

REDUÇÃO DA FADIGA MUSCULAR ATRAVÉS DA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR EM PACIENTES PORTADORES DE LESÃO MEDULAR

B. O. Peixoto¹ e A. Cliquet, Jr.²

RESUMO -- O objetivo deste estudo foi examinar a possibilidade de estimular os sistemas de controle do músculo do quadríceps femoral através da Estimulação Elétrica Neuromuscular (EENM) em pacientes com lesão medular a fim de aumentar a resistência à fadiga muscular. Foram investigadas, através do programa experimental, duas técnicas: EENM com um canal de estimulação (programa inicial) e EENM multicanal seqüencial (programa alternativo). Os parâmetros de estimulação foram: frequência 25 Hz, duração de pulso 300 μ s e ciclo de trabalho 33%. Os efeitos dos programas experimentais foram determinados pelos registros periódicos dos tempos das sessões (ambos os programas) e número de contrações durante as sessões (programa inicial). No programa inicial, foi utilizado um modelo experimental de estimulador portátil de dois canais. Participaram desse programa 14 pacientes de 17 a 45 anos de idade (Grupo A-7 pacientes paraplégicos e Grupo B - 7 pacientes tetraplégicos). No programa alternativo, foi usado um sistema (estimulador elétrico multicanal e um *software* de controle - temporização seqüencial dos músculos do quadríceps). Participaram do programa alternativo 12 pacientes integrantes dos Grupos A e B, que foram divididos nos respectivos Grupos: Grupo C (5 pacientes), Grupo D1 (6 pacientes paraplégicos) e Grupo D2 (6 pacientes tetraplégicos). A análise estatística revelou um aumento da resistência à fadiga muscular durante a EENM com um canal de estimulação e EENM multicanal seqüencial (teste t de student pareado; $p \leq 0,05$). Porém, comparando as duas técnicas, a EENM multicanal seqüencial mostrou uma melhora na linearidade da resistência à fadiga muscular no decorrer do programa de EENM (análise de regressão; $p \leq 0,05$).

Palavras-chave - Estimulação Elétrica Neuromuscular, Fadiga Muscular, Reabilitação

INTRODUÇÃO

O tratamento de indivíduos que sofreram lesão medular com resultante imobilização é um desafio à medicina de reabilitação atual. A formação de grupos multidisciplinares dedicados ao desenvolvimento de estudos referentes a pacientes com lesão medular tem por objetivo a reintegração desses indivíduos à sociedade. O número de pessoas envolvidas com este trabalho é, infelizmente, muito reduzido; mas, a cada obstáculo superado, fica mais evidente a possibilidade de termos nossos objetivos alcançados.

¹ Mestre em Engenharia Biomédica DEB/FEE - Unicamp - CP6040, CEP13081-970, Campinas, S.P.

² Orientador, E.E., MSc.,PhD.- Prof. Livre - Docente, DEB/FEE - Unicamp

Recentemente, a estimulação do músculo esquelético tem se mostrado útil para substituição dos movimentos de membros paralisados. Desta forma, a EENM passou a ser usada visando à reeducação muscular, prevenção de atrofia, redução temporária da espasticidade e redução das contraturas e edemas (Selkowitz *et alii*, 1985).

Em programas de exercício induzido, a estimulação elétrica se caracteriza por aumentar o diâmetro, a força e a excitabilidade do músculo quadríceps, bem como a capacidade de trabalho dos pacientes, (Currier *et alii*, 1979; Kubiak *et alii*, 1987; Halback *et alii*, 1980 ; Currier *et alii*, 1983).

Eriksson e Haggmark (1979), estudando intervenções fisioterapêuticas no músculo do quadríceps, constataram que a combinação de exercícios passivos e estimulação elétrica obteve melhores resultados em relação ao primeiro procedimento onde trabalhavam utilizando cada técnica isoladamente. Williams e Street (1976) chamaram a atenção para o fato de que o procedimento envolvendo a estimulação elétrica combinada com a contração muscular ativa foi significativamente superior àquele realizado somente com exercícios, quando tinha por objetivo restaurar a “capacidade” ao invés de função de extensão do quadríceps em pacientes normais.

De acordo com Bajd *et alii* (1981), a estimulação elétrica tem sido usada para auxiliar a fase de oscilação da marcha em pacientes hemiplégicos e com lesões medulares, assim como para gerar, na fase de duplo apoio, a estabilidade em pacientes hemiplégicos e a postura correta em pacientes com lesões medulares. Um sistema de EENM multicanal, direcionando e firmando a posição de pé e a sua mudança durante a caminhada, foi desenvolvido por Brindley *et alii* (1979). A partir desses estudos, a literatura mostra que a estimulação elétrica passou a ser difundida nos tratamentos de pacientes com lesão medular (Kralj *et alii*, 1980; Colle *et alii*, 1987; Cliquet Jr. *et alii*, 1989; Cliquet Jr. *et alii*, 1992; Cliquet Jr. 1994; Sepulveda *et alii*, 1995).

Diante do exposto, depreende-se que a estimulação elétrica do músculo esquelético consiste em um meio efetivo de facilitar os movimentos úteis em membros paralisados. Apesar disso, muitas tentativas durante as sessões de estimulação elétrica não são bem sucedidas, pois, frequentemente, os músculos são incapazes de desenvolver força suficiente, pelo fato de realizarem sucessivas contrações, pelo desencadeamento de fadiga muscular. A perda da força dos músculos paralisados ocorre devido à atrofia que modifica as propriedades metabólicas e contráteis das fibras musculares, impedindo o músculo de realizar o mesmo trabalho.

De acordo com Ash (1914); Edwards (1975, 1986); Kinr Kendall (1990) e Fitts (1994) , os efeitos principais do fenômeno da fadiga são a perda da eficiência contrátil, e uma redução da capacidade de realizar ou manter o trabalho extenso muscular. Seu mais óbvio sinal é a ocorrência de modificação de muitas variáveis fisiológicas, metabólicas e humorais no organismo. Bingland-Ritchie e Woods (1984) relataram que a fadiga neuromuscular pode ser uma combinação de fatores que contribuem para a seqüência de eventos que resulta na diminuição da contração muscular. Segundo Kinr Kendall (1990), a fadiga pode ser definida como uma incapacidade em se manter uma carga de trabalho esperada.

Miller *et alii* (1990) sugerem que as mudanças bioquímicas nos músculos dos pacientes com lesão do neurônio motor superior podem contribuir para excessiva fadigabilidade dos mesmos. Peckmam *et alii* (1976) indicam que é possível alterar a força e a fadiga dos músculos paralisados

aumentando-se a resistência à fadiga com estimulação elétrica neuromuscular em um programa de exercício induzido.

Pourmezam *et alii* (1988) e Boom *et alii* (1993) e Franken *et alii* (1993) utilizaram a técnica de estimulação elétrica neuromuscular seqüencial, em programas de exercício induzido, visando à redução da fadiga muscular e, conseqüentemente, o aumento do tempo de sessão.

Clinicamente, o aparecimento da fadiga como resultado da EENM tem sido muito discutido, mas poucas informações estão disponíveis para substanciar muitas das opiniões expressas. Sendo assim, a resistência à fadiga muscular durante as sessões de EENM passou a ser um grande desafio para pesquisadores na Área de Reabilitação.

As pesquisas na Área de Reabilitação, do Departamento de Engenharia Biomédica - FEE - UNICAMP, têm objetivado o desenvolvimento de sistemas, via Estimulação Elétrica Neuromuscular (EENM), para viabilizar a locomoção de pacientes portadores de lesão medular. Uma limitação da EENM é a fadiga muscular, que se manifesta quando um músculo diminui a força esperada ou requisitada durante a marcha.

Levando-se em consideração os estudos citados até o momento e conhecendo-se a importância do aumento do tempo das sessões durante a marcha desses pacientes, será investigada, neste estudo, a possibilidade de estimular os sistemas de controle dos músculos quadríceps femoral, através da técnica de EENM de um canal de estimulação e da técnica de EENM multicanal seqüencial, a fim de melhorar a resistência à fadiga muscular, restaurando, paulatinamente, várias atividades fundamentais para uma melhoria da qualidade de vida desses pacientes com lesão medular.

METODOLOGIA

Programa experimental (programa de exercício induzido)

Foram estudados 14 pacientes no Ambulatório de Fisioterapia do Hospital das Clínicas da UNICAMP. Todos os pacientes foram submetidos a Avaliação Fisioterápica, sempre pelo mesmo investigador, de acordo com o protocolo pré-estabelecido. Foram considerados fatores de exclusão do grupo de estudo, a presença de doenças metabólicas, inflamatórias e osteoporose intensa. Assumiu-se, neste estudo, a condição estável do paciente e que as mudanças nas características de fadiga muscular foram primariamente em resposta ao programa de exercício induzido. Sendo o paciente considerado apto, iniciou-se o programa experimental através do programa de exercício induzido.

O programa de exercício induzido consiste em aplicar a estimulação elétrica, visando sempre à diminuição do tempo até o aparecimento da fadiga muscular. O tempo da fadiga foi determinado como tempo suficiente para permitir o término do movimento de extensão do joelho.

O estímulo foi aplicado com amplitude suficiente para recrutar tantas fibras do músculo quantas fossem possíveis e foi ajustado sempre que necessário. A amplitude máxima do estímulo foi de 150 V (pico, com carga de 1 k Ω dentro dos limites de segurança a respeito da destruição dos tecidos (Kralj e Bajd, 1989).

O Programa experimental foi dividido em:

- Programa inicial - Estimulação elétrica neuromuscular com um canal de estimulação (EENM de um canal) - 1 canal de estimulação
- Programa alternativo - Estimulação elétrica neuromuscular multicanal seqüencial (EENMM seqüencial) - 3 canais de estimulação

Programa inicial - EENM de um canal de estimulação

Durante este estudo, foi utilizado um estimulador portátil, desenvolvido pelo Prof. Dr. Alberto Cliquet Jr., no Departamento de Engenharia Biomédica - FEE - UNICAMP. Estudos conduzidos (Benton *et alii*, 1981) visando o tratamento clínico e que relacionam a frequência, largura de pulso e ciclo de trabalho e a eficácia do estímulo elétrico revelaram uma preferência para os seguintes parâmetros de estimulação usados neste estudo: ciclo de trabalho (CT): 33% , frequência 25 Hz, duração de pulso 300 μ s, intensidade 0 a 150 V (carga de 1 k Ω).

O quadríceps foi o musculo determinado para este estudo, por ser responsável pela extensão do joelho durante a marcha, sendo considerado apropriado para muitos programas clínicos por vários autores (Selkowitzi, 1985; Kubiak *et alii*, 1987; Currier *et alii*, 1979). Foram usados sempre os mesmos eletrodos superficiais (14 cm x 4 cm), compostos de material flexível, posicionados no ponto motor do músculo do quadríceps perpendicularmente à direção longitudinal da estrutura da fibra muscular, a fim de estimular um número máximo de unidades motoras: eletrodo ativo - ponto motor, distal à articulação do joelho e eletrodo passivo - extremo inferior do ventre muscular, proximal à articulação do joelho.

Considerando o nível de lesão dos pacientes, os Grupos foram constituídos: Grupo A - 7 pacientes paraplégicos (Quadro 1) e Grupo B - 7 pacientes tetraplégicos (Quadro 2)

Quadro 1 - Idade, etiologia, nível de lesão medular, tempo de lesão e participação no programa de exercício referente aos 7 pacientes paraplégicos Grupo A

Pacientes	Idade	Etiologia	Nível de lesão	Tempo de lesão	Início do programa de exercício
G.	17	acidente de moto	T3/T4	2 anos	01/03/93
R.	32	arma de fogo	T3/T4	2 anos	10/05/93
A.	45	arma de fogo	T4	6 anos	03/05/93
J.	29	acidente de moto	T6/T7	1 ano	07/10/93
M.V.	29	acidente de automóvel	T7	12 anos	19/04/93
M.	42	tumor na medula	T7	4 anos	21/10/93
W.	25	acidente de automóvel	T8	5 anos	29/05/93

Quadro 2 - Idade, etiologia, nível de lesão medular, tempo de lesão e participação no programa de exercício referente aos 7 pacientes paraplégicos Grupo B

Pacientes	Idade	Etiologia	Nível de lesão	Tempo de lesão	Início do programa de exercício
M.R.	18	mergulho	C5	3 anos	26/08/93
J.H.	30	acidente de moto	C5	9 anos	08/03/93
E.	24	acidente de automóvel	C6	3 anos	09/11/93
M.A.	26	mielite transversa aguda	C6	9 anos	03/02/93
L.G.	18	mergulho	C6/C7	3 anos	27/07/93
J.C.	41	acidente de automóvel	C6/C7	3 anos	25/03/93
G.C.	26	acidente de automóvel	C7/C8	4 anos	06/07/93

Procedimento -- Os pacientes foram atendidos em intervalos de 1 semana, sempre no mesmo horário, durante as dez sessões. Durante o programa de exercício, os pacientes foram posicionados sentados, os membros inferiores foram estimulados alternadamente com o mesmo canal do estimulador durante a mesma sessão, sendo que o membro inferior direito sempre foi estimulado primeiro em relação ao membro inferior esquerdo. As respostas ao estímulo foram ajustadas durante o exercício programado para atingir o movimento de extensão do joelho até o músculo chegar à fadiga máxima.(Figura 1).

O efeito do Programa de Exercício foi determinado pelos registros periódicos do tempo e número de contrações durante a sessão de EENM (membro inferior direito - MID. e membro inferior esquerdo - MIE).

Programa alternativo - EENM multicanal seqüencial

Foi utilizado durante este estudo, um estimulador elétrico multicanal - três canais (os parâmetros de estimulação foram os mesmos utilizados no programa inicial - EENM de um canal) e um microcomputador compatível com a linha IBM PC; o *software* foi desenvolvido em linguagem C (Sovi F.X., 1994).

Enquanto no programa inicial foram estimulados simultaneamente os quatro corpos musculares do quadríceps com dois eletrodos (1 ativo e 1 passivo), no programa alternativo, o músculo do quadríceps foi estimulado separadamente nos três corpos musculares : *vastus lateralis* (VL), *vastus medialis* (VM) e *rectus femoris* (RF) com 5 eletrodos de material flexível (2 cm x 2 cm), 3 eletrodos ativos e 2 eletrodos passivos. O *vastus intermedius* não foi estimulado pois, segundo estudos anatômicos (Wolf Heidegger, 1978) e estudos de eletromiografia (Delagi et alli, 1980), o vasto intermediário se encontra na posição inferior ao músculo reto femoral, sendo impossível sua estimulação com eletrodos de superfície.



Figura 1 - Posicionamento do paciente e localização dos eletrodos durante as sessões de EENM de um canal.

Técnica de estimulação elétrica neuromuscular multicanal seqüencial -- A técnica usada durante este estudo foi a mudança periódica de estimulação de um músculo para outro músculo. Esta técnica é chamada de estimulação seqüencial e permite tempo de descanso suficiente para cada músculo estimulado, o que prolonga o movimento de extensão do joelho e reduz a fadiga muscular.

Para a programação da seqüência de estimulação do movimento de extensão do joelho, desenvolvida neste estudo, foi analisada a eletromiografia dos músculos do quadríceps femoral, no movimento de extensão do joelho, durante o ciclo da marcha (Murray *et alii*, 1964; Leahmann, 1986; Christopher *et alii*, 1992), visando aproximar ao máximo a seqüência de estimulação desenvolvida neste estudo à fisiologia do músculo do quadríceps, no movimento de extensão do joelho de um indivíduo normal.

Considerando que a duração média do ciclo da marcha de um indivíduo normal é mais que um segundo (1,03 s) (Lehmann, 1986; Murray *et alii*, 1964) e segundo estudos de eletromiografia do quadríceps femoral durante o Ciclo da Marcha (Christopher *et alii*, 1992), o movimento de extensão do joelho inclui exatamente 30% do Ciclo do início ao término do movimento do joelho (0,30 s). Deste percentual, 10% se localiza no final da fase de oscilação e 20% no início da fase de apoio.

Analisando a variação de atividade dos músculos: VL, VM, RF (Figura 2), considerando o tempo de estimulação e usando as devidas proporções demonstramos a seqüência de estimulação dos músculos do quadríceps:

- O *vastus lateralis* (VL) participa, desde o início do movimento, mantendo-se em atividade durante 0,30 s (30% do movimento total do ciclo da marcha);

- O *vastus medialis* (VM) também participa desde o início do movimento, mantendo-se em atividade por 0,28 s (28% do movimento) e mantendo-se em repouso 0,02 s (2% final do movimento), perfazendo um total de 0,30 s (30% do movimento total do Ciclo da Marcha) e
- O *rectus femoris* (RF) atua a partir de 0,07 s (7% inicial do movimento), mantendo-se em atividade por 0,16s (16% do movimento) e mantendo-se em repouso 0,07 s (7% final do movimento), o que corresponde a um total de 0,30 s (30% do movimento total do Ciclo da Marcha) (Figura 2).

Considerando que o tempo total do movimento de extensão do joelho é de 0,30 s, o que corresponde a 100% desse movimento, e usando a devida proporção dos tempos de início e término do movimento durante o Ciclo da Marcha chegamos à devida proporção: - *Vastus lateralis*: - tempo do movimento 0,30 s; teremos 100% do músculo em movimento; - *Vastus medialis*: - tempo do movimento 0,28 s; teremos 93% do músculo em movimento; - tempo de repouso final 0,02 s; teremos 7% do músculo em repouso e - *Rectus femoris*: - tempo de repouso inicial 0,07 s; teremos 23% do músculo em repouso - tempo do movimento 0,16 s; teremos 54% do músculo em movimento - tempo de repouso final 0,07 s; teremos 23% do músculo em repouso.

O ciclo de trabalho da EENM com um canal ou multicanal seqüencial foi de 33 %. O período de estimulação foi de 4 s. Sendo assim, o tempo sem estimulação foi o dobro do tempo de estimulação, ou seja 8 s. Seguindo esta teoria, teremos a seqüência dos músculos da EENM Multicanal Seqüencial:

- *Vastus lateralis*: será estimulado do início ao término do movimento num total de 4 s;
- *Vastus medialis*: (93% será 3,76 s, 6% será 0,24 s) usando a devida proporção. O movimento do vasto medial será estimulado do início, mantendo-se em movimento 3,76 s e ficando em repouso 0,24 s no final do movimento, totalizando 4 s;
- *Rectus femoris*: (23% será 0,92 s, 56% será 2,1 s e 17% será 0,92 s) usando a devida proporção e o movimento do músculo reto femoral terá início em 1,08 s, mantendo-se em movimento por 2,2 s e ficando em repouso 0,68 s no final do movimento, num total aproximado de 4 s.

Como o programa do computador só permite tempos múltiplos de 0,5 s, teremos a seqüência dos músculos (Figura 3):

- *Vastus lateralis*: participa, desde o início do movimento, mantendo-se em movimento 4,0 s;
- *Vastus medialis*: participa, desde o início do movimento, mantendo-se em movimento 3,5 s e mantendo-se em repouso 0,50 s num total de 4,0 s e
- *Rectus Femoris*: terá início em 1,0 s, mantendo-se em movimento 2,0 s e mantendo-se em repouso 1,0 s, num total de 4,0 s.

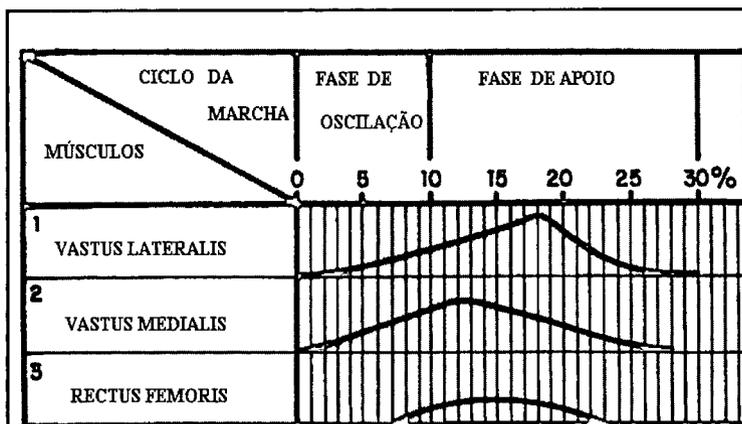


Figura 2 - Eletromiografia dos músculos do quadríceps durante o ciclo da marcha (CM = 1,03 s do movimento do joelho = 0,30 s)

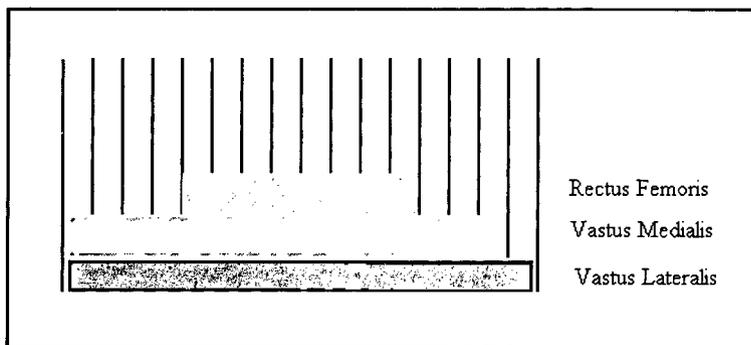


Figura 3 - Representação da seqüência de estimulação do músculo do quadríceps durante a extensão do joelho.

Para comparar a técnica de EENM de um canal com a técnica de EENMM seqüencial desenvolvida neste estudo, os pacientes pricipantes do programa inicial (Grupos A - 7 paraplégicos e B - 7 tetraplégicos) foram divididos no programa alternativo nos seguintes Grupos: Grupo C (3 pacientes paraplégicos e 2 pacientes tetraplégicos) (Quadro 3), Grupo D1 (6 pacientes paraplégicos) (Quadro 4) e Grupo D2 (6 pacientes tetraplégicos) (Quadro 5). Esta divisão ocorreu porque os mesmos pacientes do programa inicial foram estimulados durante aproximadamente 1 ano após o término do programa, divididos nos respectivos grupos do programa alternativo. O procedimento é descrito a seguir:

Quadro 3 - Idade, etiologia, nível de lesão medular, tempo de lesão e participação no programa de exercício referentes aos 5 pacientes - Grupo C

Pacientes	Idade	Etiologia	Nível de lesão	Tempo de lesão	Início do programa de exercício
M.A.	27	mielite transversa aguda	C6	9 anos	01/10/94
L.G	19	mergulho	C6/C7	4 anos	01/10/94
G.	18	acidente de moto	T3/T4	3 anos	01/10/94
M.	43	tumor da medula	T7	5 anos	01/10/94
M.V.	30	acidente de automóvel.	T8	13 anos	01/10/94

Quadro 4 - Idade, etiologia, nível de lesão medular, tempo de lesão e participação no programa de exercício referentes aos 6 pacientes - Grupo D1

Pacientes	Idade	Etiologia	Nível de lesão	Tempo de lesão	Início do programa de exercício
G.	18	acidente de moto	T3/T4	3 anos	01/10/94
A.	46	arma de fogo	T4	8 anos	01/10/94
J.M.	20	acidente de moto	T6/T7	3 anos	1/10/94
J.	30	acidente de moto	T6/T7	2 anos	01/10/94
M.V.	31	acidente de automóvel	T7	13 anos	01/10/94
M.	43	tumor na medula	T7	5 anos	01/10/94

Procedimentos -- Os pacientes do Grupo C foram atendidos com intervalos de 1 semana, sempre no mesmo horário durante 5 sessões consecutivas de EENMM seqüencial. Os pacientes foram posicionados sentados, os membros inferiores foram estimulados alternadamente com o mesmo canal do estimulador durante a mesma sessão, sendo que o membro inferior direito sempre foi estimulado primeiro em relação ao membro inferior esquerdo. As respostas ao estímulo foram ajustadas durante o exercício programado para atingir o movimento de extensão do joelho, até o músculo chegar à fadiga máxima. O efeito do programa de exercício foi determinado pelos registros periódicos do tempo da sessão de EENM (membro inferior direito - MID e membro inferior esquerdo - MIE) (Figura 4).

Os pacientes do Grupo D1 e D2 foram atendidos em uma única sessão de EENMM seqüencial para comparação com o tempo da primeira sessão da EENM de um canal de estimulação (Grupo A e Grupo B). Os pacientes foram posicionados sentados, os membros inferiores foram estimulados alternadamente com o mesmo canal do estimulador durante a mesma sessão, sendo que o membro inferior direito sempre foi estimulado primeiramente em relação ao membro inferior esquerdo. As

respostas ao estímulo foram ajustadas durante o exercício programado para atingir o movimento de extensão do joelho.

Quadro 5 - Idade, etiologia, nível de lesão medular, tempo de lesão e participação no programa de exercício referentes aos 6 pacientes - Grupo D2

Pacientes	Idade	Etiologia	Nível de lesão	Tempo de lesão	Início do programa de exercício
M.R.	19	mergulho	C5	4 anos	01/10/94
E.	25	acidente de automóvel	C6	3 anos	01/10/94
M.A.	29	mielite transversa aguda	C6	10 anos	01/10/94
L.G.	19	mergulho	C6/C7	4 anos	01/10/94
J.C.	42	acidente de automóvel	C6/C7	4 anos	01/10/94
G.C.	28	acidente de automóvel	C7/C8	4 anos	01/10/94

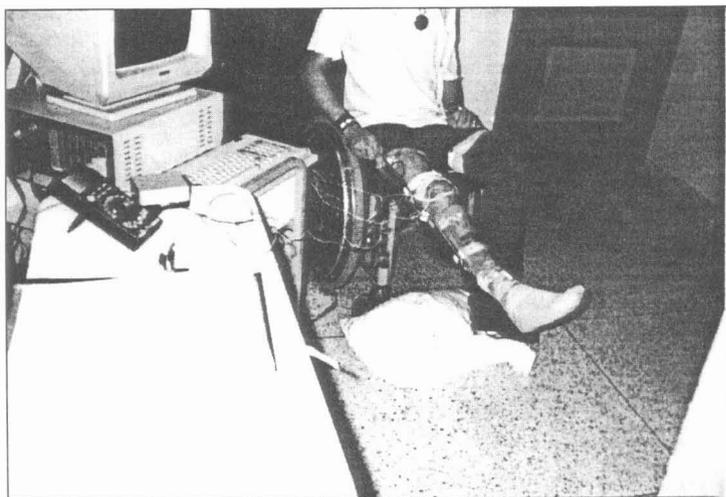


Figura 4 - Posicionamento do paciente durante a sessão de EENM multicanal seqüencial e o sistema de estimulação.

O efeito do programa de exercício foi determinado pelos registros periódicos do tempo da sessão de EENM (membro inferior direito - MID e membro inferior esquerdo - MIE).

Foram usados sempre os mesmos eletrodos superficiais : 3 eletrodos ativos posicionados nos pontos motores dos músculos (VL, VM e RF), distal à articulação do joelho e 2 eletrodos passivos posicionados no extremo inferior , de estimulação, e pelos Grupos C, D1 e D2 referentes à técnica de estimulação elétrica neuromuscular multicanal seqüencial.

A média e o desvio padrão foram observados da primeira à última sessão dos pacientes do Grupo A e Grupo B.

A média e o desvio padrão da idade dos pacientes foi 31,71 anos e 9,55 respectivamente no Grupo A e 26,14 anos e 7,88 respectivamente no Grupo B.

A média e o desvio padrão do nível de lesão dos pacientes foi T5 variando de de T4 a T7 o nível de lesão e 1,60 respectivamente no Grupo A e C6 variando de C5 a C8 o nível de lesão respectivamente no Grupo B.

A média e o desvio padrão do tempo de lesão foi de 4,71 anos variando de 1 a 12 anos de tempo de lesão e 3,81 respectivamente no Grupo A e 4,42 anos de tempo de lesão variando de 3 a 9 anos e 3,20 respectivamente no Grupo B .

Os valores da média e desvio padrão observados nos Grupo A e Grupo B estão descritos na Tabela 1.

EENM de um canal de estimulação (Grupo A e Grupo B)

Observou - se diferença significativa do tempo de fadiga entre o MID e MIE em ambos os Grupos referentes às 10 sessões de cada paciente individualmente.

Não se observou diferença significativa entre os dois grupos (Grupo A e Grupo B) em relação às respostas do tempo de fadiga direito inicial e tempo de fadiga direito final ($t = 1,57$ s; $p \leq 0,05$), tempo de fadiga esquerdo inicial e tempo de fadiga esquerdo final ($t = 1,43$ s; $p \leq 0,05$).

Os pacientes do Grupo A e Grupo B, submetidos ao programa de de EENM de um canal, apresentaram um aumento significativo da resistência à fadiga muscular quando comparados tanto o tempo de fadiga final da décima sessão em relação ao tempo de fadiga final da primeira sessão do MID (Grupo A: $t = - 2,23$ s; $p \leq 0,05$) (Grupo B: $t = -5,60$ s; $p \leq 0,05$), como do MIE. (Grupo A: $t = - 2,41$ s; $p \leq 0,05$) (Grupo B: $t = -4,12$ s; $p \leq 0,05$) . Também em relação ao número de contrações durante as sessões, houve um aumento significativo quando comparados o número final de contrações da décima sessão em relação ao número final de contrações da primeira sessão do MID (Grupo A: $t = - 2,23$ s; $p \leq 0,05$) (Grupo B: $t = -5,60$ s; $p \leq 0,05$), assim como do MIE (Grupo A: $t = 2,41$ s; $p \leq 0,05$) (Grupo B: $t = -4,12$ s; $p \leq 0,05$) (Figuras 5 e 6).

Tabela 1 - Médias e desvios padrão da idade (anos), nível de lesão, tempo de lesão (anos), tempo de fadiga muscular (s) e número de contrações no Grupo A e no Grupo B.

	Média	Desvio Padrão
Grupo A		
IDADE	31,71	9,55
NÍVEL	5,71	1,60
T. LESÃO	4,71	3,81
TDI	874,28	637,66
TEI	776,85	644,88
NCDI	90,57	66,33
NCEI	80,71	7,06
TDF	1556,28	479,12
TEF	1320,42	521,70
NCDF	161,71	54,27
Grupo B		
IDADE	26,14	7,88
NÍVEL	6,42	1,13
T.LESÃO	4,42	3,20
TDI	800,14	395,35
TEI	830,71	293,08
NCDI	83,00	41,44
NCEI	86,00	30,40
TDF	2083,85	812,12
TEF	1851,71	856,48
NCDF	216,57	84,61
NCEF	192,42	89,06

Tempo de fadiga do membro inferior direito inicial (TDI), tempo de fadiga do membro inferior direito final (TDF), tempo de fadiga do membro inferior esquerdo inicial (TEI), tempo de fadiga do membro inferior esquerdo final (TEF), número de contrações do membro inferior direito inicial (NCDI), número de contrações do membro inferior direito final (NCDF), número de contrações do membro inferior esquerdo inicial (NCEI), número de contrações do membro inferior esquerdo final (NCEF).

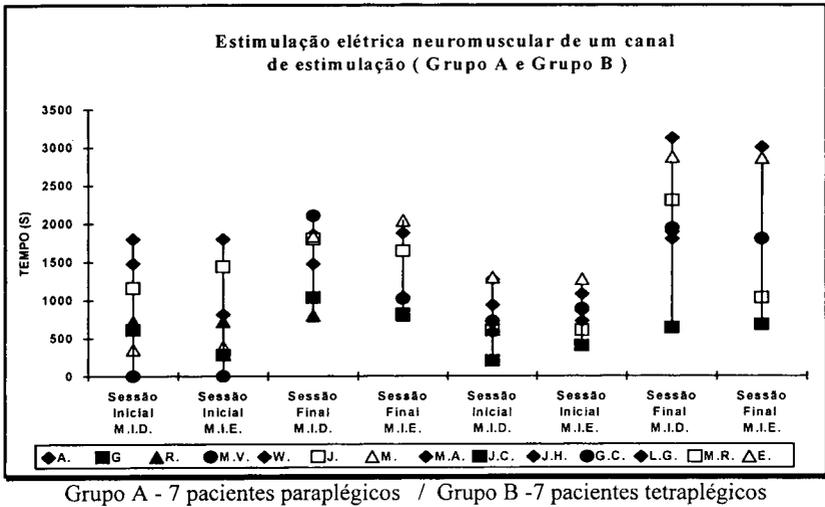


Figura 5 - Avaliação do tempo (s) de fadiga da sessão inicial (primeira sessão) e sessão final (décima sessão) de EENM de um canal, em pacientes do Grupo A e Grupo B, no MID e MIE.

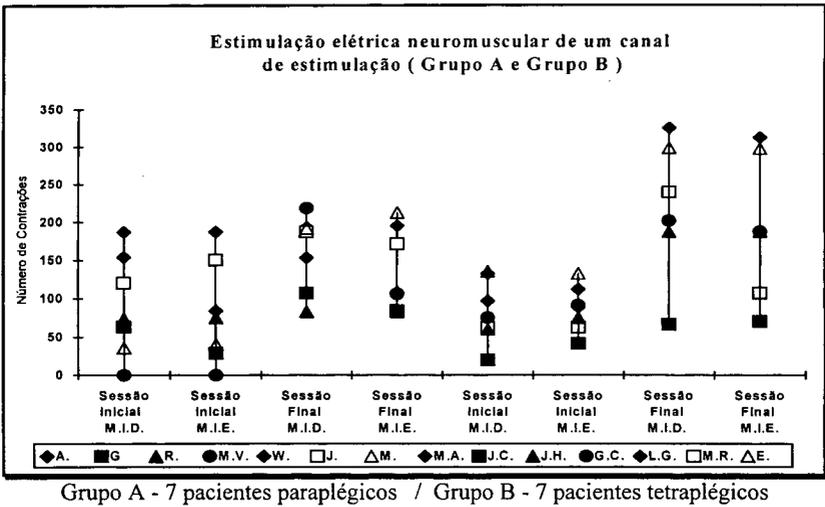


Figura 6 - Avaliação do número de contrações da sessão inicial (primeira sessão) e sessão final (décima sessão) de EENM de um canal, em pacientes do Grupo A e Grupo B, no MID e MIE.

O aumento de tempo da resistência à fadiga foi diretamente proporcional ao número de sessões em 4 dos pacientes do Grupo A e em 4 dos pacientes do Grupo B (Figuras 7 e 8)

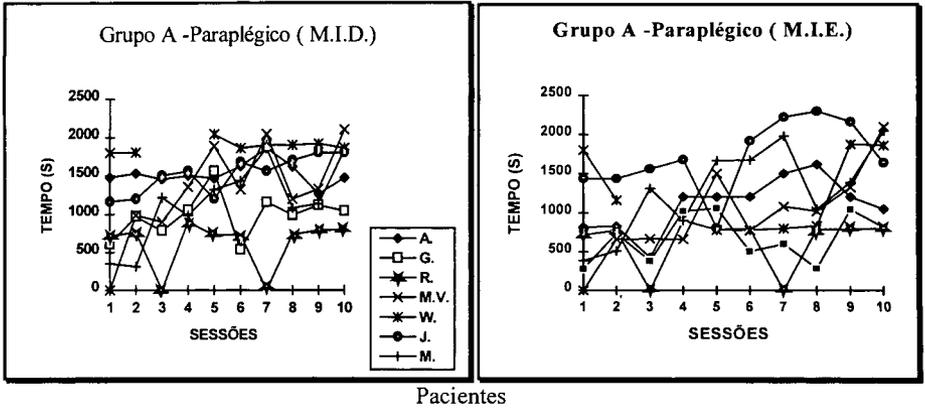


Figura 7 - Características da resistência à fadiga muscular através da EENM de um canal durante 10 sessões referentes aos 7 pacientes do Grupo A - paraplégico (MID e MIE)

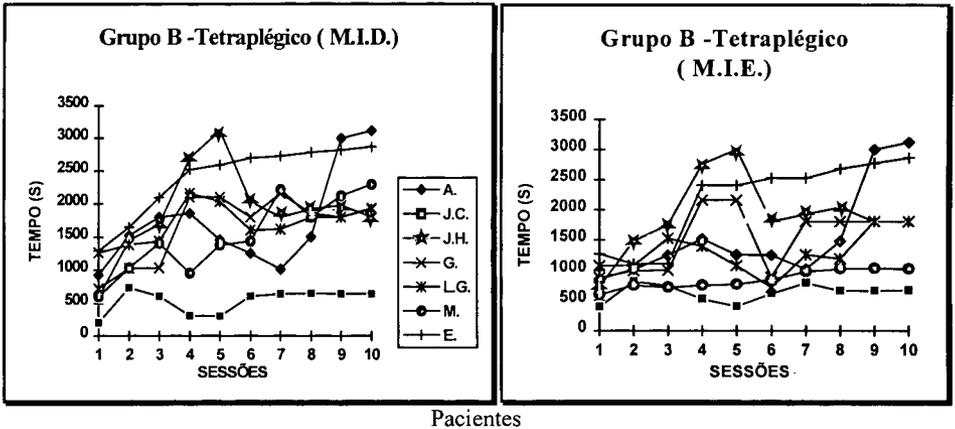


Figura 8 - Características da resistência à fadiga muscular através da EENM de um canal durante 10 sessões referentes aos 7 pacientes do Grupo B - tetraplégico (MID e MIE)

As variáveis sexo, idade, nível e tempo de lesão foram analisadas quanto à sua influência na resistência à fadiga muscular. Não houve correlação com nenhuma dessas variáveis e o tempo de resistência à fadiga muscular e número de contrações, na evolução do programa de EENM de um canal de estimulação. (Tabela 2 e 3 - Grupo A - 7 paraplégicos e Tabela 4 e Tabela 5 - Grupo B - 7 tetraplégicos).

Tabela 2. - Grupo A - 7 pacientes paraplégicos - regressão múltipla entre as variáveis sexo, idade, nível e tempo de lesão e os tempos de resistência à fadiga muscular e o número de contrações.

Variável	TDI		TDF		NCDI		NCDF	
	r	P	r	P	r	P	r	P
Sexo	0,61	0,39	0,24	0,75	0,61	0,39	0,24	0,75
Idade	0,48	0,51	0,42	0,57	0,48	0,51	0,44	0,56
Nível de Lesão	0,52	0,47	0,84	0,15	0,52	0,47	0,85	0,15
Tempo de Lesão	0,55	0,44	0,69	0,31	0,55	0,45	0,69	0,31
r múltiplo	0,65		0,96		0,65		0,96	
P	0,81		0,13		0,81		0,13	

Tempo de fadiga do membro direito inicial (TDI), tempo de fadiga do membro direito final (TDF), tempo de fadiga do membro esquerdo inicial (TEI), tempo de fadiga do membro esquerdo final (TEF), número de contrações do membro direito inicial (NCDI), número de contrações do membro direito final (NCDF), número de contrações do membro esquerdo inicial (NCEI), número de contrações do membro esquerdo final (NCEF).

Tabela 3 - Grupo A - 7 pacientes paraplégicos - regressão múltipla entre as variáveis sexo, idade, nível e tempo de lesão e os tempos de resistência à fadiga muscular e o número de contrações.

Variável	TEI		TEF		NCEI		NCEF	
	r	P	r	P	r	P	r	P
Sexo	0,73	0,26	0,34	0,66	0,73	0,26	0,34	0,66
Idade	0,56	0,44	0,40	0,59	0,55	0,44	0,41	0,59
Nível de Lesão	0,41	0,58	0,85	0,15	0,41	0,58	0,85	0,15
Tempo de Lesão	0,76	0,23	0,64	0,36	0,77	0,23	0,64	0,36
r múltiplo	0,82		0,92		0,82		0,92	
P	0,54		0,28		0,54		0,28	

Tempo de fadiga do membro direito inicial (TDI), tempo de fadiga do membro direito final (TDF), tempo de fadiga do membro esquerdo inicial (TEI), tempo de fadiga do membro esquerdo final (TEF), número de contrações do membro direito inicial (NCDI), número de contrações do membro direito final (NCDF), número de contrações do membro esquerdo inicial (NCEI), número de contrações do membro esquerdo final (NCEF.).

Tabela 4 - Grupo B - 7 pacientes tetraplégicos - regressão múltipla entre as variáveis sexo, idade, nível e tempo de lesão e os tempos de resistência à fadiga muscular e o número de contrações

Variável	TEI		TEF		NCEI		NCEF	
	r	P	r	P	r	P	r	P
Sexo	0,70	0,99	0,56	0,43	0,70	0,99	0,57	0,43
Idade	0,73	0,26	0,77	0,22	0,73	0,26	0,73	0,22
Nível de Lesão	0,32	0,67	0,18	0,82	0,33	0,67	0,18	0,82
Tempo de Lesão	0,12	0,87	0,20	0,80	0,12	0,87	0,20	0,80
r múltiplo	0,74		0,87		0,74		0,87	
P	0,69		0,42		0,68		0,41	

Tempo de fadiga do membro direito inicial (TDI), tempo de fadiga do membro direito final (TDF), tempo de fadiga do membro esquerdo inicial (TEI), tempo de fadiga do membro esquerdo final (TEF), número de contrações do membro direito inicial (NCDI), número de contrações do membro direito final (NCDF), número de contrações do membro esquerdo inicial (NCEI), número de contrações do membro esquerdo final (NCEF.).

Tabela 5 - Grupo B - 7 pacientes tetraplégicos - regressão múltipla entre as variáveis sexo, idade, nível e tempo de lesão e os tempos de resistência à fadiga muscular e o número de contrações.

Variável	TEI		TEF		NCEI		NCEF	
	r	P	r	P	r	P	r	P
Sexo	0,23	0,76	0,24	0,75	0,23	0,77	0,25	0,75
Idade	0,66	0,33	0,51	0,48	0,66	0,33	0,51	0,48
Nível de Lesão	0,41	0,59	0,27	0,73	0,40	0,59	0,27	0,73
Tempo de Lesão	0,29	0,71	0,43	0,57	0,29	0,71	0,43	0,57
r múltiplo	0,67		0,74		0,67		0,74	
P	0,79		0,69		0,80		0,69	

Tempo de fadiga do membro direito inicial (TDI), tempo de fadiga do membro direito final (TDF), tempo de fadiga do membro esquerdo inicial (TEI), tempo de fadiga do membro esquerdo final (TEF), número de contrações do membro direito inicial (NCDI), número de contrações do membro direito final (NCDF), número de contrações do membro esquerdo inicial (NCEI), número de contrações do membro esquerdo final (NCEF).

Comparação entre a EENM de um canal e a EENM multicanal seqüencial (Grupo C)

A comparação dos resultados obtidos após 5 sessões consecutivas de EENM de um canal e 5 sessões consecutivas de EENMM seqüencial em 5 pacientes mostrou que, nesta última, houve um aumento maior, tanto quanto às diferenças entre o tempo de resistência à fadiga inicial e final no MID EENMM seqüencial ($t = -10,50$ s; $p \leq 0,05$), EENM de um canal ($t = -5,50$ s; $p \leq 0,05$) como no MIE EENMM seqüencial ($t = -3,31$ s; $p \leq 0,05$), EENM de um canal ($t = -3,29$ s; $p \leq 0,05$). Figura 9).

O aumento da resistência à fadiga foi diretamente proporcional ao número de sessões em 5 pacientes quando analisamos a técnica de EENMM seqüencial, enquanto nas sessões de EENM de um canal, apenas 2 pacientes apresentaram aumento da resistência à fadiga muscular significativamente correlacionada ao número de sessões (Tabela 6) e (Figuras 10 e 11).

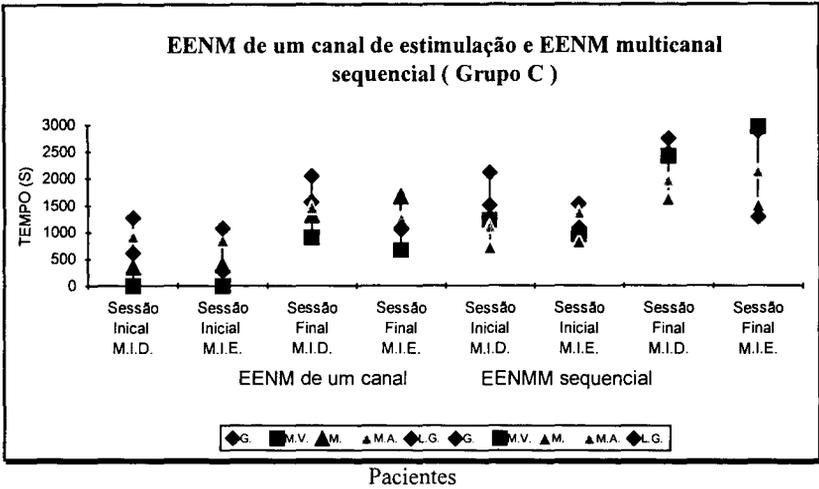


Figura 9 - Avaliação do tempo (s) resistência inicial e final após 5 sessões da EENM de um canal e 5 sessões de EENMM seqüencial (MID. e MIE)

Tabela 6 - Correlação das variáveis tempo direito (TD) e tempo esquerdo (TE) utilizando a EENMM seqüencial e EENM de um canal referentes aos 5 pacientes do Grupo C .

Variável	EENMM seqüencial		EENM de um canal	
	TD	TE	TD	TE
	r	r	r	r
G.	*0,95	*0,95	*0,87	0,81
M.V.	*0,96	*0,96	0,68	0,72
M.	*0,96	*0,90	0,69	0,76
M.A.	*0,94	*0,89	0,60	0,81
L.G.	*0,89	*0,89	*0,89	0,23

* p ≤ 0,05

Tempo Direito (TD), Tempo Esquerdo (TE)

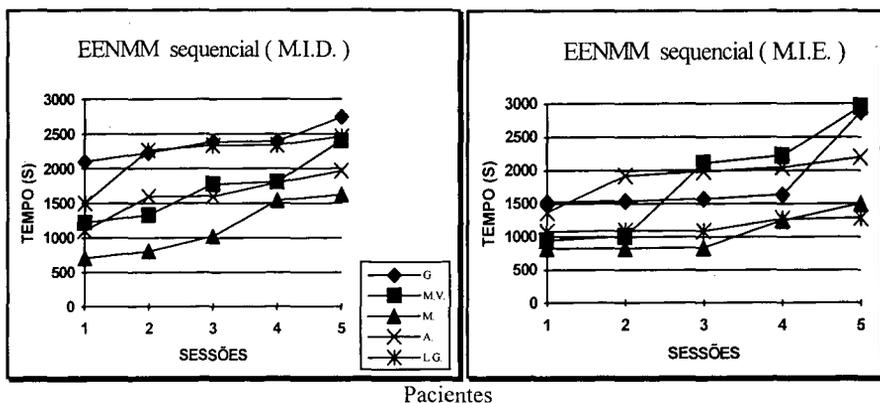


Figura 10 - Avaliação do tempo (s) da fadiga muscular dos MID e MIE através da EENMM seqüencial durante 5 sessões dos 5 pacientes do Grupo C.

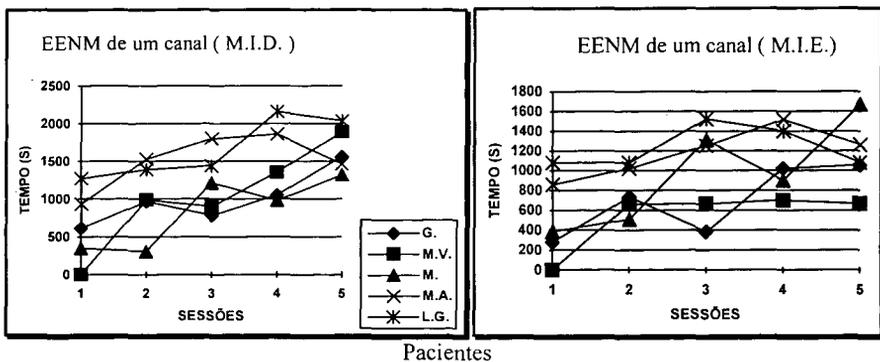


Figura 11 - Avaliação do tempo (s) da fadiga muscular dos MID e MIE através da EENM de um canal durante 5 sessões dos 5 pacientes do Grupo C.

Comparação da EENM de um canal e a EENMM seqüencial (Grupo D1 e D2)

As comparações dos resultados obtidos de uma sessão da EENM de um canal e de uma sessão de EENMM seqüencial, em 6 pacientes do Grupo D1 e 6 pacientes do Grupo D2, apresentaram um aumento significativo da resistência à fadiga muscular, quando comparamos o tempo direito (MID) utilizando a técnica de EENMM seqüencial, em relação ao tempo direito (MID) utilizando a técnica de EENM de um canal (Grupo D1: $t = -3,23$ s; $p \leq 0,05$; Grupo D2: $t = -2,94$ s; $p \leq 0,05$) e o tempo esquerdo (MIE) utilizando a técnica de EENMM seqüencial, em relação ao tempo esquerdo (MIE)

utilizando a técnica de EENM de um canal (Grupo D1: $t = -4,01$ s; $p \leq 0,05$; Grupo D2: $t = -2,50$ s; $p \leq 0,05$). (Figuras 12 e 13).

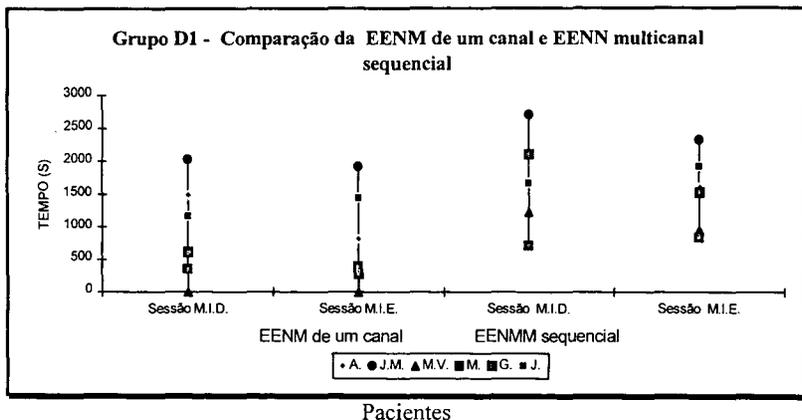


Figura 12 - Avaliação do tempo (s) da fadiga muscular durante 1 sessão utilizando a técnica de EENMM seqüencial e durante uma sessão utilizando a técnica de EENM de um canal dos 6 pacientes do Grupo D1 .

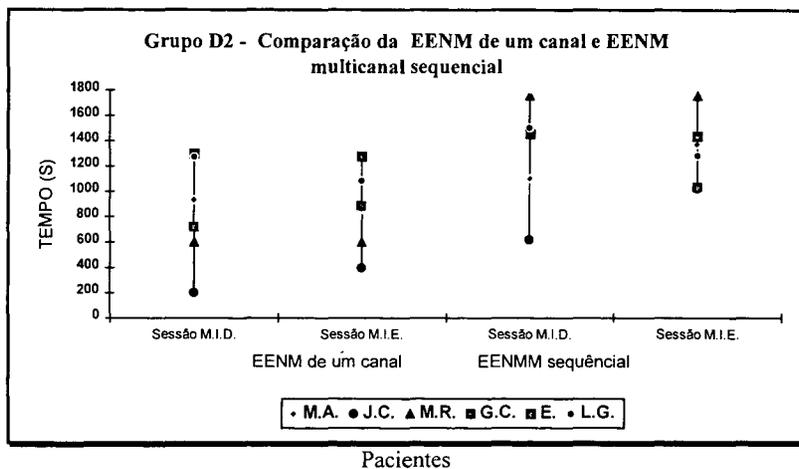


Figura 13 - Avaliação do tempo (s) da fadiga muscular durante 1 sessão utilizando a técnica de EENMM seqüencial e durante uma sessão utilizando a técnica de EENM de um canal dos 6 pacientes do Grupo D2 .

DISCUSSÃO

Numa tentativa de produzir uma maior resistência à fadiga muscular, que possa ser medida por métodos clínicos simples e óbvios, foi utilizada, no presente estudo, uma variedade de testes de estimulação elétrica no músculo do quadríceps. No decorrer desta experiência, procurou-se a maior resistência à fadiga para o músculo do quadríceps, aumentando a intensidade do estímulo durante cada sessão. Ao usar este método e monitorando o tempo da sessão, uma carga máxima estava sendo aplicada ao músculo, dentro das limitações de tolerância e segurança.

Nelson, *et alii* (1987) enfatizaram, em seus estudos, que as células de fibras musculares das unidades motoras esqueléticas têm um potencial de adaptação marcável e são, talvez, as mais adaptáveis ao tecido, em resposta a uma vasta variedade de estímulos, incluindo a EENM. A atividade de impulso traz a combinação de fatores musculares e neurais apropriados a funções fásicas e posturais no músculo esquelético. O músculo se adapta a mudanças metabólicas e requer características bioquímicas e estruturais que são, provavelmente, melhores para suas novas necessidades funcionais.

Os resultados obtidos neste trabalho indicam que a resistência à fadiga do músculo paralisado pode ser aumentada por um programa de exercício induzido pela estimulação elétrica de um canal de estimulação (de acordo com Selkovitz, 1985; Kralj e Bajd, 1989; Kubiak *et alii*, 1987) e estimulação elétrica neuromuscular multicanal seqüencial (Poumezam *et alii*, 1988). Os resultados indicam que, através da seqüência de estimulação elétrica neuromuscular multicanal seqüencial, desenvolvida neste trabalho, os resultados da resistência à fadiga foram alterados.

A EENM Multicanal Seqüencial apresentou quatro vantagens sobre a EENM de um canal de estimulação: - a carga de trabalho foi dividida entre os três músculos; - a atuação muscular individual de cada músculo foi melhorada; - houve um maior aumento do tempo da fadiga, durante todo o programa alternativo.

A EENM multicanal seqüencial apresentou um maior tempo até o aparecimento da fadiga muscular, pois usou a estimulação intermitente de vários grupos musculares que estaria mais próxima da atividade dos músculos normais (Onkelinx *et alii*, 1975; Mills, 1982; Murray *et alii*, 1964; Lehmann, 1986; Basmajian, 1971; Christopher *et alii*, 1992). A fim de manter a extensão do joelho, pelo menos um músculo foi ativo num tempo determinado.

A variabilidade dos resultados dos pacientes pode ser devida à interferência relacionada às percepções emocionais e sensoriais de cada paciente, por exemplo: ansiedade e desconforto. Pacientes do sexo feminino apresentaram uma diminuição do tempo da sessão de estimulação durante o período menstrual. Os resultados de não termos encontrado correlação entre tempo de lesão e tempo de resistência à fadiga, são semelhantes aos resultados observados por Peckham (1976), que mostrou que é possível, através da estimulação elétrica neuromuscular, exercitar os músculos enfraquecidos.

Apesar de o estímulo elétrico conduzir à fadiga muscular em cada sessão, nenhuma evidência foi observada para substanciar a impressão clínica de que a EENM possa danificar a função muscular, por causa da fadiga causada por este tipo de estimulação. Estas afirmativas coincidem com as informações citadas por Hartman, A.C. *et alii* (1950).

CONCLUSÃO

Consideremos, a seguir, os resultados da presente investigação:

- Não foi observada diferença estatística entre os 7 pacientes paraplégicos do Grupo A e os 7 pacientes tetraplégicos do Grupo B, quando comparamos o tempo inicial e final da resistência à fadiga muscular do membro inferior direito e esquerdo, assim como o número de contrações inicial e final do membro inferior direito e esquerdo nas 10 sessões.
- Os pacientes do Grupo A - paraplégico e Grupo B - tetraplégico, submetidos ao programa de EENM de um canal de estimulação, apresentaram um aumento significativo do tempo da resistência à fadiga muscular do membro inferior direito e esquerdo e também um aumento do número de contrações do membro inferior direito e esquerdo, quando considerados como um Grupo. Entretanto, a análise individual mostra que apenas oito dos quatorze pacientes apresentaram um aumento significativo, tanto do tempo da resistência à fadiga muscular do membro inferior direito e esquerdo, quanto do número de contrações do membro inferior direito e esquerdo nas 10 sessões.
- Embora haja um aumento significativo no programa de EENM de um canal de estimulação, as respostas do tempo da resistência à fadiga muscular do membro inferior direito e esquerdo durante as 5 sessões foram menores e inconstantes; já no programa de EENM multicanal seqüencial foi observado um aumento significativo e as respostas do tempo da resistência à fadiga muscular do membro inferior direito e esquerdo durante as sessões foram maiores, constantes e progressivas em relação aos 5 pacientes do Grupo C .
- Quando analisamos a EENM multicanal seqüencial observamos um aumento da resistência à fadiga muscular diretamente proporcional ao número de sessões em 5 pacientes do Grupo C, enquanto nas sessões de EENM de um canal de estimulação, apenas 2 pacientes do Grupo C apresentaram um aumento da resistência à fadiga muscular.
- Foi observado um aumento significativamente maior do tempo da resistência à fadiga muscular do membro inferior direito e esquerdo do programa de EENM multicanal seqüencial, em relação ao tempo da resistência à fadiga muscular do membro inferior direito e esquerdo do programa de EENM de um canal de estimulação, em uma sessão dos 6 pacientes do Grupo D1 - paraplégico e Grupo D2 - tetraplégico.

A partir dos relatos apresentados nos parágrafos anteriores, concluímos que a EENM multicanal seqüencial produz um aumento linear do tempo da resistência à fadiga muscular, quando comparado a EENM de um canal de estimulação. Através da EENM multicanal seqüencial, houve uma fragmentação do tempo de estimulação do sistema da EENM de um canal de estimulação em uma temporização seqüencial. Isto permite um tempo de relaxamento maior entre a movimentação de um músculo e de outro durante uma seqüência de estímulos.

Concluímos que, embora os resultados práticos deste trabalho sejam encorajadores para a criação de um programa de exercício induzido, o trabalho de pesquisa descrito deve ser um incentivo para novos estudos relacionados à fadiga muscular, buscando a otimização do controle

dos movimentos funcionais e, conseqüentemente, ultrapassando barreiras impostas a estes indivíduos pela lesão medular.

REFERÊNCIAS

- ASH, I. E. (1914). "Fatigue and its Effects Upon Control". *Archives of Psychology*. v. 31, p. 1-16.
- BAJD, T., KRALJ, A. and SEGA, J. (1981). "Use of a Two-Channel Functional Electrical Stimulator to Stand Paraplegic Patients". *Physical Therapy*. v. 61, n. 4, p. 526-527.
- BASMAJIAN, J. V., HARDEN, T. P. and REGENOS, E. M. (1971). "Integrated Actions of the Four Heads of Quadriceps Femoris: A Electromyographic Study". *Anatomical Record*. v. 172, p. 15-20.
- BENTON, L. A., BAKER, L. L. and BOWMAN, B. R. (1981). *Functional Electrical Stimulation: A Practical Clinical Guide*. Second Edition, Rancho Los Amigos, California.
- BIGLAND-RITCHIE, B. and WOODS, J. J. (1984). "Changes in Muscle Contractile Properties and Neural Control During Human Muscular Fatigue". *Muscle & Nerve*. v. 7, p. 691-699.
- BOOM, H. B. K., MULDER, A. J. and VELTINK, P. H. (1993). "Fatigue During Functional Neuromuscular Stimulation". *Progress Research*. v. 97, p. 409-417.
- BRINDLEY, G.S., POLKEY, C.E. and RUSHTON, D.N. (1979). "Electrical Splinting of the Knee in Paraplegia". *Paraplegia*. v. 16, p. 16-428.
- CHRISTOPHER, L., BRIAN, L.D. and O'CONNOR, J.C. (1992). *Dynamics of Human Gait*. Champaign: Human Kinetics.
- CLIQUET JR, A., BAXENDALE, R. H. and ANDREWS, B. J. (1989). "Paraplegic Locomotion and its Metabolic Energy Expenditure". *Comprehensive Neurologic Rehabilitation*, v. 3, p. 139-146.
- CLIQUET JR, A., MENDELECK, A., QUESNEL, D., SOVI, F., FELIPE JR., P, OBERG, T., LEMOS, G. J. P., GUIMARÃES, E. and QUEVEDO, A. F. (1992). "A Neural Network-Voice Controlled Neuromuscular Electrical Stimulation System for Tetraplegics". *Rehabilitation Engr. Society of North America*. v. 12, p. 29- 31.
- CLIQUET JR, A. (1994). "Man-machine systems for restoring movement to disabled". *Abstracts of the World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*. Rio de Janeiro. p. 855.
- COLE, K. F., SLEDGE, M. M., BAKER, L. L. and McNeal, D. R. (1987). "Muscle Fatigue During Electrically Induced Isometric Contractions at Varying Duty Cycle". *Journal of the American Physical Therapy Association*. v. 2, p. 792.

- CURRIER, D. P., LEHMAN, J. and LIGHTFOOT, P. (1979). "Electrical Stimulation in Exercise of the Quadriceps Femoris Muscle". *Physical Therapy*. v. 59, n. 12, p. 1508-1512.
- CURRIER, D. P. and MANN, R. (1983). "Muscular Strength Development by Electrical Stimulation in Healthy Individuals". *Physical Therapy*. v. 63, p. 915-921.
- DELAGI, E. F., IAZZETTI, J., PEROTTO, A. and MORRISON, D. (1980). *Anatomic guide for the electromyographer*. Champaign: Human Kinectics. p. 195.
- EDWARDS, R.H.T (1975). "Muscle Fatigue". *Postgraduate Medical Journal*. v. 51, p. 137-143.
- EDWARDS, R.H.T. (1986). "Interation of Chemical with Electromechanical Factors in Human Skeletal Muscle Fatigue". *Acta Physiologica Scandinavica*. v. 128, n. 556, p. 149-155.
- ERIKSSON, E. and HAGGMARK, T. (1979). "Comparison of Isometric Muscle Training and Electrical Stimulation Supplementing Isometric Muscle Training in the Recovery After Major Knee Ligament Surgery". *American Journal of Sports Medicine*. v. 7, p. 169-171.
- FITTS, R.H. (1994). "Celular Mechanism of Muscle Fatigue". *Physiological Reviews*. v. 74, p. 49-74.
- FRANKEN, H. M., VELTINK, P. H., FIDDER, M. and BOOM, H. B. (1993). "Fatigue of Intermittently Stimulated Paralyzed Human Quadriceps During Imposed Cyclical Lower Leg Movements". *Journal of Electromyography and Kinesiology*. v. 3, n. 1, p. 3-12.
- HALBACH, J. W. and STRAUS, D. (1980). "Comparison of Electro-myoe Stimulation to Isokinetic Training in Increasing Power of the Knee Extensor Mechanism". *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. v. 2, p. 20- 24.
- HARTMAN, A. C. and BOUMAN, H. D. (1950). "The Influence of Eletrical Stimulation of Muscle on Development of Fatigue in Man". *The Physical Therapy Review*. v. 30, p. 363-370.
- KINRKENDALL, D. T. (1990). "Mechanisms of Peripheral Fatigue". *Medicine and Science in Sports and Exercise*. v. 22, p. 444-449.
- KUBIAK, R. J., WHITMAN, B.S. and JOHNSTON, R.M. (1987). "Changes in Quadriceps Femoris Muscle Strength Using Iisometric Exercise Versus Electrical Stimulation". *Journal of Orthopedic and Sports Physical Therapy*. v. 8, n. 11, p. 537-541.
- KRALJ, A. R. and BAJD, T (1989). *Functional electrical stimulation: Standing and Walking After Spinal Cord Injury*. Boca Raton:. C.R.C
- KRALJ, A., BAJD, T. and TURK, R. (1980). "Electrical Stimulation Providing Functional Use of Paraplegic Patient Muscles". *Medical Progress through Technology*. p. 3-9.

- LEHMANN, J. F. (1986). "Análise da Marcha: Diagnóstico e Tratamento". In: *Tratado de Medicina Física e Reabilitação*, Eds.: F. J. Kottke, G. K. Stillwell, J. F. Leahmann, São Paulo: Krussen, Terceira Edição. p. 87-101.
- MILLER, R. G., GREEN, A.T. and MOUSSAVI, R. S. (1990). "Excessive Muscular Fatigue in Patients With Spastic Paraparesis". *Neurology*. v. 40, n. 8, p. 1271-1274.
- MILLS, K. R. (1982). "Power Spectral Analysis of Electromyogram and Compound Muscle Action Potential During Muscle Fatigue and Recovery". *Journal of Physiological*. v. 326, p. 401-409.
- MURRAY, M. P., DROUGHT, B., KORY, R. C. and WISCONSIN, M. (1964). "Walking Patterns of Normal Men". *The Journal of Bone and Joint Surger*. v. 46, n. 2, p. 335-360.
- NELSON, R. M. and CURRIER, D. P. (1987). *Clinical Electrotherapy*. California: Appleton & Lange.
- ONKELINX, A. and CHANTRAINE, A. (1975). "Eletromyographic Study of Paraplegic Patients". *Electromyography and Clinical Neurophysiological*. v. 15, p. 71-81.
- PECKHAM, P. H., MORTIMER, J. T. and MARSOLAIS, E. B. (1976). "Alteration in the Force and Fatiguability of Skeletal Muscle in Quadriplegic Following Exercise Induced by Chronic Electrical Stimulation". *Clinical Orthopaedics and Related Researc*. v. 114, p. 326-334.
- POURNEZAM, M., ANDREWS, B. J., BAXENDALE, R. H., PHILLIPS, G. F. and PAUL, J. P. (1978). "Reduction of Muscle Fatigue in Man by Cyclical Stimulation". *Journal Biomedical Engineering*. v. 10, p. 196-200.
- SELKOWITZ, D. M. (1985). "Improvement in Isometric Strength of Quadriceps Femoris Muscle After Training with Electrical Stimulation". *Physical Therapy*. v. 65, n. 2, p. 186-196.
- SEPULVEDA, F. and CLIQUET JR, A. (1995). "An Artificial Neural System for Closed Loop Control of Locomotion Produced Via Neuromuscular Electrical Stimulation". *Artificial Organs*. v. 19, n. 3, p. 231-237
- SOVI, F. X., CARVALHO, M. M. and CLIQUET JR, A. (1994). "Stimulation Sequences for Restoration of Para/tetraplegic Locomotion". *Abstracts of the World Congress Physics and Biomedical Engineering*. Rio de Janeiro, p. 867.
- WILLIAMS, J. G. P. and STREET, M. (1976). "Sequential Faradism in Quadriceps Rehabilitation". *Physiotherapy*. v. 62, p. 252-254.
- WOLF HEIDEGGER, G. (1978). *Atlas de Anatomia Humana*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, Terceira Edição. v. 1, p. 186-188.

REDUCTION OF MUSCLE FATIGUE IN SPINAL CORD INJURED SUBJECTS USING NEUROMUSCULAR ELECTRICAL STIMULATION

B. O. Peixoto¹ and A. Cliquet, Jr.²

The goal of this study was to examine the possibility of stimulating the quadriceps muscle control system by neuromuscular electrical stimulation (NMES) in patients with spinal cord injury, with the purpose of increasing resistance to muscle fatigue. We investigated two techniques in the experimental programme: NMES with one stimulation channel (initial programme) and NMES sequential multichannel (alternative programme). The exercise stimuli were applied at a frequency of 25 Hz with a pulse duration of 300 μ s and duty cycle of 33%. The effect of the experimental programmes were determined by the periodic recording of time sessions (both programmes) and muscle contraction number (initial programme). In the initial programme (NMES with one stimulation channel) an experimental two channel portable stimulator was used. The initial programme included 14 patients from 17 to 45 years old (Group A - 7 paraplegic patients and Group B - 7 tetraplegic patients). In the alternative programme (NMES with sequential multichannel) a multichannel electrical stimulator with control software was used yielding the timing of the quadriceps muscle stimulation. The alternative programme included 12 patients from Group A and Group B that were divided in respective Groups (Group C - 5 patients, Group D1 - 6 paraplegic patients, Group D2 - 6 tetraplegic patients). The statistical analyses revealed an increase to muscle fatigue resistance during NMES with one stimulation channel and NMES sequential multichannel (student's t test, paired; $p \leq 0.05$). However, comparing the two techniques, NMES sequential multichannel has shown an increase in the linearity of the resistance to muscle fatigue during the NMES programme (regression analysis; $p \leq 0.05$).

Key-words : Neuromuscular Electrical Stimulation, Muscle Fatigue, Rehabilitation

¹ Mestre em Engenharia Biomédica DEB/FEE - Unicamp - CP6040, CEP13081-970, Campinas, S.P.

² Orientador, E.E., MSc., PhD.- Prof. Livre - Docente, DEB/FEE - Unicamp