

## Artigo original

# Estimulação elétrica neuromuscular em crianças com paralisia cerebral do tipo diplegia espástica

## *Neuromuscular electric stimulation in children with spastic diplegic cerebral palsy*

Ana Lúcia Portella Staub\*, Mahmud A. Ismail Mahmud\*, Newra Tellechea Rotta\*\*, Antonio Cardoso dos Santos\*\*\*, Airtton S. Isvirsk\*\*\*\*

.....  
 \*Fisioterapeutas do Hospital de Clínicas de Porto Alegre, \*\*Médica Neuropediatra e Prof<sup>a</sup> Adjunta de Neurologia da Faculdade de Medicina da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, \*\*\*Médico Fisiatra e Prof. da Disciplina de Reabilitação Médica da Faculdade de Medicina da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, \*\*\*\*Médico Fisiatra

### Resumo

Nos últimos anos, vários estudos propuseram a utilização da estimulação elétrica como forma de tratamento da paralisia cerebral (PC). *Objetivo:* Utilizando um delineamento do tipo antes e depois (a *within-subjects design*) buscou-se avaliar os efeitos da estimulação elétrica neuromuscular (EENM) nas habilidades motoras de crianças com PC do tipo diplegia espástica. *Material e método:* Doze pacientes (8 do sexo masculino, média de idade 6 anos) foram avaliados antes e depois de 12 semanas de terapia utilizando EENM. As habilidades motoras foram avaliadas através da escala de função motora grossa (GMFM), parâmetros lineares da marcha e amplitude de movimento (ADM) de flexão dorsal dos tornozelos. *Resultados:* A diferença entre as médias dos escores da GMFM foram estatisticamente significativos ( $P = 0,032$ ) quando comparados antes ( $73,1 \pm 17,2$ ) e depois ( $76,5 \pm 16,3$ ) da intervenção com EENM. Quando os pacientes foram classificados quanto à independência para marcha, o escore da GMFM permaneceu significativo apenas nas crianças dependentes de auxílio para marcha ( $P = 0,045$ ). O parâmetro de cadência da marcha diferiu antes e depois da EENM no grupo de crianças independentes para marcha ( $P = 0,030$ ). *Conclusões:* Este estudo demonstrou que a EENM pode ser uma ferramenta complementar no manejo de crianças PC do tipo diplegia espástica. Os mecanismos pelos quais a EENM melhora a função motora não estão totalmente esclarecidos.

**Palavras-chave:** paralisia cerebral, análise de marcha, diplegia espástica, estimulação elétrica neuromuscular.

### Abstract

*Introduction:* For the last years, several studies have proposed the use of electric stimulation as a valid therapy for cerebral palsy (CP). *Aims:* Using a within-subjects design, we set out to determine the effect of neuromuscular electrical stimulation (NMES) on the motor skills of children with spastic diplegic CP. *Materials and methods:* Twelve patients (8 male, mean age 6 years), were evaluated before and after 12 weeks of therapy with NMES. Motor abilities were accomplished by using the gross motor function measure (GMFM), linear parameters of gait, and ankle dorsiflexion range of movement. *Results:* The mean scores of GMFM were significantly different ( $P = 0.032$ ) before ( $73.1 \pm 17.2$ ) and after ( $76.5 \pm 16.3$ ) the intervention with NMES). When patients were classified for gait dependence, the GMFM scores remained significant only for children dependent of aid ( $P = 0.045$ ). The cadence parameter of gait significantly differ before and after NMES in the group of CP children independent for gait ( $P = 0.030$ ). *Conclusions:* This study demonstrated that NMES might be a complementary tool for the handling of children with spastic diplegic CP. The mechanisms by which NMES improves the motor function are yet not established.

Key-words: Cerebral palsy, gait analysis, spastic diplegia, neuromuscular electrical stimulation.

Recebido em 11 de janeiro de 2006; aceito em 13 de outubro de 2006.

**Endereço para correspondência:** Ana Lúcia Portella Staub, Hospital de Clínicas de Porto Alegre, Centro de Reabilitação, Rua Ramiro Barcelos, 2350, 90035-000 Porto Alegre RS, E-mail: [astaub@hcpa.ufrgs.br](mailto:astaub@hcpa.ufrgs.br)

## Introdução

A paralisia cerebral (PC) é uma encefalopatia crônica não-evolutiva da infância, de caráter predominantemente motor. A incidência nos países desenvolvidos está entre 1,5 e 2,5 por 1000 nascidos vivos [1]. Na PC, são comuns os achados de retardo nas aquisições motoras, desequilíbrio muscular entre agonistas e antagonistas, perda do controle motor seletivo e contraturas músculo-tendinosas que produzem limitação do movimento articular [2-4]. Crianças com PC demonstram fraqueza muscular que comprometem diretamente a função motora [5].

A diplegia espástica caracteriza-se, principalmente, por envolvimento maior dos membros inferiores em relação aos superiores [6,7]. O padrão de marcha mais comumente encontrado consiste de flexão, adução e rotação interna de quadril, excessiva flexão de joelhos devido a espasticidade e/ou contratura dos músculos isquiotibiais e hiper-flexão plantar decorrente de espasticidade e/ou contratura dos músculos tríceps surais [3,8].

Vários autores têm proposto a utilização de estimulação elétrica como opção de tratamento da PC [9-16]. Na literatura, encontramos basicamente três variações de estimulação elétrica, utilizadas no tratamento de crianças com PC: a eletroestimulação neuromuscular (EENM, ou *neuromuscular electrical stimulation NMES*), a estimulação elétrica utilizada abaixo do nível de contração muscular, (*threshold electrical stimulation* ou *TES*) e a estimulação elétrica funcional (*functional electrical stimulation* ou *FES*). EENM consiste na aplicação de corrente elétrica com intensidade suficiente para elicitar a contração muscular. Quando aplicada de maneira atividade-específica, na qual o músculo é estimulado a contrair-se durante uma atividade funcional, a estimulação é denominada FES. Alternativamente, TES vem sendo descrito como um estímulo elétrico de baixa intensidade, usado abaixo do nível de contração muscular, e aplicado no domicílio do paciente por várias horas consecutivas [17].

A EENM foi primeiramente utilizada na PC por Dubowitz [18] visando o ganho de força muscular. Vários outros estudos utilizando EENM posteriormente publicados, demonstraram melhora na função motora e/ou força muscular [11,14,15,19-21].

Pape *et al.* [13,22], Beck [16], Steinbok *et al.* [19], Sommerfelt *et al.* [23] e Dali *et al.* [24] utilizaram *TES* em seus estudos em PC, enquanto Carmick [9-10], Gracanin *et al.* [25] e Durham *et al.* [26], utilizaram *FES*. Os achados de Sommerfelt *et al.* [23], Dali *et al.* [24] e van der Linden *et al.* [27] revelaram ausência de melhora da função motora, força muscular e marcha. Kerr *et al.* [17], em artigo de revisão sobre os efeitos da estimulação elétrica na PC, relatam que a escassez de estudos controlados dificulta apoiar ou descartar o uso de estimulação elétrica nesta população. Os autores concluem haver maiores evidências para apoiar o uso de EENM em relação ao *TES*, mas sugerem cautela na interpretação dos estudos dada a falta de evidência estatística no que concerne a esta ou aquela modalidade de tratamento.

O objetivo deste estudo em crianças com PC do tipo diplegia espástica foi verificar o efeito da EENM sobre a função motora e avaliar a ocorrência de alterações nos parâmetros lineares da marcha e nas amplitudes articulares dorsiflexora de tornozelos.

## Material e métodos

A população-alvo deste estudo consistiu de pacientes consecutivos com diagnóstico de PC do tipo diplegia espástica. Os pacientes provieram dos Serviços de Fisiatria e Pediatria do Hospital de Clínicas de Porto Alegre e do Centro de Reabilitação de Porto Alegre (CEREPAL). Os sujeitos desta população estavam sob tratamento prévio de fisioterapia nas instituições as quais pertenciam.

Constituíram critérios de inclusão desse estudo: (1) pacientes com paralisia cerebral do tipo diplegia espástica; (2) idade entre 3 e 12 anos ao início do tratamento; (3) capacidade de realização de marcha independente ou através de auxílio de andadores ou bengalas canadenses; (4) bom nível de compreensão de ordens simples; (5) ausência de encurtamentos musculares ou deformidades articulares que pudessem limitar o ganho de amplitude articular e (6) não exposição ao tratamento com EENM nos últimos 12 meses.

Foram excluídos do estudo: a) crianças submetidas a alongamentos tendinosos cirúrgicos e/ou controle da espasticidade através de toxina botulínica A ou fenol nos últimos doze meses, b) crianças com história de crises convulsivas não-controladas.

A aceitação de participação na pesquisa foi registrada sob a forma de Termo de Consentimento Informado. Este estudo teve a aprovação do Comitê de Pesquisa e Ética do Hospital de Clínicas de Porto Alegre-RS.

O estudo foi experimental não-controlado do tipo antes e depois [28] (*within-subjects design*), no qual crianças com PC do tipo diplegia espástica foram tratadas com EENM durante um período de 12 semanas. Devido à natureza do estudo, nenhum participante esteve "cego" para a intervenção. Durante o estudo, os atendimentos de fisioterapia foram efetuados exclusivamente pelo pesquisador.

Antes de iniciar o tratamento, todas as crianças foram submetidas individualmente às seguintes avaliações: função motora grossa através das cinco dimensões da escala GMFM [29] (*Gross Motor Function Measure*); cinemática de marcha e amplitude articular dorsiflexora dos tornozelos. Após finalização do período de tratamento, as crianças foram submetidas, nas mesmas condições e com os mesmos avaliadores, às avaliações iniciais deste estudo.

## Avaliação da função motora

A função motora foi avaliada através das cinco dimensões que compõem a escala GMFM [29] por uma única fisioterapeuta especializada em pediatria e familiarizada com

a escala. Os 88 itens que compõem a escala estão agrupados em dimensões de função motora: (1) deitar e rolar, (2) sentar, (3) engatinhar e ajoelhar, (4) ficar em pé e (5) andar, correr e pular.

### *Análise da marcha*

Para a análise dos parâmetros lineares da marcha, foi utilizado o equipamento *Stride Analyser*<sup>®</sup>, manufaturado pela *B&L Engineering, USA*. Foram obtidas medidas de velocidade, comprimento da passada, frequência do passo (cadência) e instantes de apoio simples ou duplo dos membros. Os cálculos dessa análise exigem medidas de tempo e distância, combinadas com o número de vezes em que o pé faz contato com o solo. Essas medidas foram tomadas através de sensores acoplados a uma palmilha que detectaram o instante em que o pé contactou o solo. Para a obtenção dos registros, as crianças foram solicitadas a realizar três repetições no percurso destinado à análise da marcha a fim de se familiarizarem com o uso do equipamento. Os resultados da avaliação de cada criança foi calculado através da média das três repetições.

### *Amplitude de movimento (ADM)*

Os músculos tríceps surais foram alongados previamente à avaliação. Três medidas de amplitude dorsiflexora da articulação dos tornozelos foram realizadas passiva e bilateralmente, nas posições sentado e em decúbito dorsal. As medidas foram obtidas utilizando o flexímetro *Sanny*<sup>®</sup>. Um segundo avaliador fisioterapeuta, cegado quanto às avaliações de função motora e marcha realizou as medidas de ADM. Os resultados foram obtidos através da média das três medidas.

### *Intervenção*

Foi utilizado nesse estudo um equipamento de FES, confeccionado pelo Serviço de Bioengenharia do Hospital de Clínicas de Porto Alegre. O equipamento possuía característica de onda bipolar simétrica, e dois canais de estimulação, e os parâmetros selecionados foram: a) largura de pulso 300  $\mu$ s, b) frequência 40 Hz; c) tempo de subida e descida de 2 segundos; d) tempo de sustentação e repouso de 6 segundos

Eletrodos auto-adesivos foram escolhidos pela facilidade de aplicação (*ValuTrode, Axelgaard, USA*). Estes foram colocados no ponto motor de maior resposta de dorsiflexão dos tornozelos e de extensão dos joelhos.

As crianças foram tratadas com EENM em decúbito dorsal, com cunha de espuma sob os joelhos, na frequência de três vezes na semana, por um período de 12 semanas. Os músculos tríceps surais foram inicialmente alongados de forma passiva. O tempo total de aplicação da eletroestimulação foi de vinte minutos, distribuídos em dez minutos de aplicação nos pontos motores dos músculos tibiais anteriores e dez minutos nos quadríceps femorais. A intensidade da corrente

foi ajustada conforme tolerância da criança, observação da contração muscular e movimento articular.

Os tratamentos foram finalizados com treino de marcha em barras paralelas ou andador clínico.

### *Análise estatística*

Para a comparação das variáveis contínuas de função motora e marcha antes e depois de 12 semanas de tratamento com EENM, foi utilizado o teste *t* de Student para amostras pareadas. Foram utilizados níveis de significância de 5% ( $\alpha = 0,05$ ).

Para medir a magnitude da força de associação, foi utilizado o *tamanho de efeito padronizado* [30,31]. Todas as análises foram conduzidas utilizando o programa estatístico SPSS, versão 11.0.

## **Resultados**

Catorze crianças preencheram os critérios de inclusão deste estudo; e doze completaram as 12 semanas de tratamento. A amostra final compreendeu doze crianças (8 do sexo masculino, 4 sexo feminino), com média de idade de 6 anos e 2 meses. Seis crianças (média de idade de 5 anos e 9 meses) eram capazes de deambular, ao início do tratamento, de forma independente e sem auxílio, e seis crianças (média de idade 6 anos e 7 meses) necessitavam auxílio de andador ou muletas para deambulação em ambiente domiciliar. Todas as crianças eram capazes de atender ordens simples e se encontravam em programa prévio de fisioterapia nas instituições a que pertenciam. A Tabela I mostra as características das crianças estudadas.

As médias, desvios-padrão e diferenças entre as medidas realizadas antes e depois do período de tratamento, assim como o valor *P* obtidos através do teste *t*, são mostrados na Tabela II. Nesta primeira análise, o grau de independência funcional das crianças no início do tratamento não foi considerado. Uma das crianças não completou as avaliações de amplitude de movimento de tornozelos em razão de dificuldades de adesão ao tratamento. Dessa forma, os cálculos para essa variável foram realizados com  $n = 11$ . Houve significância estatística quanto aos resultados de escore total da GMFM, comprimento da passada, e ADM à direita mensurada em decúbito dorsal e na posição sentada ( $P < 0,05$ ). Nesta análise estatística, a medida de velocidade teve significância limítrofe ( $P = 0,052$ ) e tamanho de efeito padronizado moderado (0,6).

Ao considerar a independência para realização de marcha ao início do tratamento, encontrou-se significância estatística no escore total da GMFM no grupo de crianças dependentes de apoio ( $p < 0,05$ ) (Tabela III). Embora não se tenha obtido valores de significância no comprimento da passada na marcha, o tamanho de efeito padronizado foi moderado. A avaliação de amplitude articular de tornozelos foi realizada com  $n = 5$ , e o tamanho de efeito padronizado encontrado para esta variável foi pequeno.

**Tabela I - Características da amostra.**

Casos	Idade (anos)	Sexo	Marcha	Membro inferior mais comprometido	Uso de órteses (AFO) em membros inferiores
1	8	M	Independente	Esquerdo	Não
2	8	F	Dependente	Esquerdo	Sim
3	3	F	Dependente	Esquerdo	Sim
4	4	M	Independente	Esquerdo	Não
5	7	F	Dependente	Esquerdo	Não
6	5	M	Dependente	Direito	Sim
7	5	M	Dependente	Esquerdo	Não
8	11	M	Independente	Direito	Não
9	8	M	Independente	Esquerdo	Não
10	5	F	Independente	Esquerdo	Sim
11	3	M	Dependente	Direito	Sim
12	3	M	Independente	Esquerdo	Não

AFO = ankle foot orthosis

**Tabela II - Avaliação dos parâmetros de funcionalidade considerando antes e depois.**

Parâmetros de Funcionalidade	Momento da Avaliação		Tamanho efeito padronizado	Diferença de Médias (IC 95%)	Valor P
	Antes (n = 12) Média ± DP	Depois (n = 12) Média ± DP			
GMFM (% escore total)	73,1 ± 17,2	76,5 ± 16,3	0,7	3,4 (0,3 a 6,5)	0,032
Parâmetros de marcha					
Velocidade (m/min)	38,0 ± 16,6	43,1 ± 20,1	0,6	5,1 (-0,0 a 10,3)	0,052
Cadência (passos/min)	117,2 ± 28,1	121,0 ± 34,3	0,3	3,8 (-3,8 a 11,3)	0,298
Comprimento da Passada (cm)	62,4 ± 17,4	68,3 ± 19,2	1,0	5,9 (0,1 a 11,7)	0,047
Amplitudes articulares					
Direita (decúbito dorsal)	10,0 ± 5,5	14,0 ± 7,8	0,8	4,0 (0,5 a 7,5)	0,027
Esquerda (decúbito dorsal)	8,5 ± 5,3	9,4 ± 7,6	0,2	0,9 (-2,2 a 3,9)	0,540
Direita (sentado)	18,0 ± 8,6	23,0 ± 10,5	0,9	4,8 (1,0 a 8,7)	0,017
Esquerda (sentado)	18,0 ± 9,4	20,3 ± 11,0	0,5	2,3 (-0,5 a 5,2)	0,101

Teste t-Student para amostras pareadas - GMFM = Gross Motor Function Measure

Valor P = Significância Estatística - DP = Desvio-Padrão - IC = Intervalo de Confiança

**Tabela III - Parâmetros de funcionalidade considerando a presença prévia de marcha.**

Parâmetros de Funcionalidade	Grupo Com Marcha (n=6)				Valor P	Grupo Sem Marcha (n=6)			
	Antes Média ± DP	Depois Média ± DP	Tamanho efeito padronizado	Valor P		Antes Média ± DP	Depois Média ± DP	Tamanho efeito padronizado	Valor P
GMFM (% escore total)	85,1 ± 12,3	87,1 ± 10,2	0,4	0,387	61,0 ± 12,3	65,8 ± 14,3	1,1	0,045	
Parâmetros de marcha									
Velocidade (m/min)	47,5 ± 14,6	55,8 ± 17,4	1,0	0,054	28,5 ± 13,3	30,5 ± 14,2	0,3	0,550	
Cadência (passos/min)	132,2 ± 26,2	142,5 ± 27,0	1,2	0,030	102,1 ± 22,6	99,4 ± 27,2	-0,2	0,595	
Comprimento da Passada (cm)	70,0 ± 16,0	77,5 ± 17,4	1,0	0,073	55,0 ± 16,6	59,2 ± 17,5	0,8	0,371	
Amplitudes articulares									
Direita (decúbito dorsal)	13,0 ± 5,3	19,2 ± 6,3	1,0	0,054	8,4 ± 3,0	10,4 ± 3,1	0,5	0,339	
Esquerda (decúbito dorsal)	10,8 ± 3,0	12,0 ± 7,0	0,2	0,664	7,6 ± 6,4	8,2 ± 8,1	0,2	0,637	
Direita (sentado)	19,0 ± 8,4	25,0 ± 9,0	1,3	0,026	20,6 ± 5,0	25,4 ± 8,2	0,6	0,265	
Esquerda (sentado)	17,0 ± 9,1	20,0 ± 9,1	0,7	0,166	23,0 ± 5,0	25,0 ± 9,6	0,4	0,437	

Teste t-Student para amostras pareadas - GMFM = Gross Motor Function Measure.

Valor P = Significância Estatística - DP = Desvio-Padrão.

Nas crianças que cursavam com marcha independente ao início do tratamento, houve significância estatística quanto à cadência da marcha e ADM à direita mensurada com a criança sentada. Em ambas as avaliações, o tamanho de efeito padronizado foi grande. Apesar da significância limítrofe para velocidade da marcha e amplitude articular direita em decúbito dorsal, os tamanhos de efeito para estas variáveis foram moderados.

Nenhuma criança desta casuística apresentou desconforto ao estímulo elétrico. As contrações foram percebidas visualmente e através da palpação, e foram fortes o suficiente para permitir os movimentos de flexão dorsal dos tornozelos e extensão dos joelhos. As sete crianças com cinco anos de idade ou menos, demonstraram, entretanto, inquietação para permanecer em repouso durante o tempo da aplicação.

## Discussão

Apesar de crescente, a literatura acerca da utilização de estimulação elétrica em crianças com PC ainda é bastante restrita. Os estudos publicados versam sobre a utilização da estimulação elétrica no fortalecimento muscular, ganhos de amplitude de movimento articular e melhora da função motora em crianças com diplegia ou hemiplegia espástica [9-16,18,22,25-27]. Um estudo piloto realizado pelos autores deste estudo revelou melhora da função motora em uma amostra de quatro crianças com PC do tipo diplegia espástica após a intervenção com EENM [32].

A decisão pela escolha de estudo experimental não-controlado do tipo antes e depois (within subjects design) se deu em razão da dificuldade de obtenção da amostra. Apesar das limitações, neste delineamento o sujeito é seu próprio controle, o que reduz os erros sistemáticos decorrentes de diferenças individuais, aumentando o poder estatístico [28].

O presente estudo explora os efeitos da terapia de EENM sobre a função motora de crianças com PC apenas do tipo diplegia espástica. Assim como Kerr *et al.* [17], os autores acreditam que as distintas distribuições topográficas do tônus muscular, encontradas nos tipos diversos de PC (monoplegia, diplegia, hemiplegia e quadriplegia), influenciam de maneira substancial a aquisição de habilidades motoras e os ajustes posturais dinâmicos. A generalização dos achados para outros tipos de paralisia cerebral deve, portanto, ser evitada. Alguns autores [24,27], no entanto, optaram por incluir em seus estudos tanto crianças hemiplégicas como diplégicas no intuito de obter casuísticas maiores.

No atual estudo, os autores obtiveram significância estatística para escores da GMFM nas crianças não-deambuladoras. Os achados sugeriram que a estimulação elétrica neuromuscular pode ser efetiva na aquisição de função motora quando utilizada nos músculos quadríceps femorais e tibiais anteriores. No estudo de van der Linden *et al.* [19] foram estimulados os músculos glúteos máximo de crianças com diplegia, hemiplegia e quadriplegia espásticas e não obtiveram significância nos escores da dimensão E (caminhar, correr, pular) da GMFM. Os autores, no entanto, argüem que a escolha desse grupo

muscular pode ter influenciado no ganho motor dadas as dificuldades de abordagem dessa musculatura. Steinbock *et al.* [19] e Park *et al.* [21] que também se utilizaram da GMFM como instrumento de avaliação de função motora, obtiveram ganhos funcionais significantes em seus estudos.

Em concordância com a descrição de Steinbock *et al.* [19], encontrou-se dados de significância estatística ( $P = 0,045$ ) na avaliação da GMFM; e como naquele trabalho, este achado se consumou somente no grupo de crianças não-deambuladoras.

No grupo de crianças deambuladoras, embora não se tenha obtido significância no escore da GMFM, observou-se provável melhora no equilíbrio dinâmico. O aumento da propriocepção proporcionado pela EENM, somado ao treino de marcha, talvez tenha contribuído para a melhora do controle motor seletivo e do equilíbrio e, conseqüentemente, dos parâmetros da marcha. Dellito *et al.* [33] sugerem que, quanto mais severamente enfraquecido o músculo, maior o benefício do fortalecimento com eletroestimulação. O argumento poderia explicar o fato de ter-se detectado melhores escores na GMFM no grupo dependente de auxílio para locomoção.

Esta pesquisa observou dados intrigantes no que se refere aos ganhos de amplitudes articulares de tornozelos. Diferentemente de outros estudos que analisaram essa mesma variável [20,24], este estudo optou por revelar os resultados das avaliações de ambos os tornozelos. O lado menos afetado apresentou uma diferença significativa de ganho de amplitude articular quando comparados os valores pré e pós-tratamento. No lado mais afetado, a diferença não foi estatisticamente significativa, porém se observou um aumento na amplitude de movimento pós-tratamento. A utilização da EENM no músculo tibial anterior ocasionou um alongamento passivo dos tríceps surais durante o período de tratamento. Tardieu *et al.* [34] demonstraram que a quantidade de alongamento aplicada aos tríceps surais em crianças com paralisia cerebral foi diretamente relacionada à amplitude de movimento. Estes dados talvez expliquem os nossos achados.

Trimble e Enoka [35] estudando os efeitos do treinamento associados a EENM, concluíram que há, preferencialmente, ativação de unidades motoras de contração rápida. É possível que essas sejam ativadas somente com exercícios voluntários de alta intensidade. Os autores concluíram que a EENM fornece um *feedback* cutâneo que altera a população de unidades motoras ativadas.

Adicionalmente, o aumento da propriocepção proporcionado por esse tratamento, somado ao treino de marcha, talvez tenha contribuído para a melhora do equilíbrio e conseqüentemente dos escores da GMFM nesta população. Este estudo confirma relatos prévios [9-22] onde a EENM foi utilizada na PC objetivando melhora da marcha e da força, além de reeducação muscular ou de amplitudes de movimentos articulares.

Sommerfelt *et al.* [23] e Dali *et al.* [24] não obtiveram ganhos significativos de função motora nos pacientes estudados, contrariando os relatos de melhora observados pelos pais das crianças,

e avaliações visuais e subjetivas realizadas. Esses resultados são discordantes dos encontrados nesta pesquisa e de outros estudos [9,11,13,14,16,18,20]. Acredita-se que as diferenças possam ter ocorrido em razão do protocolo de estimulação adotados.

## Conclusão

Este estudo demonstrou que EENM pode ser uma ferramenta complementar da fisioterapia no tratamento de crianças com PC. O mecanismo pelo qual a EENM melhora a função motora deve ser ainda esclarecido.

Melhores evidências se fazem necessárias para consolidar os achados, bem como de outros autores. Futuras pesquisas com seguimento de casos (*follow-up*) poderão dimensionar os efeitos da EENM em PC a longo prazo.

## Referências

- Kuban KCK, Levinton A. Cerebral palsy. *N Engl J Med* 1994;20:188-95.
- Bleck EE, Spastic Diplegia. In: *Orthopaedic management in cerebral palsy*. Philadelphia: MacKeith Press; 1987. p.142-212.
- Gage JR, Gait analysis in cerebral palsy. New York: MacKeith Press/Cambridge University Press; 1991.
- Perry J. Determinants of muscle function in the spastic lower extremity. *Clin Orthop* 1993;288:10-26.
- Damiano DL. Functional outcomes of strenght training in spastic cerebral palsy. *Arch Phys Med Rehabil* 1998;79:119-25.
- Volpe JJ. Intracranial hemorrhage: Intraventricular hemorrhage of the premature infant. In: Volpe JJ (ed.). *Neurology of the newborn*. Philadelphia: WB. Saunders Company; 1995. p.403-63.
- Rotta NT. Encefalopatia crônica da infância ou paralisia cerebral. In: Porto C.C. *Semiologia Médica*, Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2001. p. 1278-8.
- Sutherland DH, Olshen RA, Cooper L, Woo SLY. The development of immature gait. *J Bone Joint Surg* 1980;62:336-53.
- Carmick J. Clinical use of neuromuscular electrical stimulation for children with cerebral palsy, part 1: lower extremity. *Phys Ther* 1993;73(8):505-13.
- Carmick J. Managing equinus in children with cerebral palsy: electrical stimulation to strengthen the triceps surae muscle. *Dev Med Child Neurol* 1995; 37(11):965-75.
- Comeaux P, Patterson N, Rubin M, Meiner R. Effect of neuromuscular electrical stimulation during gait in children with cerebral palsy. *Pediatr Phys Ther* 1997;9:103-9.
- Atwater SW, Tatarka ME, Kathrein JE, Shapiro S. Electromyography-triggered electrical muscle stimulation for children with cerebral palsy: a pilot study. *Pediatr Phys Ther* 1991;3:190-99.
- Pape KE, Kirsch SE, Galil A, White MA, Chipman ML. Neuromuscular approach to the motor deficits of cerebral palsy. *J Pediatr Orthop* 1993;13:628-33.
- Hazlewood ME, Brown JK, Rowe PJ, Salter PM. The use of therapeutic electrical stimulation in the treatment of hemiplegic cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 1994; 36(8): 661-73.
- Wright PA, Granat MH. Therapeutic effects of functional electrical stimulation of the upper limb of eight children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 2000;42(11):724-27.
- Beck S. Use of sensory level electrical stimulation in the physical therapy management of a child with cerebral palsy. *Pediatr Phys Ther* 1997;9:137-38.
- Kerr C, McDowell B, McDonough S. Electrical stimulation in cerebral palsy: a review of effects on strength and motor function. *Dev Med Child Neurol* 2004;46:205-13.
- Dubowitz L, Finnie N, Hhyde AS, Scott OM, Vrbova G. Improvement in muscle performance by chronic electrical stimulation in children with cerebral palsy. *Lancet* 1988; 12: 587-88 (Letter).
- Steinbok P, Reiner A, Kestle JRW. Therapeutic electrical stimulation following selective posterior rhizotomy in children with spastic diplegic cerebral palsy: a randomized clinical trial. *Dev Med Child Neurol* 1997;39:515-20.
- Bertoti DB, Stanger M, Betz RR, Akers J, Maynahon M, Mulcahey MJ. Percutaneous intramuscular functional electrical stimulation as na intervention choice for children with cerebral palsy. *Pediatr Phys Ther* 1997;9:123-7.
- Park ES, Park CI, Lee HJ, Cho YS. The effect of electrical stimulation on the trunk control in young children with spastic diplegic cerebral palsy. *J Korean Med Sci* 2001;16(3):347-50.
- Pape KE, Kirsch SE, Bugaresti JM. New therapies in spastic cerebral palsy. *Contemp Pediatr* 1990;3:6-13.
- Sommerfelt K, Markestad T, Berg K, Saetesdal I. Therapeutic electrical stimulation in cerebral palsy: a randomized, controlled, crossover trial. *Dev Med Child Neurol* 2001;43:609-13.
- Dali C, Hansen FJ, Pedersen AS, Skov L, Hilden J, Bjørnsvov I, Strandberg C, Christensen J, Haugsted U, Herbst G, Lyskjær, U. Threshold electrical stimulation (TES) in ambulant children with CP: a randomized double-blind placebo-controlled clinical trial. *Dev Med Child Neurol* 2002;44:364-9.
- Gracanin F, Vrabic M, Vrabic G. Six years experiences with FES method applied to children. *Eur Medicophys* 1976;12:61-8.
- Durham S, Eve L, Stevens C, Ewins D. Effect of functional electrical stimulation on asymmetries in gait of children with hemiplegic cerebral palsy. *Physiother* 2004;90:82-90.
- van der Linden ML, Hazlewood, ME, Aitchison AM, Hillman SJ, Robb JE. Electrical stimulation of gluteus maximus in children with cerebral palsy: effects on gait characteristics and muscle strength. *Dev Med Child Neurol* 2003;45:385-390.
- Psychology world. Joint project of the department of psychology at the University of Missouri-Rolla. [acesso 2004 Jan 27]. Disponível em: [http://web.umr.edu/~psyworld/within\\_subjects.htm](http://web.umr.edu/~psyworld/within_subjects.htm).
- Russell D, Rosebaum P, Cadman D, Gowland C, Hardy S, Jarvis S. The gross motor function measure: a means to evaluate the effects of physical therapy. *Dev Med Child Neurol* 1989;31:341-52.
- Coe R. What is an "Effect size"? A guide for users – Draft version, January 2000. [acesso 2004 Nov 27]. Disponível em: <http://www.cemcentre.org/ebeuk/research/effectsize/Esguide.doc>
- Motta VT, Wagner MB. *Bioestatística*. São Paulo: Robe; Caxias do Sul: EDUCS; 2003. 155 p.
- Staub AL, Rotta NT, Mahmud AIM, Svirski AS, Santos AC, Fonteles VR *et al*. Efeitos da utilização da estimulação elétrica neuromuscular (EENM) em pacientes com paralisia cerebral do tipo diplegia espástica. *Fisioter Bras* 2005;6(1):4-6.
- Delitto A, McKowen JM, Mc Carthy JA, Shively RA, Rose SJ. Electrically elicited co-contraction of thigh musculature after anterior cruciate ligament surgery. *Phys Ther* 1988;68:45-50.
- Tardieu C, Lespargot A, Tabary C, Bret MD. For how long must the soleus muscle be stretched each day to prevent contracture?. *Dev Med Child Neurol* 1988;30:3-10.
- Trimble MH, Enoka RM. Mechanisms underlying the training effects associated with neuromuscular electrical stimulation. *Phys Ther* 1991;71(4):273-9.