

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS -UNICAMP

FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

**“REDUÇÃO DA FADIGA MUSCULAR SOB ESTIMULAÇÃO
ELÉTRICA NEUROMUSCULAR”**

Autora : Beatriz de Oliveira Peixoto
Orientador : Prof. Dr. Alberto Cliquet Júnior

Este exemplar corresponde à redação final da tese
defendida por Beatriz de Oliveira
Peixoto e aprovada pela Comissão
Julgadora em 17/10/1995.
Alberto Cliquet Jr.
Orientador

Tese de Mestrado apresentada à
Faculdade de Engenharia Elétrica
da UNICAMP em 19 de outubro
de 1995.

CAMPINAS
1995



16.08.1995

UNIDADE	BC
N.º CHAMADA:	UNICAMP
	P359r
V. Ex.	
TEMPO EMP.	27.282
PROC.	667/96
C	<input type="checkbox"/>
D	<input checked="" type="checkbox"/>
PREÇO	R\$11,00
DATA	10/04/96
N.º CPD	CM.00086439-9

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA ÁREA DE ENGENHARIA - BAE - UNICAMP

P350r Peixoto, Beatriz de Oliveira
 Redução da fadiga muscular sob estimulação elétrica neuromuscular / Beatriz de Oliveira Peixoto.--Campinas, SP: [s.n.], 1995.

Orientador: Alberto Cliquet Junior.
 Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Elétrica.

1. Estimulação neural. 2. Estímulos elétricos. 3. Fadiga. 4. Membros inferiores 5. Paraplégicos. 6.*Tetraplégicos. I. Cliquet Junior, Alberto. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Engenharia Elétrica. III. Título.

REDUÇÃO DA FADIGA MUSCULAR SOB ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA
NEUROMUSCULAR

BEATRIZ DE OLIVEIRA PEIXOTO

CAMPINAS

1995

DEDICO ESTE TRABALHO :

Aos meus pais Floriano e Maria Aparecida, pelo exemplo de vida

Às minhas filhas Fabiana e Vanessa, minha razão de viver e de sempre continuar

Muito obrigada

Ao Prof. Dr Alberto Cliquet Jr., orientador e amigo. O seu exemplo cuja luta na defesa de verdadeiros ideais fizeram com que eu assimilasse as condições básicas da minha formação científica e acadêmica.

À Profa Dra. Denise Yvone Janovitz Norato, exemplo de mestre e amiga, cujo incentivo, raciocínio e orientação de estatística fizeram desse trabalho uma realidade.

Ao Prof. Dr. Lourenço Gallo Jr., Profa. Roseli Golfetti e Prof. Dr. Luiz Eduardo Barreto Martins pelo estímulo e amizade.

Ao Prof. Dr. William Dias Belangero, pelo auxílio e Avaliação Radiológica.

A todos os professores desta Universidade, em particular aqueles do Departamento de Engenharia Biomédica - Faculdade de Engenharia Elétrica, que contribuíram para o meu aprendizado e crescimento científico.

Aos colegas do Ambulatório de Fisioterapia em especial Telma e Nilma , pelo incentivo nas horas difíceis.

Aos funcionários do Ambulatório de Fisioterapia, pelo auxílio burocrático, que não excluiu amizade e dedicação.

Aos amigos do Departamento de Engenharia Biomédica; em especial ao François.

Aos funcionários e técnicos do Laboratório do C.E.B. em especial ao Alexandre Hermini e Eugênio Carrara pela cooperação durante este trabalho.

À Seção de Apoio Didático - F.C.M., em especial ao Emilton Barbosa de Oliveira.

Ao Rinaldo Luís Giacon, pelo carinho e dedicação às nossas filhas no momento em que estive ausente.

Agradeço de coração a todos os pacientes e familiares que, de uma forma ou de outra, contribuíram para que este trabalho chegasse ao término. Num país onde a realização de qualquer trabalho científico só é possível com a colaboração de muitas pessoas.

RESUMO	
ABSTRACT.....	
I - INTRODUÇÃO	1
II - FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	06
1 - A base da fisiologia muscular e o estado do músculo esquelético segundo a lesão da medula espinhal :	06
1.1. - lesado medular	09
2 - Mudanças nas propriedades de contração muscular durante a fadiga muscular humana.:	15
2.1. - Fadiga Central :	18
2.2. - Fadiga Periférica :	19
2.3. - Recuperação após o exercício e fadiga muscular	20
3 - Princípios da estimulação elétrica neuromuscular (E.E.N.M.) :	22
3.1 - Parâmetros da estimulação elétrica neuromuscular :	25
III - OBJETIVO	32
IV - MATERIAL E MÉTODOS.....	33
1 - Programa de reabilitação	33
2 - Programa experimental	34
2.1 - Programa inicial - estimulação elétrica neuromuscular de um canal de estimulação (E.E.N.M. de um canal de estimulação).....	35
2.1.1. - Equipamento	35
2.1.2. - Grupo muscular.....	36
2.1.3. - Grupos experimentais.....	40
2.1.4 - Procedimento	43
2.1.4.1. - Localização dos eletrodos.....	46

2.2. - Programa alternativo - estimulação elétrica neuromuscular multicanal sequencial (E.E.N.M. multicanal sequencial).....	48
2.2.1. - Equipamento	48
2.2.2. - Grupo muscular.....	49
2.2.3. - Técnica de E.E.N.M. sequencial	50
2.2.4. - Eletromiografia superficial do músculo do quadríceps	60
2.2.5. - Grupos experimentais.....	65
2.2.6 - Procedimento	70
2.2.6.1. - Localização dos eletrodos.....	81
3 - Análise Estatística.....	83
V - RESULTADOS	84
1 - Estimulação elétrica neuromuscular de um canal de estimulação (Grupo A e Grupo B).....	86
2 - Estimulação elétrica neuromuscular multicanal sequencial (Grupo C)	100
3. - Estimulação elétrica neuromuscular multicanal sequencial) e Estimulação elétrica de um canal de estimulação (Grupo D1 e D2).....	104
4 - E.E.N.M. multicanal sequencia e E.E.N.M. de um canal de estimulação (Grupo E).....	108
VI - DISCUSSÃO	109
VII - CONCLUSÃO.....	114
VIII - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	117
IX- APÊNDICE	127

Lista de Figuras :

Página

II - Fundamentação Teórica

Fig. II 11- Principais estruturas envolvidas na condução dos impulsos motores que ativam as fibras musculares esqueléticas	8
Fig. II 1.2 - Sistema Nervoso Central, e fluxos neurais do Sistema Nervoso Somático e Sistema Nervoso Autônomo	10
Fig. II 2.1 - Sequência de eventos que induz o desenvolvimento da tensão do músculo.....	16
Fig. II 2.2. - Processos que ocasionam a fadiga muscular durante o exercício muscular	17
Fig. II 3.1.. - Efeito da amplitude na força	27
Fig. II 3.2. - Efeito da frequência na fadiga muscular	29
Fig. II 3.3. - Contração isométrica e a resposta da estimulação elétrica.....	31

IV - Materiais e Métodos

Fig. IV 2.1. - Estimulador portátil de dois canais.....	35
Fig. IV 2.2. - Músculo do quadríceps femoral	37
Fig. IV 2.3. - Músculo do quadríceps femoral e posicionamento de eletrodos	38
Fig. IV 2.4. - Distribuição do nervo femoral.....	39
Fig. IV 2.5.. - Membro inferior direito estimulado primeiramente durante as sessões	44
Fig IV 2.6. - Membro inferior esquerdo : segundo membro a ser estimulado durante as sessões.....	45
Fig. IV 2.7 .- Posicionamento de eletrodos.....	47
Fig. IV 2.8. - Eletromiografia dos músculos do quadríceps durante o Ciclo da Marcha.....	51
Fig. IV 2.9 - Representação do início ao término do movimento do músculo do quadríceps durante a extensão do joelho.....	54
Fig. IV 2.10 - Sistema de estimulação elétrica neuromuscular multicanal sequencial	58
Fig. IV. 2.11.- Fluxograma do programa	59
Fig. IV 2.12.- Polígrafo de 8 canais.....	60
Fig. IV 2.13 - Posicionamento do voluntário e localização dos eletrodos...	61

Fig. IV 2.14 - Posicionamento do voluntário e localização dos eletrodos...	62
Fig. IV 2.15.- Movimento de extensão do joelho e registro do ângulo do movimento	63
Fig. IV 2.16 - Registros referentes aos músculos do quadríceps femoral e ângulo do movimento durante o movimento de extensão do joelho.....	64
Fig. IV 2.17 - Movimento de extensão do joelho durante a sessão da E.E.N.M. multicanal sequencial (membro inferior direito).....	71
Fig. IV 2.18 - Movimento de extensão do joelho durante a sessão da E.E.N.M multicanal sequencial) (membro inferior esquerdo).....	72
Fig. IV 2.19 - Posicionamento do paciente	74
Fig. IV 2.20 - Movimento de extensão do joelho durante a sessão da E.E.N.M.multicanal sequencial	75
Fig. IV 2.21 - Exemplo dos registros dos ângulos do movimento de extensão do joelho durante as sessões de E.E.N.M.....	76
Fig. IV. 2.22 - Sistema de estimulação sequencial controlado por computador	77
Fig. IV. 2.23 - Exemplo dos registros das amplitudes ou intensidade durante as sessões de E.E.N.M.....	78
Fig. IV 2.24 - Goniômetro, multímetro e tabela onde foram registrados os ângulos do movimento.....	79
Fig. IV. 2.25 - Gráficos referentes a tensão x ângulo do movimento.....	80
Fig. IV.2.26 - Posicionamento dos eletrodos durante a E.E.N.M. multicanal sequencial.....	82

V - Resultados

- Fig. V 1.1. - Avaliação do tempo de resistência à fadiga inicial e final após 10 sessões de E.E.N.M. de um canal de estimulação em pacientes dos Grupos A e B.....87
- Fig. V 1.2. - Avaliação do número de contrações inicial e final após 10 sessões de E.E.N.M. de um canal de estimulação em pacientes dos Grupos A e B.....88
- Fig. V 1.3. - Características da resistência à fadiga muscular através da E.E.N.M. de um canal de estimulação, durante as 10 sessões referentes aos 7 pacientes do Grupo A (membro inferior direito).....92
- Fig. V 1.4.- Características da resistência à fadiga muscular através da E.E.N.M. de um canal de estimulação, durante as 10 sessões referentes aos 7 pacientes do Grupo A (membro inferior esquerdo).....93
- Fig. V 1.5.- Características da resistência à fadiga muscular através da E.E.N.M. de um canal de estimulação, durante as 10 sessões referentes aos 7 pacientes do Grupo B (membro inferior direito).....94
- Fig. V 1.6.- Características da resistência à fadiga muscular através da E.E.N.M. de um canal de estimulação, durante as 10 sessões referentes aos 7 pacientes do Grupo B (membro inferior esquerdo).....95
- Fig. V 2.1.- Avaliação do tempo da resistência inicial e final após 5 sessões da E.E.N.M. de um canal de estimulação e 5 sessões de E.E.N.M. multicanal sequencial - Grupo C..... 101
- Fig. V 2.2 - Avaliação do tempo da fadiga muscular dos membros inferiores direito e esquerdo através da E.E.N.M. multicanal sequencial durante as 5 sessões dos 5 pacientes Grupo C..... 103

Fig. V 2.3 - Avaliação do tempo da fadiga muscular dos membros inferiores direito e esquerdo através da E.E.N.M. de um canal de estimulação durante as 5 sessões dos 5 pacientes Grupo C	104
Fig. V 3.1.- Avaliação da resistência à fadiga muscular durante 1 sessão utilizando a técnica de E.E.N.M. multicanal sequencial e durante 1 sessão utilizando a técnica de E.E.N.M.de um canal de estimulação dos 6 pacientes do Grupo D1	106
Fig. V 3.2.- Avaliação da resistência à fadiga muscular durante 1 sessão utilizando a técnica de E.E.N.M .multicanal sequencial e durante 1 sessão utilizando a técnica de E.E.N.M.de um canal de estimulação dos 6 pacientes do Grupo D2	107
Fig. V 4.1.- Avaliação do processo da fadiga muscular, através do tempo do membro inferior direito e membro inferior esquerdo, utilizando a técnica de E.E.N.M. multicanal sequencial e a técnica de E.E.N.M.de um canal de estimulação - Grupo E	108

Lista de Tabelas

Página

V - Resultados

Tabela.V -	85
Tabela. V 1.1 -	90
Tabela V 1.2.-	91
Tabela V 1.3.-	96
Tabela V 1.4.-	97
Tabela V 1.5.-	98
Tabela V 1.6.-	99
Tabela V 2.1.-	100
Tabela V 2.2.-	102
Tabela V 3.1.-	105

Lista de Quadros

Página

IV - Materiais e Métodos :

Quadro IV 2.1.- Grupo A - paraplégicos	41
Quadro IV 2.2. - Grupo B - tetraplégicos	42
Quadro IV 2.3. - Grupo C - paraplégicos e tetraplégicos	66
Quadro IV 2.4. - Grupo D1 - paraplégicos	67
Quadro IV 2.5.- Grupo D2 - tetraplégicos	68
Quadro IV 2.6.- Grupo E - paraplégicos e tetraplégicos	69

Apêndice

Apêndice I - Avaliação Fisioterápica

Apêndice II - Modelo do formulário de consentimento esclarecedor do paciente que se submeteu a experimentos do Programa de Estimulação Elétrica Neuromuscular

Apêndice III - Protocolo de registro de tempo e número de contrações referente à técnica de E.E.N.M. de um canal de estimulação (Grupo A e Grupo B)

Apêndice IV - Figura original dos estudos de eletromiográfico do quadríceps femoral durante o Ciclo da Marcha

Apêndice V - Protocolo de registro de tempo referente à técnica de E.E.N.M. multicanal sequencial (Grupo C)

Apêndice VI - Protocolo de registro de tempo referente à técnica de E.E.N.M. multicanal sequencial e a técnica de E.E.N.M. de um canal de estimulação (Grupo D1 e Grupo D2)

Apêndice VII - Protocolo de registro de tempo, amplitude do estimulador e ângulo do movimento das técnicas de E.E.N.M. multicanal sequencial) e E.E.N.M. de um canal de estimulação (Grupo E)

Apêndice VIII - Tempo (s) da resistência à fadiga muscular e número de contrações do membro inferior direito (M.I.D.) e membro inferior esquerdo (M.I.E.) e diferenças dos M.I.D. e M.I.E. das 10 sessões dos pacientes do Grupo A e Grupo B

RESUMO

As pesquisas na área de reabilitação (Departamento de Engenharia Biomédica - F.E.E.) têm focalizado o desenvolvimento de sistemas, via estimulação elétrica neuromuscular (E.E.N.M.), para viabilizar a locomoção de pacientes portadores de lesão medular. Uma limitação da E.E.N.M. é a fadiga muscular, que é manifestada quando um músculo diminui a força esperada ou requisitada durante a marcha.

O propósito deste estudo foi examinar a possibilidade de estimular os sistemas de controle do músculo do quadríceps femoral através da E.E.N.M., em pacientes com lesão medular, a fim de aumentar a resistência à fadiga muscular.

Foram investigadas, através do programa experimental, duas técnicas : E.E.N.M. com um canal de estimulação (programa inicial) e E.E.N.M. multicanal sequencial (programa alternativo). Os parâmetros de estimulação aplicados foram: frequência de 25Hz com uma largura de pulso de 300 μ s. e ciclo de trabalho de 33%. O efeito dos programas experimentais foram determinados pelos registros periódicos dos tempos das sessões (ambos os programas) e número de contrações das sessões (programa inicial).

No programa inicial (E.E.N.M. com um canal de estimulação), foi usado um modelo experimental de estimulador portátil de dois canais. Participaram do programa inicial 14 pacientes de 17 a 45 anos de idade (Grupo A - 7 pacientes paraplégicos) e (Grupo B - 7 pacientes tetraplégicos).

No programa alternativo (E.E.N.M. multicanal sequencial), foi usado um sistema (estimulador elétrico multicanal e um software de controle - temporização sequencial dos músculos do quadríceps). Participaram do programa alternativo 12 pacientes referentes aos Grupo A e Grupo B, que foram divididos nos respectivos Grupos (Grupo C - 5 pacientes, Grupo D1 - 6 pacientes paraplégicos, Grupo D2 - 6 pacientes tetraplégicos e Grupo E - 5 pacientes.).

A análise estatística revelou um aumento da resistência à fadiga muscular durante a E.E.N.M. com um canal de estimulação e E.E.N.M. multicanal sequencial (teste t de student pareado; $p \leq 0,05$). Porém, comparando as duas técnicas, a E.E.N.M. multicanal sequencial mostrou uma melhora na linearidade da resistência à fadiga muscular, no decorrer do programa de E.E.N.M.(análise de regressão; $p \leq 0,05$).

ABSTRACT

Research in the area of rehabilitation (Biomedical Engineering Department - F.E.E.) has focused on the development of systems by neuromuscular electrical stimulation (N.M.E.S.), to allow it possible the locomotion of spinal cord patients. A limitation of N.M.E.S. is muscle fatigue which shows up when a muscle reduces the expected or required strength during gait.

The goal of this study was to examine the possibility of stimulating the quadriceps muscle control systems by N.M.E.S. in patients with spinal cord injury with the purpose of increasing resistance to muscle fatigue.

We investigated two techniques in the experimental programme : N.M.E.S. with one stimulation channel (initial programme) and N.M.E.S. with sequential multichannel (alternative programme). Stimulation parameters used : 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 contraction numbers of sessions (initial programme).

In the initial programme (N.M.E.S.with one stimulation channel) an experimental portable two channel 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 (N.M.E.S. with sequential multichannel) one system was used (multichannel electrical stimulator and one control software - sequential timing of the quadriceps muscle). The alternative programme included 12 patients from Group A and Group B that were divided in the respective Groups (Group C - 5 patients, Group D1 - 6 paraplegic patients, Group D2 - 6 tetraplegic patients and Group E - 5 patients).

The statistical analysis revealed an increase to muscle fatigue resistance during N.M.E.S. with one stimulation channel and N.M.E.S. sequential multichannel (student's test t, paired; $p \leq 0,05$). However, comparing the two techniques, N.E.S. sequential multichannel has shown an increase in the linearity of the resistance to muscle fatigue during the N.M.E.S. programme (regression analysis; $p \leq 0,05$).

I - INTRODUÇÃO

O tratamento de indivíduos que sofreram lesão medular com resultante imobilização é um desafio à medicina de reabilitação atual. Em países mais desenvolvidos, o advento das tecnologias sofisticadas e profissionais especializados no cuidado destes pacientes têm contribuído para uma maior sobrevivência dos pacientes, além do que várias medidas preventivas adotadas para uma diminuição dos acidentes por veículos motorizados, os quais perfazem uma grande percentagem dos lesados medulares, têm por certo contribuído não apenas para uma diminuição destes acidentes como também das suas consequências.

Estatísticas internacionais chamam a atenção para o fato de que este tipo de paciente contribui com proporções bastante altas de mortalidade dentro de uma dada população, além do que suas sequelas (fisiológicas, psicológicas, funcionais etc) têm preocupado aqueles envolvidos no tratamento destes pacientes. Hoje, no Brasil, podemos dizer que o uso da tecnologia na reabilitação destes pacientes vem ocorrendo numa escala crescente, à medida que absorvemos os desenvolvimentos tecnológicos e científicos utilizados no tratamento do lesado medular bem como na sua prevenção. Dados estatísticos nacionais são bem mais difíceis de serem obtidos não só devido à grande variabilidade de exigência entre os Estados, como também pela pobreza de dados estatísticos computados com fidelidade.

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 ter nossos objetivos alcançados. Para CLIQUET JR., A. (1994) a Engenharia de Reabilitação tem encontrado desafios que são particularmente controlados para cumprir as necessidades desses pacientes. As pesquisas nessa área vêm encorajando os profissionais de reabilitação devido aos resultados obtidos.

A história da estimulação elétrica para usos terapêuticos e de reabilitação tem início nos tempos antigos . De acordo com RAY, (1978), no primeiro século A.C., um escritor romano descreveu o uso do peixe torpedo decapitado para o tratamento de uma variedade de problemas incluindo dor de cabeça e gota.

A partir da segunda Guerra Mundial, tem se tornado mais e mais aparente o uso da estimulação elétrica neuromuscular (E.E.N.M.), como alternativa de conduta para pacientes com lesão medular, a fim de ajudar a reabilitação desses pacientes (HARTMAN. et alli - 1950).

Usamos o termo "estimulação", num sentido lato, para significar despolarização de estruturas nervosas, embora o efeito real possa ser facilitação ou inibição a nível local e distante. O termo "eletroneuroprótese" foi citado por KRIEG (1969) e aplica-se, geralmente, àqueles dispositivos que estimulam o sistema nervoso, com a finalidade de restaurar uma função perdida.

Nos últimos vinte anos, foram publicados vários artigos referentes à estimulação elétrica, assim como foram desenvolvidos aparelhos eletrônicos geradores de sinais de baixa frequência para controle externo de contrações de músculos, movimento de extremidades paralisadas e controle de dor.

Para MUNSAT (1976), o efeito do fortalecimento do músculo durante a estimulação elétrica é atribuído a um aumento médio de 37% no diâmetro das fibras musculares durante o programa de estimulação, constatado através de biópsia muscular pré e pós tratamento. Já MORRIS et alli (1975) relataram uma preponderância de fibras lentas que se tornaram evidentes depois de um programa de estimulação.

Recentemente, a estimulação do músculo esquelético tem se mostrado útil para facilitar os movimentos em membros paralisados. Desta forma, a E.E.N.M. passou a ser usada visando à reeducação muscular, prevenção de atrofia, redução temporária da espasticidade e redução das contraturas e edemas (SELKOWITZ et alli 1985).

Em programas de exercício induzido, a estimulação elétrica se caracteriza por aumentar o diâmetro, a força e a excitabilidade do músculo do quadríceps, bem como a capacidade de trabalho dos pacientes, (CURRIER et alli 1979; KUBIAK et alli, 1987; HALBACK et alli 1980 ; CURRIER e MANN, 1983).

ERIKSON (1979), estudando intervenções fisioterapêuticas no músculo do quadríceps, constatou que a combinação de exercícios passivos e estimulação elétrica obteve melhores resultados em relação ao primeiro procedimento onde trabalhava utilizando cada técnica isoladamente. WILLIAM 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.

Vale a pena relatar que a primeira experiência com E.E.N.M., referida como auxílio durante a marcha, foi relatada por KANTROWITZ (1963); nessa experiência, os músculos do quadríceps e glúteos foram estimulados usando-se eletrodos de superfície. Posteriormente, WILEMON et alli (1970), realizaram uma tentativa semelhante, objetivando a contração dos músculos extensores do quadril e joelho.

De acordo com BAJD et alli (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 E.E.N.M. multicanal direcionando e firmando a posição de pé e a sua mudança através da caminhada, foi desenvolvido por BRINDLEY (1979). A partir destes estudos a literatura mostra que a estimulação elétrica passou a ser difundida nos tratamentos de pacientes com lesão medular (KRALJ et alli, 1980; COLE et alli, 1980; TADE et alli, 1981; CLIQUET JR., A. et alli, 1989; CLIQUET JR., A et alli, 1992; CLIQUET JR., A. 1994; SEPULVEDA, F. et alli, 1995).

Diante do exposto, depreende-se que a estimulação elétrica do músculo esquelético consiste em um meio efetivo para facilitar os movimentos funcionais em membros paralisados. Apesar disso, muitas tentativas realizadas durante as sessões de estimulação elétrica não são bem sucedidas, pois, frequentemente, os músculos são incapazes de desenvolver força suficiente, uma vez que as sucessivas contrações desencadeiam a fadiga muscular. A perda da força dos músculos paralisados com lesão do neurônio motor superior ocorre devido à atrofia das fibras musculares que modificam as propriedades metabólicas e contráteis do músculo que possibilitam a continuação do mesmo trabalho.

O problema de uma fadiga precoce dos músculos estimulados eletricamente não pode ser resolvido definitivamente. A E.E.N.M. pode, através de caminhos aferentes, ter um efeito no sistema nervoso autônomo. Essa influência, no entanto, ainda não foi adequadamente investigada (NELSON e CURRIER, 1987).

De acordo com ASH (1914); EDWARDS (1975 e 1986); KIRKENDALL (1990) e FITTS (1994) , os efeitos principais 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.

BIGLAND-RITCHIE (1984) relatou que a fadiga neuromuscular pode ser uma combinação de fatores que contribuem para a sequência de eventos que resulta na diminuição da contração muscular. Segundo KIRKENDALL (1990), a fadiga pode ser definida como uma incapacidade em se manter uma carga de trabalho esperada.

De acordo com COLLE et alli (1987), frequências de estimulação baixas, associadas ao tempo mais longo de relaxamento, são recomendações formuladas para se evitar a fadiga muscular.

MILLER et alli sugerem que as mudanças bioquímicas nos músculos dos pacientes com lesão do neurônio motor superior podem contribuir com excessiva fadigabilidade dos mesmos . PECKMAN et alli (1975) e PEIXOTO, B.O. et alli (1994) 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 alli (1988) e BOOM et alli (1993) e FRANKEN et alli (1993) utilizaram a técnica de estimulação elétrica neuromuscular sequencial 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 um resultado de estimulação elétrica 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 E.E.N.M. passou a ser um grande desafio para os pesquisadores na área de reabilitação.

As pesquisas na área de reabilitação, no Departamento de Engenharia Biomédica - F.E.E.- UNICAMP, têm sido focalizadas no desenvolvimento de sistemas, via E.E.N.M., para viabilizar a locomoção de pacientes com lesão medular.

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

II - FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

1 - Bases morfofuncionais da musculatura esquelética em pacientes com lesão da medula espinhal :

Este capítulo é dedicado a uma revisão da estrutura e das propriedades contráteis do músculo, com ênfase na Fisiologia Muscular de pacientes com Lesão Medular.

As várias vias descendentes que controlam a atividade motora atuam, em última análise, sobre o circuito medular (ou sobre o circuito do tronco cerebral no caso dos núcleos motores dos nervos cranianos). Por conseguinte, o circuito neuronal da medula espinhal precisa ser compreendido, para que se possa perceber como os movimentos são organizados . Na verdade, parte da organização motora pode ser medida apenas pelo circuito espinhal e as influências descendentes podem incitar padrões de atividade motora, afetando esses circuitos, por meios de interneurônios espinhais adequados (BERNE, R.M.e LEVY, M.N.-1988).

Os sinais que correspondem à origem do movimento voluntário consciente são originados no cérebro, de onde são enviados para a medula espinhal, nervo periférico e junção neuromuscular. Da junção neuromuscular os sinais são propagados, em todas as direções, através da membrana celular do músculo e através do sistema tubular transverso para dentro das células musculares. O cálcio é então liberado e pontes cruzadas entre os filamentos " actina e miosina " são formadas ocorrendo a contração muscular. A principal função da contração muscular é movimentar os componentes esqueléticos, que representam 40% da massa celular corpórea, em termos de geração de força (BENTON, L.A. et alli - 1981).

De acordo com os conceitos da fisiologia muscular, a quantidade de força desenvolvida dentro de um músculo é determinada pelo número de pontes formadas entre os filamentos e pelo modo como eles deslizam uns em relação aos outros durante uma contração.

A Fig II 1.1. ilustra os aspectos anatômicos das vias neurais que conduzem os impulsos nervosos do cérebro a cada fibra muscular . A fig II 1.1.a apresenta duas vias corticoespinais primárias (uma situada na porção lateral e outra na porção anterior da medula espinhal), seguidas pelos axônios dos neurônios motores superiores do córtex cerebral, que fazem contato sináptico com os neurônios motores inferiores, situados no corno ventral da substância cinzenta da medula . O neurônio motor inferior inerva e controla a atividade de um grupo de fibras musculares no músculo.

A fig II 1.1.b ilustra um corte transversal da medula (com uma amostra tomada em um segmento torácico), mostrando a localização dos principais tratos sensoriais e motores.

Em II 1.1.c e II 1.1.d podemos observar os aspectos gerais das conexões entre o nervo e o músculo. O sistema nervoso envia sinais, na forma de potenciais de ação, que controlam a atividade das fibras musculares. A conversão do impulso nervoso em impulsos musculares ocorre quando o axônio motor se aproxima do músculo, dividindo-se em muitos ramos, cada um dos quais forma uma única junção com uma fibra muscular. Assim, cada célula nervosa está conectada, através de suas ramificações axônias, a várias fibras musculares. A célula nervosa, mais as fibras musculares por elas inervadas, constituem uma unidade motora. A região da membrana muscular localizada sob o axônio terminal de um neurônio é denominada placa motora e a junção do axônio terminal com a placa motora é denominada junção neuromuscular.

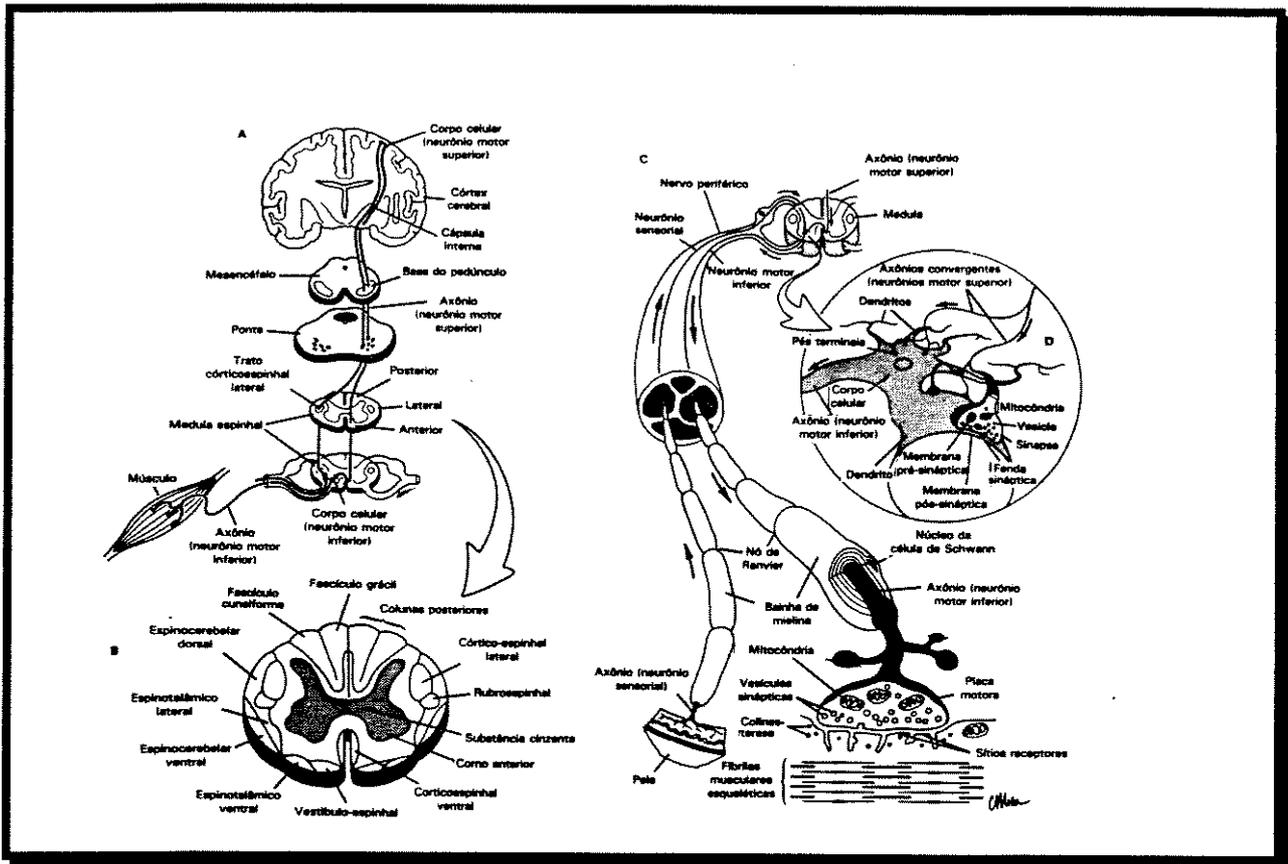


Fig. I I 1.1 - Principais estruturas envolvidas na condução dos impulsos motores que ativarão as fibras musculares esqueléticas : (a) componentes centrais e periféricos, (b) secção cruzada da medula espinhal, (c) fibras nervosas e periféricas, (d) diagrama aumentado da célula motora. (DON LEHMKUHL, L e SMITH, L.K. Cinesiologia Clínica 1989 p. 78).

1.1.- Lesado Medular :

Quando ocorre uma lesão medular, surge uma perda no sistema nervoso autonômico, simpático e parassimpático (inervação dos órgãos internos) e sistema nervoso somático (inervação do músculo esquelético) (Fig II 1.2.).

Logo após a lesão da medula espinhal, todos os músculos inervados por segmentos espinhais localizados abaixo da lesão ficam paralisados. No caso em que a lesão da medula se dá na região cervical, ocorre tetraplegia; a lesão torácica ou lombar pode resultar em paraplegia e a contração voluntária desses músculos é permanentemente abolida. Além disso, ocorre anestesia (perda de sensibilidade) em todas as partes do corpo inervadas pelos segmentos abaixo da transecção medular.

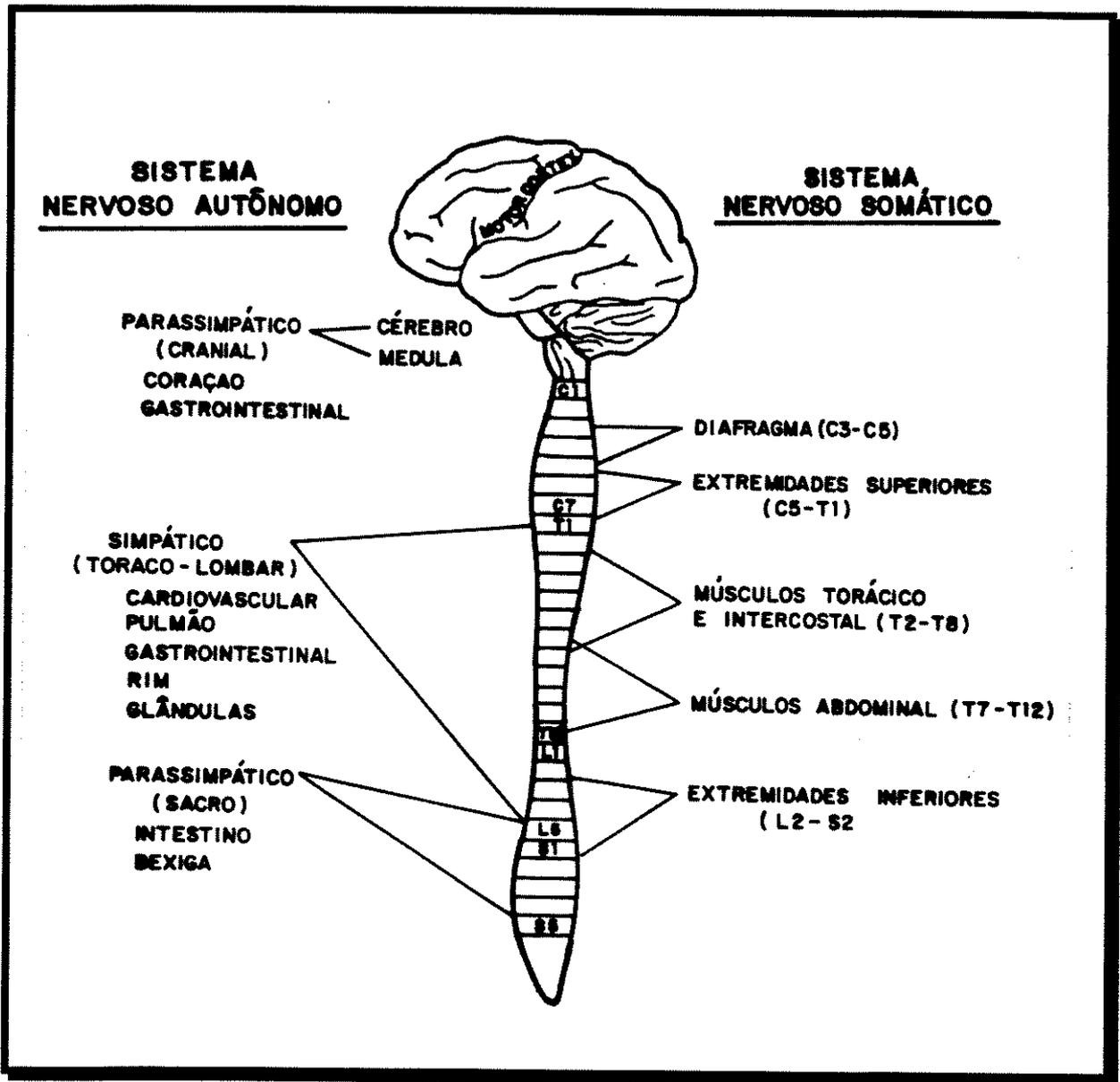


Fig. II 1.2. - Sistema Nervoso Central e fluxos neurais do Sistema Nervoso Somático (inervação do músculo esquelético) e Sistema Nervoso Autônomo (inervação dos órgãos internos). (GLASER, R.M. e DAVIS, G.M. Exercise in Modern Medicine, p.238).

Um estímulo é uma onda de atividade eletroquímica que se move rapidamente ao longo das fibras nervosas e musculares e está associado a mudanças do potencial elétrico de cada fibra.

A estimulação elétrica neuromuscular do músculo esquelético tem sido utilizada ultimamente como um meio efetivo dos movimentos funcionais em membros paralisados (PECKMAN, P.H. et alli 1976).

De acordo com CARPENTER, M.B.(1976), o músculo desnervado também apresenta alterações em suas respostas aos estímulos elétricos. O músculo sadio responde tanto ao estímulo farádico (corrente alternada) como ao galvânico (corrente contínua). Nos casos de degeneração neuronal completa, que ocorre entre 10 a 14 dias após a lesão do nervo, o músculo não responde mais aos estímulos aplicados ao seu nervo motor . Contudo, ainda é possível obter reação ao estímulo direto sob a forma de ondas lentas de contração; o pólo positivo, ou anódio, que induzirá as respostas mais potentes no fechamento do circuito..

Através de eletrodos implantados ou eletrodos superficiais, os estímulos elétricos são propagados no nervo periférico (neurônio sensitivo aferente, onde ocorre a propagação do potencial de ação). A cadeia de comandos, daqui para a frente, é a mesma descrita no caso da contração voluntária do músculo esquelético.

Os processos associados à contração muscular são descritos em muitos livros de Fisiologia. Entretanto, uma discussão simplificada desses processos não é fácil, uma vez que os músculos humanos são formados de uma combinação de fibras lentas (tipo I), capazes de manter baixas intensidades de atividade contrátil, sem apresentar fadiga por períodos prolongados e fibras rápidas (tipo II), capazes de desenvolver grandes forças, mas que rapidamente entram em fadiga.

As fibras do tipo I, também chamadas vermelhas (lentas), contêm moléculas de íons e ferro e têm grande capacidade oxidativa . Em contrapartida, as fibras do tipo II, designadas brancas, têm pouca capacidade oxidativa; nelas a principal fonte energética provém da quebra do glicogênio (glicolíticas).

Reações histoquímicas semelhantes podem ser aplicadas também aos cortes seriados, preparados a partir do mesmo músculo, para determinar as atividades das enzimas envolvidas nas vias metabólicas oxidativas e glicolíticas.

As capacidades metabólicas das fibras musculares podem variar continuamente através de uma faixa bastante ampla . A maioria das fibras rápidas (tipo II), mostra alta atividade de enzimas glicolíticas e baixa atividade de enzimas oxidativas.

Biomecanicamente, os dois tipos de fibras podem ser distinguidas medindo-se a duração do levantamento e queda das fases da contração muscular. A duração da contração é prolongada em fibras do tipo I., que são menores na área de secção cruzada. Já as fibras de contração rápida são grandes na secção cruzada e exibem uma contração de curta duração.

Conforme o tipo de músculo, eles podem ser predominantemente constituídos de fibras brancas, vermelhas ou de uma mistura dos dois tipos de fibras em proporções comparáveis. Os motoneurônios, que ativam os músculos do tipo lento e rápido, são geralmente chamados de tônicos e fásicos, respectivamente.

De acordo com (KRALJ, A.R. e BAJD,T. (1989) e PECKHMAN, P.H. et alli (1976), quando se descobre o estado do músculo esquelético seguindo uma lesão da medula é importante distinguir entre a lesão do neurônio motor inferior e superior. Isso porque a perda da força em músculos paralisados ocorre devido à lesão do neurônio motor superior.

Através de experimentos realizados com animais, pôde-se comprovar que, na ocasião do nascimento, todos os músculos dos membros são do tipo lento e a diferenciação dos tipos rápido e lento ocorre durante as primeiras semanas após o nascimento (KRALJ, A.R. e BAJD T. (1989)). A diferenciação dos músculos rápidos não é absolutamente afetada pela transecção da medula, enquanto a diferenciação dos músculos lentos é altamente influenciada por essa condição. Assim, poucas semanas depois da lesão medular, os músculos predominantemente lentos tornam-se tão rápidos quanto aqueles originariamente assim designados.

Essas considerações a respeito dos efeitos da transecção da medula foram elaboradas a partir de estudos nos quais documenta-se uma predominância marcante de fibras do tipo II, em pacientes que sofreram lesão medular (KRALJ, A.R.-1989). De acordo com BERNE, R.M. (1988), a estimulação elétrica por eletrodos implantados no músculo ou em seus nervos motores pode minorar a atrofia da desnervação. A estimulação elétrica crônica, de baixa frequência, das unidades motoras rápidas, acarreta a transformação das unidades motoras rápidas em unidades motoras lentas. As fibras submetidas a uma atividade contrátil frequente formam muitas mitocôndrias e sintetizam a isoenzima da miosina lenta.

Os candidatos à estimulação elétrica neuromuscular são pacientes com lesão do neurônio motor superior e a fadiga das fibras atrofiadas pelo desuso é devida, em parte, às suas propriedades metabólicas alteradas.

ERIKSSON e HAGGMARK (1979) estudaram, através de biópsias dos músculos do quadríceps femoral, efeitos precisos da E.E.N.M. de 5 a 6 semanas. A análise das biópsias mostrou que as concentrações de glicogênio e ATPase permaneceram essencialmente as mesmas no grupo experimental. Esse estudo indicou que os níveis de ATPase e miofibrilas do músculo podem ser mantidos por E.E.N.M

A circulação sanguínea também desempenha um importante papel nas propriedades musculares e tem uma influência direta na fadiga muscular. Assim, em pacientes paraplégicos o fluxo sanguíneo nutricional no músculo tibial paralisado é significamente inferior àquele de músculos bíceps normais do mesmo indivíduo (KRALJ, A.R. e BAJD, T. - 1989).

De acordo com (NELSON, R.M. e CURRIER, D.P 1987) um número considerável de estudos mantêm o conceito de que a E.E.N.M. de curta duração (menos de 6 semanas), assim como a de longa duração (mais que 6 semanas) influencia os componentes estruturais e bioquímicos do músculo. Nessas circunstâncias, documenta-se a conversão de fibras do Tipo II para Tipo I com as respectivas modificações das características bioquímicas da célula muscular. Porém, as alterações dos músculos obtidas por E.E.N.M. parecem ser reversíveis com descontinuidade do programa da estimulação elétrica. O tempo necessário para reverter os traçados alterados do músculo tem sido relatado como sendo de 6 semanas.

2 - Mudanças nas propriedades de contração muscular durante a fadiga muscular humana :

Os mecanismos que levam à fadiga muscular continuam a ser de grande interesse para os fisiologistas.

De acordo com EDWARDS, R.T.H. (1986); KIRKENDALL, D.T.(1990) e FITTS, R.H. (1994) qualquer desempenho, acima de um limiar dependente da intensidade e duração do esforço, conduz a uma redução da capacidade de desempenho denominada “**Fadiga Muscular** “ . Existe a hipótese da existência de fatores limitantes do esforço muscular que se caracterizam pelo estado de equilíbrio entre a energia disponível e a necessária para a manutenção do processo contrátil.

A contração muscular se caracteriza por uma série de reações químicas e físicas que requerem energia. Os músculos contêm energia nas ligações de alta energia do ATP (trifosfato de adenosina). O ATP, ao ser hidrolisado em ADP (difosfato de adenosina) e Pi, libera energia para dois mecanismos da fibra muscular: o das pontes cruzadas e o da bomba do retículo sarcoplasmático. O ATP consumido nesses processos deve ser repostado pelo metabolismo celular a partir da glicose (ou do glicogênio), dos ácidos graxos ou de outros compostos orgânicos do metabolismo. Nesse processo, participam dois mecanismos : o da glicólise e o do metabolismo oxidativo.

A causa da fadiga muscular é atribuída, portanto, ao fato de o equilíbrio fisicoquímico ser alterado de tal maneira , que a reserva de energia local se esgota depois de um tempo determinado. O início da fadiga está correlacionado com o esgotamento dos depósitos de glicogênio e, portanto, com a incapacidade das fibras de reporem ATP rapidamente pela glicólise. Sob condições de sobrecarga reduzida ou em repouso sucede a recuperação que consiste num restabelecimento do referido equilíbrio.

De acordo com KIRKENDALL, D.T. (1990), a fadiga pode ocorrer em cada uma das etapas na cadeia de eventos que levam à contração muscular . (Fig. II 2.1.)

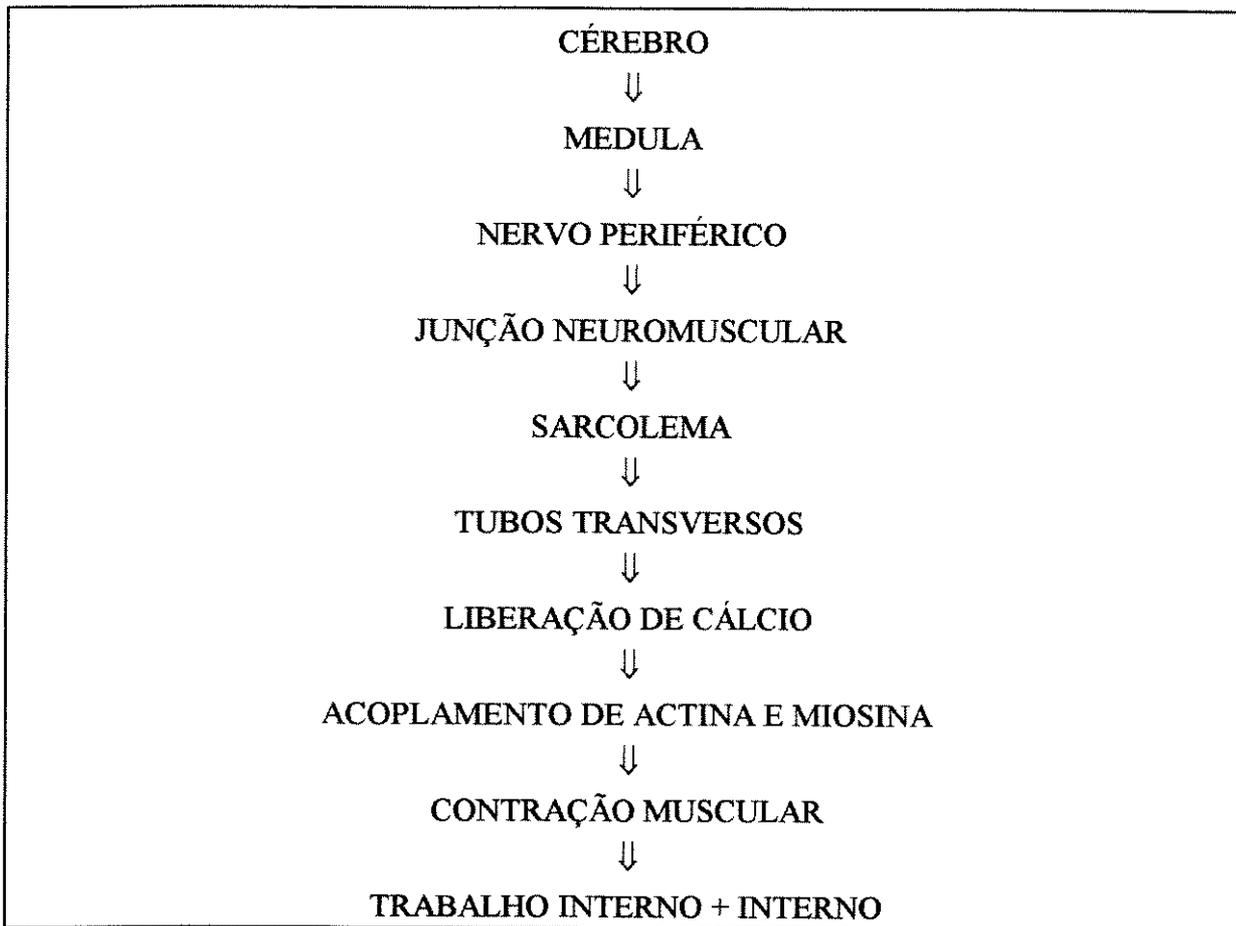


Fig. II.2.1 - Sequência de eventos que induz o desenvolvimento da tensão do músculo. (KIRKENDALL, D.T. 1990)

De acordo com EDWARDS, R. H.T. (1986), a acidose intracelular inibe a ativação de cálcio da ATPase, assim como a diminuição das enzimas de glicose, ocasionando a fadiga muscular (Fig. II.2.2).

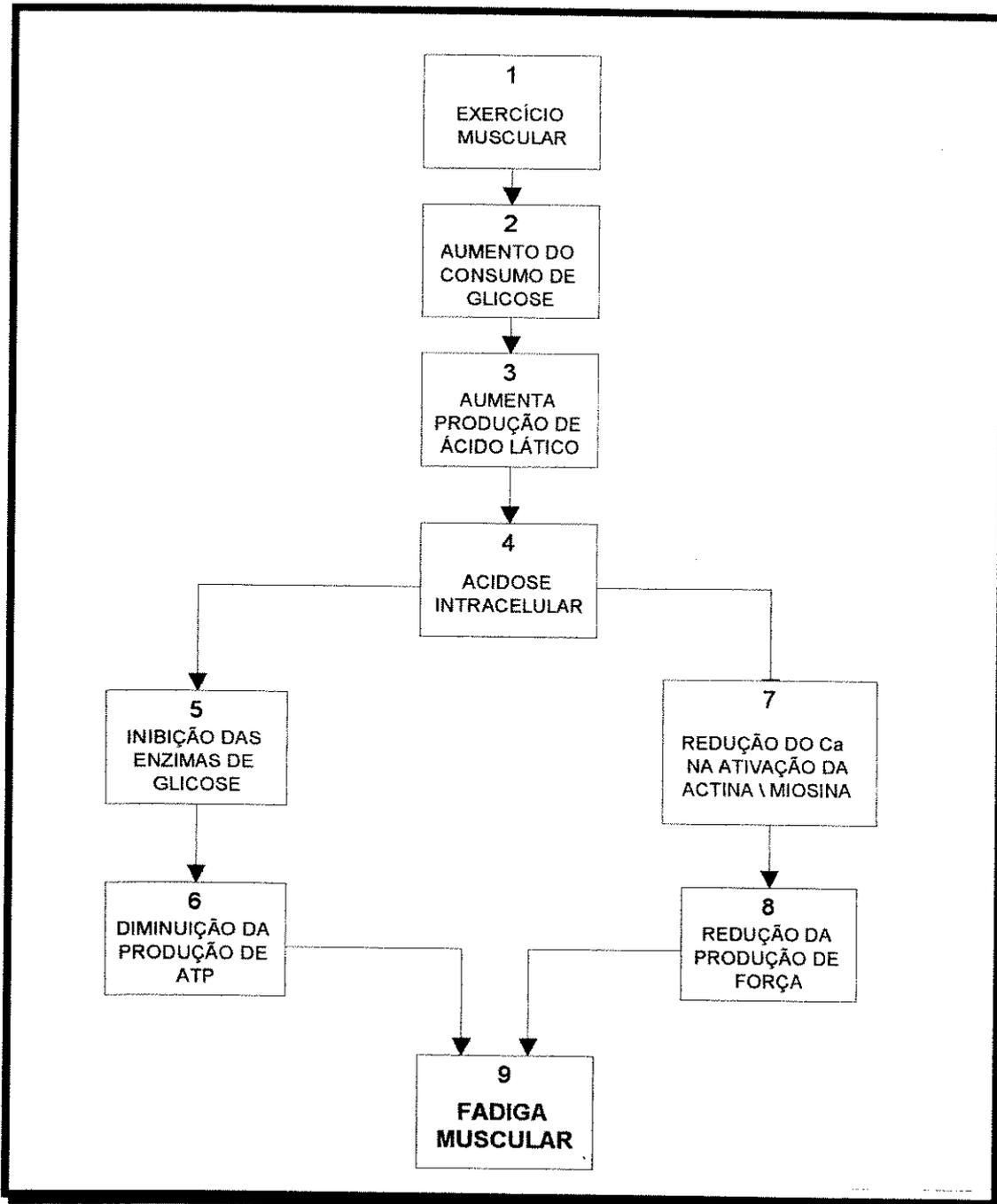


Fig. II.2.2. - Processos que ocasionam a fadiga muscular durante o exercício muscular.(EDWARDS, R.T. 1986)

A fadiga tem sido estudada em muitas espécies de animais, utilizando-se vários tipos de preparações subcelulares isoladas. A partir dos resultados obtidos nesses estudos, BINGLAND RITCHIE (1984) e KIRKENDALL, D.T (1990), caracterizam a fadiga, segundo o local responsável por esta condição, em:

- 1 - Fadiga Central
- 2 - Fadiga Periférica
- 3 - Fadiga dentro das fibras musculares individuais (mecanismo contrátil)

2.1. - FADIGA CENTRAL:

Contrariamente à fadiga muscular, cuja causa estaria na redução do aporte energético ou no acúmulo de produtos finais de metabolismo, a fadiga central ocorre, principalmente, devido à redução da capacidade de executar movimentos coordenados com a mesma precisão que se vinha obtendo anteriormente.

Frequentemente, as fadigas centrais e periféricas estão ligadas umas às outras. O conceito de fadiga central abrange, portanto, um complexo de sintomas psicofísicos.

De acordo com BIGLAND e RITCHIE (1984), acredita-se que, mesmo no estado de não fadiga, o S.N.C. não é capaz de recrutar todas as unidades motoras disponíveis para se executar um esforço voluntário.

O conceito de fadiga central recebe suporte de várias investigações, incluindo aquelas de IKAI et alli (1967), que relataram que fadiga central é uma perda de força mais rápida durante contrações voluntárias máximas intermitentes do músculo, do que resultados de breves períodos de estimulação nervosa. Contudo, em sujeitos normais, suficientemente motivados, existe pouca evidência de que possa ocorrer a fadiga central (GIBSON, H. et alli 1985).

2.2 - FADIGA PERIFÉRICA - Impedimento da Transmissão Neuromuscular:

A fadiga periférica envolve a transmissão da atividade motora e muscular e as mudanças funcionais que ocorrem:

- no nervo motor, que inerva as fibras musculares dentro das unidades motoras, ao transmitir os impulsos nervosos ;
- na junção neuromuscular ao retransmitir os impulsos nervosos do nervo motor para as fibras musculares quando a atividade se processa;
- no próprio músculo (mecanismo contrátil), vários fatores implicam a fadiga do músculo, como por exemplo:
 - acúmulo de ácido láctico,
 - depleção das reservas de ATP e PC,
 - depleção de reservas musculares de glicogênio.

Nos estudos em músculos isolados, estimulados diretamente por via nervo motor, a força cai quando ocorre demanda de energia (ATP), e este declínio de força pode ser aumentado pelo acúmulo de metabólitos tais como ao ácido láctico, ou por uma queda do pH intracelular. Essa condição ocorre, particularmente, em altas frequências de estimulação e, então, contribui para a diminuição da contração muscular.

A maior parte das pesquisas sobre fadiga muscular localizada focalizaram o mecanismo contrátil, como possível local em que ocorre a fadiga muscular. A possibilidade de o nervo motor ser um local onde ocorra a fadiga não é consistente. Essa consideração se baseia no fato de existirem evidências de que na fadiga o nervo continua a funcionar adequadamente, permitindo que os impulsos nervosos passem normalmente através da junção neuromuscular para a fibra muscular, e os potenciais de ação se propaguem pelo músculo apesar de a contração se tornar cada vez mais fraca, devido à depleção de ATP nas fibras musculares.

2.3. - RECUPERAÇÃO APÓS O EXERCÍCIO E FADIGA MUSCULAR

No período de recuperação, após a realização de um exercício, ocorre uma série de processos tanto ao nível muscular quanto ao nível do organismo, como um todo, que visam o retorno às condições funcionais basais.

De acordo com (BOWERS, R. et alli - 1989), a restauração do organismo durante a recuperação inclui o restabelecimento das reservas energéticas que forem depletadas e a remoção do ácido láctico que se acumulou durante o exercício; ambos os processos necessitam de energia na forma de ATP. O oxigênio consumido durante o período de recuperação fornece, em parte, o ATP necessário durante o período de recuperação.

A restauração das reservas musculares de fosfagênio (ATP +PC) leva apenas uns poucos minutos, enquanto a restauração plena das reservas musculares e hepáticas de glicogênio leva um dia ou mais. A velocidade de remoção do ácido láctico do sangue e dos músculos pode ser gradualmente aumentada realizando-se um exercício rápido, em vez de repousar, durante o período de recuperação.

Pequenas quantidades de oxigênio, armazenadas nos músculos em combinação química com a mioglobina , são importantes durante a realização de um exercício intermitente, pois são usadas durante os intervalos de trabalho e são restauradas rapidamente durante os intervalos de recuperação. A recuperação após a fadiga muscular local é influenciada por um fator do sistema nervoso central, que independe do fluxo sanguíneo local (BINGLAND - RITCHE et alli -1979).

Apesar de o mecanismo exato não ser conhecido, foi proposto que, quando o músculo se fatiga, os distúrbios locais que ocorrem dentro de seu meio ambiente interno são levados de volta para o sistema nervoso central (cérebro) através de nervos sensoriais. O cérebro, por sua vez, envia sinais inibitórios para as células nervosas presentes no sistema motor, resultando em declínio na produção de trabalho muscular. Durante uma pausa de repouso, os distúrbios locais tendem a ser restaurados nos músculos e a fadiga diminui gradualmente ou desaparece. Se uma atividade dispersiva for empreendida durante um período de pausa, outros sinais provenientes da periferia ou do próprio cérebro estimularão as áreas facilitatórias do encéfalo. Conseqüentemente , impulsos facilitatórios serão enviados

ao sistema motor , resultando em melhor desempenho muscular ou em uma recuperação mais rápida da fadiga.

É muito provável que os distúrbios locais no mecanismo contrátil do músculo, que desencadeiam essa séries de eventos, sejam: acúmulo de ácido láctico e depleção de ATP + PC, e de glicogênio muscular.

3 - Princípios da estimulação elétrica neuromuscular :

Este item discute as propriedades das células nervosas e musculares e suas respostas a E.E.N.M. e o modo como um estímulo elétrico pode iniciar um impulso nervoso.

Durante o período em que a fibra nervosa permanece completamente em repouso, o potencial da membrana se mantém aproximadamente entre 60 e 90 mV., o que é denominado potencial de repouso (com negatividade no interior e positividade no exterior). Todavia, qualquer fator que subitamente aumente a permeabilidade da membrana ao sódio é capaz de determinar uma seqüência de alterações rápidas, no potencial da membrana que duram alguns milissegundos, seguida imediatamente por um retorno do potencial de membrana ao seu valor de repouso. Essa seqüência de alterações no potencial é denominada potencial de ação (NELSON, R.M. et alli (1987)).

O potencial de ação ocorre em dois estágios separados, denominados despolarização e repolarização .

Quando a permeabilidade dos poros da membrana aos íons sódio aumenta subitamente, muitos desses íons se deslocam para o interior da fibra, levando carga positiva para o interior em quantidades suficientes para determinar o desaparecimento completo do potencial de repouso; esse estado é denominado **despolarização**. Logo após a despolarização, os poros da membrana tornam-se outra vez quase que totalmente impermeáveis ao sódio. Por essa razão, o potencial invertido, positivo, no interior da fibra, desaparece, e o potencial de membrana de repouso normal retorna-se ao processo anteriormente descrito.

Propagação do potencial de ação :

Ao aplicar ao organismo uma corrente elétrica de suficiente intensidade, inicia-se um impulso nervoso. A membrana plasmática da fibra nervosa é constituída de uma resistência que está unida em série com outros tecidos, por onde se estabelece a diferença do potencial à medida que passa a corrente.

A despolarização ocorre no começo de um potencial de ação causando um fluxo de corrente localizada. Esta corrente pode causar uma despolarização da membrana vizinha, evocando um potencial de ação.

Correntes subliminares, limiar de excitação e contração muscular

O estado de uma membrana excitável pode ser modificado pela aplicação da corrente elétrica através de 2 eletrodos externos. A membrana da fibra nervosa ficará despolarizada no catodo (eletrodo negativo) e hiperpolarizada no anodo (eletrodo positivo).

Conforme já foi mencionado, a contração das fibras musculares esqueléticas é desencadeada através da placa motora e têm início no complexo da junção mioneural, que se situa geralmente, no centro da fibra muscular. Quando a placa motora recebe um estímulo que resulta em um potencial de ação propagado, formam-se duas ondas de impulsos partindo do meio do músculo em direção às extremidades. A esta onda de estímulos se sucede uma onda de contração. Uma corrente de estimulação necessária para a produção de um impulso numa célula é chamada estímulo limiar; intensidades abaixo desse valor são chamadas de subliminares.

Quando se aplica um potencial a uma fibra nervosa com aumentos muitos lentos, o limiar de tensão necessário para determinar a deflagração do potencial é consideravelmente aumentado. Esse fenômeno é denominado **acomodação**, em outras palavras, a membrana excitável "**acomoda-se**" a potenciais que aumentam lentamente, em vez de dispararem potenciais de ação. É provável que uma corrente de estimulação que aumente lentamente dê tempo para que os íons se acumulem nas

áreas imediatamente adjacentes às fibras, de modo que estas alterações nas concentrações iônicas mantenham a fibra num estado de acomodação. Se a corrente aplicada despolarizar a membrana até que seja atingido o limiar de despolarização a membrana propagará o potencial de ação.

Somação de ondas e tetanização:

Uma unidade motora responde a um único estímulo (impulso nervoso) produzindo um movimento rápido, isto é, um período breve de contração seguido por relaxamento.

Quando um estímulo é aplicado à unidade motora antes de se relaxar completamente do movimento prévio, diz-se que os dois movimentos se **somam**, de forma que a tensão gerada pela unidade motora é maior do que aquela produzida apenas por um movimento único . Se os estímulos forem repetidos regularmente com uma frequência suficientemente alta, a **somação** continua até ocorrer fusão completa dos movimentos individuais. Nessas condições, diz -se que a unidade motora se encontra em **tetania**, com a tensão sendo mantida num alto nível enquanto os estímulos continuam ou até surgir a **fadiga**.

Somação assíncrona de unidades motoras

Durante uma contração máxima, todas as unidades motoras e, portanto, todas as fibras dentro de um músculo, contraem-se e se somam de maneira quase sincrônica.

Entretanto, durante as contrações submáximas, as unidades motoras se contraem e se somam assincronicamente, isto é, algumas estão se contraindo (movimentando), enquanto outras estão se relaxando . À medida que cada unidade motora entra em ação, funde-se com os movimentos das outras unidades que já estavam contraindo, produzindo, assim, uma contração contínua de determinada intensidade com características regulares. (FOX, E.L. 1989).

3.1 - Parâmetros da estimulação elétrica:

A estimulação é feita por uma série de pulsos elétricos bifásicos ou monofásicos descritos pelos seguintes parâmetros:

- 1 - Amplitude ou Intensidade
- 2 - Frequência
- 3 - Duração de Pulsos
- 4 - Ciclo de Trabalho.

No caso do estimulador de corrente constante, um eletrodo efetivo menor vai resultar em uma densidade de corrente maior, que pode causar dano à pele (I.E.C. 479,1984). A principal razão por que todas as fibras nervosas não reagem à mesma amplitude de estimulação é devida às diferenças no limiar de estimulação e às várias distâncias dos eletrodos de estimulação. Primeiro, as fibras mais próximas aos eletrodos são estimuladas; além disso, as fibras de maior diâmetro respondem mais cedo ao estímulo. Pela estimulação elétrica, as mesmas fibras nervosas são estimuladas todo o tempo, enquanto que no movimento fisiológico o trabalho é dividido entre unidades motoras diferentes do mesmo músculo.

Um movimento funcional de uma extremidade paralisada não pode ser obtido por um simples estímulo elétrico, mas por uma série de estímulos de certa duração, seguindo-se um ao outro em uma frequência apropriada.

Amplitude:

A estimulação elétrica, quando usada com eletrodos de superfície, ativa não somente as fibras motoras e as respostas motoras, mas também as fibras sensoriais .

As fibras motoras grossas, ou motoneurônios alfa são as mais facilmente excitadas . Entretanto, desde que a estimulação ocorra no nervo e não diretamente no próprio músculo, os estímulos também excitam as fibras sensoriais Ia e Ib.

A ativação dos pequenos motoneurônios gama é sempre acompanhada da excitação das fibras grossas e, frequentemente, pela excitação dos neurônios sensoriais finos, associados à nocicepção .

De acordo com BENTON, L.A. et alli (1981), conseqüentemente, ao ajustar a amplitude para adquirir um movimento desejado, é necessário muito cuidado para não exceder a tolerância sensitiva do paciente.

O encorajamento e a segurança do terapeuta com o paciente, durante a terapia, permite que o paciente se torne mais familiarizado com os efeitos da E.E.N.M. e a amplitude pode ser aumentada para obter o movimento desejado.

A resposta e a contração muscular resultantes não aparecem até que um limiar seja atingido. A partir daí ocorre uma rápida elevação da resposta, de tal modo que com pequenas mudanças na amplitude, um número de fibras motoras são recrutadas, até um patamar ser atingido. No platô, todas as fibras foram estimuladas e uma potência motora máxima é alcançada (Fig. II.3.1) (BENTON, L.A. et alli 1981).De acordo com KRALJ, A.R. et alli (1989) os valores do limiar de estimulação variam de 20 a 60 V, enquanto o valor de saturação está entre 100 a 150 V (1k Ω .)

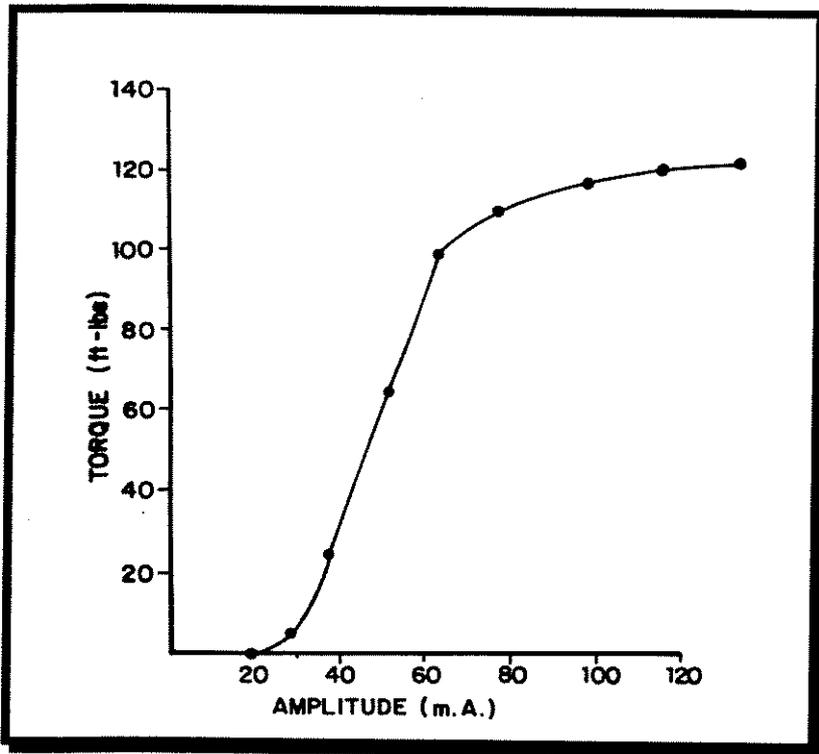


Fig II 3.1.- Efeito da amplitude na força -. O aumento da amplitude, além dos níveis supra máximos, resulta em um aumento da força (Adaptado de Wolf SL - Clinics in physical therapy - electrotherapy, N.Y. - 1981).

Duração de pulso:

De acordo com BENTON, L.A. (1981), a duração de pulso afeta a intensidade que a corrente requer para gerar uma resposta motora, portanto, esse parâmetro, pode ter um papel importante na eficácia e conforto da estimulação.

Quando a duração de pulso diminui, a força exercida sobre o músculo que passa com cada pulso diminui; portanto a intensidade da corrente deve ser aumentada para evocar uma resposta motora.

Similarmente quando a duração de pulso aumenta, a intensidade da corrente diminui para o nervo específico ser estimulado.

Nas durações de pulso menor que aproximadamente 40 μ s, uma intensidade muito alta de corrente é sempre requerida para estimular até mesmo as fibras motoras mais excitáveis.

Quando as durações de pulso são mais longas que aproximadamente 400 μ s, a intensidade da corrente necessária para estimular uma resposta motora que se aproxima de um valor constante não pode mais ser diminuído ao aumentar o tempo que é aplicado.

Estudos conduzidos, visando o tratamento clínico e que relacionam a duração de pulso e o conforto do paciente revelaram uma preferência para duração de 300 μ s (BENTON, L.A. et alli (1981)).

Frequência:

A frequência do estímulo afeta a qualidade da contração muscular e, também, a taxa da fadiga muscular durante a E.E.N.M., que pode variar de 15 a 50 Hz; frequências mais altas do que estas podem causar rápida fadiga muscular.

As frequências entre 30 e 35 pulsações por segundo são suficientes para adquirir a tetanização na maioria dos músculos.

De acordo com BENTON, L.A. et alli (1981) e KRALJ, A.R. et alli (1989) as frequências ideais variam de 25 a 30 Hz (Fig. II 3.2.).

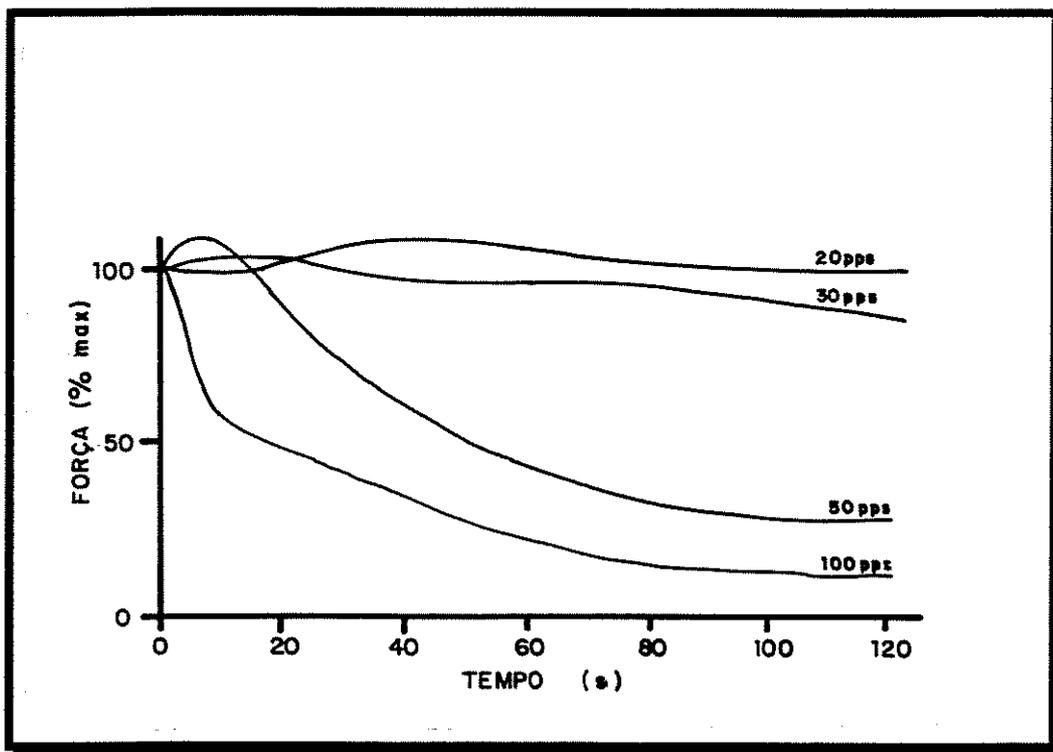


Fig II 3.2 - Efeito da frequência na fadiga : A faixa na qual o músculo fadiga durante a contração mantida é afetada pela frequência de estimulação. Minimizando a frequência usada para gerar uma contração (20 pulsações por seg.) ocorre diminuição da fadiga .(Adap. Benton L.A. et alli Functional electrical stimulation - Rancho Los Amigos Rehabilitation Engineering Center, 1980, p. 43).

Ciclo de trabalho:

Em um estímulo terapêutico, uma sequência de estímulos elétricos, é seguida por uma pausa, e depois por outra sequência de estímulos elétricos. A relação de duração de estímulos elétricos e pausa é freqüentemente chamada de ciclo de trabalho e exerce uma influência sobre a fadiga de um músculo estimulado.

O ciclo de trabalho é a relação entre o tempo da contração muscular e o período de relaxamento (COLE, K.F et alli - 1987). Os tempos de contração muscular e o período de relaxamento são usados para reduzir a fadiga muscular (FRANKEN, H. et alli - 1992 e COLE, K.F.et alli - 1987).

Durante o tempo do ciclo de trabalho, o estimulador libera pulsos individuais fixos em amplitude, duração e frequência. Esses pulsos efetuam a resposta motora desejada para o programa em questão. O ciclo de trabalho determina o quanto de tempo a resposta vai ser mantida. A duração do tempo de relaxamento define o período de repouso e recuperação do nervo e músculos estimulados, antes de o estímulo ser reiniciado.

A fig II 3.3. mostra uma contração isométrica como uma resposta a uma cadeia de pulsos estimulados. As conclusões, em parâmetros dinâmicos, de um músculo estimulado, podem ser tiradas do aumento do tempo ($t/2$) diminuição do ($t/4$) e duas demoras($t/1$ e $t/3$).

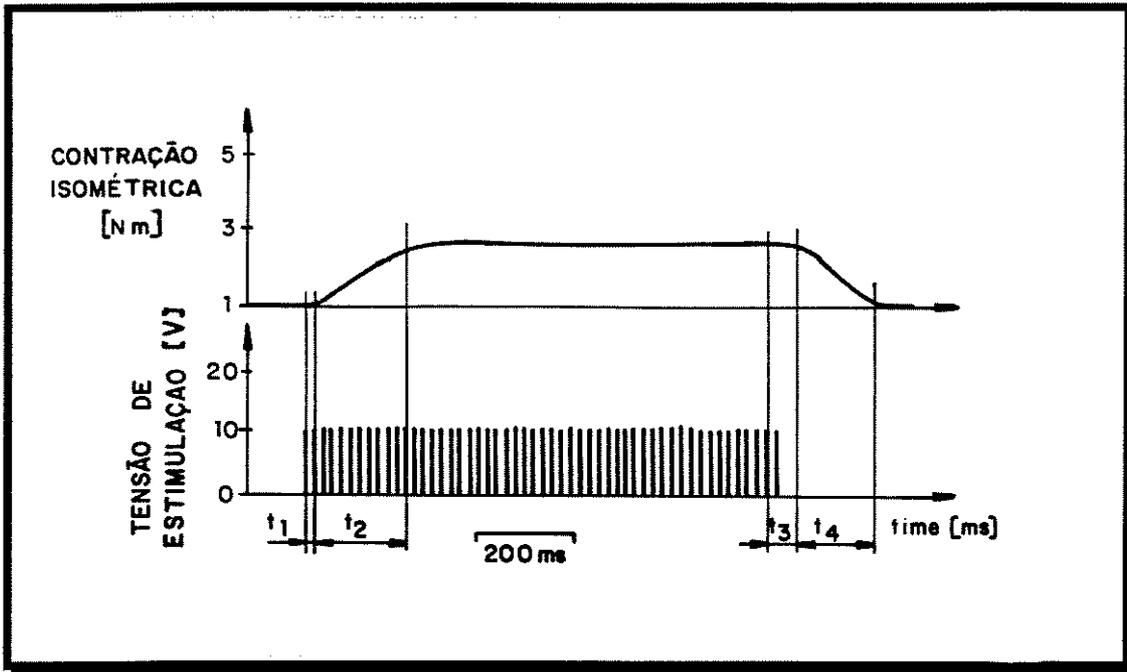


Fig. II 3.3. - Contração isométrica e a resposta à estimulação elétrica (Ciclo de Trabalho) (KRALJ, A.R. and BAJD, T. Functional electrical stimulation :standing and walking after spinal cord injury - 1989)

III - OBJETIVO

Avaliar o efeito da técnica de estimulação elétrica neuromuscular, através do programa de exercício induzido no músculo do quadríceps femoral, com um Canal de Estimulação ou Multicanal Sequencial (três canais), visando à redução da fadiga muscular sob estimulação artificial.

IV - MATERIAL E MÉTODOS

1- Programa de Reabilitação:

Foram estudados 14 pacientes no Ambulatório de Fisioterapia do Hospital das Clínicas da UNICAMP, entre o período 01/03/93 a 01/02/94 e 01/10/94 a 21/12/95.

Todos os pacientes foram submetidos a Avaliação Fisioterápica, sempre pelo mesmo investigador, de acordo com o protocolo pré estabelecido descrito no (Apêndice I).

Foram considerados fatores de exclusão do grupo de estudo a presença de doenças metabólicas, inflamatórias e osteoporose intensa.

Assumiu-se, neste estudo, que a condição estável do paciente e que as mudanças nas características de fadiga muscular foram primariamente em resposta ao Programa de Exercício Induzido.

No programa de reabilitação, a seleção dos pacientes foi realizada levando em conta os seguintes fatores:

- 1- Pacientes com lesão do neurônio motor superior, acima do nível de T12 (cervical e torácica).
- 2 - Pacientes com tempo de lesão acima de 1 ano.
- 3 - Os grupos musculares são testados previamente, visando a avaliar o limiar de excitabilidade e a intensidade de corrente necessárias para contração muscular eficaz, bem como a sensibilidade.
- 4 - Não pode haver limitações significativas nas amplitudes dos movimentos das articulações do quadril e joelho.
- 5 - Avaliações Radiológicas dos membros inferiores foram analisadas, para detectar osteoporose, fraturas recentes ou sinais de degeneração articular, que pudessem levar a fraturas ou luxações durante a estimulação.
- 6 - Pele preservada .
- 7 - Condições psico -sociais satisfatórias.
- 8 - Motivação e cooperação

2 - Programa experimental (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 através do treino isotônico concêntrico (contração do músculo que ocorre com encurtamento do músculo do quadríceps femoral com realização do movimento), visando sempre à diminuição do tempo 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 numa amplitude suficiente para recrutar quantas fibras do músculo fossem possíveis e ajustado quando necessário.

O pico máximo da amplitude do estímulo usado foi de 150 V (pico, com carga de $1k\Omega$) dentro dos limites de segurança a respeito da destruição dos tecidos (KRALJ, A.R. e BAJD, T. -1989) e nenhuma queixa foi relatada durante o programa. Através de um formulário fornecido aos pacientes ao início do programa houve a obtenção do consentimento dos participantes (Apêndice II).

Os pacientes foram encorajados a participar do programa sendo as presenças destes satisfatórias ao final dos testes.

O programa experimental foi constituído de dois programas :

- programa inicial - estimulação elétrica neuromuscular com um canal de estimulação (E.E.N.M. de um canal)
- programa alternativo - estimulação elétrica neuromuscular multicanal sequencial (E.E.N.M.M.sequencial)

2.1. - Programa inicial - estimulação elétrica neuromuscular com um canal de estimulação

2.1.1. Equipamento:

Um modelo de estimulador portátil desenvolvido pelo Prof. Dr. Alberto Cliquet Jr., no Departamento de Engenharia Biomédica - F.E.E. /UNICAMP, foi usado durante este estudo.

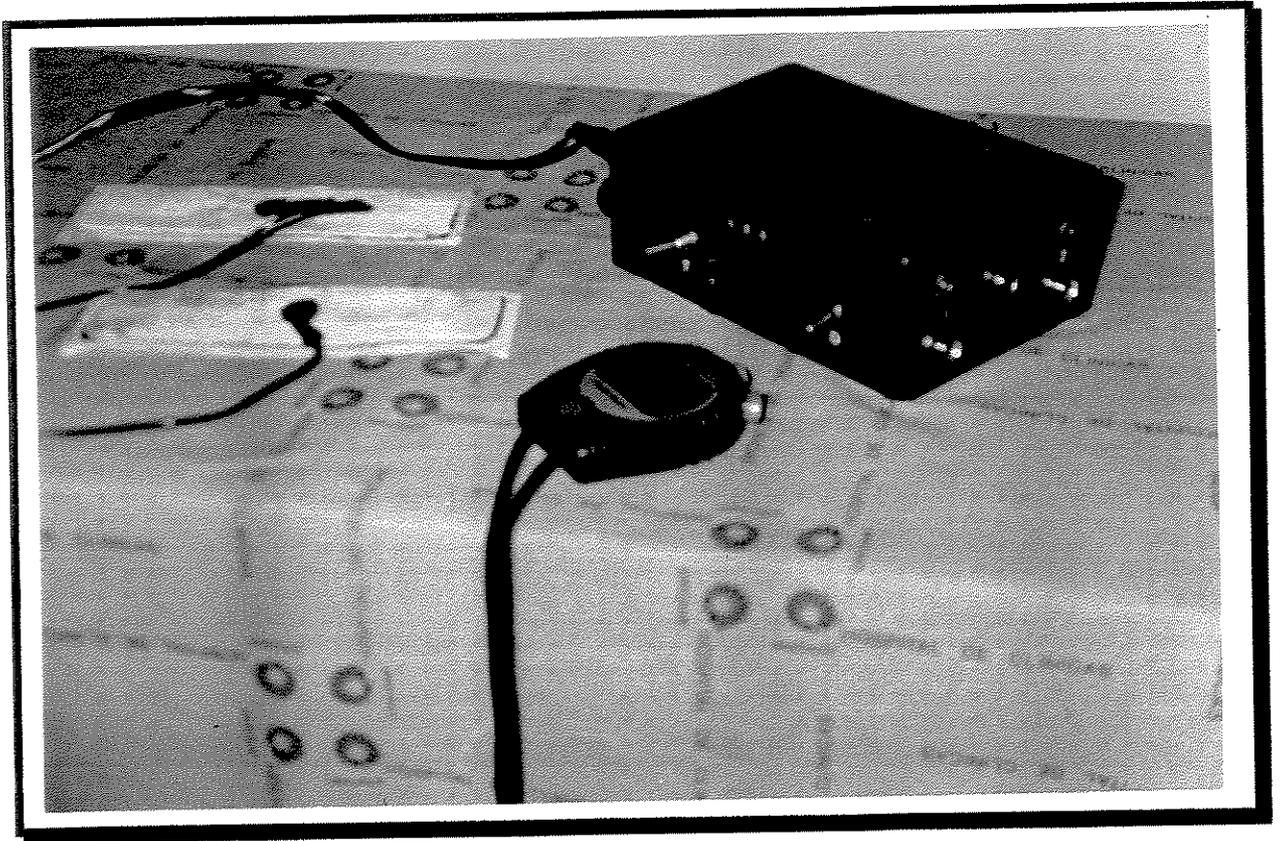


Fig IV. 2.1. - Estimulador portátil de dois canais

2.1.1.1. - No estabelecimento dos parâmetros da estimulação, foram respeitados limites de segurança com relação à destruição dos tecidos.

Limites estabelecidos:

- **Tipo de onda:** monofásica bipolar
- **Ciclo de trabalho:** 4/12
- **Frequência:** 25 Hz
- **Duração de pulso:** 300 μ s
- **Amplitude:** 0 a 150 V (1k Ω)

2.1.2. - Grupo muscular:

O quadríceps femoral foi escolhido para este estudo por ser o músculo responsável pelo movimento de extensão do joelho durante a marcha, intervindo para impedir a queda pela flexão do joelho. É um músculo potente e apresenta a maior massa muscular dos membros inferiores, produzindo máxima contração muscular: sua superfície de secção fisiológica é de 148 cm², o que, com um percurso de 8 cm, lhe confere uma potência de trabalho de 42 kgm, o quadríceps é 3 vezes mais potente que os flexores. Essa potência se explica muito bem pelo fato de ele precisar lutar contra a gravidade (KAPANDJI -1990).

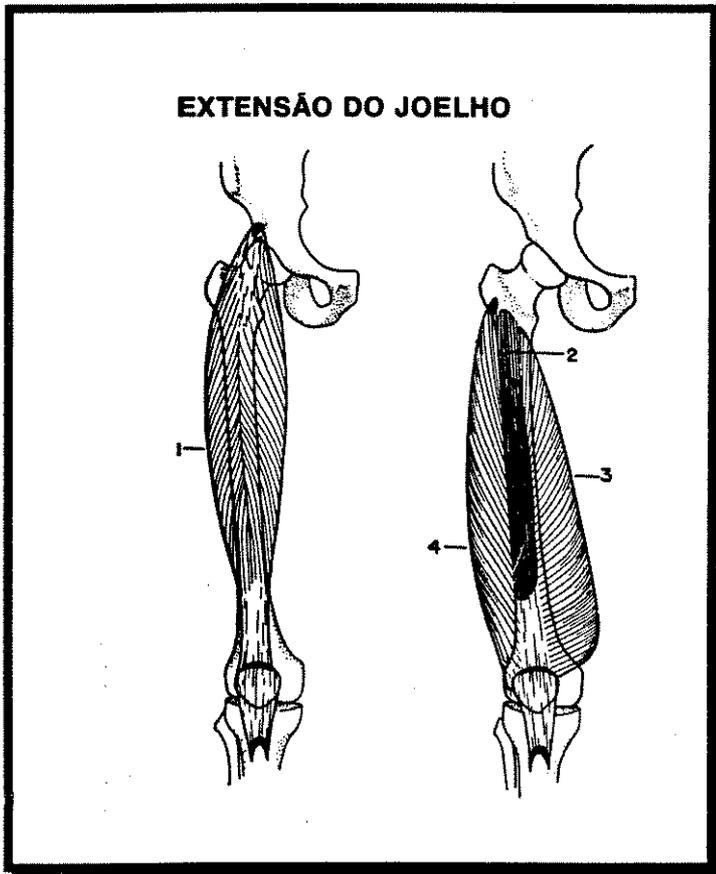
A estimulação do referido músculo tem sido considerada, apropriada para muitos programas clínicos utilizados por vários autores (SELKOWITZ et alli - 1985; KUBIAK. et alli -1987; CURRIER. et alli 1979; FRANKEN et alli 1993).

O músculo do quadríceps femoral compreende quatro grupo musculares: músculo reto femoral, músculo vasto medial, músculo vasto intermediário, músculo vasto lateral .

Os músculos vastos originam-se da diáfise femoral . Todos os quatro músculos convergem em um só tendão que cruza o joelho e se insere na tuberosidade tibial via patela (Fig. IV - 2.2 e Fig IV - 2.3.).

A inervação do grupo quadríceps se limita ao nervo femoral, que é formado pela divisão primária anterior do L 2-4. A distribuição sensitiva está representada na (Fig . IV - 2.4.) . Além da função motora, o reflexo patelar depende da integridade deste nervo e de suas raízes.

Músculo	Origem	Inserção
Reto Femoral	Espinha ilíaca ântero inferior (porção reta)	Base da Patela
Vasto Intermediário	Superfície anterior e lateral dos dois terços proximais da diáfise femoral	Forma a parte profunda do tendão do quadríceps femoral inserindo-se na base da patela
Vasto Medial	Metade distal da linha intertrocanteriana	Bordo medial da patela e tendão do quadríceps femoral
Vasto Lateral	Porção proximal da linha intertrocanteriana	Bordo lateral da patela formando parte do tendão do quadríceps



Quadríceps Femoral

1 - Reto femoral

2 - Vasto intermediário

3 - Vasto medial

4 - Vasto lateral

Fig. IV 2.2. - Músculos do quadríceps femoral. (DANIELS. et alli 1975)

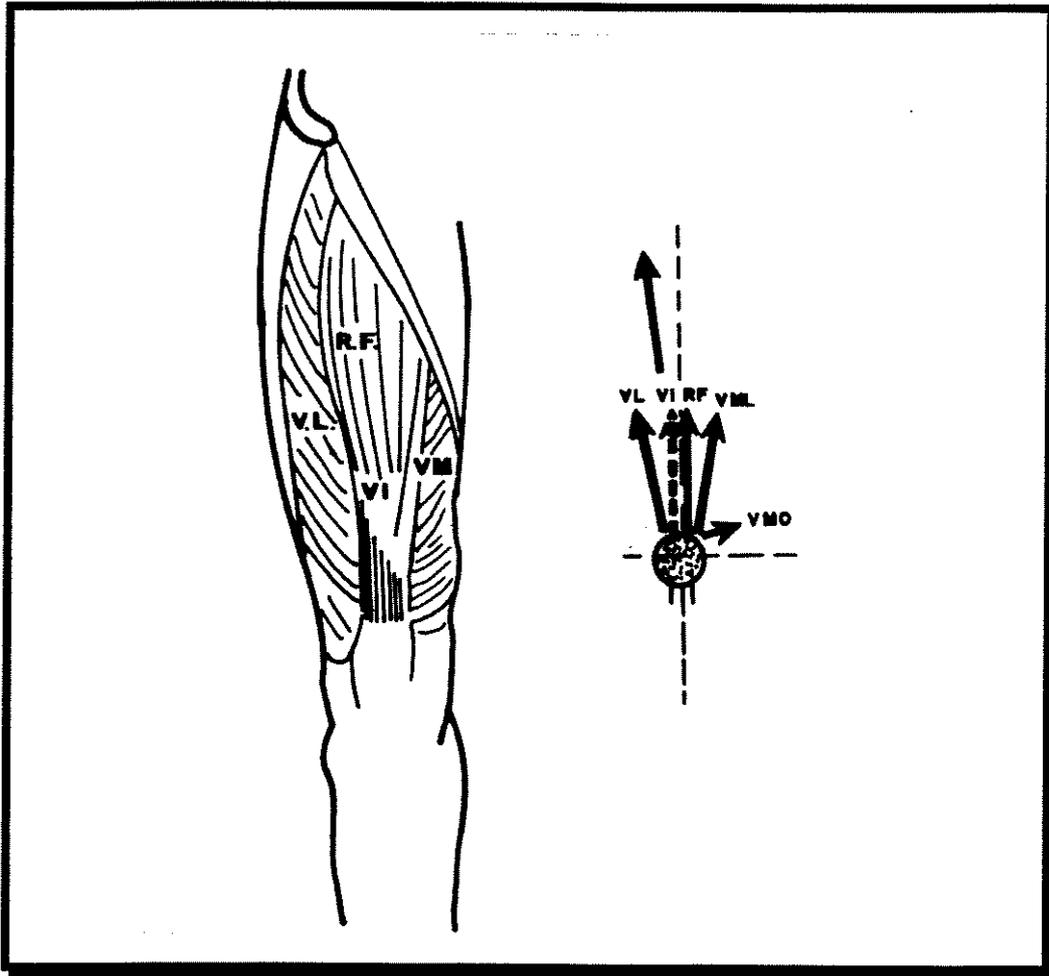


Fig. IV 2.3. - Músculo do quadríceps femoral : Cada componente do grupo quadríceps (R.F., V.L., V.I.e V.M.) pode estender completamente o joelho . As fibras oblíquas do vasto medial não podem estender o joelho mas, aparentemente, puxam a patela medialmente (à direita) e a conservam centralizada contra a tração lateral do quadríceps. (CAILLIET. 1987)

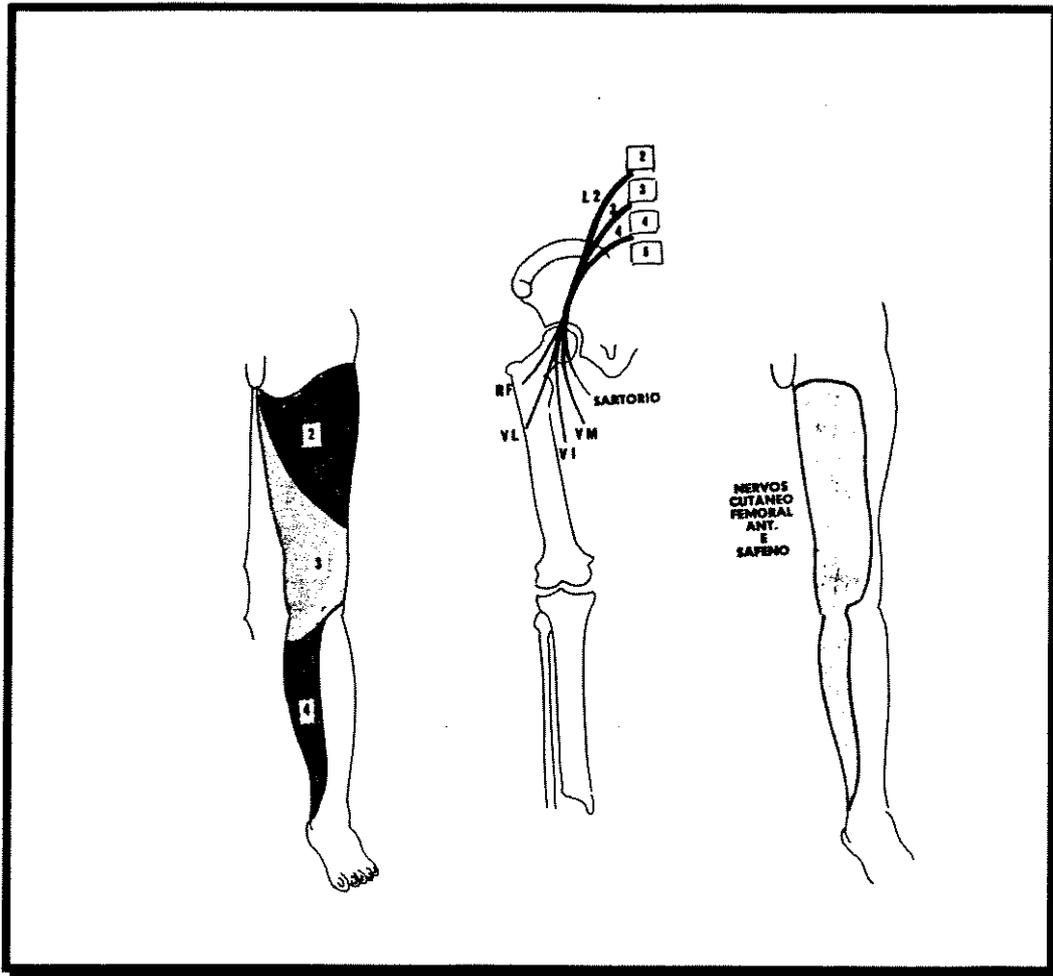


Fig.IV 2.4. - Distribuição do nervo femoral : formação de suas raízes . Esquema - Dermátomo da perna e coxa . Centro - Formação do nervo com as divisões primárias anteriores de L2, L3, L4 . Direita - Distribuição sensitiva cutânea da extremidade inferior. (CAILLIET 1987)

2.1.3. - Grupos experimentais :

Considerando os níveis de lesão dos pacientes, os grupos experimentais foram divididos em dois grupos : Grupo A - pacientes paraplégicos e Grupo B - pacientes tetraplégicos.

2.1.3.1 - Grupo A - 7 pacientes paraplégicos (Quadro IV .2.1)

2.1.3.2. - Grupo B - 7 pacientes tetraplégicos (Quadro IV. 2.2.)

Quadro IV 2.1. - Idade, etiologia, nível de lesão medular, tempo de lesão e participação no programa de exercício referentes aos 7 pacientes paraplégicos do Grupo A

PACIENTES	IDADE	ETIOLOGIA	NÍVEL DE LESÃO MEDULAR	TEMPO DE LESÃO	INÍCIO DO PROGRAMA DE EXERCÍCIO
G	17	acidente de motocicleta	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 motocicleta	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 IV 2.2. - Idade, etiologia, nível de lesão medular, tempo de lesão e participação no programa de exercício referentes aos 7 pacientes tetraplégicos do Grupo B

PACIENTES	IDADE	ETIOLOGIA	NÍVEL DE LESÃO MEDULAR	TEMPO DE LESÃO	INÍCIO DO PROGRAMA DE EXERCÍCIO
M.R.	18	Mergulho	C5	3 anos	26/08/93
J. H.	30	Acidente de motocicleta	C5	9 anos	08/03/93
E	24	Acidente de automóvel	C6	3 anos	09/11/93
M. A.	26	M.T.A.	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

2.1.4. - Procedimento :

Os pacientes foram atendidos com intervalos de 1 semana, sempre no mesmo horário durante as dez sessões, sendo que o critério de exclusão dos dados ocorreu, quando os pacientes apresentaram intercorrências infecciosas e metabólicas.

Durante o Programa de Exercício Induzido os pacientes foram posicionados sentados em repouso .

Os membros inferiores foram estimulados alternadamente no mesmo canal do estimulador (canal 1) durante a mesma sessão, sendo que o membro inferior direito (M.I.D.) (Fig. IV 2.5.) sempre foi estimulado primeiro em relação ao membro inferior esquerdo (Fig. IV 2.6.).

As respostas ao estímulo foram ajustadas durante o exercício programado para atingir o movimento de extensão do joelho desejado até o músculo chegar à fadiga máxima (o tempo da fadiga máxima foi determinado como tempo suficiente para permitir o término do movimento de extensão do joelho) .

Considerando que as baterias usadas no estimulador durante as sessões mantêm a tensão de 8.2 V durante 6 horas, houve troca de baterias após 5 horas seguidas de exercícios para garantia da estabilidade dos parâmetros do estímulo elétrico.

O efeito do Programa de Exercício Induzido foi determinado pelos registros periódicos do Tempo da sessão de Estimulação Elétrica Neuromuscular (Membro Inferior Direito (M.I.D.) e Membro Inferior Esquerdo (M.I.E.)) e Número de Contrações (Membro Inferior Direito (M.I.D.) e Membro Inferior Esquerdo (M.I.E.) durante o Programa.) (Apêndice III).

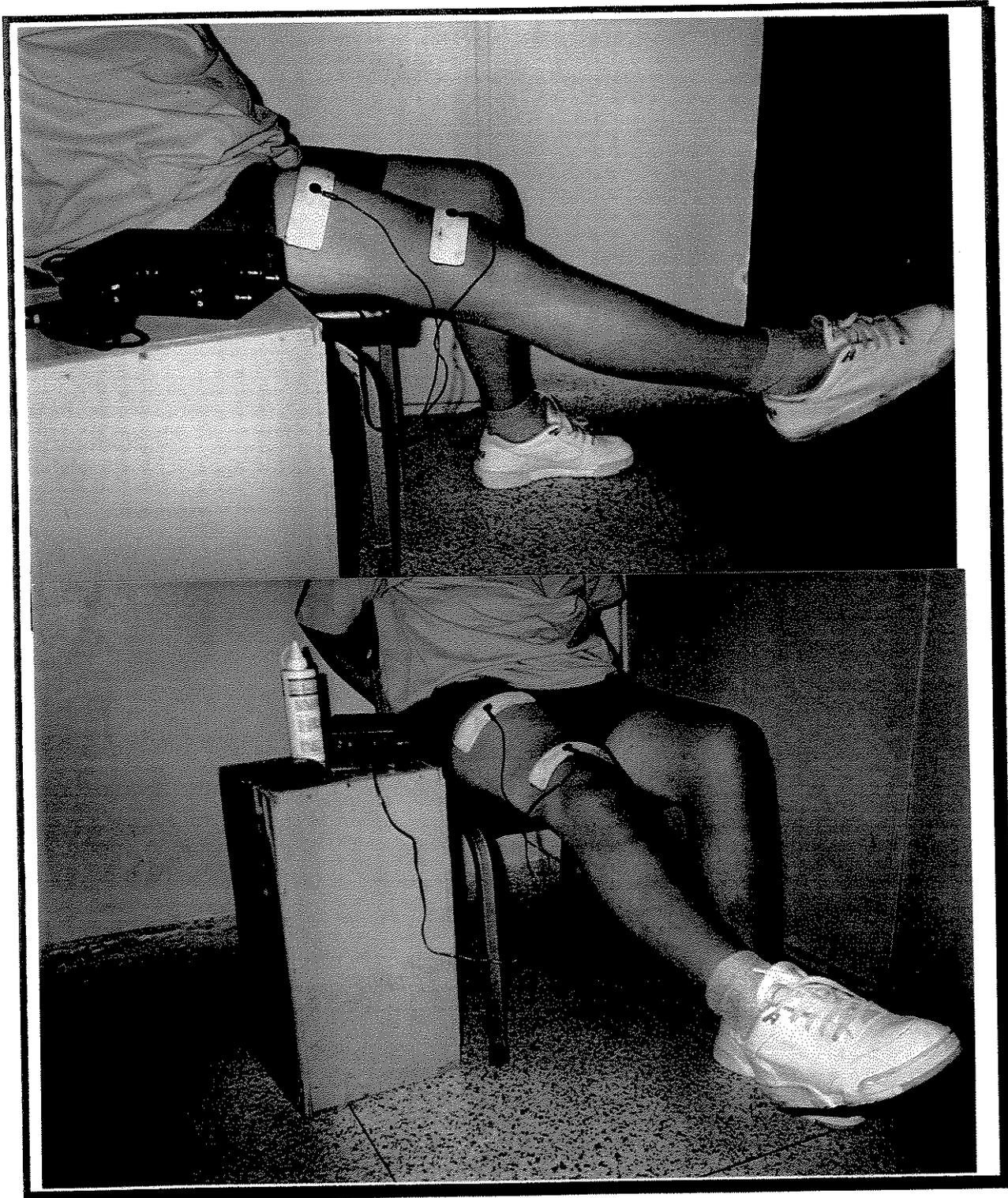


Fig. IV 2.5 - O membro inferior direito foi o estimulado primeiro durante as sessões do programa de exercício induzido através da estimulação elétrica neuromuscular de um canal (paciente referente ao Grupo A - paraplégico).

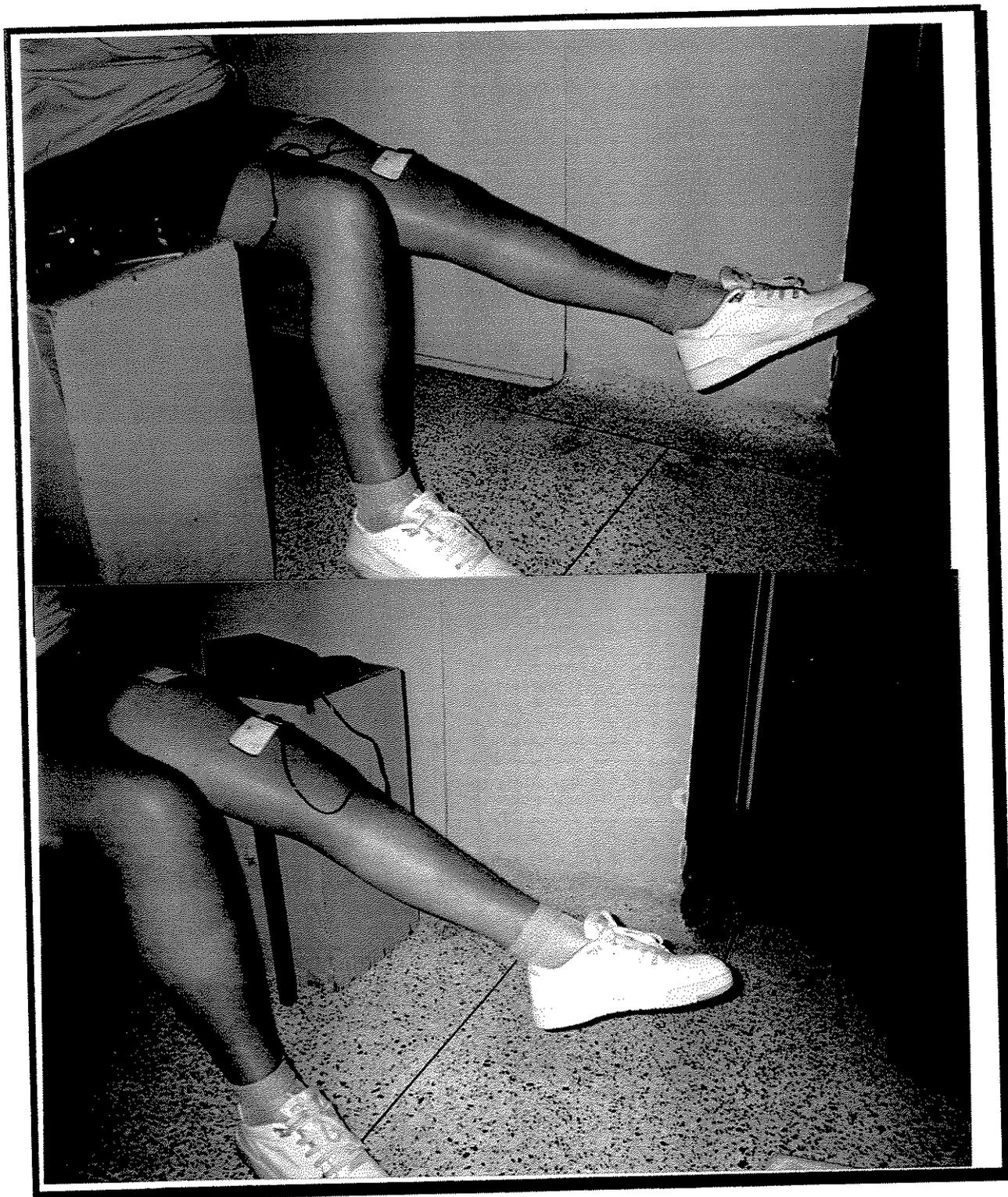


Fig. IV 2.6. - O Membro inferior esquerdo segundo membro a ser estimulado durante as sessões do programa de exercício induzido através da estimulação elétrica neuromuscular de um canal (paciente referente ao Grupo A - paraplégico)

2.1.4.1. - Localização dos eletrodos :

Foram usados sempre os mesmos eletrodos superficiais durante o programa.

Ambos os eletrodos utilizados foram de tamanho grande (14cm x 4cm) composto de material flexível para contornar os membros durante as diferentes fases da contração muscular e descanso. A aplicação do gel no eletrodo foi necessária para manter uma boa interface eletrolítica. O gel foi colocado somente debaixo dos eletrodos, sendo que, o excesso do gel foi removido de qualquer lugar prévio de estimulação para limitar a distribuição da corrente .

Os eletrodos foram posicionados no ponto motor (áreas para estimulação dos músculos esqueléticos que estão situados na área onde o nervo penetra no epimísio) 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 .

- **ELETRODO PASSIVO** : extremo inferior do ventre muscular, proximal à articulação do joelho.

A eficácia da localização dos eletrodos é crítica para o surgimento de um tratamento de estimulação. Embora a área desejada para melhor estimulação possa ser descrita na literatura, as variações individuais de cada paciente foram sempre consideradas. A localização precisa de cada eletrodo variou de acordo com cada paciente. (Fig. IV 2.7.)

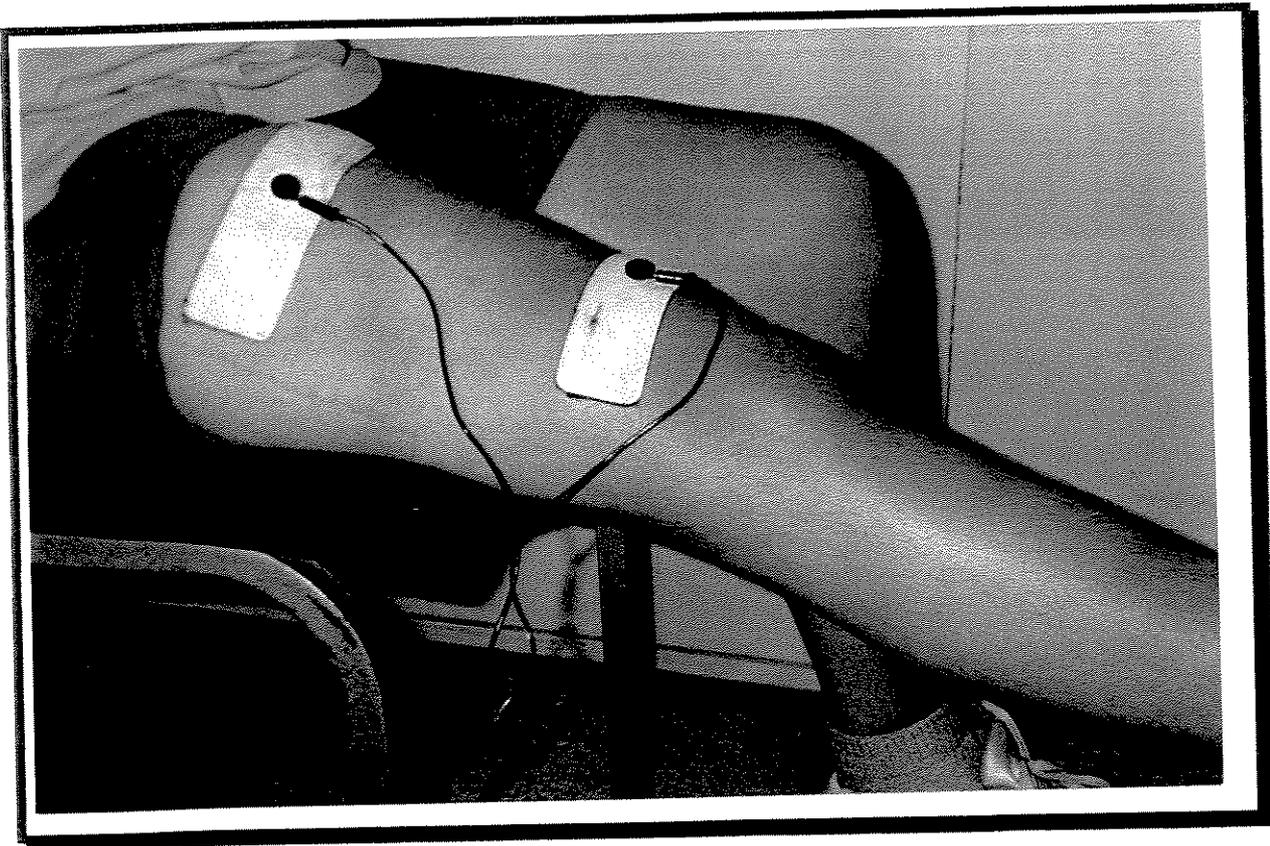


Fig. IV 2.7. - Posicionamento dos eletrodos

2.2. - Programa alternativo - estimulação elétrica neuromuscular multicanal sequencial

2.2.1. - Equipamento :

2.2.1.1. - Sistema :

- Um estimulador elétrico multicanal desenvolvido no Departamento de Engenharia Biomédica - F.E.E. /UNICAMP (SOVI,1994).
Os parâmetros de estimulação foram os mesmos utilizados no programa inicial (E.E.N.M. de um canal de estimulação) :

- Fr : 25Hz
- Duração do Pulso : 300 μ s
- Amplitude : 0 - 150 V
- Ciclo de Trabalho : 4/12

- Software de Controle

2.2.1.2. - Um Goniômetro desenvolvido no Centro de Engenharia Biomédica da Faculdade de Engenharia Elétrica -UNICAMP

2.2.1.3. - Polígrafo de 8 canais (GOULD 3800), com amplificador de Eletrocardiograma (ECG), no modo diagnóstico que apresenta uma faixa de frequência (- 3 dB) entre 0,05 Hz e 500Hz - Laboratório de Fisiologia do Exercício - Faculdade de Educação Física - UNICAMP

2.2.2. - Grupo muscular

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 vasto lateral (V.L.), vasto medial (V.M.) e reto femoral (R.F.) com 5 eletrodos (3 ativos e 2 passivos).

O vasto intermediário (V.I.) não foi estimulado pois, segundo estudos anômicos (WOLF - HEIDEGGER, G. - 1978, STTILLWELL, G.K.- 1986) e eletromiográficos (DELAGI. & PERTTO -1981), o vasto intermediário se encontra em posição inferior ao músculo Reto Femoral, sendo impossível a sua estimulação com eletrodos de superfície, pois, conseqüentemente, a estimulação superficial seria sempre no músculo superior, no caso o reto femoral.

Foram usados eletrodos de superfície, pois os eletrodos implantáveis nos músculos são de difícil posicionamento e podem causar infecção.

2.2.3. - Técnica de estimulação elétrica neuromuscular multicanal sequencial - três canais

A técnica usada durante este estudo foi a mudança periódica de estimulação de um músculo para outro músculo. Esta técnica é chamada de **Estimulação sequencial** 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 sequência 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 alli - 1964, LEHMANN - 1986, CHRISTOPHER et alli -1992), visando a aproximar ao máximo a sequência 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 (1,03s) (LEHMANN -.1986 & MURRAY -. 1964) e segundo estudos de eletromiografia do quadríceps femoral durante o Ciclo da Marcha (Electromyograph - Lower Extremity During Walking) (Apendice IV), o movimento de extensão do joelho se inicia a 10% do final da fase de oscilação e continua até 20% do início da fase de apoio, o que corresponde a um total de 30% do ciclo total, do início ao término do movimento do joelho (0,30s).

Analisando a variação de atividade dos músculos: V.L., V.M., R.F. (Fig. IV - 2.8), demonstramos a seguinte sequência de estimulação dos músculos do quadríceps:

- O **vasto lateral (V.L.)** participa, desde o início do movimento, mantendo-se em atividade durante 0,30s (30% do movimento total do ciclo da marcha).
- O **vasto medial (V.M.)** também participa desde o início do movimento, mantendo-se em atividade por 0,28s (28% do movimento) e mantendo-se em repouso 0,02s (2% final do movimento), um total de 0,30s (30% do movimento total do Ciclo da Marcha).
- O **reto femoral (R.F.)** atua a partir de 0,07s (7% inicial do movimento), mantendo-se em atividade por 0,16s (16% do movimento) e mantendo-se em repouso 0,07s (7% final do movimento), o que corresponde a um total de 0,30s (30% do movimento total do Ciclo da Marcha).

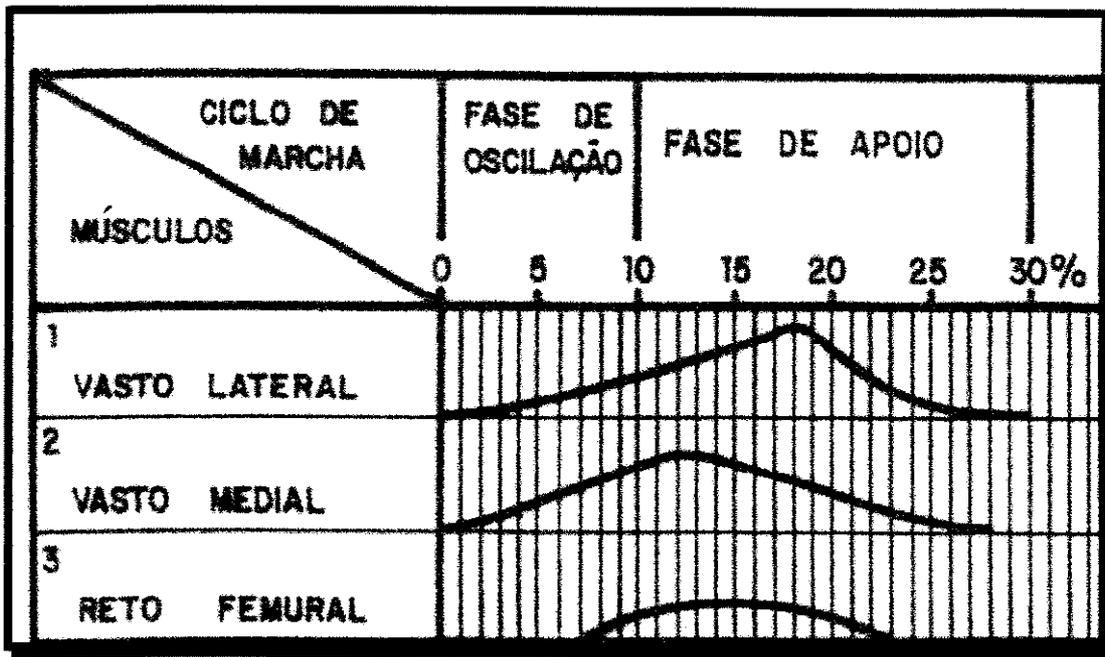


Fig. IV 2.8 .- Eletromiografia dos músculos do quadríceps durante o ciclo da marcha (Adaptação da “ Electromyograph (needle electrodes) of lower extremity during walking “, para a sequência desenvolvida neste estudo).C.M.= 1.03s/ movimento do joelho = 0,30s

Considerando que o tempo total do movimento de extensão do joelho é de 0,30s, 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 :

- **Vasto lateral** : - tempo do movimento 0,30s; teremos 100% do músculo em movimento.

- **Vasto medial** : - tempo do movimento 0,28s; teremos 93% do músculo em movimento.
 - tempo de repouso final 0,02s; teremos 7% do músculo em repouso.

- **Reto femoral** : - tempo de repouso inicial 0,07s; teremos 23% do músculo em repouso
 - tempo do movimento 0,16s; teremos 54% do músculo em movimento.
 - tempo de repouso final 0,07%; teremos 23% do músculo em repouso

O ciclo de trabalho (C.T.) da E.E.N.M. com um canal ou multicanal sequencial foi de 33 %. O período de estimulação foi de 4s.

Sendo assim, o tempo sem estimulação foi o dobro do tempo de estimulação, ou seja 8s. Seguindo esta teoria, teremos a sequência dos músculos da E.E.N.M.multicanal sequencial:

-**Vasto lateral** será estimulado do início ao término do movimento num total de 4s.

- **Vasto medial** (93% será 3,76s, 6% será 0,24s) usando a devida proporção.

O movimento do vasto medial, terá início no 0s, mantendo-se em movimento 3,76s e -ficando em repouso 0,24s no final do movimento, num total de 4s .

- **Reto femoral** (23% será 0,92s, 56% será 2,1s e 17% será 0,92s) usando a devida proporção .

O movimento do músculo reto femoral terá início em 1,08s, mantendo-se em movimento por 2,2s e ficando em repouso 0,68s no final do movimento, num total aproximado de 4s.

Como o programa do computador só permite tempo múltiplo de 0,5s , teremos a sequência dos músculos (Fig IV 2.9) :

- O **Vasto lateral** terá início 0s mantendo-se em movimento 4.0s

- O **Vasto medial** terá início 0s mantendo se em movimento 3,5s e mantendo-e em repouso 0,50s num total de 4.0s.

- O **Reto femoral** terá início em 1,0s, mantendo-se em movimento 2,0s e mantendo-se em repouso 1.0s, num total de 4.0s

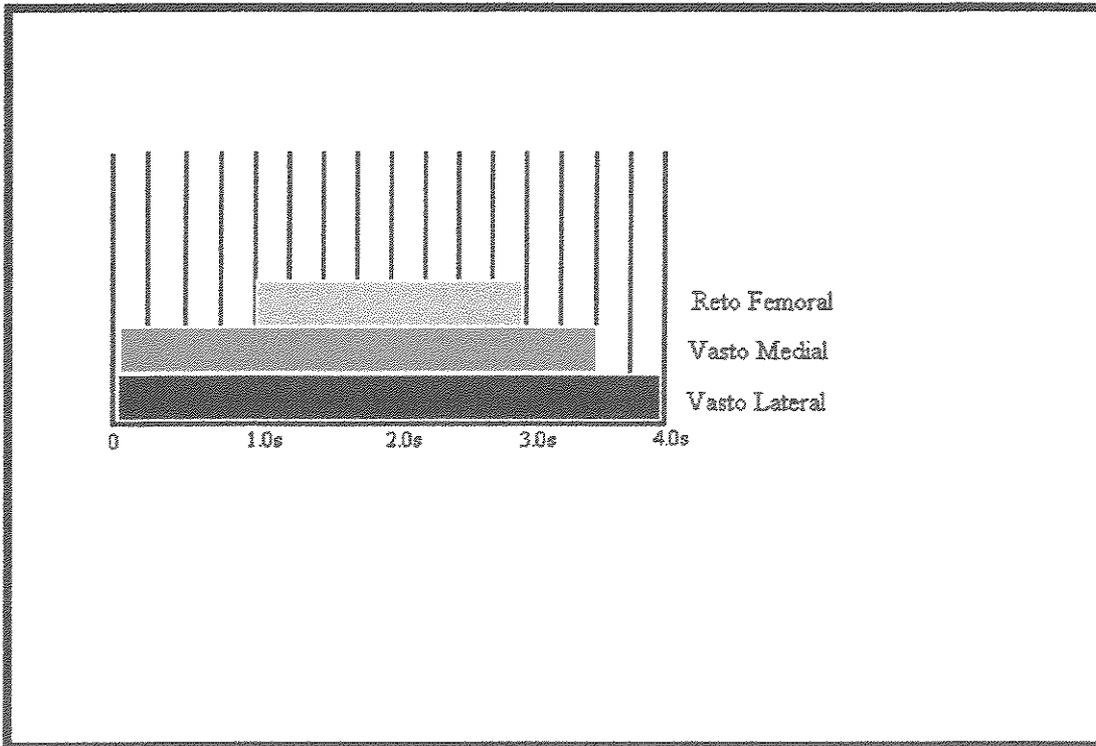


Fig IV .2.9. - Representação do início ao término da atividade contrátil do músculo do quadríceps durante a extensão do joelho.

A sequência foi usada através do software que determina as fases de tempo de estimulação necessárias para que o músculo alcance o movimento de extensão do joelho. Esta sequência de estimulação elétrica neuromuscular faz parte do sistema de estimulação elétrica neuromuscular (Fig. IV - 2.10) composto por:

A) HARDWARE

1 - O microcomputador compatível com a linha IBM PC-XT/AT- 286, equipado com 704 kbytes de memória volátil, um disco rígido de 10 Mbytes, um driver para disco flexível de 5 1/4 polegadas, um monitor de microcomputador e um teclado alfa - numérico.

O microcomputador possibilita não somente a interação do usuário com o sistema, mas também o controle do processo de geração da sequência de estímulos a serem produzido pelo estimulador.

2 - O estimulador consiste basicamente de um oscilador de tensão, com frequência de oscilação de 10 KHz com oito saídas isoladas opticamente. A ligação do micro com o estimulador é feita por um cabo em fita de até um metro de extensão, enquanto a ligação do paciente é feita via um cabo em fita de até 3 metros de extensão ligado a uma caixa com conectores, posicionada próxima ao paciente . Esta caixa com 16 saídas para ligação dos eletrodos que
que são colocados na pele do paciente.

B) SOFTWARE

O software para comunicação do usuário com o sistema foi desenvolvido em linguagem C e ocupa 35 Kbytes (Fig IV 2.11.- Fluxograma).

Descrição do software : O software desenvolvido é de fácil utilização e é apresentado na forma de um menu auto explicativo. O menu apresenta as opções seguintes :

D - Dados

E - Estímulos

V - Visualizar

F - Fim

A opção "D" permite a entrada dos dados; a "V" permite observar os parâmetros de estimulação correspondentes a cada canal; a "E" inicia a fase de estimulação e a "F" permite sair do menu e voltar ao sistema operacional (DOS).

Quando se escolhe a opção D (entrada dos dados), entra-se no seguinte menu :

- 1 - Entrada de um novo nome
- 2 - Retirada de um nome
- 3 - Lista dos nomes dentro do arquivo
- 4 - Procura de um nome dentro do arquivo
- 5 - Grava os nomes no arquivo
- 6 - Restaurar o arquivo
- 7 - Para finalizar

Nas opções acima :

- 1 - Entrada de um novo nome e das sequências das fases, permite não só a entrada das sequências dos 3 grupos musculares (Vasto Lateral, Vasto Medial, Reto Femoral), os quais estão relacionados com os canais do estimulador desenvolvido, como também os dados do paciente . As sequências são então um conjunto de 4 dígitos, 0 e 1, onde o dígito 0 indica que o grupo muscular não vai ser estimulado e 1 indica que o grupo muscular vai ser estimulado.
- 2 - Retirada de um nome : permite apagar da lista o nome de algum paciente, assim como os parâmetros de estimulação.
- 3 - Lista dos nomes dentro do arquivo : mostra todos os nomes que estão no arquivo.
- 4 - Procura de um nome dentro do arquivo : procura um nome dentro do arquivo e o atualiza para ser utilizado para estimulação .
- 5 - Grava os nomes do arquivo : grava todos os arquivos do microcomputador.
- 6 - Restaurar o arquivo : atualiza todo o arquivo
- 7 - Para finalizar permite sair da opção D (escolhida acima) e voltar ao menu principal.

Quando se escolhe a opção " V " (VISUALIZAÇÃO) do menu principal, o microcomputador mostra para cada grupo muscular, isto é, para cada canal, as sequências das fases e das mini fases a serem usadas na estimulação.

Quando se escolhe a opção " E " (ESTÍMULOS), pode enviar (transmitir) a sequência de estimulação depois da definição de seus tempos. Entrando com a letra E, a partir do menu principal, e perguntando se quer mudar o número de estímulos ou não. Se a resposta for (S) Sim, então é exigido o tempo de estimulação das mini fases (1, 2, 3, 4) na fase do movimento de extensão do joelho.

Nesse caso foi necessária a introdução da mini fase 5, para criar o tempo de relaxamento do Ciclo de Trabalho usado pelo estimulador elétrico no programa inicial (C.T.- 4/12), sendo que esta mini fase 5, não entrou na sequência do movimento de extensão do joelho, na sequência o dígito foi 0 (NULO)

O total do tempo das minis fases 1,2,3,4, (estimulação) foi de 4 s.

- mini fase 1 - 2s
- mini fase 2 - 4s
- mini fase 3 - 1s
- mini fase 4 - 1s

O tempo da mini fase 5 (relaxamento) foi de 8 s.

- mini fase 5 - 16s

Os tempos de estimulação foram usados com números múltiplos de meio segundo .

Sequência de estimulação :

canal 1 - vasto lateral

1111

canal 2 - vasto medial

1110

canal 3 - reto femoral

0100

	fase1	fase2	fase3	fase4	Total
v.l	1.0s	2.0s	0.50s	0.50s	4.0s
v.m.	1.0s	2.0s	0.50s	0	3.5s
r.f.	0	2.0s	0	0	2.0s

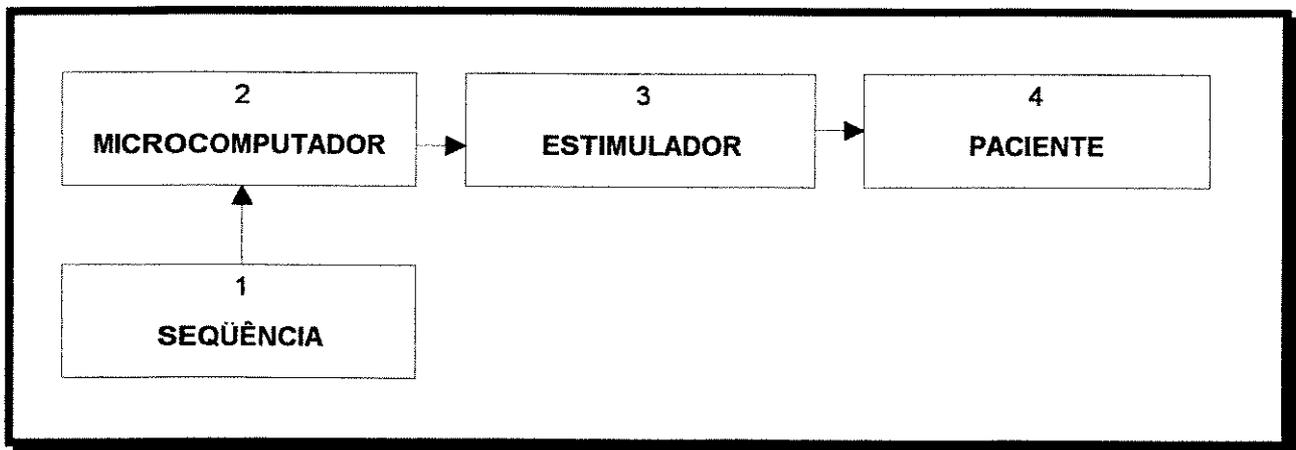


Fig . IV 2.10. - Sistema de estimulação elétrica neuromuscular multicanal sequencial

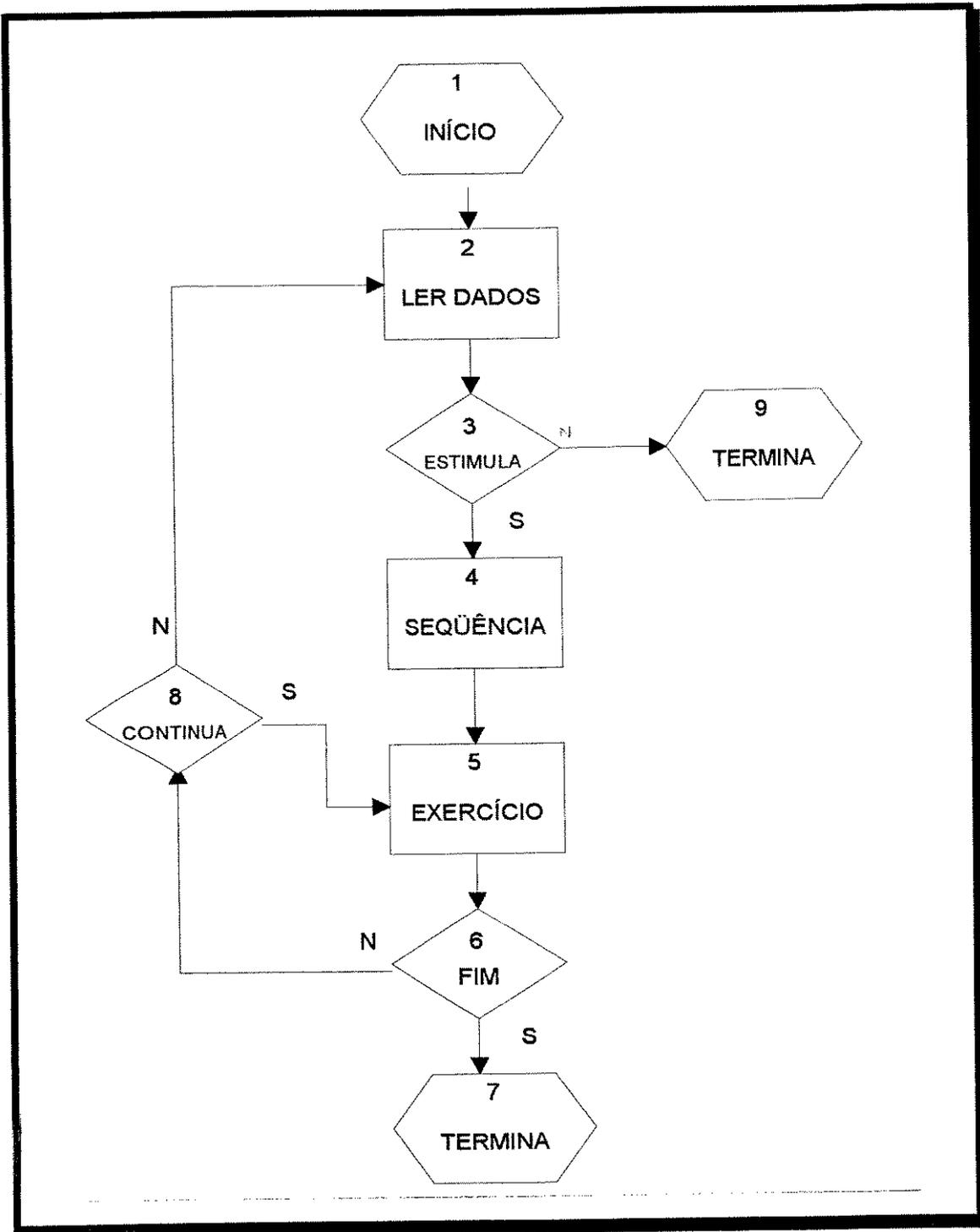


Fig . IV - 2.11. - Fluxograma do programa

2.2.4. - Eletromiografia superficial dos músculos do quadríceps femoral :

Para maior credibilidade da sequência de estimulação elétrica neuromuscular multicanal sequencial dos músculos do quadríceps, criada durante este estudo, foram registradas através da eletromiografia superficial dos músculos do quadríceps de um indivíduo normal, as atividades dos músculos vasto lateral, vasto medial e reto femoral, durante o movimento de extensão do joelho. O registro foi feito no Laboratório de Fisiologia do Exercício da Faculdade de Educação Física - UNICAMP por meio de um polígrafo de 8 canais (Fig. IV- 2.12)

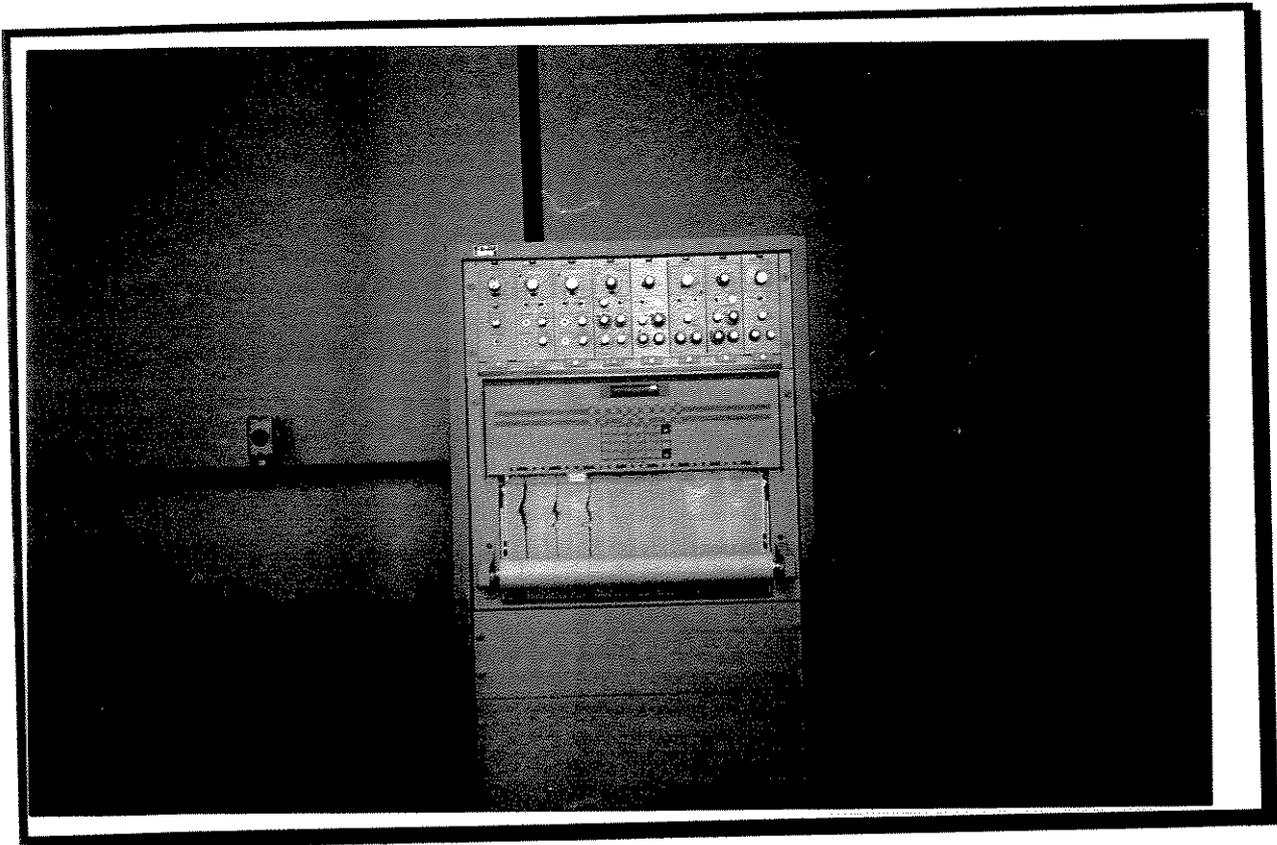


Fig. IV - 2.12 - Polígrafo de 8 canais

Procedimento :

O voluntário foi posicionado sentado em repouso . O registro foi feito através de 3 canais, sendo que cada canal corresponde a um grupo muscular :

- canal 1 - Vasto lateral
- canal 2 - Reto femoral
- canal 3 - Vasto medial

Os eletrodos foram posicionados no ponto motor dos corpos musculares, seguindo o mesmo posicionamento dos eletrodos durante as sessões do programa alternativo (estimulação elétrica neuromuscular multicanal sequencial) (Fig. IV - 2.13, Fig. IV - 2.14).

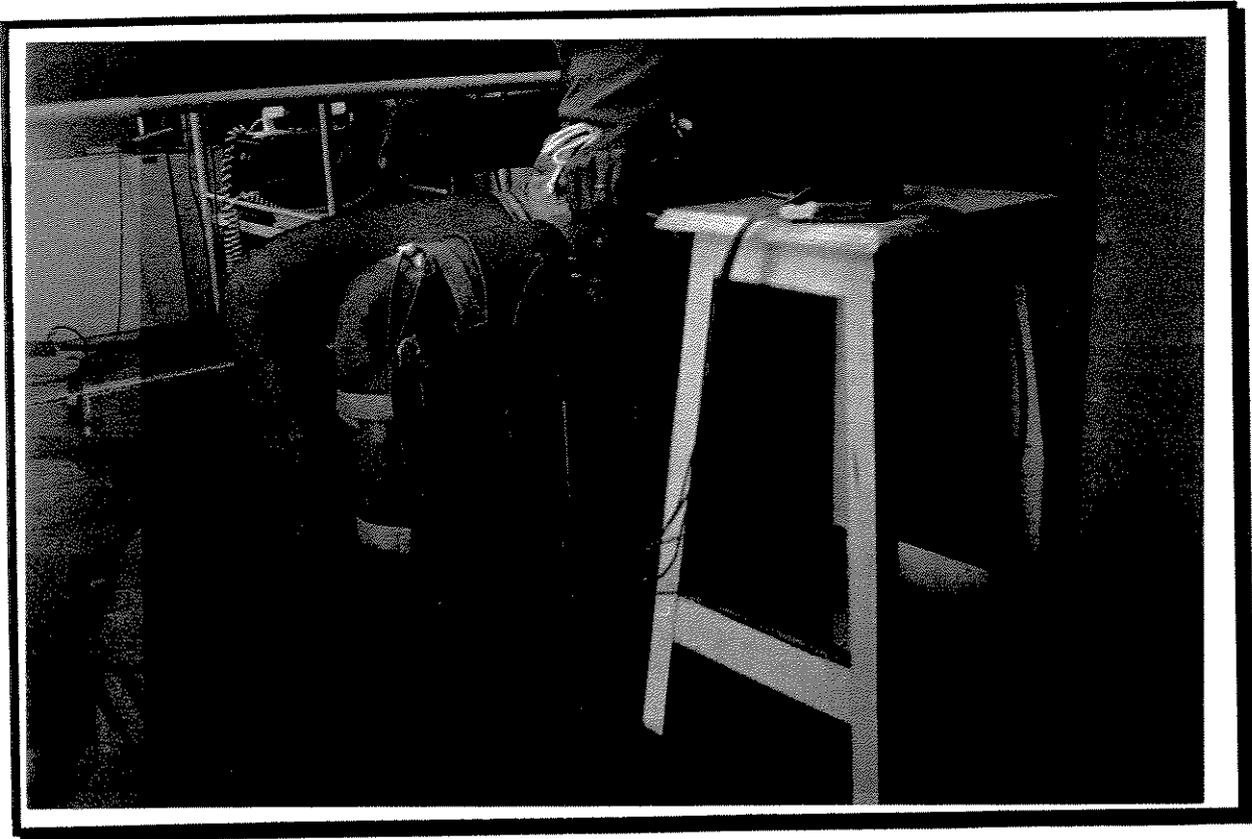


Fig. IV 2.13 - Posicionamento do voluntário e localização dos eletrodos.

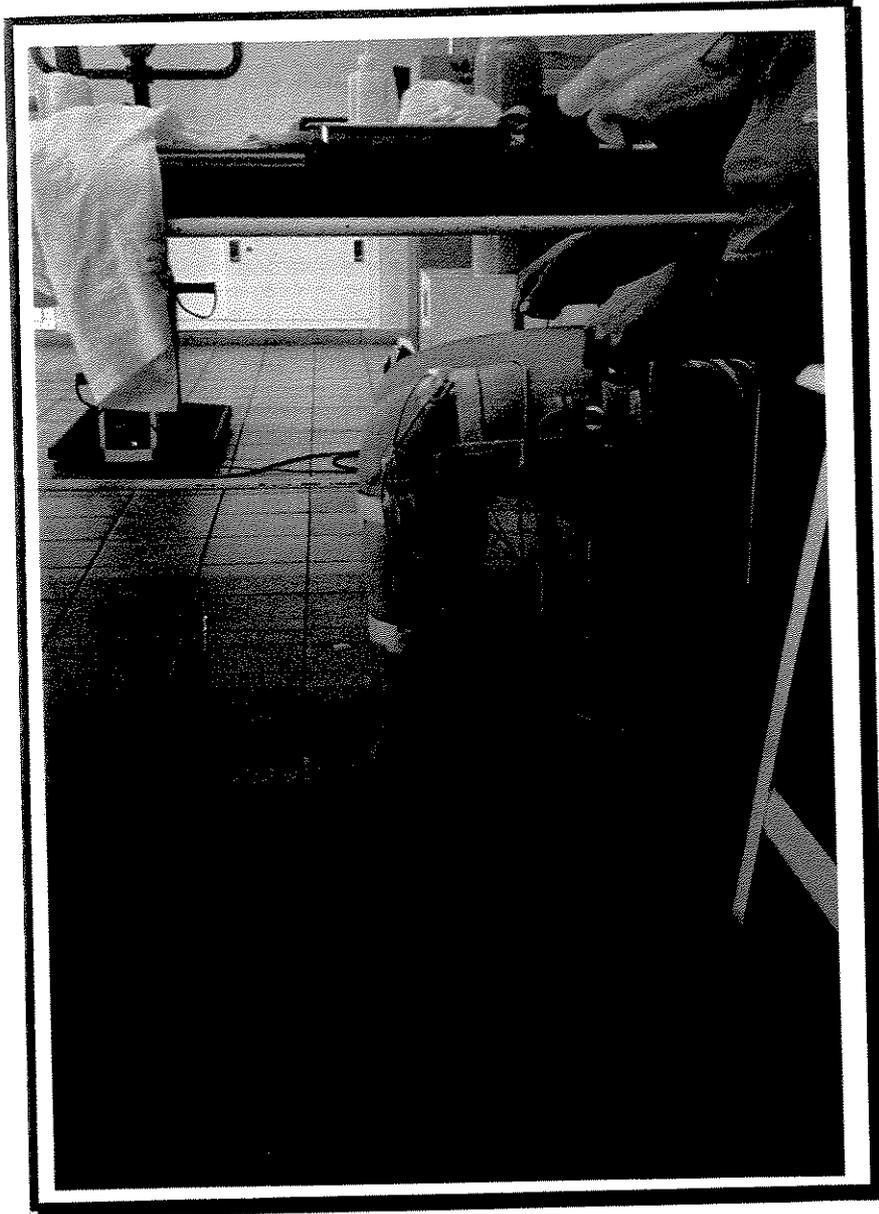


Fig. IV - 2.14 - Posicionamento do voluntário e localização dos eletrodos. Durante o movimento de extensão do joelho foi usado um quarto canal para registrar, através do goniômetro, o ângulo do movimento. (Fig. IV - 2.15)

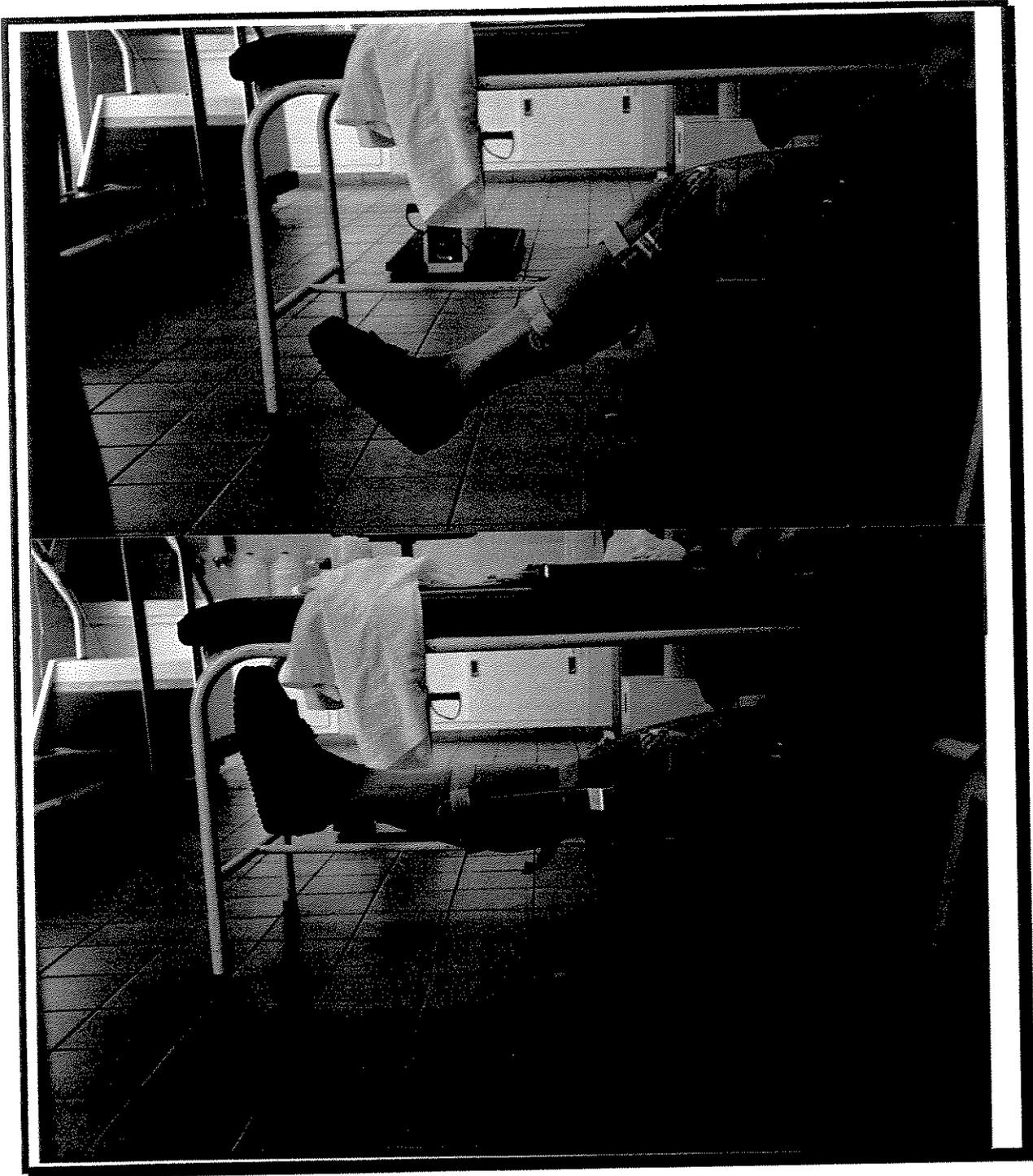


Fig . IV - 2.15 - Movimento de extensão do joelho x registro do ângulo.
Os registros da E.M.G. superficial (Fig. IV 2.16) mostraram uma semelhança das atividades dos músculos do quadríceps femoral em relação à técnica de Estimulação elétrica neuromuscular multicanal sequencial desenvolvida neste estudo. (vide Fig IV 2.8)

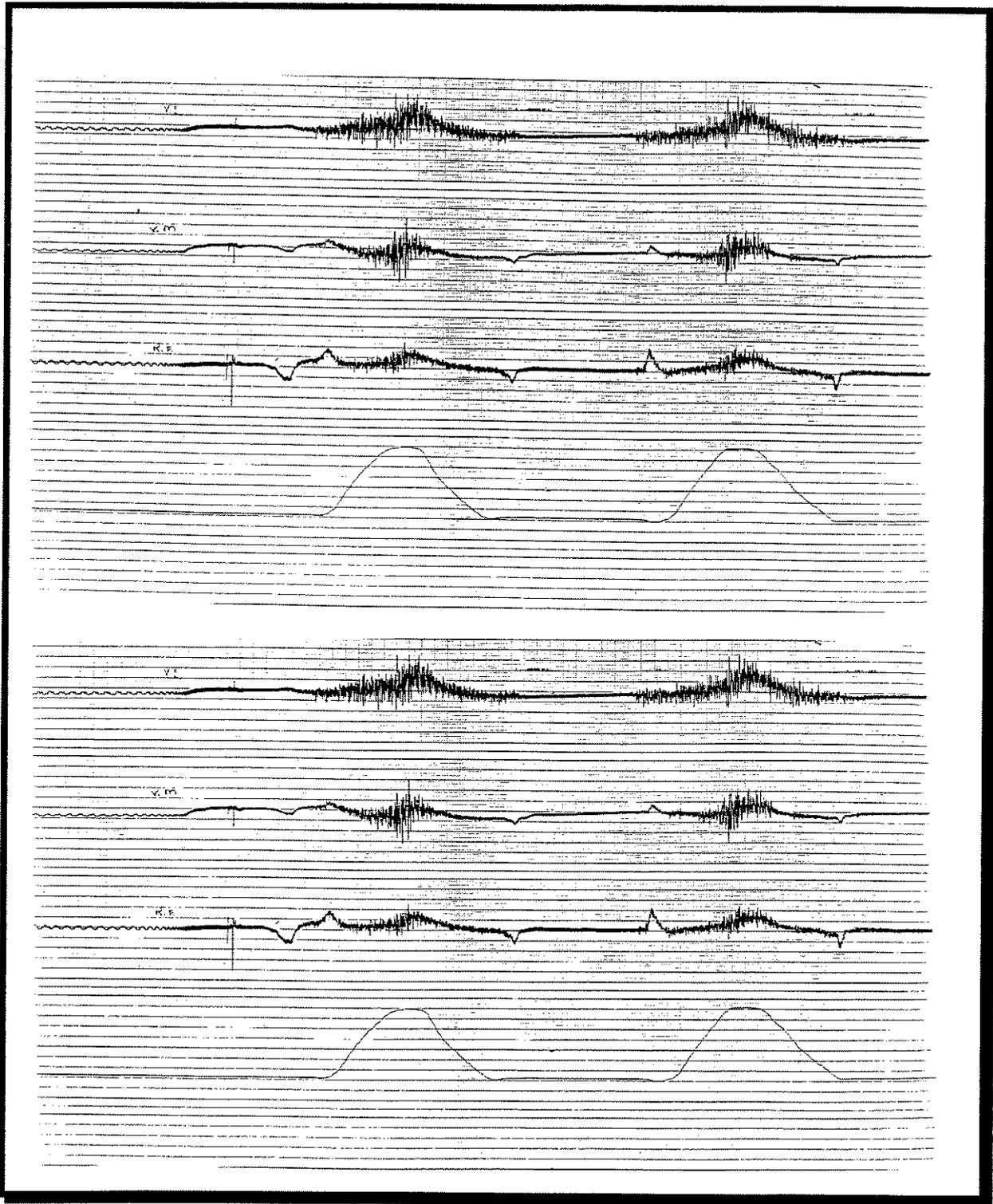


Fig. IV 2.16 - Registros referentes aos músculos (vasto lateral, reto femoral, vasto medial) e ângulo do movimento durante o movimento de extensão do joelho.

2.2.5. - Grupos experimentais :

Os pacientes do programa alternativo foram estimulados aproximadamente após 1 ano do término do programa inicial.

O **Grupo C** - foi constituído por 3 pacientes dos Grupos A - paraplégicos e 2 pacientes do Grupo B - tetraplégicos

2.2.5.1.- Grupo C - 5 pacientes (Quadro IV 2.3)

O **Grupo D1** - foi constituído por 6 pacientes do Grupo A - paraplégicos,

O **Grupo D2** - foi constituído por 6 pacientes do Grupo B - tetraplégicos

2.2.5.2. - Grupo D 1 - 6 pacientes paraplégicos (Quadro IV 2.4)

Grupo D 2 - 6 pacientes tetraplégicos (Quadro IV 2.5.)

O **Grupo E** - foi constituído por 2 pacientes do Grupos A e 3 pacientes do Grupo B

2.2.5.3. - Grupo E - 5 pacientes (Quadro IV 2.6.)

Quadro IV 2.3. - Idade, etiologia, nível de lesão, tempo de lesão medular e participação no programa de exercício, referentes aos 5 pacientes do Grupo C.

Pacientes/ Grupos	Idade	Etiologia	Nível de Lesão Medular	Tempo de Lesão	Início do Programa de Exercício
M.A	27	M.T.A.	C6	10 anos	01/10/94
L.G.	19	mergulho	C6-C7	4 anos	01/10/94
G	18	acidente de motocicleta	T3-T4	3 anos	01/10/94
M	43	tumor da medula	T7	5 anos	01/10/94
M.V.	30	acidente de automóvel	T7	13 anos	01/10/94

Quadro IV 2.4. - Idade, etiologia, nível de lesão, tempo de lesão medular e participação no programa de exercício, referentes aos 6 pacientes paraplégicos do Grupo D1.

Pacientes / Grupos	Idade	Etiologia	Nível de Lesão	Tempo de Lesão	Início do Programa de Exercício
G	19	acidente de motocicleta	T3-T4	4 anos	01/10/94
A	46	arma de fogo	T4	8 anos	01/10/94
J.M	20	acidente de motocicleta	T6-T7	3 anos	01/10/94
J.	30	acidente de motocicleta	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

Quadro IV 2.5. - Idade, etiologia, nível de lesão, tempo de lesão medular e participação no programa de exercício, referentes aos 6 pacientes tetraplégicos do Grupo D2.

Pacientes / Grupo	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	2 anos	01/10/94
M.A.	27	M.T.A.	C6	10 anos	01/10/94
L.G.	18	mergulho	C6-C7	4 anos	01/10/94
J.C	42	acidente de automóvel	C6-C7	4 anos	01/10/94
G.C.	27	acidente de automóvel	C7-C8	4 anos	01/10/94

Quadro IV 2.6. - Idade, etiologia, nível de lesão, tempo de lesão medular e participação no programa de exercício, referentes aos 5 pacientes do Grupo E

Paciente/ Grupos	Idade	Etiologia	Nível de Lesão	Tempo de Lesão	Início do Programa de Exercício
M.R.	19	mergulho	C5	4 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.	19	acidente de motocicleta	T3-T4	4 anos	01/10/94
J.M.	20	acidente de motocicleta	T6-T7	3 anos	01/10/94

2.2.6. - Procedimento :

**Grupo C - Estimulação elétrica neuromuscular multicanal sequencial
(5 pacientes x 5 sessões)**

Os pacientes foram atendidos com intervalos de 1 semana, sempre no mesmo horário, durante 5 sessões consecutivas, sendo que o critério de exclusão dos dados ocorreu, quando os pacientes apresentaram intercorrências infecciosas e metabólicas.

Os pacientes foram posicionados sentados em repouso. Os membros inferiores foram estimulados alternadamente nos mesmos canais do estimulador multicanal, durante a mesma sessão, sendo que o membro inferior direito (M.I.D.) sempre foi estimulado primeiro em relação ao membro inferior esquerdo (M.I.E.). (Fig IV 2.17 M.I.D e Fig. IV 2.18 - M.I.E.)

O efeito do programa de exercício induzido foi determinado pelo registros periódicos do tempo da estimulação elétrica neuromuscular multicanal sequencial durante o programa (Tabela - Apêndice V.).



Fig IV - 2.17 - Movimento de extensão do joelho durante a sessão da E.E.N.M. multicanal sequencial (M.I.D.).



Fig IV 2.18 - Movimento de extensão do joelho durante a E.E.N.M. multicanal sequencial (M.I.E.).

Grupo D 1 e Grupo D 2 - Estimulação elétrica neuromuscular multicanal sequencial - (12 pacientes - 1 sessão)

Os pacientes foram atendidos em uma única sessão de E.E.N.M. multicanal sequencial (Grupo D1 e D2), para comparar com o tempo da E.E.N.M. de um canal de estimulação (Grupo A e B).

Os pacientes foram posicionados sentados em repouso. Os membros inferiores foram estimulados alternadamente nos mesmos canais do estimulador multicanal, durante a mesma sessão, sendo que o membro inferior direito (M.I.D.) sempre foi estimulado primeiro em relação ao membro inferior esquerdo (M.I.E.).

O efeito do programa de exercício induzido foi determinado pelo registros periódicos do tempo da estimulação elétrica neuromuscular multicanal sequencial (Tabela - Apêndice VI).

Grupo E - Tempo final, ângulo do movimento e amplitude da estimulação elétrica neuromuscular de um canal e multicanal sequencial

Os pacientes foram atendidos em 2 sessões (1 sessão de estimulação elétrica neuromuscular de um canal de estimulação e 1 sessão de estimulação elétrica neuromuscular sequencial) para registrar os ângulos do movimento de extensão do joelho e amplitude do estimulador durante as sessões das duas técnicas de estimulação. Os pacientes foram posicionados sentados em repouso (Fig. IV-2.19), os membros inferiores foram estimulados alternadamente nos mesmos canais do estimulador multicanal, durante a mesma sessão, sendo que o membro inferior direito sempre foi estimulado primeiro (Fig.IV-2.20 - M.I.D.).

O efeito do programa de exercício induzido foi determinado pelo registros periódicos do tempo da resistência à fadiga muscular, ângulos do movimento de extensão do joelho, amplitude dos 3 canais do estimulador (V.L., V.M. e R.F.) e tempo final da sessão durante o programa.

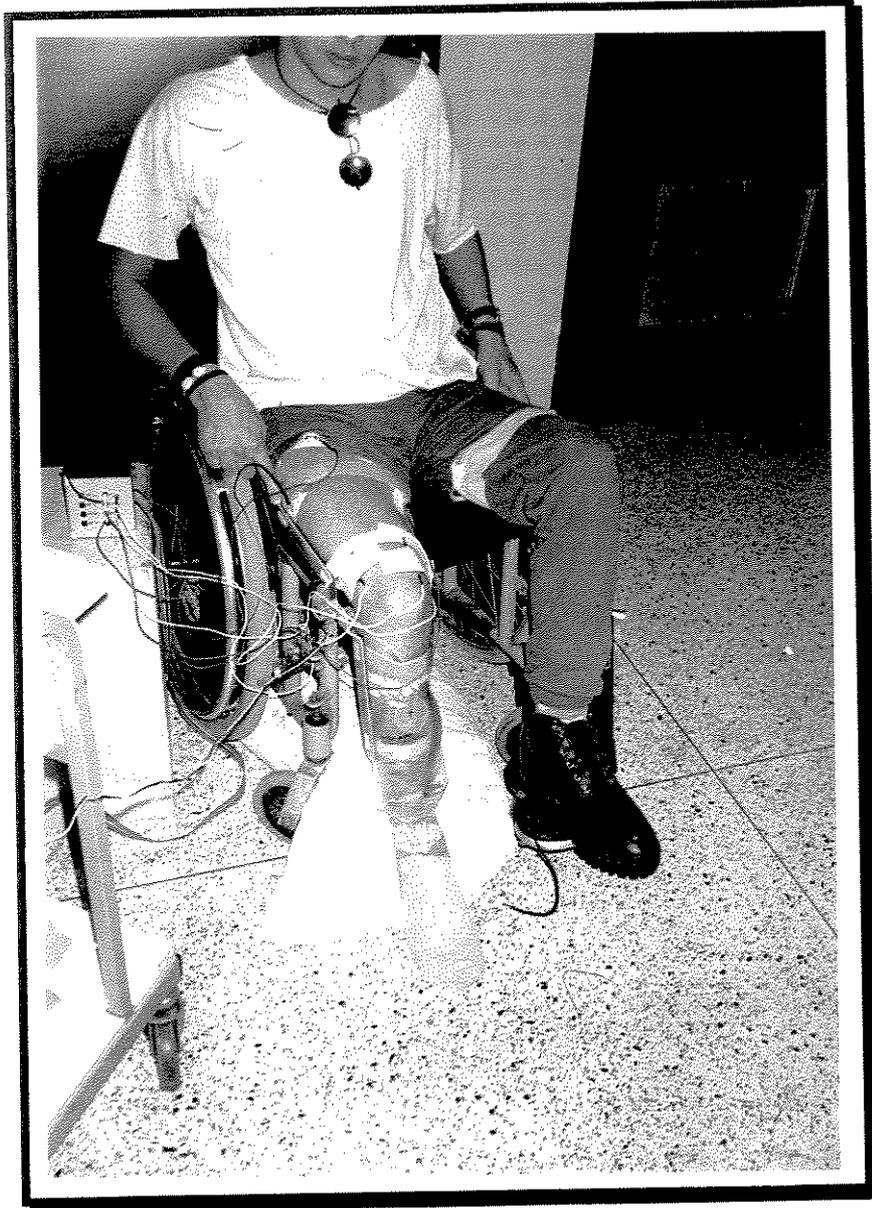


Fig. IV - 2.19 - Posicionamento do paciente.



Fig IV 2.20 . - Movimento de extensão do joelho durante a sessão da E.E.N.M. Multicanal Sequencial.

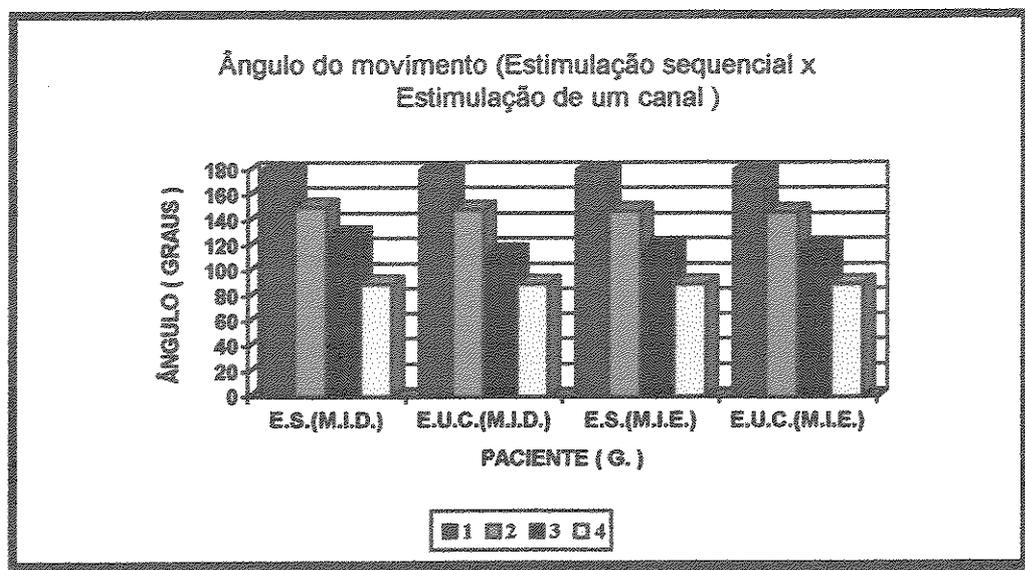
- Ângulo do movimento :

Os ângulos do movimento foram determinados durante as sessões com a utilização de um goniômetro desenvolvido no CEB.-UNICAMP.

Foi necessário o uso de um multímetro para registrar a tensão do goniômetro durante o movimento do joelho.

No início da sessão, a tensão do multímetro era registrada numa tabela num ângulo de 90° (flexão do joelho) e num ângulo de 180° (extensão do joelho) - 0 a 100% do movimento.

Dado o início da sessão, a tensão do multímetro (ângulo) foi anotada sempre quando fosse necessário aumentar a amplitude do estimulador, para compensar o movimento desejado de extensão máxima do joelho, entre 20% a 30% do último ângulo registrado (Fig. IV - 2.21.). A fim de minimizar o efeito de pequenas mudanças do movimento, a amplitude foi sempre ajustada para um maior valor.



Ângulos do movimento

Fig. IV - 2.21 - Exemplo dos registros dos ângulos do movimento de extensão do joelho membro inferior direito (M.I.D.) e membro inferior esquerdo (M.I.E.), utilizando a técnica de E.E.N.M. multicanal sequencial e E.E.N.M. de um canal.

- Amplitude do estimulador :

A amplitude foi registrada por meio de escalas (Fig. IV - 2.22) posicionadas nos três canais do estimulador elétrico que correspondem aos 3 grupos musculares (Canal 1 - V.L. Canal 2 - V.M. e Canal 3 - R.F.) e anotadas na mesma tabela do ângulo do movimento. (Apêndice VII)

Ao final da sessão, foram registrados os ângulos durante o movimento e a amplitude do estimulador dos 3 canais; na Fig. IV - 2.23, temos o exemplo típico de como foram registradas as amplitudes dos movimentos.

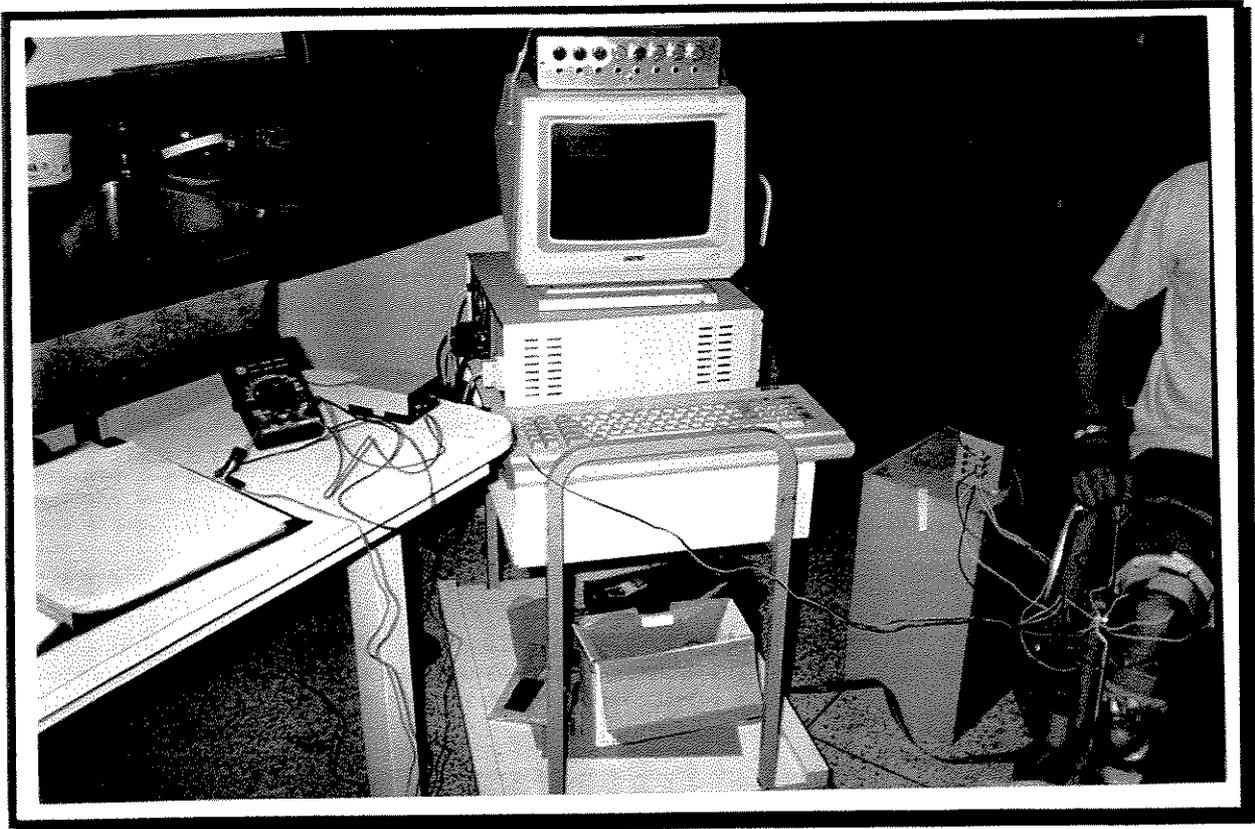
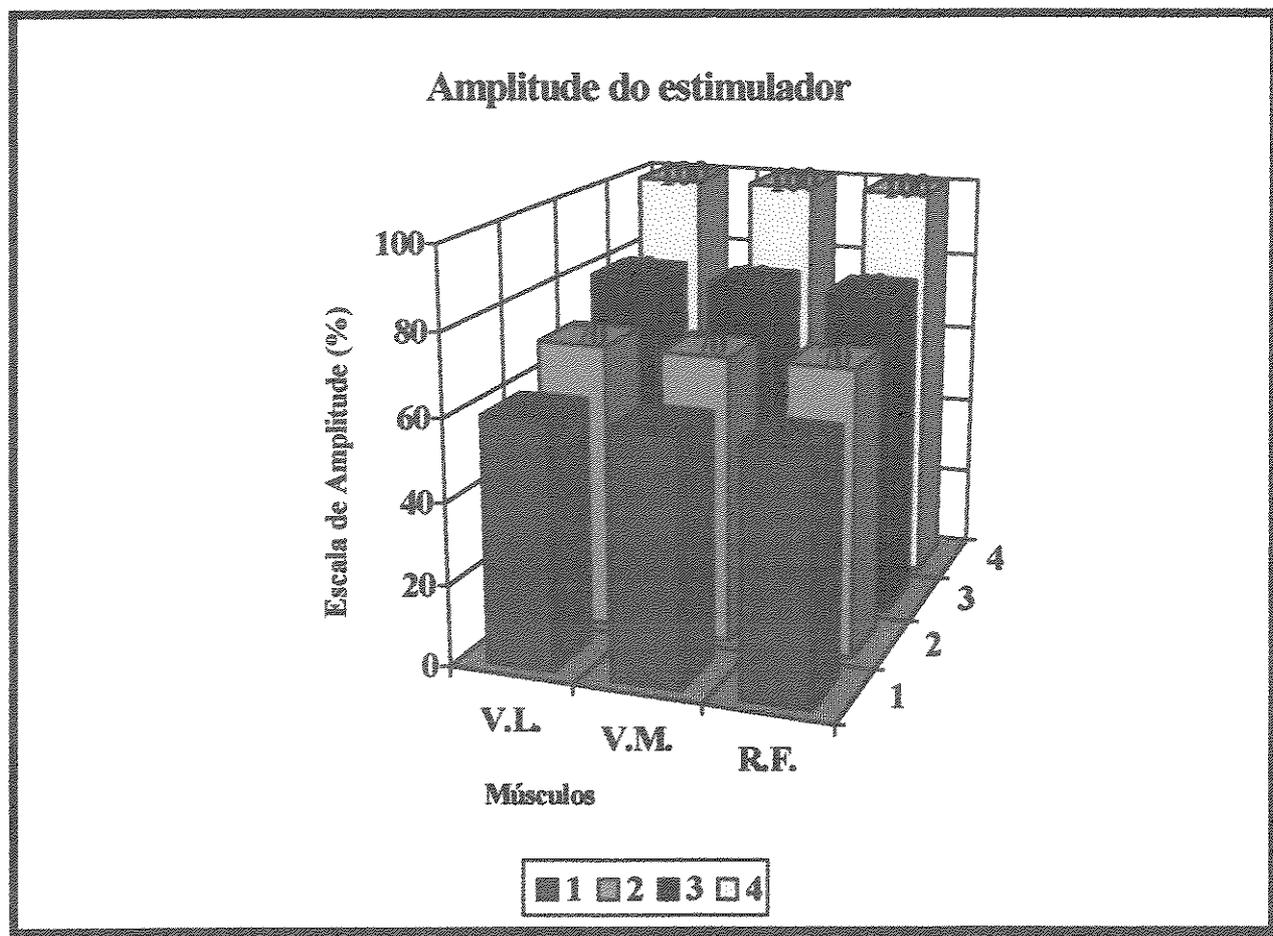


Fig IV 2.22 - Sistema de estimulação sequencial controlado por computador .



Ângulos dos movimentos

Fig. IV 2.23 - Exemplo dos registros das amplitudes durante as sessões de estimulação, onde no eixo vertical tem-se a escala de amplitude representada numa escala percentual (100% = 150V).

- Tensão do goniômetro X ângulo do movimento :

Por meio de um transferidor, foram marcados os ângulos do goniômetro em uma folha de papel e através de um multímetro registramos as tensões referentes aos ângulos do goniômetro (90° a 180°) (2.4 e 4.0 [V] respectivamente) (Fig. IV.- 2.24).

A conversão da tensão do goniômetro em ângulo do movimento foi feita através de dois gráficos lineares referentes aos M.I.D. e M.I.E.. Os gráficos foram feitos no Programa Sigma PLOT Scientific Graphing System Version 4.02, Jandel Corporation (Fig.IV 2.25).

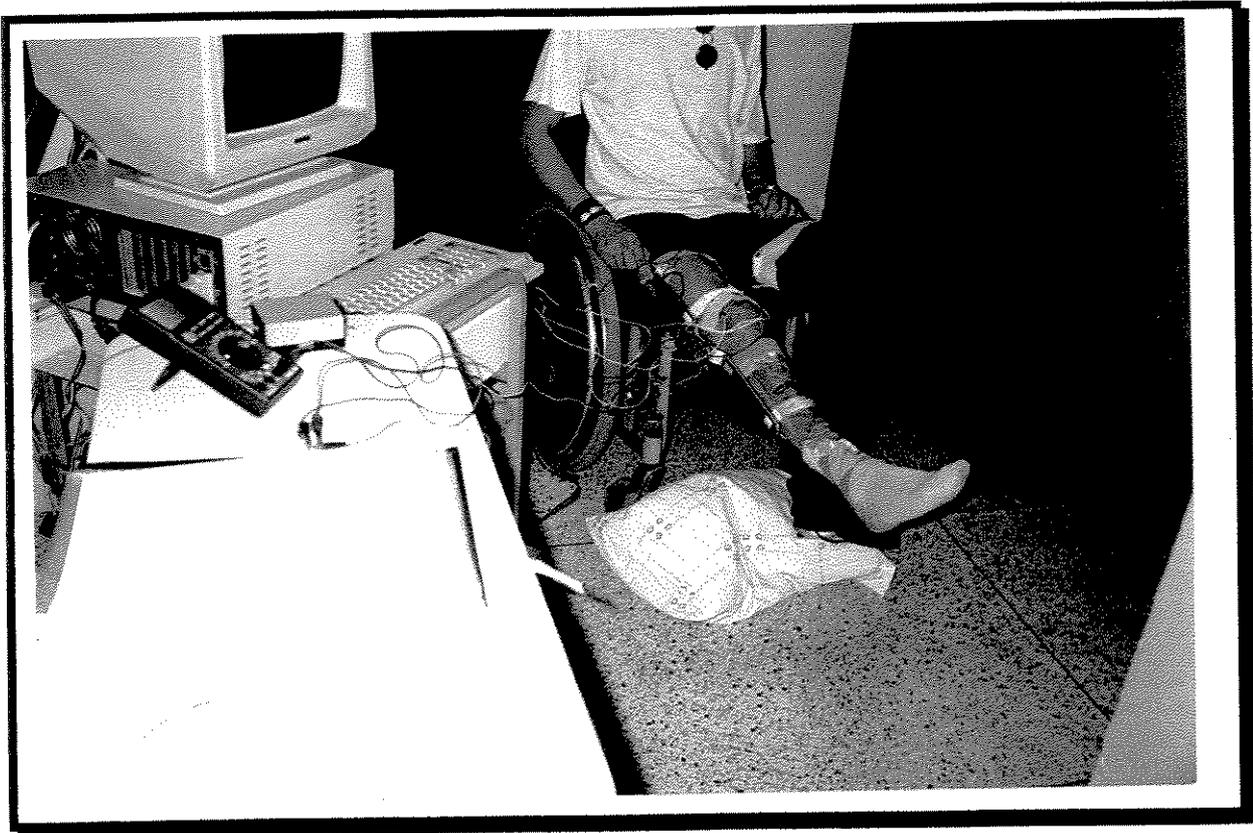


Fig. IV. 2.24 - Goniômetro, multímetro e tabela onde foram registrados os ângulos do movimento.

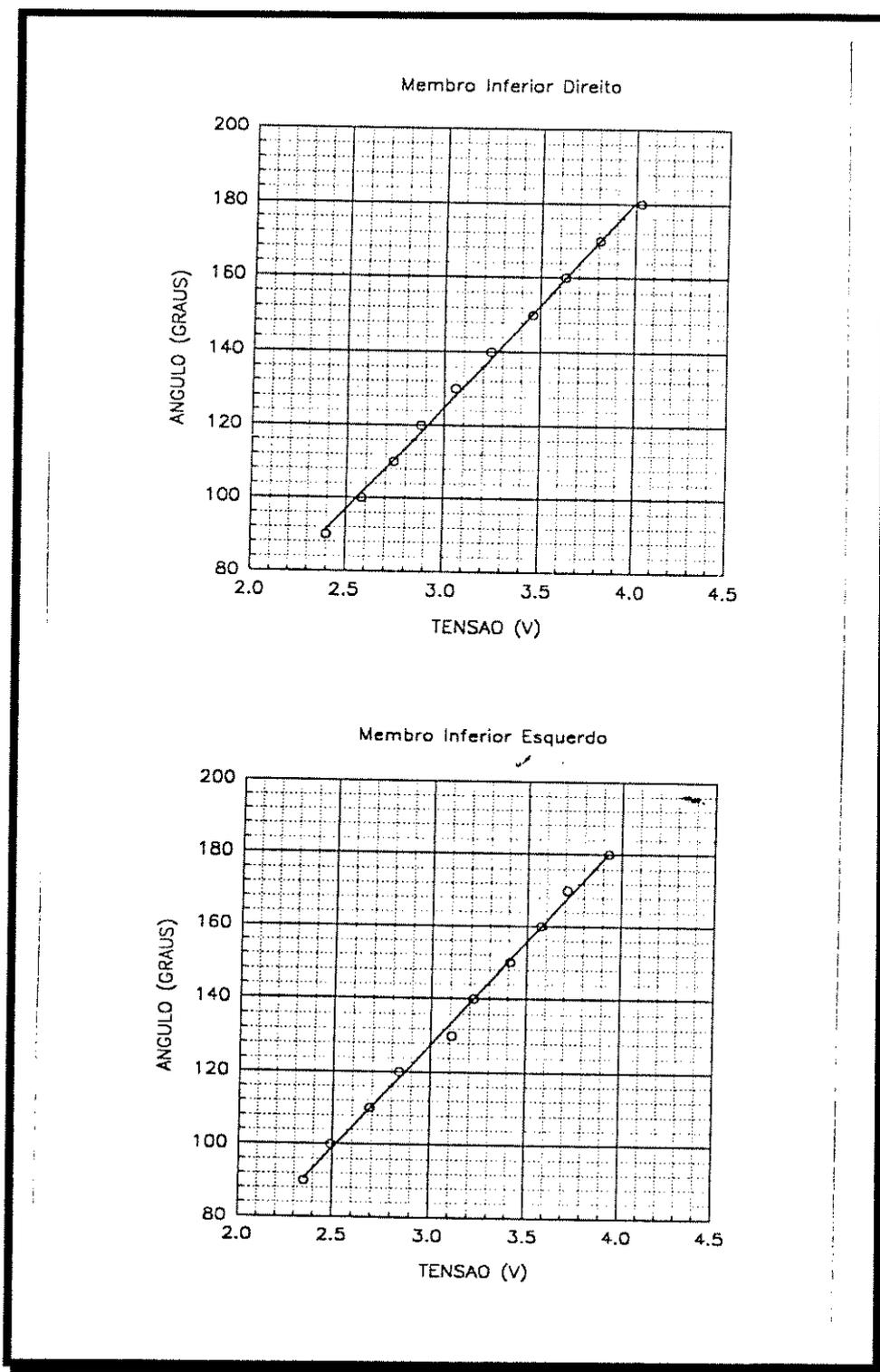


Fig. IV 2. 25 - Curva de calibração do goniômetro.

2.2.6.1.- Localização dos eletrodos

Foram usados sempre os mesmos eletrodos superficiais : 3 eletrodos ATIVOS e 2 eletrodos PASSIVOS.

Os três eletrodos ativos foram de tamanho pequeno (2 cm x 2 cm) e posicionados nos três corpos dos músculos do quadríceps, sobre a fibra muscular, a fim de estimular separadamente as unidades musculares dos referidos músculos.

Os dois eletrodos passivos foram de tamanho maior (3 cm x 6 cm). (Fig IV - 2.26)

Foram posicionados :

- 3 ELETRODOS ATIVOS - pontos motores dos 3 corpos dos músculos do quadríceps (V.L., V.M., R.F.), distal à articulação do joelho.

- 2 ELETRODOS PASSIVOS - extremo inferior do ventre muscular, proximal à articulação do joelho.

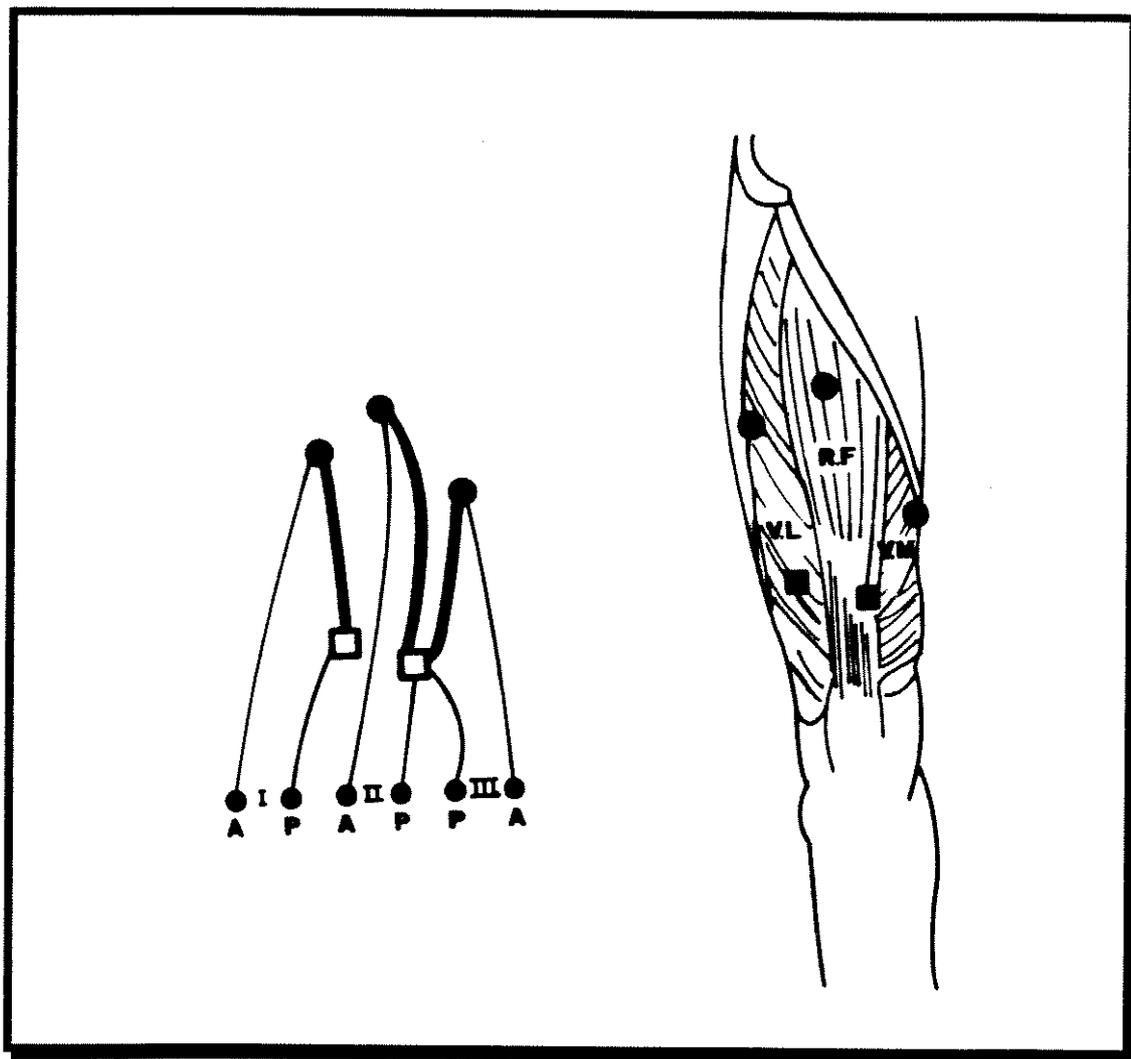


Fig. IV - 2.26. - Posicionamento dos eletrodos durante a E.E.N.M. Sequencial:
 (I) corresponde ao músculo vasto lateral, (II) corresponde ao músculo reto femoral e (III) corresponde ao músculo vasto medial • (A) corresponde aos eletrodos ativos □ (P) corresponde aos eletrodos passivos.

3 - Análise Estatística :

As variáveis quantitativas foram comparadas pelos testes " t " de student, correlação e regressão múltipla, após verificar a distribuição.

Em todas as análises o nível de significância adotada foi de 5 % ($P \leq 0,05$).

Os cálculos foram realizados utilizando-se o programa de computador " Microstat ", ecosoft Inc. 1984 " .

Os gráficos foram realizados utilizando o programa Windows (Microsoft Word Corporation) Versão 6.0. - Copyright 1989-1993.

V - RESULTADOS

Descrevem-se a seguir, os resultados obtidos deste estudo, do Grupo A e do Grupo B referentes à técnica de estimulação elétrica neuromuscular de um canal de estimulação (E.E.N.M. de um canal de estimulação) e do Grupo C, Grupo D1, Grupo D2 e Grupo E referentes à técnica de estimulação elétrica neuromuscular multicanal sequencial (E.E.N.M. multicanal sequencial).

A média e o desvio padrão foram observados da 1^o 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 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 V, sendo que os demais valores das 10 sessões dos pacientes do Grupo A e Grupo B, estão no Apêndice VIII .

Tabela V - médias, desvio padrão da idade, nível de lesão, tempo de lesão, tempo (s) de fadiga muscular e número de contrações no Grupo A e no Grupo B.

	X	S
Grupo A		
IDADE	31.71	9.55
NÍVEL	5.71	1.60
T.LESÃO	4.71	3.81
T.D.I.	874.28	637.66
T.E.I.	776.85	644.88
N.C.D.I.	90.57	66.33
N.C.E.I.	80.71	67.06
T.D.F.	1556.28	479.12
T.E.F.	1320.42	521.70
N.C.D.F.	161.71	49.84
N.C.E.F.	137.00	54.27
Grupo B		
IDADE	26.14	7.88
NÍVEL	6.42	1.13
T.LESÃO	4.42	3.20
T.D.I.	800.14	395.35
T.E.I.	830.71	293.08
N.C.D.I.	83.00	41.44
N.C.E.I.	86.00	30.40
T.D.F.	2.083.85	812.12
T.E.F.	1851.71	856.48
N.C.D.F.	216.57	84.61
N.C.E.F.	192.42	89.06

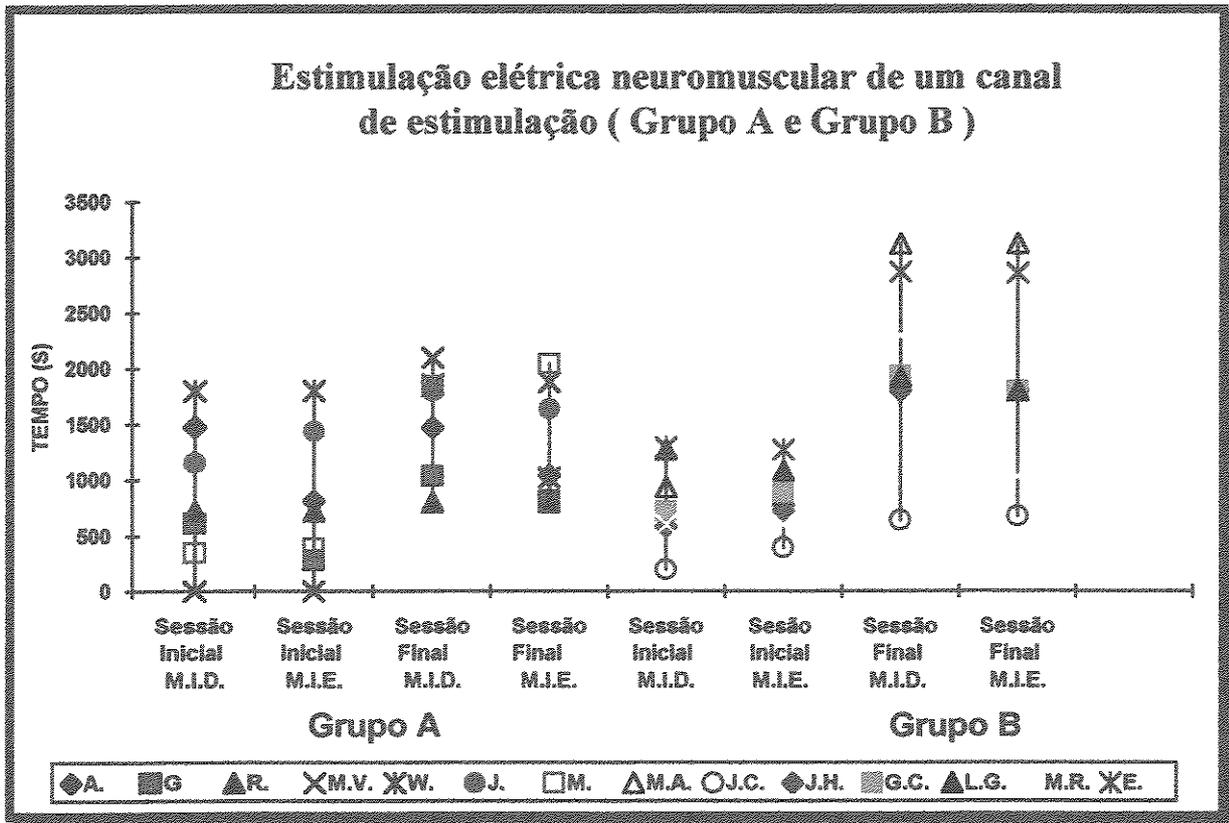
Tempo do membro direito inicial (T.D.I.), tempo do membro direito final(T.D.F.), tempo do membro esquerdo inicial (T.E.I.), tempo do membro esquerdo final (T.E.F.), número de contrações direito inicial(N.C.D.I.), número de contrações direito final(N.C.D.F.), número de contrações esquerdo inicial(N.C.E.I.), número de contrações esquerdo final(N.C.E.F.).

1 - Estimulação elétrica neuromuscular de um canal de estimulação (Grupo A e Grupo B)

Observou-se diferença significativa do tempo de fadiga entre o membro inferior direito e o membro inferior esquerdo, em ambos os Grupos das 10 sessões de cada paciente. No Grupo A, para 4 pacientes, o membro inferior direito respondeu melhor; para 3 deles, a melhor resposta foi do membro inferior esquerdo. Já no Grupo B, o membro inferior direito respondeu melhor para 4 pacientes, sendo que 1 paciente teve melhor resposta do M.I.E. e 2 paciente não apresentaram diferença significativa nas respostas. (Apêndice VIII)

Não se observou diferença significativa entre os dois Grupos (Grupo A e Grupo B), em relação às respostas do tempo direito inicial e tempo direito final ($t = 1.57$; $p = 0.14$), tempo esquerdo inicial e tempo esquerdo final ($t = 1.43$; $p = 0.17$) e número de contração direito inicial e número de contração direito final ($t = 1.57$; $p = 0,14$), número de contração esquerdo inicial e número de contração esquerdo final ($t = 1.44$; $p = 0,17$)

Os pacientes do Grupo A - paraplégico e Grupo B - tetraplégico, submetidos ao programa de estimulação elétrica de um canal de estimulação, apresentaram um aumento significativo da resistência à fadiga muscular tanto quando comparados o tempo final da 10ª sessão em relação ao tempo final da 1ª sessão do membro inferior direito (M.I.D.) (Grupo A $t = -2.23$; $p = 0.05$) (Grupo B $t = -5.60$; $p = 0.05$), como do membro inferior esquerdo (M.I.E.) (Grupo A $t = -2.41$; $p = 0.05$) (Grupo B $t = -4.12$; $p = 0.05$). Também, em relação ao número de contrações durante as sessões, houve um aumento significativo quando comparados o número final de contrações da 10ª sessão em relação ao número final de contrações da 1ª sessão do membro inferior direito (M.I.D.) (Grupo A $t = -2.23$; $p = 0.05$) (Grupo B $t = -5.60$; $p = 0.05$) e do membro inferior esquerdo (M.I.E.) (Grupo A $t = -2.41$; $p = 0.05$) (Grupo B $t = -4.12$; $p = 0.05$) (Figuras V 1.1 , V 1.2.).



Grupo A - 7 pacientes paraplégicos / Grupo B - 7 pacientes tetraplégicos

Fig. V 1.1 - Avaliação do tempo de resistência à fadiga da Sessão Inicial (1º sessão) e Sessão Final (10º sessão) de estimulação elétrica neuromuscular de um canal em pacientes paraplégicos (Grupo A) e tetraplégicos (Grupo B) no membro inferior direito (M.I.D.) e membro inferior esquerdo (M.I.E.).

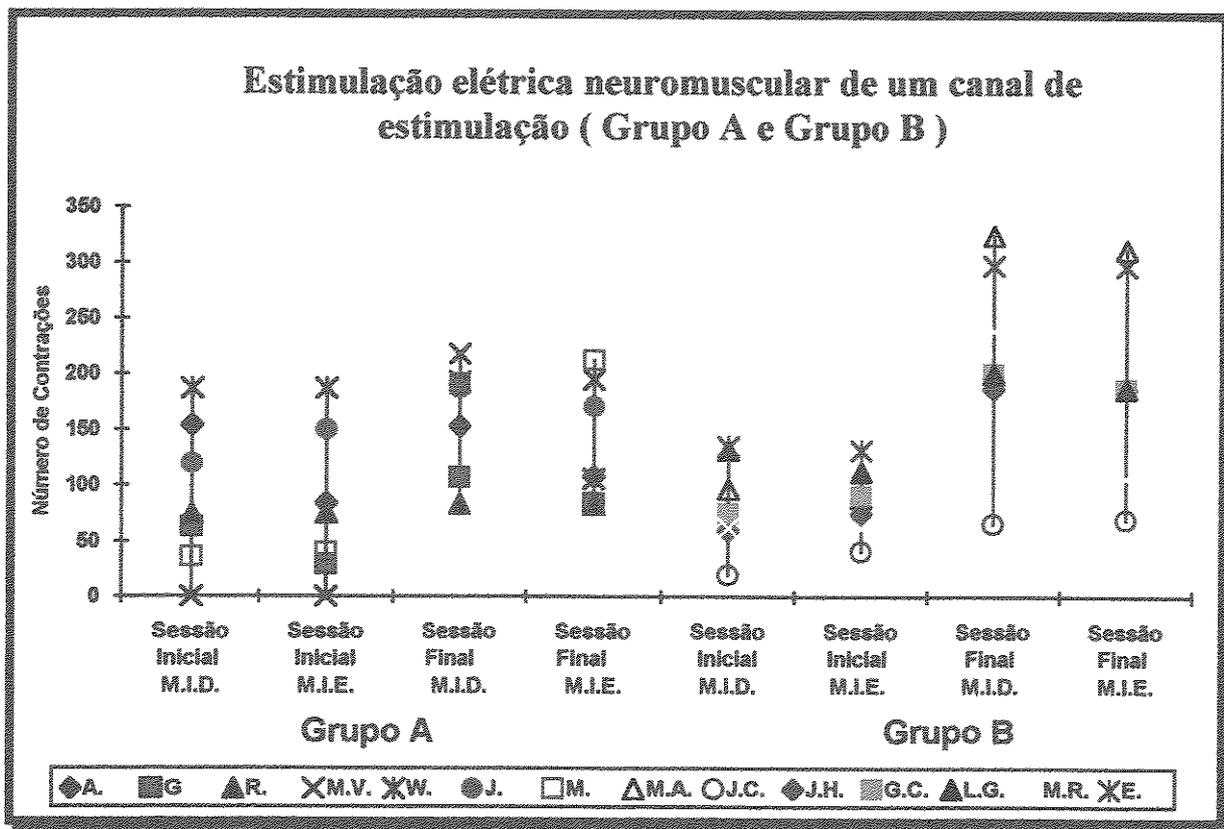


Fig. V 1.2 - Avaliação do número de contrações inicial - Sessão Inicial (1º sessão) e número de contrações final - Sessão Final (10º sessão) de estimulação elétrica neuromuscular de um canal em pacientes paraplégicos (Grupo A) e tetraplégicos (Grupo B) no membro inferior direito (M.I.D.) e membro inferior esquerdo (M.I.E.).

O aumento do tempo da resistência à fadiga muscular foi diretamente proporcional ao número de sessões em 4 dos 6 pacientes do Grupo A e em 4 dos 6 pacientes do Grupo B. (Tabela V 1.1 e V 1.2 e Figs V 1.3., V 1.4., V 1.5 e V 1.6).

Entretanto, observou-se diferença entre a evolução do tempo da resistência à fadiga nos dois membros inferiores no paciente A (Grupo A) que, na realidade, apresentou tempo direito bom desde o início, não o modificando ao longo das sessões.

O paciente R. (Grupo A) não respondeu a 2 sessões pois apresentou ansiedade durante as sessões; o paciente M.V (Grupo A) foi um caso especial pois se trata de um paciente diabético, não respondeu à estimulação na primeira sessão, porém, apresentou um aumento da resistência à fadiga após 10 sessões, enquanto o paciente W (Grupo A) faltou a 2 sessões por ser submetido a aplicação de fenolização, tendo sido realizadas apenas 8 medidas; porém, após 2 sessões de estimulação apresentou uma resistência à fadiga.

O paciente G.C. (Grupo B) apresentou uma resposta maior no Membro Inferior Direito desde o início das sessões.

Correlações entre o número de sessões do Grupo A - paraplégico e os tempos de resistência à fadiga muscular do membro inferior direito (T.D.) e esquerdo (T. E.) e número de contrações do membro inferior direito (N.C.D.) e esquerdo (N.C.E.).

Tabela V 1.1 - Coeficientes de correlação entre tempo de resistência à fadiga muscular e número de sessões e entre número de contrações e número de sessões nos membros inferiores direito e esquerdo.

Estimulação elétrica neuromuscular de um canal de estimulação - Grupo A					
Pacientes	Número de Sessões	T.D.	T.E.	N.C.D.	N.C.E.
A.	10	0,01	0,61*	0,01	0,61*
G.	10	0,32	0,27	0,32	0,27
R.	10	0,10	0,11	0,10	0,11
M.V.	10	0,77*	0,72*	0,77*	0,71*
W.	8	0,37	-0,19	0,37	-0,19
J.	10	0,85*	0,54	0,84*	0,54
M.	10	0,74*	0,73*	0,74*	0,73*

* $P \leq 0,05$

Tempo do membro inferior direito (T.D.), tempo do membro inferior esquerdo (T.E.), número de contrações do membro inferior direito (T.P.D.), número de contrações do membro inferior esquerdo (N.C.E.).

Correlações entre o número de sessões do Grupo B - tetraplégico e os tempos de resistência à fadiga muscular do membro inferior direito (T.D.) e esquerdo (T. E.) e número de contrações do membro inferior direito (N.C.D.) e esquerdo (N.C.E.).

Tabela V 1.2 - Coeficientes de correlação entre tempo de resistência à fadiga muscular e número de sessões e entre número de contrações e número de sessões nos membros inferiores direito e esquerdo.

Estimulação elétrica neuromuscular de um canal de estimulação - Grupo B

Paciente	Número de Sessões	T.P.D.	T.P.E.	N.C.D.	N.C.E.
M.A.	10	0,62*	0,77*	0,62*	0,77*
J.C.	10	0,46	0,25	0,46	0,25
J.H.	10	0,32	0,28	0,32	0,28
G.C.	10	0,71*	0,54	0,71*	0,54
L.G.	10	0,53	0,49	0,53	0,49
M.	10	0,91*	0,96*	0,91*	0,96*
E.	10	0,89*	0,88*	0,89*	0,88*

* $P \leq 0,05$

Tempo do membro inferior direito (T.D.), tempo do membro inferior esquerdo (T.E.), número de contrações do membro inferior direito (T.P.D.), número de contrações do membro inferior esquerdo (N.C.E.).

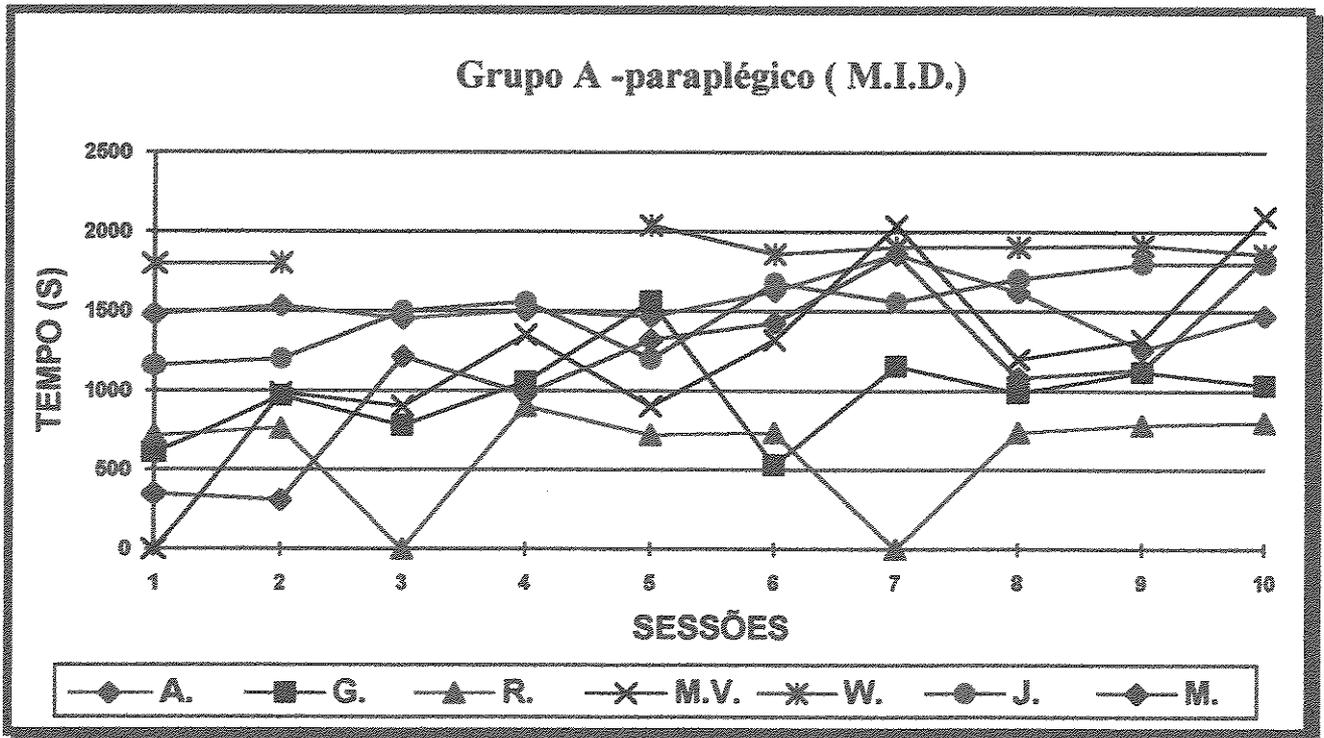


Fig.V 1. 3 - A figura mostra as características da resistência à fadiga muscular, através da estimulação elétrica neuromuscular de um canal, durante as 10 sessões referentes aos 7 pacientes do Grupo A - paraplégico (membro inferior direito - M.I.D.).

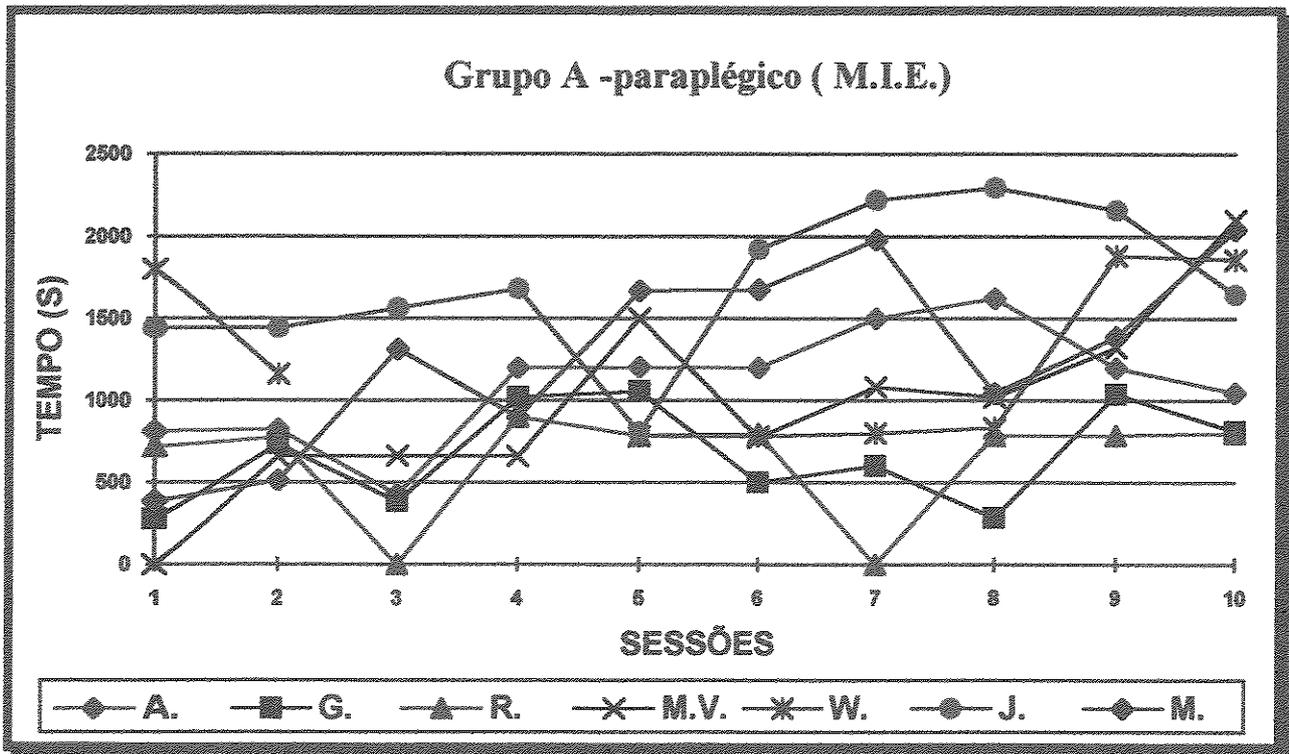


Fig. V 1.4 - A figura mostra as características da resistência à fadiga muscular, através da estimulação elétrica neuromuscular de um canal, durante as 10 sessões referentes aos 7 pacientes do Grupo A - paraplégico (membro inferior esquerdo - M.I.E.).

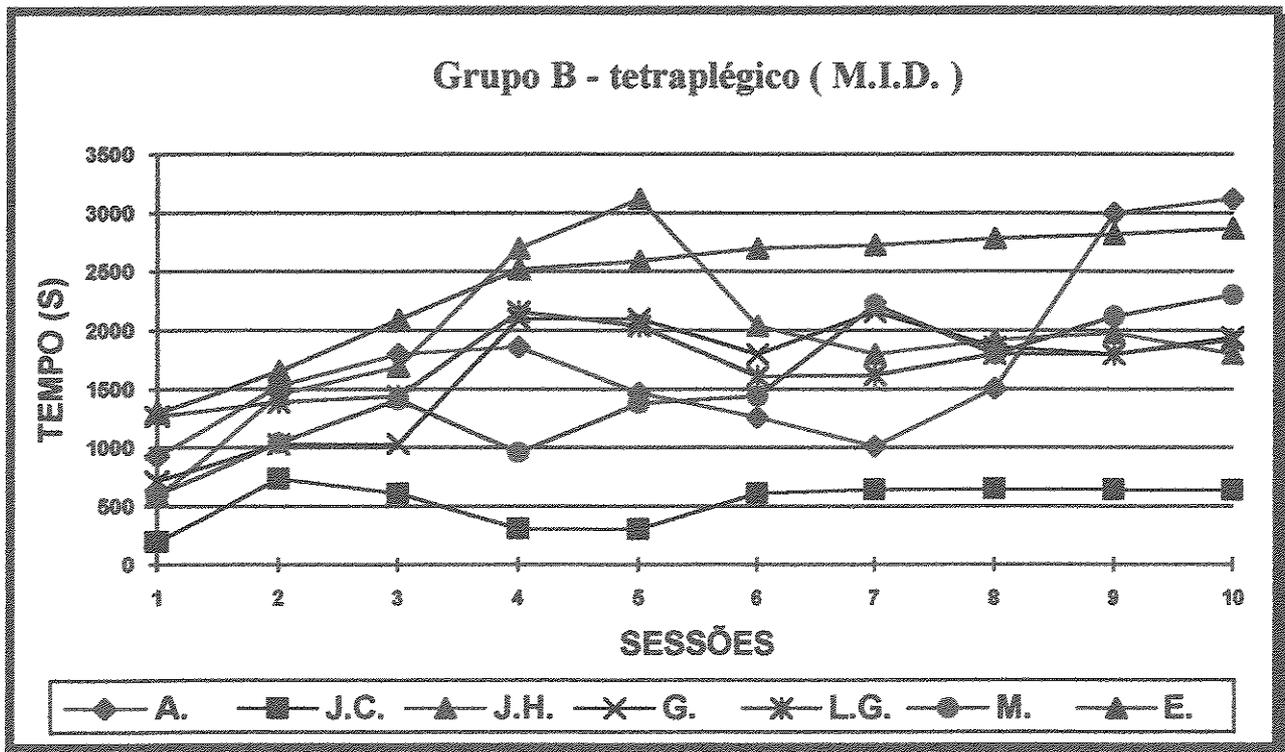


Fig. V 1.5. - A figura mostra as características da resistência à fadiga muscular, através da estimulação elétrica neuromuscular de um canal, durante as 10 sessões referentes aos 7 pacientes do Grupo B - tetraplégico (membro inferior direito - M.I.D.).

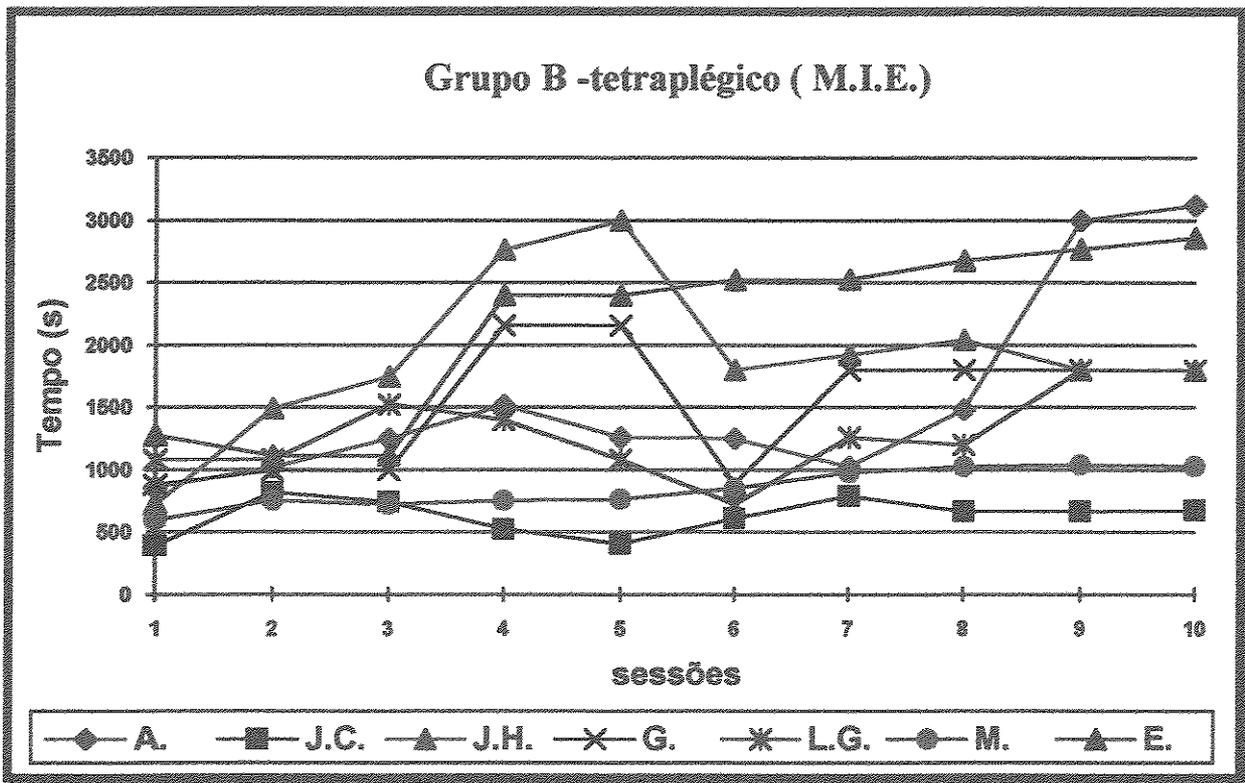


Fig. V 1.6 - A figura mostra as características da resistência à fadiga muscular, através da estimulação elétrica neuromuscular de um canal durante as 10 sessões referentes aos 7 pacientes do Grupo A - paraplégico (membro inferior esquerdo - M.I.E.).

As variáveis sexo, idade, nível e tempo de lesão foram analisadas quanto a sua influência na resistência à fadiga muscular. Não houve correlação com nenhuma dessas variáveis e o tempo de resistência à fadiga muscular e o número de contrações na evolução do programa de E.E.N.M. de um canal de estimulação. (Tabela V 1.3 e V 1.4 - Grupo A - paraplégico e Tabela V 1.5 e Tabela V 1.6 - Grupo B - tetraplégico).

Tabela V 1.3. - 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	T.D.I		T.D.F		N.C.D.I		N.C.D.F	
	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 do membro direito inicial (T.D.I), tempo do membro direito final (T.D.F), tempo do membro esquerdo inicial (T.E. I.), tempo do membro esquerdo final (T..E.F.), número de contrações do membro direito inicial (N.C.D. I), número de contrações do membro direito final (N.C.D.F), número de contrações do membro esquerdo inicial (N.C.E.I.), número de contrações do membro esquerdo final (N.C.E.F.).

Tabela V 1.4 - 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	T.E.I		T.E.F		N.C.E.I		N.C.E.F	
	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 do membro direito inicial (T.D.I), tempo do membro direito final (T.D.F), tempo do membro esquerdo inicial (T.E. I.), tempo do membro esquerdo final (T..E.F.), número de contrações do membro direito inicial (N.C.D. I), número de contrações do membro direito final (N.C.D.F), número de contrações do membro esquerdo inicial (N.C.E.I.), número de contrações do membro esquerdo final (N.C.E.F.).

Tabela V 1.5 - 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	T.D.I		T.D.F		N.C.D.I		N.C.D.F	
	r	P	r	P	r	P	r	P
r parciais								
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 do membro direito inicial (T.D.I), tempo do membro direito final (T.D.F), tempo do membro esquerdo inicial (T.E. I), tempo do membro esquerdo final (T..E.F.), número de contrações do membro direito Inicial (N.C.D. I), número de contrações do membro direito final (N.C.D.F), número de contrações do membro esquerdo inicial (N.C.E.I.), número de contrações do membro esquerdo final (N.C.E.F.).

Tabela V 1.6 - 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	T.E.I		T.E.F		N.C.E.I		N.C.E.F	
	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 do membro direito inicial (T.D.I), tempo do membro direito final (T.D.F), tempo do membro esquerdo inicial (T.E. I.), tempo do membro esquerdo final (T..E.F.), número de contrações do membro direito inicial (N.C.D. I), número de contrações do membro direito final (N.C.D.F), número de contrações do membro esquerdo inicial (N.C.E.I.), número de contrações do membro esquerdo final (N.C.E.F.).

2. - Comparação entre a estimulação elétrica neuromuscular de um canal de estimulação e a estimulação elétrica neuromuscular multicanal sequencial (Grupo C)

Os valores da média e o desvio padrão observados no membro inferior direito e membro inferior esquerdo dos 5 pacientes do Grupo C referentes a idade, nível de lesão, tempo de lesão e tempo de fadiga da E.E.N.M. de um canal de estimulação e E.E.N.M. multicanal sequencial da 1ª a última sessão estão descritos na Tabela V 2.1.

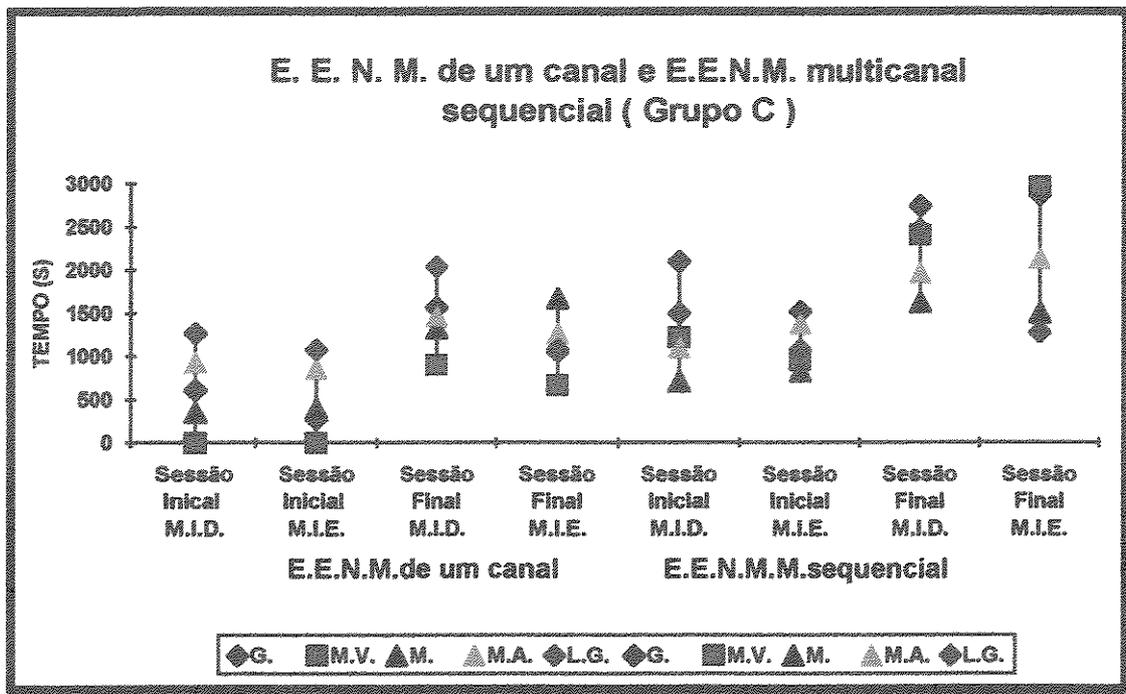
Tabela V 2.1.- Médias e desvio padrão da idade, nível de lesão, tempo de lesão, tempo (s) da fadiga muscular

	E.E.N.M.de um canal		E.E.N.M.M. sequencial	
	X	S	X	S
IDADE	27.40	10.11	27.40	10.11
NÍVEL	6.40	1.34	6.40	1.34
T.LESÃO	7.00	4.30	7.00	4.30
T.D.I.	632.60	494.07	1326.00	518.10
T.E.I.	520.60	439.96	1150.20	291.77
T.D.F.	1735.60	289.41	2240.20	442.54
T.E.F.	1197.00	400.06	2163.60	764.96

Tempo do membro direito inicial (T.D.I.), tempo do membro esquerdo inicial (T.E.I.), tempo do membro direito final (T.D.F.), tempo do membro esquerdo final (T.E.F.).

A comparação dos resultados obtidos após 5 sessões consecutivas de E.E.N.M. de um canal de estimulação e 5 sessões consecutivas de E.E.N.M. multicanal sequencial em 5 pacientes mostrou que, nesta última, houve um aumento significativamente maior, tanto quanto as diferenças entre o tempo de resistência à fadiga inicial e final no membro inferior direito E.E.N.M. multicanal sequencial ($t = -10,50$, $p = 0,0002$), E.E.N.M. de um canal de estimulação ($t = -5,50$, $p = 0,001$) como no membro inferior esquerdo E.E.N.M. multicanal sequencial ($t = -3,31$, $p = 0,01$), E.E.N.M. de um canal de estimulação ($t = -3,29$, $p = 0,01$) (Fig. V. 2.1).

O aumento da resistência à fadiga foi diretamente proporcional ao número de sessões em 5 pacientes, quando analisamos a técnica de E.E.N.M. multicanal sequencial., enquanto que nas sessões de E.E.N.M. de um canal de estimulação, apenas 2 pacientes apresentaram aumento da resistência à fadiga muscular significativamente correlacionada ao número de sessões . (Tabela . V 2.2)



E.E.N.M. de um canal - 5 pacientes / E.E.N.M. multicanal sequencial - 5 pacientes

Fig. V 2.1. - Avaliação do tempo de resistência à fadiga da Sessão Inicial (1ª sessão) e Sessão Final (5ª sessão) da E.E.N.M. de um canal de estimulação e E.E.N.M. multicanal sequencial (M.I.D. e M.I.E.).

Tabela V 2.2 - Correlação das variáveis tempo direito (T.D.) e tempo esquerdo (T.E.), utilizando a E.E.N.M. sequencial e E.E.N.M. de um canal referentes aos 5 pacientes do Grupo C

Variável	E.E.N.M.M. sequencial		E.E.N.M. de um canal	
	T.D.	T.E.	T.D.	T.E.
	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

* $P \leq 0.05$

Tempo direito (T.D.), tempo esquerdo (T.E.)

Comparando os resultados da técnica de E.E.N.M. de um canal, em relação à técnica de E.E.N.M. multicanal sequencial, concluímos que a técnica de E.E.N.M. multicanal sequencial apresentou um aumento maior e linear do tempo da resistência à fadiga muscular quando analisamos as variáveis tempo direito (M.I.D.) e tempo esquerdo (M.I.E), durante as 5 sessões referentes aos 5 pacientes do Grupo C . Já a E.E.N.M. de um canal apresentou um aumento menor e não linear de resistência à fadiga muscular, quando analisamos as variáveis tempo direito (M.I.D.) e tempo esquerdo (M.I.E.), durante as 5 sessões referentes aos 5 pacientes do Grupo C (Figuras. V 2.2 e V 2.3.).

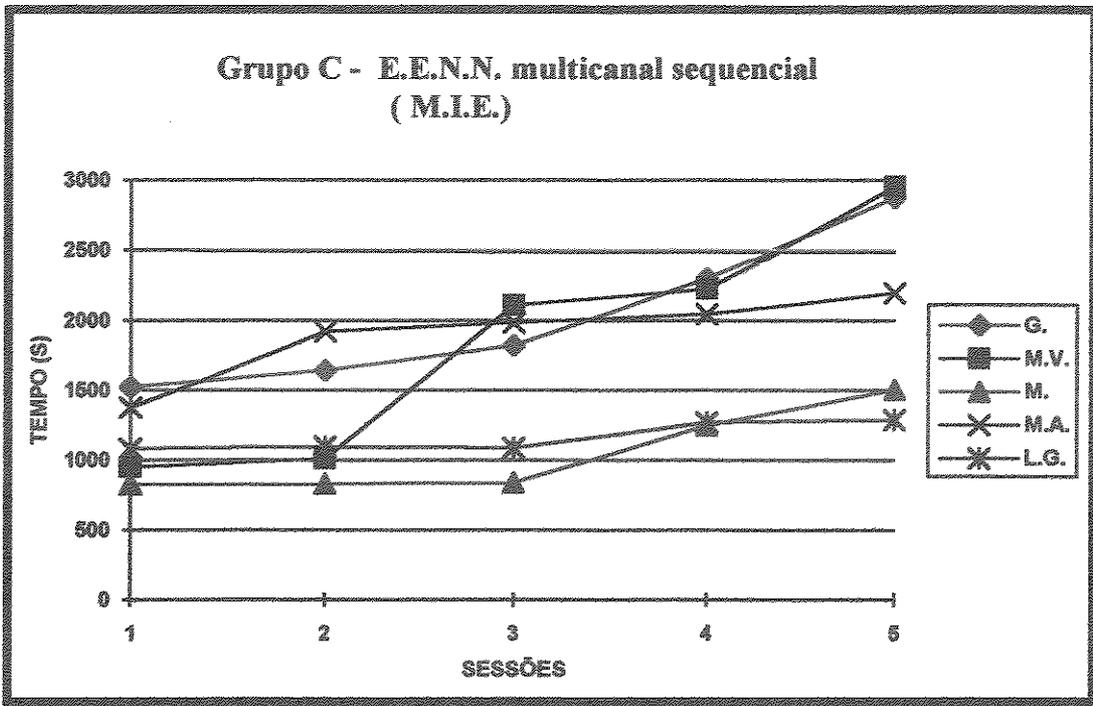
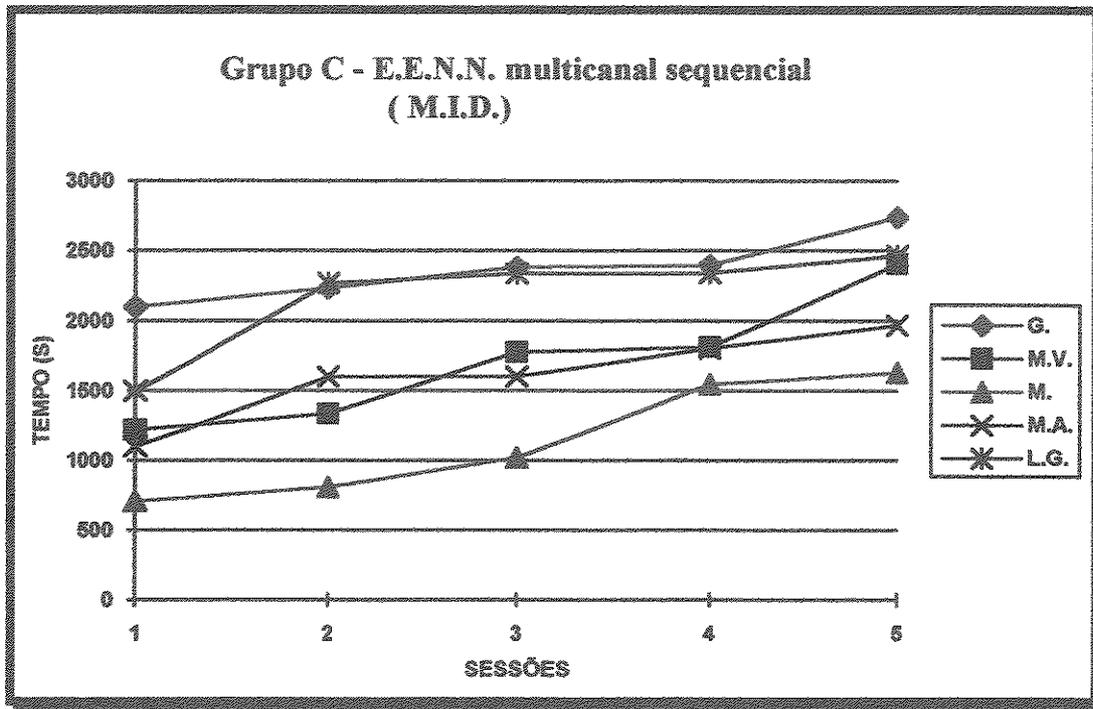


Fig V 2.2. - Avaliação do tempo da fadiga muscular dos membros inferiores direito (M.I.D.) e esquerdo (M.I.E.), através da estimulação elétrica neuromuscular sequencial, durante as 5 sessões dos 5 pacientes do Grupo C.

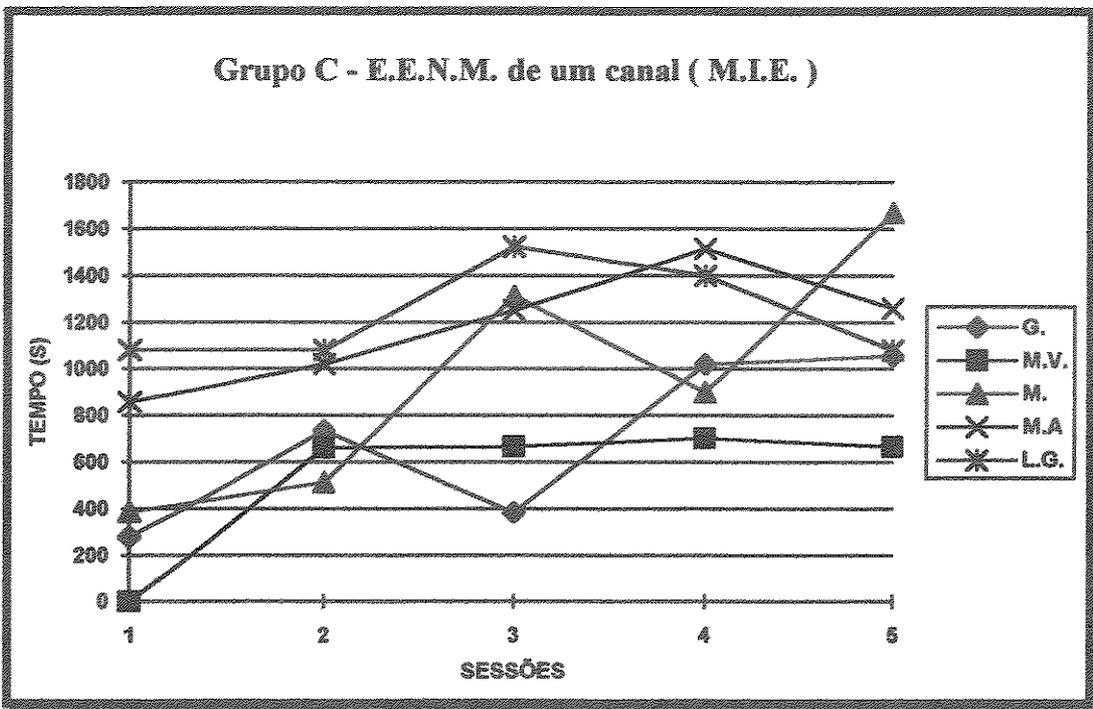
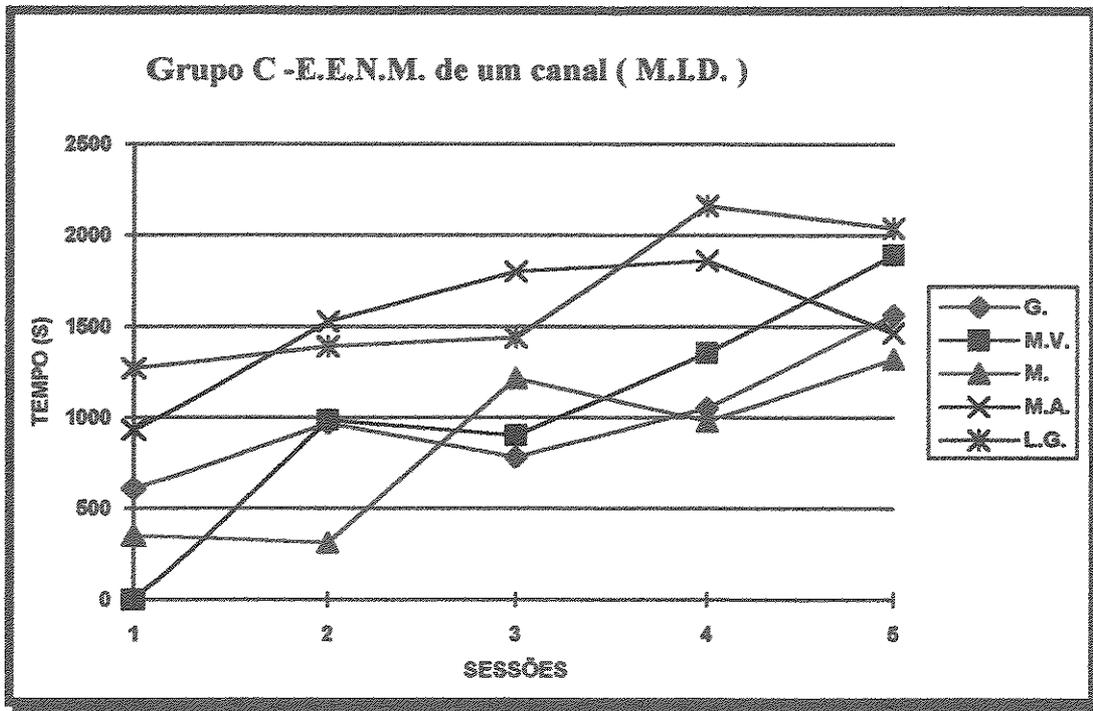


Fig V 2.3.- Avaliação do tempo da fadiga muscular dos membros inferiores direito (M.I.D.) e esquerdo (M.I.E.), através da estimulação elétrica neuromuscular de um canal, durante as 5 sessões dos 5 pacientes do Grupo C.

3 - Comparação da estimulação elétrica neuromuscular de um canal de estimulação e a estimulação elétrica multicanal sequencial (Grupo D1 e Grupo D2)

Os valores da média e desvio padrão observados no membro inferior direito e membro inferior esquerdo dos 6 pacientes do Grupo D1 e 6 pacientes do Grupo D2, referentes ao tempo de fadiga da E.E.N.M. de um canal de estimulação e tempo de fadiga da E.E.N.M. multicanal sequencial de uma única sessão, estão descritos na Tabela V 3.1.

Tabela V 3.1. - Médias e desvio padrão do tempo (s) da fadiga referente à E.E.N.M. de um canal de estimulação e à E E.N.M. multicanal sequencial

	E.E.N.M. de um canal		E.E.N.M.M. sequencial	
	X	S	X	S
Grupo D1				
T.D.	983.66	838.94	1678.50	689.12
T.E.	806.33	741.18	1474.50	493.70
Grupo D2				
T.D.	836.33	420.19	1314.66	399.79
T.E.	848.33	316.97	1284.00	293.66

Tempo do membro direito (T.D.), tempo do membro esquerdo (T.E.).

As comparações dos resultados obtidos de uma sessão da E.E.N.M. de um canal e uma sessão de E.E.N.M. multicanal sequencial, 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 (M.I.D), utilizando a técnica de E.E.N.M.M sequencial em relação ao tempo direito (M.I.D), utilizando a técnica de E.E.N.M. de um canal (Grupo D1 $t = -3.23 p \leq 0.05$; Grupo D2 $t = -2.94 p \leq 0.05$) e o tempo esquerdo (M.I.E.), utilizando a técnica de E.E.N.M.M. sequencial em relação ao tempo esquerdo (M.I.E.), utilizando a técnica de E.E.N.M. de um canal (Grupo D1 $t = -4.01 p \leq 0.05$; Grupo D2 $t = -2.50 p \leq 0.05$). (Figs V 3.1 e V 3.2.)

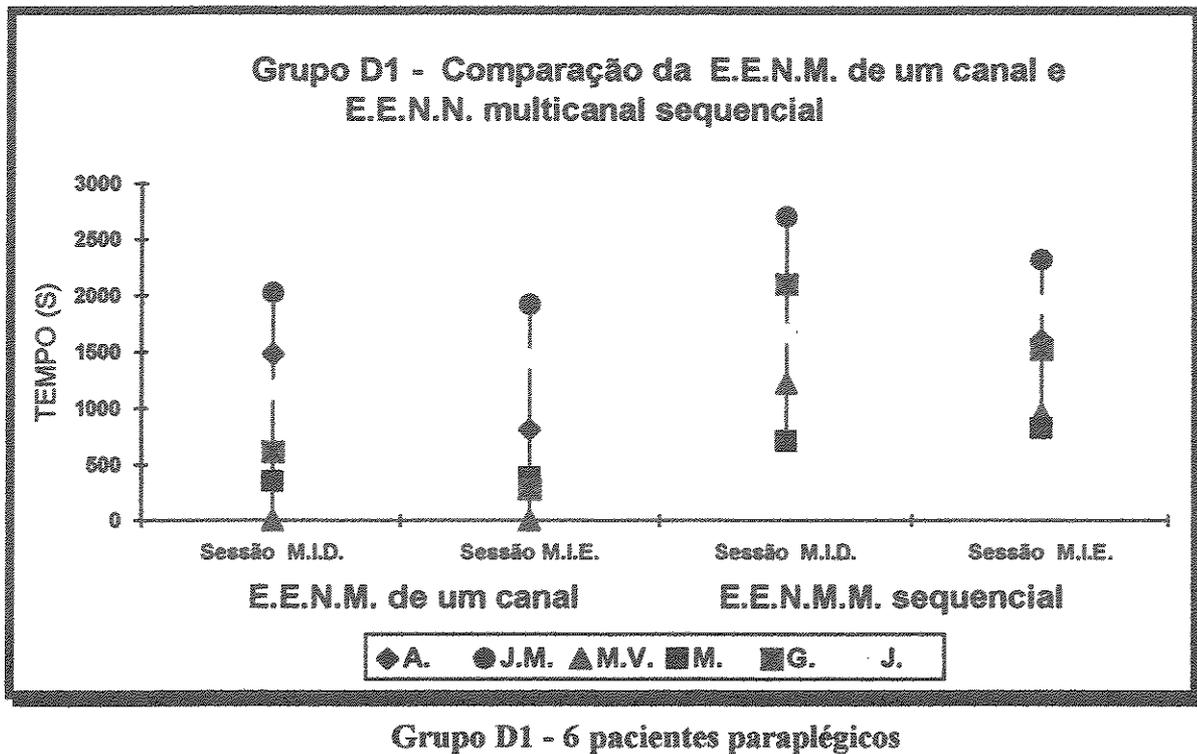


Fig. V 3.1. - Avaliação da resistência à fadiga muscular durante 1 sessão utilizando a técnica de E.E.N.M. sequencial e durante 1 sessão utilizando a técnica de E.E.N.M. de um canal dos 6 pacientes Grupo D1.

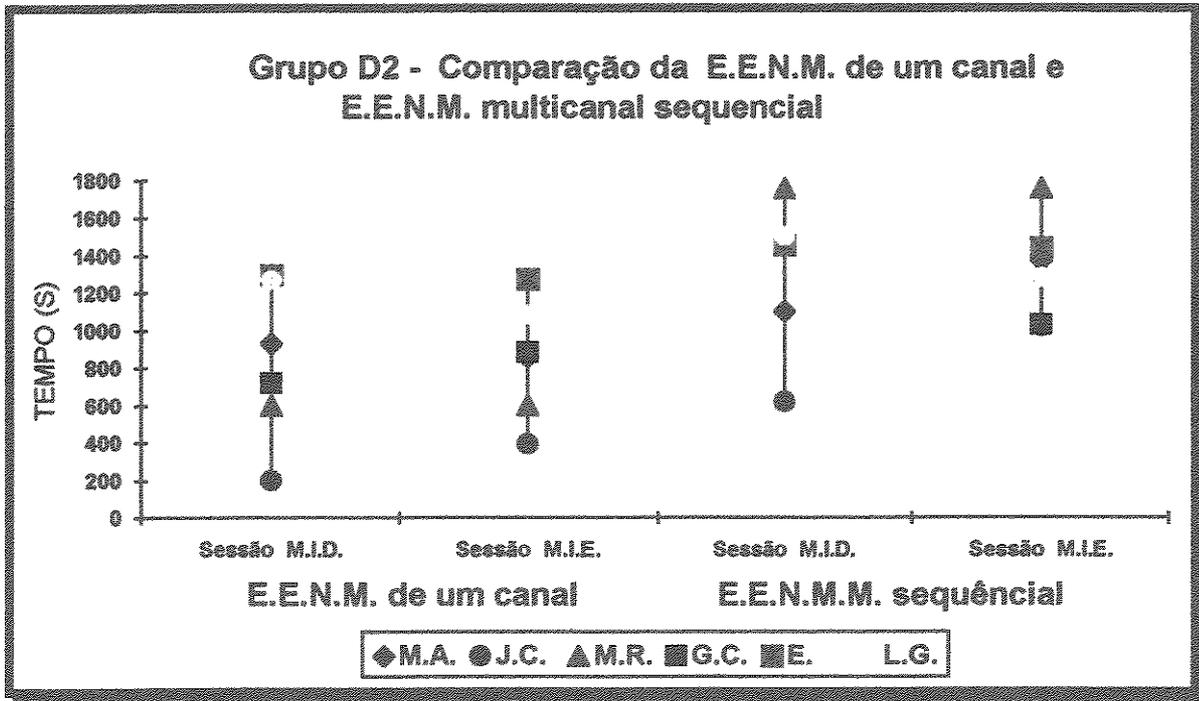


Fig. V 3.2. - Avaliação da resistência à fadiga muscular durante 1 sessão utilizando a técnica de E.E.N.M. sequencial e durante 1 sessão utilizando a técnica de E.E.N.M. de um canal dos 6 pacientes Grupo D2.

4 - Estimulação elétrica neuromuscular de um canal e multicanal sequencial Grupo E (tempo final, ângulo e amplitude)

Os resultados mostram uma identificação do comportamento do processo da fadiga muscular referentes aos tempos da E.E.N.M. multicanal sequencial (M.I.D. e M.I.E.) e tempos da E.E.N.M. de um canal (M.I.D. e M.I.E.), em relação à queda típica dos ângulos do movimento de extensão do joelho durante as sessões de estimulação. (Fig V 4.1).

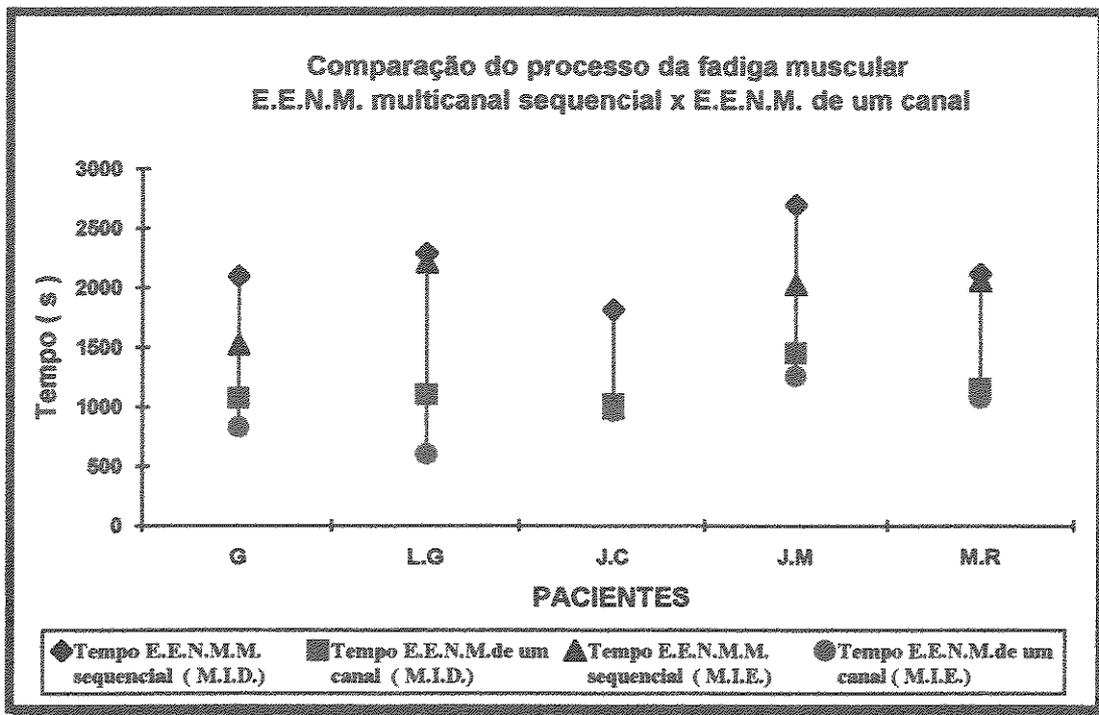


Fig. V 4.1. - Avaliação do processo da fadiga muscular, através do tempo do membro inferior direito (M.I.D.) e membro inferior esquerdo (M.I.E.), utilizando a técnica de E.E.N.M. multicanal sequencial e a técnica de E.E.N.M. de um canal, referente aos 5 pacientes do Grupo E.

VI - DISCUSSÃO

Embora exista um consenso na literatura a respeito do aumento da resistência à fadiga muscular através da estimulação elétrica neuromuscular, (PECKMAN, et alli, 1976, KRALJ. et alli, 1980 ELORANTA, et alli, 1981, KUBIAK, et alli 1987, HAKKINEN, et alli e POURMEZAM et alli, 1988, GIROUX et alli, 1990, SELKOVITZ, et alli e BYSTRIM, et alli, 1991, FRANKEN et alli e BOOM, et alli 1993.), BINDER MACLEOD E GUERIN (1990) afirmaram que tem sido difícil tirar conclusões válidas dos resultados dos estudos de resistência à fadiga muscular, por não haver acesso aos resultados estatísticos, assim como pela ausência de padronização dos parâmetros de estimulação, durante os programas experimentais.

De acordo com FRANKEN, et alli (1993), o músculo estimulado eletricamente é um sistema dinâmico não linear, exibindo dependência não linear de sua força, os quais dificultam o controle do sistema, tais como : comprimento do músculo, velocidade de contração, posição da articulação, temperatura e fadiga. Essas características complicam o controle do sistema, pois a dependência dessas relações não lineares na fadiga para com o músculo do quadríceps deveria ser conhecida , mas não foi documentada anteriormente.

As relações entre a estimulação elétrica neuromuscular, parâmetros de estimulação e a resistência à fadiga foram utilizadas no desenvolvimento do sistema de controle para movimentos de membros inferiores, induzido pela estimulação elétrica neuromuscular, que procura a minimização da fadiga muscular.

Uma variedade de testes de estimulação elétrica no músculo do quadríceps foram utilizados, neste estudo, em uma tentativa de produzir uma maior resistência à fadiga muscular, que possa ser medida por métodos clínicos simples e óbvios. 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.

Em resposta a E.E.N.M., KUBIAK et alli 1987 citaram em seus estudos que as unidades motoras, cujos axônios são maiores em diâmetro (rápidas), foram recrutadas antes daquelas unidades motoras com axônios de diâmetro menor (lentas). Os axônios de diâmetro menor não foram recrutados pelo estímulo elétrico, a não ser que a intensidade do estímulo fosse maior. Com ativação voluntária de um músculo, durante sessões de exercícios voluntários, os axônios de diâmetro maior e menor foram recrutados. De acordo com o dito acima, é de grande importância o uso da técnica da E.E.N.M. multicanal sequencial, para o recrutamento de motoneurônios, que através do treino de estimulação de um indivíduo pode descrever as unidades motoras que não foram ativadas previamente por causa da inibição. Isto pode explicar por que o aumento do tempo da resistência à fadiga muscular foi maior no grupo de E.E.N.M. multicanal sequencial.

NELSON, et alli, 1987, enfatizaram, em seus estudos, que as células de fibras musculares das unidades motoras esqueléticas têm um potencial de adaptação remarcáveis e são, talvez, as mais adaptáveis ao tecido, em resposta a uma vasta variedade de estímulos, incluindo a E.E.N.M.. 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. As unidades motoras dos músculos lentos (Tipo I) são inervadas pelos neurônios motores que têm um baixo limiar e fornece níveis baixos de atividade de impulso necessária para as funções posturais. As unidades motoras do músculo rápido (Tipo II) são inervadas pelos neurônios motores com limiares mais altos e fornecem curtos impulsos de amplitude maiores do que aqueles dos músculos lentos. Isto explica por que um músculo rápido, que é estimulado eletricamente, adquire as propriedades ultra-estruturais e histoquímicas, bio-mecânica e fisiológica de um músculo lento, o músculo se torna mais resistente à fadiga por causa da conversão do metabolismo. Como já foi citado neste trabalho, as alterações da E.E.N.M. parecem ser reversíveis com a não continuidade do programa.

Durante este estudo, o programa inicial e o programa alternativo se submeteram a regime similares. Ambos os regimes foram efetivos no aumento da resistência à fadiga muscular.

O programa de E.E.N.M. de um canal de estimulação apresentou um aumento não linear do tempo da sessão, e o programa de E.E.N.M. multicanal sequencial mostrou ser mais efetivo, pois, além do aumento do tempo da sessão ele apresentou um aumento linear durante o programa. Estes resultados estão de acordo com aqueles publicados por POURMEZAM, M et alii 1987.

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 et alii 1989, KUBIAK. et alii 1987) e estimulação elétrica neuromuscular multicanal sequencial (POURMEZAM, M et alii 1987). Os resultados indicam que a velocidade de contração determinada, neste estudo, através da sequência de estimulação elétrica neuromuscular multicanal sequencial, desenvolvida neste trabalho, alterou os resultados da resistência à fadiga.

A E.E.N.M. multicanal sequencial apresentou quatro vantagens sobre a E.E.N.M. 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 resistência à fadiga, durante todo o programa alternativo.

Estes resultados podem contribuir para a derivação de um critério de custo, descrevendo a fadiga muscular como uma função de ambos os movimentos de contração e sequência de estimulação. A E.E.N.M. multicanal sequencial apresentou um maior tempo de resistência à fadiga muscular, pois usou a estimulação intermitente de vários grupos musculares que estaria o mais próxima possível da atividade dos músculos normais (ONKELINX, et alii, 1975, MILLS, et alii 1982, MURRAY et alii -1964, LEHMANN -1986, BASMAJIAN - 1972, CHRISTOPHER et alii 1992). A fim de manter a extensão do joelho, pelo menos um músculo foi ativo num tempo determinado.

No estudo de POURMEZAN, 1987, a E.E.N.M. multicanal sequencial foi ciclicamente mudada durante o estudo. Os resultados mostraram que o tempo de estimulação de 5s produziu uma resistência maior à fadiga do que o tempo de exercício de 10s, estes resultados vêm fortalecer os parâmetros de estimulação determinados para este estudo, já que o tempo de exercício usado foi de 4s. A redução futura do tempo de estimulação pode produzir ainda melhores resultados, que podem ser investigados em outros estudos.

O aumento da resistência à fadiga muscular, adquirida nos músculos durante as sessões, ocorreram na dependência do número de fibras musculares dos neurônios motores inferiores intactos da medula ao músculo.

Em geral, pode-se esperar algum envolvimento dos neurônios motores inferiores, pois as células dos corpos ou origem dos nervos espinhais inervam os músculos, para serem estimulados, geralmente, dentro de um ou dois segmentos do nível de lesão. Contudo, o envolvimento parcial dos neurônios motores inferiores explicariam algumas das variações que existem de sujeito a sujeito no final da resistência à fadiga. Isto poderia explicar a diferença que ocorreu neste trabalho entre as respostas do Tempo da resistência à fadiga muscular, em relação ao M.I.D. e M.I.E., que ocorreu devido às diferenças neurológicas e fisiológicas de cada indivíduo, descartando a hipótese de que a diferença das respostas estivesse relacionada à fadiga geral, pois o melhor Tempo do membro inferior variou entre o M.I.D. e M.I.E., em relação aos 14 pacientes observados, KUBIAK, R.J. et alli 1987, sugeriu, em seus estudos, que os futuros investigadores futuros incluam o uso de ambos os membros inferiores, em trabalhos relacionados à fadiga muscular.

A espasticidade ocorrida nestes pacientes é, provavelmente importante na manutenção do músculo (MOGLIA, et alli, 1987). PECKMAN et alli -1976, já documentou um efeito desta espasticidade em hipertrofia tônica, fibras vermelhas do músculo, que acredita ser, por evidência indireta, as primeiras recrutadas em contrações que literalmente aumentam em força. Contudo, nem todos os pacientes acrescentaram a mesma frequência de espasticidade e, desta forma, não desenvolveriam necessariamente a mesma força, o que leva a inferir ser esta a causa das variações encontradas nos resultados da resistência à fadiga.

A variabilidade dos resultados dos pacientes pode ser devida à interferência relacionada às percepções emocionais e sensoriais de cada paciente, ex: ansiedade, desconforto, período menstrual no caso de pacientes do sexo feminino, que 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 PECKMAM 1976, que mostrou que é possível, através da estimulação elétrica neuromuscular, exercitar os músculos enfraquecidos .

Quando foi registrado o ângulo do movimento de extensão do joelho, no qual se fez necessário o aumento da tensão de estimulação para se obter 180° de extensão, foi observada uma maior resistência à fadiga, quando da utilização da E.E.N.M.M. sequencial em relação a de E.E.N.M.de um canal.

Observamos que a amplitude suficiente para ocorrer a contração muscular foi entre 70V a 75V através da E.E.N.M.M.sequencial e 100V através da E.E.N.M.de um canal, isto pode ser explicado em razão de a E.E.N.M.M.sequencial estimular grupos musculares específicos (V.L., V.M. e R.F.) e a E.E.N.M. de um canal estimular um grupo muscular (quadríceps). Estes resultados estão de acordo com os publicados por Poumazam et alli 1988.

Não encontramos na literatura nenhum estudo sobre fadiga muscular que comparasse as respostas aos estímulos elétricos em pacientes paraplégicos e tetraplégicos, porém, neste estudo, não foi observada diferença das respostas do Grupo A -paraplégico e Grupo B - tetraplégico. Estes resultados podem ser confirmados se levarmos em consideração os estudo de HOOKER, S.P. et alli 1993, que observou que através de testes ergométricos de membros superiores, utilizando a estimulação elétrica, não houve diferença entre consumo de oxigênio e frequência cardíaca nos Grupos paraplégicos e tetraplégicos.

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

VII - CONCLUSÃO

Com os resultados da presente investigação podemos concluir :

- Não foi observada diferença estatística entre os 7 pacientes paraplégicos - Grupo A e 7 pacientes tetraplégicos - 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 das 10 sessões.

- Foi observada diferença estatística do tempo da resistência à fadiga muscular entre o membro inferior direito e membro inferior esquerdo, quando comparamos as 10 sessões dos 7 pacientes do Grupo A e 7 pacientes do Grupo B.

- Os pacientes do Grupo A - paraplégico e Grupo B - tetraplégico, submetidos ao programa de E.E.N.M. 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.

- Não foram observadas correlações das variáveis sexo, idade, nível de lesão e tempo de lesão com o tempo inicial e final da resistência à fadiga muscular do membro inferior direito e esquerdo e número de contrações inicial e final do membro inferior direito e esquerdo na evolução do programa de E.E.N.M. de um canal de Estimulação dos 7 pacientes do Grupo A - paraplégico e 7 pacientes do Grupo B - tetraplégico.

- Quando foi comparado o programa de E.E.N.M. de um canal de estimulação com o programa de E.E.N.M. multicanal sequencial:

- Foi observado que, embora haja um aumento significativo no programa de E.E.N.M. 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 E.E.N.M. multicanal sequencial 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 E.E.N.M. multicanal sequencial foi observado um aumento da resistência à fadiga muscular diretamente proporcional ao número de sessões em 5 pacientes do Grupo C., enquanto nas sessões de E.E.N.M. de um canal de estimulação, apenas 2 pacientes do Grupo C apresentaram um aumento da resistência à fadiga muscular.

- Foi observado um aumento significamente maior do tempo da resistência à fadiga muscular do membro inferior direito e esquerdo do programa de E.E.N.M. multicanal sequencial, em relação ao tempo da resistência à fadiga muscular do membro inferior direito e esquerdo do programa de E.E.N.M. de um canal de estimulação, em uma sessão dos 6 pacientes do Grupo D1 - paraplégico e Grupo D2 - tetraplégico.

- Foi observado que, embora haja uma identificação típica da queda dos ângulos do movimento de extensão do joelho, houve um aumento da resistência à fadiga muscular, durante as sessões de E.E.N.M. multicanal sequencial e E.E.N.M. de um canal de estimulação - Grupo E.

A partir dos relatos apresentados nos parágrafos anteriores, conclui-se que a E.E.N.M. multicanal sequencial produz um aumento linear do tempo da resistência à fadiga muscular, quando comparado a E.E.N.M. de um canal de estimulação. Através da E.E.N.M. multicanal sequencial, houve uma fragmentação do tempo de estimulação do sistema da E.E.N.M. de um canal de estimulação em uma temporização sequencial. Isto permite um tempo de relaxamento maior entre um músculo e outro durante uma sequência de estímulos.

Este fato ocorre devido à minimização da produção de ácido láctico, que diminui o consumo de glicose no sangue o qual acarreta uma menor acidose intracelular. A partir deste momento, dois eventos ocorrem paralelamente. No primeiro, uma liberação de enzimas de glicose aumenta a produção de A.T.P. e, no segundo, um aumento da liberação do Ca produz uma ativação da moléculas de actina e miosina, ocorrendo um aumento da produção da força. Ambos os eventos levam à diminuição da fadiga muscular.

Concluimos 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 o início de novos estudos relacionados à fadiga muscular.

Devemos considerar que as relações entre a E.E.N.M. multicanal sequencial, parâmetros de estimulação e o aumento da resistência à fadiga pode ser usado no desenvolvimento das estratégias de otimização do controle dos movimentos funcionais, processando a minimização da fadiga muscular e, conseqüentemente, ultrapassando barreiras impostas a estes indivíduos pela lesão medular.

VIII - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 - ARENDT-NIELSEN, L., MILLS, K.R. Muscle fibre conduction velocity, mean power frequency, mean EMG voltage and force during submaximal fatiguing contractions of human quadriceps. **European Journal of Applied Physiology**, v.58, p.20-25, 1988.
- 2 - ASH, I.E. Fatigue and its effects upon control, **Archives of Psychology** v.31, p.1-16, 1914.
- 3 - BAJD, T., KRALJ, A., SEGA, J., et al. Use of a two-channel functional electrical stimulator to stand paraplegic patients. **Physical Therapy**, v.61, n.4,p.526-527, 1981.
- 4 - BAKER, L.L. Neuromuscular electrical simulation in the restoration of purposeful limb movements. **Clinics and Physical Therapy**, p.25-48, 1981.
- 5 - BASMAJIAN, J.V., HARDEN, T.P. and REGENOS, E.M. Integrated actions of the four heads of quadriceps femoris : an electromyographic study. **Anatomical Record**, v.172, p.15-20, 1971.
- 6 - BENTON, L.A., BAKER, L.L., BOWMAN, B.R. **Functional electrical stimulation : a practical clinical guide**. 2.ed. California : Rancho Los Amigos, 1981.195p.
- 7- BERNE, R.M., LEVY, W.N. Organização medular da atividade motora. In : - -
- - - - - **Fisiologia**. 2.ed. Rio de Janeiro : Guanabara, 1990. 829p. p.159-170.
- 8 - BIGLAND - RITCHIE, B, WOODS, J.J. Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue. **Muscle & Nerve**, v.7, p. 691-699, 1984.

- 9 - BIGLAND - RITCHIE, B., JONES, D.A., WOODS, J.J. Excitation frequency and muscle fatigue : electrical responses during human voluntary and simulated contractions. **Experimental Neurology**, v. 64, p.414 - 427, 1979.
- 10 - BOOM, H.B.K., MULDER, A.J., VELTINK, P.H. Fatigue during functional neuromuscular stimulation. **Progress Research**, v.97, p.409-417, 1993.
- 11 - BYSTRM, S., KILBOM, A. Electrical stimulation of human forearm extensor muscles as indicator of hadgrip fatigue and recovery. **European Journal of Applied Physiology**, v.62, n.5, p.363-8, 1991.
- 12 - BRINDLEY, G.S., POLKEY, C.E., RUSHTON, D.N. Electrical splinting of the knee in paraplegia **Paraplegia**, v.16, p.16-428, 1979.
- 13 - CAILLIET, R.. Anatomia. In: - - - - - . **Joelho: dor e incapacidade**. São Paulo : Manole, 1987. 152p. p.1-32.
- 14 - CLIQUET JR, A., BAXENDALE, R.H., ANDREWS, B.J. Paraplegic locomotion and its metabolic energy expenditure. **Comprehensive Neurologic Rehabilitation**, v.3, p.139-146, 1989.
- 15 - CLIQUET JR, A, MENDELECK, A., QUESNEL, D., SOVI, F. et al A neural network-voice controlled neuromuscular electrical stimulation system for tetraplegics. **Rehabilitation Engr. Society of North America**, v.12, p.29-31, 1992

- 16 - CLIQUET JR, A. Man- machine systems for restoring movement to disabled. **World Congress Physical and Biomedical Engineering**, Rio de Janeiro, p.855, 1994.
- 17 - CLIQUET JR, A. Is rehabilitation engineering enough for the patient? **World Congress Physical and Biomedical Engineering**, Rio de Janeiro, p. 857, 1994.
- 18 - COLLE, K.F., SLEDGE, M.M., BAKER, L.L. Muscle fatigue during electrically induced isometric contractions at varying duty cycle. **Journal of the American Physical Therapy Association**, v.2, jun./jul. .1987.
- 19 - CURRIER, D.P., LEHMAN, J., LEGHTFOOT,P. Electrical stimulation in exercise of the quadriceps femoris muscle. **Physical Therapy**, v.59, n.12, p.1508-1512, 1979.
- 20 - CURRIER, D.P., MANN, R. Muscular strength development by electrical stimulation in healthy individuals. **Physical Therapy**, v.63, p. 915-921, 1983.
- 21 - DANIELS, L., WORTHINGHAM, C. Extensão do Joelho. In: -----, **Provas de Função Muscular**. 3ed. Rio de Janeiro : Interamericana, 1975. 184p. p.60-61.
- 22 - DELAGI, E.F., IAZZETTI, J., PEROTTO, A. et al. **Anatomic guide for the electromyographer**. Champaign : Human Kinectics, 1980. 195p.

- 23 - EDWARDS, R.H.T Muscle fatigue **Postgraduate Medical Journal** v.51, p.137-143, 1975.
- 24 - - - - - Interation of chemical with electromechanical factors in human skeletal muscle fatigue. **Acta Physiologica Scandinavica**, v.128, n.556, p.149-155, 1986.
- 25 - ELORANTA, V., V.KOMI, P. Function of the quadriceps femoris muscle under the full range of forces and differing contraction velocities of concentric work. **Electromyography Clinical Neurophysiology**, v.21, p.419-431, 1981.
- 26 - ERIKSSON, E. and HAGGMARK, T. 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, 1979.
- 27 - FITTS, R.H. Celular mechanism of muscle fatigue, **Physiological Reviews**, v.74, p.49-74, 1994.
- 28 - FOX, E.L., BOWERS,R.W., FOSS, M.L. Músculo esquelético: estrutura e função In : - - - - - . **Bases fisiológicas da educação física e dos desportos**. 4.ed. Rio de Janeiro : Guanabara, 1991. 518p. p. 64 - 95.
- 29 - FRANKENN, H.M., VELTIINK, P.H., FILDDER, M. et al. 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, 1993.

- 30 - GIROUX, CH. and MATON, B. Surface EMG and motor unit activity of partially denervated human muscle during fatiguing submaximal isometric contraction. **Electromyography and Clinical Neurophysiology** v.30, p.282-291, 1990.
- 31 - GLASER, R. M., DAVIS, G.M. Wheelchair : dependent individuals. In : FRANKLIN, B.A. **Exercise in modern medicine**, Baltimore : Williams & Wilkins, 1989. 300p. p. 237-267.
- 32 - GRIMBY, G., BROBERG, C., KROTKIEWSKA, I. et al. Muscle fiber composition in patients with traumatic cord lesion . **Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine** v.8, p.37- 42, 1976.
- 33 - GREEN, H J., JONES, S.R. Does post-tetanic potentiation compensate for low frequency fatigue ? **Clinical Physiology**, v.9, n.5, p.514, 1989.
- 34 - HAKKINEN, K., KAHANEN, H., KOMI, P.V. Effects of fatiguing loading with a variable resistance equipment on neural activation and force production of the knee extensor muscle. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, v.28, p.79-97, 1988.
- 35 - HALBACH, J.W., STRAUS, D. Comparison of electro-myoelectric stimulation to isokinetic training in increasing power of the knee extensor mechanism **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 2, p. 20- 24, 1980.
- 36 - HARTMAN, A.C., BOUMAN, H.D. The influence of electrical stimulation of muscle on development of fatigue in man. **The Physical Therapy Review**, v.30, p.363-370, 1950.

- 37 - HOOKER, S.P., GREENWOOD, J.D., HATAE, D.T. et al Oxygen uptake and heart rate relationship in persons with spinal cord injury. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.25, n.10, p.1115-1119, 1993.
- 38 - KANTROWITZ, A. Electronic physiologic aids **Report of the maimonides hospital, Brooklyn,N.Y.**, 1980.
- 39 - KAPANDJI, I.A. O Joelho. In: - - - - - . **Fisiologia articular**. 5.ed. São Paulo : Manole, 1990. 270p. p.146-147.
- 40 - KIRKENDALL, D.T. Mechanisms of peripheral fatigue . **Medicine and Science in Sports and Exercise** v.22, p.444-449, 1990.
- 41 - KUBIAK, R. J., WHITMAN, B.S., JOHNSON, R.M. Changes in quadriceps femoris muscle strength using isometric exercise versus electrical stimulation. **Journal of Orthopedic and Sports Physical Therapy** , v.8, n.11, p.537 -541, 1987.
- 42 - KRALJ, A.R.and BADJD, T **Functional electrical stimulation : standing and walking after spinal cord injury**. Boca Raton : C.R.C., 1989. 198p.
- 43 - KRALJ, A., BAJD, T. E TURK, R. Electrical stimulation providing functional use of paraplegic patient muscles. **Medical Progress Technology**, p.3-9, 1980.
- 44 - KRIEG, W.J. Electroneuroprosthesis : history and forecast. **III Med. J.** v.136 p.584-589, 1969.

- 45 - LEE, W., McGOVERN, J. P. Continuous tetanizing (low voltage) currents for relief of spasm. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.31, p.766-771, 1950.
- 46 - LEAHMANN, J.F. Análise da marcha : diagnóstico e tratamento. In: KOTTKE, F.J., STILLWELL, G.K., LEAHMANN, J.F. **Krussen : tratado de medicina física e reabilitação**. 3.ed. São Paulo : Manole, 1986.1060p, p.87-101.
- 47 - LEHMKUHL, L. DON, SMITH, L.K. Alguns aspectos da fisiologia e neurologia muscular. In : - - - - - . **Cinesiologia clínica de Brunnstrom** 4.ed. São Paulo : Manole, 1989. 466p. p.71-120.
- 48 - MILLER, RG., GREEN, A.T., MOUSSAVI, R.S., et al. Excessive muscular fatigue in patients with spastic paraparesis. **Neurology**, v.40, n.8, p.1271-4,1990.
- 49 - MILLS, K.R. Power spectral analysis of electromyogram and compound muscle action potential during muscle fatigue and recovery. **Journal of Physiological**, v. 326, p.401-409, 1982.
- 50 - MOGLIA, A., BEJOR, M., CATTANEO,S. et al Surface EMG evaluation of quadriceps femoris in normal and spastic subjects. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, v.27, p.217-222, 1987.
- 51 - MORRIS, C.J., SALMONS, S. The innervation pattern of fast muscle fibers subjected to longterm stimulation. **Journal of Anatomy**, p.120-412, 1975.

- 52 - MUNSAT, T.L., Mc NEA, D., WATERS, R. Effects of nerve stimulation on human muscle. **Archives of Neurology**, v.33, p.608-617, , 1976.
- 53- MURRAY, M.P., DROUGHT, B., KORY, R.C., WISCONSIN, M. Walking patterns of normal men. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v.46 n.2, p.335-360, 1964.
- 54 - NELSON,R.M.and CURRIER, D.P. **Clinical Electrotherapy**. California : Appleton & Lange, 1987. 294p.
- 55 - ONKELINX, A., CHANTRAINE, A. Eletromyographic study of paraplegic patients. **Electromyography and Clinical Neurophysiological** v.15, p.71-81, 1975.
- 56 - PACKMAN - BRAUN, R. Relationship between functional electrical stimulation duty cycle and fatigue in wrist extensor muscles of patients with hemiparesis. **Physical Therapy**, v.68, n.1, p.51-6, 1988.
- 57 - PECKHAM, P.H., MORTIMER,J.T., MARSOLAIS,E.B. Alteration in the force and fatiguability of skeletal muscle in quadriplegic following exercise induced by chronic electrical stimulation. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v.114, 1976. p.326-334, 1076.
- 58 - PEIXOTO, B.O., JANOVITZ, D.Y., CLIQUET JR, A. Neuromuscular electrical stimulation for reducing muscle fatigue in spinal cord injured subjects. **World Congress Physics and Biomedical Engineering**, Rio de Janeiro, p.881, 1994.
- 59 - PETROSFSKY, J.S. Sequential motor unit stimulation through peripheral motor nerves in the cat. **Medical & Biological Enginnering & Computing**, v.17, p.87-93, 1979.

- 60 - PETROFSKY, J.C. PHILLIPS, C.A. The influence of recruitment order and fibre composition on the force velocity relationship and fatiguability of skeletal muscles in the cat. **Medical & Biological Engineering & Computing**, v.18, p.381-390, 1980.
- 61 - POURNEZAM, M., ANDREWS, B.J., BAXENDALE, R.H. et al. Reduction of muscle fatigue in man by cyclical stimulation. **Journal Biomedical Engineering**, v.10, p.196-200, 1988.
- 62 - RAY, C. D. Electrical stimulation new methods for therapy and rehabilitation. **Scandinavian Journal Rehabilitation Medicine**,v.10, p.65-74, 1978.
- 63 - ROBINSON, C.J. Introduction to special issue on functional electrical stimulation. **IEEE Transactions : biomedical engineering**, v.36, n.7, p.641-643, 1989.
- 64 - SELKOWITZ, D.M. Reducing the rate of fatigue. **Physical Therapy**, v.71, p.345-346, 1991.
- 65 - - - - - Improvement in isometric strength of quadriceps femoris muscle after training with electrical stimulation. **Physical Therapy**, v.65, n.2, p.186-196, 1985.
- 66 - SEPULVEDA, F., CLIQUET JR, A. An artificial neural system for closed loop control of locomotion produced via neuromuscular electrical stimulation. **Artificial Organs**, v.19, suppl. 3, p.231-237, 1995.

- 67 - SOVI, F.X., CARVALHO, M.M., CLIQUET JR, A. Stimulation Sequences for restoration of para/tetraplegic locomotion, **World Congress Physics and Biomedical Engineering**, Rio de Janeiro, p. 867, 1994.
- 68 - STILLWELL, G.K. “Eletroterapia” : In : KOTTKE, F.J., STILLWELL, G.K.and LEAHMANN,J.F. Krussen : tratado de medicina fisica e reabilitação. 3 ed. São Paulo : Manole, 1986, 1086p. p. 370-382.
- 69 - TADE, B., ALOZ, K. , JANEZ, S., RAJKO, T. et al. Use of two channel functional electrical stimulator to stand paraplegic patients. **Physical Therapy**, v.61, p.527, 1981.
- 70 - VAUGHAN,C.L., DAVIS, B.L., O’ CONNOR, J.C. **Dynamics of human gait**. Champaign : Human Kinetics, 1992. 136p.
- 71 - WILEMON, W.K., MOONEY, V. McNEAL, D.R. et al. Surgically implanted peripheral neuroelectric stimulation. California : Rancho Los Amigos, 1970. (Internal Reporter).
- 72 - WILLIAMS, J.G.P., STREET, M. Sequential faradism in quadriceps rehabilitation, **Physiotherapy**, v.62, p. 252-254, 1976.
- 73 - WOLF HEIDEGGER, G. **Atlas de Anatomia Humana**, 3 ed. Rio de Janeiro : Guanabara. Koogan, vol. I p. 186-188.
- 74 - WRONG, R.A. High voltage versus low voltage electrical stimulation force of induced muscle contraction and perceived discomfort in healthy subjects. **Physical Therapy**, v.66, n.8, p.1209-14, 1986.

APÊNDICE

APÊNDICE I

PROGRAMA DE ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR

Ficha de Avaliação

Data de Avaliação

H.C.:

1 - Nome

D.N.:

2 - Endereço

Bairro:

Município:

Telefone :

3 - Profissão :

4 - Diagnóstico clínico :

Nível de Lesão

Tempo de Lesão:

5 - H.M.A :

A - Cirurgia :

Local :

Data:

Local :

Data:

Teste de estimulação neuromuscular

MÚSCULO	DIREITO	ESQUERDO
VASTO LATERAL		
VASTO MEDIAL		
RETO FEMORAL		

Bom - Responde à estimulação com amplitude máxima do movimento

Moderado - Responde à estimulação com moderada amplitude do movimento

Fraco - Não responde à estimulação

9 - Avaliação Fisioterápica :

A - Inspeção :

Edemas : ()Sim ()Não

Escaras : ()Sim ()Não

Retrações : ()Sim ()Não

Deformidades : ()Sim ()Não

B - Membros superiores :

- Amplitude articular :

() M.S.D. () M.S.E.

N - Normal C - Com bloqueio

- Tônus :

() M.S.D. () M.S.E.

1 - Hipertônico 2 - Hipotônico 3 - Normal

- Força muscular :

()M.S.D. ()M.S.E.

B - Bom - Executa o movimento com resistência

R - Regular - Executa o movimento sem resistência

F - Fraco - Não executa o movimento

C - Membros inferiores e tronco

- Amplitude articular :

()M.I.D. ()M.I.E.

N - Normal C - Com bloqueio

- Movimento voluntário :

()Sim ()Não

Quais ?

- Tônus :

()M.I.D.

()M.I.E

1 - Hipertônico

2 - Hipotônico

3 - Normal



UNICAMP

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
HOSPITAL DAS CLÍNICAS - UNICAMP

PROGRAMA DE ESTIMULAÇÃO NEUROMUSCULAR

FICHA DE AVALIAÇÃO

DATA: / /

HG: _____

NOME: _____ D.N: / /

ENDEREÇO: _____ n° _____

BAIRRO: _____ CIDADE: _____ EST: _____

TEL: () _____ PROF: _____ SEXO: _____

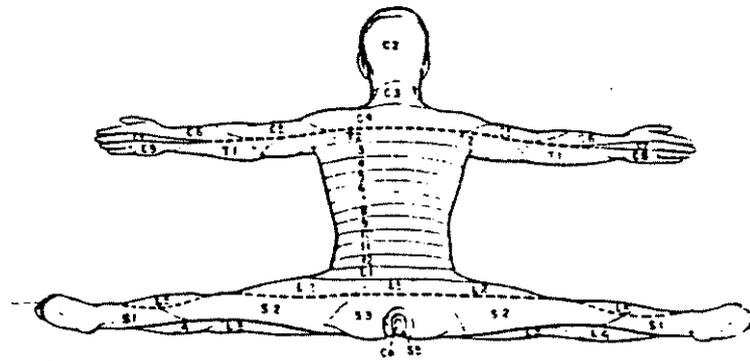
DIAG. CLÍNICO: _____

NÍVEL: _____ TEMPO LESÃO: _____

PATOLOGIAS ASSOCIADAS: _____

TTOs ANTERIORES: _____

HMA: _____



APÊNDICE II

Departamento de Engenharia Biomédica - F.E.E. - UNICAMP
Programa de Estimulação Elétrica Neuromuscular
Grupo de Reabilitação

Carta de Consentimento

Entendo e concordo que sou voluntário para pesquisas em Estimulação Elétrica Neuromuscular, visando à restauração de movimentos em reabilitação de pacientes lesados medulares.

Submeto-me, portanto, aos riscos e condições do Projeto de Pesquisa coordenado pelo Prof. Dr. Alberto Cliquet Jr. e Equipe.

Atenciosamente,

Nome :

R.G.:

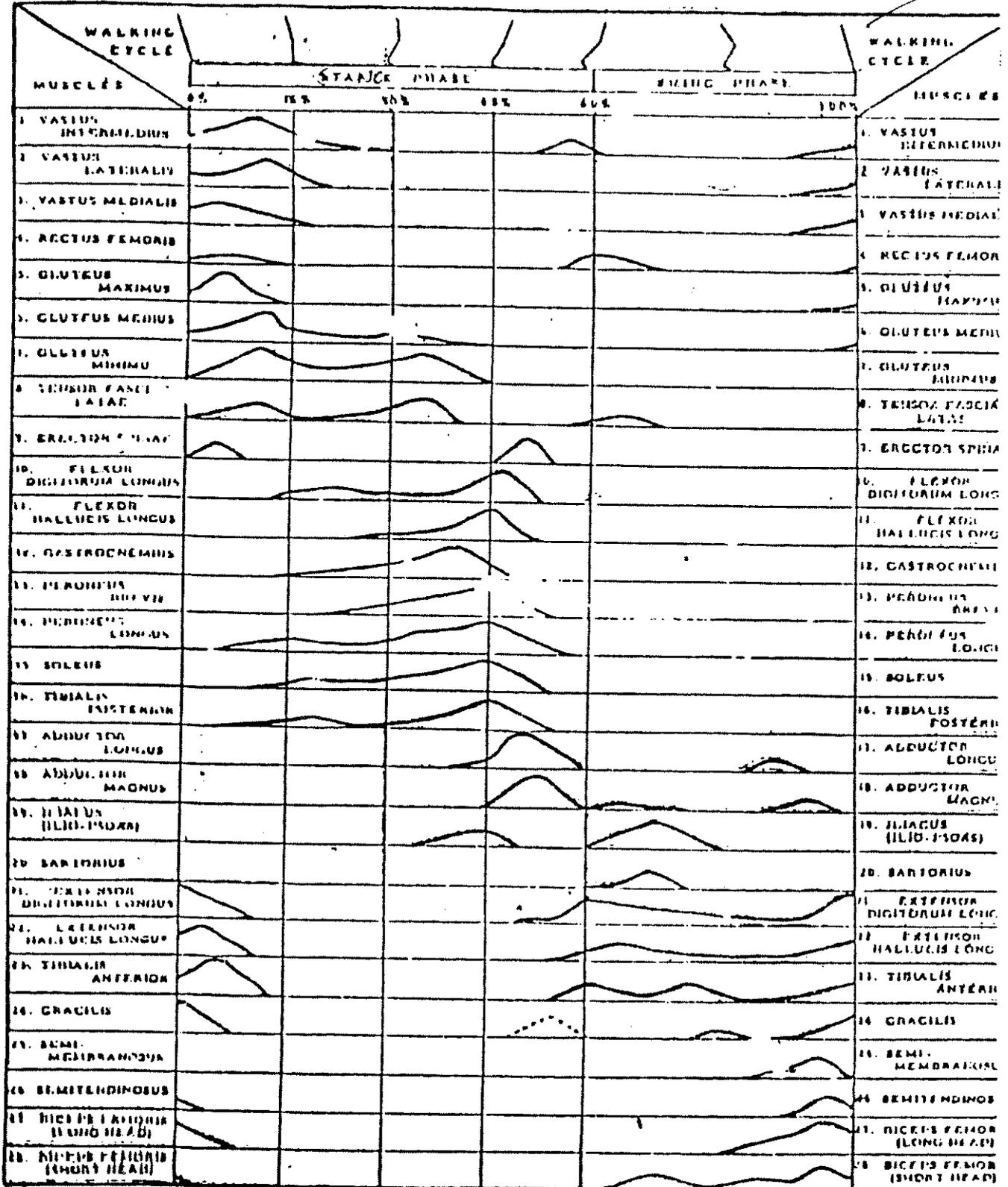
Data :

Assinatura :

APÊNDICE III

APÊNDICE IV

ELECTROMYOGRAPH [NEEDLE ELECTRODES] OF LOWER EXTREMITY DURING WALKING



APÊNDICE V

ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR SEQUENCIAL (GRUPO C)

NOME :	
TEMPO DE LESÃO :	NÍVEL DE LESÃO :
M.I.E	

DATA	ESTE	TEMPO	OBSERVAÇÕES
	1		
	2		
	3		
	4		
	5		

APÊNDICE VI

APÊNDICE VII

ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMULCULAR SEQUENCIAL E
PROCESSO DE FADIGA MUSCULAR (GRUPO E)

NOME :	
TEMPO DE LESÃO :	NÍVEL DE LESÃO :
M.I.D	

ÂNGULO DO JOELHO	AMPLITUDE VASTO LATERAL	AMPLITUDE VASTO MEDIAL	AMPLITUDE RETO FEMORAL
1			
2			
3			
4			
5			

APÊNDICE VIII

**ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR DE UM CANAL
(GRUPO A)**

NOME :A.	
TEMPO DE LESÃO : 6 anos	NÍVEL DE LESÃO : T4

TEMPO (S) (M.I.D.)	TEMPO (S) (M.I.E.)	NÚMERO DE CONTRAÇÕES (M.I.D.)	NÚMERO DE CONTRAÇÕES (M.I.E.)
1481	813	154	84
1533	825	159	85
1455	425	151	44
1500	1200	156	125
1466	1201	152	125
1626	1200	169	125
1860	1500	193	156
1620	1620	168	168
1260	1200	131	125
1475	1045	153	108

M.I.D. X M.I.E. $t = 4.33$; $P \leq 0,005$

**ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR DE UM CANAL
(GRUPO A)**

NOME : G.	
TEMPO DE LESÃO : 2 anos	NÍVEL DE LESÃO : T3/T4

TEMPO (S) (M.I.D.)	TEMPO (S) (M.I.E.)	NÚMERO DE CONTRAÇÕES (M.I.D.)	NÚMERO DE CONTRAÇÕES (M.I.E.)
611	279	63	29
967	735	100	76
781	382	81	39
1053	1020	109	106
1563	1056	162	110
532	502	55	52
1157	601	120	62
985	285	102	29
1117	1041	116	108
1036	813	107	84

M.I.D. X M.I.E. $t = 4.21$; $P \leq 0,005$

**ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR DE UM CANAL
(GRUPO A)**

2NOME : R.	
TEMPO DE LESÃO : 2 anos	NÍVEL DE LESÃO : T3/T4

TEMPO (S) (M.I.D.)	TEMPO (S) (M.I.E.)	NÚMERO DE CONTRAÇÕES (M.I.D.)	NÚMERO DE CONTRAÇÕES (M.I.E.)
718	720	74	75
762	773	79	80
0	0	0	0
900	899	93	94
720	785	75	81
735	796	76	83
0	0	0	0
736	786	76	82
784	789	81	82
799	800	83	83

M.I.D. X M.I.E. $t = -2.22 ; \quad P \leq 0,005$

**ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR DE UM CANAL
(GRUPO A)**

NOME : M.V.

TEMPO DE LESÃO : 12 anos

NÍVEL DE LESÃO : T7

TEMPO (S) (M.I.D.)	TEMPO (S) (M.I.E.)	NÚMERO DE CONTRAÇÕES (M.I.D.)	NÚMERO DE CONTRAÇÕES (M.I.E.)
0	0	0	0
985	660	102	68
900	665	93	69
1354	700	141	72
900	665	93	69
1320	660	137	68
2040	1500	212	156
1200	774	125	80
1325	1081	138	112
2100	1020	218	106

M.I.D. X M.I.E. $t = 5.23$; $P \leq 0,005$

**ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR DE UM CANAL
(GRUPO A)**

NOME : W.

TEMPO DE LESÃO : 5anos

NÍVEL DE LESÃO : T8

TEMPO (S) (M.I.D.)	TEMPO (S) (M.I.E.)	NÚMERO DE CONTRAÇÕES (M.I.D.)	NÚMERO DE CONTRAÇÕES (M.I.E.)
1800	1800	187	187
1806	1160	188	120
2040	780	212	81
1860	780	193	81
1903	780	198	81
1903	802	198	83
1917	831	199	86
1860	1880	193	195

M.I.D. X M.I.E. $t = 4.87$; $P \leq 0,005$

**ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR DE UM CANAL
(GRUPO A)**

NOME : J.	
TEMPO DE LESÃO : 1anos	NÍVEL DE LESÃO : T6/T7

TEMPO (S) (M.I.D.)	TEMPO (S) (M.I.E.)	NÚMERO DE CONTRAÇÕES (M.I.D.)	NÚMERO DE CONTRAÇÕES (M.I.E.)
1160	1440	120	150
1200	1440	125	150
1500	1560	156	162
1560	1680	162	175
1200	805	125	83
1680	1920	175	200
1560	2220	162	231
1703	2296	177	239
1800	2160	187	225
1800	1642	184	171

M.I.D. X M.I.E. $t = -1,98$; $P \leq 0,005$

**ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR DE UM CANAL
(GRUPO A)**

NOME : M.	
TEMPO DE LESÃO : 4 anos	NÍVEL DE LESÃO : T7

TEMPO (S) (M.I.D.)	TEMPO (S) (M.I.E.)	NÚMERO DE CONTRAÇÕES (M.I.D.)	NÚMERO DE CONTRAÇÕES (M.I.E.)
350	386	36	40
310	511	32	53
1215	1311	126	136
980	900	102	93
1320	1668	137	173
1430	1675	148	174
1860	1980	193	206
1080	1044	112	108
1135	1390	118	144
1838	2043	191	212

M.I.D. X M.I.E. $t = -3,21$; $P \leq 0,005$

**ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR DE UM CANAL
(GRUPO B)**

NOME : M.A.	
TEMPO DE LESÃO : 9 anos	NÍVEL DE LESÃO : C6

TEMPO (S) (M.I.D.)	TEMPO (S) (M.I.E.)	NÚMERO DE CONTRAÇÕES (M.I.D.)	NÚMERO DE CONTRAÇÕES (M.I.E.)
932	858	97	89
1527	1021	159	106
1800	1252	187	130
1861	1516	193	157
1465	1260	152	131
1260	1252	131	130
1013	1024	105	106
1502	1480	156	154
3000	3000	312	312
3120	3120	325	325

M.I.D. X M.I.E. $t = 2,43$; $P \leq 0,005$

ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR DE UM CANAL (GRUPO B)

NOME : J.C.	
TEMPO DE LESÃO : 3 anos	NÍVEL DE LESÃO : C6/C7

TEMPO (S) (M.I.D.)	TEMPO (S) (M.I.E.)	NÚMERO DE CONTRAÇÕES (M.I.D.)	NÚMERO DE CONTRAÇÕES (M.I.E.)
200	396	20	41
736	820	76	85
608	741	63	77
307	525	31	54
300	405	31	42
606	611	63	63
642	789	66	82
645	664	67	69
641	664	66	69
638	674	66	70

M.I.D. X M.I.E. $t = -4.01$; $P < = 0,005$

**ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR DE UM CANAL
(GRUPO B)**

NOME : J.H.	
TEMPO DE LESÃO : 9 anos	NÍVEL DE LESÃO : C5

TEMPO (S) (M.I.D.)	TEMPO (S) (M.I.E.)	NÚMERO DE CONTRAÇÕES (M.I.D.)	NÚMERO DE CONTRAÇÕES (M.I.E.)
583	725	60	75
1457	1491	151	155
1690	1748	176	182
2700	2760	281	287
3120	3000	325	312
2040	1800	212	187
1800	1920	187	200
1920	2040	200	212
1980	1800	206	187
1800	1800	187	187

M.I.D. X M.I.E. $t = .01$; $P > 0,005$

**ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR DE UM CANAL
(GRUPO B)**

NOME : G.C.	
TEMPO DE LESÃO : 4 anos	NÍVEL DE LESÃO : C7/C8

TEMPO (S) (M.I.D.)	TEMPO (S) (M.I.E.)	NÚMERO DE CONTRAÇÕES (M.I.D.)	NÚMERO DE CONTRAÇÕES (M.I.E.)
720	882	75	91
1028	994	107	103
1035	1000	107	104
2100	2160	218	225
2100	2160	218	225
1800	890	187	92
2160	1800	225	187
1860	1800	193	187
1800	1800	187	187
1939	1800	201	187

M.I.D. X M.I.E. $t = 1,28$; $P > 0,005$

**ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR DE UM CANAL
(GRUPO B)**

NOME : L.G.	
TEMPO DE LESÃO : 3 anos	NÍVEL DE LESÃO : C6/C7

TEMPO (S) (M.I.D.)	TEMPO (S) (M.I.E.)	NÚMERO DE CONTRAÇÕES (M.I.D.)	NÚMERO DE CONTRAÇÕES (M.I.E.)
1270	1080	132	112
1389	1080	144	112
1439	1524	149	158
2160	1400	225	145
2040	1080	212	112
1606	720	167	75
1620	1260	168	131
1800	1200	187	125
1800	1800	187	187
1920	1800	200	187

M.I.D. X M.I.E. $t = 3,48$; $P \leq 0,005$

**ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR DE UM CANAL
(GRUPO B)**

NOME : M.R.	
TEMPO DE LESÃO : 3 anos	NÍVEL DE LESÃO : C5

TEMPO (S) (M.I.D.)	TEMPO (S) (M.I.E.)	NÚMERO DE CONTRAÇÕES (M.I.D.)	NÚMERO DE CONTRAÇÕES (M.I.E.)
600	600	62	62
1037	752	108	75
1413	720	147	75
955	751	99	78
1380	765	143	79
1440	850	150	88
2220	980	231	102
1800	1025	187	106
2122	1038	221	108
2300	1030	239	107

M.I.D. X M.I.E. $t = 4.92$; $P < = 0,005$

**ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR DE UM CANAL
(GRUPO B)**

NOME : E.	
TEMPO DE LESÃO : 3 anos	NÍVEL DE LESÃO : C6

TEMPO (S) (M.I.D.)	TEMPO (S) (M.I.E.)	NÚMERO DE CONTRAÇÕES (M.I.D.)	NÚMERO DE CONTRAÇÕES (M.I.E.)
1296	1274	135	132
1650	1110	171	115
2094	1118	218	1162
2521	2400	262	250
2590	2400	269	250
2700	2520	281	262
2728	2525	284	263
2784	2674	290	278
2821	2769	293	288
2870	2858	298	297

M.I.D. X M.I.E. $t = 2,54$; $P \leq 0,005$