

COMPARAÇÃO DOS EFEITOS AGUDOS DE DOIS PROTOCOLOS DE ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR

Thiago Alfama da Silva¹

Fernando Aguiar²

Alexandre Mayer²

Marco Aurélio Vaz²

Ana Paula Barcellos Karolczak³

RESUMO

Nos programas de estimulação elétrica neuromuscular, os controles *on/off* são necessários, já que a contração estimulada de forma forte e prolongada de um músculo esquelético leva ao estado de incapacidade para manter determinada força. O objetivo deste estudo foi comparar os efeitos agudos de dois protocolos de Estimulação elétrica neuromuscular. A contração isométrica voluntária máxima e eletromiografia de quatro voluntários foram avaliados pré e pós estimulação elétrica. O protocolo convencional com um ciclo *on/off* 10/50s e o protocolo alternativo com um ciclo de 30/30s (frequência de 2500Hz, moduladas à 50Hz, por 10 minutos). Foi utilizado o teste t Student para dados pareados na comparação dos períodos pré e pós estimulação elétrica e não pareados na comparação dos protocolos, o nível de significância foi de 5%. Não foi observada diferença significativa entre os protocolos e entre os períodos de estimulação. Conclui-se que alterar o tempo *on/off* parece não produzir queda na produção de torque ou alteração na ativação muscular.

Palavras-Chaves: Estimulação Elétrica; Eletromiografia; Força Muscular.

¹ Fisioterapeuta, thiago.alfa@hotmail.com

² Laboratório de Pesquisa do Exercício, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, UFRGS, marcovaz@esef.ufrgs.br

³ Curso de fisioterapia, Centro Universitário La Salle, Canoas, RS, Brasil, anapbk@gmail.com

ABSTRACT

In neuromuscular electrical stimulation programs, on/off controls are needed, since the strong and prolonged stimulated contraction of a skeletal muscle leads to a state of inability to maintain a certain power. This study aimed to compare the acute effects of two protocols of electrical stimulation. Four volunteers were assessed before and after electrical stimulation, by assessing the maximum voluntary isometric contraction and electromyography. The protocol called Russian current with a setting of a cycle on/off 10/50s and the Alternative Protocol with a cycle of 30/30s (frequency of 2500Hz, modulated by 50Hz for ten minutes). The data were analyzed to Student t test for paired data when comparing the periods before and after electrical stimulation, and not paired data in the comparison of protocols with a significance level of 5%. No significant difference was observed between protocols and between periods of stimulation. Thus, changing the on/off time does not seem to produce a drop in torque production or change in muscle activation.

Key-Words: *Electric Stimulation; Electromyography; Muscle Strength.*

1. INTRODUÇÃO

A eletroestimulação elétrica neuromuscular (EENM) é uma técnica de fortalecimento muscular baseada na estimulação elétrica dos motoneurônios nos ramos intramusculares, que induzem à contração muscular, e vem sendo utilizada como um recurso adicional para reabilitação envolvendo o tratamento para hipotrofia, aumento de força, assim como a prevenção de fatores que possam vir a acometer o sistema musculoesquelético. Observa-se também a sua inclusão em programas de treinamento em atletas, com o objetivo de promover, aperfeiçoar ou adaptar as capacidades do indivíduo (DOMINGUES et al., 2009; PIRES e GROSSO, 2002).

Um dos fatores que contribuiu para o aumento do interesse na EENM foram os estudos dos pesquisadores russos Kots e Xvilon, em meados dos anos 70, sobre a eficácia dos programas de treinamento de estimulação elétrica para promover o desenvolvimento de força em atletas de elite e indivíduos saudáveis. Kots e Xvilon estipularam um protocolo de treinamento de 10s de excitação, seguidos por 50s de repouso, durante dez minutos de estimulação, protocolo denominado como Corrente Russa (WARD e SHKURATOVA, 2002). A Corrente Russa especificamente é formada por trem de impulsos de corrente do tipo

retangular ou senoidal, bipolar, simétrica, emitidas em uma frequência de 2500Hz, modulada por uma onda que pode variar de 50 a 80 Hz (AGNE, 2005).

Low e Reed (2001) relatam que a Corrente Russa, por ser de média frequência, favorece uma contração muscular similar à voluntária, contudo a EENM pode ser utilizada por vários protocolos e programas de tratamentos e treinamentos, modificando seus parâmetros de acordo com os objetivos do tratamento.

As vantagens propostas na utilização da EENM no ganho de força parecem estar relacionadas com a ordem e o padrão de recrutamento das unidades motoras. O recrutamento das unidades motoras via estimulação elétrica ocorre em um padrão não seletivo, espacialmente fixo, e temporalmente síncrono, no qual ambos os tipos de fibras, lentas e rápidas, não são ativadas seletivamente com a estimulação elétrica, é importante notar que o recrutamento não seletivo pode fornecer vantagens clínicas, em que todas as fibras, independentemente do tipo, tem o potencial para ser ativado em intensidades relativamente baixas. Este pode ser o mecanismo responsável por muitos dos ganhos em *performance* utilizando protocolos de treinamento com EENM. O efeito terapêutico de ativar artificialmente essas fibras deve ajudar a atenuar as respostas ao desuso e acelerar a recuperação (ASHRAF et al., 2009; GREGORY e BICKEL, 2005).

Apesar de descritas na literatura as vantagens e desvantagens desta técnica, se percebem distorções na prática fisioterapêutica quanto à modulação dos parâmetros para o uso da EENM. A literatura científica aponta algumas contradições, como por exemplo, a seleção de qual frequência induziria a maior fadiga muscular, isto talvez ocorra pelas diferenças metodológicas encontradas nas pesquisas (ASHRAF et al., 2009; PIRES, 2004).

Borges et al. (2007) afirmam que a eleição da proporção do tempo de contração e de repouso é bastante controversa. Nos programas de EENM, os controles *on/off* (tempos de contrações e repouso, respectivamente) são necessários, já que a contração estimulada de forma forte e prolongada de um músculo pode levar ao estado de fadiga muscular. A fadiga é caracterizada pela incapacidade do músculo para manter uma determinada potência, ou uma deficiência em sustentar um nível particular de desempenho durante um exercício físico, ou diminuição de torque, e também pode ser resultado de qualquer aumento do custo metabólico de contrações musculares ou alterações no padrão de recrutamento muscular (ASHRAF et al., 2009; GUYTON e HALL, 2002; BRASILEIRO, 2002).

Não existe um protocolo conclusivo que inclua todas as variações possíveis em um programa de fortalecimento muscular, pois o treinamento irá diferir muito em função dos

objetivos do programa, bem como as condições funcionais do músculo estimulado e das respostas do paciente frente à EENM (AGNE, 2005). É difícil avaliar a eficácia dos protocolos que têm sido utilizados em diferentes estudos, visto que não são fornecidos detalhes suficientes acerca dos parâmetros utilizados. Sendo assim, o objetivo desse trabalho foi comparar a resposta aguda entre dois protocolos de EENM no músculo quadríceps em indivíduos normais.

2. MATERIAIS E MÉTODO

Esta pesquisa seguiu um plano transversal, no qual todas as medidas são feitas em uma única ocasião ou durante um curto período de tempo, e o pesquisador seleciona uma amostra da população e mede as variáveis preditoras e de desfechos (HULLEY et al., 2006).

Foram selecionados quatro voluntários, do sexo masculino, com faixa etária de 23 a 32 anos e após esclarecimentos assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Centro Universitário La Salle (UNILASALLE), Canoas/RS (CAAE nº 0031.0.404.000-10).

Para a avaliação primeiramente realizou-se a preparação dos indivíduos com a localização do ponto motor do músculo quadríceps femoral, por meio de uma caneta magnética acoplada a um estimulador elétrico (EGF, Carci Ltda, São Paulo, Brasil). A caneta foi deslizada sobre gel na pele do indivíduo, até que em um determinado ponto a musculatura esboçou uma contração ou o sujeito descreveu como uma zona de maior sensibilidade. Após foi realizada a tricotomia e assepsia da pele, com algodão embebido em álcool e lâmina descartável, para remover as células mortas e a oleosidade da pele no local do posicionamento dos eletrodos, a fim de reduzir a impedância elétrica (SENIAM, 1999).

A avaliação da contração isométrica voluntária máxima (CIVM) foi realizada em um dinamômetro isocinético Biodex Medical Systems (Shirley, NY, USA). Os indivíduos foram posicionados em sedestação, de modo que o eixo aparente de rotação do joelho estivesse alinhado com o eixo de rotação do aparelho, com o quadril posicionado e fixado a 100° de flexão e o joelho posicionado e fixado a 90° de flexão (sendo 0° a extensão completa). O ângulo do joelho foi selecionado visando a prática clínica do estudo posteriormente (Figura 2). Cada indivíduo realizou uma familiarização com o aparelho, e após executaram três CIVM durante cinco segundos cada uma, com um período de repouso de dois minutos entre as mesmas (FALLER et al., 2009). Os voluntários foram instruídos a produzir força máxima

o mais rápido possível, até atingir a sua capacidade máxima de gerar força. Um quarto teste foi realizado, no qual receberam a EENM sem terem que realizar força ou contração voluntária, aplicando a intensidade máxima tolerada, na qual foi monitorado o torque muscular evocado em função da estimulação elétrica e a intensidade do estímulo.

Para a aquisição dos sinais eletromiográficos, foi utilizado um sistema de eletromiografia (AMT-8, Bortec Biomedical Ltd., Canadá) de oito canais. Os músculos vasto medial oblíquo (VMO) e vasto lateral (VL) foram monitorados por pares de eletrodos de superfície passivos (Ag/AgCl, Meditrace, Kendall, Canadá) em configuração bipolar. Os eletrodos foram posicionados de acordo com a *Surface Electromyography for the Non-invasive Assessment of Muscles* (SENIAM, 1999). Os dois eletrodos para o músculo VMO foram posicionados a 80% da linha entre a espinha ilíaca ântero-superior e o espaço da articulação na face da borda anterior do ligamento medial. Os dois eletrodos para o músculo VL foram posicionados a dois terços da linha que vai da espinha ântero-superior ao bordo lateral da patela. Ambos os pares de eletrodos obedeceram a distância intereletrodos de 2,2 cm. O eletrodo de referência, por sua vez, foi posicionado recobrendo a superfície anterior da tíbia.

Uma frequência de amostragem de 2000 Hz por canal foi utilizada na coleta de dados, a partir de um sistema de aquisição de dados Windaq (Dataq Instruments, Inc. Akron, OH, USA; 16 bits). Para análise os valores *root mean square* (RMS) dos sinais eletromiográficos foram obtidos de recortes de cinco segundos de duração (recorte correspondente a 2000 pontos) das contrações voluntárias máximas isométricas (Figura 1).

O programa Matlab (versão 7.0) foi utilizado para processar o sinal eletromiográfico. Os passos usados para a análise deste registro foram os seguintes: (a) a linha de base de cada sinal foi posicionada na escala zero; (b) os ganhos utilizados durante a aquisição dos sinais foram removidos, para que o sinal retornasse ao seu tamanho original; (c) o sinal foi submetido a um filtro digital passa-banda do tipo *butterworth*, de ordem cinco, com uma frequência de corte inferior de 10 Hz e superior de 500 Hz; (d) foi realizada análise via FFT (Transformada Rápida de Fourier), ou seja, a partir do espectro de frequência dos sinais, para a detecção de possíveis ruídos em frequências específicas, como por exemplo, o ruído de 60 Hz; (e) esses ruídos foram eliminados sempre que foram detectados a partir de nova filtragem utilizando um filtro rejeita-banda; (f) foram recortados os intervalos dos sinais a serem utilizados para a análise; (g) foram calculados os valores RMS do sinal eletromiográfico.

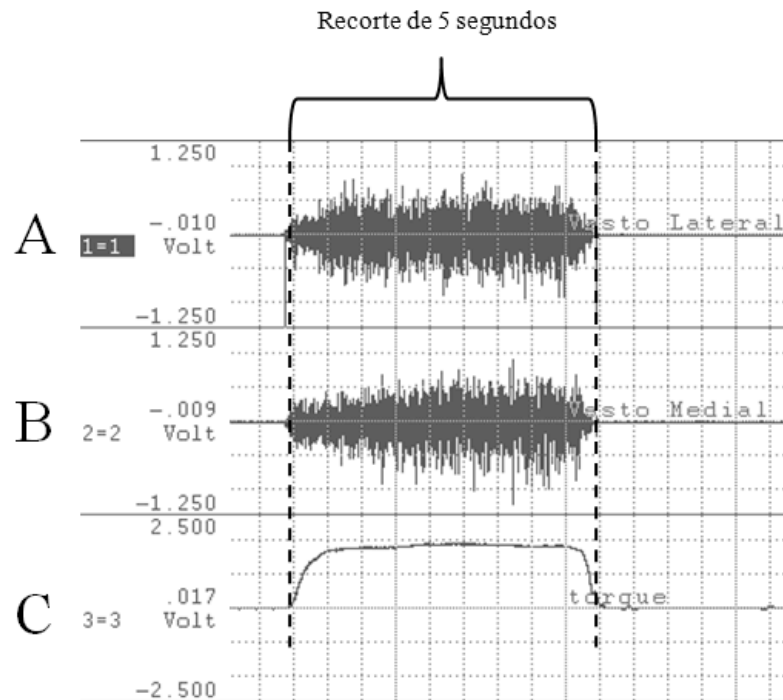


Figura 1: Representação do recorte do sinal eletromiográfico dos músculos VL (A) e VMO (B), e sincronização com o sinal do torque (C) durante a CIVM.

Para a aplicação da EENM foi utilizado um estimulador elétrico neuromuscular (Enraf-Nonius B.V.– Myomed 932), com eletrodos descartáveis de silicone, formato retangular 9x5 cm, localizados no ponto motor do quadríceps femoral e outro a três cm da borda superior da patela.



Figura 2: Posicionamento utilizado pelos voluntários durante os procedimentos.

A estimulação elétrica foi realizada sem associação com contração voluntária, no músculo quadríceps femoral do membro de apoio, fixado a 90° de flexão de joelho. A configuração de parâmetros entre os protocolos foi mantida, alterando, apenas os tempos de contração e relaxamento, de forma que se mantivesse a mesma carga de trabalho quanto ao número de contrações por minuto.

Em ambos os protocolos foi mantida a forma de onda de pulso retangular, bifásico, simétrico, com frequência portadora de 2500Hz, moduladas por ondas de 50Hz *bursts*, com um tempo de dez minutos de terapia. O protocolo denominado Corrente Russa (CR) se trata do padrão descrito na literatura e é constituído de um ciclo *on* = 10s e um *off* = 50s. O protocolo Alternativo (PA) foi constituído por um ciclo *on* = 30s e um *off* = 30s.

Durante a aplicação, a intensidade da corrente foi mantida, após ser atingido o limiar de excitabilidade motor, de acordo com a sensação subjetiva do voluntário especificada como intensa, porém suportável, e durante todo o tempo de aplicação foram realizados ajustes nesse parâmetro, para manutenção da mesma sensação, assim como para evitar a acomodação.

Os indivíduos foram avaliados em quatro momentos distintos: pré e pós EENM de cada um dos dois protocolos. Inicialmente, foi mensurada a CIVM e a coleta do sinal

eletromiográfico. Após um período de dois minutos, foi aplicado um dos protocolos (a sequência foi eleita aleatoriamente conforme a chegada dos indivíduos), de modo que não interferir-se nos resultados. Após a aplicação, de um dos protocolos, de EENM, foi realizada uma nova mensuração da CIVM e coleta do sinal eletromiográfico, a fim de comparar os efeitos agudos dos diferentes protocolos. Um período de recuperação de 10 minutos foi estipulado como padrão entre os testes de cada protocolo. A Figura 3 ilustra o procedimento adotado para coleta de dados.

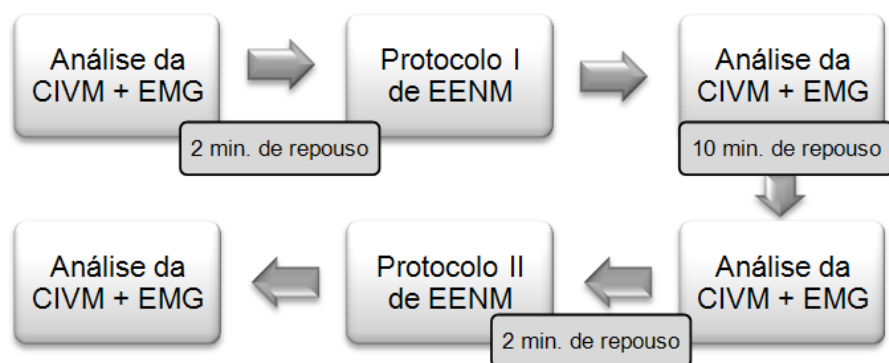


Figura 3. Esquema representativo da sequência de procedimentos que foram realizados.

A análise descritiva foi obtida por meio da média e do desvio padrão da média dos valores de torque e de ativação muscular representada pelos valores RMS. As análises estatísticas foram desenvolvidas usando o Programa *Statistical Package for the Social Sciences* (SPSS - versão 17.0 - LEAD Technologies, EUA). Os dados foram submetidos ao teste t Student para dados pareados na comparação entre os períodos pré e pós EENM e ao teste t Student para dados não pareados na comparação dos protocolos. O nível de significância adotado foi $P \leq 0,05$.

3. RESULTADOS

A amostra deste estudo foi constituída de quatro voluntários, com idade de $27,5 \pm 4,2$ anos, massa corporal de $71,25 \text{Kg} \pm 5,67$, estatura de $1,73 \text{m} \pm 0,04$, e média do IMC $23,82 \text{Kg/m}^2 \pm 2,86$, todos do sexo masculino, sem história de lesão do membro testado ou qualquer contra indicação para o uso da EENM. Sendo dois voluntários praticantes de atividade física regular.

Contração isométrica voluntária máxima

Na análise da CIVM, não foi observada diferença significativa quando comparados os períodos pré e pós EENM em ambos os protocolos, assim como na comparação entre os protocolos ($p>0,05$). O torque manteve-se semelhante nas comparações, evidenciando que não houve instalação de fadiga muscular (Tabela 1). O torque máximo induzido eletricamente atingiu média de $27,25\pm 20,88\text{Nm}$, o que indica 12% da CIVM.

Tabela 1: Análise da CIVM, considerando o momento (pré e pós EENM) e o protocolo.

	CIVM (Nm)		
	Pré	Pós	Momento (p)
P. Alternativo	230,5±52,5	229,25±30,9	0,929
P. Russo	229,25±21,7	228,5±38,8	0,9454
Protocolo (p)	0,9663	0,9768	

CIVM (contração isométrica voluntária máxima); P (Protocolo).

Ativação muscular

Na análise da ativação muscular dos músculos VL e VMO não foi observada diferença significativa quando comparados os períodos pré e pós estimulação em ambos os protocolos, assim como na comparação entre os protocolos ($p>0,05$) (Tabela 2), o que indica que não houve aumento do recrutamento de unidades motoras após a aplicação da EENM.

Tabela 2: Comparação intra e entregrupos no RMS dos músculos VL e VMO considerando o momento pré e pós eletroestimulação.

	RMS (μV)					
	VL			VMO		
	Pré	Pós	Momento (p)	Pré	Pós	Momento (p)
Alternativo	0,4953±0,381	0,5666±0,438	0,135	0,5224±0,319	0,5644±0,260	0,378
C. Russa	0,5714±0,448	0,5804±0,440	0,719	0,5010±0,303	0,6039±0,336	0,14
Protocolo (p)	0,8045	0,9659		0,926	0,8587	

P (Protocolo).

4. DISCUSSÃO

A EENM tem sido frequentemente utilizada com intensidades suficientemente altas capazes de produzir contrações musculares que favoreçam o fortalecimento e a hipertrofia muscular (KITCHEN, 2003; PIRES e GROSSO, 2002; WARD e SHKURATOVA, 2002, LOW e REED, 2001). A base teórica para a sua utilização refere-se ao fato de que a estimulação elétrica em níveis elevados pode fazer com que todas as unidades motoras em um músculo sejam recrutadas de forma sincronizada, permitindo a ocorrência de contrações musculares mais fortes e, portanto, maior hipertrofia muscular (AUGUSTO et al., 2008; LOW e REED, 2001, TRIMBLE e ENOKA, 1991). Entretanto, nos programas de EENM, os controles *on/off* são necessários, visto que a contração estimulada de forma forte e prolongada de um músculo esquelético pode levar ao estado de fadiga muscular (ASHRAF et al., 2009; BRASILEIRO, 2002; ROBINSON e SNYDER-MACKLER, 2001).

O presente estudo teve como objetivo comparar os efeitos agudos de dois protocolos de EENM, a partir da avaliação da CIVM e da ativação muscular, a fim de contribuir para o aprofundamento no estudo dos diversos tipos de tratamento, seja corretivos, curativos ou preventivos. A hipótese inicial era de que haveria redução na produção de torque após a aplicação do PA quando comparado ao CR, assim como entre os períodos pré e pós intervenção do PA, pois períodos de contrações mais prolongados podem levar o músculo a um estado de fadiga mais facilmente, e conseqüentemente uma diminuição no torque produzido (FALLER et al., 2009; WARD e SHKURATOVA, 2002; ROBINSON e SNYDER-MACKLER, 2001).

Como se pôde observar nos resultados não houve diferença significativa entre os protocolos e entre os períodos de estimulação, quanto à produção de torque gerado. Sendo assim a hipótese foi parcialmente confirmada, uma vez que era esperado que não houvesse diferença no CR.

O resultado do PA pode ser atribuído a três motivos: primeiro por se tratar de uma corrente alternada de média frequência (2.500 Hz) e ser administrada na forma de envelopes a 50 Hz. A modulação dessa corrente em trens de pulso é caracterizada pela repetição sequenciada de uma série de pulsos, a variação na amplitude do pulso possibilita uma contração muscular mais próxima da fisiológica, já os trens de pulso promovem ciclos de contração-relaxamento das fibras nervosas, que minimizam a queda no desempenho muscular. (LOW e REED, 2001, BRASILEIRO, 2002, GUIRRO et al., 2000). Nessa configuração, a fibra se despolariza na frequência de modulação (interrupção), conservando

sua sensibilidade à estimulação elétrica, tendo em vista que há uma interrupção durante a qual a corrente é nula. Essa interrupção da média frequência em diversas frequências baixas permite o trabalho das diferentes fibras musculares, de acordo com as velocidades ótimas de despolarização de cada tipo de neurônio motor. A curta duração de cada pulso, durante a modulação em 50Hz, explica porque a carga total da corrente aplicada ao tecido mantém-se baixa e ainda assim atinge uma alta taxa de ativação das unidades motoras (WARD e SHKURATOVA, 2002; GUIRRO et al., 2000).

O segundo motivo pode ser atribuído ao fato da amostra não expressar valores de torque induzidos eletricamente maiores do que 12% da CIVM no período pré estimulação, o que não seria suficiente para gerar queda na produção de força (DEAN et al., 2008; SILVA e GONÇALVES, 2003; BINDER-MACLEOD et al., 1995; DELITTO e SNYDER-MACKLER, 1990), nesse sentido representa uma limitação deste estudo não ter realizado essa mensuração no período pós estimulação, para comparação entre os períodos. Por fim, a aplicação da corrente russa nessa configuração, em um período de tempo de apenas 10 minutos de estimulação, não seria suficiente para produzir uma redução mensurável da força (WARD e SHKURATOVA, 2002). Alguns autores (AUGUSTO et al., 2008; GUIRRO et al., 2000) usam tempos ainda maiores como 20 e 30 minutos de estimulação com êxito para ganho de força muscular.

A segunda hipótese deste estudo presumia que na análise do valor RMS pós EENM, em ambos os protocolos, haveria aumento na ativação dos músculos VMO e VL, devido tanto à ativação direta das unidades motoras como ao efeito facilitatório produzido pelo *feedback* sensorial sobre as unidades motoras. Após os estímulos cutâneos, gerados pela EENM, um aumento das aferências sensoriais incrementariam o número de unidades motoras ativadas (AUGUSTO et al., 2008; TRIMBLE e ENOKA, 1991).

Como se pôde observar nos resultados também não foi encontrada diferença significativa na ativação muscular pós EENM em ambos os protocolos, não confirmando a segunda hipótese. Vários estudos (SOSSAI et al., 2008; SLADE et al., 2003) citam o aumento do recrutamento muscular pós estimulação elétrica. Correntes de média frequência permitem uma estimulação mais profunda, aumentando potencialmente o número de unidades motoras ativadas, e uma alta frequência de pulso maximiza a taxa de disparo das unidades motoras recrutadas (PARKER et al., 2003). Uma possível explicação para a divergência entre os dados encontrados em diferentes estudos e este, pode estar relacionada ao número reduzido

da amostra, composta de indivíduos saudáveis, e não se apresentarem de forma homogênea, já que dois dos indivíduos praticam atividade física regularmente.

O desenvolvimento do PA baseou-se na utilização dos preceitos da mesma carga de trabalho (uma contração por minuto) do protocolo criado por Kots e Xvilon. É importante ressaltar que o regime “10/50/10”, característico do CR, foi elaborado por Kots e Xvilon na década de 70, a partir de um estudo utilizando uma corrente pulsada monofásica de baixa frequência (50 Hz), visto que não produziu redução da força mensurável durante o período de estimulação de 10 minutos, e não a partir de uma corrente alternada de média frequência modulada em 50Hz, a qual sustenta a estimulação Russa atualmente (AUGUSTO et al., 2008; WARD e SHKURATOVA, 2002, GUIRRO et al., 2000).

Brasileiro et al. (2002) e Selkowitz (1985), citam que nas primeiras sessões de um programa de estimulação elétrica neuromuscular, um período relativamente longo de repouso (*on/off* 1:5 até 1:3) deve ser usado para adaptar a capacidade do músculo de continuar a responder, com o passar das sessões e o músculo treinado, o tempo *off* pode ser reduzido progressivamente, assim como o tempo *on* aumentado em grande proporção, relativamente ao ciclo de estimulação. O limite entre os valores desses parâmetros ainda não está bem estabelecido. Outros autores citam utilizarem com maior êxito tempos de 1:1 como 12/12s (AUGUSTO et al., 2008; BINDER-MACLEOD et al., 1995; DELITTO e SNYDER-MACKLER, 1990).

A terceira hipótese desse estudo seria que ao se comparar os protocolos, baseado na prática clínica, não seria encontrada diferença significativa na produção de torque e na ativação muscular. O que vai ao encontro dos resultados obtidos, demonstrando que parece ser possível aplicar tempos ainda maiores de contração, desde o início do tratamento, por não haver efeito agudo quando comparados os tempos 30/30s, com o protocolo 10/50 proposto na década de 70 (FITZGERALD et al., 2003; WARD e SHKURATOVA, 2002). Apesar disso, até o momento não foram encontrados estudos sistemáticos comparando apenas as alterações nos períodos de contração e relaxamento.

5. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Conclui-se não haver alterações agudas significativas entre o uso dos protocolos avaliados, na amostra deste estudo. Desta forma, alterar os parâmetros de tempo *on/off* parece não produzir queda na produção de torque ou alteração na ativação muscular, desde que

outros parâmetros, como frequência, modulação de corrente e tempo de estimulação mantenham-se.

Sugere-se que novos estudos sejam realizados, comparando os efeitos crônicos do Protocolo Alternativo com protocolos convencionais, além disso, a amostra poderá ser ampliada e apresentar alguma lesão, a fim de buscar respostas terapêuticas mais satisfatórias.

REFERÊNCIAS

- Agne, J. E. *Eletrotermoterapia: Teoria e Prática*. Santa Maria, RS: Orium, 2005.
- Ashraf, S. G.; Christopher, D. B.; Christophe, P. E; Gary, A. D. Effects of electrical stimulation parameters on fatigue in skeletal muscle. *Journal of orthopedic e sports physical therapy*. v. 39, n. 9, p. 684-692, 2009.
- Augusto, D.D; Ventura, P.P; Nogueira, J.F.S; Brasileiro, J.S. Efeito imediato da estimulação elétrica neuromuscular seletiva na atividade eletromiográfica do músculo vasto medial oblíquo, *Revista Brasileira de Cineantropometria e Desenvolvimento Humano*. v. 10, n. 2, p. 155-160, 2008.
- Binder-Macleod, S. A.; Halden; E. E.; Julgens, K. A. Effects of stimulation intensity on the physiological responses of human motor units. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. v. 27, n. 4, p. 556-565, 1995.
- Borges, F. S.; Souza, F. B.; Oliveira, J. T.; Evangelista, A. R. Parâmetros de modulação na eletroestimulação neuromuscular utilizando corrente russa: Parte 1. *Fisioterapia Ser*. v. 2, n. 1, p. , Jan/Fev/Mar, 2007.
- Brasileiro, J. S.; Castro, C. E. S.; Parizotto, N. A. Parâmetros manipuláveis Clinicamente na Estimulação Elétrica Neuromuscular (EENM). *Fisioterapia Brasil*. v. 3, n. 1, 2002.
- Dean J.C.; Yates L.M.; Collins D.F. Turning off the central contribution to contractions evoked by neuromuscular electrical stimulation. *Muscle Nerve*. v. 38, p. 978–986, 2008.
- Delitto, A.; Snyder-Mackler, L. Two theories of muscle strength augmentation using percutaneous electrical stimulation. *Physical Therapy*. v. 70, n. 3, p. 158-164, 1990.
- Domingues P. W.; Moura, C. T.; Onetta, R. C.; Zinezi, G.; Buzzanello, M. R.; Bertolini, G. R. F. Efeitos da EENM associada à contração voluntária sobre a força de preensão palmar. *Fisioterapia em Movimento*. v. 22, n. 1, p. 19-25, 2009;

- Faller, L.; Nogueira Neto, G. N.; Button, Vera L. S. N.; Nohama, P. Avaliação da fadiga muscular pela mecanomiografia durante a aplicação de um protocolo de EENM. *Revista Brasileira de Fisioterapia*. v. 13, n. 5, p. 422-9, 2009.
- Fitzgerald, G.K; Piva, S.R.; Irrgang, J.J. A modified neuromuscular electrical stimulation protocol for quadriceps strength training following anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Orthopaedics Sports and Physical Therapy*. v. 33, n. 9, p. 492-501, set, 2003.
- Gregory, C. M.; Bickel; Recruitment Patterns in Human Skeletal Muscle During Electrical Stimulation. *Physical Therapy*. v. 85, n. 4, p. 358-364, 2005.
- Guirro R; Nunes C; Davini R. Comparação dos efeitos de dois protocolos de estimulação elétrica neuromuscular sobre a força muscular isométrica de quadríceps. *Revista Fisioterapia*. v. 7, n.1/2, p. 10-15, 2000.
- Guyton, A.; Hall, J. *Tratado de Fisiologia Médica*. Guanabara Edição: 10^a Ano: 2002.
- Hulley, S. B.; Cummings, S. R.; Browner W. S.; Grady, D.; Hearst, N.; Newman, T. B. *Delineando a pesquisa clínica: Uma abordagem epidemiológica*. 2^a ed. Porto Alegre: Artmed, 2006.
- Kitchen S. *Eletroterapia: Prática Baseada em Evidências*. 11 ed. São Paulo: Manole, 2003.
- Laufer, Y.; Ries, J.D.; Leininger, P.M.; Alon, G. Quadriceps femoris muscle torques produced and fatigue generated by neuromuscular electrical stimulation with three different waveforms. *Physical Therapy*. v. 81, p. 1307–1316, 2001.
- Low, J.; Reed, A. *Eletroterapia explicada: princípios e práticas*. 3. ed., São Paulo: Manole, 2001.
- Parker MG, Bennet MJ, Hieb MA, et al. Strength response in human quadriceps femoris muscles during 2 neuromuscular electrical stimulation programs. *JOSPT*, v. 38, n. 12, p. 719-726, 2003.
- Pires, K. F. Análise dos efeitos de diferentes protocolos de eletroestimulação neuromuscular através da frequência mediana. *Revista Brasileira Ciência e Movimento*. v. 12, n. 2, p. 25-28. 2004.
- Pires, K. F.; Grosso, D. B. Correlação entre a fadiga subjetiva e objetiva na eletroestimulação neuromuscular. *Fisioterapia Brasil*. v. 3, n. 4, p. 216-222, 2002;
- Robinson, J. A.; Snyder-Mackler, L. *Eletrofisiologia Clínica*. 2^a ed. Porto Alegre: ArtMed, 2001.

Selkowitz, D.M. Improvement in isometric strength of the quadriceps femoris muscle after training with electrical stimulation. *Physical Therapy*. v. 65, n. 2, p. 186-196, 1985.

SENIAM (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles). European recommendations for surface electromyography: results of the Seniam project. Enschede (The Netherlands): Seniam/Biomed II/ European Union; 1999. Disponível em: <<http://www.seniam.org>>. Acesso em: 15 de agosto 2010.

Silva, S. R. D; Gonçalves M. Análise da fadiga muscular pela amplitude do sinal eletromiográfico. *Revista Brasileira Ciência e Movimento*. v. 11, n. 3, p. 15-20, 2003.

Slade, J. M; Bickel, C.S; Warren, G.L; Dudley, G. A. Variable frequency trains enhance torque independent of stimulation amplitude. *Acta Physiologica Scandinavian*. v. 177, p. 87-92, 2003.

Sossai, L. S; Silva, J; Jorge F. S. Efeitos do “Electrostretching” no Sinal eletromiográfico dos isquiotibiais e na amplitude de movimento. *Revista Perspectivas Online*. v. 5, n. 2, p. 84-95. 2008

Trimble, N.H.; Enoka, R.M. Mechanisms Underlying the Training Effects Associated with Neuromuscular Electrical Stimulation. *Physical Therapy*. v. 71, n. 4, p. 273-282, 1991.

Ward, R. A.; Shkuratova, N. Russian Electrical Stimulation: The Early Experiments. *Physical Therapy*. v. 82, n. 10, p. 1019-30, 2002.