, provavelmente, devido aos diferentes protocolos de teste. No presente estudo, não foram encontradas diferenças significativas ao comparar as FM obtidas nos testes antes, com aquelas obtidas nos testes depois, tanto para o vasto lateral quanto para o ísquio-surais.

Não é surpreendente o fato de que o protocolo adotado, de um minuto de agachamento isométrico, não ter sido capaz de induzir as mudanças observáveis na FM. Não houve influência significativa da idade na fadiga no estudo conduzido por Casale *et al.* [36], e as correlações entre a idade e os parâmetros de fadiga eletromiográfica foram próximas de zero ($r = -0,0591$ e $r = -0,0744$ para testes de contração isométrica a 20% e a 80% da contração muscular voluntária máxima). Nesse trabalho, a amostra foi dividida em três grupos, de 20 a 40 anos, de 41 a 59 e de 60 a 85 anos, e todos os grupos tinham níveis de atividade física semelhantes. Sujeitos submetidos a treinamento físico regular podem ter os efeitos da perda seletiva de fibras musculares do tipo II diminuídos. Hunter *et al.* [37] foram além destas conclusões e demonstraram que idosos de 67 a 76 anos, com a mesma força que jovens de 18 a 31 anos, têm uma capacidade maior de sustentar contrações isométricas de baixa intensidade (20% da contração voluntária máxima). Os dois grupos tinham o mesmo nível de atividade física e a mesma capacidade de geração de torque de flexão no cotovelo, mas os idosos apresentaram, em média, um tempo de sustentação da contração de 22,6 minutos, que foi significativamente maior do que o tempo de 13,0 minutos do grupo jovem. Estes resultados podem explicar por que os testes de agachamento realizados no presente estudo não induziram as alterações no índice de fadiga eletromiográfica, uma vez que a amostra foi composta por sujeitos submetidos a treinamento regular e orientado.

O tipo de tarefa motora utilizada pelo presente estudo na tentativa de gerar fadiga foi o de cadeia cinética fechada, pois esta é mais similar à maioria das tarefas cotidianas e aos testes de autonomia funcional aplicados. Petrella *et al.* [38] utilizou tarefas em cadeia cinética fechada e aberta (sentar-e-levantar e extensões de joelho) para induzir a fadiga, comparando homens e mulheres jovens e idosos, mas os tipos de contrações utilizadas foram dinâmicas, o que inviabilizou o

uso de métodos tradicionais de processamento de SEMG para medida da FM. Nesse caso, a fadiga foi definida como o declínio na geração de potência. Os autores observaram que os idosos tiveram uma diminuição na capacidade de sustentar a velocidade de contração máxima e a potência no decorrer dos testes, mesmo normalizando os resultados à massa magra da coxa. Outro estudo que utilizou contrações dinâmicas e comparou a fadiga em idosos e jovens foi o de Baudry *et al.* [39]. Os idosos tiveram maior perda no torque para as contrações concêntricas e excêntricas máximas, comparados a jovens, que por sua vez demonstraram maior fadigabilidade nas contrações excêntricas, comparadas às concêntricas. Os idosos não demonstraram diferenças entre os tipos de contrações. Parece, então, que a ocorrência da fadiga e as diferenças etárias dependem de diversos fatores, como o tipo de contração, os tipos de testes e o nível de atividade dos testados.

Uma das principais limitações do presente estudo no que diz respeito à análise da fadiga muscular no grupo está relacionada à pequena quantidade de indivíduos que compuseram a amostra. Entretanto, parece que os sujeitos não entraram em fadiga significativa com o protocolo empregado. Mais uma vez, considerando a boa classificação obtida pelo grupo, em termos de avaliação segundo o protocolo, a ausência de fadiga pode estar relacionada ao bom condicionamento dos indivíduos.

Conclusão

Muito embora se reconheça que o envelhecimento provoca diminuição da capacidade funcional, o presente estudo pôde concluir que os indicadores de autonomia para realizar as atividades da vida diária pelo protocolo GDLAN atingiram índices satisfatórios em idosos treinados. Os resultados da avaliação da fadiga muscular não mostraram diferenças de fadiga antes e depois da aplicação do protocolo, o que parece corroborar a hipótese de que os idosos participantes da pesquisa possuíam um bom condicionamento físico. Futuros estudos, envolvendo maior quantidade de indivíduos, devem ser conduzidos com idosos menos condicionados para verificar esta hipótese, além de buscar comparações com amostras de jovens e diferenças nos gêneros.

Referências

1. Matsudo SM, Matsudo VKR, Neto TLB. Atividade física e envelhecimento: aspectos epidemiológicos. *Rev Bras Med Esporte* 2001;7(1):172-76.
2. Poster JD, McCully KK, Landsberg LA, Sands LP, Holfmann MT, Wetterholt KL, Shaw CE. Physical determinants of independence in mature women. *Arch Phys Med Rehabil* 1995;76(4):373-80.
3. Paula RH, Vale RGS, Dantas EHM. Relação entre o nível de autonomia funcional de adultos idosos, com o grau de fadiga muscular aguda periférica, verificado pela Eletromiografia. *Fitness&Performance J* 2006;2(5):95-100.

4. Akima H, Kano Y, Enomoto Y, Ishizu M, Okada M, Oishi Y, Katsuda AS, Kuno S. Muscle function in 164 men and women aged 20 - 84 years. *Med Sci Sports Exerc* 2001;33:220-26.
5. Ascensão A, Magalhães J, Oliveira J, Duarte J, Soares J. Fisiologia da fadiga muscular. Delimitação conceptual, modelos de estudo e mecanismos de fadiga de origem central e periférica. *Rev Port Cien Desp* 2003;3(1):108-23.
6. Williams J, Klug G. Calcium exchange hypotesis of skeletal muscle fatigue: a brief review. *Muscle Nerve* 1995;18(4):421-34.
7. Ocarino JM, Silva PLP, Aquino CF, Vaz DV, Fonseca ST. Eletromiografia: interpretação e aplicações nas ciências da reabilitação. *Fisioter Bras* 2005;6(4): 305-10.
8. Barreto R, Benatti LN, Alves N, Filho RFN. Avaliação da frequência mediana e da compressão espectral estimada do sinal eletromiográfico como indicadores da fadiga muscular. [Apresentado no XI Simpósio Internacional de Iniciação Científica da USP; 2003; Ribeirão Preto].
9. Oliveira CG, Simpson DM, Nadal J. Low back muscle activity of helicopter pilots and whole-body vibration. *J Biomech* 2001;34(10):1309-15.
10. De Luca CJ. Use of the surface EMG signal for performance evaluation of back muscles. *Muscle nerve*, 1993;16(2):210-16.
11. Lindström L, Kadefors R, Petersén I. An electromyographic index for localized muscle fatigue. *J Appl Physiol* 1977; 43(4):750-54.
12. Roy SH, De Luca CJ, Emley M, Buijs RJC. Spectral electromyographic assessment of back muscles in patients with low back pain undergoing rehabilitation. *Spine* 1995;20(1): 38-48.
13. Roy SH, De Luca CJ, Casavant DA. Lumbar muscle fatigue and chronic lower back pain. *Spine* 1989;14(9):992-1001.
14. Arendt-Nielson L, Gantchev N, Sinkjaer T. The influence of muscle length on muscle conduction velocity and development of muscle fatigue. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1992;85:166-72.
15. Roy SH, De Luca CJ. Chapter 9: Surface electromyographic assessment of low back pain. In: *Electromyography in ergonomics: fundamentals, applications, and case studies*. Kumar S, Mital M, eds. New York: Taylor & Francis; 1996;259-296.
16. Hagg GM. Comparison of different estimators of electromyographic spectral shifts during work when applied on short tests contractions. *Med Biol Eng Comput* 1991;29:511-16.
17. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, Disselhorst-Klug, C, et al. SENIAM 8: European recommendations for surface Electromyography. Enschede: Roessingh Research and Development b.v.; 1999.
18. Dantas EHM, Vale RGS. Protocolo GDLAM de avaliação da autonomia funcional. *Revista Fitness & Performance* 2004;3(3):175-180.
19. Batista LA. Biomecânica para o estudo do movimento corporal: aspectos básicos. *J Appl Physiol* 2001;90:205-215.
20. Bassey EJ, Fiatarone MA, O'Neill EF, Kelly M, Evans WJ, Lipsitz LA. Leg extensor power and functional performance in very old men and women. *Clin Sci* 1992;82:321-27.
21. American College of Sports Medicine. Diretrizes do ACSM para os testes de esforço e sua prescrição. 6a ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2003.
22. Shepard RJ. Exercise and aging: extending independence in older adults. *Geriatrics* 1993;48(5):61-64.
23. Skelton DA, Young A, Greig CA, Malbut KE. Effects of resistance training on strength, power, and selected functional abilities of women ages 75 and older. *J Am Geriatr Soc* 1995;43(10):1081-87.
24. Bendall MJ, Bassey EJ, Pearson MB. Factors affecting walking speed of elderly people. *Age Ageing* 1989;18(5):327-32.
25. Carmelli D, Kelly-Hayes M, Wolf PA, Swan GE, Jack LM, Reed T, Guralnik JM. The contribution of genetic influences to measures of lower-extremity function in older male twins. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2000;55(1):49-53.
26. Carmelli D, Coleman R, Omar HL, Brown-Cross D. Do we allow elderly pedestrians sufficient time to cross the street in safety? *J Aging Phys Act* 2000; (8):51-58.
27. Alexander NB, Ulbrich J, Raheja A, Channer D. Rising from the floors in older adults. *J Am Geriatr Soc* 1997;45(5):564-569.
28. Guralnik JM, Ferrucci L, Simonsick EM, Salive ME, Wallace RB. Lower-extremity function in persons over de age of 70 years as a predictor of subsequent disability. *N Engl J Med* 1995;332(9):556-61.
29. Guralnik JM, Ferrucci L, Pieper CF, Leveille SG, Markides KS, Ostir GV, et al. Lower extremity function and subsequent disability consistency across studies, predictive models and value of gait speed alone compared with the short physical performance battery. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2000;55(4):221-31.
30. Sipirila J, Multanen J, Kallinen M, Era P, Suominen H. Effects of strength and endurance training on isometric muscle strength and walking speed in elderly women. *Acta Physiol Scand* 1996; 156(4): 457-464.
31. Andreotti RA, Okuma SS. Validação de uma bateria de testes de atividades da vida diária para idosos fisicamente independentes. *Rev Paul Educ Fis* 1999; 13(1):46-66.
32. OMS - Divisão de Saúde Mental - Grupo WHOQOL. Versão em português dos instrumentos de avaliação de Qualidade de Vida (WHOQOL) 1998 [online]. [citado 2007 Mar 16]. Disponível em: URL: <<http://www.ufrgs.br/psiq/whoqol.html>>
33. Vale RGS, Pernambuco CS, Baptista MR, Varejão R, Torres J, Cordeiro L, et al. Efeitos do treinamento resistido na flexibilidade de mulheres idosas. In: 19º Congresso Internacional de Educação Física-FIEP; 2004; Foz do Iguaçu. Anais. Foz de Iguaçu: Educação Física no Mercosul 2004;74:171.
34. Peach JP, McGill SM. Classification of back pain with use of spectral electromyogram parameters. *Spine* 1998;23(10):1117-23.
35. Thomposon DA, Bierdermann HJ, Steverson JM, Maclean AW. Changes in paraspinal electromyography spectral analysis with exercise: Two studies. *J. Electromyogr Kinesiol* 1992;2:179-186.
36. Casale R, Rainoldi A, Nilsson J, Bellotti P. Can continuous physical training counteract aging effect on myoelectric fatigue? A surface electromyography study. *Arch Phys Med Rehabil* 2003;84:513-17.
37. Hunter SK, Critchlow A, Enoka RM. Muscle endurance is greater for old men compared with strength-matched young men. *J Appl Physiol* 2005;99:890-97.
38. Petrella JK, Kim J, Tuggle SC, Hall SR, Bamman MM. Age differences in knee extension power, contractile velocity, and fatigability. *J Appl Physiol* 2005;98: 211-220.
39. Baudry S, Klass M, Pasquet B, Duchateau J. Age-related fatigability of the ankle dorsiflexor muscles during concentric and eccentric contractions. *Eur J Appl Physiol* 2007;100(5):515-52.