

# Análise dos efeitos de diferentes protocolos de eletroestimulação neuromuscular através da frequência mediana\*

## Analysis of the effects different protocols in the neuromuscular electrical stimulation through median frequency

Kênia Fonseca Pires<sup>1</sup>

### Resumo

PIRES, K. F. Análise dos efeitos de diferentes protocolos de eletroestimulação neuromuscular através da frequência mediana. **R. bras. Ci e Mov.** 2004; 12(2): 25-28.

Este trabalho analisa o efeito da estimulação elétrica neuromuscular de baixa frequência (50Hz) e de média frequência (2000Hz modulada a 50Hz) na frequência mediana. Foram analisados o efeito de dois protocolos nos músculos flexores do punho de 12 voluntários na faixa etária 18 a 29 anos, através da estimulação neuromuscular (EENM) no período de 30 minutos. Após o posicionamento do voluntário, foi realizado três contrações isométricas voluntárias máximas antes da EENM para aquisição do sinal eletromiográfico. Posteriormente foram eletroestimulados no período de 30 minutos, sendo que a cada 10 minutos foram realizadas aquisições do sinal eletromiográfico. Após 15 minutos e 24 horas da aplicação, os voluntários foram submetidos a aquisição do sinal eletromiográfico. Os resultados revelaram que houve diferença estatística significativa ( $p < 0,002226$ ) para os valores da frequência mediana dos músculos flexores do punho no grupo 1 (1G – MF)  $n=6$  e grupo 2 (2G – BF),  $n=6$ , antes (0), a cada 10 minutos durante a EENM e 15 minutos e 24 horas após a EENM. O grupo estimulado com BF gerou maior fadiga muscular que o MF, sendo mais evidente no período de 20 a 30 minutos de EENM. A EENM com corrente de MF mostrou-se mais vantajosa que a EENM de BF. Portanto, o tempo ideal foi 20 minutos para a EENM – MF e cuidados adicionais devem ser tomados para protocolos mais demorados.

**PALAVRAS-CHAVE:** eletroestimulação neuromuscular, frequência, eletromiografia, frequência mediana.

### Abstract

PIRES, K. F. Analysis of the effects different protocols in the neuromuscular electrical stimulation through median frequency. **R. bras. Ci e Mov.** 2004; 12(2): 25-28.

This work analyzes the immediate effect of the neuromuscular electrical stimulation with low frequency (50Hz) and medium frequency (2000Hz modulated 50Hz) in the median frequency. We analyze the effects two protocols in the wrist flexor muscles, in twelve voluntaries between eighteen to twenty-nine years old, through of the neuromuscular electrical stimulation (EENM), in the thirty minutes of period. Median frequency analyzed during three maximum voluntaries contractions, before of the EENM for each acquisition of the electromyography signal. After fifteen minutes and twenty four hours of the electrical stimulation, the voluntaries were engaged in the others acquisition of the electromyographic signal. There was significant statistics different ( $p < 0,002226$ ) in the numbers of the median frequency (Fmed) of the wrist flexors muscles in the group one (1G-MF,  $n=6$ ) and group two (2G-BF,  $n=6$ ), before of electrical stimulation and for each temn minutes during a electrical stimulation and after fifteen and twenty four hours of the electrical stimulation. The groups electrostimulated with low frequency indicated larger muscle fatigue, in the period between twenty until thirty minutes of the electrical stimulation. The group medium frequency indicated more advantages. Therefore the results allow to conclude the ideal time is twenty minutes to EENM and additional cautions to programs more delayed.

**KEYWORDS:** neuromuscular electrical stimulation, frequency, electromyography, median frequency.

\* Trabalho realizado no Centro Universitário do Triângulo – UNIT – Uberlândia – MG. Dissertação apresentada ao Curso de Mestrado em Fisioterapia

<sup>1</sup> Mestre em Fisioterapia – Área de concentração- Fisioterapia Ortopédica e Traumática – Centro Universitário do Triângulo – UNIT – Uberlândia –MG. Docente na Universidade Católica de Brasília/DF – UCB

Recebido: 18/03/2003

Aceite: 13/04/2004

## Introdução

A eletroestimulação neuromuscular é uma ferramenta terapêutica utilizada para restaurar funções motoras e sensoriais (7). Segundo (11) o uso de corrente elétrica produz contração muscular favorecendo o fortalecimento e hipertrofia muscular.

A prática fisioterápica demonstra que a utilização da EENM tem sido útil para recuperar a força muscular nos pacientes em reabilitação de condições patológicas que comprometem os seus movimentos.

A EENM gera pulsos elétricos, bifásicos, não polarizados, que variam geralmente na frequência, na configuração do pulso, simetria ou assimetria e nas modulações. De acordo com (12) as frequências variam numa faixa de 10Hz a 100Hz e em frequências elevadas, como a frequência de 2.500Hz.

A maior limitação da eletromusculação (EE) é a queda precoce da força muscular, devido à fadiga, seja nas estimulações de alta ou nas de baixa frequências (9).

Alguns trabalhos demonstram que as estimulações de alta frequência (100Hz) causam menor fadiga muscular (7). Porém, (3) observou que a EENM de 2500Hz modulada em 50Hz, promove diminuição da frequência mediana e maior fadiga muscular, quando comparada com a EENM com a frequência de 50Hz.

Por não existir um consenso na literatura na denominação do que seja baixa, média e alta frequência, (14) descreveram que durante a eletroestimulação, o recrutamento das unidades motoras ocorre de forma inversa, sendo que, as fibras do tipo II são as primeiras a serem recrutadas, porém apresentam menor resistência à fadiga muscular. Por essa particularidade, estes autores recomendam menores intensidades de estimulação nas estimulações de média e alta frequência.

A análise da fadiga muscular vem sendo realizada através da eletromiografia (EMG), por ser um método que permite o registro da atividade elétrica do músculo que avalia funcionalmente os músculos através da utilização da frequência mediana (15).

A captação da atividade elétrica do músculo é realizada por meio de eletrodos de superfície, que funcionam como dispositivos de interface entre um sistema de registro e o tecido biológico do paciente. Os eletrodos da EMG captam potenciais de ação das unidades motoras que se expressam sob a forma de onda detectada, consistindo no somatório espaço-temporal do potencial de ação da fibra muscular.

(13) e (17), enfatizaram os terapeutas no manuseio da EMG para avaliação da eficácia dos exercícios e diante da crescente necessidade de validação da eficácia terapêutica, a EMG representa um meio objetivo de documentação científica (10).

A EMG vem ganhando popularidade nas investigações da função muscular de humanos, envolvendo observações de mudanças na distribuição de frequências da densidade espectral e do sinal eletromiográfico (6). Através do modelo matemático de geração de sinal mioelétrico, proposto por (5), foi possível(1)descrever as manifestações elétricas da fadiga muscular e a sua localização. Estes autores sugerem três explicações para justificar o aumento na amplitude e a alteração da frequência do sinal EMG observado durante

uma contração isométrica sustentada: 1- o recrutamento motor; 2- a sincronização das unidades motoras; 3- as mudanças na velocidade de condução das fibras musculares.

Sendo assim, o sinal EMG pode ser analisado quantitativamente pela amplitude da frequência dos sinais EMG, e a redução da frequência do sinal EMG indica a diminuição da velocidade de condução das fibras musculares. A literatura descreve que a frequência mediana fornece uma estimativa confiável, não tendenciosa do espectro de frequência, sendo definida como a frequência do espectro acima e abaixo, do qual o poder espectral é igual(15).

Poucos foram os trabalhos que analisaram a fadiga muscular através da frequência mediana associada a protocolos de EE. (8) demonstraram diminuição da frequência mediana e consequente fadiga muscular na corrente de baixa frequência – 50Hz.

Porém (3) observou alterações significativas na densidade espectral na corrente elétrica de 2500Hz modulada a 50Hz.

Assim, o objetivo deste trabalho foi investigar os efeitos imediatos de dois protocolos diferentes de EENM na fadiga muscular dos grupos flexores do punho através da análise da frequência mediana, antes, durante e após a aplicação da eletroestimulação neuromuscular.

## Material e métodos

Foram analisados os efeitos de dois protocolos de EE nos músculos flexores do punho, do membro superior não dominante de 12 voluntários (07 masculinos e 05 femininos), que não apresentavam história de dor, fratura, trauma e disfunção osteomioarticular, divididos em dois grupos, com faixa etária de 18 a 29 anos ( $\chi = 23 \pm 2,6$ ), os mesmos foram recrutados por convite verbal e após esclarecimentos da pesquisa, assinaram o Termo de Consentimento, aprovado pelo Comitê de Ética.

## Procedimento experimental

O primeiro grupo [1G – média frequência (MF)] foi estimulado com corrente bifásica simétrica, pulsada, com rampa de subida de 0,5s, duração de pulso (T = 250ms) e frequência de 2.000Hz modulada a 50Hz, sendo o ciclo On = 3 e Off time = 1. O segundo grupo [2G – baixa frequência (BF)] foi estimulado com corrente bifásica simétrica pulsada com rampa de subida de 0,5s, com duração de pulso (100 $\mu$ s), com frequência de 50Hz (TABELA -I)

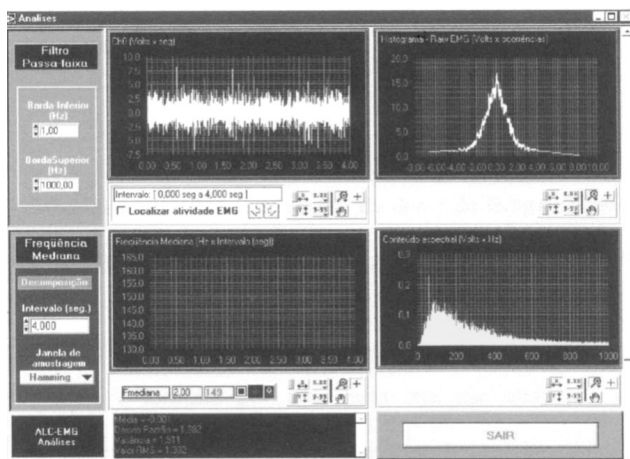
**Tabela 1** – Parâmetros das correntes elétricas utilizados na eletroestimulação neuromuscular.

Parâmetros EENM	1 GRUPO 1G	2 GRUPO 2G
Forma do pulso	Bifásico	Bifásico
Largura do pulso ( $\mu$ s)	100	250
Tempo de subida (s)	0,5	0,5
Frequência (Hz)	2000	50
Modulação em amplitude (%)	100	100
Frequência da modulação (Hz)	50	-
Ton: Toff (s)	3:1	3:1
Tempo de estimulação (minutos)	30	30



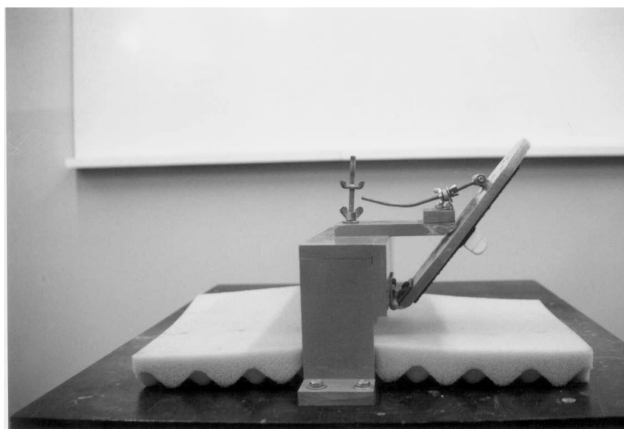
O condicionador de sinal eletromiográfico utilizado possuía aquisição simultânea até oito canais diferenciais; terra comum a todos os canais; filtros com faixa de passagem de 20Hz a 5Khz; estágio de amplificador ajustável – ganhos entre 100 vezes e 41.000 vezes; isolação óptica – 1,5 kv (RMS) a 60 Hz; RRM 93 Db A 60Hz. Foi utilizado aplicativo AlcEmg (software) que possibilitava ajuste do número de canais, controle automático de processo de aquisição; armazenamento de dados em formato texto ou binário; ferramenta zoom, ferramenta análise que fornecia cálculo do conteúdo espectral do sinal; cálculo da frequência mediana e média; desvio-padrão; variância; valor root mean square (RMS) – (Figura I)

**Figura I** – Aplicativo AlcEmg



Também foi desenvolvido e confeccionado um dispositivo em acrílico que permitia a fixação do punho a 45° flexão e a realização das contrações isométricas voluntárias máximas, com a força distribuída em toda a região palmar (Fig.II).

**Figura II** – Dispositivo em acrílico para fixação do punho na posição supinada e a 45° flexão

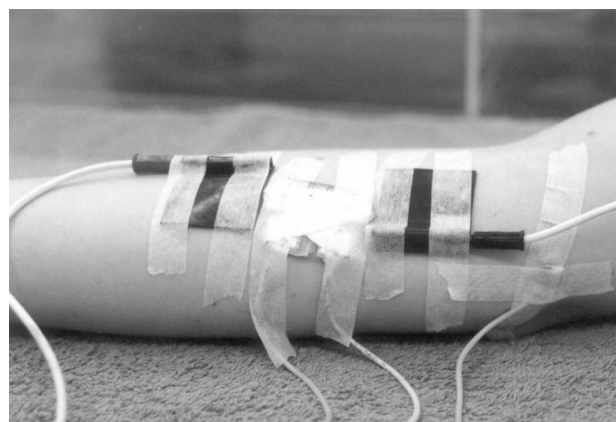


O equipamento de eletroestimulação neuromuscular utilizado foi o modelo DUALPEX 961 (QUARK), com dois canais independentes, com pulsos quadráticos bifásicos simétricos com variações de frequência na faixa de 1 Hz a 4000Hz.

Primeiramente foi realizada a limpeza da pele sobre o ventre muscular com álcool a 70 %, e posteriormente foram posicionados os eletrodos de EE e eletrodos de

superfície tipo Beckman passivos para EMG na linha média do ventre muscular dos flexores do punho e o eletrodo terra foi posicionado no epicôndilo lateral, que previamente foram untados com gel hidrossolúvel e fixados com fita adesiva (Fig.III).

**Figura III** – Posicionamento dos eletrodos de silicone – carbono para EENM e eletrodos para coleta de sinais EMG.



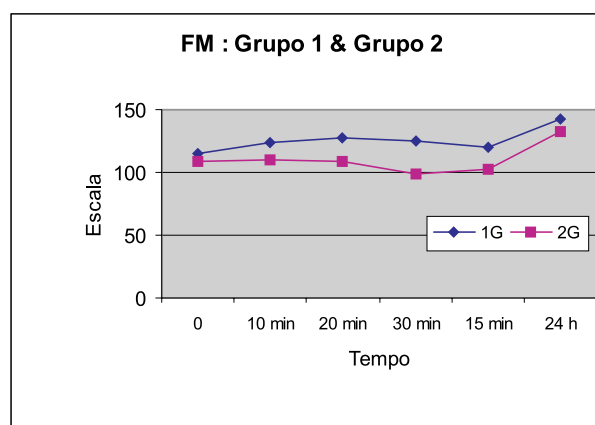
Para captação dos sinais EMG, o voluntário foi instruído a se concentrar no comando verbal “atenção já”, dado pelo operador do eletromiógrafo. Para analisar os efeitos dos dois protocolos de EENM, os voluntários realizaram três contrações isométricas voluntárias máximas (CIVM) por quatro segundos, para diferentes estágios do programa de EENM: a) antes da EENM; b) após 10 minutos de EENM; c) 10 minutos após; d) no final da EENM; e) 15 minutos depois da EENM; f) 24 horas após EENM. Os sinais EMG foram coletados durante as 3 CIVM de cada estágio da EENM e posteriormente foram analisadas a frequência mediana.

Após este procedimento foi analisado o sinal e realizado o cálculo da frequência mediana.

## Resultados

Foi realizado o Teste t de Student ( $p < 0,05$ ) para as condições experimentais utilizadas neste trabalho. O grupo (2G –BF) apresentou  $p < 0,002226$ .

**Figura IV** – Valores da frequência mediana (Fmed) dos músculos flexores do punho no 1G, n=6 e 2G, n=6.



## Discussão

Ao verificar a atividade elétrica, antes, durante e após a eletroestimulação neuromuscular, foi possível analisar o efeito da eletroestimulação empregada, sendo possível com este recurso avaliar se as metas terapêuticas foram alcançadas.

Os resultados demonstrados indicaram que houve diferença estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ ), entre os grupos e em todos os tempos analisados, revelando a presença maior de fadiga muscular durante o período de EE no grupo de baixa frequência em relação ao grupo de média frequência. A explicação possível para o resultado encontrado no grupo estimulado com baixa frequência pode ser atribuído a diminuição da propagação do potencial de ação, reduzindo a capacidade de contração muscular das fibras musculares (4). Entretanto, foi observada alteração na velocidade de condução da fibra muscular, sendo demonstrado pela frequência mediana. Esta alteração, de acordo (15) é o melhor parâmetro para contemplar o fenômeno da fadiga muscular e podendo ser mensurada através da diminuição dos valores desta frequência.

Os trabalhos encontrados por outros autores que analisaram a fadiga muscular através do estudo da frequência mediana foram relacionados durante programas de treinamento muscular (2,8), porém, não analisaram o efeito imediato da EENM, dificultando a comparação dos nossos resultados com outros trabalhos.

Porém, (3), observou que durante o treinamento com a EENM, a corrente de baixa frequência (50Hz) promoveu aumento na frequência mediana, mas por outro lado, o grupo estimulado com média frequência (2.500Hz modulada a 50Hz) promoveu decréscimo da frequência mediana, portanto, maior fadiga muscular comprovada pelas alterações significativas no espectro de frequência do sinal EMG.

Por outro lado, (8) observaram diminuição na frequência mediana, resultando em fadiga muscular, durante o treinamento dos músculos anteriores da coxa, através da corrente de baixa frequência (50Hz).

Segundo (4) a recuperação total da fadiga de baixa frequência pode levar horas ou dias, porém neste trabalho, foi observado que o aparecimento da fadiga muscular no grupo de baixa frequência com aplicação única de 30 minutos, restabeleceu após curto período de repouso, indicado pelo aumento da frequência mediana, o que sugere a recuperação da fadiga muscular, permitindo destacar o início do processo de condicionamento muscular.

Vários autores (2;4;16) descreveram que o mecanismo da fadiga de baixa frequência é desconhecida, mas sugeriram que a elevação na concentração de cálcio intracelular, mudanças no metabolismo e no sistema de excitação-contração são importantes no desenvolvimento da fadiga de baixa frequência.

Dentro das condições experimentais utilizadas, os dados deste trabalho permitem concluir que a eletroestimulação neuromuscular de baixa frequência gerou maior fadiga muscular do que a eletroestimulação de média frequência. Esta conclusão permite demonstrar que o objetivo da eletroestimulação neuromuscular é evitar a fadiga muscular, sendo indicado a estimulação de média frequência para protocolos terapêuticos.

## Referências Bibliográficas

1. BASMAJIAN IV, DE LUCA CI. **Muscle alive their functions revealed by electromyography**. 5.ed. New York. Baltimore: Williams & Wilkins. 1985
2. BINDER-MacLEOD, AS, RUSS DW. Effects of activation frequency and force low-frequency fatigue in human skeletal muscle. **Journal Applied Physiology**. 1999; 86:1337-1346
3. GUIRRO AR. **Análise da atividade elétrica e da força dos músculos flexores da mão após estimulação neuromuscular**. Piracicaba; 2000. [Tese de Doutorado - Universidade de Campinas]
4. JONES DA. High and low – frequency fatigue revisited. **Acta Physiol Scand**. 1996; 156: 265-270.
5. LINDSTROM L, KADEFORS R, PETERSEN I. An electromyographic index for localized muscle fatigue. **Journal Applied Physiology**. 1977; 43: 750-754.
6. MANNION AF, DOLAN P. Relationship between myoelectric and mechanical manifestations of fatigue in the quadriceps femoris muscle group. **Eur.J.Appl.Physiol.Occup.Physiol**. 1996;74: 411-419.
7. MATSUNAGA T, SHIMADA Y, SATO K. Muscle fatigue intermittent stimulation with low and high frequency electrical pulses. **Arch. Phys. Med. Rehabil**. 1999; 80: 48-53.
8. MOLINA RM, GALAN AT, GARCIA MSM. Spectral electromyographic changes during a muscular strengthening training based on electrical stimulation. **Electromyogr. Clin. Neurophysiol**. 1997; 37:287-295.
9. MOURSELAS N, GRANAT MH. Evaluation of patterned stimulation for use in surface functional electrical stimulation systems. **Med. Eng.Phys**. 1998; 20:319-324.
10. PORTNEY L. Eletromiografia e testes de velocidade de condução nervosa. In: O'SULLIVAN SB, SHMITZ TJ. **Reabilitação física: avaliação e tratamento**. 2 edição. São Paulo: Manole, 1993. p.183-223
11. RUSHONT DN. Functional electrical stimulation. **Physiol. Meas**. 1997; 18: 241-275.
12. SELKOWITZ DM. Improvement in isometric strength of the quadriceps femoris muscle after training with electrical stimulation. **Phys. Ther**. 1985; 65:186-196
13. SODERBERG GL, COOK TM. An electromyographic analysis of quadriceps femoris muscle setting and straight leg raising. **Phys. Ther**. 1998; 63:333-337.
14. SOLOMONOW M, BARATTA R, MIWA T, SHOJI H, D'AMBROSIA R. A technique for recording the EMG of electrically stimulated muscle. **Orthopedics**. 1985; 8:492-495.
15. STULEN FB, DE LUCA CI. Frequency parameters of the myoelectric signal as a measure of muscle conduction velocity. **IEEE Transactions on Biom. Eng**. 1981; 26:515-523.
16. TEPAVAC D, SCHWIRTLICH L. Detection and prediction of FES-induced fatigue. **Journal Electromyography and Kinesiology**. 1997; 7:39-50.
17. WOLF SL, EDWARDS DI, SHUTTER LA. Concurrent assessment of muscle activity: a procedural approach to assess treatment goals. **Phys. Ther**. 1986; 66:1209-1214.