

Efeito de um programa de treinamento com estimulação elétrica baseado no limiar de fadiga eletromiográfico.

R. A. Napolitano*, C. T. P. Camara*, F. M. Azevedo*, N. Alves*, R. F. N. Filho*, M. S. Oshiro**.

* Laboratório de fisioterapia aplicada ao movimento humano – LAFAMH / FCT-UNESP.

** Laboratório de Bioengenharia e Tecnologia Assistiva – IOT / USP.

raquelnapo@hotmail.com

Abstract: The objective of this study was to analyze the effect of a resistance training program for the quadriceps muscle, based on neuromuscular electrical stimulation (NMEE) with frequency of 20 and 50Hz, using the Electromyographic Fatigue Threshold (EMG_{FT}) as evaluation parameter. Fifteen subjects were submitted to the program training composed by 18 sessions. At the end was possible to generate adaptations related to the increase of the muscular force capacity. However, the expected effects in relation to the increase of the muscular resistance capacity were not observed. It is also verified the viability of the use of EMG_{FT} as reference for the initial prescription of the training load and yours use in the evaluation of the training effect.

Palavras-chave: Estimulação elétrica, fadiga muscular, eletromiografia, quadríceps femoral, exercício.

Introdução

A estimulação elétrica neuromuscular (EENM) compreende o uso de uma corrente elétrica com a finalidade de estimular contração muscular. Esta técnica é amplamente utilizada nos protocolos de reabilitação física, porém a relação entre o ajuste dos parâmetros de estimulação e o efeito observado ainda não está bem caracterizada na literatura. Dependendo da modulação de frequência da corrente a EENM pode ser aplicada em protocolos de treinamento com o objetivo de fazer com que o músculo gere adaptações de força ou resistência [1, 2].

Sabe-se que através da modulação da frequência da corrente é possível treinar um determinado músculo com um elevado grau de seletividade. Correntes moduladas em 20Hz tendem a ativar fibras do I, enquanto correntes moduladas em 50Hz tendem a ativar fibras do tipo II. Também a estimulação elétrica permite um recrutamento em maior número das unidades motoras se comparada à contração muscular voluntária [3].

Usualmente o uso da EENM nos processos de reabilitação física, não apresenta rigor metodológico quanto às condições de aplicação [3]. Aspectos como a modulação da frequência da corrente, posicionamento de eletrodos e os métodos para avaliação dos efeitos da

estimulação ainda são muito discutidos. Principalmente quando o objetivo do uso desta ferramenta esta relacionada com o treino de resistência [4].

Entende-se que a resistência muscular esta relacionada com a capacidade de um músculo em sustentar um nível de força desejado sem apresentar sinais de fadiga. Ou seja, busca-se com o treinamento aumentar a capacidade do músculo em resistir ao processo de fadiga. No entanto, para que um programa de treinamento seja bem sucedido além do correto ajuste dos parâmetros da EENM é necessário também uma ferramenta que viabilize a avaliação dos efeitos esperados [4].

Neste contexto, algumas metodologias baseadas na análise do sinal eletromiográfico (EMG) estão sendo desenvolvidas com o objetivo de avaliar a condição muscular de um sujeito submetido a um programa de treinamento de resistência. Estes métodos baseiam-se na relação dos parâmetros temporais ou de frequência do sinal EMG com o tempo de duração do exercício, através de regressão linear como, por exemplo, a determinação do Limiar de Fadiga Eletromiográfico (LFE) [5-7].

O LFE pode ser entendido como uma intensidade de exercício crítica, que ao ser executada por um sujeito não provoca alterações nos parâmetros temporais e/ou de frequência do sinal EMG monitorado. Estudos demonstram que este método apresenta um grande potencial de aplicação nas áreas da ciência do esporte e da saúde. Contudo, poucos e controversos são os trabalhos que demonstram a viabilidade no do uso do LFE como parâmetro para prescrição e avaliação do efeito de um programa de treinamento [4].

Dentro deste contexto, pretende-se neste estudo analisar o efeito de um programa de treinamento de resistência para o músculo quadríceps, baseado em EENM com correntes moduladas em frequência de 20 e 50Hz, utilizando o LFE como parâmetro de prescrição e avaliação.

Materiais e Métodos

Grupo Amostral

Foram selecionados 15 sujeitos, do gênero feminino, idade: 22 ±2.6 anos; altura: 175 ±4.6 cm; massa: 76 ±4.7 kg. Na amostra foram excluídos os sujeitos que apresentaram alguma desordem neuromuscular e/ou

articular, no membro inferior dominante, em um período inferior a 18 meses. O membro dominante foi determinado baseando-se na preferência do sujeito em realizar um gesto de chute [7].

Os sujeitos foram divididos aleatoriamente em três grupos com $n=5$: i) grupo controle (**G1**); ii) grupo submetido ao programa de treinamento com corrente modulada em 20Hz (**G2**); iii) grupo submetido ao programa de treinamento com corrente modulada em 50Hz (**G3**). Todos os sujeitos assinaram termo de consentimento livre e esclarecido e os procedimentos experimentais foram analisados pela comissão de ética local.

Protocolo experimental

O delineamento experimental deste estudo baseou-se no fato de que protocolo de treinamento foi aplicado ao músculo quadríceps femoral e a determinação do LFE foi feita a partir dos sinais EMG coletados das porções do Vasto Lateral (**VL**), Vasto Medial (**VMO**) e Reto Femoral (**RF**). O programa de treinamento e os testes para determinação do LFE foram realizados com os sujeitos posicionados sentados em uma mesa extensora, marca VITTALY®, modelo *convergent*®, com o joelho posicionado e travado em 60 graus de extensão.

Após a familiarização com os equipamentos os sujeitos foram submetidos ao protocolo para determinação do LFE. Este protocolo consistiu na execução de quatro séries de exercício isométrico com cargas aleatórias de 15, 30, 45 e 60% do máximo, até o momento admitido como exaustão [4, 9]. Considerou-se como máximo de cada sujeito a carga determinada a partir da Contração Voluntária Isométrica Máxima (**CVIM**) determinada através de teste específico [10, 11]. Entre as séries de exercício foi respeitado um intervalo de 20 minutos. Os sujeitos foram submetidos novamente a este protocolo após o término do programa de treinamento. O posicionamento dos eletrodos para captação dos sinais EMG foi realizado seguindo-se as orientações de DeLuca [10].

O programa de treinamento via EENM foi composto por 18 sessões, realizadas 3 vezes por semana, distribuídas em um período de 6 semanas. Durante as sessões de treinamento os sujeitos foram submetidos a uma única série de exercícios isométricos com duração de 40 minutos. A intensidade da corrente no início do treinamento foi equalizada com o LFE determinado para cada sujeito. O aumento da corrente foi realizado no decorrer do período de treinamento tendo como limite a sensação de desconforto relatada pelo sujeito. Também, durante as sessões a força muscular aplicada foi monitorada com o objetivo de servir de parâmetro adicional para os ajustes na intensidade da corrente.

O posicionamento dos eletrodos de estimulação foi realizado através do mapeamento das porções do RF, VL e VMO. Este procedimento consistiu na estimulação elétrica das porções musculares através de um eletrodo tipo “caneta” com o objetivo de se localizar as regiões onde são observadas as contrações mais efetivas. Estas

regiões foram mapeadas utilizando-se um gabarito feito em plástico transparente e serviram de referência para o posicionamento dos eletrodos de estimulação. Foram utilizados eletrodos auto-adesivos da marca Axelgaard®, modelo Valutrode® com medidas de 8x10cm.

Os sujeitos do grupo controle (G1) não realizaram o treinamento, apenas foram submetidos aos testes para determinação do LFE no mesmo período em que os sujeitos dos grupos G2 e G3.

Instrumentação

A EENM foi realizada através de um gerador de pulso desenvolvido pelo Laboratório de Bioengenharia e Tecnologia Assistiva do Instituto de Ortopedia e Traumatologia da Universidade de São Paulo (**IOT-USP**) e empresa **LYNX® Tecnologia Elétrica Ltda.** Este gerador fornece uma corrente bifásica simétrica, apolar, com largura de pulso de 300ms tanto para frequência de pulso de 20Hz quanto para 50Hz. O tempo de passagem da corrente (**T-on**) foi de 5 segundos com descanso (**T-off**) de 10 segundos.

Para a aquisição do sinal EMG foram utilizados 3 pares de eletrodos de superfície, modelo Meditrace® da marca 3M®, com superfícies de captação de AgCl com 10mm de diâmetro.

A monitoração da força externa aplicada pelo sujeito foi executada através de uma célula de carga marca KRATOS®, modelo MM com suporte máximo para 100 kg de carga.

Os sinais foram captados em um módulo condicionador de sinais da marca LYNX®, modelo BIO EMG 1000. Neste módulo três canais para a aquisição de sinais EMG foram configurados com um filtro digital passa banda frequência de corte de 20 e 500Hz, além de ganho final de 1000 vezes. Um canal foi configurado para a aquisição dos sinais provenientes da célula de carga. A frequência de amostragem para todos os canais foi de 4000Hz.

Processamento dos sinais

Os sinais EMG coletados, em cada uma das 4 séries de exercício, para cada porção muscular foram processados através de um algoritmo desenvolvido em ambiente MatLab®. A Frequência Mediana (F_{med}) dos sinais EMG foi calculada a cada 1000ms com sobreposição de 500ms. Os valores de F_{med} foram correlacionados com o tempo de duração de cada uma das quatro séries de exercícios, através de regressão linear, com o objetivo de se obter o Coeficiente de Inclinação (**CI**) dos ajustes. Para determinação do LFE foi considerado o valor do coeficiente linear da regressão entre os valores dos CI e das respectivas cargas de exercício realizadas pelo sujeito em cada uma das quatro séries.

As variáveis consideradas para análise obtidas nos momentos antes e depois do treinamento para os grupos G1, G2 e G3 foram submetidas a análise de variância

por postos (prova *H* de Kruskal-Wallis) a um nível de significância de 5%.

Resultados

Limiar de fadiga eletromiográfico

A tabela 1 apresenta os valores do LFE antes e depois para os grupos submetidos ao treinamento G2 e G3 e no mesmo período para o grupo G1. Não se observou diferenças significativas entre os momentos para os grupos nas três porções musculares. Porém uma análise descritiva indica uma queda do LFE quando comparado os momentos para os grupos G2 e G3, para as porções do VL, RF e VMO. Contrariamente, verificou-se um discreto aumento nos valores obtidos do grupo controle (G1), também para as três porções musculares.

Tabela 1: Valores médios e desvio padrão do LFE para as porções RF, VL e VMO.

Músculos	Momentos	G1	G2	G3
RF	Antes	27,81	27,46	27,99
		± 8,67	± 8,93	± 5,93
	Depois	28,50	24,50	20,27
		± 4,59	± 6,61	± 2,92
VMO	Antes	28,69	26,51	27,45
		± 7,10	± 12,38	± 5,90
	Depois	33,12	20,90	24,21
		± 7,69	± 7,94	± 6,11
VL	Antes	26,81	21,16	28,81
		± 8,32	± 6,43	± 3,95
	Depois	27,13	20,64	21,06
		± 8,88	± 2,95	± 6,94

Tempos de duração das séries de exercício para determinação do LFE

O tempo em que o sujeito conseguiu sustentar o nível de força alvo em cada uma das quatro séries de exercício, no protocolo para determinação do LFE, foi considerado como o momento de exaustão. Na tabela 2 estão compilados os tempos totais dos exercícios nas cargas 20, 30, 40 e 50% (CVIM) antes e depois do treinamento. Observa-se uma tendência a queda dos tempos após o treinamento nos sujeitos do G2 para todas as cargas, já no grupo do G3 ocorre uma queda do tempo apenas na carga de 40%. Nas demais ocorreu um discreto aumento do tempo, porém sem diferença significativa. A comparação dos tempos entre os momentos para os três grupos também não apresentou diferença significativa.

Força muscular

Na tabela 3 estão compilados os valores de força obtidos nos teste de CVIM antes e depois do treinamento. Observa-se diferença significativa entre os

valores de força para o G2 e G3 antes e depois do treinamento. O grupo controle não apresentou diferença significativa entre os valores nos momentos antes e depois do treinamento.

Tabela 2: Valores médios e desvio padrão dos tempos totais de exercício, em segundos, para as porções RF, VL e VMO.

	Momentos	G1	G2	G3
Carga 20%	Antes	260,93	203,30	155,10
		± 227,56	± 76,78	± 51,57
	Depois	204,42	160,05	156,61
		± 167,83	± 59,43	± 53,52
Carga 30%	Antes	113,73	135,49	124,18
		± 74,08	± 62,21	± 59,97
	Depois	126,36	79,02	128,54
		± 82,60	± 22,40	± 61,09
Carga 40%	Antes	78,32	95,07	78,05
		± 36,99	± 35,80	± 28,07
	Depois	89,21	58,53	62,47
		± 15,76	± 13,33	± 20,25
Carga 50%	Antes	61,58	56,66	48,52
		± 15,99	± 8,25	± 13,63
	Depois	63,39	47,83	59,08
		± 19,55	± 14,51	± 18,26

Tabela 3: Valores médios (± SD) da força muscular antes e depois do treinamento.

	G1	G2	G3
Antes	25,37	29,08 ^a	28,87 ^a
	± 2,96	± 4,43	± 4,69
Depois	26,68	38,05	40,36
	± 1,81	± 5,16	± 6,38

a- diferença significativa após o treinamento.

Discussão e considerações finais

Os resultados apresentados demonstram que ocorre um aumento significativo na força muscular medida nos grupos G2 e G3 depois do treinamento. Mesmo no grupo G2 que foi submetido à estimulação com corrente modulada em 20Hz. Tal fato pode ser discutido inferindo-se que as fibras do tipo II também são estimuladas em frequências relativamente baixas como a de 20Hz. Porém entende-se que o recrutamento deste tipo de fibra, a baixas frequências, não deveria gerar adaptações nos mesmos níveis que os observados no grupo que foi treinado com corrente modulada em 50Hz. Lembrando que não foram observadas diferenças significativas entre os valores de força medidos depois do treinamento entre os grupos G2 e G3. Um fator que pode ter influenciado nesta resposta é a predominância dos tipos de fibras no músculo escolhido, sabe-se que o quadríceps femoral é um músculo misto, ou seja, possui 50% de fibras do tipo I e 50% de fibras do tipo II. Porém é importante ressaltar que a impossibilidade em se estabelecer a distância entre o axônio e o eletrodo ativo, não permite evidenciar qual tipo de fibra

muscular esta sendo recrutada no momento da contração provocada pela eletroestimulação [1, 2].

Os valores do LFE observados antes e após o programa de treinamento para o G2 e G3 permitem inferir que adaptações de resistência não foram geradas pelas porções musculares do RF, VL e VMO. Mesmo o G2 que foi estimulado com corrente modulada em 20Hz, o qual esperava-se um aumento significativo do LFE determinado após o programa de treinamento. Entretanto este fato pode estar relacionado com a metodologia utilizada para a determinação do LFE. Estudos demonstram que apesar da frequência mediana poder ser utilizada como parâmetro central na determinação do LFE, variáveis temporais do sinal EMG podem ser mais sensíveis aos efeitos do treinamento. No entanto, verifica-se a possibilidade de melhorias no processamento do sinal EMG objetivando uma sensibilidade maior da F_{med} aos efeitos do treinamento. Conseqüentemente disponibilizando um LFE com um maior grau de relação com a condição muscular do sujeito avaliado [4].

Em relação ao tempo total de exercício em cada uma das cargas, 15, 30, 45 e 60% (CVIM), pode-se observar a queda do tempo total do exercício função do aumento da porcentagem da carga, para todos os grupos. Este comportamento encontra-se de acordo com a literatura e sinaliza bem que o fenômeno da fadiga muscular é tempo-dependente. O fato de que não se observou um aumento significativo do tempo de exercício após o programa de treinamento para o grupo G2 e G3 e em relação ao grupo G1, sugere que a EENM foi ineficiente em estimular as porções musculares em gerar adaptações de resistência. Neste caso, o LFE determinado após o treinamento, apesar de suas limitações, reflete de maneira expressiva o efeito do programa de treinamento proposto [4, 8, 9].

Com base nos resultados, conclui-se que o programa de treinamento proposto, através de EENM com corrente modulada em 20Hz e 50Hz, foi capaz de gerar adaptações relacionadas ao aumento da capacidade de força no músculo quadríceps femoral. Entretanto, os efeitos esperados em relação ao aumento da capacidade de resistência muscular não foram observados. Sugere-se também que é viável o uso do LFE como referência para a prescrição inicial da carga de treinamento bem como de seu uso na avaliação de seu efeito. Porém os apontam para a necessidade da melhoria das limitações inerentes ao processo de determinação do LFE.

Agradecimentos

Agradecemos o suporte financeiro da Fundação de Amparo a Pesquisa do Estado de São Paulo – FAPESP – através do processo nº. 04/01061-4.

Referências

[1] Camargo LC, Minamoto VB, Noronha MA, Castro CES, Salvini TF. (1998.) "A estimulação elétrica neuromuscular do tibial anterior não altera a morfologia

dos músculos sóleo (antagonista) e extensor digital longo (sinergista) do rato". *Revista de Fisioterapia da Universidade de São Paulo*, v.5, n. 2, p. 120-26.

[2] Dellito A, Mackler LS. (1990) "Two theories of muscle strength augmentation using percutaneous electrical stimulation". *Physical Therapy*, v.70, n. 3, p. 53-60.

[3] Mcmiken DF, Smith MT, Thompson C. (1983) "Strengthening of human quadriceps muscles by cutaneous electrical stimulation". *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*, v.2, n. 15, p. 72-8.

[4] Oliveira AdSC, Gonçalves M. (2007) "EMG amplitude and frequency parameters of muscular activity: Effect of resistance training based on electromyographic fatigue threshold". *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v.doi:10.1016/j.jelekin.2007.07.008, n. p

[5] Moritani T, Takaishi T, Matsumoto T. (1993) "Determination of maximal power output at neuromuscular fatigue threshold". *Journal Applied Physiology*, v.74, n. 4, p. 1729-34.

[6] Pavlat DJ, Housh TJ, Johnson GO, Schmidt RJ, Eckerson JM. (1993) "An examination of the electromyographic fatigue threshold test". *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, v.67, n. 4, p. 305-8.

[7] Ebersole KT, O'Connor KM, Wier AP. (2006) "Mechanomyographic and electromyographic responses to repeated concentric muscle actions of the quadriceps femoris". *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v.16, n. 2, p. 149-57.

[8] Mello EM, Artero AO, Alves N, Azevedo FM, Ota LS, Filho RFN. (2007) "Visualização exploratória de parâmetros de eletromiografia relevantes para diferenciar contrações isométricas". *Revista Brasileira de Biomecânica*, v.8, n. 15, p. 74-81.

[9] Mello EM, Alves N, Azevedo FM, Ota LS, Filho RFN. (2008) "Avaliação de parâmetros eletromiográficos em diferentes ações musculares durante contrações isométricas submáximas". *Revista Brasileira de Biomecânica*, v.9, n. 16, p. 47-54.

[10] De Luca CJ. (1997) "The use of surface electromyography in biomechanics. / Utilisation de l' electromyographie de surface en biomecanique". *Journal of Applied Biomechanics*, v.13, n. 2, p. 135-63.

[11] Silva SRDd, Gonçalves M. (2006) "Dynamic and isometric protocols of knee extension: effect of fatigue on the EMG signal". *Electromyography clinical neurophysiology*, n. 46, p. 35-42.