

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

**OTIMIZAÇÃO DE SEQUÊNCIAS DE
ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR
PARA A RESTAURAÇÃO DE MOVIMENTOS DOS
MEMBROS SUPERIORES DE TETRAPLÉGICOS**

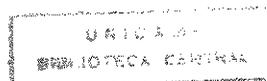
Este exemplar corresponde à redação final da tese
defendida por Telma D. Oberg
Julgadora em 20/10/95 pela Comissão
Alberto Cliquet Jr
Orientador

Autora: Telma Dagmar Oberg

Orientador: Prof. Dr. Alberto Cliquet Jr

Dissertação apresentada à Faculdade de Engenharia Elétrica da Universidade Estadual de Campinas, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica.

CAMPINAS - SP
Outubro de 1995



UNIDADE	TBC
N.º CHAMADA:	T/UNICAMP
V.	08/2/8
TOMBO	27005
PROC.	067/96
C	<input type="checkbox"/>
D	<input checked="" type="checkbox"/>
PREÇO	R\$ 11,00
DATA	13/3/96
N.º CPD	

CM-00084607-2

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

Ob2o Oberg, Telma Dagmar
Otimização de sequências de estimulação elétrica neuromuscular para a restauração de movimentos dos membros superiores de tetraplégicos / Telma Dagmar Oberg.--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. Membros superiores. 4. *Tetraplégicos. I. Cliquet Junior, Alberto. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Engenharia Elétrica. III. Título.

À minha família, que participou em todas as etapas da minha vida acadêmica e profissional, apoiando e incentivando-me, sem medir esforços.

Aos pacientes portadores de tetraplegia, pois estes, indiscutivelmente, merecem melhores condições de vida.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Alberto Cliquet Jr, que, partilhando seus conhecimentos, experiência e profissionalismo, proporcionou condições técnicas e científicas para que este estudo fosse bem realizado.

Ao Prof. Dr. Donizeti C. Honorato, que com seus conhecimentos e grande capacidade, muito auxiliou com críticas e sugestões construtivas na organização e redação do texto.

À minha mãe, por sua incansável dedicação e contribuição na revisão do texto.

Ao meu pai e meus irmãos, pelo exemplo e incentivo à pesquisa.

À minha irmã Liane, que sempre me acompanhou dando suporte inestimável na minha vida acadêmica, profissional e, também, neste estudo.

Aos pacientes que participaram deste estudo, pois, sempre que necessário, estiveram prontos para colaborar.

Aos professores, alunos e funcionários dos laboratório do Centro de Engenharia Biomédica / Unicamp, em especial aos amigos Márcio Watoniki e Sizino Júnior, pelo espírito de companheirismo e alto grau de colaboração.

Aos colegas da Equipe de Reabilitação do Departamento de Engenharia Biomédica / Unicamp, que compartilharam comigo seus conhecimentos.

À equipe de Setor de Apoio Didático da Faculdade de Ciências Médicas / Unicamp, em especial ao José Marcos Bueno e Emilton Oliveira, pela valiosa colaboração nas ilustrações deste trabalho.

E a todos aqueles que contribuíram, direta ou indiretamente, para que o alvo deste trabalho fosse alcançado.

RESUMO

Nas duas últimas décadas, a estimulação elétrica neuromuscular tem sido considerada um importante instrumento em muitas áreas da reabilitação. Para o tetraplégico ela tem sido usada, principalmente, na restauração de movimentos dos membros superiores que é prioridade em sua reabilitação. Neste estudo, um sistema de estimulação elétrica neuromuscular controlado por microcomputador foi aplicado nos membros superiores de dez pacientes tetraplégicos com níveis de lesão entre C4-C7 (lesões devido a trauma medular e com tempo de lesão entre um a vinte e oito anos), para conseguir controle funcional de preensão e liberação de objetos e orientação do membro no espaço.

O sistema de estimulação consistiu de um estimulador neuromuscular multicanal controlado por um software desenvolvido em linguagem "C". O estímulo elétrico foi disparado através de eletrodos de superfície localizados no braço, objetivando o ponto motor do músculo selecionado. A seleção dos músculos baseou-se na análise eletromiográfica de sujeitos normais, na cinesiologia e nos testes de atividade motora voluntária e resposta ao estímulo elétrico. As sequências de movimentos basearam-se em padrões de preensão cilíndrica, palmar e paralela em extensão, e liberação de objetos. Padrões de estimulações (até oito canais de estimulação) foram aplicados nos músculos para produzirem sinergismo de movimentos do punho e dedos pela contração dos músculos de cada articulação/segmento, objetivando: (i) abertura da mão, para aceitar o objeto; (ii) posição de função da mão; (iii) fechamento da mão; (iv) deslocamento do membro superior com flexão do cotovelo; (v) deslocamento do membro superior com extensão do cotovelo; (vi) abertura da mão, para a liberação do objeto; e (vii) relaxamento do membro superior.

Os resultados demonstraram que oito pacientes foram aptos para segurar e liberar objetos que são necessários nas atividades da vida diária, como utensílios para comer, beber e instrumentos para escrever, através de movimentos próximos do fisiológico que antes não podiam ser realizados.

Assim, os testes clínicos foram satisfatórios na restauração dos movimentos dos membros superiores de tetraplégicos, permitindo programar e eleger as melhores sequências de movimentos requeridas pela coordenação temporal da atividade muscular durante a preensão e liberação de objetos.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	1
2	CINESIOLOGIA DOS MEMBROS SUPERIORES	7
2.1	Ombro.....	9
2.2	Cotovelo.....	9
2.3	Punho.....	11
2.4	Mão.....	12
2.4.1	Abertura da Mão.....	13
2.4.1.1	Ação Integrada dos Músculos.....	13
2.4.2	Posição de Função da Mão.....	15
2.4.3	Preensão.....	16
2.4.3.1	Ação Integrada dos Músculos.....	23
3	TETRAPLEGIA POR TRAUMA MEDULAR	26
3.1	Considerações Gerais sobre o Movimento.....	28
3.2	Anatomia da Medula Cervical.....	30
3.3	Fisiopatologia da Tetraplegia por Trauma Medular.....	33
3.4	Sinais Clínicos.....	37
3.5	Quadro Neuro-Motor e Metas Funcionais.....	38
3.6	A Mão do Tetraplégico.....	41
4	ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR (EEN)	42
4.1	Princípios da Estimulação Elétrica.....	44
4.1.1	Fluxo de Íons.....	44
4.1.2	Parâmetros de Estimulação.....	45
4.1.3	Tamanho e Orientação dos Eletrodos.....	47
4.1.4	Contra-indicações.....	48
4.2	EEN em Membros Superiores de Tetraplégicos.....	49

5 MATERIAL E MÉTODO	53
5.1 Material.....	54
5.1.1 Pacientes.....	54
5.1.2 Acessórios.....	54
5.1.3 Equipamentos.....	55
5.2 Sistema de Estimulação Elétrica Neuromuscular.....	56
5.2.1 Estrutura Geral.....	56
5.2.2 Hardware.....	57
5.2.3 Programa Computadorizado.....	58
5.3 Casuística.....	59
5.4 Metodologia.....	69
5.4.1 Seleção dos Pacientes.....	69
5.4.2 Posicionamento do Paciente.....	69
5.4.3 Seleção dos Músculos.....	70
5.4.4 Seleção do Modo de Ativação dos Músculos.....	72
5.4.5 Posicionamento dos Eletrodos.....	74
5.4.6 Elaboração e Seleção das Sequências de Movimento.....	75
5.4.7 Seleção dos Tempos de cada Fase.....	81
5.4.8 Sequências Testadas.....	82
6 RESULTADOS	84
6.1 Resultados Referentes às Fases das Sequências.....	85
6.2 Resultados Referentes às Sequências.....	104
6.2.1 Preensão Paralela em Extensão.....	105
6.2.2 Preensão Cilíndrica e Palmar.....	106
6.3 Resultados Referentes aos Tempos de Cada Fase.....	110
7 DISCUSSÃO	115
8 CONCLUSÃO	128
SUMMARY	130
ANEXOS	132
Anexo I - Explicação para o Uso do "Software".....	133
Anexo II - Ficha de Avaliação.....	136
Anexo III - Resultados da Avaliação Motora e Seleção do Modo de Ativação dos Músculos.....	142
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	144

LISTA DE ABREVIATURAS

A	=	Abertura da Mão para Pegar um Objeto
AbCP	=	Abdutor Curto do Polegar
AbLP	=	Abdutor Longo do Polegar
AdP	=	Adutor do Polegar
Al	=	Abertura da Mão para Liberar um Objeto
CM	=	Carpometacarpiana
De	=	Deslocamento do Membro com Extensão do Cotovelo
Df	=	Deslocamento do Membro com Flexão do Cotovelo
ECD	=	Extensor Comum dos Dedos
ECP	=	Extensor Curto do Polegar
EEN	=	Estimulação Elétrica Neuromuscular
ELP	=	Extensor Longo do Polegar
EMG	=	Eletromiografia
EPI	=	Extensor Próprio do Indicador
EPM	=	Extensor Próprio do dedo Mínimo
F	=	Fechamento da mão
FCP	=	Flexor Curto do Polegar
FPD	=	Flexor Profundo dos Dedos
FRC	=	Flexores Radiais do Carpo
FSD	=	Flexor Superficial dos Dedos
FUC	=	Flexor Ulnar do Carpo
IF	=	Interfalangiana
IFD	=	Interfalangiana Distal
IFP	=	Interfalangiana Proximal
Io	=	Interósseos
Lu	=	Lumbricais
MCF	=	Metacarpofalanganias
P	=	Posição de Função da Mão
PL	=	Palmar Longo
R	=	Relaxamento do membro superior
RF	=	Radiofrequência

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1** - Vários tipos de preensão segundo KAMAKURA (1980). (a)Padrão; (b)Gancho; (c)Extensão do Dedo Indicador; (d)Extensão; (e)Distal; (f)Lateral; (g)Tripé; (h)Tripé-variação 1; (i)Tripé-variação 2; (j)Paralela em Flexão Leve; (l)Envolvendo em Flexão Leve; (m,n)Ponta; (o)Paralela em Extensão; (p)Adução.....Pg 22
- Figura 2** - Eletromiografia das atividades dos músculos da mão durante a preensão cilíndrica (HANDA,1987).....Pg 24
- Figura 3** - Estruturas e vias do sistema nervoso envolvidas no controle neural do movimento. As setas abertas mostram os sinais sensoriais e as setas preenchidas representam as outras vias motoras ou combinadas, sensoriais e motora.....Pg 30
- Figura 4** - Somatotopia do corno anterior da medula (KAHLE,1982).....Pg 31
- Figura 5** - Sistema de EEN implantável, utilizado por PECKHAM (1988) e KEITH (1988)Pg 50
- Figura 6** - Parâmetros de estimulação elétrica utilizado por KILGORE (1989).....Pg 51
- Figura 7** - Parâmetros de estimulação elétrica utilizado por HANDA (1987)....Pg 51
- Figura 8** - Diagrama em blocos do sistema utilizado por NATHAN (1990).....Pg 52
- Figura 9** - Alguns dos equipamentos utilizados. (a) microcomputador, (b) estimulador elétrico neuromuscular multicanal, (c) eletrodo de superfície auto-adesivo, (d) eletrodo de eletroencefalograma, (e) fio com um metro de extensão, (f) conector com 16 saídas.....Pg 55
- Figura 10** - Diagrama em Blocos do Sistema de EEN.....Pg 56
- Figura 11** - Fluxograma do Sistema Computadorizado ("Software").....Pg 58
- Figura 12** - Músculos selecionados no programa de EEN.....Pg 70
- Figura 13** - Tabela para montagem das sequências. A-Abertura da mão para aceitar o objeto; P- Posição de Função da Mão; F-Fechamento da mão; De-Deslocamento do membro superior com flexão do cotovelo; Df-deslocamento do membro superior com extensão do cotovelo; Al-Abertura da mão para liberar o objeto; R-Relaxamento do membro superior.....Pg 78

- Figura 14** - Segurando um pincel atômico através da preensão paralela em extensão (paciente N°6).....Pg 105
- Figura 15** - Segurando uma caneta esferográfica através da preensão paralela em extensão (paciente N°3).....Pg 105
- Figura 16** - Segurando um talher através da preensão palmar. Fase de fechamento da mão, nas sequências 2 e 4 (paciente N°3).....Pg 106
- Figura 17** - Segurando um copo através da preensão cilíndrica (paciente N°1).....Pg 106
- Figura 18** - Sequência de movimentos na preensão cilíndrica de um objeto cilíndrico. (a) abertura da mão para pegar o objeto, (b) posição de função da mão e (c) fechamento da mão. (paciente N°6).....Pg 108
- Figura 19** - Segurando uma caneta para realizar a atividade: **ESCREVER** (paciente N°6).....Pg 109
- Figura 20** - Segurando um talher para realizar a atividade: **COMER** (paciente N°7).....Pg 109
- Figura 21** - Segurando um copo para realizar a atividade: **BEBER** (paciente N°1).....Pg 109
- Figura 22** - Gráfico referente aos melhores tempos (em segundos) para cada atividade. A=abertura da mão para aceitar o objeto; P=posicionamento da mão; F=fechamento da mão; Al=abertura da mão para liberar o objeto; R=relaxamento do membro superior.....Pg 114

LISTA DE TABELAS

- Tabela 1** - Respostas dos testes de atividade motora Voluntária (V) e ao Estímulo Elétrico (EE) e, o modo de ativação dos músculos selecionados no programa de EEN.....Pg 73
- Tabela 2** - Variação dos tempos (em segundos) de cada fase para cada atividade.....Pg 81
- Tabela 3** - Tempo de cada fase da atividade: **COMER** (sequência 6).....Pg 110
- Tabela 4** - Tempo de cada fase da atividade: **BEBER** (sequência 6).....Pg 111
- Tabela 5** - Tempo de cada fase da atividade: **ESCREVER** (sequência 6).....Pg 111
- Tabela 6** - Tempo das fases para a atividade: **ESCREVER** (sequência 1).....Pg 112
- Tabela 7** - Tempo de cada fase da atividade: **ESCREVER** (sequência 4).....Pg 113
- Tabela 8** - Tempo de cada fase da atividade: **COMER** (sequência 4).....Pg113

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Comparação entre os vários tipos de preensão (adaptado de KAMAKURA,1980).....Pg 22

Quadro 2 - Músculos e movimentos selecionados no programa de EEN.....Pg 70

LISTA DE ANEXOS

ANEXO I - Explicação para o Uso do “Software”.....	Pg 133
ANEXO II - Ficha de Avaliação.....	Pg 136
ANEXO III - Resultados da Avaliação Motora e Seleção do Modo de Ativação dos Músculos.....	Pg 142

Capítulo 1

INTRODUÇÃO

É notório o crescimento acentuado de lesados medulares, nas últimas décadas. Já em 1986, estatísticas feitas pela National Spinal Cord Injury Data Base, citadas por UMPHRED (1994), mostraram que, a cada ano, ocorrem nos Estados Unidos aproximadamente 11000 novos casos de lesão medular, sendo que, de 7000 a 8000, resultaram de trauma na medula espinhal, levando a algum grau de comprometimento funcional. Os acidentes de trânsito são, sem dúvida alguma, os maiores responsáveis. Podemos incluir, além destes acidentes, outras etiologias, como: mergulho em águas rasas, queda acidental, acidente de trabalho, tumor raquimedular, acometimento neurológico e, mesmo, doença reumática.

A lesão da medula espinhal, bem como suas complicações, foram, durante séculos, mal compreendidas. Uma lenda encontrada num papiro, provavelmente escrito entre 2500 e 3000 A.C., conta que um médico, descrevendo um "homem com patologia de fratura de pescoço", indicava, no seu tratamento, o seguinte: "doença que não deve ser tratada" (KOTTKE, 1984).

As lesões medulares, ocorridas durante a primeira guerra mundial, mostraram que 80% a 90% dos pacientes acometidos de tal patologia tinham, no máximo, um tempo de sobrevivência entre um e dois anos, após os acidentes. Infecções urinárias, úlceras de decúbito e infecções respiratórias contribuíam para este pobre prognóstico, porém a melhor compreensão da fisiologia e do tratamento destas patologias foi importante nas modificações das taxas de sobrevivência, antes e durante a segunda guerra mundial.

A evolução da reabilitação neurológica tem dado largos passos desde os trabalhos pioneiros do Dr. Herman Kabat (VOSS,1987) e outros pesquisadores, como Rood e Bobath, na década de 50, com suas técnicas (BASMAJIAN,1980), até à criação de centros de cuidados específicos para esta reabilitação (BRONSTROM,1974), o que mudou, em muito, o triste quadro destes pacientes, chegando, até mesmo, a devolver à sociedade indivíduos com capacidade de trabalho produtivo ajustado às suas condições.

A meta maior da reabilitação (métodos convencionais e alternativos) para os tetraplégicos é a restauração dos movimentos dos membros superiores, uma vez que o déficit da função sensório-motora nas mãos destes indivíduos tem consequências devastadoras, podendo resultar na perda da sua independência (KILGORE,1989). Na pesquisa realizada por Hanson & Franklin e referida por LAMB (1987), quando indivíduos tetraplégicos foram questionados sobre qual função teriam prioridade em restaurar, 75% preferiram as funções dos braços e mãos ao uso das pernas, em relação às funções da bexiga e intestino e ao uso e sensibilidade dos órgãos sexuais.

Para realizar as suas atividades os tetraplégicos acabam por executar movimentos compensatórios, o que provoca ou agrava as deformidades músculo-esqueléticas. Procedimentos cirúrgicos, de transferências de tendões (BOYES,1970; CAILLIET,1976; LAMB,1987) e órteses para membros superiores (FESS,1981; KOTTKE,1984), amenizam as condições de total dependência do tetraplégico, porém, muitas vezes, não são bem aceitas pelo mesmo e não solucionam os problemas ocasionados pela inatividade muscular.

Na área de bioengenharia, vários sistemas vêm sendo criados no sentido de proporcionar ao lesado medular uma vida melhor e alcançar sua independência nas atividades diárias, sistemas estes que atuam como verdadeiros coadjuvantes na realização de atividades úteis aos indivíduos tetraplégicos, como órteses mecânicas para membros superiores (NICKEL,1969), desenvolvimento de sistemas para reconhecimento de voz (CLIQUE,1992) e desenvolvimento e aprimoramento de cadeiras de rodas (STEFANOV,1994).

Com objetivos de restaurar movimentos funcionais em segmentos corporais paralisados, a Estimulação Elétrica Neuromuscular (EEN) vem dando largos passos, nas últimas três décadas, em vários centros de pesquisa. Desde 1989, o Departamento de Engenharia Biomédica/ FEE/ UNICAMP, na área de Engenharia de Reabilitação, já vem realizando trabalhos, utilizando EEN com resultados significativos (CLIQUE, 1989, 1993, 1994; SOVI,1994).

Reportando especificamente ao escopo de nosso trabalho, podemos dizer que estudos vêm sendo desenvolvidos desde a década de 60 (NATHAN,1984) quando sistemas simples de EEN foram utilizados na restauração dos movimentos funcionais de membros superiores de lesados medulares com níveis neurológicos cervicais. A partir de então, sistemas multicanais vêm sendo desenvolvidos e aprimorados até a presente década (CRAGO,1980; NATHAN,1984; THROPE,1985; SMITH,1987; PECKHAM,1988; KEITH,1988; BUCKETT,1988; HOSHIMIYA,1989; KILGORE,1989; NATHAN R.H,1990; CRAGO,1991; OBERG,1994;), oferecendo, assim, uma nova alternativa para reabilitação, já que as técnicas convencionais (BASMAJIAN,1980; O'SULLIVAN,1983; KOTTKE,1984; UMPHRED,1994), muitas vezes, conseguem apenas restaurar poucas funções básicas perdidas.

O sistema do DEB/ FEE/ UNICAMP difere nas características do estimulador, como também do software, comparando com os trabalhos desenvolvidos em outros centros de pesquisa, como nos Estados Unidos da América (KILGORE,1989), Japão (HOSHIMIYA,1989) e Israel (NATHAN, 1990). Assim, faremos uma revisão sobre a Cinesiologia dos Membros Superiores, a Tetraplegia por Trauma Medular, e os princípios da Estimulação Elétrica Neuromuscular, para podermos criar uma nova metodologia para a utilização deste sistema desenvolvido pelo DEB/UNICAMP.

Este trabalho tem como **objetivo**:

-Estudar a viabilidade da restauração do controle dos movimentos dos membros superiores paralisados, de tetraplégicos, por lesão medular traumática, utilizando a estimulação elétrica neuromuscular com sistema Multicanal computadorizado, desenvolvido pelo DEB/ FEE/ UNICAMP.

-Obter o controle dos movimentos usados para apreensão, deslocamento e liberação de objetos necessários nas Atividades da Vida Diária (AVD's), definindo as fases de movimento e a melhor combinação de ativação dos músculos, dentro das mesmas.

Capítulo 2

CINESIOLOGIA DOS MEMBROS SUPERIORES

É indiscutível a importância dos membros superiores na vida do ser humano, pois, por meio deles, é possível realizar atividades necessárias à sua sobrevivência, manutenção e independência.

As articulações do ombro, cotovelo e punho apresentam graus de liberdade de movimento, que variam de acordo com suas estruturas anatômicas, possibilitando ao membro superior desempenhar sua função maior: proporcionar à mão posições adequadas para a realização de suas funções.

A mão, por sua vez, é um órgão complexo e de objetivos múltiplos, que tem, como principal função, a apreensão e manipulação de objetos. A extensa representação da mesma, no encéfalo, atesta a sua complexidade, como bem evidenciado está no Homúnculo de Penfield (NETTER, 1962).

Os músculos envolvidos num determinado movimento estão, geralmente, arranjados em torno da articulação, em pares. Cada unidade musculotendínea tem, no mínimo, um músculo antagonista para equilibrar a articulação envolvida (FESS, 1981) e, muitas vezes, há ação de músculos sinergistas, que contraem-se juntamente com os agonistas, agindo no sentido de fixar ou estabilizar as articulações. Quando o agonista é pluriarticular e/ou possui mais de uma função (exemplo: Bíceps Braquial), ao se contrair, sua força distribui-se igualmente para a inserção e para a origem, provocando movimento em todas as articulações por onde passa. Para que o movimento aconteça em um segmento, o outro deve ser fixado e posicionado de tal maneira que os músculos principais estejam em seu comprimento adequado, não provocando, assim, nem insuficiência ativa, nem passiva (LEHMKUHL, 1987).

2.1. OMBRO

O principal objetivo de todos os movimentos do ombro é de aumentar a área de movimentação da mão para qualquer direção e parte do corpo, movimentos estes permitidos através de três articulações: esternoclavicular, acromioclavicular e glenoumeral (RASCH & BURKE, 1977). Destas, a articulação glenoumeral é que articula o úmero com a clavícula, proporcionando oito movimentos.

Na posição de função do ombro, a qual é utilizada nas diversas atividades, como alimentação e escrita, o eixo do braço está em flexão de 45° (movimento em direção anterior ao eixo coronário) e abdução de 60° (movimento de afastamento do plano sagital médio em direção externa) (KAPANDJI, 1980).

Os músculos motores principais, na flexão, são: o Deltóide Anterior, o Coraco Braquial e o feixe superior do Peitoral Maior.

Na abdução completa, o Deltóide Médio, sózinho, é suficiente, mas, mesmo assim, o Supra Espinhal ajuda sobremaneira, pois, quando atua isoladamente, logo se fadiga (KAPANDJI, 1980).

2.2. COTOVELO

Segundo LEHMEKUHL (1987), o cotovelo contém duas juntas, dentro de uma única cápsula articular: a articulação umeroulnar e a radioulnar. RASCH & BURKE (1977) e KENDALL (1980) definem-nas como articulações independentes, tais como: articulação do cotovelo e articulações radiocubitais (proximal e distal). Qualquer que seja a nomenclatura dada, os movimentos realizados são os seguintes: na articulação do úmero com a ulna e o rádio, ocorre a flexão (movimento em direção anterior - mão em direção ao ombro) e a extensão (movimento em direção posterior - mão afasta-se do ombro). Já, na radioulnar, ocorre a

pronação (a palma da mão volta-se para cima - partindo da posição neutra) e a supinação (a palma da mão volta-se para baixo - partindo da posição neutra). Estes graus de liberdade servem à colocação da mão, pela rotação do antebraço e pelo aumento ou diminuição da distância da mão ao ombro.

O músculo Bíceps Braquial, que também atua como supinador, quando contraído isoladamente produz, ao mesmo tempo, a flexão do cotovelo e supinação do antebraço. Entretanto, para suprimir qualquer uma destas ações, deve haver ação sinérgica de outros músculos (LEHMKUHL, 1987).

RASCH & BURKE (1977), adicionam às funções do Bíceps Braquial a sua atuação no ombro, que, através de sua porção longa, estabiliza esta articulação e contribui, possivelmente, na abdução. Já a porção curta contribui na flexão, adução, rotação interna e flexão horizontal. BASMAJIAN (1985) cita que este músculo é, geralmente, ativo durante a flexão do antebraço supinado e durante a flexão do antebraço semipronado, quando um peso ($\cong 1$ Kg/f) é levantado.

O músculo Braquial é apenas flexor do cotovelo, tendo a mesma eficiência quando o braço está em supinação, pronação ou posição intermediária, tanto na flexão rápida ou lenta, com ou sem carga.

Já o músculo Braquiorradial é considerado como flexor puro do cotovelo, segundo os estudos eletromiográficos realizados por Basmajian e Latif, e citados por LEHMKUHL (1987). Estes autores demonstraram que não havia atividade elétrica nem na supinação nem na pronação do antebraço estendido.

Todas as observações sugerem que o músculo Bíceps Braquial, o músculo Braquial e o músculo Braquiorradial diferem, em suas atividades flexoras, nas três posições do antebraço (prona, supina e semiprona). Entretanto, todos os três agem maximamente, quando um peso

é levantado, durante a flexão do antebraço semipronado (BASMAJIAN,1985).

O principal extensor do cotovelo é o músculo Tríceps Braquial (RASCH & BURKE,1977; KENDALL,1980 E LEHMKUHL,1987). Traviel, citado por BASMAJIAN (1985), mostrou que a porção média é que age como extensor primário. As porções lateral e longa são recrutadas, quando uma resistência é oferecida. Já o músculo Anconeu é particularmente ativo em movimentos lentos de extensão.

2.3. PUNHO

As articulações do punho, radiocárpicas e intercapianas, quando atuam em conjunto, permitem os movimentos de: *abdução* (desvio radial ou flexão radial), que é uma inclinação do punho para lado do polegar; *adução* (desvio ulnar ou flexão ulnar), que é a inclinação do punho para o lado do dedo mínimo; *flexão*, que é a inclinação do punho, de modo que a palma da mão vá em direção da superfície anterior do antebraço; *extensão*, que é a inclinação do punho, de modo que, o dorso da mão, vá em direção da superfície dorsal do antebraço e; *circundução*, que é a combinação desses movimentos (RASCH & BURKE,1977).

Backdahl & Carlsöo, citado por BASMAJIAN (1985), evidenciaram que não há predominância nas atividades dos músculos Extensores Radiais do Carpo (longo e curto), Extensor Ulnar do Carpo e Extensor Comum dos Dedos, na extensão do punho, onde eles agem sincronicamente. Já LEHMEKUHL (1987) relatou que o músculo Extensor Comum dos Dedos age somente quando os dedos são estendidos simultaneamente.

Durante a flexão do punho, os mesmos autores, Backdahl & Carlsöo (BASMAJIAN,1985), encontraram ações sincronizadas entre os músculos Flexores Radiais do Carpo, Flexor Ulnar do Carpo e Flexor Superficial dos Dedos, não havendo, também aqui, uma ação muscular

predominante. No entanto, LEHMEKUHL em 1987, coloca que os tendões do músculo Flexor Superficial dos Dedos destacam-se quando a mão é fechada firmemente e quando a flexão do punho é resistida.

2.4. MÃO

A mão, por sua vez, é uma máquina com mecanismos complexos, intrincada em sua construção e função, composta de 44 unidades músculo-tendíneas, 27 ossos e 18 articulações resultando em torno de 27 graus de liberdade (BUFORD & THOMPSON,1987). A função desta estrutura é regida pelo trabalho sincronizado de vários músculos, que agem sobre o punho, bem como sobre os dedos. A maioria deles origina-se, principalmente, no antebraço, passa por sobre o punho e os ossos cárpicos para se inserir nos dedos, o que vai torná-los pluriarticulares (RASCH & BURKE,1977). Esta particularidade explica a importância dos músculos sinérgicos, que entram em ação para estabilizar uma ou mais articulações, onde o movimento é indesejável, pois os músculos pluriarticulares, quando contraídos isoladamente, tendem a produzir movimentos em todas as articulações por onde passam. Concomitantemente, os músculos do punho, como parte integral da função da mão, terminam por manter os músculos dos dedos em um tamanho favorável à produção de tensão (LEHMKUHL,1987).

Será dado, a seguir, um enfoque especial aos movimentos de abertura da mão e preensão, funções estas que são as razões de nosso trabalho.

2.4.1. ABERTURA DA MÃO

Através de um trabalho integrado da musculatura intrínseca e extrínseca da mão, bem como dos flexores do punho, é possível estender as articulações digitais de várias maneiras.

Os músculos responsáveis pela extensão destes dedos estão representados pelo Extensor Comum dos Dedos (ECD), Extensor Próprio do Indicador (EPI), Extensor Próprio do Dedo Mínimo (EPM), Extensor Longo do Polegar (ELP), Abductor Longo Do Polegar (AbLP) -- músculos extrínsecos; Lumbricais (Lu) e Interósseos (Io) -- músculos intrínsecos.

Os músculos que atuam na estabilização do punho são: os Flexores Radiais do Carpo (FRC) longo e curto, o Flexor Ulnar do Carpo (FUC) e o Palmar Longo (PL) - (BOYES, 1970 E RUSCH & BURKE, 1977).

2.4.1.1. AÇÃO INTEGRADA DOS MÚSCULOS

A ação pura do extensor dos dedos estenderia a articulação Metacarpofalangiana (MCF) e fletiria as articulações Interfalangianas (IF), isto devido à tração ativa dos extensores e à tração passiva do flexor profundo dos dedos (CAILLET, 1976). Os Lumbricais e Interósseos, por terem suas inserções na aponeurose dorsal, são úteis na extensão das duas articulações interfalangianas, quando há flexão metacarpofalangiana.

Quando há somente a ação do Extensor Comum dos Dedos, sem auxílio dos Interósseos e Lumbricais, estes levam a "mão em garra" (RASCH & BURKE, 1977). Beevor, citado por LEHMKUHL (1987), concluiu que esta deformidade provavelmente ocorre porque o Extensor Comum dos Dedos gasta toda sua energia para estender as falanges proximais, as quais não são impedidas de hiperestender-se devido a paralisia dos Interósseos e Lumbricais.

Bunnell, citado por BOYES (1970), formulou uma teoria, amplamente aceita, sobre a interação dos músculos extrínsecos e

intrínsecos na mão, onde o movimento da bainha aponeurótica é responsável pela coordenação destes músculos. "Quando a bainha está distal ao eixo das articulações (MCF), os músculos intrínsecos têm uma linha de tração que flete as articulações MCF, e as articulações interfalangeanas são estendidas pela ação do tendão do músculo Extensor Comum dos Dedos. Quando a bainha é puxada proximalmente pelo tendão do Extensor Comum dos Dedos, os músculos intrínsecos perdem sua alavanca para a flexão das articulações MCF, e sua força é transmitida através dos feixes laterais para produzir a extensão interfalangiana".

Quando um tendão extensor se contrai isoladamente, o punho é puxado para cima (extensão). Para impedir este movimento, os flexores do punho atuam como sinergistas, mantendo o punho em posição neutra ou fletindo-o.

Quando se estende as articulações interfalangianas do polegar, as articulações MCF movem-se na mesma direção (o Extensor Longo do Polegar é pluriarticular), porém a carpometacarpiana estará em posição oposta (oponência) pela ação dos músculos tenares. Já a atuação sinérgica do Extensor Ulnar do Carpo se dá para impedir a abdução radial do punho pelo Abductor Longo do Polegar.

HANDA (1987) mostra, em seu estudo Eletromiográfico de Membros Superiores de indivíduos normais que, na abertura da mão com extensão dos quatro dedos, abdução do polegar e extensão do punho (entre 5-10 graus), os músculos, que atuavam como motores primários, nos dedos e polegar, foram: o Extensor Comum dos Dedos, o Abductor Curto do Polegar e o Abductor Longo do Polegar. O Flexor Ulnar do Carpo e o Extensor Radial Curto do Carpo mostraram moderada atividade, agindo como estabilizadores do punho.

2.4.2. POSIÇÃO DE FUNÇÃO DA MÃO

Na posição de função da mão, a qual é ideal para realizar diversas tarefas, o antebraço está em linha média entre a pronação e supinação; o punho está em dorsiflexão (\pm entre 20° e 30°); o polegar está em meio termo entre a abdução e oponência; e os dedos estão em leve semiflexão (BOYES, 1970).

Os músculos que agem sobre a extensão do punho foram citados anteriormente e, os referentes aos movimentos dos dedos, serão no item a seguir, que enfoca os movimentos de preensão. Portanto, citamos agora, somente os músculos relacionados aos movimentos do polegar. Assim sendo, os responsáveis pela abdução do mesmo são: o Abdutor Longo do Polegar (AbLP), o Abdutor Curto do Polegar (AbCP) e o Extensor Curto do Polegar (ECP), sendo que o AbCP é mais ativo em todos os movimentos que necessitam de abdução (KENDALL, 1980).

A oponência do polegar é realizada, primariamente, pelo Oponente do Polegar (OpP) e pelo Abdutor Curto do Polegar (AbCP) (LEHMEKUHL, 1987).

2.4.3. PREENSÃO

A Preensão (Lat.*prenensus*, agarrar) é classificada em vários padrões, por alguns estudiosos. Iremos descrever alguns destes estudos, para obter uma noção da complexidade destes movimentos.

Em 1970, LONG, seguindo a classificação de Napier, o qual indicou que o propósito da ação é que determina o padrão, utilizou, também, em seu estudo as seguintes definições:

-Preensão de Força: é a que se obtém através das forças aplicadas dos dedos (parcialmente fletidos) e polegar (aduzido) contra a palma da mão, para segurar o objeto. Divide-se em: Preensão de Pressão, Preensão de "Disco"(como usado na abertura de jarra), Preensão de Gancho e Preensão Esférica. Ela é considerada como uma atividade estática (isométrica).

-Preensão de Precisão (Manuseio): é a que requer exato controle da posição, particularmente do polegar (abduzido e em oponência) e dos dois primeiros dedos (parcialmente flexionados). Apresenta três variações: Ponta a Ponta; Lado a Polpa; e Polpa A Polpa. Ela é caracterizada como uma atividade dinâmica (isotônica).

-Pinça: é a compressão entre o polegar e o dedo indicador ou polegar e os dois primeiros dedos. Ela é considerada primariamente uma atividade estática (isométrica).

KAPANDJI em 1974, definiu 6 modalidades de preensão:

-Preensão por Oposição Terminal: é a de maior precisão. Permite segurar objetos delgados (exemplo: alfinete). O polegar e o indicador se opõem, através de suas pontas, e em alguns casos utilizam as suas unhas.

-Preensão por Oposição Sub-Terminal: é que permite segurar objetos mais grossos que a anterior (exemplo: lápis). O polegar e o indicador, ou outro dedo, se opõem, através da face palmar da polpa. A articulação interfalangiana distal está em extensão ou semiflexão.

-Preensão por Oposição Sub-Terminolateral: é a que tem a face palmar da polpa do polegar apoiada na face externa da primeira falange do indicador. Permite segurar um objeto como uma moeda.

-Preensão Palmar: é a preensão de força para objetos pesados e relativamente volumosos (objetos cilíndricos). O volume do objeto condiciona a força de preensão. O polegar opõe-se à força dos outros quatro dedos.

-Preensão por Oposição Dígito-Palmar: é que permite segurar um objeto de diâmetro bastante reduzido (exemplo: volante) que está entre os dedos flexionados e a palma da mão. O polegar não está atuando.

-Preensão Interdigital Latero-Lateral: é uma modalidade de preensão acessória (exemplo: cigarro). Geralmente, efetua-se entre os dedos indicador e o médio, sendo que o polegar não atua.

SCHLESINGER, citado por RASH & BURKE (1977) e LEHMEKUHL (1987), determinou 12 tipos de preensão, através de um estudo da versatilidade da mão humana em pegar e segurar objetos de vários formatos e tamanhos. Dentre estes tipos, serão descritos abaixo os mais conhecidos.

-Preensão em Gancho: quando os dedos (II a V) são usados como um gancho e o polegar não está necessariamente ativo.

-Preensão Cilíndrica: quando toda a superfície palmar da mão abraça um objeto cilíndrico e o polegar fecha-se sobre o objeto.

-Preensão de Mão Fechada: quando a mão se fecha sobre um objeto, comparativamente estreito, e a preensão é assegurada pelo polegar sobre os outros dedos.

-Preensão Esférica: quando a mão é ajustada a um objeto esférico.

-Preensão de Ponta: quando a ponta do polegar é usada contra a ponta de um ou mais dedos, para apanhar um objeto pequeno.

-Preensão Palmar: quando o polegar se opõe a um ou mais dedos; o contato é feito pelas superfícies palmares das falanges distais dos dedos. Esta preensão é, normalmente, usada para apanhar e segurar objetos pequenos, sendo que os objetos maiores também podem ser seguros desta maneira, aumentando-se a amplitude da preensão.

-Preensão Lateral: quando um objeto fino é mantido entre o polegar e a face lateral do dedo indicador.

KAMAKURA, em 1980, classificou 14 padrões, sob 4 categorias de preensão, baseados na área de contato dos dedos com o objeto segurado. As características destes padrões são as seguintes:

A) Categoria: Preensão de Força

Neste grupo, uma área extensa da mão, incluindo a parte da palma, faz contato com o objeto, e as áreas de contato dos dedos são quase que totalmente no lado palmar.

-Tipo Padrão: o objeto, como um bastão que está posicionado diagonalmente na mão, é seguro entre a palma e os dedos, que são flexionados ao redor do objeto, havendo mais flexão da articulação metacarpofalangeana (MCF) do dedo mínimo do que da articulação MCF do dedo indicador. O polegar é posicionado em extensão da articulação carpo-metacarpal (CM).

-**Tipo Gancho:** o objeto, como um bastão que está posicionado quase que em ângulo reto com o axis do antebraço, é seguro entre a palma e os dedos, os quais estão flexionados em torno do objeto. O polegar dá suporte em qualquer um dos lados, radial ou ulnar, da falange proximal. Algumas vezes, a polpa do polegar, que está fletido na articulação interfalangeana (IF) e estendido na articulação carpometacarpiana (CM), dá pressão à ponta do bastão.

-**Tipo Extensão do Dedo Indicador:** o dedo indicador é estendido nas articulações interfalangeanas distais (IFD) e proximais (IFP) e faz contato com o objeto somente com a polpa; os outros dedos (III a V) estão flexionados em torno do objeto e o polegar faz pressão com a polpa.

-**Tipo Extensão:** os dedos estão relativamente estendidos, na articulação IFD ou em ambas articulações IFD e IFP. O contato da palma está limitado, na eminência tenar. Um objeto plano é seguro entre os dedos e a área estendida do lado palmar do polegar à eminência tenar.

-**Tipo Distal:** os dedos estão menos flexionados e o contato da palma é mínima ou nenhuma. Um fino bastão ou um instrumento de duas partes móveis com uma conexão, como uma tesoura, é seguro entre a parte média (palmar), porém despreza o lado radial dos dedos e o palmar do polegar.

B) Categoria: **Preensão Intermediária**

A área de contato na palma não é grande, o dedos estão geralmente em flexão moderada e as áreas de contato incluem o lado radial do indicador ou do dedo médio.

-**Preensão Lateral:** um objeto pequeno e plano é seguro entre o lado radial (lateral) da falange média ou distal do dedo indicador e a polpa do polegar.

-**Preensão "Tripé"**: um objeto pequeno ou um bastão fino é seguro pelo lado radial, aproximadamente ao nível da articulação IFD do dedo médio; pela polpa do dedo indicador; e pela polpa do polegar.

-**Variação 1 da Preensão "Tripé"**: o polegar é mais estendido com adução da articulação CM. Um bastão ou objeto fino é seguro, em três direções: 1. no lado radial da articulação IFD do dedo médio e no lado radial da falange proximal do dedo indicador; 2. na polpa ou ponta do dedo indicador ; 3. na polpa do polegar situado no meio, entre as duas áreas de contato de 1.

-**Variação 2 da Preensão "Tripé"**: os dedos ulnares são mais flexionados nas articulações MCF e mais estendidos nas articulações IFD e IFP. Um ou dois bastões pequenos são seguros pelo lado radial da falange distal do dedo médio ou do anular e o lado radial da falange proximal do dedo indicador; pela polpa do dedo indicador ou, mais levemente, no lado radial do dedo indicador e dedo médio; e pela polpa do indicador.

C) Categoria: **Preensão de Precisão**

O objeto é seguro entre o lado palmar dos dedos e a polpa do polegar. A flexão do dedos está, geralmente, moderada. Normalmente, a flexão das articulações MCF dos dedos ulnares estão menos acentuadas do que as do radial.

-**Preensão Paralela em Flexão Leve**: um objeto cilíndrico, retangular ou de outra forma, é seguro entre a polpa dos dedos ou a área estendida da polpa para o lado palmar dos dedos, exceto o dedo mínimo que não participa, nesta posição.

-Preensão Envolvendo em Flexão Leve: a polpa ou lado volar dos dedos, incluindo a polpa e a polpa do polegar, envolve o objeto que pode ser esférico, cilíndrico ou de outra forma. O número de dedos participantes e o grau de abdução/ adução das articulações MCF dependem do tamanho do objeto.

-Preensão de Ponta: um pequeno objeto é seguro pelo dedo indicador e/ou médio e o polegar, onde a área de contato está limitada nas pontas dos dedos. É semelhante à Preensão Paralela em Flexão Leve.

-Preensão Paralela em Extensão: um objeto plano é seguro entre o lado volar dos dedos e a polpa ou lado ulnar do polegar. Todos os dedos estão aduzidos e estendidos nas articulações IFD e IFP e moderadamente flexionados nas articulações MCF.

D) Categoria: **Preensão sem Envolvimento do Polegar**

-Preensão em Adução: um pequeno objeto leve é seguro entre os dedos adjacentes, pelo lado ulnar de um dedos e o lado radial do outro.

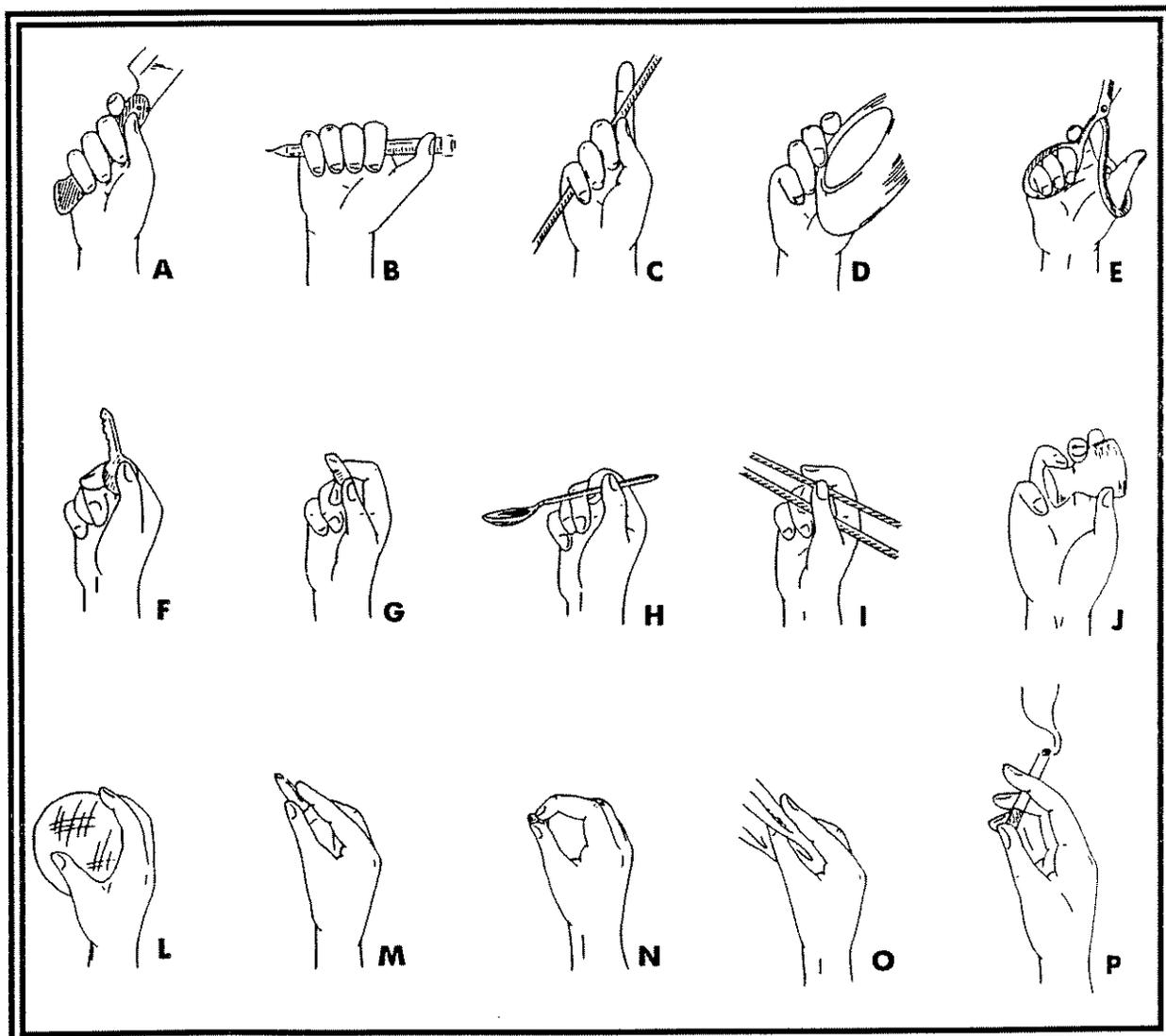


Figura 1 - Vários tipos de preensão segundo Kamakura (1980). (a)Padrão; (b)Gancho; (c)Extensão do Dedo Indicador; (d)Extensão; (e)Distal; (f)Lateral; (g)Tripé; (h)Tripé-variação 1; (i)Tripé-variação 2; (j)Paralela em Flexão Leve; (l)Envolvendo em Flexão Leve; (m,n)Ponta; (o)Paralela em Extensão; (p)Adução.

A **Figura 1** mostra os tipos de preensão, segundo KAMAKURA (1980). No **Quadro 1** fazemos uma correlação dos tipos de preensão utilizadas pelos autores anteriormente citados.

QUADRO 1 - Comparação entre os vários tipos de preensão (adaptado de KAMAKURA-1980)

NAPIER (Long, 1970)	KAPANDJI (Kapandji, 1974)	SCHLESINGER (Rash & Burke, 1977; Lehmkuhl, 1987)	KAMAKURA (Kamakura, 1980)
P.Força	P.Palmar	P.Cilíndrica	Padrão
P.Gancho	P.Oposição Digito-Palmar	P.Gancho	Gancho
P.Força			Extensão do Dedo Indicador
			Extensão
			Distal
	P.Oposição Sub-Termino-Lateral	P.Lateral	Lateral
P.Precisão			Tripé
			Tripé (Variação 1)
			Tripé (Variação 2)
P.Precisão	P.Oposição Sub-terminal	P.Palmar	Paralela em Flexão Leve
P.Precisão		P.Esférica	"Envolvendo" em Flexão Leve
P.Precisão	P.Oposição terminal	P.Ponta	Ponta
P.Precisão			Paralela em Extensão
	P.Interdigital Latero-Lateral		Adução

2.4.3.1. AÇÃO INTEGRADA DOS MÚSCULOS

Independentemente do tipo de preensão, os dedos são controlados por dois grupos de músculos: os extrínsecos e os intrínsecos. Os extrínsecos exercem a força primária da função, enquanto que os intrínsecos promovem o delicado manuseio e o equilíbrio necessário ao sistema poliarticular (CHAO, 1976).

No estudo de LONG (1970), na Preensão de Força, o Flexor Profundo dos Dedos (FPD) é o motor primário e o Flexor Superficial dos Dedos (FSD) atua em direta proporção à força requerida. Os Interósseos participam como rotadores da primeira falange e ajudam, a força de preensão, como flexores da articulação MCF; os Lumbricais, com exceção do quarto, não atuam; e os músculos tenares são usados em todas as formas, exceto na Preensão de Gancho.

BASMAJIAN (1985) refere que, durante a flexão, o Abdutor Curto do Polegar (AbCP) mostrou atividade negligenciável; o Oponente do Polegar (OpP), uma atividade leve; e o Flexor Curto do Polegar (FCP), uma atividade de moderada para forte.

Na Preensão de Precisão (manipulativa), pode haver mudança na posição do objeto segurado (precisão de rotação e translação) (LONG, 1970). No movimento de rotação, quando o objeto é rodado em torno de um de seus eixos internos, os Interósseos são importantes, pois promovem forças rotacionais sobre o objeto através da abdução ou adução da primeira falange. Os Lumbricais agem como extensores das articulações IF e, adicionalmente, abdutores, adutores e rotadores das primeiras falanges.

No movimento de translação, quando o objeto é movido para longe da palma da mão, os Interósseos fornecem forças de compressão intrínseca e rotação para um eficiente posicionamento dos dedos. Quando o objeto é movido para perto da palma da mão, os Interósseos e Lumbricais

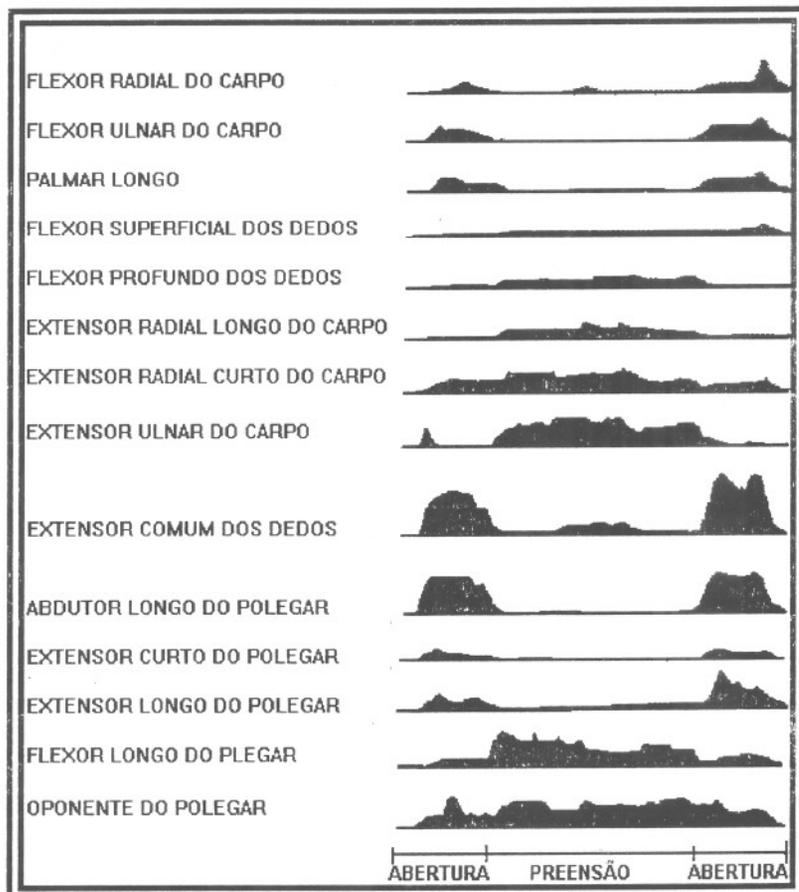


Figura 2 - Eletromiografia das atividades dos músculos da mão durante a preensão cilíndrica (HANDA, 1987).

promovem compressão intrínseca, flexão das articulações MCF e extensão da articulações IF.

Os músculos tenares: FCP, OpP e AbCP, produzem adução através da palma da mão, rotação da primeira MCF e manutenção do espaço "profundo da palma".

O Adutor do Polegar (AdP) é usado em situações específicas, quando a força requerida para aduzir a primeira MCF está à frente da segunda.

Na Pinça (LONG,1970), a compressão é fornecida primeiramente pelos músculos extrínsecos; a rotação falangiana é ajustada pelos Interósseos e, talvez, pelos Lumbricais; a compressão é assistida pela flexão da articulação MCF, pelos Interósseos e pelo Flexor Curto do Polegar; o Oponente do Polegar ajuda através da rotação da primeira MCF (LONG,1970; BASMAJIAN,1985).

A ação dos músculos extensores do punho (Extensor Longo Radial do Carpo, Extensor Curto Radial do Carpo e Extensor Ulnar do Carpo) é combinada e sinérgica, no sentido de estender, estabilizar e fazer o desvio radial (ELRC e ECRC) e o desvio cubital (EUC). Isto é necessário, pois, se os flexores dos dedos agissem sózinhos, provocariam uma flexão do punho, devido ao fato de serem pluriarticulares (RASCH & BURKE, 1977).

Através da análise da atividade EMG (Figura 2), realizada por HANDA, em 1987, nos músculos da mão e punho durante a Preensão Cilíndrica, em sujeitos normais, foi observado um aumento aparente na atividade dos extensores do punho, com concomitante atividade do Flexor Profundo dos Dedos, do Flexor Longo do Polegar e do Oponente do Polegar. Desta maneira, mostrou uma atividade estabilizadora importante na articulação do punho, deixando-o em uma posição funcional de 30° de extensão.

Acreditava-se, no passado, que, no fechamento da mão, os flexores dos dedos eram auxiliados pelos Lumbricais, porém, alguns estudos realizados por Long & Brown, citados por BASMAJIAN (1985), mostraram que tais músculos estavam silenciosos nesta atividade. No entanto, quando existe debilidade acentuada dos músculos Interósseos e Lumbricais, o indivíduo não consegue, sequer, sustentar um jornal ou livro na mão (KENDALL, 1980) ou realizar atividades que exigem ação simultânea, de flexão das articulações MCF com extensão das articulações Interfalangianas (RASCH & BURKE, 1977).

Ao fechar a mão, na preensão suave, todas as articulações fletem-se simultaneamente. O músculo principal deste movimento é o Flexor Profundo dos Dedos, pois é o único capaz de fletir as três articulações digitais ao mesmo tempo. LEHMKUHL (1987) cita que os indivíduos com lesão na musculatura intrínseca da mão apresentam dificuldade na preensão, principalmente quando esta exige movimentos rápidos, pois, as articulações interfalangianas fletem, entretanto, as metacarpofalangianas fletem somente alguns segundos depois.

Capítulo 3

TETRAPLEGIA POR TRAUMA MEDULAR

A tetraplegia é a denominação mais usada para definir a paralisia dos quatro membros e do tronco que, frequentemente, ocorre devido à lesão na coluna cervical, o que leva à paralisia completa dos membros inferiores, sendo que os membros superiores são afetados integralmente ou em parte (HOPPENFELD,1985). No entanto, devemos ter em mente que o termo *plegia* é utilizado quando existe ausência absoluta de movimentação voluntária e, *paresia*, quando o déficit é parcial (NITRINI,1995).

Embora o paciente possa apresentar algum movimento, o termo tetraplegia acabou sendo consagrado na literatura, razão esta por optarmos por esta denominação, porém seguindo as seguintes classificações (MERRIT,1977; SAILLANT,1977; O'SULLIVAN,1983; UMPHRED,1994):

- **Lesão completa:** paralisia motora e perda da sensibilidade, permanentes, abaixo do nível da lesão.

- **Lesão incompleta:** quando há grau variável de perda motora e sensitiva abaixo do nível da lesão, dependendo da gravidade do acometimento.

3.1. CONSIDERAÇÕES GERAIS SOBRE O MOVIMENTO

Para realizar um ato voluntário, primeiramente, ocorre a "idéia" do movimento. Embora o centro exato de comando da motricidade não tenha sido identificado, sabe-se que a elaboração do movimento ocorre nos hemisférios cerebrais, constituindo, assim, uma resposta ao conjunto de estímulos ambientais ou a uma atividade deliberada, que tem como finalidade agir sobre o mundo externo (CANELAS,1983).

Há duas vias motoras descendentes na medula espinhal: o **trato piramidal**, que leva impulsos das áreas corticais pré-motora, motora primária e somatossensorial primária, e o **trato extrapiramidal**, que leva impulsos dos sistemas de controle motor extrapiramidal e cerebelar (UMPHRED,1994). Estas vias constituem o sistema de controle suprasegmentar do movimento. O trato piramidal representa a via de motricidade voluntária e admite-se, também, que os movimentos automáticos e esterotipados, que são comandados pelos centros sub-corticais, sejam modificados pelos impulsos piramidais, transformando-os em movimentos precisos e finamente coordenados. Já o trato extrapiramidal tem como função básica a realização de movimentos automáticos, a regulação do tônus e da postura, assim como a coordenação dos movimentos, através do cerebelo (MACHADO,1981; CANELAS,1983; KOTTKE,1984)

O ato motor, finalmente, é concretizado pela contração muscular, a qual é ativada pela descarga do motoneurônio *alfa* (CANELAS,1983, GUYTON,1984). Conforme o motoneurônio se aproxima da fibra muscular, o eixo cilíndrico ramifica-se e os terminais fazem íntimo

contato com o sarcoplasma do músculo, formando *placas motoras* (DORETTO,1989; ASTRAND,1980).

Unidade motora é o motoneurônio e a fibra muscular que este supre, e o número de fibras musculares de cada unidade motora varia de acordo com a função do músculo (Exemplo: músculos que exigem precisão, como os da mão, contêm apenas três (3) a seis (6) fibras musculares) -- (NITRINI,1995). Os neurônios, que apresentam limiar de excitação baixo, são de pequenos diâmetros e correspondem às unidades relativamente lentas (agrupam um grande número de fibras musculares), de atividade tônica. Já os que têm um nível de excitação mais alto são de diâmetro maior e correspondem às unidades rápidas (agrupam um número menor de fibras) (CAMBIER,1988).

Outro mecanismo do controle do movimento é o segmentar. Neste, os reflexos espinhais são ativados e mantidos por estímulos externos (CANELAS,1983). Numa cadeia reflexa há, no mínimo, um neurônio aferente (receptor) e um neurônio eferente (efetor). As fibras aferentes podem terminar monossinápticamente em volta dos motoneurônios (reflexo miotático), mas, geralmente, vários interneurônios de conexão intervêm entre os neurônios aferentes e eferentes, dando origem à excitação ou inibição (ASTRAND,1980; GUYTON,1984; CAMBIER,1988)

A hipótese utilizada por KOTTKE (1984), sobre a organização da função motora no homem, foi baseada na teoria de Hughlings Jackson, mostrando que os reflexos formam as vias básicas da medula espinhal e que a regulação destas vias seriam impostas pela excitação e inibição dos centros mais altos.

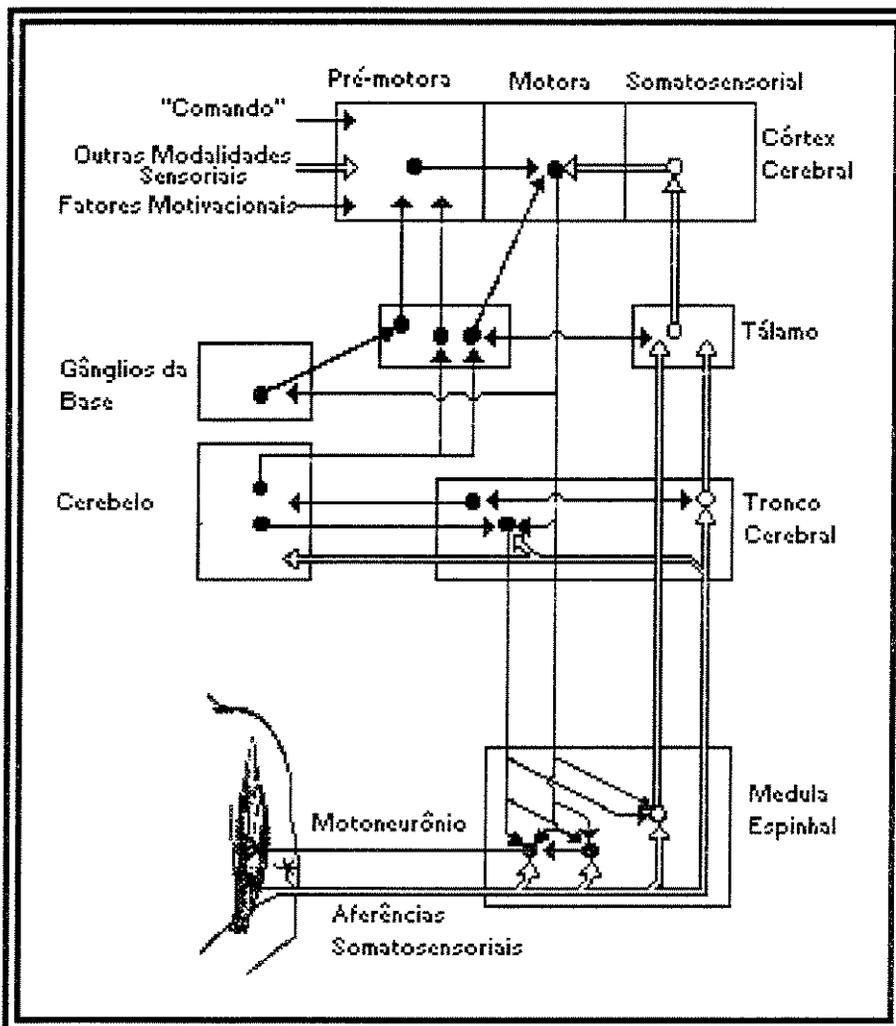


Figura 3 - Estruturas e vias do sistema nervoso envolvidas no controle neural do movimento. As setas abertas mostram os sinais sensoriais e as setas preenchidas representam as outras vias motoras ou combinadas, sensoriais e motora. (In: FUCHS, 1989)

UMPHRED (1994) comentou que esta teoria seria útil para examinar a atividade motora sem realimentação e descreveu o modelo de sistemas para controle motor, mostrando a relação entre vários centros do cérebro e da medula espinhal com o uso de realimentação. A **Figura 3** mostra que todas as áreas que fazem parte do controle do movimento apresentam extensas conexões recíprocas. Portanto, na execução final do movimento pelas estruturas segmentares, sua delicadeza e destreza dependem basicamente do trato piramidal, com ajuda da realimentação interna, realizado por impulsos cerebelares, talâmicos e de núcleos da base (CAMBIER, 1988).

3.2. ANATOMIA DA MEDULA CERVICAL

A medula espinhal é a porção caudal do Sistema Nervoso Central. Ela estende-se da borda superior do Atlas (1ª vértebra cervical), até a borda superior da 2ª vértebra lombar. Trata-se de uma formação cilíndrica, alongada, do tecido nervoso, sendo que, nesta estrutura, a substância cinzenta localiza-se por dentro da substância branca e apresenta a forma de uma borboleta ou de um "H". A medula espinhal ocupa os 2/3 superiores do canal vertebral, nos seres humanos adultos. É ligeiramente achatada, no sentido ântero-posterior, e, ao nível cervical e lombar, apresenta intumescências fusiformes, formações estas devidas à maior quantidade de neurônios, que são necessários para o funcionamento dos membros superiores e inferiores (NETTER, 1962).

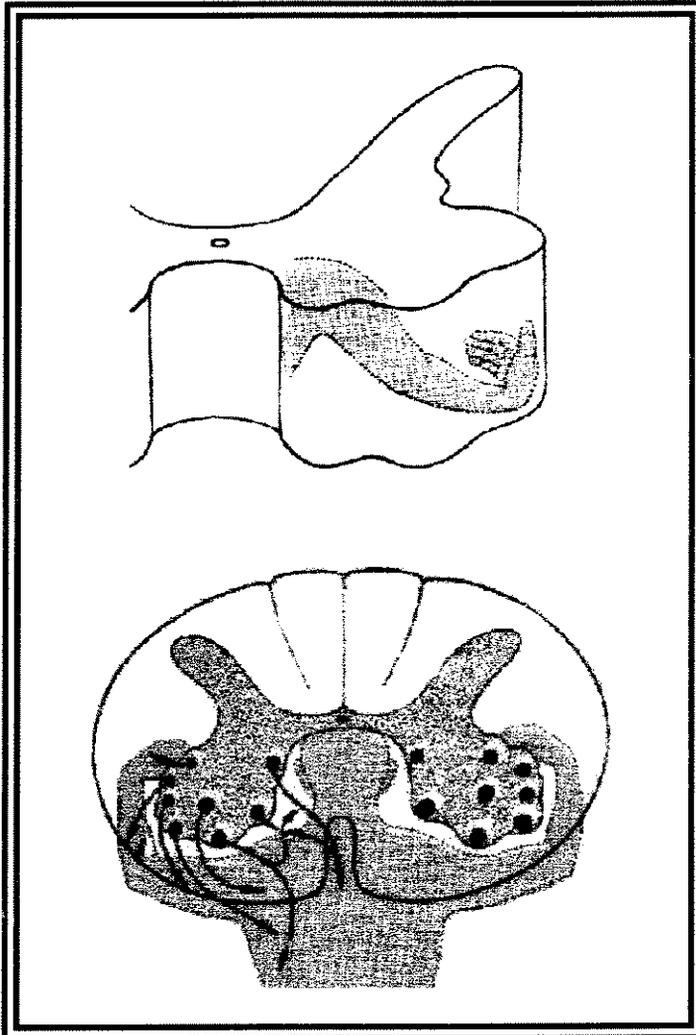


Figura 4 - Somatotopia do corno anterior da medula cervical (adaptado de KAHLE, 1982)

A morfologia dos cortes da medula espinhal varia, consideravelmente, segundo os vários níveis. A substância branca tem o seu desenvolvimento máximo na medula cervical e sua importância diminui na direção caudal. As vias ascendentes (sensitivas) ganham importância pelo recrudescimento de fibras, a partir da região sacral até a região cervical. Já as vias descendentes (motoras) diminuem a partir da região cervical até a região sacral pela terminação de suas fibras nos diferentes níveis espinhais.

Em face do intumescimento cervical, a medula é mais larga que alta e tem a forma oval (9mm de diâmetro sagital, 13mm de diâmetro transversal). A substância branca, como já relatamos, é abundante. Os cornos posteriores e, sobretudo, os anteriores são bastante desenvolvidos devido à origem do plexo braquial (MACHADO, 1981; KAHLE, 1982).

Segundo KERAVEL E SINDOU (1982), Kuypers, estudou no macaco, a somatotopia, ao nível do corno anterior da medula cervical, e verificou que os motoneurônios destinados aos músculos distais dos membros, são os mais externos. Já os motoneurônios internos e medianos correspondem aos músculos próximos e axiais e os motoneurônios, situados mais anteriormente, são destinados aos músculos extensores (Figura 4).

3.3. FISIOPATOLOGIA DA TETRAPLEGIA POR TRAUMA RAQUI MEDULAR

UMPHRED (1994) cita que a maior incidência para fraturas e luxações espinhais altas ocorrem nas áreas craniovertebral (C1 a C2) e cervical (C5 a C7). E relata que, quando ocorre fratura e/ou luxação na coluna cervical, há probabilidade de 40% de lesão medular.

As fraturas da coluna cervical, acompanhadas de sinais neurológicos, representam, segundo as estatísticas, 1\4 a 1\5 do conjunto de traumatismos cervicais (ROY CAMILLE, 1982; UMPHRED, 1994).

O mecanismo mais frequente da lesão da medula cervical é a flexão, com leve rotação. Uma flexão forçada da cabeça sobre o tronco aplica força sobre os corpos vertebrais de C4 a C7 (SAILLANT, 1977).

As lesões medulares traumáticas representam 70% do total de lesões medulares dos adultos. Elas são, atualmente, devidas, na maioria das vezes, aos acidentes automobilísticos, mas também são encontrados, na etiologia, os mergulhos em águas rasas, as quedas de altura, os acidentes de esporte e de trabalho (MERRIT, 1977; UMPHRED, 1994).

Nos casos de traumatismo fechado, nem sempre é possível estabelecer uma correlação estrita entre o tipo de lesão e o quadro clínico. Sabemos que, para um mesmo quadro, a tetraplegia sub-lesional completa e o exame anátomo-patológico nem sempre constata uma necrose transversa do segmento medular lesional. Ao contrário, as lesões são, frequentemente, incompletas ao nível de um dado segmento, mesmo que elas se estendam, às vezes, até uma altura de 5 a 6 cm.

Esta ausência de correlação anátomo-clínica precisa foi recentemente confirmada por estudos fisiológicos, que mostraram existir conexões entre segmentos supra e sub-lesional, mesmo que o exame clínico convencional tenha concluído que há perda de toda continuidade.

As relações entre o mecanismo do traumatismo e o tipo lesional são difíceis de precisar. Entretanto, estudos experimentais demonstraram que a sequência anteflexão-dorsiflexão gera lesões particularmente graves, pelo menos, ao nível cervical, onde ela é frequentemente constatada (ROY-CAMILLE, 1981).

Em função da intensidade do choque distinguem-se, essencialmente, dois graus: a "comoção" medular, responsável por um quadro neurológico total e rapidamente reversível e a "contusão", quando existem vários níveis de gravidade (MERRIT, 1977).

Seguindo o tempo decorrido entre o traumatismo e o momento onde a peça anatômica foi examinada, distinguem-se as *LESÕES AGUDAS*, que correspondem às 48 primeiras horas; as *SUB-AGUDAS*, às primeiras semanas; e as *CRÔNICAS*, após o 2º e 3º mês (YASHON, 1978; ROY CAMILLE, 1981).

Na *FASE AGUDA*, observa-se uma associação variável, segundo as lesões elementares: **hemorragias, necrose, amolecimento, edema e laceração.**

As **hemorragias** são constantes. Excepcionalmente, trata-se de hematomielia, mas sim, costuma ser petéquias múltiplas no interior das substâncias cinzenta e branca.

A **necrose aguda**, igualmente constante, constitui a lesão fundamental da contusão. É uma necrose centro-medular. Ela compromete sempre a substância cinzenta, notadamente na região peri-ependimária e na base dos cornos dorsais e estende-se, às vezes, concentricamente, para os cornos ventrais e para a substância branca e, longitudinalmente, para os segmentos supra e sub-adjacentes. Esta necrose é acompanhada de uma diapedese eritrocitária intensa, que lhe confere um aspecto hemorrágico.

A **mielomalácia central** é mais rara. É um amolecimento branco por isquemia arterial, que se estende no sentido rostro-caudal, seguindo um aspecto fusiforme. Esta mielomalácia compromete, às vezes, segmentos situados, relativamente, à distância do sítio lesional e incriminam sua origem no arrancamento ou trombose de artérias radículo-medulares, mesmo que raramente seja demonstrado pelos exames anatômicos.

O **edema** compromete tanto a substância cinzenta como a branca, sendo bem demonstrado pelo alargamento dos espaços peri-axonais, em microscopia eletrônica.

A **laceração** do tecido nervoso escapa a todas descrições. Entretanto realiza, raramente, uma secção medular completa.

Na **FASE SUB-AGUDA** observa-se a invasão do sítio lesional pelos linfócitos e macrófagos, que reabsorvem a necrose, formando cavidades intramedulares, mais ou menos extensas e confluentes. Uma gliose reacional também ocorre, com início de proliferação fibroblástica e colágeno.

Por último, a fase que mais nos interessa, em nosso trabalho: a **FASE CRÔNICA**. Nesta, as lesões císticas estão organizadas, a gliose está instalada e o sítio lesional é mais ou menos invadido por um tecido fibroso cicatricial, em continuidade com os envelopes meníngeos. A degeneração Walleriana é, facilmente, colocada em evidência, ao longo dos cordões medulares supra e sub-lesional. Enfim, uma proliferação regeneradora das raízes raquidianas é frequente, podendo tomar um aspecto neurogliomatoso, nos tecidos cicatriciais, onde se perdem. Não se observa sinais de regeneração central, através do sítio lesional.

As **compressões medulares traumáticas** são observadas quando o diâmetro ântero-posterior do canal é reduzido, pelo menos, a

50%. Elas manifestam-se por um sulco transversal, mais ou menos profundo, na superfície da medula.

A **necrose transversa hemorrágica** intra-medular é aqui, também, o elemento anatômico essencial, onde o grau depende da gravidade da compressão e de sua duração.

O lesado medular poderá, ainda, ter mielopatias tardias do tipo seringomielia e degeneração cordonal tardia.

BRANDSTATER & DINSDALE, em 1976, distinguiram quatro categorias de lesão medular na tetraplegia, através de estudos eletrofisiológicos, sendo que:

A primeira é uma simples e discreta transecção, sem danos significantes na medula (acima ou abaixo) ou nas raízes nervosas, havendo sinais de desnervação no nível segmentar da lesão e mínima desnervação abaixo e acima da lesão.

A segunda foi caracterizada por uma discreta lesão medular transversa, com danos parciais nos segmentos abaixo da lesão, havendo grau significativo de desnervação abaixo do nível da lesão.

Na terceira, as lesões demonstraram extensa desnervação em todos os níveis da lesão, incluindo parcial desnervação acima da lesão.

Na quarta, houve um significativo dano medular longitudinal, juntamente com envolvimento de raízes, apresentando severa desnervação de todos os segmentos cervicais.

Assim sendo, as manifestações clínicas dependem dos efeitos fisiopatológicos ocorridos na medula, e esses efeitos devem ser vistos de acordo com o nível de lesão neurológica, o grau de lesão medular no plano transversal (completa ou incompleta), o grau de lesão medular no plano vertical (quantidade de segmentos afetados) e o tempo de instalação da lesão medular (UMPHRED, 1994; MERRIT, 1977).

3.4. SINAIS CLÍNICOS

Dentre os vários sinais clínicos que podem ser evidenciados num lesado medular, a espasticidade e a perda sensória são, para o nosso estudo, as mais importantes.

A **espasticidade** é caracterizada não somente por hipertonicidade, mas também por hiperreflexia e clono, e ocorre quando, sem a modulação dos centros superiores, os motoneurônios, através do arco reflexo, são estimulados a partir dos fusos musculares (NITRINI,1995). Ela pode levar às contraturas, pois quando há um desequilíbrio muscular dificultando um segmento a se mover em toda a sua amplitude, os tecidos conectivos e musculares se encurtam progressivamente, pois não foram alongados regularmente, levando até a mudanças capsulares e pericapsulares (O'SULLIVAN,1983; UMPHRED,1994).

Na secção medular (completa e incompleta) todas as formas de sensibilidade (exteroceptiva, proprioceptiva e interoceptiva) estão comprometidas. Com a **perda sensória**, o movimento funcional, que depende fortemente da realimentação proprioceptiva profunda, estará comprometido, pois as informações sobre a posição do corpo no espaço, sobre a posição das partes do corpo, uma em relação às outras, e sobre as condições ambientais, são obtidas por receptores sensoriais e reforçadas pela percepção visual e tátil (UMPHRED,1994; NITRINI,1995).

3.5. QUADRO NEURO-MOTOR E METAS FUNCIONAIS

Fora do controle supra-espinhal, a medula reage de modo excessivo e não coordenado aos estímulos aferentes periféricos (cutâneos, musculares, articulares, viscerais), dando lugar a respostas reflexas, localizada ou em massa (automatismos medulares), de modo que os neurônios *alfa* e fusomotores ficam anormalmente excitáveis (KOTTKE,1984). Estas respostas se dão somente quando há lesão do neurônio motor superior e na presença do arco reflexo medular.

Devido à variedade das atividades realizadas pelos membros superiores, a reabilitação se torna complexa. Por isso, tem-se criado índices para medir o grau de recuperação (O'SULLIVAN,1983; GRESHAM, 1986; YARKONY,1989) e para auxiliar nas técnicas de reabilitação e avaliação de tetraplégicos.

Os portadores de lesões acima de C4 dificilmente sobrevivem, pois o diafragma é innervado principalmente pela raiz C4 (nervo frênico). Assim sendo, descreveremos os níveis neurológicos, abaixo de C4, e, para um melhor entendimento, vamos considerá-la como se fosse uma lesão medular completa, onde o nível neurológico é a última raiz nervosa que está indene (HOPPENFELD,1985).

Os parâmetros, a seguir, foram baseados nos trabalhos de HOPPENFELD (1985), KENDALL (1980), CAMBIER (1988).

NÍVEL NEUROLÓGICO C4

Movimentos Principais Preservados:

- Inspiração (diafragma)
- Movimentos do pescoço(músculos do pescoço e nuca)

Potencial de Reabilitação:

- Cadeira de rodas motorizada, com controle cefálico ou oral;
- Dependente nas Atividades da Vida Diária e transferências de locais.

NÍVEL NEUROLÓGICO C5

Movimentos Principais Preservados:

- Movimentos do ombro (diversos músculos da cintura escapular);
- Abdução do ombro (músculo Deltóide);
- Flexão do Cotovelo (músculo Bíceps Braquial) - força diminuída.

Potencial de Reabilitação:

- Cadeira de rodas motorizada, com adaptações para controle manual;
- Semi-independente nas Atividades da Vida Diária
- Dependente nas transferências de locais.

NÍVEL NEUROLÓGICO C6

Movimentos Principais Preservados:

- Flexão do cotovelo (músculos: Bíceps Braquial, Braquial, Braquiorradial);
- Supinação do antebraço (músculos: Supinador, Braquiorradial);
- Extensão radial do punho (músculos extensores radiais do carpo).

Potencial para Reabilitação:

- Cadeira de rodas motorizada ou comum com adaptações - no plano;
- Semi-independente nas Atividades da Vida Diária, com adaptações;
- Semi-dependente em transferências de locais.

NÍVEL NEUROLÓGICO C7

Movimentos Principais Preservados:

- Extensão do cotovelo (músculo Tríceps Braquial) - força diminuída;
- Extensão do punho (músculos: Extensor Ulnar e Radial do Carpo);
- Extensão dos dedos (músculo Extensor Comum dos Dedos);
- Pronação do antebraço (músculos: Pronador Quadrado e Redondo).

Potencial para Reabilitação:

- Cadeira de rodas com adaptação (pinos no sobrearo);
- Independente nas Atividades da Vida Diária, com adaptações;
- Independente em transferências de locais (com tábuas).

NÍVEL NEUROLÓGICO C8

Movimentos Principais Preservados:

- Flexão dos dedos (músculos: Flexor Superficial e Profundo dos Dedos);
- Flexão-abdução do punho (músculo Palmar Longo) e flexão-adução do punho (músculo Cubital Anterior);
- Flexão, oponência e abdução do polegar (músculos: Flexores Longo e Curto; Abductor Longo e Curto; e Oponente do Polegar);

Potencial para Reabilitação:

- Cadeira de rodas;
- Independente nas Atividades da Vida Diária;
- Independente nas transferências de locais;
- Dirige carros com controle manual

Para uma melhor compreensão da lesão medular, é importante destacarmos o papel das vias descendentes sobre a organização medular da motricidade. Assim sendo:

* As vias Cortico-Espinerais têm uma ação predominante sobre os membros superiores e, em particular, sobre os músculos distais. A ação dominante é excitatória sobre os músculos de flexão e inibitória sobre os músculos de extensão.

* As vias provenientes do Núcleo Rubro têm uma ação dominante sobre os membros superiores e, em particular, sobre os músculos distais. Esta ação é ativadora e dominante sobre os músculos flexores.

* As vias Retículo-Espinerais, de origem ponto-mesencefálica, são ativadoras dos músculos extensores das raízes dos membros e dos músculos axiais do tronco.

*As vias provenientes dos Núcleos Vestibulares têm uma ação idêntica às vias Retículo-Espinerais ativadoras.

*As vias Retículo-Espinerais, de origem Bulbar, são inibidoras, no conjunto dos músculos do corpo.

*As vias Vestíbulo-Espinerais, Tecto-Espinerais e o Feixe Longitudinal Mediano têm uma ação particularmente importante sobre a musculatura do pescoço (KERAVEL & SINDOU, 1982).

3.6. A MÃO DO TETRAPLÉGICO:

O desequilíbrio entre os músculos, quando fracos ou paralisados, levam a algumas compensações e, muitas vezes, a deformidades, devido à diferença de força muscular (BASMAJIAN,1980; UMPHRED,1994). Na literatura pesquisada (BOYES,1970; CAILLET,1976; BASMAJIAN,1980; O'SULLIVAN,1983; KOTTKE,1984), não encontramos especificações exclusivas para a mão do tetraplégico, mas podemos julgar que isto aconteça por causa de lesão incompleta de um nervo, e também pelo fato das lesões nunca serem idênticas uma às outras.

Normalmente, os tetraplégicos utilizam-se dos movimentos do punho para realizar a abertura e fechamento da mão, como na classificação de CASALIS (1990). Neste caso, o indivíduo abre a mão, quando flete o punho (há um relaxamento dos músculos flexores dos dedos) e fecha a mão ao estender o punho (ocorre um tracionamento dos músculos flexores dos dedos), porém, ao fechar a mão, há extensão das articulações metacarpofalangianas e flexão das articulações interfalangianas distais, porque os músculos Lumbricais não estão atuando.

Já em níveis mais baixos, como C8, o indivíduo realiza os movimentos de abertura e fechamento da mão, porém desenvolve a "mão em garra", pela falta dos músculos Lumbricais, dificultando assim a preensão correta (CAILLET,1976; CASALIS,1990).

Capítulo 4

ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR

A eletricidade exerce no homem um fascínio mágico desde os tempos remotos, quando estórias foram narradas, relatando tratamentos e curas através da corrente elétrica. Relatos da antigüidade mostraram “curas” com o uso de peixe elétrico, durante o império romano, ou ainda fenômenos neurológicos, após descargas elétricas.

Após este início, um pouco lendário, mais e mais experiências foram conferindo à corrente elétrica o poder de produzir movimentos em músculos, como as experiências de Galvani e Volta, no século XVIII.

De qualquer forma, a humanidade esperou até o século XIX para que, finalmente, Faraday e Duchene utilizassem realmente a corrente elétrica como meio de diagnóstico ou terapia, fazendo com que músculos inertes readquirissem condições de produzir movimento. Após estas descobertas, a estimulação elétrica vem sendo utilizada para diversas finalidades, como analgesia, fortalecimento muscular e, também, na restauração de movimentos (BENTON,1981). Assim sendo, avanços tecnológicos vêm expandindo as possibilidades e permitindo o aperfeiçoamento do seu uso.

A Estimulação Elétrica Neuromuscular, que é a de nosso interesse, é aplicada em pacientes com excitabilidade preservada do neurônio motor inferior (KRALJ & BAJD,1989). Assim, a resposta motora é conseguida através da ativação de um grupo específico de fibras nervosas, tipicamente fibras de nervos periféricos (PECKHAM,1987). É importante salientar que a sua aplicação não visa um retorno da função neurológica e, sim, a restauração de movimentos funcionais.

4.1. PRINCÍPIOS DA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA (Nervos e Músculos)

O estímulo elétrico excita mais facilmente uma fibra nervosa ou muscular do que outras formas de estímulos, uma vez que estas fibras são mais sensíveis à corrente elétrica (KATZ, 1966).

4.1.1. FLUXO DE ÍONS

Tanto no nervo como no músculo innervado e, também, no músculo desnervado, a forma de estimulação é similar, isto é, há reversão da diferença de potencial através da membrana plasmática (SCOTT, 1972).

Um estímulo elétrico pode iniciar um impulso nervoso e/ou uma contração nas fibras musculares, quando aplicado à região dos nervos e dos músculos (sobre a pele, intramúsculo ou epimísio) (BIERMAN, 1947), se o tipo e intensidade da corrente forem adequados, levando a um aumento súbito da diferença do potencial e aumentando, conseqüentemente, a permeabilidade da membrana aos íons sódio. Quando isto ocorre, os íons sódio começam a penetrar na membrana plasmática e causam maior diferença de potencial, aumentando a permeabilidade da membrana a outros íons. Simultaneamente, tem lugar uma nova distribuição de outros íons, e o processo continua até que ocorra inversão da diferença de potencial: a superfície externa da membrana está agora negativa e a interna positiva (GUYTON, 1984).

Com a superfície do eletrodo no tecido, ocorre uma conversão entre o fluxo de elétrons, que caminham através do eletrodo acoplado no tecido, e a corrente de íons, que se movem no tecido. No eletrodo positivo (anodo), os íons positivos, na superfície eletrolítica, e os principais do tecido (Na^+ , K^+) são repelidos e os íons negativos são atraídos. Já no eletrodo negativo (catodo) ocorre o contrário (BENTON, 1981); a despolarização da membrana ocorre, principalmente, no catodo (eletrodo negativo, chamado

também de eletrodo "ativo"), pois este atrai os íons positivos migrados, enquanto que, no anodo (eletrodo positivo, chamado também de eletrodo "indiferente") o lado externo da membrana se torna mais positivo, hiperpolarizando-a (SCOTT,1972; BENTON,1981).

Quando se inicia um impulso nervoso, em uma célula nervosa ou em um botão sináptico, ele será propagado somente em uma direção, mas quando se inicia em algum ponto da fibra nervosa, será transmitido em ambas as direções, a partir do ponto da estimulação. Quando se estimula um tronco nervoso, os impulsos passam a todos os músculos que são inervados por eles, provocando, assim, uma contração muscular.

Uma descrição teórica da propagação do potencial de ação foi dada pelo modelo proposto por Hodgkin and Huxley (HODGKIN,1971), que é uma das teorias mais bem aceitas.

Um músculo inervado pode ser ativado através da estimulação de suas fibras musculares ou através do seu nervo motor. A diferença é que, no primeiro caso, os eletrodos devem estar posicionados longitudinalmente, colocados nos extremos do ventre muscular e, no segundo o eletrodo ativo está no ponto motor do músculo (local em que o nervo principal penetra no músculo -- BIERMAN,1947; SCOTT,1972) e o indiferente, geralmente, próximo à inserção do músculo.

4.1.2.PARÂMETROS DE ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA

A estimulação elétrica neuromuscular, na maioria das vezes, é aplicada por pulsos elétricos, em forma de onda retangular monofásica ou bifásica, sendo que, para ocorrer uma despolarização de membrana e ocorrer a contração, devemos estar atentos aos seguintes parâmetros: **intensidade da corrente, duração do pulso e frequência de repetição do pulso** (BENTON,1981; KRALJ & BAJD,1989).

A intensidade da corrente e a duração do pulso controlam a força muscular através do recrutamento das fibras. Já a frequência do estímulo, permite este controle pela modulação temporal destas fibras (SOLOMONOW,1986; PECKHAM,1988).

O número de unidades motoras a serem estimuladas depende da **intensidade da corrente** aplicada, tanto no músculo inervado como no desnervado. As primeiras fibras a serem estimuladas são aquelas que estão mais próximas do eletrodo, seguidas por outras, pela ordem de tamanho de excitabilidade ao estímulo elétrico (as de diâmetros maiores). Se aumenta a intensidade da corrente, surge a excitação de outras fibras, incluindo as fibras menores próximas ao eletrodo e as fibras maiores afastadas do eletrodo (BENTON,1981; KRALJ & BAJD,1989).

A **duração do pulso**, para produzir uma contração com a mesma intensidade de corrente, normalmente está acima de um ponto variável entre 10 e 1 ms ou entre 1 e 0,1 ms, mas, quando o impulso está abaixo deste ponto, precisa de uma maior intensidade de corrente à medida que se reduz o tempo de duração do impulso (SCOTT,1972).

A **intensidade da corrente e a duração do pulso** são ideais quando o *limiar*¹ é conseguido, isto é, quando o músculo começa a responder. Quando aumenta demais este estímulo, a força de contração é maior, chegando, às vezes, à excitação de um segundo músculo (PECKHAM,1988; NATHAN,1990). A *força do músculo primário*² é a força máxima antes de alcançar o limiar de algum músculo secundário (KILGORE,1989).

Quando se aplica um estímulo adequado em um músculo estriado, uma típica resposta que se obtém é um breve período de contração seguido pelo relaxamento. Por outro lado, a resposta de cada

¹= estímulo mínimo necessário para produzir uma contração muscular

²=músculo recrutado com nível de estímulo baixo.

fibra muscular individual não é graduada, isto é, se um choque é suficiente para produzir alguma resposta, esta será máxima – lei do "tudo ou nada" (CARLSON & WILKIE, 1974). Portanto, se a intensidade e duração são adequadas, as fibras neurais serão excitadas, todavia, a frequência dos estímulos é que influenciará na qualidade da resposta motora evocada (BENTON, 1981).

À medida que a frequência dos estímulos aumenta, uma progressiva resposta fusionada é encontrada, isto é, o tempo de relaxamento entre as contrações vai diminuindo até chegar à *tetanização* (SCOTT, 1972; ASTRAND, 1980; SOLOMONOW, 1986). Segundo PECKHAM (1988), em torno de 15 Hz, em músculos da mão, esta resposta fusionada já pode ser obtida.

A atividade sincrônica e repetida do mesmo nervo e fibras nervosas, pela estimulação elétrica, quando provoca a resposta motora, leva a uma *fadiga* das fibras musculares, mais do que quando realizada por atividade neural voluntária (BENTON, 1981). Quando a taxa de frequência alcança níveis altos (51Hz), há recrutamento mais rápido de todas as fibras (inclusive, as menores), levando a um aumento da força, porém a *fadiga* ocorre mais rapidamente (SOLOMONOW, 1986).

4.1.3. TAMANHO E ORIENTAÇÃO DOS ELETRODOS

BENTON, em 1981, explicou a influência da orientação e tamanho dos eletrodos na *densidade da corrente*³. Quando os eletrodos estão posicionados próximos um do outro, a área efetiva de estimulação está na superfície, devido à menor impedância à corrente elétrica através de tecidos proximais. Já, quando posicionados longe um do outro, os tecidos profundos são mais facilmente estimulados.

³Quantidade de fluxo de corrente por unidade de área

Quanto ao tamanho dos eletrodos, a densidade da corrente elétrica é aumentada (numa determinada corrente) à medida que o eletrodo é diminuído em seu tamanho. O contrário ocorre, ao aumentar o tamanho do eletrodo. Sendo assim, ao estimular um ponto motor (ou pequena área), o eletrodo "ativo" deve ser o de menor tamanho.

4.1.4. CONTRA-INDICAÇÕES

Os itens, abaixo, foram baseados nos estudos de BENTON (1981) e KRALJ & BAJD (1989):

- Complicações nas funções cardíacas, pulmonares e circulatórias;
- Comprometimentos visuais e auditivos;
- Presença de marca-passos cardíacos;
- Envolvimento no metabolismo e outros, resultantes de danos do sistema autônomo;
- Osteoporose significativa;
- Ossificação articular;
- Hipersensibilidade à corrente elétrica;
- Casos severos de espasticidade;
- Pobre equilíbrio na Posição Sentado;
- Nível mental inadequado.

4.2. ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR (EEN) NOS MEMBROS SUPERIORES DE TETRAPLÉGICOS

NATHAN (1984) fez uma breve descrição dos primeiros passos no avanço da Estimulação Elétrica Neuromuscular (EEN) em membros superiores, cujo início aconteceu em 1963, quando Long C. e Masciarelli V.D. integraram uma órtese mecânica com um único eletrodo, que estimulava o músculo extensor dos dedos na abertura da mão, e o fechamento da mão se dava passivamente. Em 1972, um sistema desenvolvido por Rebersek S. e Vodovnik L. também utilizou um único eletrodo nos extensores dos dedos, porém sem o uso da órtese, e o controle foi feito pela elevação e depressão do ombro contra-lateral. Um sistema de dois canais foi desenvolvido por Merletti, em 1975, que estimulava a abertura da mão e a extensão do cotovelo, ambas controladas por movimentos do ombro contra-lateral.

Sistemas com estimuladores multicanais vêm sendo utilizados na área de EEN em membros superiores, para apreensão de objetos e deslocamento do membro no espaço, desde meados da década de 70. A partir de então, progressos vêm sendo alcançados na interface homem/máquina. O desenvolvimento de sistemas computadorizados, no processamento de sinais de comando, vem habilitando o usuário a controlar os movimentos dos membros superiores, através de vários canais (NATHAN, 1984; THROPE, 1985; SMITH, 1987; BUCKETT, 1988).

Faremos, agora, uma breve explanação de alguns dos sistemas desenvolvidos para o comando e controle dos movimentos.

THROPE (1985) desenvolveu um sistema, para uso laboratorial, onde as entradas para o mesmo são comandos gerados pelo paciente. O *software*, por sua vez: (1) forneceu, ao usuário, métodos para examinar e especificar a operação e configuração do sistema. Os canais

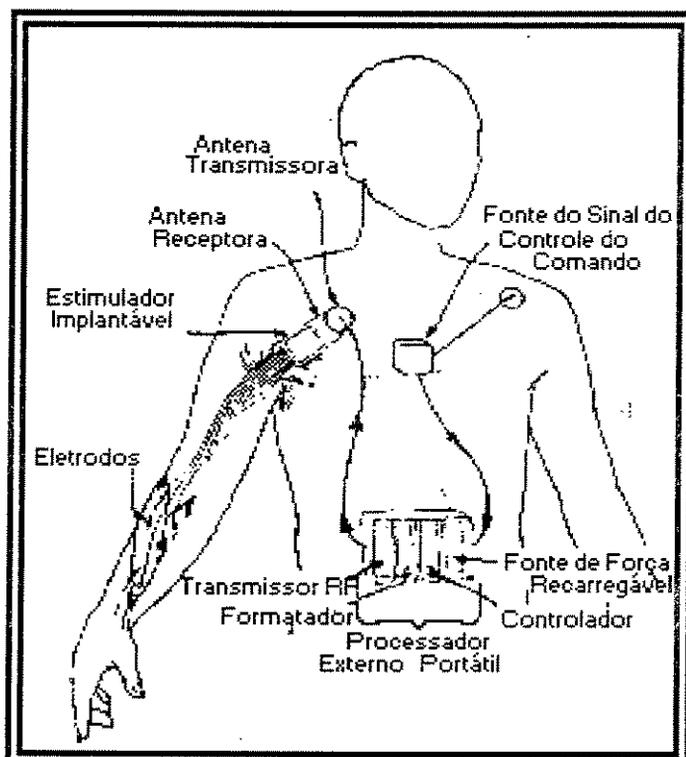


Figura 5 - Sistema de EEN implantável, utilizado por PECKHAM (1988) e KEITH (1988). RF=radiofrequência.

(um ao nove, com duração de pulso, fixa) puderam ser especificados dentro de um grupo e ativados numa sequência fixa, e a organização destes grupos permitiu a estimulação sequencial (foram determinados os intervalos entre pulsos de cada grupo); (2) processou os sinais de comando externo, transformando-os em parâmetros satisfatórios para especificar parâmetros de estímulos; (3) coordenou e planejou os movimentos através de um processo que transforma os parâmetros de controle, os quais foram produzidos pelo processador de comando, dentro de uma série de parâmetros de estímulos que corresponde a cada nível de parâmetro de controle; (4) controlou o tempo de estímulo para cada grupo, através da modulação do intervalo entre pulsos.

SMITH (1987), utilizando o mesmo sistema, desenvolveu um estimulador implantável, sendo que o circuito era controlado externamente, através de radiofrequência. Este sistema foi utilizado, em pacientes tetraplégicos (C5 e C6), por PECKHAM e por KEITH, ambos em 1988 (Figura 5), quando sinais de comando foram controlados pelos movimentos do ombro contralateral (protração para a abertura da mão; retração para fechamento da mão; elevação e depressão para manter o nível de estimulação). Oito canais de estimulação foram utilizados para os seguintes músculos: Flexor Profundo dos Dedos, Flexor Superficial dos Dedos, Flexor Longo do Polegar, Flexor Curto do Polegar, Adutor do Polegar, Abdutor Curto do Polegar, Extensor Comum dos Dedos e Extensor Longo do Polegar. Os estímulos foram aumentados ou diminuídos conforme a atuação de cada músculo (quando agonista, o estímulo era aumentado e, quando antagonista, era diminuído). Estes pesquisadores, basearam-se nas Preensões Palmar e Lateral.

BUCKETT (1988), em seu sistema portátil, incorporou um microprocessador, baseado no sistema de THROPE (1985), porém utilizou uma peça "inteligente" de aproximação linear de parâmetros de

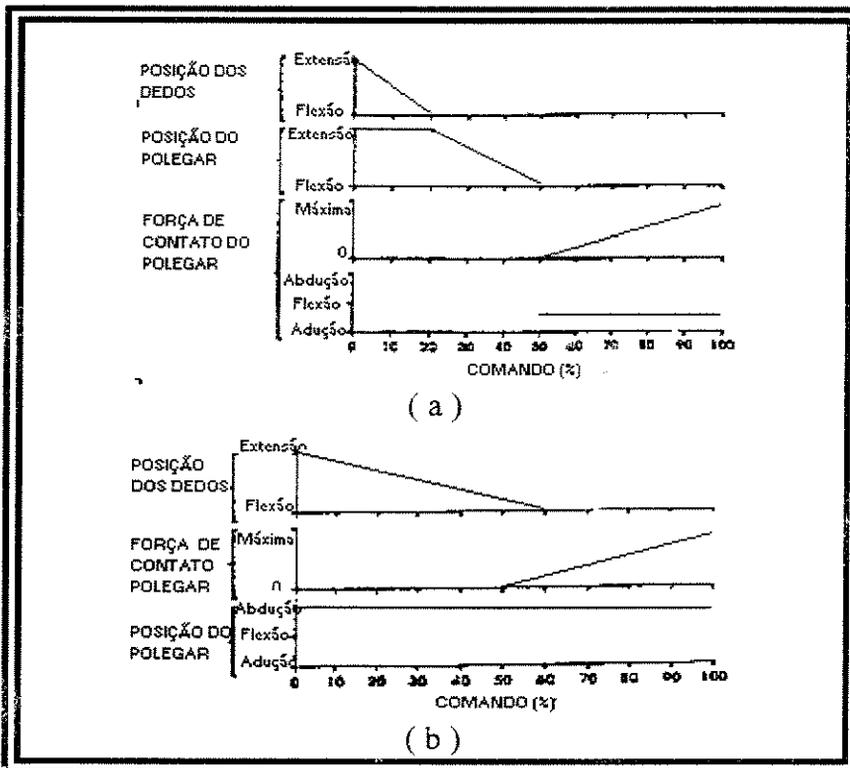


Figura 6 -Parâmetros de estimulação elétrica utilizado por KILGORE (1989).(a) preensão lateral e (b) preensão palmar. As posições dos dedos e do polegar e a força de contato foram definidos pela duração do pulso.

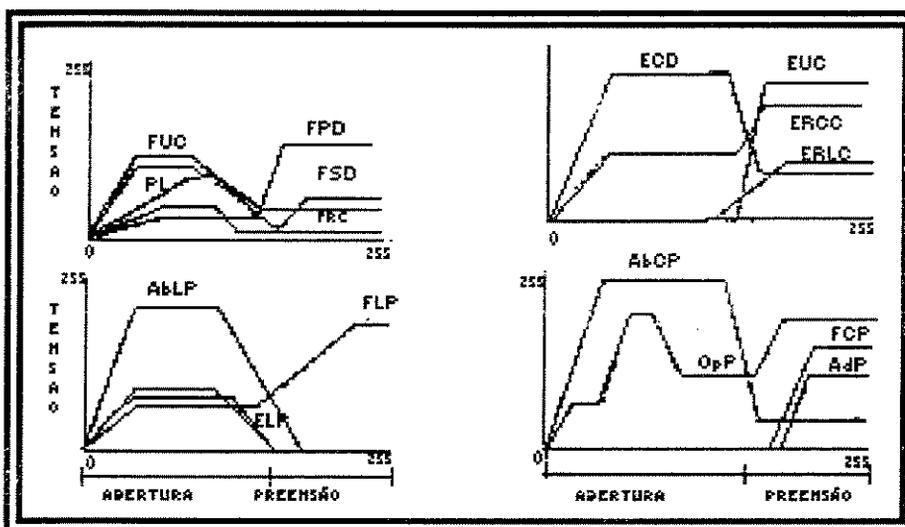


Figura 7 - Dados para a estimulação dos músculos. FUC-flexor ulnar do carpo; PL-palmar longo; FPD-flexor profundo dos dedos; FSD-flexor superficial dos dedos; FRC-flexor radial do carpo; AbLP-abdutor longo do polegar; FLP- flexor longo do polegar; ELP-extensor longo do polegar; ECP- extensor curto do polegar; ECD-extensor curto do polegar; EUC-extensor ulnar do carpo; ERCC-extensor radial curto do carpo; ERLC-extensor radial longo do carpo; AbCP-abdutor curto do polegar; OpP-oponente do polegar; FCP-flexor curto do polegar; AdP-adutor do polegar (HANDA,1987).

comando/estímulo não linear (para compensar o ganho não linear da força muscular). Ele relata que um sistema deve ser de fácil operação, bem como deve fornecer condições de realizar reparos e trocas de suprimentos rapidamente.

KILGORE (1989) também, utilizando o sistema de THROPE (1985) e módulo eletrônico de BUCKETT (1988), estimulou, através de eletrodos implantáveis, os seguintes músculos: (1) para a Preensão Lateral = Adutor do Polegar, Extensor Longo do Polegar, Extensor Curto do Polegar, Flexor Superficial dos Dedos, Flexor Profundo dos Dedos; (2) para a Preensão Palmar = Abdutor Curto do Polegar, Oponente do Polegar, Flexor Superficial dos Dedos, Extensor Comum dos Dedos, Extensor Longo do Polegar, Extensor Curto do Polegar. Os sinais de comando consistiram em uma graduação entre 0-100%, onde 0% correspondia à abertura da mão e 100% ao fechamento da mão. A **Figura 6** mostra os parâmetros de preensão, que estão representados pela relação entre a duração do pulso, e o comando para cada combinação eletrodo/músculo.

HANDA (1987) E HOSHIMIYA (1989) desenvolveram um sistema onde os parâmetros de estimulação foram feitos pela aproximação trapezoidal das atividades musculares (**Figura 7**), mostradas no estudo eletromiográfico realizado em sujeitos normais, durante a Preensão Cilíndrica. Sensores, operados pela inspiração e expiração, foram usados como comando para a realização dos movimentos. Os músculos foram estimulados através de eletrodos implantáveis, e foram os seguintes: Flexor Profundo dos Dedos, Flexor Superficial dos Dedos, Extensor Comum dos Dedos, Extensor Curto do Polegar, Abdutor Curto do Polegar, Oponente do Polegar, Flexor Longo do Polegar, Flexor Curto do Polegar, Palmar Longo, Extensor Radial Curto do Carpo, Extensor Radial Longo do Carpo, Extensor Ulnar do Carpo, Flexor Radial do Carpo, Flexor Ulnar do Carpo, Tríceps Braquial, Bíceps Braquial, Braquial, Braquiorradial.

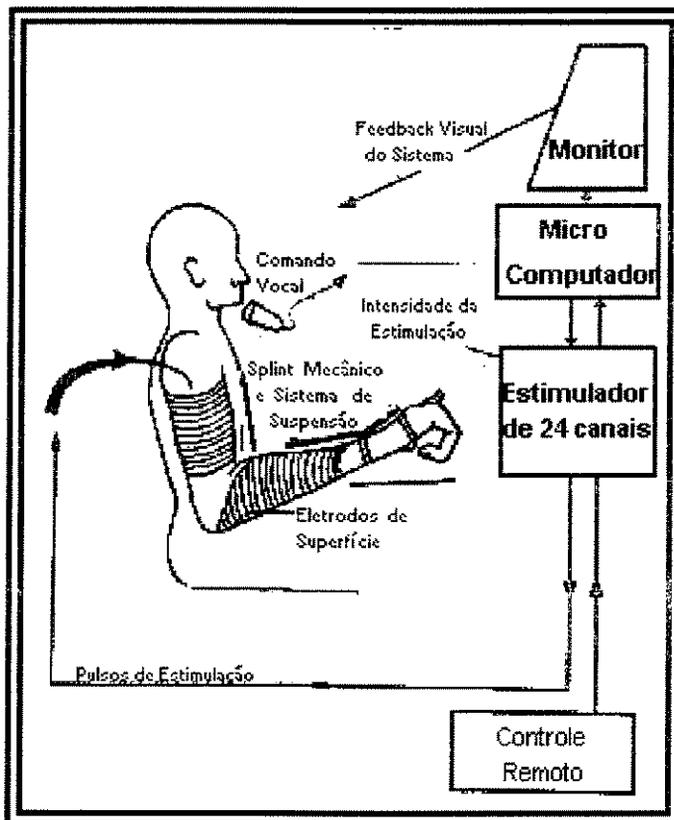


Figura 8 - Diagrama em blocos do sistema utilizado por NATHAN (1990).

NATHAN, em 1984, desenhou um sistema de EEN computadorizado, baseado no arranjo hierárquico natural, onde os níveis baixos (normalmente comandados por níveis subconscientes) são controlados por um circuito fechado entre sensor e computador, enquanto que o controle de níveis mais altos é realizado por nível consciente, através do comando por voz e realimentação visual.

O mesmo autor, em 1990, após vários estudos aplicou um sistema de EEN computadorizado de 24 canais, com comando por voz, em tetraplégicos (C4). A **Figura 8** mostra o diagrama em blocos do sistema. Os eletrodos utilizados foram os de superfície e de alta resolução e estimularam os seguintes músculos: Abductor do Indicador, Grupo Tenar, Flexor Longo do Polegar, Flexor Profundo dos Dedos, Flexor Superficial dos Dedos, Extensor Comum dos Dedos, Extensor Curto do Polegar, Extensor Longo do Polegar, Flexor Radial do Carpo, Flexor Ulnar do Carpo, Extensor Ulnar do Carpo, Tríceps Braquial, Bíceps Braquial, Rombóide Maior, Rombóide Menor e Trapézio. Baseou-se nas Preensões de Força, Pinça e Lateral.

CRAGO (1991) desenhou um sistema de controle por realimentação para regular as propriedades de entrada-saída na preensão, utilizando sensores nas pontas dos dedos. A ativação dos músculos foi regulada por um controlador digital com parâmetros fixos, baseados em estudos prévios, realizados em animais (CRAGO, 1980), ao investigar a relação entre os parâmetros de entrada (comandos) e a saída (contração). A força foi modulada pelo recrutamento (através da modulação da duração do pulso e intensidade) e pela somação temporal (variando o intervalo entre os pulsos).

Capítulo 5

MATERIAL E MÉTODOS

Este estudo foi realizado no ambulatório do Serviço de Fisioterapia do Hospital das Clínicas /FCM/Unicamp, fazendo parte de um programa maior junto à Equipe de Reabilitação do Departamento de Engenharia Biomédica / FEE / Unicamp, no período de MARÇO de 1992 a DEZEMBRO de 1994.

5.1. MATERIAL

5.1.1. PACIENTES

Fizeram parte do estudo 10 pacientes com lesões traumáticas incompletas, na medula cervical, com níveis de lesão entre C4 e C7. O tempo de lesão variou de 08 meses a 30 anos e, a idade, entre 19 e 52 anos. Embora não tenham sido feitas distinções quanto ao sexo e cor, todos os nossos pacientes eram do sexo masculino e de cor branca.

A incidência e as causas do traumas foram as seguintes: acidente de trânsito = 7; queda = 1; e mergulho = 2.

As lesões medulares foram provocadas por luxação, fratura e compressão pelas estruturas ósteo-disco ligamentares.

5.1.2. ACESSÓRIOS

- Órtese, para posicionamento do punho em extensão (30°);
- Mesa com altura regulável e de fácil entrada para cadeira de rodas.

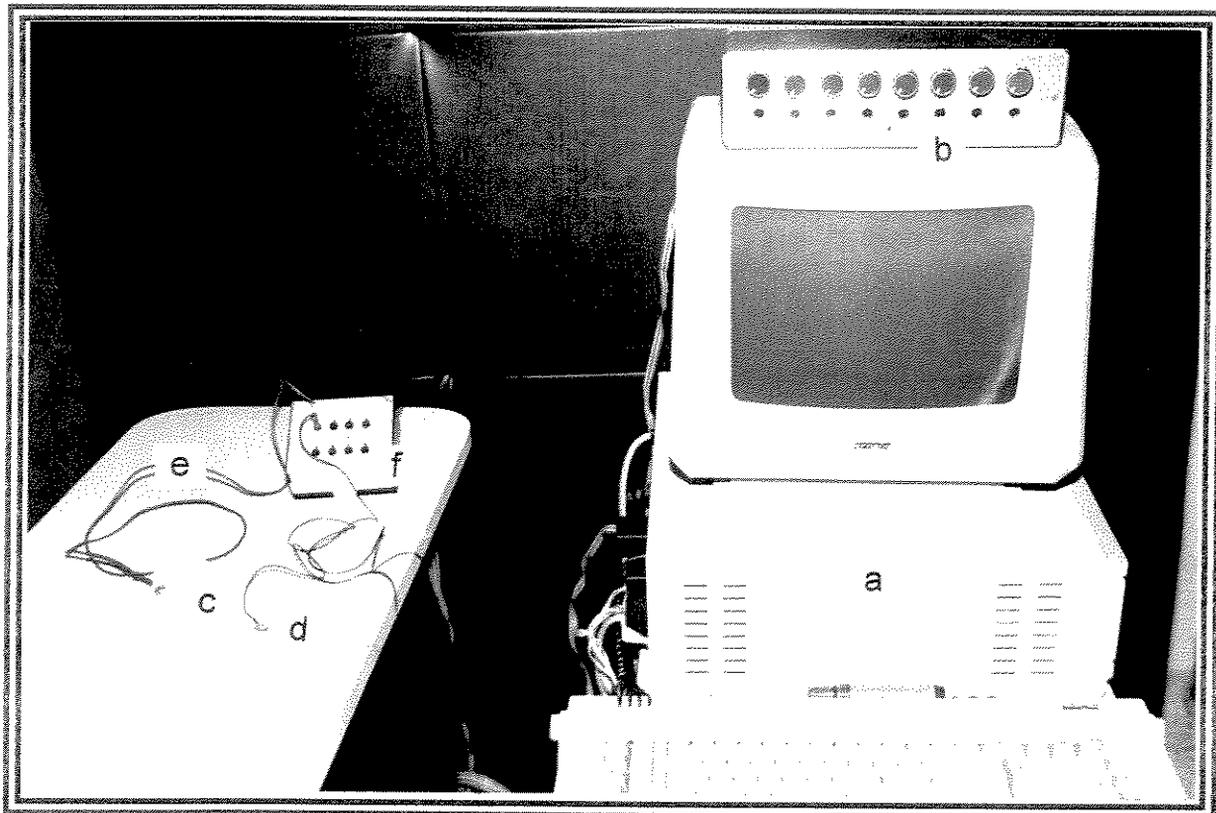


Figura 9 - Alguns equipamentos utilizados no programa de EEN. (a)microcomputador, (b)estimulador elétrico neuromuscular multicanal, (c)eletrodo de superfície auto-adesivo, (d)eletrodo de eletroencefalograma, (e) fio com um metro de extensão, (f) conector com 16 saídas.

5.1.3. EQUIPAMENTOS

Foram utilizados, nas sessões de EEN:

- Microcomputador, compatível com a linha IBM PC XT/AT (**Figura 9-a**)
- Estimulador elétrico neuromuscular de 8 canais, desenvolvido pelo DEB/FEE/UNICAMP (**Figura 9-b**);
- Estimulador elétrico neuromuscular de 2 canais, desenvolvido pelo DEB/FEE/UNICAMP;
- Eletrodos de superfície, auto-adesivos, da 3M, em formato retangular e quadrangular, com os seguintes tamanhos: 6,5cm X 4 cm (**Figura 9-c**), 6,5cm X 2,5 cm, e 2,5cm X 2,5 cm;
- Eletrodos redondos de Eletrocardiograma infantil, com diâmetro de 2,5 cm;
- Eletrodos redondos de Eletroencefalograma, da Berger, com diâmetro de 1cm (**Figura 9-d**);
- Eletrodo em forma de caneta, da Carci;
- Fios com um metro de extensão (**Figura 9-e**);
- Conector com 16 saídas (8 passivos e 8 ativos) (**Figura 9-f**);
- Cabo em fita (de até um metro de extensão);
- Cabo em fita (de até três metros de extensão);
- Fita adesiva, da 3M;
- Micropore 3M.

5.2. SISTEMA DE ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR

5.2.1. ESTRUTURA GERAL

O Sistema de Estimulação Elétrica Neuromuscular, utilizado neste estudo, está ilustrado no diagrama em blocos, na **Figura 10**.

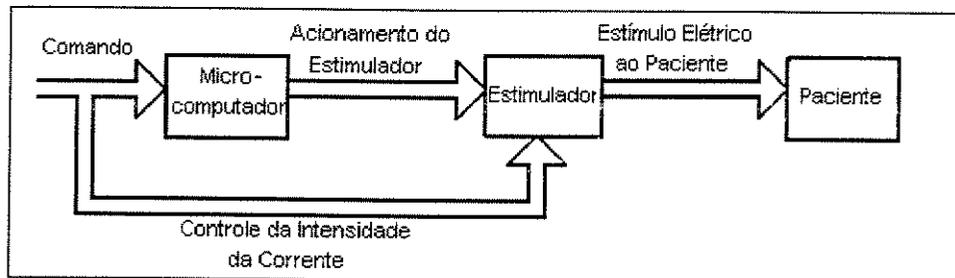


Figura 10 - Diagrama em Blocos do Sistema de EEN

A entrada para o sistema são comandos gerados pelo terapeuta ao microcomputador, especificando qual sequência será utilizada e o tempo de cada fase dos movimentos.

A ligação entre o microcomputador e o estimulador é feita por um cabo em fita (até um metro de extensão).

O estimulador, por sua vez, é responsável pela produção dos estímulos. Aqui, o terapeuta controla a intensidade de cada canal, correspondente a cada músculo.

Uma caixa com conectores (16 saídas) está entre o estimulador e o paciente. A ligação desta, caixa, ao estimulador, é feita via um cabo em fita (até 3 metros). E a ligação da mesma, ao paciente, é feita por dezesseis (16) fios, sendo que oito (8) são para os **eletrodos ativos** e oito (8) para os **eletrodos indiferentes**.

O paciente, então, recebe o estímulo, através de cada eletrodo de superfície, realizando o movimento designado.

5.2.2. "HARDWARE"

O **microcomputador** é compatível com a linha IBM PC-XT/AT, equipado com 704 kbytes de memória volátil, um disco rígido de 10 Mbytes, um "driver" para disco flexível de 5¼ polegadas, um monitor de vídeo monocromático e um teclado alfa-numérico. O microcomputador, através da porta A da interface paralela 8255 da Intel, controla cada canal, habilitando-os, ou não, a partir da sequência de estimulação. Este sinal, isolado eletricamente do paciente e do restante do circuito, habilita ou desabilita o sinal do oscilador através de uma porta AND.

No **estimulador**, o sinal que foi modulado pelo micro é ampliado até 200 volts (com carga de 1 k Ω , em suas saídas, que são isoladas opticamente). Estas saídas, ou oito (8) canais, fornecem corrente monofásica, com forma de onda retangular, de duração de pulso de 400 μ s, com frequência de repetição de 25 Hz. A alimentação do circuito é feita por baterias de 9 volts.

5.2.3. PROGRAMA COMPUTADORIZADO

O "software" foi desenvolvido em microcomputador PC utilizando a linguagem "C" e ocupando 35 kbytes de memória. Ele faz a comunicação do usuário com o sistema, permitindo o acionamento do estimulador, mandando a sequência e os tempos dos movimentos e, também, construindo um banco de dados.

A Figura 11 apresenta o fluxograma do sistema citado, e a explicação para o uso do mesmo está no Anexo I.

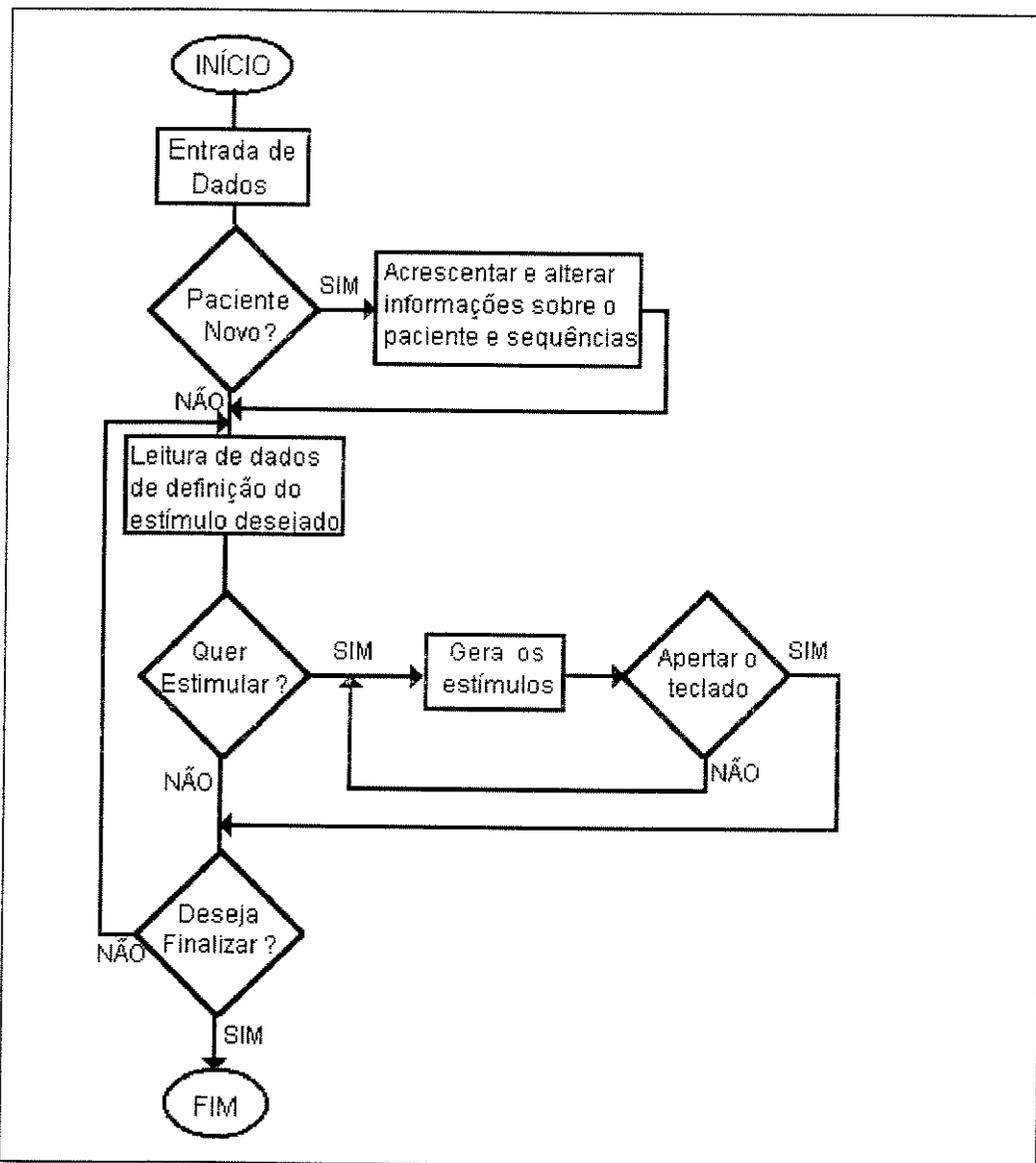


Figura 11 - Fluxograma do Sistema Computadorizado ("Software").

5.3. CASUÍSTICA

PACIENTE N°1

Nascido em 1942, sexo masculino, vítima de acidente automobilístico, quando teve luxação de C5-C6, ocasionando tetraplegia incompleta de nível neurológico C5(tempo de lesão = 28 anos). Submetido a cirurgia de redução da luxação e fixação da coluna com enxerto ósseo, na primeira semana após o trauma. Realiza fisioterapia, pelo menos, 3 X / semana.

Atividade Motora (Voluntária) -- movimentação do ombro normalmente, flexiona o cotovelo, supina o antebraço, estende o punho com movimentos fracos. Não apresenta movimentos dos dedos.

Atividade Motora (Estímulo Elétrico) -- excelente para todos os movimentos de punho e mão, e não funcional para a extensão do cotovelo.

Sensibilidade -- normal no polegar, diminuída no dedo médio e abolida no dedo mínimo.

Reflexos -- bicipital normal, estilorrádial alterado, e o tricipital abolido.

Atividade da Vida Diária -- bebe com copo e come com talher; segurando o objeto com as duas mãos, entretanto, não apresenta força de preensão. A extensão dos dedos é feita pelo relaxamento dos dedos, através da flexão do punho, e a flexão dos dedos é feita pela extensão do punho, que provoca o encurtamento dos flexores dos dedos. Totalmente dependente para arrumar-se, lavar-se e transferir-se para cadeira, cama, chuveiro, e outros. Locomove-se por cadeira de rodas, em espaço pequeno.

PACIENTE N°2

Nascido em 1963, sexo masculino, vítima de acidente automobilístico, quando teve fratura da vértebra C4, ocasionando tetraplegia incompleta com nível neurológico C4 (tempo de lesão = 8 anos). Realiza fisioterapia, pelo menos, 3 x /semana.

Atividade Motora (Voluntária) -- Membro superior direito, ombro, cotovelo e punho movimentam-se fracamente. os dedos apresentam esboço de movimentos.

Atividade Motora (Estímulo Elétrico) -- excelente para os movimentos do polegar e flexão dos dedos, adequada para a extensão dos dedos e punho, e não funcional para a extensão do cotovelo.

Sensibilidade --diminuída em toda a região da mão e antebraço.

Reflexos --bicipital normal, estilorrádial alterado e tricipital abolido.

Atividade da Vida Diária -- bebe com copo e come com talher, com membro superior esquerdo, mas sem força de preensão. Lava-se, com ajuda. Para arrumar-se e transferir-se para cadeira, cama e chuveiro, é totalmente dependente.

PACIENTE N°3

Nascido em 1975, sexo masculino, vítima de mergulho em águas rasas, quando teve fratura da C5, ocasionando tetraplegia incompleta de nível neurológico C4 (tempo de lesão = 2 anos). Realiza fisioterapia, pelo menos 3 x /semana.

Atividade Motora (Voluntária) -- movimenta o ombro e flexiona o cotovelo moderadamente, estende o punho e supina o antebraço fracamente. Não realiza movimentos de dedos.

Atividade Motora (Estímulo Elétrico) -- excelente para todos os movimentos da mão e punho e não funcional para a extensão do cotovelo.

Sensibilidade -- diminuída na região do polegar e dedo médio, e ausente no dedo mínimo.

Reflexos -- bicipital e estilorrádial alterado, e tricipital abolido.

Atividade da Vida Diária -- pega objeto com as duas mãos. Totalmente dependente para arrumar-se, lavar-se e locomover-se.

PACIENTE Nº4

Nascido em 1952, sexo masculino, vítima de acidente automobilístico, quando teve luxação da C6-C7, ocasionando tetraplegia incompleta de nível neurológico C6 (tempo de lesão = 2 anos). Foi submetido a cirurgia para redução de luxação e realizou cirurgia de transferência de tendão, na mão direita. Realiza fisioterapia, pelo menos, 3 x/semana.

Atividade Motora (Voluntária) -- Membro Superior Direito: movimenta o ombro e cotovelo normalmente, com diminuição na extensão do cotovelo. No punho, realiza a extensão e flexão normalmente. Os dedos não realizam extensão, e a flexão é fortalecida pela transferência de tendão; o polegar também não apresenta nenhuma movimentação. **Membro Superior Esquerdo:** movimenta o ombro e flexiona o cotovelo normalmente; a extensão de cotovelo é diminuída. Punho com flexão e extensão normais. Os dedos não apresentam nem extensão, nem flexão (esses movimentos são realizados pela extensão do punho, quando para fechar a mão, e flexão do punho, quando para abrir a mão).

Atividade Motora (Estímulo Elétrico) -- Membro Superior Direito: excelente para a extensão do punho e flexor dos dedos, adequada para os movimentos do polegar, lumbricais e extensão do cotovelo, e não funcional para a extensão dos dedos. **Membro Superior Esquerdo:** excelente para a extensão do punho e flexão dos dedos, adequada para os movimentos do polegar, lumbricais, extensão dos dedos e extensão do cotovelo.

Sensibilidade -- normal na região do polegar; dedo médio e dedo mínimo alteradas.

Reflexos -- bicipital e estilorrádial normal; tricipital alterado.

Atividade da Vida Diária -- alimenta-se, com adaptações no talher. Dependente, para higiene e locomoção com cadeira de rodas.

PACIENTE N°5

Nascido em 1964, sexo masculino, vítima de acidente motociclístico, quando teve fratura de C5, ocasionando tetraplegia de nível neurológico C5 (tempo de lesão = 3 anos). Foi submetido a cirurgia de enxerto ósseo, após a lesão. Realiza fisioterapia, pelo menos, 3 x /semana.

Atividade Motora (Voluntária) -- realiza, normalmente, os movimentos de ombro. A flexão de cotovelo e extensão de punho estão fracos. Realiza a extensão do cotovelo passivamente. Não realiza nenhum movimento em dedos.

Atividade Motora (Estímulo Elétrico) -- excelente para a extensão do punho, adequada para os movimentos de mão e extensão do cotovelo.

Sensibilidade -- diminuída no polegar e dedo médio e ausente no dedo mínimo.

Reflexos -- bicipital normal; estilorrádial e tricipital alterados.

Atividade da Vida Diária -- alimenta-se com adaptações nos utensílios. Dependente, para higiene e locomoção com cadeira de rodas.

PACIENTE N°6

Nascido em 1966, sexo masculino, vítima de "queda de telhado", quando teve fratura de C4-C5, ocasionando tetraplegia incompleta de nível neurológico C4 (tempo de lesão = 1 ano). Realiza fisioterapia, pelo menos, 3 x /semana.

Atividade Motora (Voluntária) -- os movimentos do ombro, a flexão do cotovelo e a extensão de punho são moderados. Realiza o movimento de extensão do cotovelo através do relaxamento do flexor do cotovelo. Não apresenta movimentos em dedos.

Atividade Motora (Estímulo Elétrico) -- excelente para todos os movimentos de punho e mão e não funcional para a extensão do cotovelo.

Sensibilidade -- normal no polegar, diminuída no dedo médio e abolida no dedo mínimo.

Reflexos -- bicipital e estilorrádial alterados, e tricipital abolido.

Atividade da Vida Diária -- dependente, em todas as atividades. Não realiza nenhum movimento compensatório de mão.

PACIENTE N°7

Nascido em 1968, sexo masculino, vítima de mergulho em águas rasas, ocasionando tetraplegia incompleta de nível neurológico C6 (tempo de lesão = 1 ano). Realiza fisioterapia diariamente.

Atividade Motora (Voluntária) -- os movimentos do ombro, flexão do cotovelo e extensão de punho são normais. A extensão de dedos está diminuída, não tem flexão de dedos e não apresenta movimento de polegar, exceto esboço de oponência.

Atividade Motora (Estímulo Elétrico) -- excelente para todos os movimentos de cotovelo, punho e mão.

Sensibilidade -- normal no polegar e dedo médio, diminuída no dedo mínimo e na parte medial do antebraço.

Reflexos -- bicipital, estilorrádial e tricipital normais.

Atividade da Vida Diária -- bebe e come, com apoio das duas mãos. Arruma-se e lava-se, com ajuda. Dependência, na transferência para cadeira e cama. Locomove-se com cadeira de rodas, em pequeno espaço.

PACIENTE Nº8

Nascido em 1967, sexo masculino, vítima de acidente automobilístico, ocasionando tetraplegia incompleta de nível neurológico C6 (tempo de lesão = 6 anos). Realiza fisioterapia, pelo menos 3 x /semana.

Atividade Motora (Voluntária) -- os movimentos de ombro, extensão do punho e flexão de cotovelo apresentam-se normais. A extensão de cotovelo e a flexão de dedos e polegar estão diminuídas. Esboça a extensão de dedos e movimentos do polegar. Apresenta forte padrão de flexão em dedos ("mão em garra").

Atividade Motora (Estímulo Elétrico) -- excelente para a extensão de punho, flexão dos dedos e oposição do polegar; os movimentos de extensão dos dedos e músculos Lumbricais apresentam resposta adequada ao estímulo elétrico, porém o padrão de "mão em garra", impede a realização destes movimentos, tornando-os não funcionais.

Sensibilidade -- normal em região do polegar e dedo médio, diminuída no dedo mínimo.

Reflexos -- bicipital e estilorrádial normais; tricipital alterado.

Atividade da Vida Diária -- bebe e come, com apoio das duas mãos. Arruma-se, lava-se, transfere-se da cadeira e cama, com ajuda. Locomove-se com cadeira de rodas, em pequeno espaço.

PACIENTE N°9

Nascido em 1975, sexo masculino, vítima de mergulho em águas rasas, quando teve fratura de C7 e explosão de C6. Apresenta tetraplegia completa de nível neurológico C7 (tempo de lesão = 3 anos). Foi submetido a cirurgia de fixação por enxerto ósseo e haste. Realiza fisioterapia diariamente.

Atividade Motora (Voluntária) -- realiza normalmente os movimentos de ombro, punho e cotovelo. Os dedos realizam normalmente a extensão, porém a flexão dos dedos e os movimentos do polegar estão ausentes.

Atividade Motora (Estímulo Elétrico) -- excelente para extensão de punho e dedos, e não funcional para a flexão dos dedos; oponência do polegar e músculos Lumbriciais.

Sensibilidade -- normal no polegar, diminuída nos dedos médio e mínimo.

Reflexos -- Bicipital, tricipital e estilorrádial normais.

Atividade da Vida Diária -- bebe e come, com ajuda das duas mãos. Flexiona os dedos através da extensão do punho. Transferência para cadeira, cama, com ajuda. Higiene: banho, com ajuda. Locomove-se com cadeira, por pouco espaço. Pratica marcha, com órtese e andador.

PACIENTE Nº10

Nascido em 1969, sexo masculino, vítima de acidente automobilístico, quando teve fratura de C6, ocasionando tetraplegia incompleta de nível neurológico C6 (tempo de lesão = 1 ano). Foi submetido a cirurgia para fixação da coluna, após algumas semanas (informações colhidas de familiares). Realiza fisioterapia diariamente.

Atividade Motora (Voluntária) -- movimenta o ombro e flexiona o cotovelo normalmente; a extensão do cotovelo e punho está diminuída. Os dedos apresentam movimentos fracos de abertura e fechamento. Os movimentos do polegar, também, são fracos.

Atividade Motora (Estímulo Elétrico) -- excelente para todos os movimentos de punho e dedos.

Sensibilidade -- normal no polegar, diminuída nos dedos médio e mínimo.

Reflexos -- bicipital e estilorrádial normais, alterado no tricipital

Atividade da Vida Diária -- bebe e alimenta-se sozinho. A preensão é ajudada pela extensão do punho e não apresenta força suficiente para preensão forte. Veste-se, higieniza-se e transfere-se, com ajuda. Locomove-se com cadeira de rodas, em pouco espaço.

5.4. METODOLOGIA

Ao iniciarmos o nosso trabalho, em Março de 1992, elaboramos uma ficha (**Anexo II**), contendo dados para avaliação clínica, atividade motora voluntária (segundo KENDALL,1980), atividade motora ao estímulo elétrico (segundo KILGORE,1989) e atividades da vida diária (baseado em O'SULLIVAN,1983; GRESHAM,1986; YARKONY,1989), que foi utilizada na primeira sessão.

Em nosso estudo, todos os pacientes eram dextros, sendo esta a razão maior para trabalharmos com o membro superior direito. Exceto o paciente Nº 4, que foi submetido à EEN nos dois membros superiores, pois o seu membro superior direito não apresentou respostas adequadas para o programa, possivelmente devido à cirurgia de transferência de tendão.

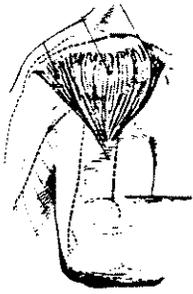
5.4.1. SELEÇÃO DOS PACIENTES

Conforme os requisitos de KRALJ & BAJD(1989), constatamos que os nossos pacientes não apresentavam alterações cárdio-respiratórias, osteoporose acentuada em membros superiores e infecções não controladas. Todos apresentavam controle de tronco, quando sentados, e não apresentavam hipotensão, na mesma posição. Apesar de, em alguns casos, as lesões serem antigas, verificou-se que apenas um apresentava deformidades significativas na mão.

Seguindo a classificação de HOPPENFELD (1985), para definir o nível lesional, as lesões estavam compreendidas entre C4 e C7.

5.4.2. POSICIONAMENTO DO PACIENTE

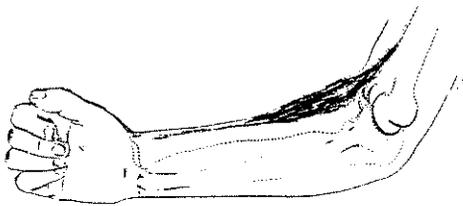
Os pacientes foram posicionados em suas cadeiras de rodas, frente a uma mesa, com altura regulável e de fácil entrada para cadeira de rodas, mesa esta confeccionada especialmente para o nosso estudo.



Deltóide,
C5



Tríceps Braquial
C7



Braquiorradial,
C5, C6



Extensor Comum dos Dedos,
C6, C7, C8



Extensor Radial do Carpo,
C6



Flexor Profundo dos Dedos,
C8



Lumbricais,
C8, T1



Oponente do Polegar,
C8, T1



Abdutor Curto do Polegar,
C8, T1

Figura 12 - Músculos selecionados no programa de EEN.

5.4.3. SELEÇÃO DOS MÚSCULOS

A seleção dos músculos foi baseada na revisão de estudos cinesio-anatômicos e eletromiográficos, em indivíduos normais (Capítulo 2). O Quadro 2 apresenta os músculos selecionados, cada um com sua respectiva inervação (nervo e segmento espinhal), e o movimento para o qual foram direcionados. A Figura 12 mostra estes músculos.

Quadro 2 - Músculos e movimentos selecionados no programa de EEN

MÚSCULOS / INERVAÇÃO	MOVIMENTO
DELTÓIDE (De) Inervação: N. Axilar-segmento espinhal C5	abdução e flexão do ombro
BRAQUIORRADIAL (BrR) Inervação: N. Radial-segmento espinhal C5,6	flexão do cotovelo
TRÍCEPS BRAQUIAL (TrB) Inervação: N. Radial-segmento espinhal C7	extensão do cotovelo
EXTENSORES RADIAIS DO CARPO (ERC) Inervação: N. Radial-segmento espinhal C6	extensão do cotovelo
EXTENSOR COMUM DOS DEDOS (ECD) Inervação: N. Radial-segmento espinhal C7	extensão dos dedos
FLEXOR PROFUNDO DOS DEDOS (FPD) Inervação: N. Mediano-segmento espinhal C8	flexão dos dedos
OPONENTE DO POLEGAR (OpP) Inervação: N. Mediano-segmento espinhal C8, T1	oponência do polegar
ABDUTOR CURTO DO POLEGAR (AbCP) Inervação: N. Mediano-segmento espinhal C8, T1	extensão da articulação IF; flexão da articulação MCF; abdução e oposição do polegar
LUMBRICAIS (Lu) Inervação: N. Cubital-segmento espinhal T1	extensão das articulações IF, com simultânea flexão das articulações MCF dos dedos.

A seleção destes músculos foi feita pelos seguintes motivos:

Os músculos Deltóide, Tríceps Braquial, Extensor Comum dos Dedos e Flexor Profundo dos dedos, por serem os motores principais de seus movimentos.

O Braquiorradial, por ser o flexor puro do cotovelo.

O Extensor Radial do Carpo, por realizar, junto com a extensão do punho, um desvio radial do mesmo, sendo que este movimento proporciona um posicionamento estabilizador adequado para a mão, tanto no posicionamento (fase P) como no fechamento da mão (fase F). Assim sendo, ele atua como sinergista.

O Abdutor Curto do Polegar, por ter funções múltiplas (abdução, oponência e extensão da articulação IF do polegar), levando, assim, a um posicionamento adequado para o polegar.

O Oponente do Polegar, por ser o motor principal da oponência e por realizar maior força de contato entre o polegar e o objeto, quando está atuando.

Os Lumbricais, como motor principal na realização da extensão das articulações IF, com simultânea flexão das articulações MCF dos dedos e polegar; como sinergista, na extensão dos dedos; e como acessório, na flexão dos dedos.

Mesmo definidos os músculos mencionados acima, foi rotina nossa pesquisar outros, os quais relacionamos a seguir: Bíceps Braquial (Bi Br), Braquial Anterior (Br An), Anconeio (An), Extensor Ulnar do Carpo (EUC), Extensor Longo do Polegar (ELP), Extensor do Próprio do Indicador (EPI), Pronador Redondo (PR), Flexor Longo do Polegar (FLP), Flexor Curto do Polegar (FCP), Flexor Superficial dos Dedos (FSD), Supinador (S) e Cubital Anterior (CA).

5.4.4. SELEÇÃO DO MODO DE ATIVAÇÃO DOS MÚSCULOS

Para a escolha do modo de ativação dos músculos, num programa de EEN, é importante definirmos a situação neurológica na qual se encontram. Para isto, orientamo-nos, em estudo feito por NATHAN (1990), que determinou as categorias da musculatura dos lesados medulares, de níveis espinhais altos, desta maneira:

1) músculos inervados, acima da lesão, que não estão afetados, são ativados, voluntariamente, com força normal;

2) músculos parcialmente inervados, no nível da lesão, podem ser ativados, voluntariamente, mas com força reduzida;

3) músculos desnervados, devido ao trauma na raiz nervosa (periférica ou central), podem ser ativados com dificuldade após intensiva aplicação de estimulação elétrica. Portanto, músculos próximos e que estão normalmente inervados, serão ativados antes, devido ao superfluxo de corrente. Isto ocorre, frequentemente nos membros superiores, por serem os músculos pequenos;

4) músculos abaixo do nível da lesão, e integralmente inervados pelo neurônio motor inferior, podem ser ativados facilmente por estimulação elétrica.

Em nosso estudo, a avaliação motora voluntária foi quantificada baseando-se nas provas de função muscular (KENDALL, 1980) e utilizando expressões numéricas. Já os testes de resposta ao estímulo elétrico foram realizados com um estimulador elétrico de dois (2) canais, pesquisando os pontos motores dos músculos através de um eletrodo em forma de caneta, e foram baseados na classificação de KILGORE (1989) que utilizou o seguinte parâmetro: 0 = *não funcional* (não realiza o movimento); 1 = *adequada* (realiza o movimento antes de recrutar outros músculos) e 2 = *excelente* (realiza o movimento com maior força proporcionando maior

estabilidade na posição do segmento). No entanto, adaptamos estes critérios, sendo que o grau 1 ocorreu quando o movimento foi realizado, porém fracamente, e, ao aumentar a intensidade da corrente, recrutou outros músculos.

A resposta destas avaliações, bem como o modo escolhido para a ativação de cada músculo no programa de EEN, para cada paciente, estão demonstrados na **Tabela 1 (Anexo III)**.

A ativação de um determinado músculo, através da estimulação elétrica, foi realizada quando a força motora voluntária era inferior a grau 3 e quando possuía grau 1 ou 2 de resposta ao estímulo elétrico. Portanto, a prioridade foi a ação voluntária.

5.4.5. POSICIONAMENTO DOS ELETRODOS (para cada músculo)

Eletrodos Indiferentes:

-Extensor Comum dos Dedos e Extensor Radial do Carpo -- na região 1/3 distal da parte dorsal do antebraço.

-Flexor Profundo dos Dedos -- na região 1/3 distal da parte ventral do antebraço.

-Abdutor Curto do Polegar, Oponente do Polegar e Lumbricais -- paralelamente ao eletrodo do Flexor Comum dos Dedos, porém mais proximalmente ao punho.

Eletrodos Ativos:

-Extensor Radial do Carpo -- 1/3 proximal à parte dorsal do antebraço, próximo ao côndilo lateral do úmero.

-Extensor Comum dos Dedos -- na região média da parte dorsal do antebraço.

-Flexor Profundo dos Dedos -- 1/3 proximal à parte ventral do antebraço, próximo ao côndilo medial do úmero.

-Lumbricais -- na linha articular do punho, no lado ventral do antebraço, abaixo do osso pisiforme.

-Abdutor Curto do Polegar e Oponente do Polegar -- na região média da eminência tenar.

5.4.6. ELABORAÇÃO E SELEÇÃO DAS SEQUÊNCIAS DOS MOVIMENTOS

No decorrer de nosso trabalho, por buscar melhores condições de material e metodologia, observamos que, basicamente, tivemos três períodos distintos. No primeiro, foram testados os movimentos de abertura e fechamento da mão, pois os estimuladores utilizados tinham apenas dois (2) canais. Já, no segundo e terceiro períodos, foram testadas as fases das sequências propostas, utilizando o estimulador de oito (8) canais.

No PRIMEIRO PERÍODO, compreendido entre Março e Julho de 1992, utilizamos estimuladores portáteis de dois (2) canais e eletrodos de superfície da 3M. Participaram, então, neste período, os pacientes N°1, N°2 e N°4, quando a abertura da mão foi realizada pelo músculo ECD e o fechamento pelo músculo FPD. Usamos os **eletrodos indiferentes**, com formato retangular, da 3M, com tamanho de 6,5cm X 4 cm, com local para entrada dos fios, lateralmente, e fixados por fita adesiva 3M.

Para testar músculos, como ERC (sinergista do punho), AbCP/OpP (agonista do polegar) e Lu (quando sinergista ou agonista dos dedos), utilizamos, simultaneamente, outro estimulador portátil. O **eletrodo indiferente**, com formato retangular, da 3M, com tamanho de 6,5cm X 2,5 cm, com local para entrada dos fios, lateralmente e fixados por fita adesiva 3M, foi colocado adicionalmente para os músculos AbCP e OpP.

Os **eletrodos ativos**, de formato quadrado, da 3M, com tamanho de 2,5cm X 2,5 cm, com local para entrada dos fios, lateralmente, e fixados por fita adesiva 3M, apresentaram perda de sua propriedade de adesão, por estarem fixados ao braço por aquela fita que, também, após alguns minutos perdia a sua qualidade, deslocando-se. Também, o seu tamanho prejudicou a seletividade e a força (dependência do comprimento muscular). Neste período, os músculos AbCP e OpP não puderam ser

estimulados, porque o eletrodo era grande demais para a região e, também, para o referido ponto motor, sendo impossível a sua fixação com fita adesiva.

Tanto para o paciente N°1 como para o N°2 a abertura da mão foi insatisfatória, pois os dedos e o polegar ficavam em linha média (paralelos), sendo que, ao aumentar a intensidade da corrente, o punho do paciente N°1 estendeu acentuadamente, levando à flexão das articulações IF e, no paciente N°2, o membro superior posicionou-se em padrão de extensão (extensão do cotovelo, desvio ulnar do punho e rotação interna do membro superior).

O fechamento da mão nestes pacientes também foi insatisfatório, pois o punho se flexionou e o polegar, além de flexionar-se, aduziu-se. A passagem para esta fase foi de forma brusca, não havendo um posicionamento adequado do punho e do polegar.

No paciente N°4, foram testados os músculos Lumbricais para a abertura da mão, em seu membro superior direito, pois o Extensor Comum dos Dedos não apresentou nem atividade voluntária nem elétrica. Mesmo assim a abertura da mão foi insatisfatória, porque os dedos se estenderam moderadamente e a flexão das articulações MCF, com adução do polegar, proporcionou pouca abertura da mão, dificultando pegar objetos largos, como copo. O fechamento da mão era realizado voluntariamente (feita transferência de tendão).

Neste período, quando estimulados os músculos ECD e FPD (somente um estimulador) o tempo já era fixo no próprio estimulador, e, quando associado com os outros músculos, como ERC, AbCP, OpP e Lu (dois estimuladores), o tempo era regulado manualmente. Isto apresentou dificuldade e praticamente impossibilitou a realização de movimentos funcionais.

As sessões tiveram, em média, duração de 40 minutos respeitando, principalmente, a fadiga muscular.

No SEGUNDO PERÍODO, compreendido entre Agosto de 1992 e Dezembro de 1993, realizamos os experimentos com o estimulador de oito (8) canais, controlado por microcomputador. Os pacientes participantes foram: N°1, N°2, N°3, N°4, N°5, N°8 e N°10.

As sequências foram montadas para realizar as Preensões Cilíndricas (segurar copo), Palmar (segurar caneta e talher) e Paralela em Extensão (segurar papel e caneta grossa), por estas razões: a Preensão Cilíndrica é a que define melhor a preensão de objetos cilíndricos e largos (LEHMKUHL,1987), a Preensão Palmar por ser o tipo mais frequentemente usado nas Atividades da Vida Diária (PECKHAM,1988; LEHMKUHL,1987) e a Preensão Paralela em Extensão como meio alternativo para pegar objetos planos.

As fases da sequência foram representadas da seguinte maneira:

A = Abertura da Mão para aceitar o objeto;

P = Posição de Função da Mão;

F = Fechamento da Mão;

Df = Deslocamento do Membro Superior, com flexão do cotovelo;

De = Deslocamento do Membro Superior, com extensão do cotovelo;

AI = Abertura da Mão para liberar o objeto;

R = Relaxamento do Membro Superior.

Elaboramos, também, uma tabela (**Figura 13**) para a montagem das sequências e, a mesma, representa os dados que oferecemos ao “software” do sistema de EEN, onde os músculos estão representados nas linhas (com os respectivos canais) e, as fases do movimento, nas colunas. Os dados são, basicamente, sequências de 1 e 0, sendo que 1 significa que o músculo será estimulado e 0 que não o será.

Após definirmos os músculos que seriam estimulados nas diversas fases, selecionamos o tempo para cada uma delas. Então, acionamos o sistema, que ativou ou não os músculos correspondentes às fases e, as mesmas foram ativadas consecutivamente. Assim, quando zerado o tempo de alguma delas (exemplo: **Df**), o sistema ativou a fase seguinte (exemplo: **Al**), sem interromper a estimulação.

CANAL	MÚSCULOS	FASES/MOVIMENTO						
		A	P	F	Df	De	Al	R
1	Extensor Comum dos Dedos							
2	Extensores Radiais do Carpo							
3	Lumbricais							
4	Flexor Profundo dos Dedos							
5	Abdutor Curto e Oponente do Polegar							
6	Braquiorradial							
7	Tríceps Braquial							
8	Deltóide							

Figura 13 - Tabela para montagem das sequências. **A**=Abertura da Mão para aceitar o objeto; **P**=Posição de Função da Mão; **F**=Fechamento da Mão; **Df**=Deslocamento do Membro Superior, com flexão do cotovelo; **De**=Deslocamento do Membro Superior, com extensão do cotovelo; **Al**=Abertura da Mão para liberar o objeto; **R**=Relaxamento do Membro Superior.

Em primeiro lugar, elaboramos as sequências 1 (Preensão Paralela em Extensão) e 2 (Preensão Cilíndrica). A sequência 2, dependendo do objeto (exemplo: caneta ou talher), foi, também, por nós considerada como Preensão Palmar, pois os ângulos articulares dos dedos diminuíram (KAPANDJI,1980). Percebemos, então, a necessidade de elaborarmos outras sequências, para selecionarmos a melhor combinação de ação dos músculos em cada fase, uma vez que o sistema permite decompor os movimentos em várias fases (permitindo realizar movimentos suaves) e, em alguns estudos, músculos, como os Lumbricais mostraram atividade sinérgica, tanto na abertura (LEHMKUHL,1987) como no fechamento da mão (BENTON,1981). Então, cinco sequências foram

elaboradas (segundo o padrão de Preensão Cilíndrica/Palmar) -- Sequências 3, 4, 5, 6 e 7.

Devido ao fato de que todos os pacientes possuíam controle voluntário de cotovelo e ombro suficiente para transportar pequenos objetos e de pouco peso, foram excluídas as fases Df e De (zerando os seus tempos), porém o tempo de F foi aumentado. Notamos também que, embora mesmo alguns pacientes possuíssem força muscular (voluntária) grau 3 ou mais, nos Extensores Radiais do Carpo, foi necessária a ativação dos mesmos através do estímulo elétrico.

Os eletrodos foram conectados ao estimulador por um dispositivo contendo dezesseis (16) saídas, (oito para eletrodos ativos e oito para eletrodos passivos). Os fios utilizados tinham 1 m de extensão.

Ao iniciarmos os testes com este sistema, os eletrodos utilizados foram os quadrados da 3M (de Agosto a Novembro de 1992). Continuamos com a mesma dificuldade do primeiro período, referente aos parâmetros de estimulação, seletividade muscular, deslocamento do eletrodo e impossibilidade de estimular os músculos AbCP e OpP. Empregamos, então, os eletrodos redondos de eletrocardiograma infantil, com 2,5 cm de diâmetro (de Fevereiro a Outubro de 1993), e observamos que houve melhor resposta. Ao utilizarmos estes eletrodos, melhoramos os parâmetros de estimulação e a seletividade dos músculos, porém continuou o problema de fixação, pois a fita perdia sua aderência, após alguns minutos, deslocando-os. Os músculos AbCP e OpP também não puderam ser estimulados, por motivos semelhantes aos que tivemos com o uso do eletrodo da 3M.

Os eletrodos indiferentes possuíam os mesmos tamanhos que no primeiro período. A duração de cada sessão, também, respeitou a fadiga muscular.

Neste período, apesar de termos contratempos com eletrodos, pudemos observar que o sistema era viável para a realização de movimentos funcionais, porém deveríamos melhorar a adesividade do eletrodo à superfície, como também reduzir seu tamanho, para dar condições de seletividade muscular e de estimulação a músculos dantes não estimulados, os quais são essenciais no movimento coordenado da preensão, deduzões estas que nos levaram a realizar o terceiro período.

Entre Março e Setembro de 1994, correspondente ao TERCEIRO PERÍODO, os testes foram realizados em todos os pacientes.

Os eletrodos utilizados foram de eletroencefalograma, com diâmetro de 1 cm, fixados à pele por micropore da 3M, e, por serem menores, os músculos foram recrutados com menor intensidade, mas com melhor seletividade. Além disso, os músculos AbCP e OpP puderam ser estimulados, devido ao tamanho do eletrodo e por estarem bem fixados ao local, através do micropore.

Consideramos, portanto, que o terceiro período preencheu a maioria das nossas perspectivas, pois, mesmo o segundo período tendo apresentado resultados semelhantes ao do terceiro, músculos essenciais aos movimentos da mão (AbCP e OpP) não tiveram condições de serem estimulados. Além disso, o tamanho e forma de adaptação dos eletrodos tiveram grande importância na seletividade e força muscular.

5.4.7. SELEÇÃO DOS TEMPOS DE CADA FASE

Após selecionarmos as sequências que obtiveram resultados satisfatórios, procuramos definir os tempos de cada fase conforme as condições de cada paciente nas atividades que iriam realizar (Tabela 2). Estes tempos foram múltiplos de 0,5 segundos, devido aos parâmetros do sistema que só permitiam esta variação.

Tabela 2 - Variação dos tempos (em segundos) de cada fase para cada atividade

FASES	ATIVIDADES		
	BEBER	COMER	ESCREVER
Abertura da mão para aceitar um objeto	1	1	1
	1,5	1,5	1,5
	2	2	2
Posição de Função da mão	0,5	0,5	0,5
	1	1	1
	2	1,5	1,5
Fechamento da mão	4	2	4
	6	4	6
	8	6	8
Abertura da mão para liberar o objeto	1	1	1
	1,5	1,5	1,5
	2	2	2
Relaxamento do membro superior	6	6	6
	9	9	9
	12	12	12

5.4.8. SEQUÊNCIAS TESTADAS

Sequência 1-Preensão Paralela em Extensão		FASES / MOVIMENTOS						
CANAL	MÚSCULOS	A	P	F	Df	De	AI	R
1	Extensor Comum dos Dedos	1	0	0	0	0	1	0
2	Extensor Radial do Carpo	0	0	0	0	0	0	0
3	Lumbricais	0	0	1	0	0	0	0
4	Flexor Profundo dos Dedos	0	0	0	0	0	0	0
5	Abdutor Curto e Oponente do Polegar	1	0	0	0	0	1	0
6	Braquiorradial	0	0	0	0	0	0	0
7	Tríceps Braquial	0	0	0	0	0	0	0
8	Deltóide	0	0	0	0	0	0	0

Sequência 2 - Preensão Cilíndrica / Palmar		FASES / MOVIMENTOS						
CANAL	MÚSCULOS	A	P	F	Df	De	AI	R
1	Extensor Comum dos Dedos	1	0	0	0	0	1	0
2	Extensor Radial do Carpo	0	1	1	1	1	0	0
3	Lumbricais	0	0	0	0	0	0	0
4	Flexor Profundo dos Dedos	0	0	1	1	1	0	0
5	Abdutor Curto e Oponente do Polegar	0	1	0	1	1	0	0
6	Braquiorradial	0	0	0	1	0	0	0
7	Tríceps Braquial	0	0	0	0	1	0	0
8	Deltóide	0	0	0	0	0	0	0

Sequência 3 - Preensão Cilíndrica / Palmar		FASES / MOVIMENTOS						
CANAL	MÚSCULOS	A	P	F	Df	De	AI	R
1	Extensor Comum dos Dedos	1	1	0	0	0	1	0
2	Extensor Radial do Carpo	0	1	1	0	0	0	0
3	Lumbricais	0	0	0	0	0	0	0
4	Flexor Profundo dos Dedos	0	0	1	0	0	0	0
5	Abdutor Curto e Oponente do Polegar	0	1	1	0	0	0	0
6	Braquiorradial	0	0	0	0	0	0	0
7	Tríceps Braquial	0	0	0	0	0	0	0
8	Deltóide	0	0	0	0	0	0	0

Sequência 4 - Preensão Cilíndrica / Palmar		FASES / MOVIMENTOS						
CANAL	MÚSCULOS	A	P	F	Df	De	Al	R
1	Extensor Comum dos Dedos	1	1	0	0	0	1	0
2	Extensor Radial do Carpo	0	1	1	0	0	0	0
3	Lumbricais	1	0	0	0	0	0	0
4	Flexor Profundo dos Dedos	0	0	1	0	0	0	0
5	Abdutor Curto e Oponente do Polegar	0	1	0	0	0	0	0
6	Braquiorradial	0	0	0	0	0	0	0
7	Tríceps Braquial	0	0	0	0	0	0	0
8	Deltóide	0	0	0	0	0	0	0

Sequência 5 - Preensão Cilíndrica / Palmar		FASES / MOVIMENTOS						
CANAL	MÚSCULOS	A	P	F	Df	De	Al	R
1	Extensor Comum dos Dedos	1	0	0	0	0	1	0
2	Extensor Radial do Carpo	1	1	1	0	0	0	0
3	Lumbricais	0	0	1	0	0	0	0
4	Flexor Profundo dos Dedos	0	0	1	0	0	0	0
5	Abdutor Curto e Oponente do Polegar	0	1	0	0	0	1	0
6	Braquiorradial	0	0	0	0	0	0	0
7	Tríceps Braquial	0	0	0	0	0	0	0
8	Deltóide	0	0	0	0	0	0	0

Sequência 6 - Preensão Cilíndrica / Palmar		FASES / MOVIMENTOS						
CANAL	MÚSCULOS	A	P	F	Df	De	Al	R
1	Extensor Comum dos Dedos	1	1	0	0	0	1	0
2	Extensor Radial do Carpo	0	1	1	0	0	0	0
3	Lumbricais	0	0	0	0	0	0	0
4	Flexor Profundo dos Dedos	0	0	1	0	0	0	0
5	Abdutor Curto e Oponente do Polegar	1	1	1	0	0	1	0
6	Braquiorradial	0	0	0	0	0	0	0
7	Tríceps Braquial	0	0	0	0	0	0	0
8	Deltóide	0	0	0	0	0	0	0

Sequência 7 - Preensão Cilíndrica / Palmar		FASES / MOVIMENTOS						
CANAL	MÚSCULOS	A	P	F	Df	De	Al	R
1	Extensor Comum dos Dedos	1	0	0	0	0	1	0
2	Extensor Radial do Carpo	1	0	1	0	0	0	0
3	Lumbricais	0	0	0	0	0	0	0
4	Flexor Profundo dos Dedos	0	0	1	0	0	0	0
5	Abdutor Curto e Oponente do Polegar	1	0	1	0	0	1	0
6	Braquiorradial	0	0	0	0	0	0	0
7	Tríceps Braquial	0	0	0	0	0	0	0
8	Deltóide	0	0	0	0	0	0	0

Capítulo 6

RESULTADOS

Os Resultados aqui apresentados são referentes ao TERCEIRO PERÍODO, que foi, para nós, o que melhor preencheu os nossos objetivos.

Mostraremos, em primeiro lugar, os resultados referentes às fases das sequências, para cada paciente, quando os parâmetros utilizados foram os seguintes:

- ◆ *Satisfatório* = realização do movimento próximo do fisiológico.
- ◆ *Insatisfatório* = realização do movimento, porém de maneira inadequada.

A seguir, serão dados os resultados conforme cada sequência mostrando os movimentos obtidos e, posteriormente, os melhores tempos para cada fase nas atividades de comer, beber e escrever.

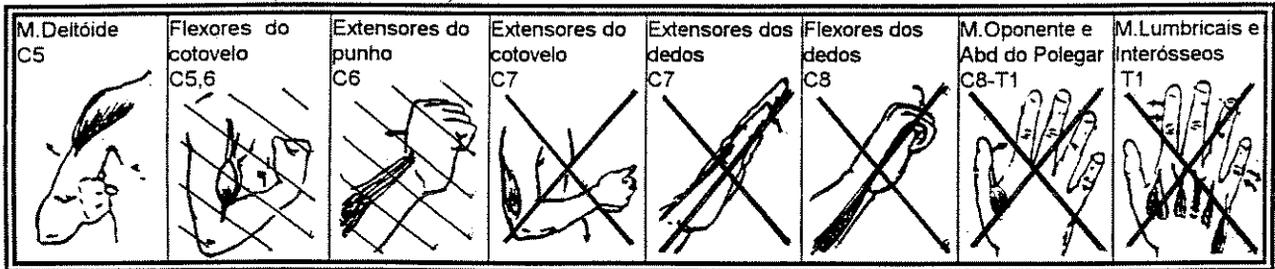
Para uma melhor compreensão dos resultados obtidos, cada paciente terá uma tabela, com o modo de seleção de ativação dos músculos, com os seus respectivos graus de força muscular e respostas ao estímulo elétrico. Ainda, colocamos na página contra-lateral um quadro ilustrativo do resultado da avaliação neurológica [atividades: motora (voluntária e ao estímulo elétrico), reflexa e sensitiva].

Resultados da Avaliação Neurológica do Membro Superior

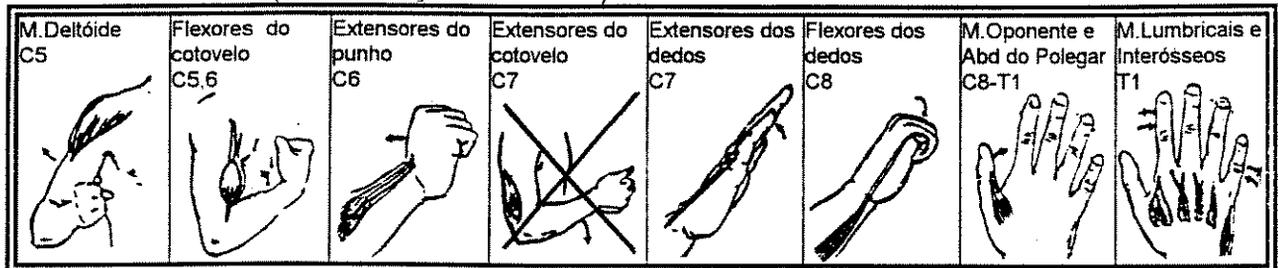
(Adaptado de Hoppenfeld, 1985)

PACIENTE: Nº 1
 Membro Superior DIREITO

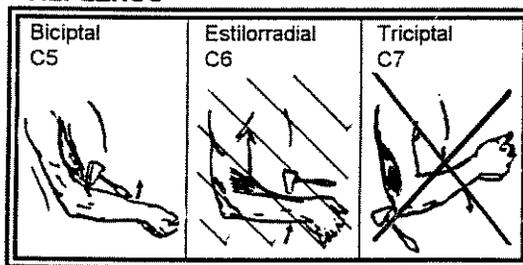
ATIVIDADE MOTORA (VOLUNTÁRIA)



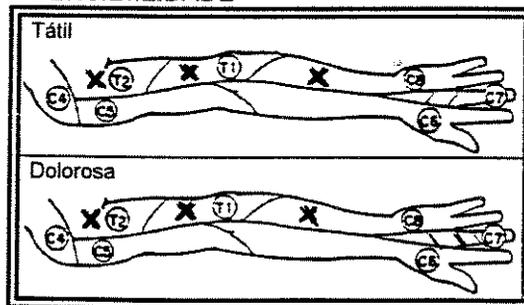
ATIVIDADE MOTORA (ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA)



REFLEXOS



SENSIBILIDADE



LEGENDA DOS QUADROS ACIMA

	FORÇA MUSCULAR (Kendall, 1980)	ESTÍMULO ELÉTRICO (Kilgore, 1989)	REFLEXOS (Cambier, 1988)	SENSIBILIDADE (Cambier, 1988)
	Grau 4,5	Grau 2	Normal	Normal
	Grau 3	Grau 1	Alterado	Alterado
	Grau 0,1,2	Grau 0	Abolido	Anestesia

6.1 RESULTADOS REFERENTES ÀS FASES DAS SEQUÊNCIAS

PACIENTE Nº1

Nível Neurológico: C5

MÚSCULOS	MODO DE ATIVAÇÃO
Extensor Comum dos Dedos	Eletricamente (2)
Extensor Radial do Carpo	Eletricamente (2)
Lumbricais	Eletricamente (2)
Flexor Profundo dos Dedos	Eletricamente (2)
Abdutor Curto e Oponente do Polegar	Eletricamente (2)
Braquiorradial	Voluntariamente (3)
Tríceps Braquial	Nenhum
Deltóide	Voluntariamente (4)

Graduação = Voluntário (segundo Kendall,1980)
Elétrico (segundo Kilgore,1989)

A = Abertura da mão (pegar o objeto):

Insatisfatório = sequências 2, 3, 4 e 5.

Satisfatório = sequências 1, 6 e 7.

P = Posição de Função da mão:

Insatisfatório = sequências 2 e 5.

Satisfatório = sequências 3, 4 e 6.

Zerado o tempo da fase **P** nas sequências 1 e 7.

F = Fechamento da mão:

PREENSÃO CILÍNDRICA / PALMAR

Insatisfatório = sequência 5.

Satisfatório = sequências 2, 3, 4, 6 e 7.

PREENSÃO PARALELA EM EXTENSÃO

Satisfatório = sequência 1.

AI = Abertura da mão (liberação do objeto):

Insatisfatório = sequências 2, 3 e 4.

Satisfatório = sequências 1, 5, 6 e 7.

R = Relaxamento do Membro Superior

Zerados os canais de todas as sequências.

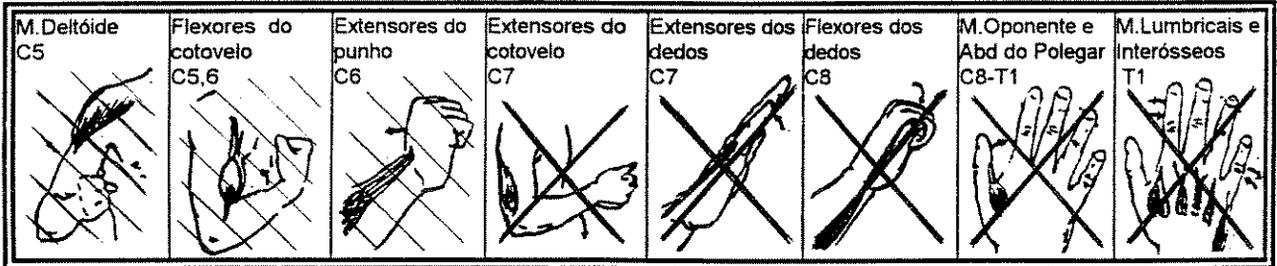
Resultados da Avaliação Neurológica do Membro Superior

(Adaptado de Hoppenfeld, 1985)

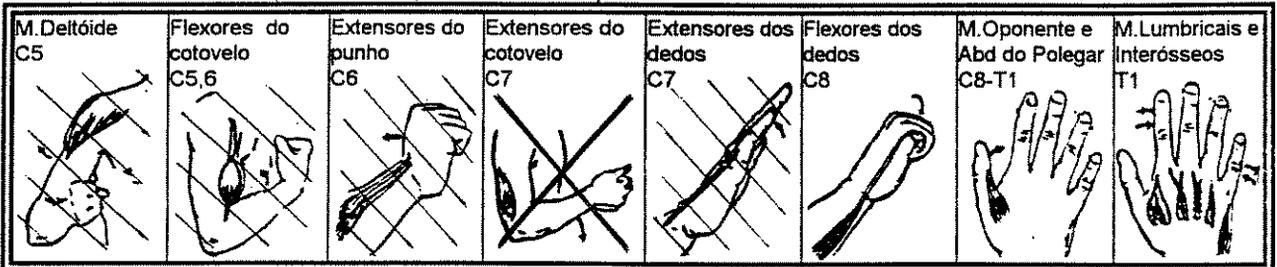
PACIENTE: Nº 2

Membro Superior DIREITO

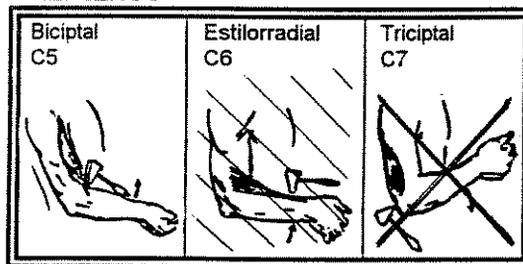
ATIVIDADE MOTORA (VOLUNTÁRIA)



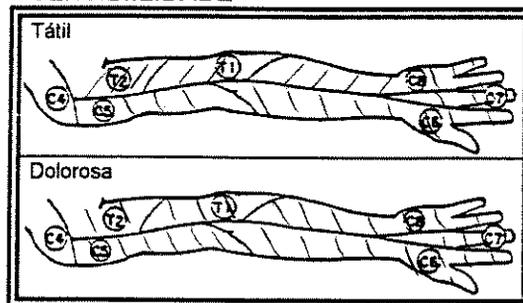
ATIVIDADE MOTORA (ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA)



REFLEXOS



SENSIBILIDADE



LEGENDA DOS QUADROS ACIMA

	FORÇA MUSCULAR (Kendall, 1980)	ESTÍMULO ELÉTRICO (Kilgore, 1989)	REFLEXOS (Cambier, 1988)	SENSIBILIDADE (Cambier, 1988)
	Grau 4,5	Grau 2	Normal	Normal
	Grau 3	Grau 1	Alterado	Alterado
	Grau 0,1,2	Grau 0	Abolido	Anestesia

PACIENTE Nº2

Nível Neurológico: C4

MÚSCULOS	MODO DE ATIVAÇÃO
Extensor Comum dos Dedos	Eletricamente (1)
Extensor Radial do Carpo	Eletricamente (1)
Lumbricais	Eletricamente (2)
Flexor Profundo dos Dedos	Eletricamente (2)
Abdutor Curto e Oponente do Polegar	Eletricamente (2)
Braquiorradial	Voluntariamente (3)
Tríceps Braquial	Nenhum
Deltóide	Voluntariamente (3)

Graduação = Voluntário (segundo Kendall, 1980)

Elétrico (segundo Kilgore, 1989)

*Estes resultados foram obtidos após a colocação de uma órtese para a extensão do punho.

A = Abertura da mão (pegar o objeto):

Insatisfatório = sequências 2, 3, 4 e 5.

Satisfatório = sequências 1, 6 e 7.

P = Posição de Função da mão:

Insatisfatório = sequências 2 e 5.

Satisfatório = sequências 3, 4 e 6.

Nas sequências 1 e 7, esta fase foi zerada.

F = Fechamento da mão:

PREENSÃO CILÍNDRICA / PALMAR

Insatisfatório = sequências 5.

Satisfatório = sequências 2, 3, 4, 6 e 7.

PREENSÃO PARALELA EM EXTENSÃO

Satisfatório = sequência 1.

AI = Abertura da mão (liberação do objeto):

Insatisfatório = sequências 2, 3 e 4.

Satisfatório = sequências 1, 5, 6 e 7.

R = Relaxamento do Membro Superior

Zerados os canais de todas as sequências.

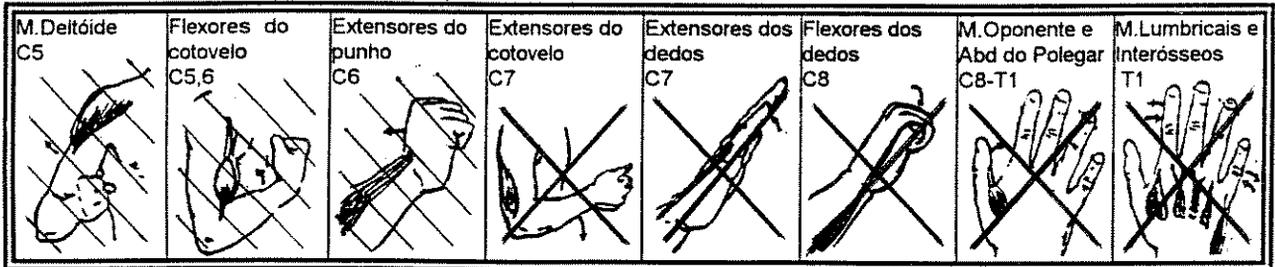
Resultados da Avaliação Neurológica do Membro Superior

(Adaptado de Hoppenfeld, 1985)

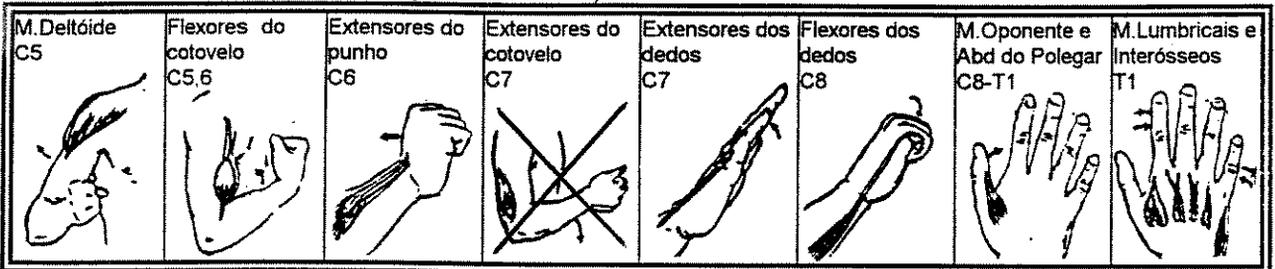
PACIENTE: N^o 3

Membro Superior DIREITO

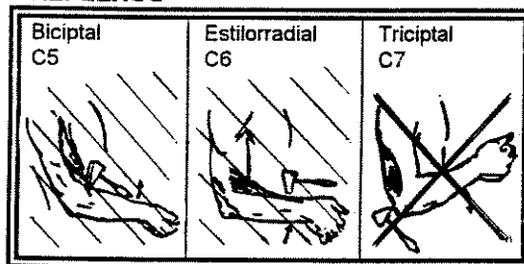
ATIVIDADE MOTORA (VOLUNTÁRIA)



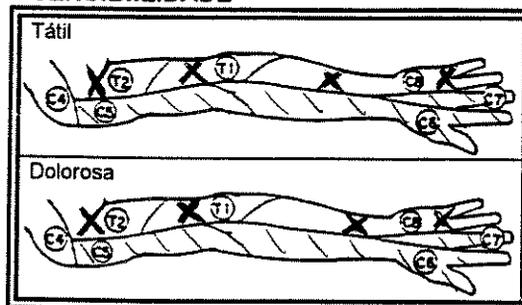
ATIVIDADE MOTORA (ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA)



REFLEXOS



SENSIBILIDADE



LEGENDA DOS QUADROS ACIMA

	FORÇA MUSCULAR (Kendall, 1980)	ESTÍMULO ELÉTRICO (Kilgore, 1989)	REFLEXOS (Cambier, 1988)	SENSIBILIDADE (Cambier, 1988)
	Grau 4,5	Grau 2	Normal	Normal
	Grau 3	Grau 1	Alterado	Alterado
	Grau 0,1,2	Grau 0	Abolido	Anestesia

PACIENTE Nº3

Nível Neurológico: C4

MÚSCULOS	MODO DE ATIVAÇÃO
Extensor Comum dos Dedos	Eletricamente (2)
Extensor Radial do Carpo	Eletricamente (2)
Lumbricais	Eletricamente (2)
Flexor Profundo dos Dedos	Eletricamente (2)
Abdutor Curto e Oponente do Polegar	Eletricamente (2)
Braquiorradial	Voluntariamente (3)
Tríceps Braquial	Nenhum
Deltóide	Voluntariamente (3)

Graduação = Voluntário (segundo Kendall, 1980)
Elétrico (segundo Kilgore, 1989)

A = Abertura da mão (pegar o objeto):

Insatisfatório = sequências 2, 3, 4 e 5.

Satisfatório = sequências 1, 6 e 7.

P = Posição de Função da mão:

Insatisfatório = sequências 2 e 5.

Satisfatório = sequências 3, 4 e 6.

Nas sequências 1 e 7 esta fase foi zerada.

F = Fechamento da mão:

PREENSÃO CILÍNDRICA / PALMAR

Insatisfatório = sequências 5.

Satisfatório = sequências: 2, 3, 4, 6 e 7.

PREENSÃO PARALELA EM EXTENSÃO

Satisfatório = sequência 1.

AI = Abertura da mão (liberação do objeto):

Insatisfatório = sequências 2, 3 e 4.

Satisfatório = sequências 1, 5, 6 e 7.

R = Relaxamento do membro superior

Zerados os canais todos as sequências.

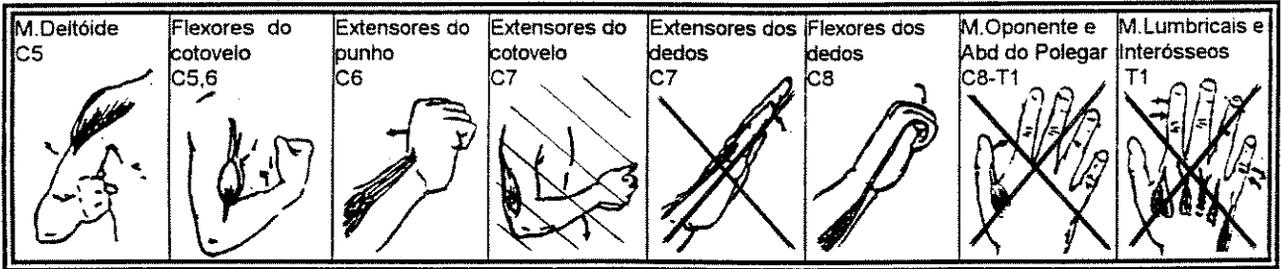
Resultados da Avaliação Neurológica do Membro Superior

(Adaptado de Hoppenfeld, 1985)

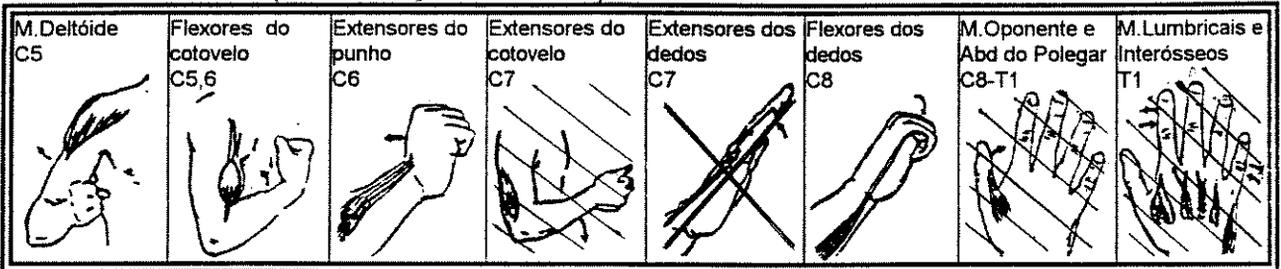
PACIENTE: Nº 4

Membro Superior DIREITO

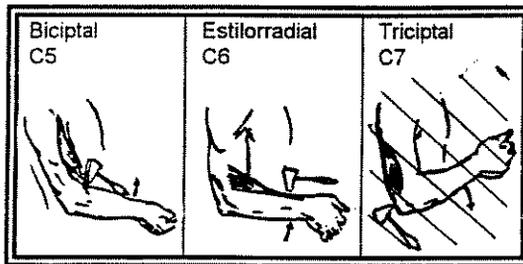
ATIVIDADE MOTORA (VOLUNTÁRIA)



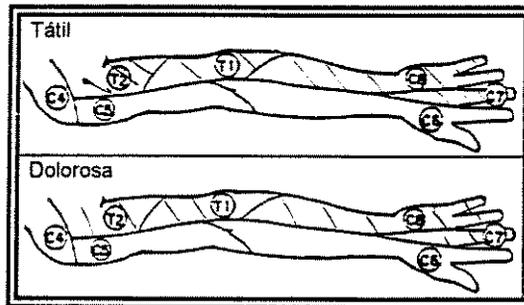
ATIVIDADE MOTORA (ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA)



REFLEXOS



SENSIBILIDADE



LEGENDA DOS QUADROS ACIMA

	FORÇA MUSCULAR (Kendall, 1980)	ESTÍMULO ELÉTRICO (Kilgore, 1989)	REFLEXOS (Cambier, 1988)	SENSIBILIDADE (Cambier, 1988)
	Grau 4,5	Grau 2	Normal	Normal
	Grau 3	Grau 1	Alterado	Alterado
	Grau 0,1,2	Grau 0	Abolido	Anestesia

PACIENTE Nº4

Nível Neurológico: C6

MÚSCULOS	MODO DE ATIVAÇÃO MSD
Extensor Comum dos Dedos	Nenhum
Extensor Radial do Carpo	Eletricamente (2)
Lumbricais	Eletricamente (1)
Flexor Profundo dos Dedos	Eletricamente (2)
Abdutor Curto e Oponente do Polegar	Eletricamente (1)
Braquiorradial	Voluntariamente(4)
Tríceps Braquial	Voluntariamente (3)
Deltóide	Voluntariamente(4)

Graduação = Voluntário (segundo Kendall,1980)

Elétrico (segundo Kilgore,1989)

Membro Superior Direito

Foram utilizados apenas 3 canais (Músculos: ERC, Lu e FPD), os quais foram testados somente na sequência 4. Zerados, portanto, os canais 1 e 5.

A = Abertura da mão (pegar o objeto):

Insatisfatório = para objetos largos

Satisfatório = para objetos finos e planos

P = Posição de Função da mão:

Insatisfatório.

F = Fechamento da mão:

Satisfatório.

AI = Abertura da mão (liberar o objeto):

Satisfatório. (Substituído o músculo ECD pelo Lu).

Zerado o canal 1 e ativado o canal 3.

R = Relaxamento do membro superior

Zerados os canais de todas as sequências.

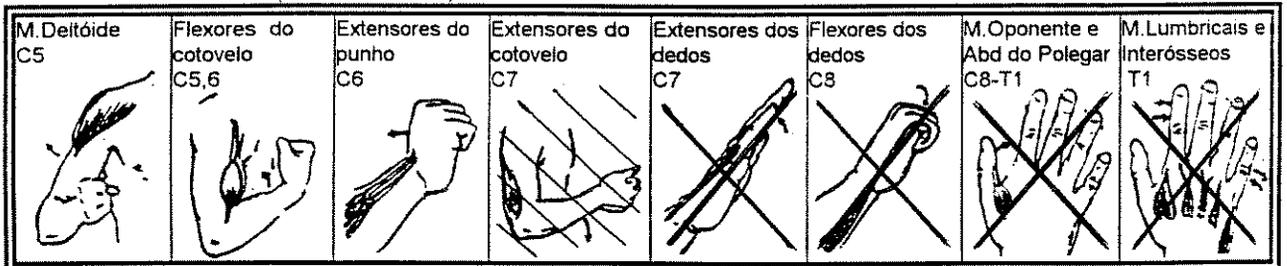
Resultados da Avaliação Neurológica do Membro Superior

(Adaptado de Hoppenfeld, 1985)

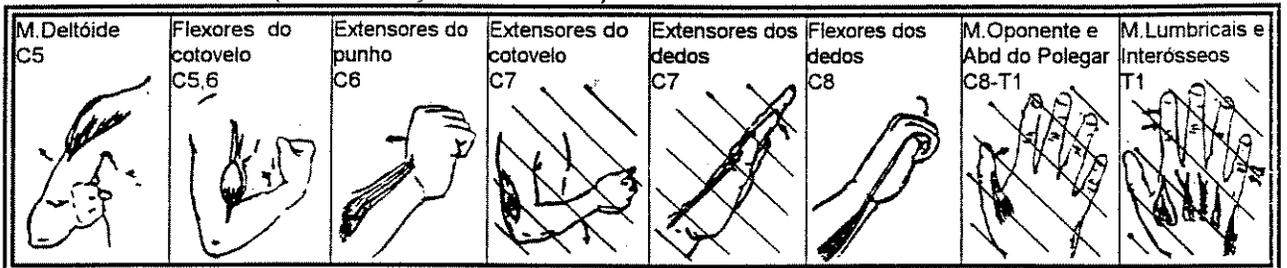
PACIENTE: Nº 4

Membro Superior ESQUERDO

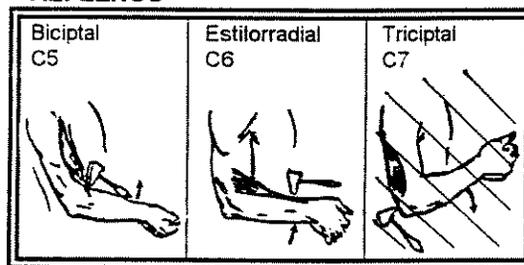
ATIVIDADE MOTORA (VOLUNTÁRIA)



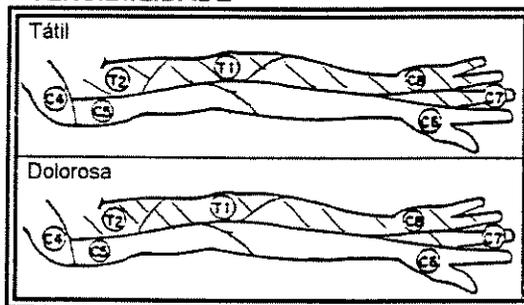
ATIVIDADE MOTORA (ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA)



REFLEXOS



SENSIBILIDADE



LEGENDA DOS QUADROS ACIMA

	FORÇA MUSCULAR (Kendall, 1980)	ESTÍMULO ELÉTRICO (Kilgore, 1989)	REFLEXOS (Cambier, 1988)	SENSIBILIDADE (Cambier, 1988)
	Grau 4,5	Grau 2	Normal	Normal
	Grau 3	Grau 1	Alterado	Alterado
	Grau 0,1,2	Grau 0	Abolido	Anestesia

Membro Superior Esquerdo

MÚSCULOS	MODO DE ATIVAÇÃO MSE
Extensor Comum dos Dedos	Eletricamente (1)
Extensor Radial do Carpo	Eletricamente (2)
Lumbricais	Eletricamente (1)
Flexor Profundo dos Dedos	Eletricamente (2)
Abdutor Curto e Oponente do Polegar	Eletricamente (1)
Braquiorradial	Voluntariamente (4)
Tríceps Braquial	Voluntariamente (3)
Deltóide	Voluntariamente(4)

A = Abertura da mão (pegar o objeto):

Insatisfatório = todas as sequências.

P = Posição de Função da mão:

Insatisfatório = sequências 2, 3, 4, 5 e 6.

Nas sequências 1 e 7, esta fase foi zerada.

F = Fechamento da mão:

PREENSÃO CILÍNDRICA / PALMAR

Satisfatório = sequências 2, 3, 4, 6 e 7.

PREENSÃO PARALELA EM EXTENSÃO

Insatisfatório = sequência 1.

AI = Abertura da mão (liberação do objeto):

Insatisfatório = todas as sequências

R = Relaxamento do membro superior

Zerados os canais de todas as sequências.

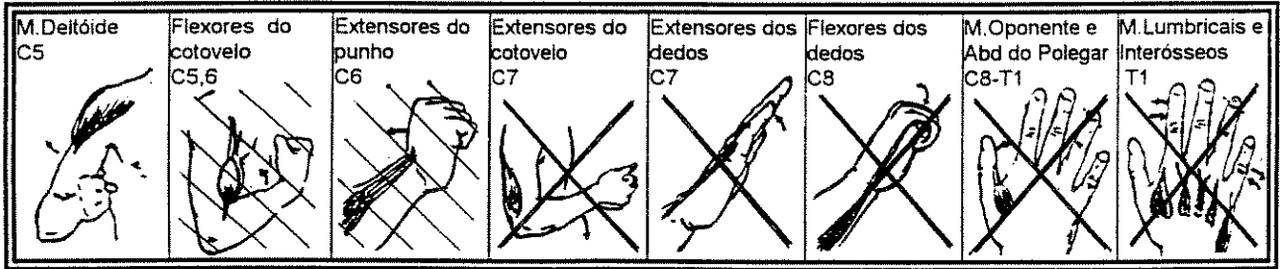
Resultados da Avaliação Neurológica do Membro Superior

(Adaptado de Hoppenfeld, 1985)

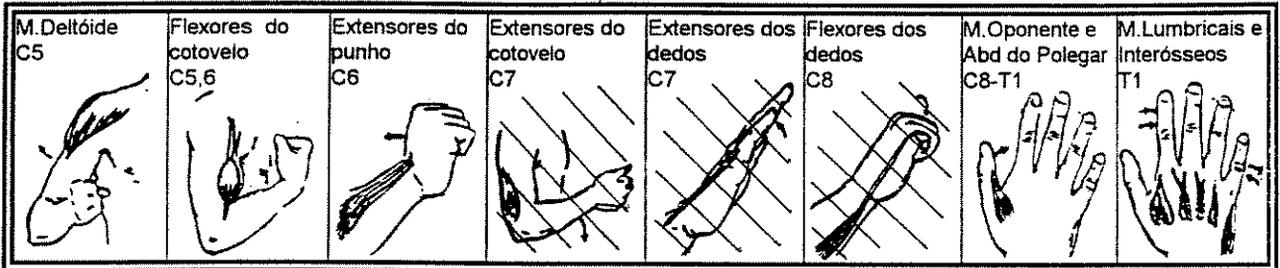
PACIENTE: Nº 5

Membro Superior DIREITO

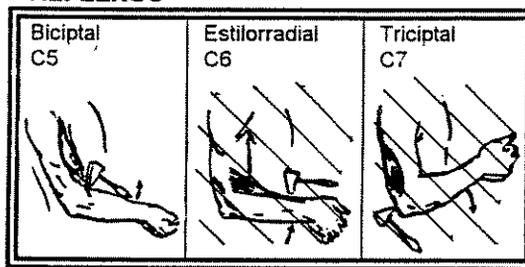
ATIVIDADE MOTORA (VOLUNTÁRIA)



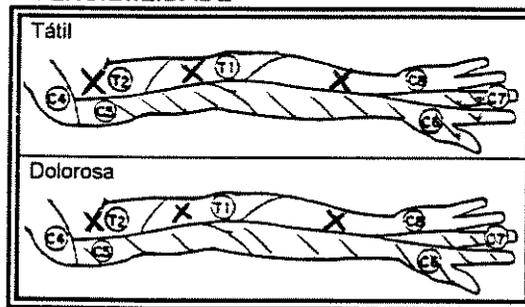
ATIVIDADE MOTORA (ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA)



REFLEXOS



SENSIBILIDADE



LEGENDA DOS QUADROS ACIMA

	FORÇA MUSCULAR (Kendall, 1980)	ESTÍMULO ELÉTRICO (Kilgore, 1989)	REFLEXOS (Cambier, 1988)	SENSIBILIDADE (Cambier, 1988)
	Grau 4,5	Grau 2	Normal	Normal
	Grau 3	Grau 1	Alterado	Alterado
	Grau 0,1,2	Grau 0	Abolido	Anestesia

PACIENTE Nº5

Nível Neurológico: C5

MÚSCULOS	MODO DE ATIVAÇÃO
Extensor Comum dos Dedos	Eletricamente (1)
Extensor Radial do Carpo	Eletricamente (2)
Lumbricais	Eletricamente (1)
Flexor Profundo dos Dedos	Eletricamente (1)
Abdutor Curto e Oponente do Polegar	Eletricamente (1)
Braquiorradial	Voluntariamente (3)
Tríceps Braquial	Nenhum
Deltóide	Voluntariamente (4)

Graduação = Voluntário (segundo Kendall, 1980)
Elétrico (segundo Kilgore, 1989)

A = Abertura da mão (pegar o objeto):

Insatisfatório = sequências 2, 3, 4 e 5

Satisfatório = sequências 1, 6 e 7.

P = Posição de Função da mão:

Insatisfatório = sequências 2 e 5.

Satisfatório = sequências 3, 4 e 6.

Nas sequências 1 e 7, esta fase foi zerada.

F = Fechamento da mão:

PREENSÃO CILÍNDRICA / PALMAR

Insatisfatório = sequências 5.

Satisfatório = sequências 2, 3, 4, 6 e 7.

PREENSÃO PARALELA EM EXTENSÃO

Satisfatório = sequência 1.

AI = Abertura da mão (liberação do objeto):

Insatisfatório = sequências 2, 3 e 4.

Satisfatório = sequências 1, 5, 6 e 7.

R = Relaxamento do Membro Superior

Zerados os canais de todas as sequências.

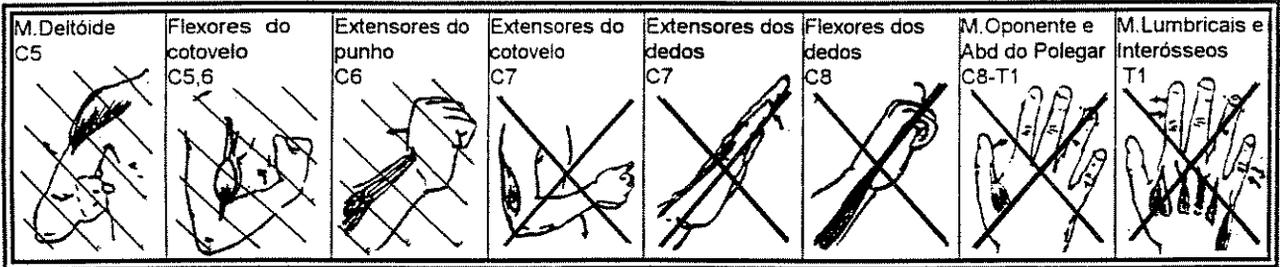
Resultados da Avaliação Neurológica do Membro Superior

(Adaptado de Hoppenfeld, 1985)

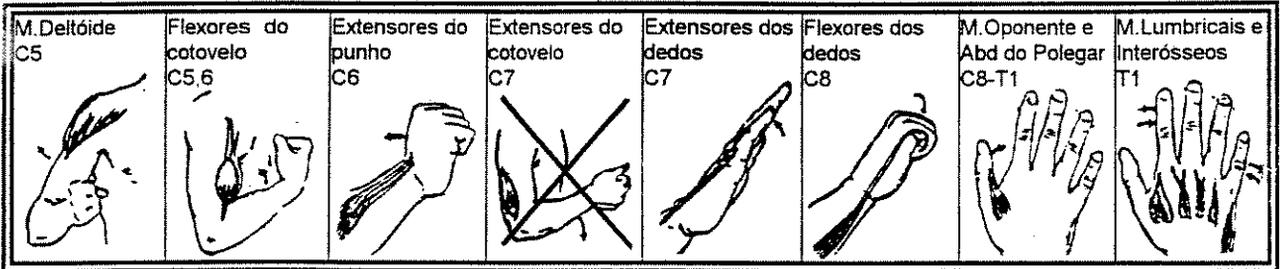
PACIENTE: Nº 6

Membro Superior DIREITO

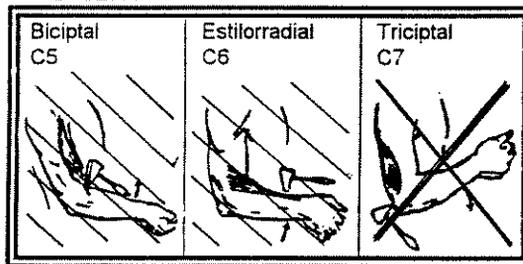
ATIVIDADE MOTORA (VOLUNTÁRIA)



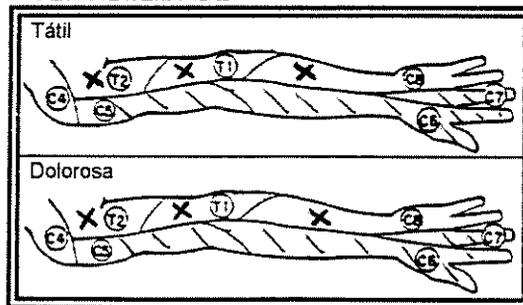
ATIVIDADE MOTORA (ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA)



REFLEXOS



SENSIBILIDADE



LEGENDA DOS QUADROS ACIMA

	FORÇA MUSCULAR (Kendall, 1980)	ESTÍMULO ELÉTRICO (Kilgore, 1989)	REFLEXOS (Cambier, 1988)	SENSIBILIDADE (Cambier, 1988)
	Grau 4,5	Grau 2	Normal	Normal
	Grau 3	Grau 1	Alterado	Alterado
	Grau 0,1,2	Grau 0	Abolido	Anestesia

PACIENTE Nº6

Nível Neurológico: C4

MÚSCULOS	MODO DE ATIVAÇÃO
Extensor Comum dos Dedos	Eletricamente (2)
Extensor Radial do Carpo	Eletricamente (2)
Lumbricais	Eletricamente (2)
Flexor Profundo dos Dedos	Eletricamente (2)
Abdutor Curto e Oponente do Polegar	Eletricamente (2)
Braquiorradial	Voluntariamente (3)
Tríceps Braquial	Nenhum
Deltóide	Voluntariamente (3)

Graduação = Voluntário (segundo Kendall, 1980)
Elétrico (segundo Kilgore, 1989)

A = Abertura da mão (pegar o objeto):

Insatisfatório = sequências 2, 3, 4 e 5.

Satisfatório = sequências 1, 6 e 7.

P = Posição de Função da mão:

Insatisfatório = sequências 2 e 5.

Satisfatório = sequências 3, 4 e 6.

Nas sequências 1 e 7, esta fase foi zerada.

F = Fechamento da mão:

PREENSÃO CILÍNDRICA / PALMAR

Insatisfatório = sequências 5.

Satisfatório = sequências 2, 3, 4, 6 e 7.

PREENSÃO PARALELA EM EXTENSÃO

Satisfatório = sequência 1.

AI = Abertura da mão (liberação do objeto):

Insatisfatório = sequências 2, 3 e 4.

Satisfatório = sequências 1, 5, 6 e 7.

R = Relaxamento do Membro Superior

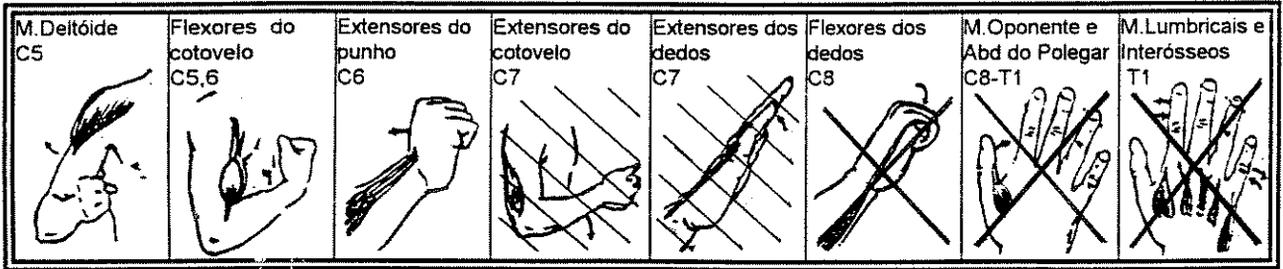
Zerados os canais de todas as sequências.

Resultados da Avaliação Neurológica do Membro Superior

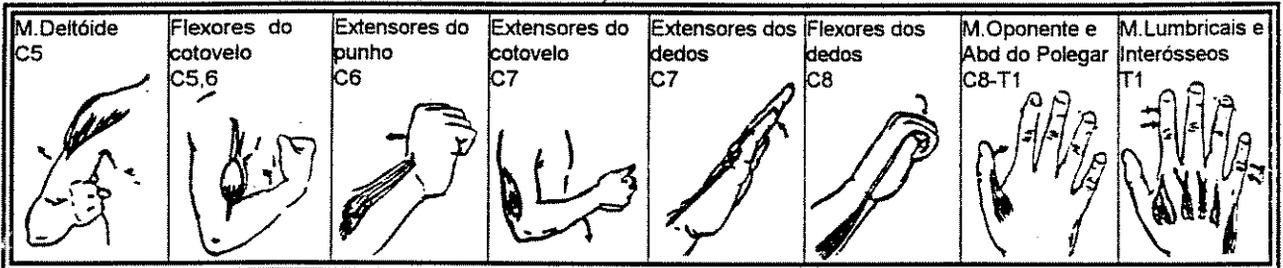
(Adaptado de Hoppenfeld, 1985)

PACIENTE: Nº 7
 Membro Superior DIREITO

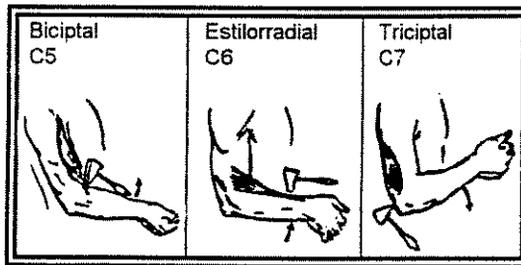
ATIVIDADE MOTORA (VOLUNTÁRIA)



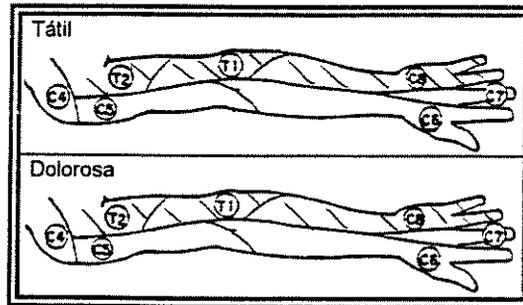
ATIVIDADE MOTORA (ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA)



REFLEXOS



SENSIBILIDADE



LEGENDA DOS QUADROS ACIMA

	FORÇA MUSCULAR (Kendall, 1980)	ESTÍMULO ELÉTRICO (Kilgore, 1989)	REFLEXOS (Cambier, 1988)	SENSIBILIDADE (Cambier, 1988)
	Grau 4,5	Grau 2	Normal	Normal
	Grau 3	Grau 1	Alterado	Alterado
	Grau 0,1,2	Grau 0	Abolido	Anestesia

PACIENTE N°7

Nível Neurológico: C6

MÚSCULOS	MODO DE ATIVAÇÃO
Extensor Comum dos Dedos	Eletricamente (2)
Extensor Radial do Carpo	Eletricamente (2)
Lumbricais	Eletricamente (2)
Flexor Profundo dos Dedos	Eletricamente (2)
Abdutor Curto e Oponente do Polegar	Eletricamente (2)
Braquiorradial	Voluntariamente (4)
Tríceps Braquial	Voluntariamente (3)
Deltóide	Voluntariamente (4)

Graduação = Voluntário (segundo Kendall, 1980)

Elétrico (segundo Kilgore, 1989)

A = Abertura da mão (pegar o objeto):

Insatisfatório = sequências 2, 3, 4 e 5.

Satisfatório = sequências 1, 6 e 7.

P = Posição de Função da mão:

Insatisfatório = sequências 2 e 5.

Satisfatório = sequências 3, 4 e 6.

Nas sequências 1 e 7, esta fase foi zerada.

F = Fechamento da mão:

PREENSÃO CILÍNDRICA / PALMAR

Insatisfatório = sequências 5.

Satisfatório = sequências 2, 3, 4, 6 e 7.

PREENSÃO PARALELA EM EXTENSÃO

Satisfatório = sequência 1.

AI = Abertura da mão (liberação do objeto):

Insatisfatório = sequências 2, 3 e 4.

Satisfatório = sequências 1, 5, 6 e 7.

R = Relaxamento do membro superior

Zerados os canais de todas as sequências.

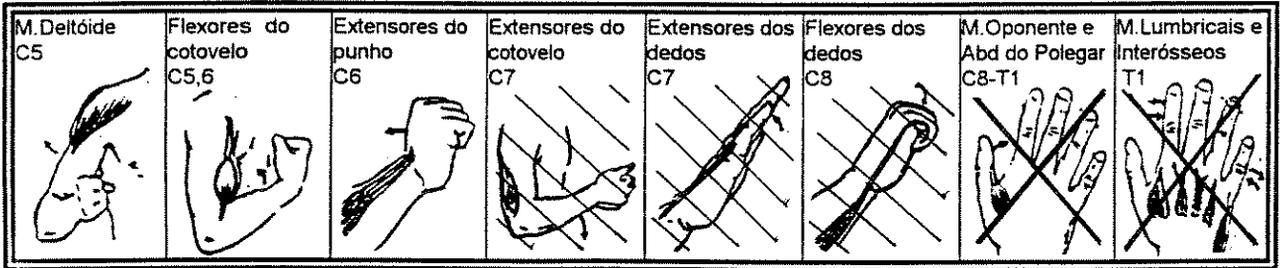
Resultados da Avaliação Neurológica do Membro Superior

(Adaptado de Hoppenfeld, 1985)

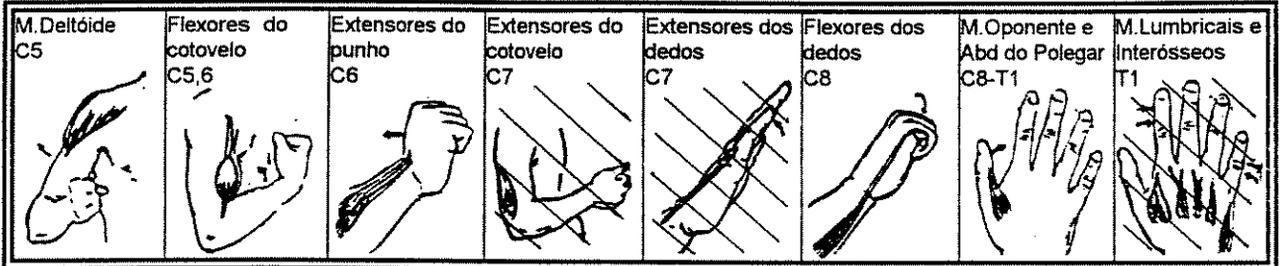
PACIENTE: Nº 8

Membro Superior DIREITO

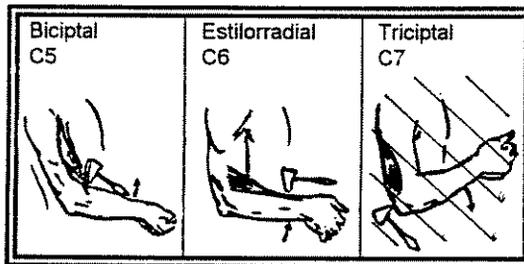
ATIVIDADE MOTORA (VOLUNTÁRIA)



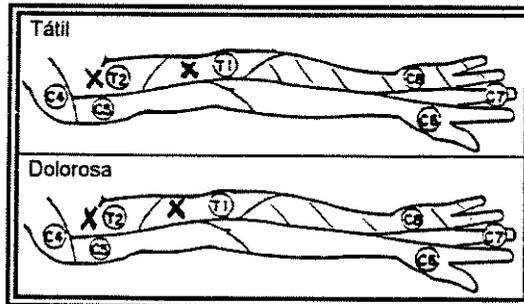
ATIVIDADE MOTORA (ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA)



REFLEXOS



SENSIBILIDADE



LEGENDA DOS QUADROS ACIMA

	FORÇA MUSCULAR (Kendall, 1980)	ESTÍMULO ELÉTRICO (Kilgore, 1989)	REFLEXOS (Cambier, 1988)	SENSIBILIDADE (Cambier, 1988)
	Grau 4,5	Grau 2	Normal	Normal
	Grau 3	Grau 1	Alterado	Alterado
	Grau 0,1,2	Grau 0	Abolido	Anestesia

PACIENTE Nº8

Nível Neurológico: C6

MÚSCULOS	MODO DE ATIVAÇÃO
Extensor Comum dos Dedos	Eletricamente (1)
Extensor Radial do Carpo	Eletricamente (2)
Lumbricais	Eletricamente (1)
Flexor Profundo dos Dedos	Eletricamente (2)
Abdutor Curto e Oponente do Polegar	Eletricamente (2)
Braquiorradial	Voluntariamente (4)
Tríceps Braquial	Voluntariamente (3)
Deltóide	Voluntariamente (4)

Graduação = Voluntário (segundo Kendall, 1980)
Elétrico (segundo Kilgore, 1989)

A = Abertura da mão (pegar o objeto):

Insatisfatório = em todas as sequências.

P = Posição de Função da mão:

Insatisfatório = em todas as sequências.

F = Fechamento da mão:

PREENSÃO CILÍNDRICA / PALMAR

Insatisfatório = em todas as sequências.

PREENSÃO PARALELA EM EXTENSÃO

Insatisfatório = sequência 1.

AI = Abertura da mão (liberação do objeto):

Insatisfatório = em todas as sequências.

R = Relaxamento do membro superior

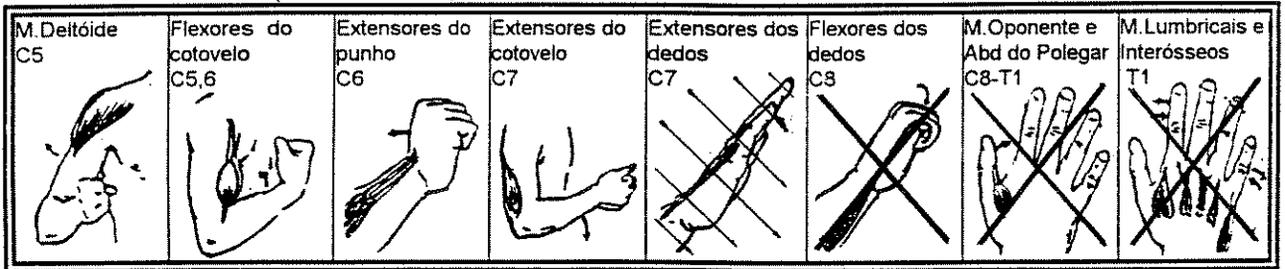
Zerados os canais de todas as sequências.

Resultados da Avaliação Neurológica do Membro Superior

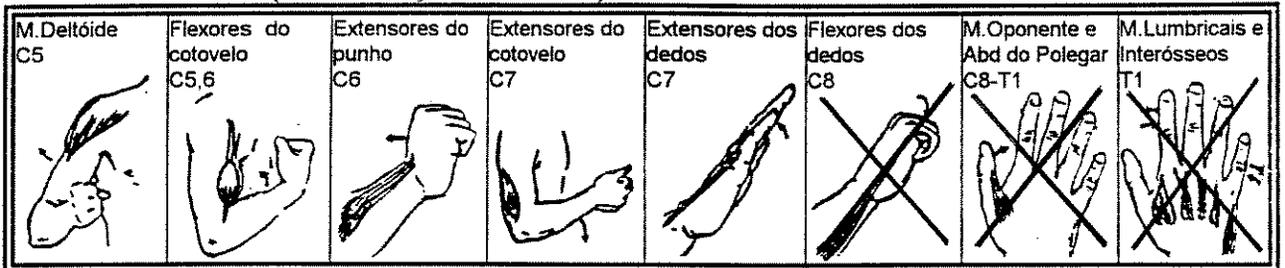
(Adaptado de Hoppenfeld, 1985)

PACIENTE: Nº 9
 Membro Superior DIREITO

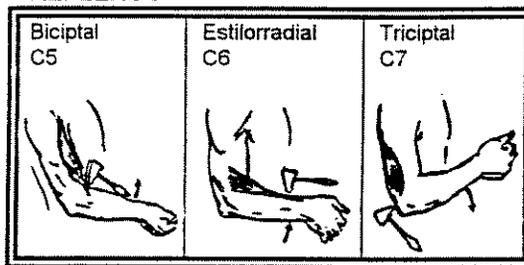
ATIVIDADE MOTORA (VOLUNTÁRIA)



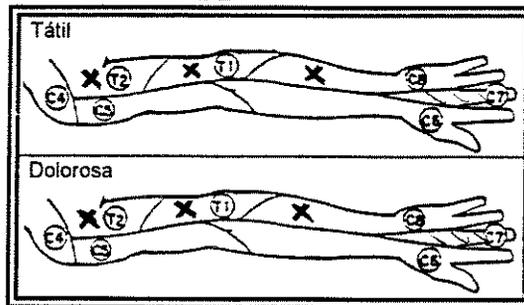
ATIVIDADE MOTORA (ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA)



REFLEXOS



SENSIBILIDADE



LEGENDA DOS QUADROS ACIMA

	FORÇA MUSCULAR (Kendall, 1980)	ESTÍMULO ELÉTRICO (Kilgore, 1989)	REFLEXOS (Cambier, 1988)	SENSIBILIDADE (Cambier, 1988)
	Grau 4,5	Grau 2	Normal	Normal
	Grau 3	Grau 1	Alterado	Alterado
	Grau 0,1,2	Grau 0	Abolido	Anestesia

PACIENTE Nº9

Nível Neurológico: C7

MÚSCULOS	MODO DE ATIVAÇÃO
Extensor Comum dos Dedos	Voluntariamente(3)
Extensor Radial do Carpo	Voluntariamente (4)
Lumbricais	Nenhum
Flexor Profundo dos Dedos	Nenhum
Abdutor Curto e Oponente do Polegar	Nenhum
Braquiorradial	Voluntariamente (4)
Tríceps Braquial	Voluntariamente (4)
Deltóide	Voluntariamente (4)

Graduação = Voluntário (segundo Kendall, 1980)
Elétrico (segundo Kilgore, 1989)

A = Abertura da mão (pegar o objeto):

Não precisou de estimulação.

P = Posição de Função da mão:

Não precisou de estimulação.

F = Fechamento da mão:

PREENSÃO CILÍNDRICA / PALMAR

Insatisfatório = em todas as sequências.

PREENSÃO PARALELA EM EXTENSÃO

Insatisfatória = sequência 1.

AI = Abertura da mão (liberação do objeto):

Idem, fase A

R = Relaxamento do membro superior

Zerados os canais de todas as sequências.

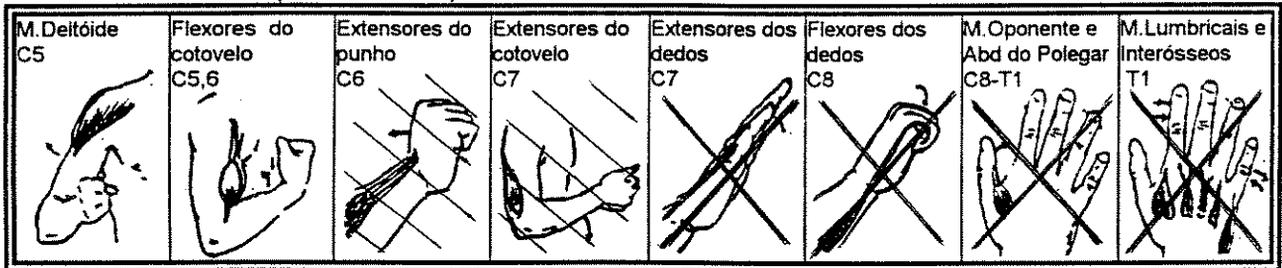
Resultados da Avaliação Neurológica do Membro Superior

(Adaptado de Hoppenfeld, 1985)

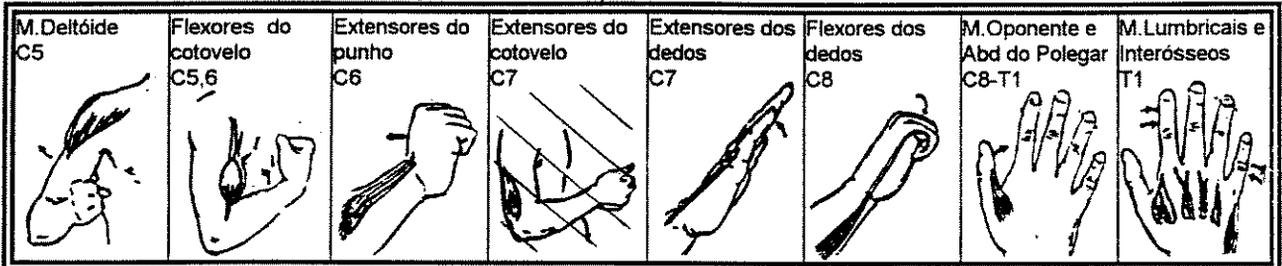
PACIENTE: N.º 10

Membro Superior DIREITO

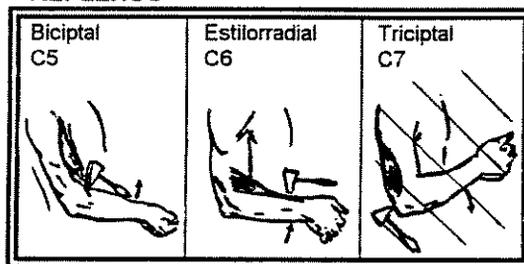
ATIVIDADE MOTORA (VOLUNTÁRIA)



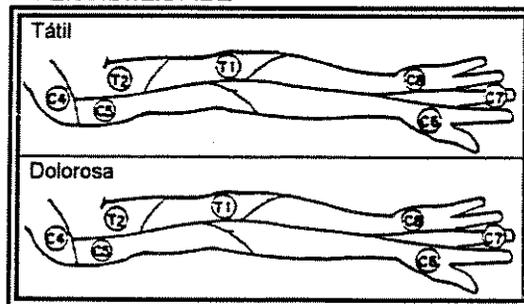
ATIVIDADE MOTORA (ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA)



REFLEXOS



SENSIBILIDADE



LEGENDA DOS QUADROS ACIMA

	FORÇA MUSCULAR (Kendall, 1980)	ESTÍMULO ELÉTRICO (Kilgore, 1989)	REFLEXOS (Cambier, 1988)	SENSIBILIDADE (Cambier, 1988)
	Grau 4,5	Grau 2	Normal	Normal
	Grau 3	Grau 1	Alterado	Alterado
	Grau 0,1,2	Grau 0	Abolido	Anestesia

PACIENTE Nº10

Nível Neurológico: C6

MÚSCULOS	MODO DE ATIVAÇÃO MSD
Extensor Comum dos Dedos	Eletricamente (2)
Extensor Radial do Carpo	Eletricamente (2)
Lumbricais	Eletricamente (2)
Flexor Profundo dos Dedos	Eletricamente (2)
Abdutor Curto e Oponente do Polegar	Eletricamente (2)
Braquiorradial	Voluntariamente (4)
Tríceps Braquial	Voluntariamente (3)
Deltóide	Voluntariamente (4)

Graduação = Voluntário (segundo Kendall, 1980)

Elétrico (segundo Kilgore, 1989)

A = Abertura da mão (pegar o objeto):

Insatisfatório = sequências 2, 3, 4 e 5.

Satisfatório = sequências 1, 6 e 7.

P = Posição de Função da mão:

Insatisfatório = sequências 2 e 5.

Satisfatório = sequências 3, 4 e 6.

F = Fechamento da mão:

PREENSÃO CILÍNDRICA / PALMAR

Insatisfatório = sequências 5.

Satisfatório = sequências 2, 3, 4, 6 e 7.

PREENSÃO PARALELA EM EXTENSÃO

Satisfatório = sequência 1.

AI = Abertura da mão (liberação do objeto):

Insatisfatório = sequências 2, 3 e 4.

Satisfatório = sequências 1, 5, 6 e 7.

R = Relaxamento do Membro do Superior

Zerados os canais de todas as sequências.

6.2. RESULTADOS REFERENTES ÀS SEQUÊNCIAS

O paciente N°8 não apresentou resposta satisfatória em nenhuma das sequências, pois os dedos se mantiveram em flexão em todas as fases.

O paciente N°9, também, não apresentou respostas satisfatórias em nenhuma das sequências, pois os dedos se estenderam normalmente, e na fase F o músculos flexores não apresentavam resposta, nem motora voluntária nem ao estímulo elétrico, suficiente para realizar os movimentos.

O paciente N°4 obteve resposta satisfatória, em seu membro superior direito, somente na sequência 4, quando na fase A: os dedos estenderam-se nas articulações IF e flexionaram-se nas articulações MCF; na fase P: o punho posicionou-se em leve extensão, porém as IF flexionaram por falta do controle do músculo ECD; na fase F: os dedos flexionaram-se totalmente; e na fase AI: idem à fase A.

Já os pacientes N°1, N°2, N°3, N°5, N°6, N°7 e N°10 obtiveram resultados semelhantes em todas as seqüências. Entretanto, no paciente N°1 as articulações IFD mantiveram-se em leve flexão (devido à "mão em garra"), mas sem grande interferência nos posicionamentos. O paciente N°2 só alcançou resultados satisfatórios após colocar uma tala para posicionamento do punho em extensão ($\pm 30^\circ$), isto porque, embora tivesse resposta elétrica em todos os músculos selecionados, os movimentos do membro superior estavam fracos e, quando aumentada a amplitude da tensão, recrutava outros músculos, provocando, assim, movimentos sinérgicos de extensão (cotovelo em extensão e punho em desvio ulnar). Portanto, os resultados, a seguir, segundo as respostas em cada seqüência, são referentes a estes pacientes.

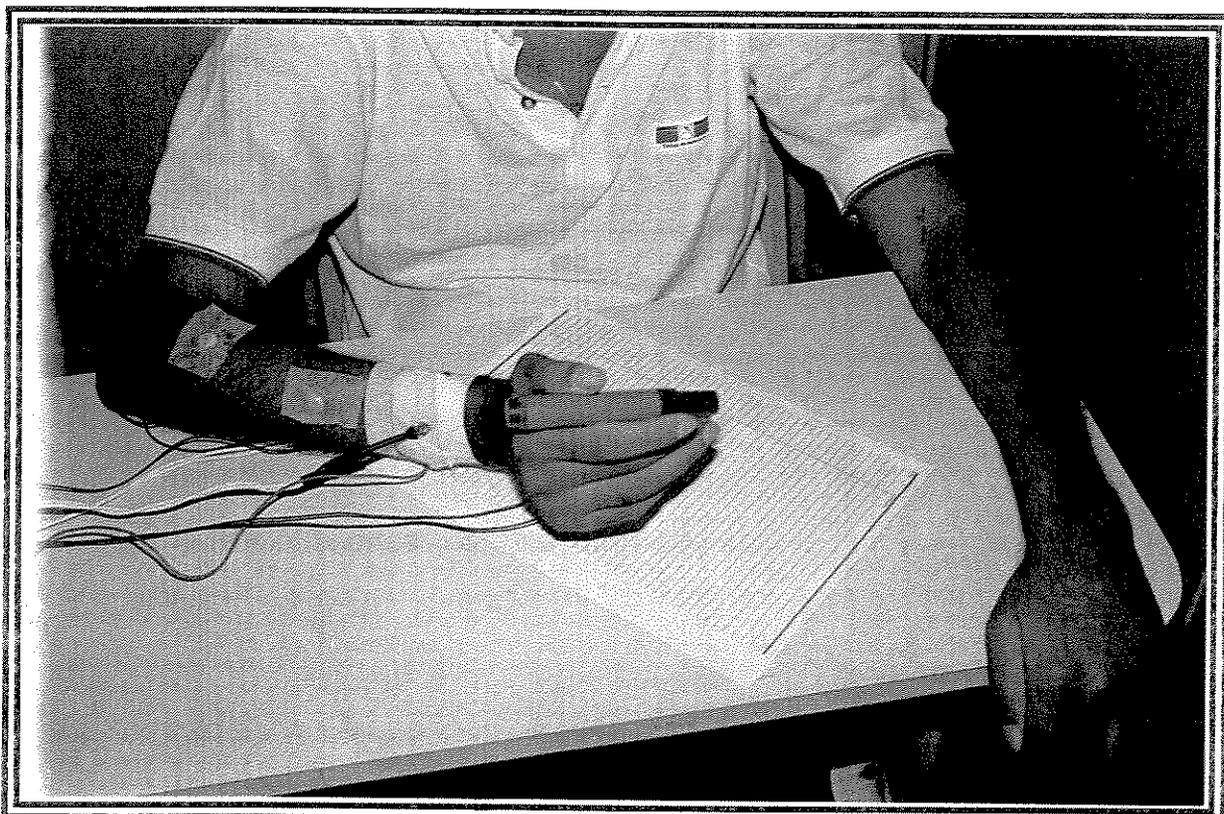


Figura 14 - Segurando um pincel atômico através da preensão paralela em extensão (paciente Nº6).

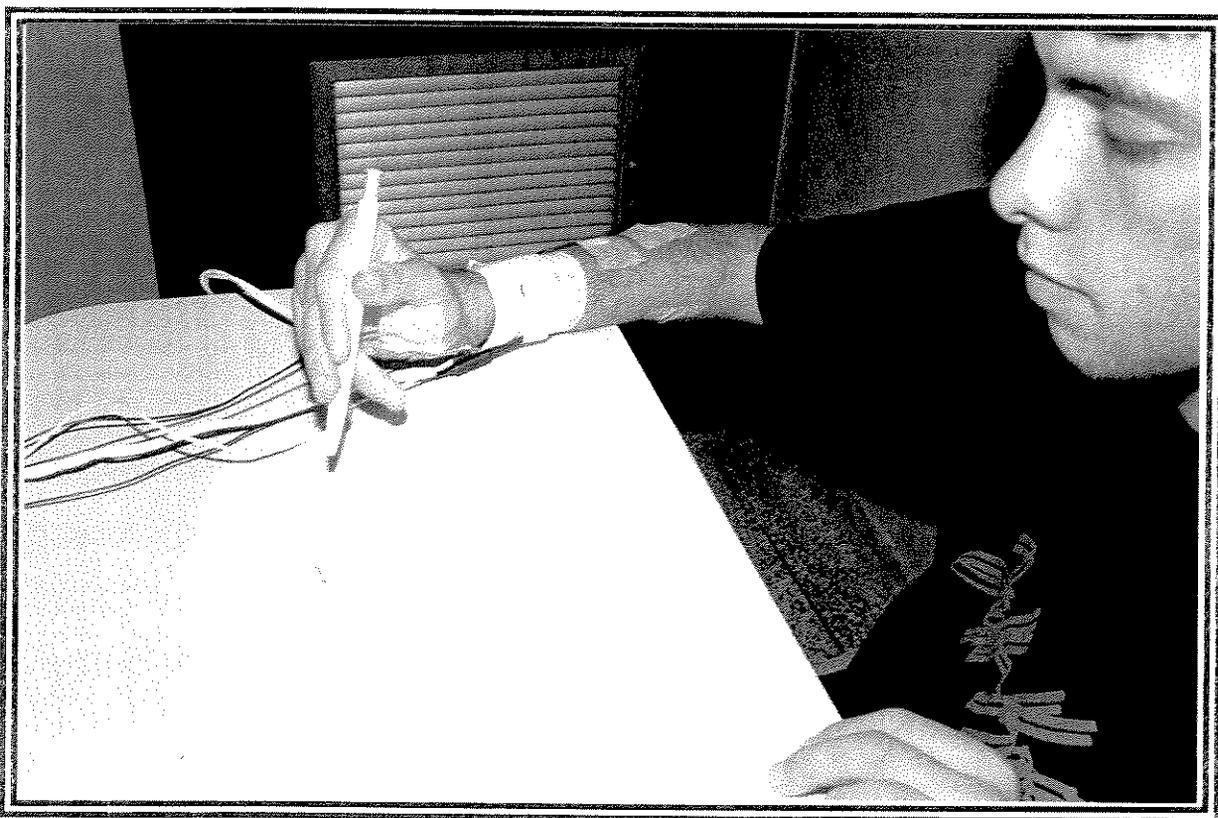


Figura 15 - Segurando uma caneta esferográfica através da preensão paralela em extensão (paciente Nº3).

6.2.1. PREENSÃO PARALELA EM EXTENSÃO

Sequência 1

Fase **A**: os dedos estenderam-se adequadamente e o polegar posicionou-se em abdução e oponência.

Fase **P**: foi eliminada.

Fase **F**: as articulações IF estenderam-se e aduziram-se, as articulações MCF flexionaram-se e o polegar estendido entrou em oponência. Através dela pôde ser realizada a preensão de objetos, como pincel atômico (**Figura 14**), papel e caneta esferográfica (**Figura 15**), o que não se repetiu com o talher.

Fases **Df** e **De**: os tempos e os canais foram zerados, eliminando estas fases.

Fase **AI**: os dedos estenderam-se adequadamente e o polegar posicionou-se em abdução e oponência.

Fase **R**: os canais foram zerados.

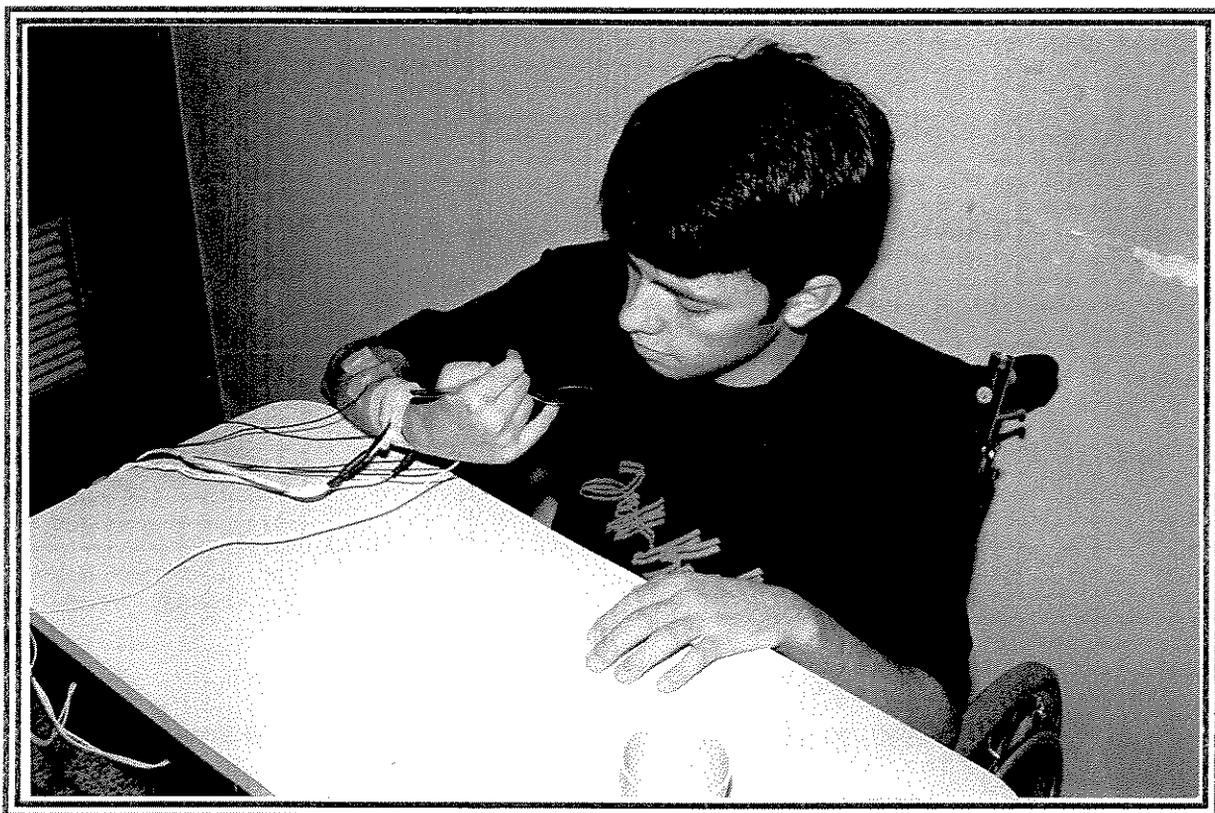


Figura 16 - Segurando um talher através da preensão palmar. Fase de fechamento da mão, nas sequências 2 e 4 (paciente N°3).

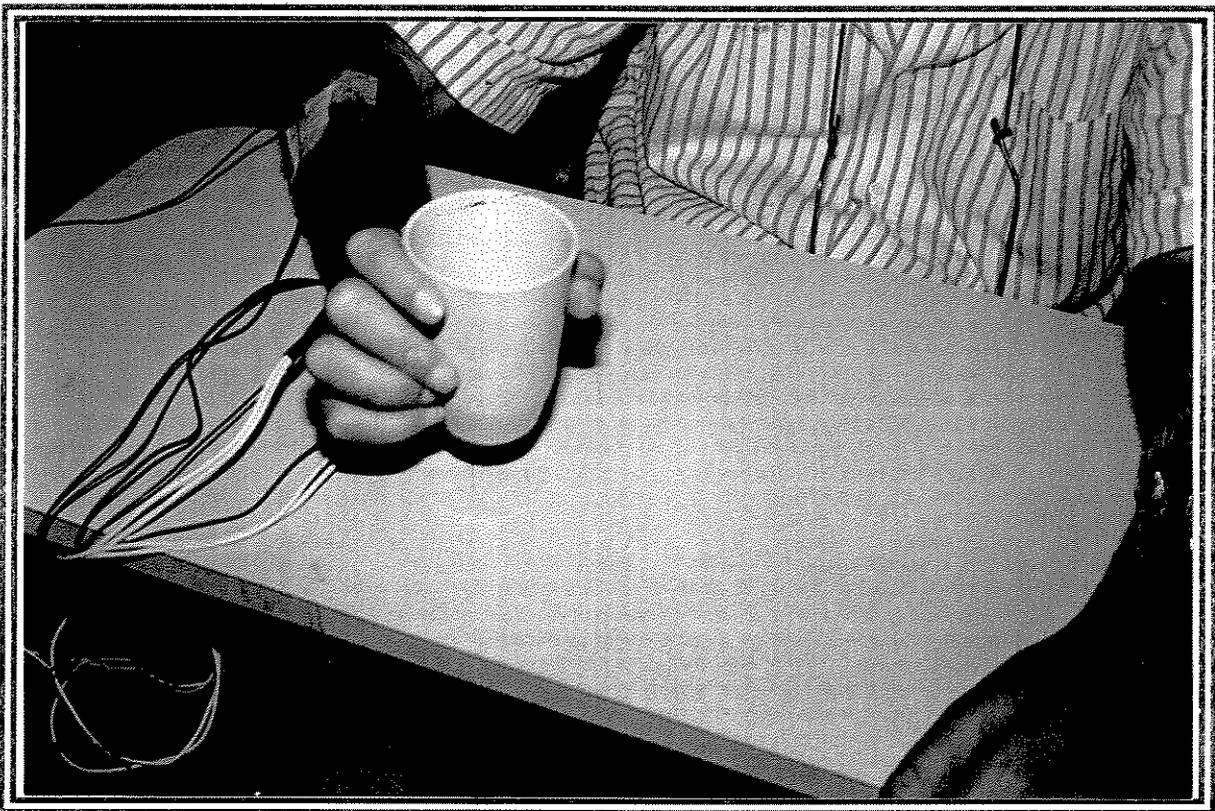


Figura 17 - Segurando um copo através da preensão cilíndrica. Fase de fechamento da mão nas sequências 3, 6 e 7. (paciente N°1).

6.2.2. PREENSÕES CILÍNDRICA E PALMAR

Sequência 2

Fase A: houve extensão das articulações IF (exceto no paciente N°1, com leve deformidade de "Mão em Garra"); o polegar posicionou-se em extensão, paralelamente aos outros dedos.

Fase P: a passagem para esta fase foi de forma brusca. O polegar posicionou-se em abdução e oponência e as articulações IFD dos dedos flexionaram-se levemente.

Fase F: os dedos flexionaram-se adequadamente (todas as falanges); o polegar também se flexionou com leve adução (**Figura 16**).

Fases Df e De: os tempos e os canais foram zerados, eliminando estas fases.

Fase AI: a liberação do objeto foi de maneira brusca.

Fase R: todos os canais foram zerados.

Sequência 3

Fase A: os dedos estenderam-se bem (exceto paciente o N°1, por causa da deformidade); o polegar posicionou-se paralelamente aos outros dedos.

Fase P: a mão posicionou-se de forma adequada, com o punho em extensão ($\pm 30^\circ$), os dedos em leve flexão e o polegar (leve flexão) em abdução e oponência moderada.

Fase F: os dedos flexionaram-se corretamente e o polegar posicionou-se em oponência e leve flexão (**Figura 17**).

Fases Df e De: foram eliminadas, zerando os tempos.

Fase AI: houve extensão dos dedos, e o polegar posicionou-se paralelamente aos outros dedos. Os objetos foram soltos bruscamente.

Fase R: zerados todos os canais.

Sequência 4

Fase **A**: houve extensão e adução dos dedos e polegar, sendo que o polegar também se posicionou em oponência; as articulações MCF flexionaram-se.

Fase **P**: movimentos semelhantes à **sequência 3**.

Fase **F**: movimentos semelhantes à **sequência 2**.

Fases **Df e De**: idem às seqüências anteriores.

Fase **AI**: resposta igual à **sequência 3**.

Fase **R**: idem às seqüências anteriores.

Sequência 5

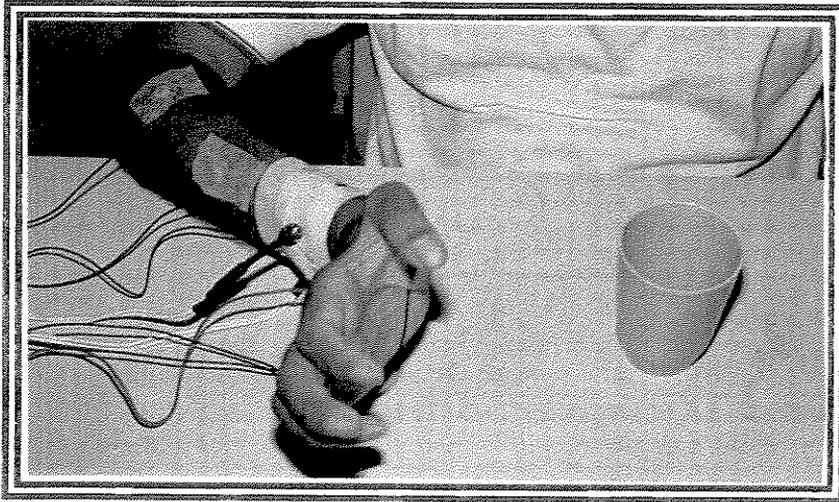
Fase **AI**: os dedos ficaram em leve flexão, porém o polegar estendido ficou em linha paralela aos outros dedos.

Fase **P**: as articulações IFD flexionaram-se moderadamente; o polegar posicionou-se em abdução e oponência..

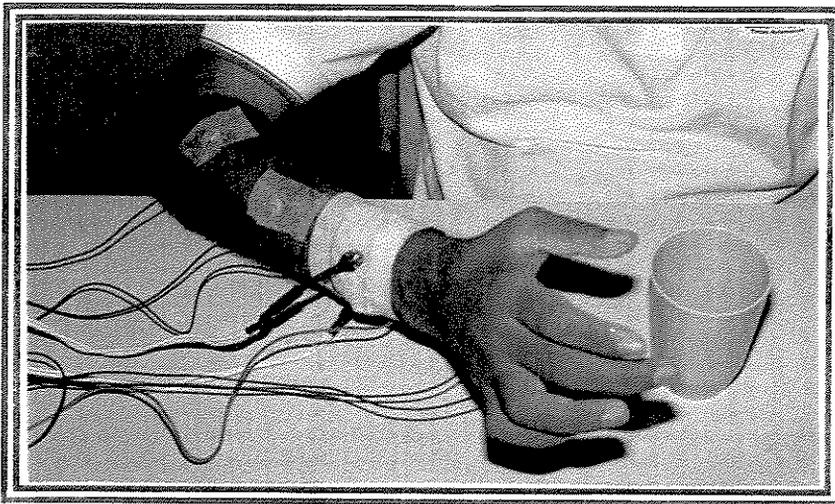
Fase **F**: as articulações IF estenderam-se e as articulações MCF flexionaram-se, os dedos e o polegar aduziram-se.

Fases **Df e Df**: idem às seqüências anteriores.

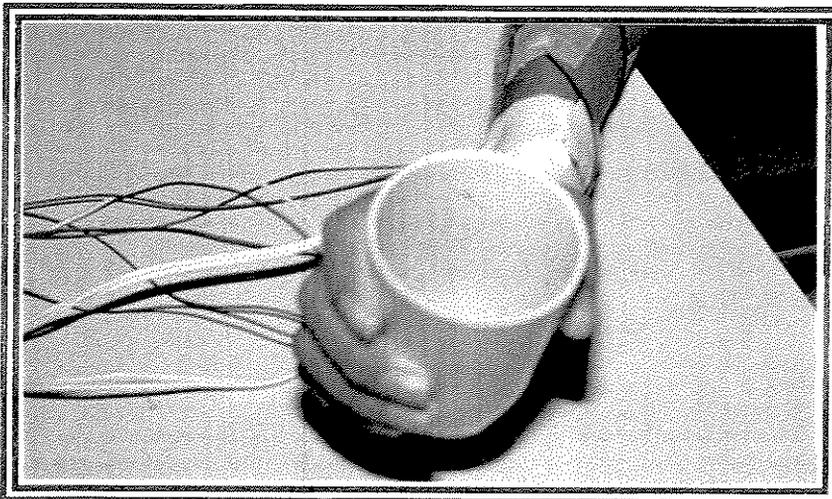
Fase **AI**: idem à **sequência 1**



(a)



(b)



(c)

Figura 18 - Sequência de movimentos na preensão cilíndrica de um objeto cilíndrico. (a) abertura da mão para pegar o objeto, (b) posição de função da mão e (c) fechamento da mão. (paciente N°6).

Sequência 6

Fase **A**: os dedos estenderam-se e o polegar posicionou-se em abdução e oponência (**Figura 18-a**).

Fase **P**: a mão posicionou-se de forma adequada, quando o punho ficou em extensão ($\pm 30^\circ$), os dedos em leve flexão e o polegar (leve flexão) em abdução e oponência moderada (**Figura 18-b**).

Fase **F**: os dedos flexionaram-se, o punho manteve-se em posição adequada (extensão= $\pm 30^\circ$) e o polegar pôde ser melhor controlado através da oponência (**Figura 18-c**).

Fases **Df** e **De**: foram eliminadas; todos os canais e tempos foram zerados.

Fase **Al** : houve extensão dos dedos, e o polegar posicionou-se em abdução e oponência.

Fase **R** : todos os canais foram zerados.

Sequência 7

Fase **A**: O punho e os dedos flexionaram-se levemente; o polegar posicionou-se em abdução e oponência.

Fase **P**: foram zerados os tempos e os canais.

Fase **F**: os dedos flexionaram-se, o punho manteve-se em posição adequada (extensão= $\pm 30^\circ$) e o polegar pôde ser melhor controlado através da oponência.

Fases **Df** e **De**: também foram zerados os tempos e os canais.

Fase **Al**: o polegar posicionou-se em abdução e oponência; os dedos estenderam-se.

Fase **R**: zerados todos os canais.

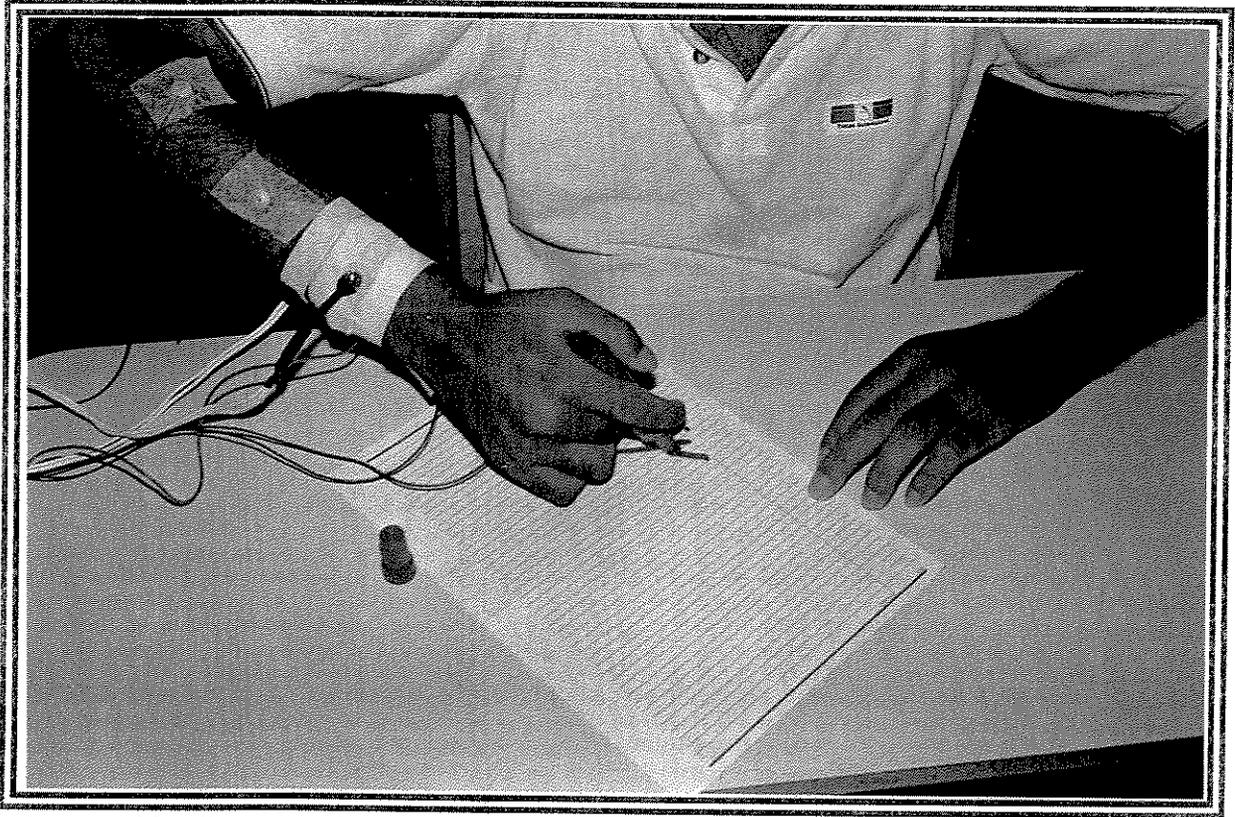


Figura 19 - Segurando uma caneta para realizar a atividade: **ESCREVER**.
(paciente N°6)

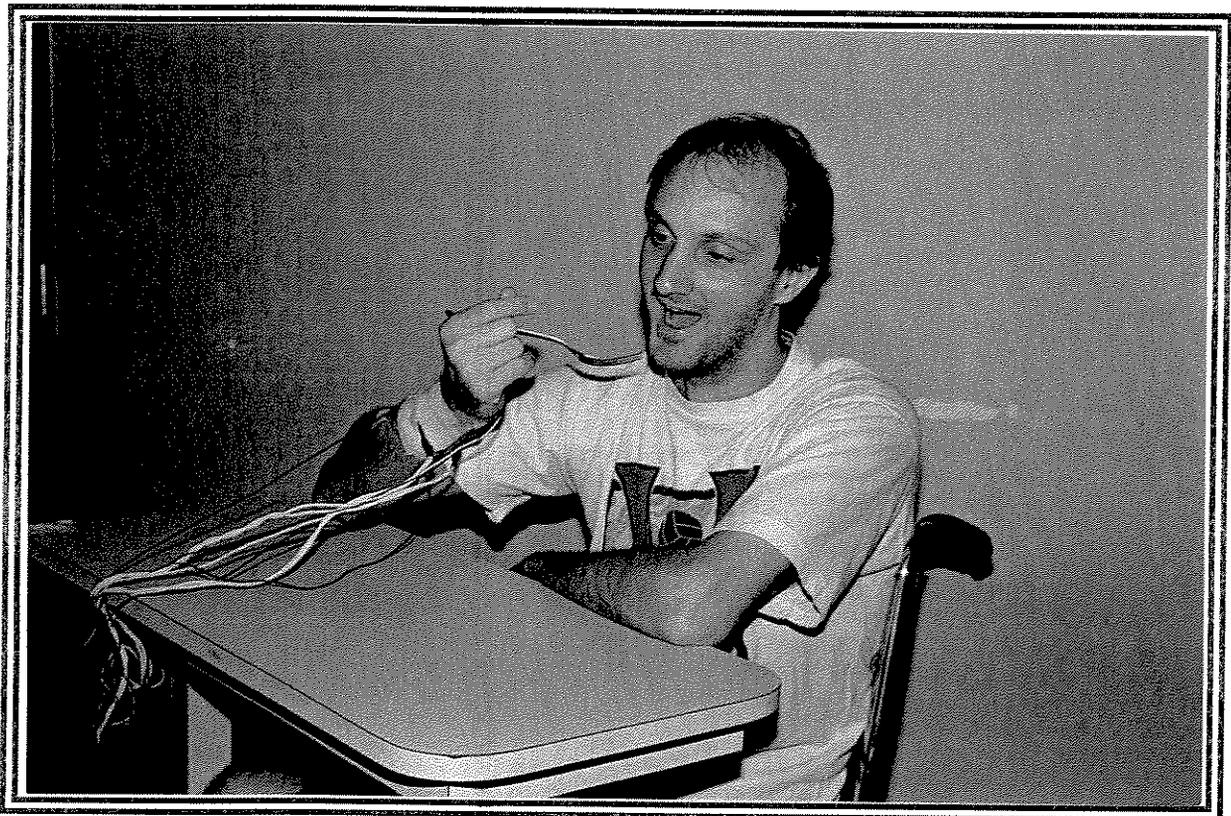


Figura 20 - Segurando um talher para realizar a atividade: **COMER**.
(paciente N°7).

Objetos utilizados nas atividades de escrever (Figura 19), comer (Figura 20) e beber (Figura 21), puderam ser apreendidos e deslocados no espaço adequadamente, com o sistema de estimulação elétrica neuromuscular, sendo que, para segurar objetos cilíndricos longos (copo), bem como objetos menores e finos (caneta e talher), a melhor sequência foi a 6. Já, para pegar objetos como papel e caneta (grossa), foi a sequência 1.

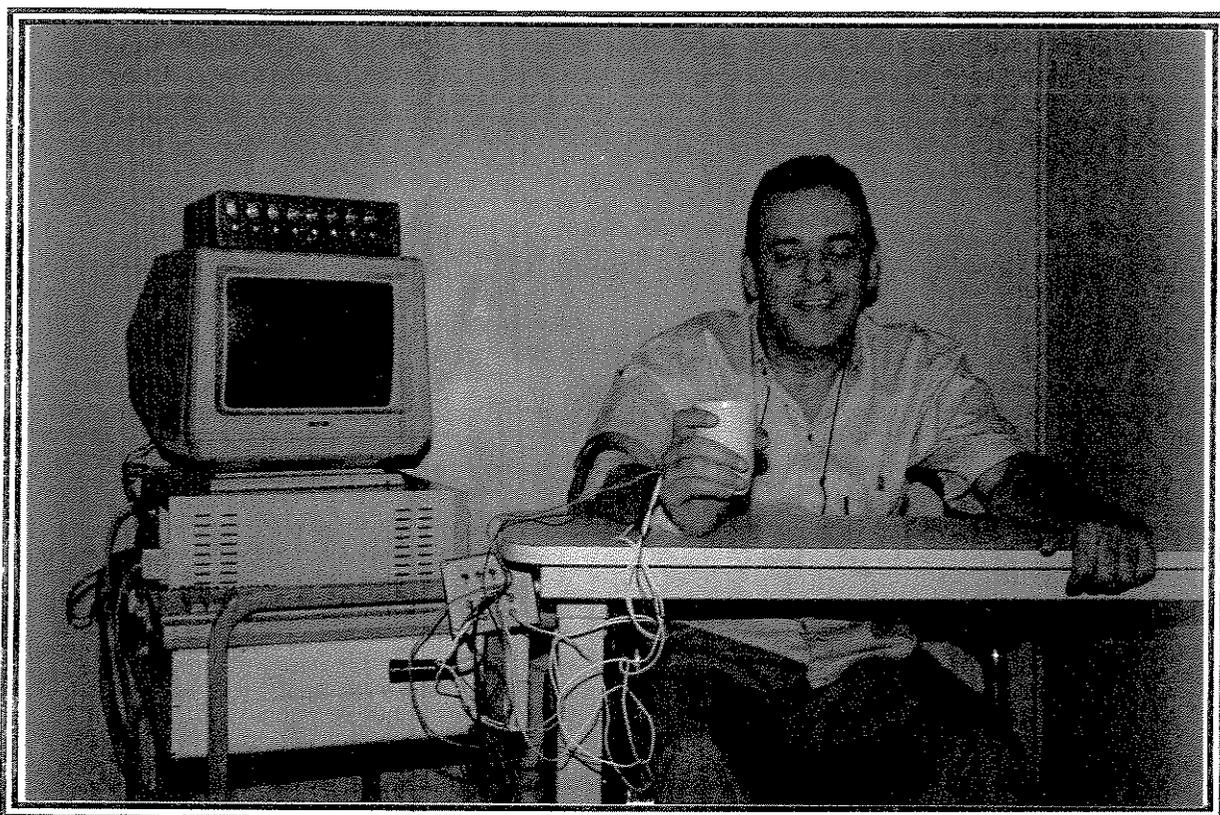


Figura 21 - Segurando um copo para realizar a atividade: **BEBER**
(Paciente Nº1)

6.3. RESULTADOS REFERENTES AOS TEMPOS DE CADA FASE

Os resultados referentes aos tempos de cada fase, durante as atividades de comer, beber e escrever (seqüências 6), segundo cada paciente (Nº 1, Nº2, Nº3, Nº5, Nº6, Nº7 e Nº10), estão demonstrados nas Tabelas 3, 4 e 5.

Tabela 3 - Tempo de cada fase da atividade COMER (seqüência 6)

	Fase A			Fase P			Fase F			Fase AI			Fase R		
Tempo/seg	1	1,5	2	0,5	1	1,5	2	4	6	1	1,5	2	6	9	12
PACIENTE															
Nº 1	I	S	P	I	S	P	I	S	P	I	S	P	S	S	P
Nº 2	I	S	P	I	S	P	I	S	P	I	S	P	S	S	P
Nº 3	I	S	P	I	S	P	I	S	P	I	S	P	S	S	P
Nº 5	I	S	P	I	S	P	I	S	P	I	S	P	S	S	P
Nº 6	I	S	P	I	S	P	I	S	P	I	S	P	S	S	P
Nº 7	I	S	P	I	S	P	I	S	P	I	S	P	S	S	P
Nº 10	I	S	P	I	S	P	I	S	P	I	S	P	S	S	P

I = tempo insuficiente para a realização do movimento;

S = tempo suficiente para a realização do movimento;

P = tempo prolongado para a realização do movimento,

Tabela 4 - Tempo de cada fase da atividade BEBER (sequência 6)

	Fase A			Fase P			Fase F			Fase AI			Fase R		
Tempo/seg	1	1,5	2	0,5	1	1,5	4	6	8	1	1,5	2	6	9	12
PACIENTE															
Nº 1	I	S	P	I	S	P	I	S	P	I	S	P	S	S	P
Nº 2	I	S	P	I	S	P	I	S	P	I	S	P	S	S	P
Nº 3	I	S	P	I	S	P	I	S	P	I	S	P	S	S	P
Nº 5	I	S	P	I	S	P	I	S	P	I	S	P	S	S	P
Nº 6	I	S	P	I	S	P	I	S	P	I	S	P	S	S	P
Nº 7	I	S	P	I	S	P	I	S	P	I	S	P	S	S	P
Nº10	I	S	P	I	S	P	I	S	P	I	S	P	S	S	P

Tabela 5 - Tempo de cada fase da atividade ESCREVER (sequência 6)

	Fase A			Fase P			Fase F			Fase AI			Fase R		
Tempo/seg	1	1,5	2	0,5	1	1,5	4	6	8	1	1,5	2	6	9	12
PACIENTE															
Nº 1	I	S	P	I	S	P	I	S	P	I	S	P	S	S	P
Nº 2	I	S	P	I	S	P	I	S	P	I	S	P	S	S	P
Nº 3	I	S	P	I	S	P	I	S	P	I	S	P	S	S	P
Nº 5	I	S	P	I	S	P	I	S	P	I	S	P	S	S	P
Nº 6	I	S	P	I	S	P	I	S	P	I	S	P	S	S	P
Nº 7	I	S	P	I	S	P	I	S	P	I	S	P	S	S	P
Nº10	I	S	P	I	S	P	I	S	P	I	S	P	S	S	P

I = tempo insuficiente para a realização do movimento;

S = tempo suficiente para a realização do movimento;

P = tempo prolongado para a realização do movimento,

A **Tabela 6** mostra os resultados dos tempos de cada fase durante a atividade de escrever, utilizando a sequência 1, nos pacientes N°1, N°2, N°3, N°5, N°6, N°7 e N°10.

Tabela 6 - Tempo das fases para a atividade **ESCREVER** (sequência 1)

Tempo/seg	Fase A			Fase P			Fase F			Fase AI			Fase R		
	1	1,5	2				4	6	8	1	1,5	2	6	9	12
PACIENTE															
N° 1	I	S	P				I	S	P	I	S	P	S	S	P
N° 2	I	S	P				I	S	P	I	S	P	S	S	P
N° 3	I	S	P				I	S	P	I	S	P	S	S	P
N° 4	I	S	P				I	S	P	I	S	P	S	S	P
N° 5	I	S	P				I	S	P	I	S	P	S	S	P
N° 6	I	S	P				I	S	P	I	S	P	S	S	P
N° 7	I	S	P				I	S	P	I	S	P	S	S	P
N°10	I	S	P				I	S	P	I	S	P	S	S	P

I = tempo insuficiente para a realização do movimento;

S = tempo suficiente para a realização do movimento;

P = tempo prolongado para a realização do movimento,

As Tabelas 7 e 8 mostram as respostas, em cada fase, nas atividades de escrever e comer, referentes ao paciente N° 4, utilizando a sequência 4.

Tabela 7 - Tempo de cada fase da atividade **ESCREVER** (sequência 4)

	Fase A			Fase P			Fase F			Fase AI			Fase R		
Tempo/seg	1	1,5	2	0,5	1	1.5	4	6	8	1	1,5	2	6	9	12
PACIENTE															
N° 4	I	S	P	I	S	P	I	S	P	I	S	P	S	S	P

Tabela 8 - Tempo de cada fase da atividade **COMER** (sequência 4)

	Fase A			Fase P			Fase F			Fase AI			Fase R		
Tempo/seg	1	1,5	2	0,5	1	1.5	2	4	6	1	1,5	2	6	9	12
PACIENTE															
N° 4	I	S	P	I	S	P	I	S	P	I	S	P	S	S	P

I = tempo insuficiente para a realização do movimento;

S = tempo suficiente para a realização do movimento;

P = tempo prolongado para a realização do movimento,

A Figura 22 mostra os melhores tempos em cada fase, relacionados à sequência 6, durante as atividades de comer, beber e escrever, nos pacientes N°1, N°2, N°3, N°5, N°6, N°7 e N°10.

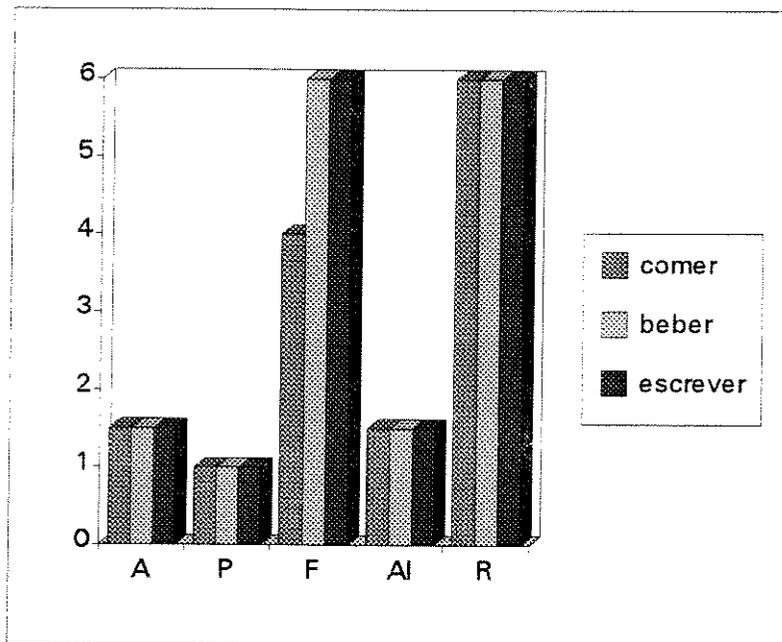


Figura 24. Gráfico referente aos melhores tempos (em segundos) para cada atividade. A=abertura da mão, para aceitar o objeto; P=posição de função da mão; F=fechamento da mão; AI=abertura da mão para liberar o objeto; R=relaxamento do membro superior

Capítulo 7

DISCUSSÃO

Sistemas multicanais, computadorizados, de estimulação elétrica neuromuscular, utilizados na restauração de funções dos membros superiores paralisados, têm apresentado grande evolução, especialmente, na década de 80 (NATHAN,1984; THROPE,1985; SMITH,1987; HANDA,1987; PECKHAM,1988; KEITH,1988; BUCKET,1988; HOSHIMIYA,1989; KILGORE,1989; NATHAN,1990; e CRAGO,1991). Entretanto, o sistema por nós desenvolvido difere dos utilizados nos estudos acima citados, principalmente nas características do software, isto é, na forma de elaboração das sequências, bem como, no modo de ativação das mesmas.

O sistema desenvolvido por THROPE (1985) foi utilizado por PECKHAM e KEITH (ambos em 1988), através de um estimulador implantável elaborado por SMITH (1987), já KILGORE (1989), utilizou o mesmo sistema porém, através de um módulo eletrônico portátil elaborado por BUCKETT (1988). Neste sistema, de um a nove canais puderam ser ativados em uma sequência fixa, dentro de um grupo (o recrutamento das fibras foi definido pela modulação da duração, em cada canal), sendo que a organização destes grupos permitiu uma estimulação sequencial (definida pela modulação do intervalo entre os pulsos).

HANDA (1987) e HOSHIMIYA (1989) fizeram uma aproximação trapezoidal da atividade muscular, para cada músculo. O limiar da tensão e a tensão máxima para cada um foram os dados de entrada e, então, a estimulação foi gerada automaticamente. No entanto, este sistema já foi questionado por KILGORE (1989), pois o recrutamento das fibras de um músculo normal não é idêntico ao de um paralisado.

No sistema por nós utilizado, as fases, que correspondem a um determinado movimento, foram ativadas sequencialmente, sendo que, até oito (8) canais puderam ser ativados dentro de uma das fases, as quais possuíam tempo, duração de pulso e frequência idênticos. A força de cada

músculo pôde ser graduada pela determinação da amplitude do pulso de cada canal, através de um potenciômetro localizado externamente, no estimulador. Portanto, tivemos maior atenção quanto à elaboração de seqüências de movimento, uma vez que os estudos por nós pesquisados não forneciam estes dados.

Nosso estudo baseou-se na *Preensão Cilíndrica, Palmar* (LEHMEKUHL,1987) e *Paralela em Extensão* (KAMAKURA,1980), mesmo estando a maioria dos trabalhos direcionados à Preensão Palmar, Lateral (KEITH,1988; PECKHAM,1988) e Cilíndrica (HANDA,1987). Tanto na Preensão Cilíndrica como na Palmar, os músculos utilizados foram os mesmos. O que diferenciou foram os ângulos articulares, que na Preensão Cilíndrica foram bem maiores. A amplitude do pulso e o tamanho do objeto a ser segurado é que proporcionaram a seleção entre estas duas preensões (exemplo: para a cilíndrica, a amplitude era menor e o objeto maior), por isso, foram denominadas diferentemente.

A Preensão Lateral foi por nós considerada inviável, pois o polegar flexionava, ao estimular o músculo Flexor Profundo dos Dedos, e isto ocorreu, provavelmente, por ser utilizado um eletrodo de superfície. Entretanto, conseguimos, através dos três tipos de preensões selecionados por nós, que a maioria dos pacientes (70%) segurasse e deslocasse objetos necessários para a realização das atividades, como comer, beber e escrever.

LEHMKUHL (1987) cita alguns estudos onde o punho, quando em posição funcional para uso, deveria estar entre 0-10 graus de extensão e, quando imobilizado, deveria encontrar-se em 20 graus de extensão. Já HANDA (1987) cita que 30 graus de extensão do punho estabilizariam o mesmo, promovendo uma posição funcional desta articulação para a preensão. Em nosso estudo, a extensão de punho permaneceu em torno de 30 graus (inclusive no paciente N°2, com utilização da órtese), e

percebemos uma boa estabilização da articulação deste, tanto na Posição de Função da Mão como na preensão.

Quanto à quantidade e quais músculos seriam selecionados, baseamo-nos na cinesiologia dos membros superiores (Capítulo 2) e estudo eletromiográfico de HANDA (1987), uma vez que os estudos anteriores não apresentavam igualdade, na seleção dos mesmos. Procuramos, então, selecionar os músculos motores principais de cada movimento (8 músculos). Isto porque, por utilizarmos um sistema com eletrodos de superfície, teríamos dificuldade no posicionamento de eletrodos, caso selecionássemos grande número de músculos, como nos trabalhos de NATHAN (1990) e HANDA (1987), o que "encheria" o membro superior, interferindo na seletividade muscular. Além do que alguns músculos, por eles estimulados, são profundos, sendo, por isso, impossibilitados de serem ativados via eletrodo de superfície, sem recrutar outros músculos superficiais ou próximos a eles.

Dos oito (8) músculos selecionados por nós, somente cinco (5) foram ativados eletricamente, uma vez que os movimentos do cotovelo e ombro apresentavam atividades voluntárias suficientes para a realização dos movimentos desejados. Já os músculos ERC foram estimulados eletricamente em todos os pacientes, mesmo quando apresentavam atividade motora voluntária suficiente para a realização do movimento, pois, percebemos que, ao eliminar este canal, os pacientes apresentavam dificuldade na coordenação dos movimentos.

Apesar de não termos encontrado, na literatura consultada de sistemas multicanais, a estimulação dos Lumbricais, baseamo-nos no trabalho de BENTON (1981), que demonstrou que a estimulação destes músculos, juntamente com os flexores dos dedos, produzem uma maior força na preensão e, também, através de estudos cinesiológicos (LEHMKUHL, 1987; BASMAJIAN, 1985) que demonstraram a atuação destes

músculos no auxílio da extensão dos dedos. Em nossos experimentos, utilizando EEN, evidenciamos que, nestas duas situações, estes músculos não apresentaram a resposta esperada, pois, a flexão das articulações MCF com a extensão das articulações IF, oponência do polegar e adução dos dedos, dificultaram uma abertura e um fechamento da mão adequados, nas preensões cilíndrica e palmar. Provavelmente, este fato ocorreu porque o único local de ativação destes músculos, sem prejudicar o formato da mão (utilizando eletrodos de superfície), foi através do nervo Ulnar (na borda ulnar da linha articular do punho). Desta maneira, outros músculos, também inervados por este (como o músculo Adutor Curto do Polegar), foram estimulados concomitantemente, alterando a meta do movimento.

Somente para o paciente N°4, a única maneira de estender as articulações IF, na abertura da mão (no membro superior direito), foi estimulando os músculos Lumbricais.

Entretanto, na maioria dos pacientes, os músculos Lumbricais, foram úteis na Preensão Paralela em Extensão, para pegar objetos como papel ou caneta grossa (como pincel atômico), pois proporcionaram ângulos articulares adequados para este tipo de preensão.

Todos pacientes, exceto o N°6, já realizavam algumas atividades necessárias à vida diária, através de adaptações e/ou movimentos compensatórios de punho e mão (Capítulo 3), sendo que muitas vezes, utilizavam o outro membro superior para auxiliar as tarefas, o que, provavelmente, provocaria ou acentuaria as deformidades músculo-esqueléticas. Com o sistema de EEN, os músculos foram ativados de maneira sincrônica e correta próximos do fisiológico, evitando, assim, movimentos anormais e permitindo a realização das atividades, utilizando somente um membro superior.

No paciente N°4, por não apresentar resposta voluntária e resposta ao estímulo elétrico, nos músculos ECD, AbCP e OpP do membro superior direito, testamos somente a sequência 4 e obtivemos resposta insatisfatória, com abertura da mão insuficiente para pegar objetos largos, como copo. No entanto, a resposta foi satisfatória pegar objetos finos e planos, como papel e caneta. Já, no membro superior esquerdo, a resposta foi, também, insatisfatória, em todas as sequências propostas, apesar de apresentar atividades musculares melhores que no membro superior direito, que fora submetido à cirurgia de transferência de tendão, não apresentando uma abertura e fechamento da mão adequados.

O paciente N°8 não apresentou resposta adequada em nenhuma fase ou sequência. Os músculos ECD e Lu apresentaram resposta ao estímulo elétrico, grau 1, não vencendo a resistência provocada pela deformidade da mão (Mão em Garra). Os músculos AbCP e OpP, apesar de apresentarem resposta ao estímulo elétrico, grau 2, também não venciam o movimento de flexão das articulações IF do polegar. Além disso, o paciente apresentou hipersensibilidade dolorosa ao estímulo, ao aumentar a amplitude do pulso. Mesmo assim, a tentativa de utilizar os Lumbricais para abertura não foi suficiente, porque estes apresentavam resposta ao estímulo elétrico, grau 1, e, ao aumentar a amplitude da corrente, o paciente referiu hipersensibilidade dolorosa. No entanto, quando a extensão dos dedos foi auxiliada passivamente, houve melhora na resposta da mesma e na abdução e oponência do polegar, quando utilizado, a EEN.

Verificamos, então, que a utilização da EEN não foi adequada, pois a estimulação, por si só, não apresentou resultados funcionais. Porém, se colocássemos uma órtese com molas para a extensão dos dedos, provavelmente os resultados seriam mais promissores, pois, os músculos ECD, AbCP e OpP responderam adequadamente quando aquela extensão dos dedos era levemente auxiliada pelo terapeuta.

O paciente N°9, tanto no membro superior direito como no membro superior esquerdo, não apresentou nenhuma resposta elétrica e voluntária nos músculos FPD, AbCP, OpP e Lu, mas, no ECD, apresentou atividade voluntária, com força suficiente para a abertura da mão. Sendo assim, a utilização deste sistema não foi necessário.

Como vimos, em 70% dos pacientes, os resultados foram semelhantes em todas as seqüências de movimentos testadas. As seqüências ideais foram definidas através da melhor combinação da atividade muscular, em cada fase. Na fase de ABERTURA DA MÃO para aceitar o objeto (A), quando estimulado somente o músculo ECD, foi difícil posicioná-la frente ao objeto (**Seqüências 2 e 3**), procurou-se, então, estimular o músculo AbCP, obtendo-se, assim, um melhor posicionamento do polegar e da mão (**Seqüências 1 e 6**), proporcionando uma melhor noção de como pegar o objeto. Ao acrescentar os músculos ERC (**Seqüência 7**) o posicionamento da mão tornou-se mais adequado, porém foi necessário aumentar o tempo desta fase, surgindo o problema da fadiga. Além disso, os pacientes referiram dificuldade na coordenação dos movimentos, e a tentativa de melhorar a extensão dos dedos, com a ajuda dos músculos Lumbricais, foi negativa, pois os dedos e o polegar aduziram, as falanges médias e distais ficaram em extensão total e as articulações MCF em flexão (**Seqüência 4**), proporcionando um abertura insuficiente para pegar objetos largos. Quando estimulados somente o músculos ECD e ERC, as articulações MCF flexionaram moderadamente e o polegar manteve-se em linha paralela aos outros dedos (**Seqüência 5**), dificultando um posicionamento adequado da mão frente ao objeto.

Na fase de POSIÇÃO DE FUNÇÃO DA MÃO (P), quando estimulados somente o ERC e o AbCP, as falanges distais dos dedos e do polegar flexionaram moderadamente (**Seqüências 2 e 5**), não se obtendo um bom controle sobre as primeiras. A fase P foi eliminada, ao se tentar

iniciar a seqüência, já numa posição funcional da mão (**Seqüência 7**), porém os pacientes referiram dificuldade da coordenação dos movimentos. Quando estimulados os músculos Lumbricais (**Seqüência 1**), o punho posicionou-se em leve extensão. Esta fase mostrou-se essencial, ao observarmos que a seqüência dos movimentos era feita de forma suave, principalmente quando utilizados os músculos ERC, juntos com o músculo ECD (**Seqüências 3,4 e 6**). Esta suavidade de movimento também ocorreu quando não havia ativação do músculo ECD, na fase mencionada, porém os músculos ERC eram ativados na fase de abertura, no entanto, as falanges distais não podiam ser controladas (**Seqüência 5**).

Na fase de FECHAMENTO DA MÃO (F), quando estimulado o ERC, junto com o FPD (**Seqüência 2 e 4**), foi obtida uma melhor preensão, devido, a obtenção do comprimento ideal do músculo FPD. O polegar flexionou totalmente e com adução. Acrescentando-se os músculos AbCP e OpP (**Seqüências 3, 6 e 7**) o polegar pôde ser melhor controlado através da graduação da amplitude do pulso. Ao se tentar uma melhor força de preensão, pela atuação dos músculos Lumbricais (**Seqüência 5**), constatamos que a preensão não pôde ser realizada adequadamente, devido à extensão das articulações IF.

Todos os pacientes apresentavam atividade voluntária suficiente para realizar a flexão e extensão do cotovelo, portanto, nas fases de DESLOCAMENTO DO MEMBRO SUPERIOR, com Flexão do cotovelo (**Df**) e DESLOCAMENTO DO MEMBRO SUPERIOR com Extensão do cotovelo (**De**) os tempos foram zerados e, conseqüentemente, anuladas estas fases.

Na fase de ABERTURA DA MÃO para liberar o objeto (**AI**), quando estimulado somente o músculo ECD (**Seqüências 2, 3 e 4**) o objeto foi liberado bruscamente, pois o polegar estendeu e posicionou-se em linha

paralela com os outros dedos. Já com a estimulação do AbCP, a liberação foi mais suave (Sequência 1, 5, 6 e 7).

Já na fase de RELAXAMENTO DO MEMBRO SUPERIOR (R) a estimulação foi eliminada em todos os canais, porém, o tempo, não. Pois se zerado fosse, esta fase seria excluída, o que provocaria uma estimulação cíclica sem relaxamento do membro (exemplo: abertura da mão para liberar o objeto e em seguida, abertura da mão para aceitar o objeto).

Confirmando os trabalhos de LONG (1970), constatamos, em nosso estudo, que os movimentos dinâmicos da mão, como o manuseio e escrita, são realizados pelos músculos intrínsecos (Lumbricais e Interósseos) e que, estes, foram difíceis, ou praticamente impossíveis, de serem estimulados separadamente, com eletrodos de superfície. Além disso, os movimentos finos e coordenados são, primariamente, devidos à complexidade e refinamento do sistemas musculoesquelético e nervoso (GUYTON,1984, UMPHRED,1994) e, independente do tipo de preensão, cada posição constitui um engrama cerebral (KOTTKE,1984). Portanto, estes movimentos são praticamente impossíveis de se alcançar sem a atuação do controle supra-segmentar do movimento, utilizando somente estimulações elétricas, ainda que estas permitam uma aproximação destes referidos movimentos. Fato este, evidenciado em nosso estudo, pois, mesmo tendo estimulado até oito (8) músculos dentro de uma única fase (com total de sete fases) na sequência de movimentos, conseguimos apenas padrões de movimentos estáticos (como o de segurar um objeto sem manuseá-lo).

Na maioria das experiências com EEN em Membros Superiores, utilizaram-se eletrodos implantáveis (KEITH,1988; PECKHAM 1988; HOSHIMIYA,1989; KILGORE,1989), porém, problemas, como a

quebra do eletrodo, rejeição de material e infecções, podem ocorrer, exigindo, assim, cuidados constantes.

Outros, como Nathan (1990), têm desenvolvido sistemas com eletrodos de superfície, sendo que estes são de alta resolução, pois, para conseguir movimentos versáteis de preensão e liberação de objetos, é necessária a ativação seletiva dos músculos.

Os eletrodos utilizados por nós foram os de superfície, isto porque, fazendo parte de um projeto piloto, tínhamos que definir principalmente, quais os músculos a serem estimulados e como, já citado por KILGORE (1989), os parâmetros de estimulação a serem utilizados em sistemas de malha fechada e eletrodos implantáveis, devem ser, primeiramente, definidos em sistemas mais simples. Por outro lado, os eletrodos de superfície apresentam características de simplicidade a testes, a pontos motores e a adaptação ao local, como já citado por ALLIN (1986).

Após a utilização de vários tipos de eletrodos de superfície conseguimos, através dos eletrodos de eletroencefalograma, preencher todos os critérios citados por KILGORE (1989) E NATHAN (1990), para uma estimulação adequada e eficaz do músculo, evidenciando assim, uma importância significativa para a obtenção dos resultados satisfatórios.

CRAGO, em 1980, relatou o fato de que, quando há movimento, o eletrodo de superfície não acompanha o músculo, prejudicando o ganho da força muscular. Já, em nosso estudo, tivemos a grata surpresa de observarmos que, devido ao tamanho do eletrodo e por estar bem aderido à região designada (ponto motor), ao utilizar o eletrodo de eletroencefalograma não houve diferença significativa na realização do movimento, quando o músculo se movia.

THROPE,1985; SMITH,1987; BUCKETT,1988; KEITH,1988; PECKHAM,1988; KILGORE,1989, regularam a força, através da modulação da duração e frequência dos pulsos e HANDA (1987) E HOSHIMIYA (1989),

pela tensão. Estes dados foram pré-fixados no início do programa de estimulação.

Nós, através de um controle externo, pudemos controlar a amplitude da corrente para cada canal. Assim sendo, pudemos alcançar o limiar de excitabilidade e obter resposta adequada para cada músculo, uma vez que, nem todos os músculos apresentam a mesma resposta com uma determinada amplitude. Da mesma forma, pudemos controlar a força muscular, quando a mesma diminuía, porém, tivemos uma pequena dificuldade, no controle da força de contato entre os dedos e o objeto, na preensão de objetos flexíveis (exemplo: copo de plástico), pois a maioria dos movimentos foi realizada em seu ângulo total, dificultando, assim, a graduação da força exercida sobre o objeto, problema este que, acreditamos, ser solucionado, através de uma luva com sensores de pressão para ser utilizada em sistemas de malha fechada.

Sistemas, utilizando comando por voz (NATHAN,1984; 1990), por movimentos do ombro contralateral (PECKHAM,1988; KEITH,1988) e por atividades respiratórias (HANDA,1987; HOSHIMIYA,1989) foram testados para a seleção e ativação dos movimentos.

Em nosso estudo, o fato do tempo de cada fase ser pré-programado no início de cada sessão, não trouxe problemas para a realização das sessões experimentais, porém, quando para uso funcional, mostrou uma certa limitação, principalmente no tempo da fase de FECHAMENTO DA MÃO (F), pois nem sempre uma atividade requer o mesmo tempo de outra, dependendo da necessidade momentânea, bem como da vontade de quem as realizam (exemplo: beber e escrever). Assim sendo, acreditamos ser necessária a integração do sistema de controle por voz (CLIQUE,1992), que permitirá a regulação do tempo ideal para que o paciente possa realizar atividade desejada.

Os tempos satisfatórios, em cada atividade, foram semelhantes em todos os pacientes, por que, o sistema permitiu testar somente tempos múltiplos de 0,5 segundos e, os pacientes por apresentarem atividade do neurônio motor inferior o recrutamento das fibras pôde ser feito através da graduação da amplitude do pulso.

PECKHAM (1988) cita que os músculos paralisados, devido à lesão do neurônio motor superior, não podem ser usados, inicialmente, por controle funcional, por não haver força suficiente e fadiga precoce, e estudos, já anteriormente realizados pelo mesmo autor (1976), estimulando os flexores dos dedos de tetraplégicos (variando de C3 a C7), mostraram que houve aumento na força e fadiga de músculos esqueléticos, após exercícios induzidos por estimulação elétrica crônica. SEEGER (1989) estimulou o Tríceps Braquial e o Bíceps Braquial, em indivíduos que apresentavam desnervação destes músculos, e os resultados não apresentaram nenhum aumento significativo na força dos mesmos.

Confirmamos estas citações, quando percebemos melhora na resposta à estimulação elétrica nos pacientes (nos músculos inervados) que participaram com mais frequência, após algumas sessões. Já os músculos desnervados não apresentaram resposta alguma.

HANDA (1987), KILGORE (1988) E NATHAN (1990) utilizaram órteses para auxiliar os movimentos. Em nosso estudo, somente um paciente necessitou de órtese para posicionar o punho.

KILGORE (1988) E KEITH (1988) realizaram cirurgias de transferências e de fixações de tendões, para estabilização e melhor realização dos movimentos. No nosso trabalho, não foi preciso recorrer a nenhuma destas intervenções cirúrgicas.

Sistemas portáteis já vêm sendo utilizados, em alguns centros de pesquisa (SMITH,1987; BUCKETT,1988), porém o nosso sistema consiste de um microcomputador compatível IBM PC XT/AT, dificultando o uso doméstico.

Sugerimos, assim, a miniaturização do sistema utilizado neste estudo, sendo que os comandos de entrada e de controle das fases do movimento, pelo menos nas fases de abertura para liberação do objeto, sejam gerados pelo próprio paciente, já que o sistema provou ser eficiente, bem como as sequências de movimentos necessárias para a apreensão de um objeto já foram por nós selecionadas.

Capítulo 8

CONCLUSÃO

O sistema de estimulação elétrica neuromuscular multicanal, controlado por microcomputador, desenvolvido nos laboratórios do DEB/UNICAMP, viabilizou: (1) a estimulação de vários músculos, sinergistas e agonistas, em uma única fase, conseguindo, assim, posicionamentos ideais para o punho, dedos e polegar, segmentos estes que são essenciais na coordenação dos movimentos da mão; (2) a graduação da força de cada músculo, através de controle externo da intensidade; (3) e a escolha de tempos apropriados para cada fase.

Este sistema permitiu a decomposição de até sete fases em cada movimento. Estas fases puderam ser adequadas através da determinação de tempos pré-estabelecidos no início de cada programa, proporcionando uma maior precisão no desenvolvimento global do movimento designado.

Através da estimulação de apenas cinco músculos conseguimos obter movimentos de preensão cilíndrica, palmar e paralela em extensão, próximos do fisiológico.

As sequências por nós definidas, bem como os músculos selecionados, proporcionaram a realização dos movimentos pretendidos, e mostraram ser eficazes na realização de atividades, como beber, comer e escrever.

A EEN propiciou aos pacientes uma atitude psicológica positiva, já que a restauração dos movimentos em seus membros superiores paralisados, mesmo que não voluntariamente, pôde lhes proporcionar uma certa independência nas atividades da vida diária.

SUMMARY

In the last two decades, neuromuscular electrical stimulation (NMES) has been considered an important tool in many areas of rehabilitation. For quadriplegics it has been used, mainly, in the restoration of upper limb movements which is a high priority in their rehabilitation. This work presents a microcomputer based neuromuscular stimulation system which was applied to the upper limbs of ten patients with quadriplegia between C4-C7 level (all lesions due to spinal trauma and time of lesion between 1 and 30 years), to obtain functional control of grasp-release and orientation of limb through space.

The stimulation system consisted of a multichannel neuromuscular stimulator controlled by a software developed in "C" language. The electrical stimuli were delivered through bipolar surface electrodes placed on the arm surface, targeting the motor points of the selected muscles. The selection of the muscles was based on electromyographical analyses of normal subjects, kinesiology, muscle strength tests and electrical stimulation. The movement sequences were based on patterns of hand prehension and release (cylindrical grasp, palmar prehension and parallel extension grip). Patterns of stimulation (up to four channels of stimulation) were applied to the muscles to produce synergism of movement of the wrist and fingers by contracting the flexor and extensor muscles of each articulation/segment, aiming at: (i) opening of hand (to accept objects); (ii) position of hand; (iii) closing of hand; (iv) opening of hand (to release objects); and (v) limb relaxation.

As a result, eight patients have demonstrated the ability to hold and release objects that are encountered in daily living, i.e., eating and drinking utensils, and writing instruments.

The work has led to successful clinical tests in restoration of upper limb movement to quadriplegics, thus allowing programming movement sequences required for temporal coordination (timing) of muscular activity during grasping/releasing.

ANEXOS

ANEXO I

(Explicação para o uso do “software”)

EXPLICAÇÃO PARA O USO DO "SOFTWARE"

Para entrar no programa, basta escrever **MMSS** e apertar a tecla ENTER. Após, algum tempo, o micro apresenta um menu principal com as opções:

- D=Dados,
- R=Reporte,
- E=Execute,
- S=eStímulos,
- F=Fim.

D: Dados. Essa opção permite a entrada dos dados com as possibilidades de:

1. Entrada de um novo nome: permite entrar o nome do paciente, as sequências (dígitos 0 e 1 para os oito canais, cada canal correspondendo a um músculo; dígitos 0 indica que o músculo não vai ser estimulado e 1 indica que vai ser estimulado), as sequências de mini-fases (possibilidade de temporização dentro da fase -- no máximo quatro mudanças de tempo dentro desta fase), o endereço e telefone do paciente, o tempo de lesão, a data da última apresentação e a observação dos médicos.

2. Retirada de um nome: Permite apagar da lista o nome de algum paciente. Basta entrar o nome a ser apagado.

3. Lista dos nomes dentro do arquivo: Mostra os nomes que estão no arquivo com suas coordenadas.

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 no arquivo: Grava os nomes dos arquivos

6. Restaurar o arquivo: Atualiza todo o arquivo. Essa opção é necessária antes do uso das outras opções.

7. F para finalizar: Sai desta opção e volta ao menu principal

R: Reporte. É uma opção que permite conferir a sequência a ser usada para a estimulação.

E: Execute. Para mostrar o desenho do paciente na tela via processamento on-line indicando que músculo ou nervo está sendo estimulado.

S: eStímulos. Isso é para mandar a sequência de estimulação. Entrando a letra **S**, é perguntado se quer mudar o número de estímulos ou não. Se responder S (Sim) então é exigido o número de estímulos (em tempo / 1/2 segundo) para as fases (A, B, C, D, E, F, G). Após definir estes tempos aparece na tela a opção para iniciar a estimulação, que é apertar qualquer tecla.

F: Fim e volta ao sistema operacional (DOS).

ANEXO II
(Ficha de Avaliação)

FICHA DE AVALIAÇÃO

DATA AVAL.: ___/___/___

INICIO FNS: ___/___/___

DADOS PESSOAIS

Nome: _____ HC- _____

D.Nasc: ___/___/___ Sexo: _____ Cor: _____

End: _____

Fone: _____

ANAMNESE

Data do trauma: ___/___/___

Causa do Trauma: _____

Nível da lesão - a) ósseo: _____

b) neurológico: _____ [] Completa [] Incompleta

Cirurgia: _____

Acompanhamento Fisioterápico: [] Não [] Sim: qual a frequência _____

PROBLEMAS ASSOCIADOS

Comprometimento Cardio-Respiratório: [] Não [] Sim qual: _____

Comprometimento Ósteo-Articular no membro superior: [] osteoporose
 [] osteossíntese
 [] fratura
 [] deformidades

Comprometimento Urinário: Infecção [] Não [] Sim
 Controle Esfincteriano [] Não [] Sim

Comprometimento Gastro-Intestinal: Infecção [] Não [] Sim
 Controle Esfincteriano [] Não [] Sim

Úlceras de Decúbito: [] Não [] Sim-
 local: _____

Comprometimento Vascular: [] Nenhuma
 [] Trombose Venosa Profunda
 [] Embolia Periférica
 [] Hipotensão Ortostática
 [] Crise Autonômica Hipertensiva

COMPROMETIMENTO NEUROLÓGICO:

-Uso Medic.-[]Não []Sim_____

-Tonus: MSE_____

MSD-_____

-Padrão Postural: MSE_____

MSD-_____

-Equilíbrio: Sentado [] ótimo [] regular [] ausente

Gatas [] ótimo [] regular [] ausente

Ajoelhado [] ótimo [] regular [] ausente

Em pé [] ótimo [] regular [] ausente

OBSERVAÇÕES:

**TESTE DE ATIVIDADE MOTORA
VOLUNTÁRIA (V) E AO ESTÍMULO ELÉTRICO (EE)**

MSE		MÚSCULOS	MSD	
V	EE		V	EE
		Deltóide - c5, c6		
		Bíceps Braquial - C5, C6		
		Braquial Anterior - C5, C6		
		Braquio Radial - c5, c6		
		Extensor Radial Carpo - c5, c6, c7,c8		
		Tríceps Braquial - c6, c7, c8		
		Extensor Comum Dedos - c6, c7, c8		
		Cubital Posterior - C6, C7, C8		
		Abdutor Longo Polegar - C6, C7, C8		
		Extensor Curto Polegar - C6, C7, C8		
		Extensor Longo Polegar - C6, C7, C8		
		Extensor Indicador - c6, c7, c8		
		Anconeo - C7, C8		
		Flexor Longo Polegar - C6, C7, C8, T1		
		Flexor Curto Polegar - C6, C7, C8, T1		
		Oponente Polegar - c6, c7, c8, T1		
		Abdutor Curto Polegar - c6, c7, c8, T1		
		Lumbricais - c7, c8, T1		
		Flexor Profundo Dedos - c7, c8, T1		
		Cubital Anterior - C7, C8, T1		
		Interósseos - C8, T1		
		Adutor do Polegar - C8, T1		
		Flexor Curto Polegar - C8, T1		

GRADUAÇÃO

V = graduação entre 0 a 5 (segundo Kendall, 1980)

EE = graduação entre 0 a 2 (segundo Kilgore, 1989)

Obs: os músculos em negrito foram os selecionados em nosso estudo.

TESTE DE SENSIBILIDADE E REFLEXOS TENDINOSOS

SENSIBILIDADE	MSD	MSE
TÁTIL		
DOLOROSA		

Gradação:

N=normal; Al=alterado; An=anestesia

REFLEXOS TENDINOSOS	MSD	MSE
BICIPTAL		
ESTILORRADIAL		
TRICIPTAL		

Gradação:

N=normal; Al=alterado; Ab=abolido

ATIVIDADES FUNCIONAIS

MSE				MSD		
Usa Adaptações	Ass	A	Atividade	A	Ass	Usa Adaptações
			Higiene Corporal			
			Higiene Oral			
			Alimentação			
			Locom Cad. Rodas			
			Locom. Muletas			
			Transf. Cama			
			Transf. Cadeira			
			Rolar			
			Sentar			
			Evacuar			
			Urinar			
			Preensão Cilíndrica			
			Preensão Paral Ext.			
			Escrever Manual			
			Escrever Máquina			

A = realiza a atividade sem auxílio de outra pessoa

Ass = realiza a atividade com auxílio de outra pessoa

ANEXO III

(Tabela da Avaliação Motora e Modo de Ativação dos Músculos)

Tabela 1 - Resposta dos testes de atividade motora Voluntária (V) e ao Estimulo Elétrico (EE) e, modo de ativação dos músculos selcionados, no programa de EEN.

PACIENTE	N° 1		N° 2		N° 3		N° 4 MSD ¹		N°4 MSE ²		N° 5		N° 6		N° 7		N° 8		N° 9		N° 10	
	V	EE	V	EE	V	EE	V	EE	V	EE	V	EE	V	EE	V	EE	V	EE	V	EE	V	EE
Extensor Comum dos Dedos	0	<u>2</u>	2	<u>1</u>	0	<u>2</u>	0	0	0	<u>1</u>	0	<u>1</u>	0	<u>2</u>	2	<u>2</u>	1	<u>1</u>	<u>3</u>	2	2	<u>2</u>
Extensores Radiais d Carpo	3	<u>2</u>	2	<u>1</u>	3	<u>2</u>	4	<u>2</u>	4	<u>2</u>	3	<u>2</u>	3	<u>2</u>	4	<u>2</u>	4	<u>2</u>	<u>4</u>	2	3	<u>2</u>
Lumbricais	0	<u>2</u>	0	<u>2</u>	0	<u>2</u>	0	<u>1</u>	0	<u>1</u>	0	<u>1</u>	0	<u>2</u>	0	<u>2</u>	0	<u>1</u>	0	0	1	<u>2</u>
Flexor Profundo dos Dedos	0	<u>2</u>	2	<u>2</u>	0	<u>2</u>	4	<u>2</u>	0	<u>2</u>	0	<u>1</u>	0	<u>2</u>	0	<u>2</u>	3	<u>2</u>	0	0	2	<u>2</u>
Abdutor Curto e Oponente Polegar	0	<u>2</u>	0	<u>2</u>	0	<u>2</u>	0	<u>1</u>	0	<u>1</u>	0	<u>1</u>	0	<u>2</u>	1	<u>2</u>	0	<u>2</u>	0	0	1	<u>2</u>
Braquiorradial	<u>3</u>	2	<u>3</u>	1	<u>3</u>	2	<u>4</u>	2	<u>4</u>	2	<u>3</u>	2	<u>3</u>	2	<u>4</u>	2	<u>4</u>	2	<u>4</u>	2	<u>4</u>	2
Tríceps Braquial	0	0	0	0	0	0	<u>3</u>	1	<u>3</u>	1	0	1	0	0	<u>3</u>	2	<u>3</u>	1	<u>4</u>	2	<u>3</u>	2
Deltóide	<u>4</u>	2	<u>3</u>	1	<u>3</u>	2	<u>4</u>	2	<u>4</u>	2	<u>4</u>	2	<u>3</u>	2	<u>4</u>	2	<u>4</u>	2	<u>4</u>	2	<u>4</u>	2

V = resposta entre 0 a 5 (graduação segundo Kendall, 1980)

EE = resposta entre 0 a 2 (graduação segundo Kilgore, 1989)

O modo de ativação escolhido para cada paciente está sublinhado e em **negrito**.

¹ Membro superior direito

² Membro superior esquerdo

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ALLIN J.; INBAR G.F. - FNS parameter selection and upper limb characterization. **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, **33 (9)**: 809-817, 1986.
2. ASTRAND, PER-OLOF & RODAHL, K. - **Tratado de Fisiologia do Exercício**. 2ª ed., RJ, Interamericana, 1980.
3. BASMAJIAN, J.V. - **Terapêutica por Exercícios**. 3ª ed., SP, Manole, 1980
4. BASMAJIAN, J.V. - **Muscles Alive - their functions Revealed by Electromyography**. 5ª ed, Baltimore, William & Wilkins, 1985.
5. BENTON, L.A; BAKER, L.L; BOWMAN, B.R; WATERS, R.L. - **Functional Electrical Stimulation, A Practical Clinical Guide**. 2ª ed., California, The Professional Staff Association of the Rancho Los Amigos Hospital, 1981.
6. BIERMAN, W. - **Fisioterapia**. RJ, Gertum Carneiro, 1947.
7. BOYES, J.H. - **Bunnell's Surgery of The Hand**. 5ª ed., Filadélfia, J B Lippincott Co., 1970.
8. BOSTRÖM, H.; LARSSON, T. and LJUNGSTEDT, N. - **Rehabilitation After Central Nervous System Trauma**. Stockholm, Nordiska Bokhandelns Förlag, 1974.
9. BRANDSTATER, M.E. & DINSDALE, S.M. - Electrophysiological studies in the assessment of spinal cord lesions. **Arch. Phys. Med. Rehabil**, **57**:70-74, 1976.
10. BUCKETT, J.R; PECKHAM, P.H.; THROPE, G.B.; BRASWELL, S.D. and KEITH, M.W. - A flexible, portable system for neuromuscular stimulation in the paralyzed upper extremity. **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, **35(11)**:897-904, 1988.
11. BUFFORD, W.L & THOMPSON, D.E. - A system for three-dimensional interactive simulation of hand biomechanics. **IEEE Trans. Biom. Eng.**, **34 (6)**:444-453, June 1987.
12. CAILLIET, R. - **Mão : dor e incapacidade**. SP, Manole, 1976.
13. CAMBIER, J.; MASSON, M.; DEHEN, H. - **Manual de Neurologia**. 2ª ed., SP, Masson, 1988.
14. CANELAS, H.M. - **Fisiopatologia do Sistema Nervoso**. SP, Sarvier, 1983.

15. CARLSON, F.D. & WILKIE, D.R. - **Muscle Physiology**. USA, Prentice-Hall, 1974.
16. CASALIS, M.E.P - **Reabilitação - Espasticidade**. SP, Atheneu, 1990.
17. CHAO, E.Y.; OPGRANDE, J.D. and AXMEAR, F.E. - Three-dimensional force analysis of finger joints in selected isometric hand functions. **J. Biomechanics**, 387-396, 1976.
18. CLIQUET Jr, A.; BAXENDALE, R.H. and ANDREWS, B.J - Paraplegic locomotion and its metabolic energy expenditure, In: **Comprehensive Neurologic Rehabilitation - Neuromuscular Stimulation : Basic Concepts and Clinical Implications**. NY, Demos Pub., Inc., 3:139-146, 1989.
19. CLIQUET Jr, A.; MENDELECK, A.; QUESNEL, D.R.F.; SOVI, F.X.; FELIPE Jr, P.; OBERG, T.D.; LEMOS, G.J.P.; GUIMARÃES, E.A. and QUEVEDO, A.A.F. - A neural network controlled neuromuscular electrical stimulation system for tetraplegics. In: **Rehabilitation Engineering Society of North America. Resna Press'92**. Toronto, Canada, (12): 29-31, 1992.
20. CLIQUET, Jr A. - Rehabilitation engineering at the State University of Campinas - **IEEE, Engineering in Medicine Student Newsletter (2)**, 1993.
21. ----- - Man-machine systems for restoring movement to the disable. State of the art presentation in rehabilitation engineering. In: **World Congress Biomedical Engineering**, RJ, (Resumo):855, 1994.
22. CRAGO, P.E; MORTIMOR, J.T. and PECKHAM, P.H - Closed-loop control of force during electrical stimulation of muscle. **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, 27 (6):306-312, 1980.
23. CRAGO, P.E.; NAKAI, R.J. and CHIZECK, H.J. - Feedback regulation of hand grasp opening and contact force during stimulation of paralyzed muscle. **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, 38 (1):17-28, 1991.
24. DORETTO, D. - **Fisiopatologia Clínica do Sistema Nervoso - Fundamentos da Semiologia**. RJ, Atheneu Editora, 1989.
25. FESS, E.E.; GETTLE, K.S.; STRICKLAND, J.W. - **Hand Splinting principles and methods**. London, The C.V. Mosby Company, 1981.

- 26.FUCHS, A.F; ANDERSON, M.E.; BLINDER, M.D.; FETZ, E.E. - Control of Movement. In: **Textbook of Physiology - Excitable Cells and Neurophysiology**. 21ª ed, Philadelphia, W.B.Saunders Company, 1989.
- 27.GRESHAM, G.E.; LABI, M.L.C.; DITTMAR, S.S.; HICKS, J.T.; JOYCE, S.Z. and STEHLIK, M.A.P. - The quadriplegia index of function (qif): sensitivy and reliability demonstrated in a study of thirty quadriplegic patients. **Paraplegia**, **24**: 38-44, 1986.
- 28.GUYTON, A.C.-**Tratado de Fisiologia Médica**. RJ, Interamericana, 1984.
- 29.HANDA, Y.; NAITO, A.; ICHIE, M.; HANDA, T.; MATSUSHITA, N. and HOSHIMIYA, N. - Emg-based stimulation patterns of fes for the paralyzed upper extremities. **Advances External. Control of Human Extremities IX**, pp 329-337, 1987.
- 30.HODGKIN, A.L. - **The Conduction of the Nervous Impulse**. Liverpool, Liverpool University Press, 1971.
- 31.HOPPENFELD, S. - **Neurologia para Ortopedistas**. RJ, Cultura Médica, 1985.
- 32.HOSHIMIYA, N.; NAITO, A.; YAJIMA, M. and HANDA, Y. - A multichannel fes system for the restoration of motor functions in high spinal cord injury patients: a respiration-controlled system for multijoint upper extremity. **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, **36 (7)**:754-760, 1989.
- 33.KAHLE, W.; LEONHARDT, H.; PLATZER, W. - **Anatomie - système nerveux et organes des sens. Tome 3**. 2ºed., Paris, Flammarion Médecine-Sciences, 1982.
- 34.KAMAKURA, N.; MATSUO, M.; ISHII, H.; MITSUBOSHI, F.; MIURA, Y. - Patterns of static prehension in normal hands. **The Amer. Journal Occup.Ther**, **34 (7)**:437-445, july, 1980.
- 35.KAPANDJI, I.A. - **Fisiologia Articular esquemas comentados de mecânica humana**. 4ª ed. vol.1. SP, Manole, 1980.
- 36.KATZ, B. - **Nerve, Mucle, and Synapse**. USA, McGraw-Hill, 1966.
- 37.KENDALL, H.O. - **Músculos: provas e funções**. SP, Manole, 1980.

38. KEITH, W.M.; PECKHAM, P.H.; THROPE, G.B.; BUCKETT, J.R.; STROH, K.C. and MENGER, V. - Functional neuromuscular stimulation neuroprostheses for the tetraplegic hand. **Clin. Orthop.**, **233(8)**:25-33, 1988.
39. KERAVEL, Y & SINDOU, M. - **Vues anatomiques commentés de la moelle**. **Encycl. Méd.Chir. Paris, Neurologie**, 17001 B10, 1984.
40. KILGORE, K.L.; PECKHAM, P.H.; THROPE, G.B.; KEITH, M.W. and GALLAHER-STONE, K.A. - Synthesis of hand grasp using functional neuromuscular stimulation. **IEEE Trans. Biom. Eng.**, **36 (7)**:761-770, July 1989.
41. KOTTKE, F.J; STILLWELL, G.K. and LEHMANN, J.F - **Krusen: tratado de Medicina Física e Reabilitação**. 3ª ed., SP, Manole, 1984.
42. KRALJ, A.R & BAJD, T. - **Functional Electrical Stimulation: Standing and Walking after Spinal Cord Injury**. USA, Library of Congress, 1989.
43. LAMB, D.W. - **The Paralyzed Hand**. Vol. 2. NY, Ed. Churchill Livingstone, 1987.
44. LEHMKUHL, L.D; SMITH, L.K. - **Cinesiologia clínica de Brunnstrom**. SP, Manole, 1987.
45. LONG, C.; CONRAD, P.W.; HALL, E.A. and FURLER, S.L. - Intrinsic-extrinsic muscle control of the hand in power grip and precision handling. **J.Bone Joint Surg.**, **52-A (5)**: 853-867, 1970
46. MACHADO, A.B.M. - **Neuroanatomia Funcional**. RJ, Livraria Atheneu, 1981.
47. MERRIT, H.H. - **Tratado de Neurologia**. RJ, Guanabara Koogan, 1977.
48. NATHAN, L.H. - The development of a computerized upper limb electrical stimulation system. **Orthopedics**, **7 (7)**: 1170-1180, 1984.
49. NATHAN, R.H. & OHRY, A. - Upper limb functions regained in quadriplegia: a hybrid computerized neuromuscular stimulation system. **Arch. Phys.Med Rehabil.**, **71**:415-421, 1990.
50. NETTER, F.H. - **The Ciba Collection of Medical Illustrations**. Vol. 1. **Nervous System**. NY, Colorpress, 1962.

51. NICKEL, V.L.; KARCHAK, A. and ALLEN, J.R. - Electrically powered orthotic systems. *J. Bone and Joint Surg.*, 51-A (2): 343-351, march 1969.
52. NITRINI, R.; BACHESCHI, L.A - *A Neurologia Que Todo Médico Deve Saber*. SP, Santos-Maltese, 1995.
53. O'SULLIVAN, S.B.; CULLEN, K.E.; SCHMTZ, T.J - *Fisioterapia - tratamento, procedimentos e avaliação*. SP, Manole, 1983
54. OBERG, T.D; SOVI, F.X; CLIQUET Jr, A. - Restoring upper limb movement to quadriplegics through microcomputer controlled NMES. *Physics in Medicine Biology*, 39 (suplement)p 880, 1994.
55. PECKHAM, P.H. - Functional electrical stimulation: current status and future prospects of applications to the neuromuscular system en spinal cord injury. *Paraplegia*, (25): 279-288, 1987.
56. PECKHAM, P.H.; KEITH, M.W. and FREEHAFER, A.A. - Restoration of functional control by electrical stimulation in the upper extremity of the quadriplegic patient. *J. Bone Joint Surg.*, (70): 144-148, 1988.
57. RASCH & BURKE - *Cinesiologia e Anatomia Aplicada*. Ed. Guanabara Koogan, 1977.
58. ROY-CAMILLE, R.; HELD, J.P; SAILLANT, G.; DERLON, J.M; PICARD, A. - Les traumatisme médullaires. *Encycl. Méd. Chir. Neurol.*, Paris, 17685 A¹⁰, 1982.
59. SAILLANT, G. & ROY-CAMILLE, R.- Lesions du rachis cervical avec signes neurologiques. *Encycl. Méd. Chir. Appareil Locomoteur*, 15825 A³⁰, 1977.
60. SCOTT, P.M. - *Electroterapia y Actinoterapia*. Barcelona, JIMS, 1972.
61. SEEGER, B.R.; LAW, D.; CRESWELL, J.E.; STERN, L.M. and POTTER, G. - Functional electrical stimulation for upper limb strengthening in traumatic quadriplegia. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 70: 663-667, 1989.
62. SOLOMONOW, M.; BARATTA, R.; SHOJI, H. and D'AMBROSIA, R.D. - The myoelectrical signal of electrically stimulated muscle during recruitment: an inherent feedback parameter for a closed-loop control scheme. *IEEE Trans. Biom. Eng*, 33 (8): 735-745, august, 1986.

- 63.SOVI, F.X.; CARVALHO, M.M. & CLIQUET Jr, A. - Stimulation sequences for restoration of para/tetraplegics. **Physics in Medicine Biology**, **39a**: 867, 1994.
- 64.SMITH, B.; PECKHAM, P.H.; KEITH, M.W. and ROSCOE, D.D - An externally powered, multichannel, implantable stimulator for versatile control of paralyzed muscle. **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, **34 (7)**: 499-508, 1987
- 65.STEFANOV, D. & ABADJIEV, V - Powered wheelchair with two automatically selected velocity ranges. **Physics in Medicine Biology**, **39a**: 875, 1994.
- 66.THROPE, G.B.; PECKHAM, P.H. and CRAGO, P.E. - A computer-controlled multichannel stimulation system for laboratory use in functional neuromuscular stimulation. **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, **32 (6)**: 363-369, June 1985.
- 67.UMPHRED, D.A. - **Fisioterapia Neurológica**. 2ªed., SP, Manole, 1994.
- 68.VOSS, D.E.; IONTA, M.K.; MYERSS, B.J and MEAD, P.S. - **Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva**. SP, Editorial Medica Panamericana, 1987.
- 69.YARKONY, G.M.; ROTH, E.J.; HEINEMANN, A.W. and LOVELL, L. - Rehabilitation outcomes in C6 tetraplegia. **Paraplegia**, **(26)**: 177-185, 1989.
- 70.YASHON, D. - Pathogenesis of spinal cord injury. **Orthop. Clin.of North Amer.**, **9 (2)**:247-261, April, 1978