

Revista Brasileira de Fisioterapia

ISSN: 1413-3555

rbfisio@ufscar.br

Associação Brasileira de Pesquisa e Pós-  
Graduação em Fisioterapia  
Brasil

Faller, Lilian; Nogueira Neto, Guilherme N.; Button, Vera L. S. N.; Nohama, Percy  
Avaliação da fadiga muscular pela mecanomiografia durante a aplicação de um protocolo de EENM  
Revista Brasileira de Fisioterapia, vol. 13, núm. 5, outubro, 2009, pp. 422-429  
Associação Brasileira de Pesquisa e Pós-Graduação em Fisioterapia  
São Carlos, Brasil

Disponível em: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=235016471010>

- ▶ Como citar este artigo
- ▶ Número completo
- ▶ Mais artigos
- ▶ Home da revista no Redalyc

# Avaliação da fadiga muscular pela mecanomiografia durante a aplicação de um protocolo de EENM

Muscle fatigue assessment by mechanomyography during application of NMES protocol

Lilian Faller<sup>1</sup>, Guilherme N. Nogueira Neto<sup>2</sup>, Vera L. S. N. Button<sup>2</sup>, Percy Nohama<sup>1</sup>

## Resumo

**Contextualização:** A estimulação elétrica neuromuscular (EENM) é uma técnica bastante utilizada na área da reabilitação em fisioterapia, porém a instalação da fadiga ocorre de maneira mais rápida se comparada à contração voluntária. Na prática clínica, torna-se necessário monitorar a fadiga muscular em protocolos de EENM, visando adequar os parâmetros da corrente elétrica e prolongar o tempo de estimulação. **Objetivos:** O objetivo deste estudo foi utilizar a mecanomiografia como meio de avaliação da fadiga muscular periférica durante a aplicação de um protocolo de EENM. **Métodos:** Um sistema de aquisição de sinais mecanomiográficos (MMG) e um protocolo experimental foram desenvolvidos. Durante os ensaios *in vivo* com 10 voluntários, foram realizados testes de contração voluntária máxima (CVM) para extensão do joelho. Realizou-se uma fase de potencialização com contrações dinâmicas produzidas por EENM a 10% da CVM (100 Hz, 400 µm) no músculo quadríceps femoral, e o protocolo de EENM propriamente dito ocorreu a 30% da CVM (50 Hz, 400 µm). Simultaneamente, foram adquiridos os sinais de MMG<sub>RMS</sub> (amplitude) e MMG<sub>MPP</sub> (frequência) do músculo reto femoral e de torque (amplitude) para a extensão do joelho. **Resultados:** A linha de tendência da MMG<sub>RMS</sub> foi descendente, indicando que a MMG<sub>RMS</sub> relaciona-se à amplitude do torque. Porém, a MMG<sub>MPP</sub> não teve uma boa correlação com o torque para este protocolo de EENM. **Conclusões:** A MMG pode ser aplicada simultaneamente à EENM, pois não ocorre interferência elétrica, e pode ser utilizada na realização de movimentos funcionais na contração muscular gerada por EENM.

Artigo registrado no Australian New Zealand Clinical Trials Registry (ANZCTR) sob o número ACTRN12609000866202.

**Palavras-chave:** estimulação elétrica neuromuscular; fadiga muscular; mecanomiografia; músculo reto femoral .

## Abstract

**Background:** Neuromuscular electrical stimulation (NMES) is a widely used technique for rehabilitation in physical therapy, however it causes muscle fatigue more rapidly than does voluntary contraction. In clinical practice, it becomes necessary to monitor muscle fatigue during NMES protocols to adjust the parameters of electrical current stimulation and, thus, increase stimulation time. **Objectives:** The aim of this study is to use mechanomyography (MMG) as a means of evaluating peripheral muscle fatigue during the execution of an NMES protocol. **Methods:** An MMG signal acquisition system and an experimental protocol were developed. During *in vivo* tests, 10 participants performed maximal voluntary contractions (MVCs) for knee extension. A maximization phase was conducted with dynamic contractions generated by NMES at 10% of MVC (100 Hz, 400 µs) on the quadriceps muscle, and the main NMES protocol occurred at 30% of MVC (50 Hz, 400 µs). Simultaneously, MMG<sub>RMS</sub> (amplitude) and MMG<sub>MPP</sub> (frequency) signals of the rectus femoris and the knee extension torque were acquired. **Results:** The tendency line of the MMG<sub>RMS</sub> was descendant, indicating that MMG<sub>RMS</sub> correlates with torque amplitude. However, MMG<sub>MPP</sub> did not show a significant correlation with torque for the present NMES protocol. **Conclusions:** MMG is a technique that can be simultaneously applied to NMES because there is no electrical interference and it can be used during functional movements in the NMES-generated muscle contraction.

Article registered in the Australian New Zealand Clinical Trials Registry (ANZCTR) under the number ACTRN12609000866202.

**Key words:** neuromuscular electrical stimulation; muscle fatigue; mechanomyography; rectus femoris muscle.

Recebido: 29/09/2008 – Revisado: 14/01/2009 – Aceito: 14/04/2009

<sup>1</sup> Laboratório de Engenharia de Reabilitação, Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR), Curitiba (PR), Brasil

<sup>2</sup> Departamento de Engenharia Biomédica, Universidade de Campinas (UNICAMP), Campinas (SP), Brasil

**Correspondência para:** Lilian Faller, Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde – PUCPR, Rua Imaculada Conceição, 1.155, Prado Velho, CEP 80215-901, Curitiba (PR), Brasil,  
e-mail: lilianfaller@gmail.com

## Introdução ::::.

A estimulação elétrica neuromuscular (EENM) é uma técnica pela qual se aplica a corrente elétrica para evocar contrações musculares e produzir movimentos funcionais em indivíduos com doenças neurológicas ou promover fortalecimento muscular para melhora do desempenho físico<sup>1-3</sup>.

Quanto ao desenvolvimento da força muscular, acredita-se que a EENM possa proporcionar fortalecimento muscular por um mecanismo diferente da contração voluntária<sup>4,5</sup>. Em uma contração muscular voluntária, os motoneurônios menores, que inervam as fibras tônicas, são ativados primeiramente, sendo os motoneurônios com tamanho maior os responsáveis por inervar as fibras fáscicas recrutadas posteriormente. Porém, a sequência do recrutamento das fibras musculares durante a aplicação da EENM ocorre de forma inversa, sendo as fibras fáscicas (menos resistentes a fadiga) recrutadas primeiramente<sup>6</sup>. Além disso, na EENM ocorre a estimulação de um conjunto fixo de unidades motoras, resultando na precipitação da fadiga muscular quando a musculatura esquelética é ativada eletricamente<sup>5</sup>.

A mensuração da força muscular correlacionada às características contráteis do músculo na estimulação elétrica contínua é importante para um melhor controle da EENM<sup>3</sup>. Na prática clínica da fisioterapia, a fadiga muscular precisa ser avaliada durante a aplicação de protocolos de EENM, visando a criação de estratégias para que os parâmetros de corrente utilizados estejam mais adequados aos músculos estimulados para minimizar os prejuízos decorrentes do surgimento da fadiga muscular (dor, fibrilação e redução de torque)<sup>7</sup>, otimizando os benefícios da técnica.

A análise de lactato, a eletromiografia (EMG) e a mecanomiografia (MMG) já foram descritas na literatura como técnicas utilizadas para avaliar as variações que ocorrem no músculo antes da instalação da fadiga muscular e durante ela<sup>3,8,9</sup>, porém as duas primeiras técnicas apresentam limitações para a avaliação da fadiga sináptica e para a aplicação durante a EENM. A análise de lactato indica apenas a fadiga metabólica<sup>9</sup>, e a EMG sobre interferência do sinal de EENM, observando-se uma saturação do sinal de EMG.

A MMG é um método não invasivo e não sofre interferência do artefato de estímulo elétrico durante a captação do sinal de contração muscular<sup>10-12</sup>. Com a utilização dessa técnica, o sinal da vibração muscular pode ser captado e utilizado para estudar aspectos mecânicos envolvidos na contração muscular voluntária<sup>12</sup> e para avaliar a fadiga muscular<sup>13</sup>. A avaliação da fadiga muscular por MMG durante a aplicação de um protocolo de EENM já foi descrita por Gobbo et al.<sup>13</sup>, porém apenas os parâmetros de amplitude do sinal de MMG e do torque foram avaliados, não considerando o parâmetro relacionado à frequência do sinal.

Neste trabalho, considera-se a hipótese de que existam alterações no espectro da frequência do sinal de MMG ( $MMG_{MPF}$ ), bem como alterações na amplitude do sinal de MMG ( $MMG_{RMS}$ ) simultaneamente às alterações do torque durante a instalação da fadiga muscular periférica na aplicação de um protocolo de EENM.

Por isso, o objetivo do presente trabalho foi avaliar o comportamento da amplitude e da frequência do sinal de MMG durante a aplicação de um protocolo de EENM.

## Materiais e métodos ::::.

O protocolo experimental foi aplicado em 10 indivíduos saudáveis, do sexo masculino, com idade de  $26,7 \pm 5,35$  anos (média ± dp), com altura de  $1,77 \pm 0,06$  m (média ± dp), peso corporal de  $79,60 \pm 9,73$  kg (média ± dp) e com IMC de  $25,17 \pm 2,37$  (média ± dp). Todos os voluntários estavam cientes do protocolo a ser realizado e consentiram por escrito por meio de um termo de consentimento livre e esclarecido. Esta pesquisa passou por avaliação e aprovação no Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR), CAAE nº:001.0,084,000-05 (CEP nº 514, FR nº 055738). O protocolo experimental foi composto de três fases: avaliação isométrica, potencialização e aplicação do protocolo de EENM propriamente dito.

### Avaliação isométrica

Essa fase teve como objetivo mensurar a contração isométrica voluntária máxima (CVM) para servir de referência para a potencialização e para a aplicação do protocolo de EENM.

Inicialmente, os voluntários realizaram um aquecimento no cicloergômetro da marca Caloi<sup>®</sup>, modelo Caloicicle Electronic Pulse, por um período de cinco minutos<sup>14</sup>. Após o aquecimento, os voluntários foram posicionados na cadeira do dinamômetro isocinético da marca Cybex<sup>®</sup>, modelo Norm 7000, para realizarem a avaliação da CVM. O quadril foi posicionado e fixado a 100°, e o eixo do joelho do membro inferior a ser avaliado foi posicionado no mesmo eixo do dinamômetro com uma flexão de 60°, como descrito por de Ruiter et al.<sup>1</sup>, para obter estabilização dos segmentos e melhor torque. Todos os testes foram realizados com o joelho do membro inferior dominante (lado direito para todos os voluntários).

A avaliação da contração voluntária máxima consistiu em duas contrações submáximas e uma contração máxima<sup>14,15</sup> dos extensores do joelho, com duração de 5 segundos cada contração, para aprendizagem do movimento, familiarização com a máquina e recrutamento de unidades motoras<sup>15</sup>, com intervalo de 5 segundos entre as contrações. Em seguida, realizaram-se

mais três contrações isométricas de 5 segundos cada repetição, exigindo a força máxima do voluntário, considerando o máximo torque gerado entre as três repetições. Observou-se um período de repouso de 2 minutos entre os testes (tempo de repouso também utilizado em estudos realizados por Ebersole et al.<sup>16</sup> e Beck et al.<sup>17</sup>) e antes da fase de potencialização.

## Potencialização

Precedendo a aplicação do protocolo de EENM, ocorreu uma fase de potencialização por meio da estimulação do quadríceps femoral com baixa intensidade e por curto período. A potencialização teve o objetivo de promover a ativação das unidades motoras e reduzir o tempo e a intensidade de estimulação para se alcançar a força de contração desejada. Essa fase não teve o objetivo de produzir fadiga muscular. Para a estimulação muscular (tanto para a potencialização quanto na aplicação do protocolo de EENM), foram utilizados dois eletrodos autoadesivos (5 cm x 9 cm). A impedância elétrica da pele foi reduzida pela tricotomia e pela limpeza da pele com álcool, com a finalidade de remover células mortas e a oleosidade. Um eletrodo de estimulação foi posicionado 10 cm abaixo da crista ilíaca e outro 5 cm acima da borda suprapatelar<sup>18,19</sup> (Figura 1), promovendo estimulação local<sup>20</sup>.

A potencialização foi realizada com o mesmo posicionamento no dinamômetro isocinético, para que o torque fosse observado nessa fase. Iniciou-se com uma estimulação na intensidade de 10% da CVM. A corrente estimulatória foi gerada pelo estimulador elétrico (KLD®, modelo Endphasys NMS0501), regulado no modo FES PAM (modulação por amplitude de pulso). A corrente estimulatória era em forma de onda quadrática, bifásica, duração de pulso de 400 µs<sup>21</sup> e frequência de 100 Hz<sup>2,13</sup>, com 5 segundos de estimulação e 5 segundos de

repouso, por três contrações. Após a potencialização, permitiu-se um repouso de 2 minutos e, então, prosseguiu-se com o protocolo de fadiga muscular propriamente dito, com EENM a 30% da CVM.

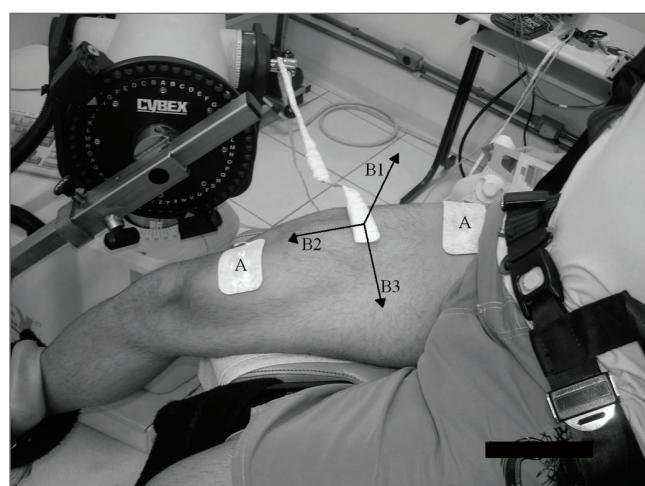
## Aplicação do protocolo de EENM

O protocolo de EENM visou promover fadiga muscular periférica por meio da contração muscular contínua sem período de repouso para a recuperação metabólica das fibras, para que as variáveis do sinal MMG e torque fossem observados. O protocolo consistiu na aplicação da EENM e na captação interrupta do sinal de MMG e do sinal de torque, possibilitando a comparação entre os sinais. Na aplicação do protocolo de estimulação desenvolvido, os eletrodos foram mantidos na mesma posição da potencialização, porém a frequência de *burst* foi de 50 Hz (estudos relatam que a 50 Hz são gerados picos da força, havendo um platô acima dessa frequência<sup>22</sup>), até atingir 30% da CVM<sup>23</sup>. Quando a intensidade da corrente de saída do estimulador foi alcançada para gerar 30% da CVM, a intensidade de corrente foi mantida e iniciou-se a contagem do tempo de estimulação (120 segundos; tempo utilizado em protocolos de EENM em quadríceps femoral para manter uma pessoa paraplégica na posição ortostática<sup>24</sup>). Realizou-se uma contração isométrica sustentada de 120 segundos, e os voluntários não realizaram contração voluntária em associação à aplicação da EENM. Os sinais de MMG e torque foram mensurados durante toda a aplicação do protocolo de EENM, e, apenas nessa fase, os dados dos sinais de MMG e torque foram processados e analisados.

## Sistema de aquisição de sinais de MMG

Um sistema de captação do sinal de MMG foi desenvolvido para atender à necessidade de se avaliar a fadiga muscular simultaneamente à aplicação da EENM. Um circuito elétrico para a aquisição do sinal mecanomiográfico foi projetado, empregando sensores com acelerômetro triaxial<sup>25,26</sup>. Basicamente, o acelerômetro utilizado possui um ajuste de sensibilidade que considera o valor da aceleração normal da gravidade (g) para base de cálculo. A saída do sensor foi configurada para 800 mV/V, sendo submetida a estágio de amplificação de 100 V/V. Contudo, apenas as oscilações foram registradas, e a aceleração estática foi descartada por meio de filtragem das frequências mais baixas. Além disso, o sistema capta variações em três eixos (Figura 1), representando melhor as oscilações que ocorrem no músculo durante a contração muscular.

O sistema com o sensor foi calibrado com o emprego de um gerador de sinais senoidais conectado a um vibrador mecânico PASCO SF-9324 (PASCO Digital Function®, modelo PI-9587C).



**Figura 1.** A) Posicionamento dos eletrodos de estimulação, B1) Eixo 1, B2) Eixo 2 e B3) Eixo 3 do sensor de mecanomiografia.

O gerador produzia um sinal senoidal em várias frequências (10, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 19, 20, 25, 30, 35 e 40 Hz, com precisão de duas casas decimais). O sensor de MMG foi posicionado sobre o vibrador mecânico e mediu satisfatoriamente todas as frequências geradas, sofrendo variação apenas nas casas decimais e a influência das harmônicas em baixa-frequência. Durante uma contração muscular, seja ela voluntária ou promovida pela EENM, as frequências das diversas unidades motoras que compõem o músculo se sobrepõem no sinal captado. Portanto, o aparecimento de harmônicas não prejudica a análise final do sinal de MMG. Para testar a reprodutibilidade do ensaio, repetiu-se o teste com o gerador de sinais conectado a um alto-falante *subwoofer* (PIioneer®, modelo TSW256DVC). O teste com o *subwoofer* foi ainda mais preciso que o do vibrador mecânico.

Durante a aplicação do protocolo de EENM, os sinais dos três eixos de MMG e o de torque foram captados simultaneamente à aplicação da corrente elétrica. O sensor de MMG foi posicionado na pele com uma fita dupla face sobre o ventre do músculo reto femoral<sup>25</sup>. Os sinais de MMG e torque foram digitalizados em 12 bits e processados utilizando-se o *software* LabVIEW (National Instruments®, Austin, TX). Com a utilização desse software, o sinal de MMG digitalizado foi filtrado com um filtro Butterworth de 10ª ordem, passa-faixa de 4 a 40 Hz<sup>27</sup>. Empregou-se a Transformada Rápida Discreta de Fourier (FDFT) com Janela de Hanning de 1 segundo para se obter o sinal no domínio da frequência. Efetuou-se, ainda, uma correção da Densidade do Espectro de Potência (PSD) após esse janelamento. O sinal de torque não foi filtrado digitalmente. A frequência de amostragem foi de 1 kHz, tanto para o sinal de MMG como para o de torque. Após a conversão desses parâmetros para o Excel®, foi possível observar os dados e analisar os padrões encontrados nos sinais.

## Análise estatística

Os parâmetros do sinal de MMG escolhidos para análise nesta pesquisa foram os valores de amplitude (RMS) e de frequência média de potência (MPF) do sinal de MMG (MMG<sub>RMS</sub> e MMG<sub>MPF</sub>, respectivamente), além do sinal do torque. Para comparar os valores de MMG<sub>RMS</sub> e de MMG<sub>MPF</sub> de cada eixo, calculou-se o coeficiente de correlação cruzada entre esses dois parâmetros para determinar qual o eixo do sinal mecanomiográfico seria o mais significativo, do qual seria realizada a análise. Por fim, traçou-se a linha de tendência com ajuste polinomial de 6ª ordem utilizando o Excel®, visando compreender o comportamento da MMGRMS, da MMGMMPF e do torque durante a aplicação do protocolo de estimulação a partir dos valores médios normalizados encontrados em todos os voluntários. O ajuste polinomial de 6ª ordem foi utilizado para todas

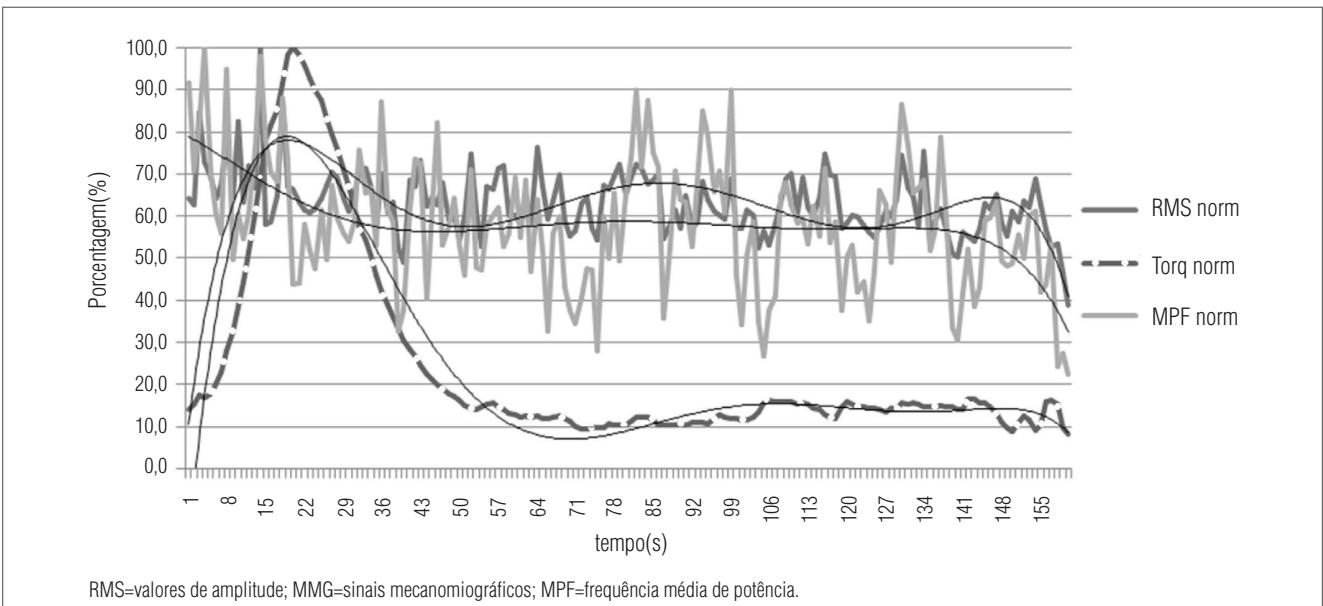
as variáveis para formar a linha de tendência, pois foi o ajuste que melhor representou os sinais e que apresentou o maior coeficiente de determinação se comparado aos ajustes linear, exponencial e polinomial de ordens diferentes.

## Resultados ::::

A partir da análise dos coeficientes de correlação cruzada entre os valores de MMG<sub>RMS</sub> e MMG<sub>MPF</sub> constatou-se que, para o músculo reto femoral, o eixo mais significativo para a captação do sinal de vibração muscular foi o eixo 3, pois apresentou o valor de 0,654, enquanto o eixo 2 apresentou valor de 0,559. O eixo 1 apresentou uma amplitude de sinal (MMG<sub>RMS</sub>) muito baixa e, por isso, foi desconsiderado neste trabalho. A partir da análise do eixo 3 do MMG e do torque captados simultaneamente, os resultados são relatados a seguir.

Com relação à MMG<sub>MPF</sub>, os valores médios apresentaram uma grande oscilação. Porém, quando representados pela linha de tendência, diminuem no início do protocolo, coincidindo com o momento da elevação na intensidade da estimulação até a queda dos valores de torque (valores de MMG<sub>RMS</sub> em aproximadamente 55% do platô dos valores de MMG<sub>MPF</sub>), Figura 2. Após esse período, ocorre uma estabilização da MMG<sub>MPF</sub> durante a estimulação. Porém, após aproximadamente 100 segundos de estimulação constante, com intensidade da corrente contínua, ocorre um decréscimo progressivo da MMG<sub>MPF</sub> para valores abaixo de 40% do platô da MMG<sub>MPF</sub>, não coincidindo com o que ocorre com as linhas de tendência dos valores MMG<sub>RMS</sub> e de torque. O coeficiente de determinação para a linha de tendência da média da MMG<sub>MPF</sub> normalizada, entretanto, resultou num valor muito baixo ( $R^2=0,195$ ) para a modelagem matemática desse parâmetro para a população observada.

Com relação à amplitude do valor da MMG<sub>RMS</sub>, visualizando a linha de tendência dos valores médios normalizados, o sinal aumenta no início do protocolo até atingir 100% da amplitude do sinal de MMG<sub>RMS</sub>, coincidindo com o momento do aumento da intensidade da estimulação, alcançando o pico no momento em que é alcançada a intensidade de corrente necessária para gerar 30% da CVM. Após esse pico, ocorre redução da amplitude para valores abaixo de 60% e consequente redução do torque (Figura 2). Em um determinado momento da estimulação, ocorre uma variação na linha de tendência do sinal, coincidindo com a visualização de fasciculações na região ântero-medial de coxa, seguida de aumento de torque em extensão de joelho. Essa fasciculação gerou um aumento no sinal de amplitude do valor de MMG<sub>RMS</sub> (78% do MMG<sub>RMS</sub>). No final do protocolo, os valores de MMG<sub>RMS</sub> diminuíram juntamente com o sinal de torque (abaixo de 40%). O coeficiente de determinação calculado para a linha de tendência da média



**Figura 2.** Curvas de tendência dos sinais de MMG (RMS e MPF) relacionado com o torque normalizados a 100%.

dos valores de  $\text{MMG}_{\text{RMS}}$  normalizados ( $R^2=0,354$ ) é baixo para a modelagem matemática desse parâmetro para a população avaliada, porém a linha de tendência dos valores de  $\text{MMG}_{\text{RMS}}$  representou melhor o fenômeno ocorrido no sinal, acompanhando o sinal de torque no domínio do tempo.

O torque, durante a aplicação desse protocolo de estimulação e fadiga, comportou-se de uma maneira semelhante ao que ocorreu com a linha de tendência dos valores de  $\text{MMG}_{\text{RMS}}$ . Inicialmente ocorreu um acréscimo na amplitude do torque de até 100% do torque mensurado (significando aumento da força) durante o acréscimo da intensidade da corrente gerada pelo estimulador. Após o pico alcançado pela corrente para gerar 30% da CVM, ocorreu decréscimo e estabilização dos valores de torque durante a aplicação da estimulação elétrica (abaixo de 10%). No momento em que foi observada a fasciculação na região ântero-medial da coxa e esboço de extensão de joelho, seguiu-se um período de acréscimo do torque (em torno de 15%). No final do protocolo, ocorre um declínio da linha de tendência do torque (Figura 2). O coeficiente de determinação calculado para a linha de tendência da média do torque ( $R^2=0,8963$ ) é um valor alto e permite a modelagem matemática desse parâmetro para essa população e a aplicação do mesmo protocolo.

## Discussão ::::

A contração forte e prolongada de um músculo leva ao estado de fadiga muscular, caracterizada pela incapacidade dos processos contráteis e metabólicos das fibras musculares de

manter a mesma produção de trabalho (redução do torque)<sup>28</sup>. A fadiga sináptica é descrita como sendo o processo em que ocorre acúmulo insuficiente de neurotransmissores na fenda sináptica para desencadeamento e propagação do potencial de ação por meio dos túbulos T, não ocorrendo, portanto, a ativação das unidades motoras<sup>28</sup>.

Vários são os métodos para monitorizar a fadiga muscular. Contudo, alguns deles apresentam limitações quanto a sua aplicação. O método de mensuração de lactato local permite avaliar as alterações metabólicas após um período prolongado de EENM, não possibilitando a mensuração momentânea da fadiga sináptica<sup>9</sup>. Já a dinamometria isocinética é uma técnica capaz de avaliar a fadiga muscular localizada por meio da medida do torque<sup>29</sup>, porém não permite ser utilizada em pesquisas de campo fora dos laboratórios onde os equipamentos se encontram. A EMG já foi descrita na literatura como sendo um método de avaliação da fadiga muscular durante a aplicação da EENM<sup>30,31</sup>, porém, na realização de testes preliminares com EMG, encontrou-se a saturação do pré-amplificador do circuito de EMG pela interferência do sinal de EENM.

Em um estudo realizado por Tarata<sup>27</sup>, o autor cita que a EMG pode ser contaminada por ruído elétrico e realizou uma comparação extensiva entre a EMG e a MMG na contração isométrica, porém voluntária. Em seu trabalho, verificou uma evolução similar tanto da EMG quanto da MMG, suportando a hipótese de que a MMG também consegue representar o decréscimo da ativação muscular (caracterizada pela diminuição do torque) e pode ser utilizada para monitorizar o desenvolvimento da fadiga muscular. O sinal de MMG reflete as vibrações musculares mecânicas geradas pela somação espaço-temporal

de fibras musculares individuais, que são evocadas pela ativação das unidades motoras pelos neurônios motores<sup>27</sup>. Por se tratar de um método não invasivo de avaliação da função muscular e não sofrer interferência do sinal elétrico, a MMG pode ser utilizada em lugares mais diversificados, como em locais que estejam sob interferência de ruído elétrico, e durante a aplicação de protocolos de EENM. Além disso, os componentes mecânicos do músculo (como torque e velocidade de contração) são mais proximamente relacionados à função do músculo do que a suas características elétricas<sup>32</sup>.

Existe uma relação entre o sinal de MMG e torque durante a contração voluntária<sup>17</sup>, e a maioria dos estudos descreve a utilização da MMG apenas nesse tipo de contração<sup>17,33-35</sup>, sendo que poucos descrevem a sua utilização durante a EENM<sup>13,23</sup>. Por esse motivo, alguns parâmetros de aplicação da MMG descritos na metodologia deste artigo baseiam-se em estudos que utilizaram a técnica durante a realização da contração muscular voluntária. Ryan et al.<sup>25</sup> e Al-Zahrani et al.<sup>36</sup> descrevem a aplicação da MMG na avaliação do músculo reto femoral, sugerindo o posicionamento do acelerômetro sobre o ventre do músculo e utilização de fita dupla face para a fixação do sensor durante a contração isométrica do quadríceps.

No presente estudo, realizou-se a avaliação do sinal de MMG durante a contração isométrica gerada por EENM, utilizando-se os parâmetros de amplitude e de frequência desse sinal ( $MMG_{RMS}$  e  $MMG_{MPF}$ , respectivamente). Foi utilizado um acelerômetro triaxial que possibilitou comparar os parâmetros de todos os eixos e determinar que, para essas condições e para o músculo avaliado, o eixo 3 foi o mais significativo (Figura 1). Na maioria dos estudos relatados na literatura, sensores menos complexos foram utilizados na detecção da aceleração monoaxial<sup>10,37,38</sup>; porém, mais recentemente, Al-Zahrani et al.<sup>36</sup> descreveram a utilização de acelerômetros triaxiais, que captam variações em três eixos e possibilitam identificar o eixo com maior variação da aceleração e correlacionar com a anatomia dos músculos avaliados.

Gobbo et al.<sup>13</sup> realizaram um estudo avaliando as alterações apresentadas no sinal de MMG durante contrações dinâmicas geradas por EENM, porém esse estudo se difere por ter utilizado apenas o parâmetro relacionado à amplitude do sinal de MMG e por utilizar contrações dinâmicas. Em seu estudo, Gobbo et al.<sup>13</sup> também realizaram uma fase de potencialização a 100 Hz precedendo o protocolo de estimulação propriamente dito (utilizando uma corrente de 50 Hz). Essa fase tem a função de aumentar a fosforilação dos filamentos de miosina, fazendo com que os filamentos contráteis do músculo fiquem mais sensíveis ao cálcio<sup>39</sup>. Segundo Chou et al.<sup>2</sup>, aproximadamente 300 pulsos são necessários para potencializar o quadríceps femoral humano.

Blangsted et al.<sup>23</sup> realizaram uma pesquisa, que difere do presente estudo por utilizar estimulação elétrica de baixa frequência (o protocolo de estimulação consistiu em um pulso de 10 segundos de largura a 1 Hz, dois pulsos de 2,5 segundos a 20 Hz e dois pulsos de 2 segundos a 100 Hz, com 30 segundos de repouso entre os pulsos) e contrações dinâmicas. Os autores observaram que o sinal de  $MMG_{RMS}$  relaciona-se melhor com o torque do que o de  $EMG_{RMS}$  na estimulação de baixa frequência.

De acordo com os resultados apresentados neste artigo, ocorreu um aumento significativo do valor de  $MMG_{RMS}$  no início da contração (refletindo um aumento na ativação das fibras musculares, possivelmente o progressivo número de unidades motoras ativas, juntamente com uma ativação síncrona, colaboram para o aumento do valor de  $MMG_{RMS}$  no início da contração fadigante<sup>27</sup>) e, então, uma redução progressiva no final da contração efetiva que leva à fadiga muscular. Essa diminuição do valor de  $MMG_{RMS}$  também foi relatada por Bajaj et al.<sup>32</sup> na instalação da fadiga muscular.

Durante a monitorização da  $MMG_{MPF}$  a fadiga estaria associada à compressão da densidade do espectro de potência do sinal de MMG para as menores frequências<sup>27,40</sup>. Esse deslocamento do espectro da potência para as menores frequências tem sido atribuído ao declínio da velocidade de condução do potencial de ação devido à diminuição do pH intracelular ou acúmulo de K<sup>+</sup> extracelular e sincronismo nos potenciais de ação das unidades motoras<sup>40</sup>. A análise da linha de tendência da  $MMG_{MPF}$  apresentada nos resultados deste artigo mostra uma tendência à diminuição dos valores médios normalizados no desenvolvimento da fadiga muscular. Contudo, como o coeficiente de determinação do ajuste utilizado é muito baixo ( $R^2=0,1949$ ), esse parâmetro não pode ser considerado como um fator indicador de fadiga muscular durante a aplicação de EENM nas mesmas condições deste estudo. Beck et al.<sup>41</sup> descreveram resultados semelhantes quanto ao coeficiente de determinação ( $R^2=0,258$ ), sugerindo também que o parâmetro  $MMG_{MPF}$  dificilmente seria modelado. Segundo Tarata<sup>27</sup>, a  $MMG_{MPF}$  apresenta uma acentuada oscilação dos seus valores médios na presença de fadiga muscular<sup>27</sup>. Essa oscilação também foi observada no presente estudo, tornando difícil a modelagem do parâmetro de  $MMG_{MPF}$ . Na literatura, não foi encontrada descrição da evolução da  $MMG_{MPF}$  no desenvolvimento da fadiga muscular durante a aplicação da EENM, nem justificativa por não terem utilizado a  $MMG_{MPF}$  como parâmetro de avaliação.

Os resultados apresentados neste artigo confirmam parcialmente a hipótese de que existem alterações nos parâmetros da MMG durante a fadiga muscular, pois a  $MMG_{RMS}$  apresentou alteração semelhante ao torque, porém os dados encontrados com relação à  $MMG_{MPF}$  não foram conclusivos.

A melhor compreensão das variações que ocorrem no sinal de MMG, correlacionando-as com as características de contração muscular, possibilita a utilização dessa técnica na avaliação de programas de reabilitação utilizando a EENM, que surge como uma inovação na área da fisioterapia e, apesar de necessitar de novas pesquisas que confirmem as relações entre os parâmetros obtidos a partir do sinal e da fisiologia muscular, tem-se mostrado uma alternativa promissora na avaliação da força e fadiga musculares.

Por meio da aplicação do protocolo desenvolvido para este trabalho, foi possível concluir que a MMG é uma técnica que pode ser aplicada simultaneamente à EENM, pois não sofre interferência elétrica e pode ser utilizada durante a realização de movimentos funcionais obtidos na contração muscular gerada por EENM. Verificou-se que ocorrem

alterações no sinal de MMG na presença de fadiga, assim como no torque. Porém, a MMG<sub>MPF</sub> apresenta pouca significância na determinação da fadiga muscular durante a aplicação desse protocolo de EENM (baixo coeficiente de determinação).

Durante a realização desta pesquisa, foram encontradas limitações com relação ao equipamento utilizado para se obter a EENM (equipamento comercial e com limitações em sua aplicação para estudos científicos, dificuldade de manipulação dos parâmetros e acréscimo manual da intensidade da corrente, sendo, porém, é o equipamento mais próximo do utilizado em programas de reabilitação), bem como dificuldade em se conseguir voluntários saudáveis e com biotipo semelhante dispostos a participar de pesquisa envolvendo EENM.

## Referências bibliográficas ::::

- de Ruiter CJ, Kooistra RD, Paalman MI, de Hann A. Initial phase of maximal voluntary and electrically stimulated knee extension torque development at different knee angles. *J Appl Physiol.* 2004;97(5):1693-701.
- Chou LW, Ding J, Wexler AS, Binder-Macleod SA. Predicting optimal electrical stimulation for repetitive human muscle activation. *J Electromyogr Kinesiol.* 2005;15(3):300-9.
- Tepavac D, Schwirtlich L. Detection and prediction of FES-induced fatigue. *J Electromyogr Kinesiol.* 1997;7(1):39-50.
- Delitto A, Snyder-Macker L. Two theories of muscle strength augmentation using percutaneous electrical stimulation. *Phys Ther.* 1990;70(3):158-64.
- Binder-Macleod SA, Halden EE, Jungles KA. Effects of stimulation intensity on the physiological responses of human motor units. *Med Sci Sports Exerc.* 1995;27(4):556-65.
- Scott O. Ativação dos nervos motores e sensitivos. In: Kitchen S, Bazin S (editor). *Eletroterapia de clayton.* 10<sup>a</sup> ed. São Paulo: Manole; 1998. p. 59-79.
- Pincivero DM, Gear WS, Sterner RL. Assessment of the reliability of high-intensity quadriceps femoris muscle fatigue. *Med Sci Sports Exerc.* 2001;33(2):334-8.
- Yoshitake Y, Moritani T. The muscle sound properties of different muscle fiber types during voluntary and electrically induced contractions. *J Electromyogr Kinesiol.* 1999;9(3):209-17.
- Nohama P, Macedo RM. Avaliação da fadiga muscular como função do lactato em paraplégicos submetidos à estimulação elétrica neuromuscular. III Congresso Latino Americano de Engenharia Biomédica; 2004 Set 22-25; UFPB. João Pessoa - PB: IFME Proceedings; 2004.
- Beck TW, Housh TJ, Johnson GO, Cramer JT, Coburn JW, et al. Comparison of the fast fourier transform and continuous wavelet transform for examining mechanomyographic frequency versus eccentric torque relationships. *J Neurosci Methods.* 2006;150(1):59-66.
- Beck TW, Housh TJ, Johnson GO, Weir JP, Cramer JT, Coburn JW, et al. Comparison of a piezoelectric contact sensor and an accelerometer for examining mechanomyographic amplitude and mean power frequency versus torque relationships during isokinetic and isometric muscle actions of biceps brachii. *J Electromyogr Kinesiol.* 2006;16(4):324-35.
- Orizio C. Musclesound: bases for the introduction of a mechanomyographic signal in muscle studies. *Crit Rev Biomed Eng.* 1993;21(3):201-43.
- Gobbo M, Cè E, Diemont B, Esposito F, Orizio C. Torque and surface mechanomyogram parallel reduction during fatiguing stimulation in human muscles. *Eur J Appl Physiol.* 2006;97(1):9-15.
- Preis C. Método de dinamometria isocinética para diagnóstico complementar na osteite pública asséptica não traumática [dissertação]. Curitiba (PR): Pontifícia Universidade Católica do Paraná; 2006.
- Dvir Z. *Isokinetics: muscle testing, interpretation and clinical applications.* New York: Churchill Livingstone; 1995.
- Ebersole KT, Housh TJ, Johnson GO, Evetovich TK, Smith DB, Perry SR. MMG and EMG responses of the superficial quadriceps femoris muscles. *J Electromyogr Kinesiol.* 1999;9(3):219-27.
- Beck TW, Housh TJ, Johnson GO, Weir JP, Cramer JT, Coburn JW, et al. Mechanomyographic amplitude and mean power frequency versus torque relationships during isokinetic muscle actions of the biceps brachii. *J Electromyogr Kinesiol.* 2004;14(5):555-64.
- Delitto A, McKown JM, McCarthy JA, Shively RA, Rose SJ. Electrically elicited co-contraction of thigh musculature after anterior cruciate ligament surgery. A description and single-case experiment. *Phy Ther.* 1988;68(1):45-50.
- Liebano RE, Alves LM. Comparação do índice de desconforto sensorial durante a aplicação da estimulação elétrica neuromuscular com correntes excitomotoras de baixa e média frequência em mulheres saudáveis. *Rev Bras Med Esporte.* 2009;15(1):50-3.

20. Low J, Reed A. *Eletroterapia explicada: princípios e prática.* 3<sup>a</sup> ed. São Paulo: Manole; 2001.
21. Eser PC, Donaldson Nde N, Knecht H, Stüssi E. Influence of different stimulation frequencies on power output and fatigue during FES-cycling in recently injured SCI people. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.* 2003;11(3):236-40.
22. Binder-Macleod SA, McDermond LR. Changes in force-frequency relationship of the human quadriceps femoris muscle following electrically and voluntary induced fatigue. *Phys Ther.* 1992;72(2):95-104.
23. Blangsted AK, Sjogaard G, Madeleine P, Olsen HB, Sogaard K. Voluntary low-force contraction elicits prolonged low-frequency fatigue and changes in surface electromyography and mechanomyography. *J Electromyogr Kinesiol.* 2005;15(2):138-48.
24. Rabischong E. Surface action potentials related to torque output in paraplegics' electrically stimulated quadriceps muscle. *Med Eng Phys.* 1996;18(7):538-47.
25. Ryan ED, Cramer JT, Egan AD, Hartman MJ, Herda TJ. Time and frequency domain responses of mechanomyogram and electromyogram during isometric ramp contractions: a comparison of the short-time fourier and continuous wavelet transforms. *J Electromyogr Kinesiol.* 2008;18(1):54-67.
26. Faller L, Salles FA, Müller RW, Nohama P, Nogueira Neto GN, Button VLSN. Mecanomiografia por acelerometria em análise isocinética: resultados preliminares. 1º Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica; 2007 Mai 23-25; Centro General Ernany Ayrosa - Itaipava. Petrópolis (RJ): INEBI; 2007.
27. Tarata MT. Mechanomyography versus electromyography, in monitoring the muscular fatigue. *Biomed Eng Online.* 2003;2:3.
28. Guyton AC, Hall JE. *Tratado de fisiologia médica.* 9<sup>a</sup> ed. Rio de Janeiro: Guanabara Kogan; 1997.
29. Gerdle B, Larsson B, Karlsson S. Criterion validation of surface EMG variables as fatigue indicators using peak torque: a study of repetitive maximum isokinetic knee extensions. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000;10(4):225-32.
30. Winslow J, Jacobs PL, Tepavac D. Fatigue compensation during FES using surface EMG. *J Electromyogr Kinesiol.* 2003;13(6):555-68.
31. Pires KF. Análise do efeitos de diferentes protocolos de eletroestimulação através da frequencia mediana. *Rev Bras Ciênc Mov.* 2004;12(2):25-8.
32. Bajaj P, Madeleine P, Sjogaard G, Arendt-Nielsen L. Assessment to postexercise muscles soreness by electromyography and mechanomyography. *J Pain.* 2002;3(2):126-36.
33. Tarata M, Spaepen A, Puers R. The accelerometer MMG measurement approach, in monitoring the muscular fatigue. *Measur Sci Rev.* 2001; 1(1):47-50.
34. Ebersole KT, O'Connor KM, Wier AP. Mechanomyographic and electromyographic responses to repeated concentric muscle actions of the quadriceps femoris. *J Electromyogr Kinesiol.* 2006;16(2):149-57.
35. Coburn JW, Housh TP, Cramer JT, Weir JP, Miller JM, Beck TW, et al. Mechanomyographic and electromyographic responses of the vastus medialis muscle during isometric and concentric muscle actions. *J Strength Cond Res.* 2005;19(2):412-20.
36. Al-Zahrani E, Gunasekaran C, Callaghan M, Gaydecki P, Benitez D, Oldham J. Within-day and between-days reliability of quadriceps isometric muscle fatigue using mechanomyography on healthy subjects. *J Electromyogr Kinesiol.* 2008;[Epub ahead of print].
37. Madeleine P, Farina D, Merletti R, Arendt-Nielsen L. Upper trapezius muscle mechanomyographic and electromyographic activity in humans during low force fatiguing and non-fatiguing contractions. *Eur J Appl Physiol.* 2002;87(4-5):327-36.
38. Madeleine P, Jorgensen LV, Sogaard K, Arendt-Nielsen L, Sjogaard G. Development of muscle fatigue as assessed by electromyography during continuous intermittent low-force contractions effects of the feedback mode. *Eur J Appl Physiol.* 2002;87(1):28-37.
39. Ding J, Storaska JA, Binder-Macleod SA. Effect of potentiation on the catchlike property of human skeletal muscles. *Musc Nerve.* 2003;27(3):312-9.
40. Yoshitake Y, Ue H, Miyazaki M, Moritani T. Assessment of lower-back muscle fatigue using electromyography, mechanomyography, and near-infrared spectroscopy. *Eur J Appl Physiol.* 2001;84(3):174-9.
41. Beck TW, Housh TJ, Cramer JT, Weir JP, Johnson GO, Coburn JW, et al. Mechanomyographic amplitude and frequency responses during dynamic muscle actions: a comprehensive review. *Biomed Eng Online.* 2005;4(1):67.