

Artigo original**Parâmetros manipuláveis clinicamente na Estimulação Elétrica Neuromuscular (EENM)*****Clinically changeable parameters in the Neuromuscular Electrical Stimulation (NMES)***

Jamilson Simões Brasileiro*, Carlos Eduardo dos Santos Castro**, Nivaldo Antonio Parizotto***

.....
Fisioterapeuta, Professor da Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Mestre em Fisioterapia pela Universidade Federal de São Carlos (UFSCAR), **Fisioterapeuta, Professor da UFSCAR, Mestre em Fisioterapia pela UFSCAR, *Fisioterapeuta, Professor da UFSCAR, Doutor em Engenharia Elétrica pela Universidade de Campinas (UNICAMP), Trabalho realizado na Universidade Federal de São Carlos - SP.*

Resumo

A Estimulação Elétrica Neuromuscular (EENM) é um recurso bastante utilizado na prática fisioterapêutica, sendo aplicado atualmente em diversas condições clínicas. Particularmente nas últimas duas décadas, houve uma grande expansão da EENM na fisioterapia, motivada basicamente por dois fatores: a popularização dos aparelhos eletroterápicos e sua aplicação em músculos inervados. Entretanto, as pesquisas que envolvem o uso da EENM ainda são bastante controversas: além de uma grande diversidade nos procedimentos metodológicos, o uso de diferentes parâmetros de estimulação leva a conclusões conflitantes. Indiferente a isso, várias formas de aparelhos eletroterápicos continuam a serem produzidos, muitas vezes de forma redundante. O conhecimento de todas os parâmetros físicos disponíveis nestes geradores é indispensável na aplicação deste recurso, já que, a partir desta manipulação, os efeitos fisiológicos serão desencadeados. Assim, o presente artigo se propõe a oferecer, aos usuários deste recurso, uma breve discussão sobre os principais parâmetros físicos manipuláveis nos aparelhos elétricos.

Palavras-chave:
fisioterapia, estimulação elétrica, eletroterapia.

Artigo recebido 15 de dezembro de 2001; aprovado em 15 de janeiro de 2002

Endereço para correspondência: Jamilson Simões Brasileiro, Laboratório de Eletrotermofototerapia - Departamento de Fisioterapia, Universidade Federal de São Carlos - UFSCar, Via Washington Luiz, km 235, CP 676, 13565-905 - São Carlos SP, Tel: (016) 9111-0584/ 3361-7267, E-mail: brasileiroj@bol.com.br

Key-words:

Physical therapy,
electrical stimulation,
electrotherapy.

Abstract

The neuromuscular electrical stimulation (NMES) is a widely used tool in physical therapy clinical practice. It is actually applied in several clinical conditions. In the two past decades the NMES had a great expansion in the application in physical therapy, induced by two factors: the popularization of electrical therapy machines and their application in innervated muscles. However, the research in NMES is controversial: besides the diverseness in the methodological procedures, the great variations in the electrical parameters which can conduct to conflicting conclusions. Unconcerned with these reasons, several kinds of electrotherapy machines remain in the market, sometimes in a redundant way. The knowledge of all the physical parameters displayed in these equipments is essential in the application of this therapeutic tool. It is important to know how is the expected physiological response with changes in the physical parameters. Thus, this paper offer to the users of this electrical tool a concise discussion about the main physical parameters that are changeable.

.....

Introdução

A Estimulação Elétrica Neuromuscular (EENM) “*é a ação de estímulos elétricos terapêuticos aplicados sobre o tecido muscular, através do sistema nervoso periférico íntegro*” [1]. Há algum tempo, especialistas em Fisioterapia, Medicina Desportiva e Fisiologia do Exercício tem expressado o seu interesse na utilização desses estímulos elétricos como coadjuvante dos exercícios, na cura de enfermidades ou na melhora do condicionamento físico humano.

Particularmente nas últimas duas décadas, o uso da EENM difundiu-se bastante entre a comunidade científica e, contrariamente às suas aplicações anteriores, seu uso passou a incluir músculos inervados. Dois fatores contribuíram para isso: o primeiro foi a popularização dos geradores de corrente elétrica, e o segundo foram os trabalhos do cientista russo Yakov Kots, que afirmava que a EENM seria capaz de produzir ganhos de força significativos em sujeitos saudáveis [2]. Embora es-

tes estudos nunca tenham sido reproduzidos no ocidente, o interesse pelo uso da EENM, tanto em sujeitos sadios como em populações de pacientes, foi renovado [3].

Atualmente, as pesquisas que envolvem o uso da EENM são bastante controversas: além de uma grande diversidade nos procedimentos metodológicos, o uso de diferentes parâmetros de estimulação leva a conclusões conflitantes. Alheio a tudo isso, várias formas de geradores continuam a serem produzidos, muitas vezes de forma redundante. Na verdade, isso só dificulta a tomada de decisão por parte do fisioterapeuta sobre qual corrente e que parâmetros usar, na aplicação em seus pacientes.

Assim, o objetivo deste artigo é oferecer aos fisioterapeutas, uma revisão objetiva, sobre os principais parâmetros manipuláveis clinicamente, durante o uso da EENM. O nosso enfoque recairá sobre a aplicação deste recurso no restabelecimento da performance muscular, considerando fatores tais como a força,

potência e resistência à fadiga. Desta forma, outras aplicações clínicas da EENM, tais como a recuperação funcional ou o restabelecimento de amplitude articular, poderão sofrer algumas alterações, em relação aos protocolos propostos.

Parâmetros manipuláveis clinicamente na EENM

As formas de onda

As correntes elétricas tem sido usadas como proposta terapêutica há centenas de anos. Hoje, com o surgimento de diversas formas de ondas elétricas, vários tipos de geradores também proliferaram. Como regra geral, o desenvolvimento destes equipamentos costuma associá-los aos nomes dos seus inventores ou mesmo de seus fabricantes, causando mais confusão do que auxílio, na tomada de decisão por parte do clínico.

Na verdade, todos eles são Estimuladores Elétricos Transcutâneos e a maioria são também Estimuladores Elétricos Nervosos Transcutâneos (TENS), por serem aplicados através da pele com o objetivo fisiológico de excitar nervos periféricos. Portanto, qualquer estimulador é essencialmente, uma unidade de TENS, desde que utilize eletrodos de superfície e estimule nervos periféricos [2].

Kantor [4] condena a presença de redundantes tipos de onda e julga que não existe necessidade para as múltiplas formas de estimulação encontradas hoje, pois esse fato só complica o processo de decisão do clínico e provavelmente adiciona um custo desnecessário para o estimulador.

De uma forma geral, as correntes usadas na eletroterapia clínica contemporânea podem ser divididas em três tipos: as contínuas, as alternadas e as pulsadas. A corrente contínua (também chamada de galvânica) é caracterizada por um fluxo contínuo de partículas carregadas e não é usada nos programas de EENM. A corrente alternada é um fluxo bidirecional contínuo de partículas carregadas. Os íons corporais movem-se primeiro em uma direção e quando o campo elétrico é revertido, eles movem-se para suas posições originais. Esta forma de corrente é usada em várias aplicações terapêuti-

cas sendo que seu uso contemporâneo mais comum, sob o aspecto clínico, é a corrente interferencial. A corrente pulsada é amplamente utilizada na EENM, sendo definida como um fluxo uni ou bidirecional de partículas carregadas que periodicamente são interrompidas, por um período de tempo finito [3].

A corrente pulsada é caracterizada por uma unidade elementar: o pulso elétrico. Um único pulso é definido como um evento elétrico isolado, separado por um tempo finito do próximo evento [3]. Cada pulso normalmente dura apenas uns poucos ms ou ms, seguidos então por um intervalo interpulso. Pulsos elétricos podem exibir formas diferentes e como consequência disso, vários nomes apareceram na literatura ao longo dos anos, tais como a forma farádica, a exponencial, a senoidal, a quadrada e a triangular, dentre outras.

Além do formato do pulso, os tipos de corrente apresentam outra forma de classificação: monofásica ou bifásica. Por definição, monofásica indica que existe apenas uma fase para cada pulso e, desta forma, o fluxo da corrente é unidirecional, sendo que a polaridade de um eletrodo será sempre positiva e a do outro negativa. Quando duas fases opostas estão contidas em um único pulso, a forma de onda é definida como um pulso bifásico. Além disso, os pulsos bifásicos podem ser simétricos ou assimétricos. Pulsos simétricos com um intervalo interfase parecem ter preferência clínica em relação aos pulsos assimétricos, particularmente se o alvo for a excitação de fibras motoras. No passado, pulsos assimétricos, como a corrente farádica, eram mais utilizados [2].

Um estudo conduzido por [5] comparou a capacidade de geração de torque entre as formas de onda monofásica e bifásica, e concluiu que as últimas produzem cerca de 20 a 25% mais torque que as primeiras. Os autores analisam que, atualmente não existe razão para o uso de forma de onda monofásica, principalmente quando a estimulação de grandes grupos musculares, como o quadríceps femoral, for necessária.

Um outro experimento avaliou cinco formas de onda comumente usadas no processo de excitação do nervo periférico e, todas elas foram efetivas tanto na excitação de fibras motoras quanto sensitivas. A carga de pulso

da forma de onda “bifásica simétrica” foi menor que as outras formas. Baseando-se nestas conclusões, os autores acreditam que esta forma de pulso pode ser a preferida para estimulação de nervos periféricos já que, não só houve uma redução na quantidade de energia elétrica envolvida na estimulação, como também eliminou-se uma potencial irritação da pele (freqüentemente associada aos pulsos monofásicos) e minimizou-se o desconforto da estimulação [4].

No Brasil, a maioria dos equipamentos utilizados na EENM produzem pulsos bifásicos, normalmente simétricos. O manual do equipamento poderá informar aos usuários quais os tipos de pulsos disponíveis no gerador.

A avaliação do desconforto parece ser um item essencial dentro da prática clínica, pois muitas vezes é o fator limitante do uso da EENM, sobretudo quando altas forças contráteis são solicitadas, como nos regimes de treinamento de força [5].

Delitto & Rose [6] compararam as formas de onda senoidal, triangular e quadrada e concluíram que nenhuma das três mostrou-se mais confortável para produzir contrações musculares. Apesar disso, observaram, através da modificação no tipo da onda, uma alteração na percepção do conforto particular de cada sujeito submetido ao treinamento. Usando a forma de onda mais confortável para um paciente individualmente, pode-se aumentar a intensidade da contração produzida.

Holcomb *et al* [7] e Brasileiro *et al* [8] compararam a capacidade de produção de torque entre os estimuladores convencionais de baixa freqüência e os geradores de “corrente russa” e não observaram diferenças na efetividade de nenhum deles, quando se objetivou a produção de contrações musculares vigorosas. Quanto ao item desconforto, nenhum dos equipamentos mostrou-se superior, embora tenha sido observada uma preferência individual dos sujeitos por uma ou por outra forma de onda.

A intensidade da corrente: amplitude e duração do pulso

Nos regimes de treinamento existe uma relação direta entre a intensidade da contração produzida eletricamente e o aumento da força

muscular. Os sujeitos têm de estar capacitados para suportar contrações produzidas eletricamente em altas intensidades [6]. Quanto maior a intensidade tolerada, maior será o número de unidades motoras recrutadas e maior a profundidade de ativação, a partir dos eletrodos de superfície [9]. Sabe-se que as fibras motoras são freqüentemente situadas mais profundamente nos tecidos que as sensoriais e, portanto, mais intensidade de estímulo é requerida para causar sua descarga [4].

A amplitude é uma medida da magnitude da corrente com referência à linha base de corrente zero e é normalmente medida em Ampère ou suas subunidades. Dependendo do estimulador específico, as amplitudes geralmente não excedem os valores máximos de 100 a 200 mA. Já a duração do pulso, equivale ao tempo decorrido entre o início e o término de todas as fases de um único pulso, sendo normalmente medido em ms, ou pelas subunidades destes; em estimuladores clínicos, a duração do pulso é muitas vezes erroneamente classificada com “largura do pulso”. Um pulso excessivamente longo torna-se desconfortável para a estimulação transcutânea; por outro lado, pulsos muito curtos são ineficazes para desencadear o processo de contração. McNeal & Baker [21] têm sugerido que uma duração de pulso de 0,3 ms tem se mostrado preferida, nesta relação conforto/eficácia.

Como a carga do pulso é determinada por sua amplitude e por sua duração, além da sua forma, ela fornecerá uma indicação da influência relativa que este terá nos sistemas biológicos. A estimulação elétrica normalmente provocará respostas sensitivas antes das respostas motoras. Se a amplitude ou a duração do estímulo for suficientemente aumentada, respostas motoras serão produzidas e sobrepostas à estimulação sensitiva. Se a intensidade é aumentada ainda mais, a estimulação provocará uma resposta dolorosa, a qual ocorrerá simultaneamente às respostas sensitivas e motoras.

Os níveis de amplitude tolerada por um sujeito variam bastante em função de diversos aspectos. Lieber & Kelly [10] sugerem que certos indivíduos são mais aptos que outros para receber estimulação elétrica efetiva, provavelmente baseando-se em diferenças

anatômicas. Eles observaram em seus estudos, por exemplo, que enquanto um indivíduo atingiu 71% da sua contração máxima com 45 mA, outro sujeito suportou 85 mA, mas gerou apenas 48% desta contração. Os autores hipotetizaram que os indivíduos com maior eficácia de contração podem ter padrões de ramificação nas fibras motoras relativamente mais superficiais. Massey [11] também observou que fatores relacionados com a impedância tecidual, tais como as diferenças no percentual de gordura corporal, podem contribuir para uma falta de correlação entre amplitude e o torque muscular gerado.

De uma forma geral, quanto maior a força de contração em treinamento provocada eletricamente, maiores ganhos de força serão gerados. Assim, o parâmetro de intensidade do treinamento no músculo será dado pela força de contração gerada, e não pela intensidade de corrente produzido pelo estimulador. Uma relação linear entre a dosagem de estimulação e a recuperação de força muscular já foi observada entre grupos de pacientes fazendo uso de estimuladores clínicos [12].

Por outro lado, tem sido observado em programas de estimulação continuados que os pacientes tornaram-se rapidamente acostumados à aplicação da corrente e como consequência disso, suportaram intensidades próximas a 100 mA, valor considerado relativamente alto [5]. Entretanto, aumentos substanciais na amplitude da corrente em um mesmo sujeito, ao final de um programa de treinamento, não garante um aumento correspondente na força contrátil [13].

A frequência dos pulsos

No passado, e com base apenas em definição elétrica, a frequência sempre foi considerada como inversamente proporcional à duração do pulso; entretanto, os estimuladores modernos, particularmente os de corrente pulsada, são projetados para produzir pulsos muito curtos com intervalo entre eles relativamente longos. Tal construção leva a uma total independência entre a frequência e a duração do pulso, ao menos sob uma perspectiva fisiológica [2].

Diversos estudos já avaliaram as respostas

neuromusculares diante de diferentes frequências de estimulação, pois sempre observou-se que, nas contrações voluntárias existe uma relação direta entre a frequência de ativação de unidades motoras e a tensão gerada pelo músculo. Estas frequências, em contrações voluntárias máximas contínuas, estão em torno de 30 a 70 Hz [14]. Em um clássico estudo sobre a relação frequência do equipamento/geração de torque, observou-se que nenhuma diferença significativa foi registrada entre os torques gerados por frequências de 50 e 100 Hz, embora ambas tenha produzido significativamente mais torques que a estimulação à 20 Hz. Os pesquisadores concordam que o aumento na frequência de estimulação além da frequência de tetania, não altera a força do músculo, pois a máxima tensão já havia sido encontrada. Como os torques da EENM em 50 e 100 Hz são similares, essa tetania pode ser similar para ambas as frequências de estimulação.

Se um aumento na frequência dos pulsos tornará o músculo apto a responder, dependerá também da duração do seu período refratário. Este período pode variar de acordo com o músculo ou o nervo; assim, como esses tecidos têm um tempo de recuperação de 1 a 2 milissegundos após um disparo, estes não produzirão ótima tensão em repostas a estímulos maiores que 100 pps [15]. Delitto *et al* [5] sugerem que a EENM pode ser usada com sucesso quando as frequências variam entre 30 e 80 pulso por segundo.

O uso de frequências de estimulação de 2.200 e 2.500 Hz pode ser atribuído aos trabalhos de Kots. Estas correntes, conhecidas popularmente como “corrente russa”, são administradas sob forma de envelopes a 50 Hz, o que minimizaria o desconforto sensorial na pele, e permitiria assim, uma estimulação motora de maior intensidade, resultando em maior força de contração. Estudos recentes, entretanto, têm demonstrado que não existe diferença na efetividade das contrações geradas por correntes de 2.500 Hz, comparando-as com as de baixa frequência, quando elas são usadas para produzir contrações musculares [7,8].

Os controles de ciclo “on/off” (taxa de repetição de trens de pulso)

Quando uma estimulação intermitente é requerida para um determinado programa terapêutico, é necessário que haja um mecanismo que ajuste o período de estimulação elétrica e a duração do repouso entre os períodos de estimulação.

Nos programas de EENM, sobretudo quando se objetiva o fortalecimento muscular, os controles “*on time/off time*” são essenciais, já que a contração estimulada contínua do músculo esquelético leva a uma fadiga muscular muito rápida, o que implica numa queda da força gerada. O período “*on time*” de estimulação muscular para muitas aplicações são geralmente ajustados até 10 ou 15 segundos; já o “*off time*” são geralmente de 1 ou 2 minutos, sendo mais comumente praticados em 60 segundos [5].

Tem sido sugerido pela literatura que esse intervalo de aproximadamente 60 segundos é necessário após contrações de 10 segundos de duração, para prevenir fadiga muscular durante o processo de fortalecimento com EENM. Evidências sugerem que altas forças contráteis são necessárias para aumentar a força muscular (isso é, treiná-lo efetivamente); a geração desses níveis de contração apenas podem ser alcançadas usando-se altas intensidades de estimulação. Esse tipo de contração é muito fatigante e leva a uma rápida queda de força se o “*off time*” for muito curto. Significativos ganhos de força no quadríceps femoral de pacientes foram conseguidos usando-se um período “*on time*” de 10 segundos, seguido por um “*off time*” de 2 minutos, com 10 a 15 contrações por sessão [16,12].

A manipulação desta variável pode também determinar o sistema energético usado e os estoques de energia disponíveis para cada contração. O exercício muscular tem como fonte energética primária o sistema de trifosfato de adenosina e fosfocreatina (ATP-PC), o qual fornece energia rapidamente durante contrações musculares máximas. A utilização da fosfagenase é esgotada em 10 a 15 segundos. Intervalos entre as contrações são necessárias para permitir o reabastecimento de deste composto e evitar a produção do ácido láctico, o que adia o início do processo de fadiga; se isso não for respeitado, as contrações não poderão ser mantidas em altas intensidades. Margaria [11]

tem observado que o reabastecimento da fosfagenase está 50% concluído em 22 segundos de repouso; o total reabastecimento deste composto ocorrerá em torno de 2 minutos.

Um estudo avaliou duas diferentes relações “*on/off*” em distintos protocolos de estimulação: em um grupo foi utilizado a relação 15 segundos “*on*” para 50 “*off*”, enquanto que no segundo foi usado 12 segundos “*on*” para 8 “*off*”. A intensidade da contração isométrica induzida eletricamente para o modelo 12/8 foi cerca de 50% da intensidade do modelo 15/50. Assim, parece que, com um período maior de estimulação elétrica, o músculo trabalha em uma intensidade de contração menor e com uma maior quantidade de fadiga. Desta forma, o modelo 15/50 seria adequado para programas que objetivassem maior produção de torque, enquanto que o modelo 12/8 seria apropriado para o desenvolvimento de uma maior resistência à fadiga [17].

Os controles de rampa

Essa forma de modulação da corrente está associada com a parte “*on*” do ciclo. Com a rampa, a carga do pulso pode aumentar gradativamente dentro de um determinado período de tempo, normalmente variando de 1 a 5 segundos, permitindo então um aumento progressivo da contração muscular. Muitos estimuladores permitem também uma rampa de descida, resultando em uma diminuição gradual da carga até o fim do tempo de contração.

As modulações de rampa no início e no fim do período de estimulação oferecem uma forma mais confortável de contração em uma variedade de aplicações, especialmente quando níveis de estimulação muito altos são requeridos. Em aplicações de EENM, a inclusão de um tempo de rampa de subida leva a um recrutamento gradual de unidades motoras e, como conseqüência, uma ativação gradativa das fibras musculares, o que resulta em uma elevação suave na geração de força no músculo. O início gradual de estimulação muscular produz contrações que imitam aquelas produzidas em atividades funcionais durante a ativação muscular voluntária, sendo mais confortável para o indivíduo que recebe a estimulação [3].

A importância dos eletrodos de estimulação

Um eletrodo é um material condutor que serve como interface entre o estimulador e os tecidos do paciente. Nas aplicações de EENM, os eletrodos são fixados sobre a pele, sendo assim chamados de eletrodos de superfície. O material com que este é construído, sua distribuição pelo corpo e o seu tamanho são considerados hoje condições essenciais para o desenvolvimento de uma contração muscular efetiva.

Os eletrodos de estimulação usados em eletroterapia são geralmente feitos de uma borracha de silício eletricamente condutora, de polímeros condutores auto-adesivos ou ainda de metais. No caso dos eletrodos de borracha, um agente de acoplamento, como um gel, um creme ou algum líquido eletrolítico, torna-se necessário para fornecer um caminho de menor resistência à passagem da corrente elétrica. No caso de eletrodos de metal, esponjas embebidas em água são mais comumente utilizadas enquanto que os eletrodos auto-adesivos são recobertos por um condutor que serve de agente de acoplamento [3].

Segundo Alon [2], um bom eletrodo deverá atender as seguintes exigências:

- a) Condutibilidade alta e uniforme;
- b) Flexibilidade para se adaptar as várias áreas do corpo;
- c) Durabilidade e resistência à quebra por forças mecânicas ou elétricas;
- d) Pressão e colocação uniforme.

Lieber & Kelly [10] avaliaram os três tipos de eletrodos relacionados anteriormente, no que se refere à capacidade de geração de torque. Os eletrodos de borracha produziram o maior torque absoluto, quando comparados com os demais, apresentando maior corrente e menor impedância. Já Binder-Macleod [10] defende que a maior parte dos eletrodos utilizados na clínica, independente do tipo de material utilizado, tem uma resistência extremamente baixa, e chama atenção para outras variáveis que também podem afetar a resistência dos eletrodos, tais como o seu tamanho, o meio de acoplamento e, sobretudo, a pressão de aplicação destes sobre a pele. O

autor constatou que é essencial uma pressão firme e uniforme sobre os eletrodos, para que possa haver uma condutibilidade também uniforme entre eletrodo e a pele. Se isso não for adequado, observa-se uma significativa queda na tolerância do sujeito à corrente. A intensidade da estimulação, o tamanho dos eletrodos, bem como sua adequada fixação, passam a ser, desta forma, condições essenciais para a obtenção de uma contração muscular efetiva.

A área dos eletrodos necessária para a estimulação depende em parte da área de tecidos excitáveis a ser estimulada. Um eletrodo muito grande ou que foi selecionado de forma errada pode fazer com que a corrente se espalhe para as estruturas excitáveis que não o nervo ou músculo de interesse.

Por outro lado, a densidade de corrente (quantidade de corrente pela área de aplicação) é inversamente proporcional ao tamanho do eletrodo. Desta forma, à medida que a área de contato do eletrodo diminui, a densidade de corrente aumenta; um eletrodo excessivamente pequeno para uma determinada área de ativação poderá assim, gerar um desconforto sensorial muito intenso, antes mesmo que uma contração muscular efetiva seja desencadeada. Na utilização da EENM sobre o músculo quadríceps femoral, grandes eletrodos de estimulação (por exemplo, de 8x12 cm) normalmente são utilizados; isso reduz o desconforto por uma densidade de corrente excessiva ao mesmo tempo que garante a estimulação do grupo muscular selecionado.

A colocação dos eletrodos na EENM também é decisiva para a obtenção do efeito desejado. A orientação da técnica de colocação de eletrodos mais freqüente para esses programas é a bipolar, com eletrodos iguais em tamanho; neste caso, a habilidade relativa de cada eletrodo para ativar um nervo ou um músculo será igual, quando ondas bifásicas simétricas forem aplicadas.

Os protocolos de estimulação

O objetivo das aplicações de EENM quando se procura o fortalecimento muscular é atingir o máximo tolerável de contrações. À medida

que o tratamento é continuado, a amplitude de estimulação deve ser aumentada gradualmente até que o limiar motor seja alcançado e excedido. Nas situações em que o paciente não suporte a EENM em intensidades suficientes para se produzir fortalecimento, alguns dias de adaptação podem ser necessários. Nas sessões iniciais, baixas amplitudes de estimulação são administradas por períodos de contração menores que 10 segundos.

Não existe um protocolo definitivo que inclua todas as variações possíveis em um programa de fortalecimento muscular. Soo *et al* [18], em uma revisão na literatura disponível, observou que o número de contrações por sessão variou de seis, oito ou dez repetições, sendo que a maioria dos autores tem usado dez. O número de sessões de exercícios registrados variou de dois a cinco por semana.

Em outros estudos, observam-se protocolos que incluem dez contrações de quinze segundos, três vezes por semana [15], ou cinco dias por semana [19]. Lieber *et al* [20] utilizou a EENM por um período de 30 minutos, consistindo de 10 segundos de contração muscular por 20 de repouso, cinco dias por semana.

De uma forma geral, os protocolos normalmente envolvem estimulações em intensidades máximas durante dez a quinze segundos, seguidos por um período de repouso entre 30 e 60 segundos. O número de repetições em uma única sessão é em torno quinze, e o número de sessões diárias, pode variar de uma a três. A maioria dos estudos freqüentemente aponta para um número de três a cinco sessões por semana e o período de treinamento irá variar muito em função dos objetivos do programa, bem como das respostas do paciente frente à EENM.

Conclusões

A EENM constitui-se hoje em um importante recurso terapêutico, particularmente quando é associado a cinesioterapia. Entretanto, para tirar o máximo proveito na utilização destes equipamentos, o fisioterapeuta deverá ter conhecimento dos parâmetros físicos da corrente elétrica que serão manipulados, já que, as respostas fisiológicas observadas nos pacientes dependerão destes conhecimentos.

O fisioterapeuta clínico deve estar atento aos parâmetros a serem escolhidos frente as diferentes necessidades presentes na sua prática. Ele deve sempre observar a evolução clínica dos seus pacientes e definir os parâmetros de acordo com os critérios de fadigabilidade da musculatura em tratamento, ritmo de contração necessário, assim como as necessidades funcionais a serem estimuladas.

Desta forma, o presente artigo se propôs a oferecer os conceitos fundamentais utilizados na EENM; acreditamos assim, podermos estar contribuindo com a otimização dos nossos recursos, e assim, aprimorarmos a nossa intervenção junto aos pacientes, nosso objetivo maior.

Referências

1. American Physical Therapy Association. Section on Clinical Electrophysiology. Electrotherapeutic Terminology in Physical Therapy, 1990.
2. Alon G. The Principles of the Electrical Stimulation. In: Nelson RM, Hayes KW, Currier DP. Clinical Electrotherapy. 3rd. Stamford: Appleton & Lange; 1999.
3. Robinson AJ & Snyder-Mackler L. Eletrofisiologia Clínica 2ª ed. Porto Alegre (RS): Artmed Editora; 2001.
4. Kantor G, Alon G, Ho HS. The Effects of Selected Stimulus Waveforms on Pulse and Phase Characteristics at Sensory and Motor Thresholds. Physical Therapy 1994;74(10):951-961.
5. Delitto A, Rose SJ, Mckowen JM, Lehman RC, Thomas JA, Shively RA. Electrical Stimulation Versus Voluntary Exercise in Strengthening Thigh Musculature After Anterior Cruciate Ligament Surgery. Physical Therapy 1988;68:660-663.
6. Delitto A & Rose SJ. Comparative Comfort of Three Waveforms Used in Electrically Eliciting Quadriceps Femoris Muscle Contractions. Physical Therapy 1986;66(11):1704-1707.
7. Holcomb WR, Golestani S, Hill S. A Comparison of Knee-extension Torque Production with Biphasic versus Russian Current. Journal of Sport Rehabilitation 2000;9(3):229-239.
8. Brasileiro JS, Castro CES, Parizotto NA, Ortiz MCS. Estudo Comparativo Entre a

Capacidade de Geração de Torque e o Desconforto Sensorial Produzido por Duas Formas de Estimulação Elétrica Neuromuscular em Sujeitos Sadios. Anais do I Congresso Brasileiro de Pesquisas em Fisioterapia e suas Aplicações. 2001; São Carlos-SP-Brasil: pg. 13.

9. Swearingen JV. Electrical Stimulation for Improving Muscle Performance. In: Nelson RM, Hayes KW, Currier DP. Clinical Electrotherapy. 3rd. Stamford: Appleton & Lange; 1999.

10. Lieber RL & Kelly MJ. Factors Influencing Quadriceps Femoris Muscle Torque Using Transcutaneous Neuromuscular Electrical Stimulation. Physical Therapy 1991;71(10):715-723.

11. Selkowitz, DM. Improvement in Isometric Strength of the Quadriceps Femoris Muscle After Training with Electrical Stimulation. Physical Therapy 1985;65(2):186-196.

12. Snyder-Mackler L, Delitto A, Stralka SW, Bailey SL. Use of Electrical Stimulation to Enhance Recovery of Quadriceps Femoris Muscle Force Production in Patients Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. Physical Therapy 1994;74(10):901-906.

13. Hortobágyi T, Lambert NJ, Tracy C, Shinebarger M. Voluntary and Electromyostimulation Forces in Trained and Untrained Men. Medicine and Science in Sports and Exercise 1992;24(6):702-707.

14. Kramer J. Effect of Electrical Stimulation Current Frequencies on Isometric Knee Extension Torque. Physical Therapy 1987;67(1):31-38.

15. Currier DP, Mann R. Muscular Strength Development by Electrical Stimulation in Healthy Individuals. Physical Therapy 1983;63(6):915-921.

16. Binder-Macleod SA & Snyder-Mackler L. Muscle Fatigue: Clinical Implications for Fatigue Assessment and Neuromuscular Electrical Stimulation. Physical Therapy. 1993;73(12):902-910.

17. Parker MG, Berhold M, Brown R, Hunter S, Smith MR, Runhing RO. Fatigue Response in Human Quadriceps Femoris Muscle During High Frequency Electrical Stimulation. Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy 1986;7(4):145-153.

18. Soo C, Currier DP, Threlkeld AJ. Augmenting Voluntary Torque of Healthy Muscle by Optimization of Electrical Stimulation. Physical Therapy 1988;68(3): 333-337.

19. Laughman RK, Youdas JW, Garrett TR, Chao EYS. Strength Changes in the Normal Quadriceps Femoris Muscle as a Result of Electrical Stimulation. Physical Therapy 1983;63(4):494-499.

20. Lieber RL, Silva PD, Daniel DM. Equal Effectiveness of Electrical and Volitional Strength Training for Quadriceps Femoris Muscles After Anterior Cruciate Ligament Surgery. Journal of Orthopaedic Research. 1996;14(1):131-138.

21. McNeal DR & Baker LL. Effects of Joint Angle, Electrodes and Waveform on Electrical Stimulation of the Quadriceps and Hamstrings. Annals of Biomedical Engineering 1988;16:299-310.

**A Atlântica Educacional está abrindo
as novas turmas de
pós-graduação de Fisioterapia em diversas localidades
escolha sua especialidade e localidade.**

Acesse www.atlanticaeditora.com.br