

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA E DE COMPUTAÇÃO**

**DESENVOLVIMENTO E APLICAÇÃO DE UM SISTEMA  
PARA REABILITAÇÃO SENSORIOMOTORA  
DE MEMBROS SUPERIORES PARALISADOS**

**Autor: Maria Claudia F. de Castro**

**Orientador: Alberto Cliquet Jr.**

**Co-orientador: Jacobus W. Swart**

**Banca Examinadora:**

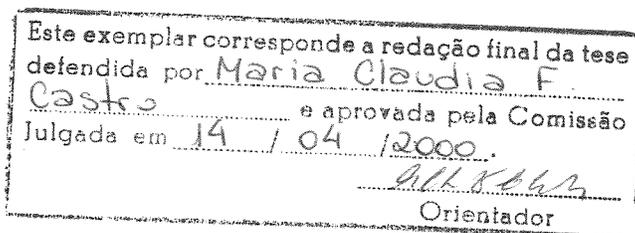
**Dr. Alberto Cliquet Jr. (EESC/USP)**

**Dr. Elcio Landim (FCM/UNICAMP)**

**Dr. William D. Belangero (FCM/UNICAMP)**

**Dr. Fúrio Damiani (FEEC/UNICAMP)**

**Dr. Peter J. Tatsch (FEEC/UNICAMP)**



**Tese submetida à FEEC como parte dos requisitos para a obtenção do título de Doutor em Engenharia Elétrica – área de concentração: Engenharia Biomédica**

200013472

**UNICAMP  
BIBLIOTECA CENTRAL  
Campinas, Abril de 2000 SEÇÃO CIRCULANTE**



UNIDADE	30
N.º CHAMADA:	T/Unicamp
	C279d
V.	Ex.
TOMBO BC/	42254
PROC.	96-278100
	<input type="checkbox"/> C <input checked="" type="checkbox"/> D
PREC.º	R\$ 11,00
DATA	22/09/00
N.º CPD	

CM-00144199-8

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

C279d Castro, Maria Claudia Ferrari de  
Desenvolvimento e aplicação de um sistema para  
reabilitação sensoriomotora de membros superiores  
paralisados / Maria Claudia Ferrari de Castro.--  
Campinas, SP: [s.n.], 2000.

Orientadores: Alberto Cliquet Júnior e Jacobus W.  
Swart.

Tese (doutorado) - Universidade Estadual de  
Campinas, Faculdade de Engenharia Elétrica e de  
Computação.

1. Estimulação neural. 2. Membros superiores. 3.  
Sentidos e sensações. 4. Eletrônica médica. I. Cliquet  
Júnior, Alberto. II. Swart, Jacobus Willibrordus. III.  
Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de  
Engenharia Elétrica e de Computação. IV. Título.

## **“Desafio”**

**No topo da colina, mora um sonho azul.  
Brilhando lá em cima, ele se diverte beliscando estrelas.  
Decidi ir buscá-lo, eu que andava tão inerte.  
Descobri que essa estrada é muito comprida,  
mas, se não colho o meu sonho, desrespeito a vida.  
Disponho apenas de uma embalagem  
com teimosia e coragem em doses maciças.  
Ela suporta ventanias, animais selvagens,  
escarpas pontiagudas, areias movediças,  
com fé, o santo ajuda na subida.  
Associo-me às nuvens contra insolações,  
às emoções dos passarinhos,  
às flores que brotam borboletas no caminho,  
à noite, seus presságios, seus sermões.  
Cumpro exigências, pago pedágio.  
Respeito a vertente.  
Numa lua qualquer,  
eu abraço esse sonho irreversivelmente.**

**Flora Figueiredo**

**À minha avó, Zilda,  
que sempre permanecerá viva  
na minha memória e  
à minha mãe, Maria Thereza,  
pelo exemplo de uma grande Mulher.**

## AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar agradeço ao Prof. Dr. Alberto Cliquet Jr., exemplo de um verdadeiro Mestre, não só pela sua orientação e pela confiança em mim depositada mas, principalmente, pela amizade constante, compreensão e incentivo irrestritos. Pela dedicação total que sempre dispensou a favor do avanço das pesquisas na área de Reabilitação, despertou em mim a vontade e a perseverança necessárias à realização desse trabalho.

Ao Prof. Dr. Reginaldo Palazzo Jr., Coordenador de Pós Graduação da FEEC, pela compreensão e auxílio nas horas incertas.

Ao Depto. de Engenharia Biomédica (FEEC), pela contribuição dada à minha formação; ao Depto. de Ortopedia e Traumatologia (FCM), pela receptividade e pela disponibilidade da estrutura que possibilitou a realização dos procedimentos clínicos e ao Depto. de Semicondutores, Instrumentos e Fotônica (FEEC), pela acolhida e em especial ao Prof. Dr. Jacobus W. Swart, pela compreensão e colaboração que permitiram a conclusão desse trabalho.

Aos voluntários, fonte inspiradora desse trabalho, pelo espírito de colaboração e pela lição de vida transmitida a cada dia.

Aos colegas Dr. Alexandre H. Hermine, Eugênio C. Carrara, Fábio Gatamorta, Henrique L. Carvalho, Marcos A. P. Saramago e Peterson V. Moreira, pela boa vontade, paciência e inestimável colaboração.

Aos amigos Joaquim M. Maia, Percy Nohama e Sonia M. Malmonge, pelo carinho e confiança sempre depositados, pelo constante apoio, colaboração e incentivo incondicional e pela tranquilidade nas horas de pânico.

Aos meus pais Maria Thereza e Mario e ao meu irmão Mario Augusto, amigos de todas as horas, conselheiros nos momentos de decisão, pelo afeto, incentivo e paciência.

Ao meu avô Belmiro, que sempre esteve presente torcendo por mim.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) e à Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) pelo apoio e suporte financeiro.

E finalmente, à todos que pela dedicação, pela amizade, pelo apoio ou pelo simples convívio, ao longo desses anos, a mim se ligaram pelo vínculo da experiência comum.

## Resumo

Esse trabalho discute o uso da estimulação elétrica na reabilitação sensoriomotora de membros superiores paralisados. A restauração da função motora de preensão foi obtida pela aplicação da estimulação elétrica neuromuscular, em sequências de ativação adequadas a realização de atividades do cotidiano como comer, beber, escrever e digitar. A avaliação quantitativa do movimento artificial a partir da monitoração da posição dos dedos e da força exercida durante uma atividade de beber, mediante a utilização de luvas instrumentalizadas, resultou em padrões semelhantes aos padrões normais. Esse sistema também foi utilizado como alça de realimentação para a restauração de uma propriocepção através da aplicação da estimulação eletrotáctil, possibilitando a evocação de sensações tácteis codificadas, relacionadas ao movimento artificial. A integração sensoriomotora se deu pela aplicação simultânea dos sistemas desenvolvidos, possibilitando desde a restauração de padrões funcionais de preensão, até o reconhecimento do padrão de movimento exercido através das sensações evocadas artificialmente.

## Abstract

This work discusses the use of electrical stimulation in upper limb sensorymotor rehabilitation. Neuromuscular electrical stimulation (NMES) was used towards restoring motor hand function by means of muscle activation sequences to perform daily living activities such as drinking, eating, writing and typewriting. Custom made gloves instrumented with force and position transducers were used aiming at quantitative evaluation of the artificially generated movement during a drinking activity. The grasp patterns achieved due to the application of NMES follow the same patterns previously obtained with normal subjects. This system was also used as a sensory feedback supplier for an artificial proprioception system. Encoded tactile sensation relating to artificially generated movements was provided by electrotactile stimulation. The results showed that the sensorymotor integration attained yielded both functional movement restoration and the recognition of artificial grasp force patterns, in order to allow the neuroprosthetic system to become closer to the biologic system.

<b>RESUMO.....</b>	<b>vii</b>
<b>ABSTRACT.....</b>	<b>vii</b>
<b>SUMÁRIO.....</b>	<b>ix</b>
<b>LISTA DE FIGURAS.....</b>	<b>xiii</b>
<b>LISTA DE TABELAS.....</b>	<b>xxi</b>
<b>1 -INTRODUÇÃO .....</b>	<b>1</b>
<b>2 -SISTEMA BIOLÓGICO .....</b>	<b>7</b>
2.1 – Controle Sensoriomotor.....	9
2.1.1 – Tecido Nervoso .....	9
2.1.2 – Organização Funcional .....	11
2.1.2.1 – Medula Espinhal .....	12
2.1.2.2 – Tronco Cerebral, Tálamo, Cerebelo e Gânglios da Base .....	14
2.1.2.3 – Córtex Sensoriomotor .....	15
2.1.3 – Atividade Motora Voluntária .....	17
2.2 – Anatomia e Cinesiologia dos Membros Superiores .....	18
2.2.1 – Ossos.....	19
2.2.2 – Articulações.....	24
2.2.3 - Músculos.....	30
2.2.3.1 - Músculos que Ligam o Membro à Coluna Vertebral .....	31
2.2.3.2 - Músculos que Ligam o Membro às Paredes Torácicas Anterior e Lateral .....	33
2.2.3.3 - Músculos do Ombro .....	34
2.2.3.4 - Músculos do Braço .....	36
2.2.3.5 - Músculos do Antebraço .....	38
2.2.3.6 - Músculos da Mão .....	44
2.2.4 – Fisiologia da Contração Muscular .....	49
2.2.4.1 – Estrutura do Músculo .....	49
2.2.4.2 – Acoplamento Excitação-Contração .....	51
2.2.4.3 – Fatores que Influenciam na Força de Contração .....	53
<b>3 -TETRAPLEGIA E HEMIPLEGIA .....</b>	<b>57</b>
3.1 – Lesão Medular.....	59
3.1.1 - Classificação .....	59
3.1.2 – Quadro Clínico .....	62
3.1.3 – Prognóstico.....	65
3.1.4 – Reabilitação Motora.....	66
3.2 – Acidente Vascular Cerebral .....	71
3.2.1 – Classificação.....	72
3.2.2 – Quadro Clínico .....	73
3.2.3 - Prognóstico .....	74
3.2.4 – Reabilitação Motora.....	75

<b>4 -SISTEMAS ARTIFICIAIS.....</b>	<b>77</b>
4.1 – Estimulação Elétrica Neuromuscular .....	79
4.1.1 - Fluxo de Íons.....	79
4.1.2 - Parâmetros de Estimulação .....	81
4.1.3 - Tipos de Estimuladores e Formas de Onda .....	89
4.1.4 – Benefícios da Estimulação Elétrica .....	92
4.2 – Restauração da Função Motora.....	93
4.2.1 – Sistemas em Malha Aberta.....	93
4.2.2 – Realimentação e Controle Automático .....	102
4.3 – Restauração da Função Sensorial.....	109
4.3.1 – Estimulação Eletrotáctil .....	112
4.3.2 – Sensação Fantasma e Fenômeno Phi Táctil .....	115
4.3.3 – Propriocepção Artificial em Sistemas de Estimulação Elétrica Neuromuscular .....	117
<b>5 -MATERIAL E MÉTODO .....</b>	<b>121</b>
5.1 - Sistemas de Estimulação e Avaliação do Movimento .....	123
5.1.1 - Sistema de Estimulação Neuromuscular .....	123
5.1.2- Sistema de Estimulação Sensorial.....	126
5.1.3 - Luvas Instrumentalizadas .....	129
5.1.4 - Software.....	132
5.1.4.1 - Aquisição de Dados.....	135
5.1.4.2 – Estimulação .....	137
5.1.4.3 – Calibração.....	141
5.1.4.4 – Funções.....	142
5.1.4.5 – Seleção de Arquivos.....	143
5.1.5 - Avaliação .....	144
5.1.5.1 – Estimulador Neuromuscular .....	145
5.1.5.2 – Estimulador Sensorial .....	147
5.2 – Procedimentos das Aplicações Clínicas .....	149
5.2.1 – Anamnese.....	150
5.2.2 - Definição de Seqüências de Estimulação .....	151
5.2.3 - Condicionamento Muscular.....	154
5.2.4 – Movimento Funcional.....	155
5.2.5 – Avaliação do Movimento Obtido Artificialmente.....	155
5.2.6 - Integração Sensoriomotora .....	156
5.2.7 - Voluntários.....	157
<b>6 -RESULTADOS .....</b>	<b>159</b>
6.1 – Condicionamento Muscular.....	161
6.1.1 – Voluntário 1 (V. 1) .....	161
6.1.2 – Voluntário 2 (V. 2) .....	161
6.1.3 – Voluntário 3 (V. 3) .....	162
6.1.4 – Voluntário 4 (V. 4) .....	163
6.1.5 – Voluntário 5 (V. 5) .....	164
6.1.6 – Voluntário 6 (V. 6) .....	165
6.1.7 – Voluntário 7 (V. 7) .....	165
6.1.8 – Voluntário 8 (V. 8) .....	166
6.1.9 – Voluntário 9 (V. 9) .....	167
6.1.10 – Voluntário 10 (V. 10).....	167

---

6.2 – Movimento Funcional.....	167
6.2.1 – Seqüência de movimento .....	168
6.2.2 – Preensão Palmar .....	169
6.2.3 – Preensão Lateral .....	172
6.2.4 – Preensão de Força com Extensão do Dedo Indicador .....	176
6.3 – Avaliação do Movimento Obtido Artificialmente .....	177
6.3.1 – Voluntário 2 .....	178
6.3.2 – Voluntário 4 .....	188
6.3.3 – Voluntário 5 .....	198
6.3.4 – Voluntário 7 .....	199
6.3.5 – Voluntário 9 .....	209
6.3.6 – Voluntário 10.....	219
6.4 – Integração Sensoriomotora .....	229
6.4.1 – Pesquisa de Parâmetros.....	229
6.4.2 – Identificação de Padrões de Força.....	233
6.4.3 – Integração Sensoriomotora .....	237
<b>7 - DISCUSSÃO .....</b>	<b>241</b>
<b>8 - CONCLUSÕES.....</b>	<b>253</b>
<b>9 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>257</b>
<b>10 - APÊNDICE .....</b>	<b>277</b>

---

## Lista de Figuras

### Capítulo 2

Figura 2.1 - Diagrama de blocos do sistema biológico de controle do movimento. ....	12
Figura 2.2 – Diagrama dos segmentos medulares e nervos espinhais .....	13
Figura 2.3 – Secção transversal esquemática da medula espinhal.....	14
Figura 2.4 - Homúnculo sensoriomotor .....	17
Figura 2.5 - Vista geral do esqueleto do membro superior .....	20
Figura 2.6 - Ossos e suas principais regiões.....	22
Figura 2.7 - Ossos da mão e do punho .....	23
Figura 2.8 – Musculatura anterior superficial e profunda do ombro. ....	36
Figura 2.9 - Musculatura posterior superficial e profunda do ombro .....	36
Figura 2.10 – Vista póstero-lateral dos músculos superficiais do ombro e do braço. ....	38
Figura 2.11 – Musculatura superficial e profunda da face anterior (palmar) do antebraço .....	41
Figura 2.12 – Musculatura superficial e profunda da face posterior (dorsal) do antebraço.....	45
Figura 2.13 – Musculatura superficial e profunda da face palmar da mão. ....	48
Figura 2.14 - Organização estrutural do músculo esquelético .....	50
Figura 2.15 - Retículo sarcoplasmático envolvendo as miofibrilas.....	51
Figura 2.16 – Junção neuromuscular. ....	51
Figura 2.17 - Diagrama representativo da seqüência de eventos durante a contração muscular. ...	53
Figura 2.18 – Relação entre força desenvolvida durante a contração e comprimento muscular ...	54
Figure 2.19 – Variação do padrão de força desenvolvido em função da freqüência de ativação ..	55

### Capítulo 3

Figura 3.1 – Dermátomos e pontos de teste para definição do nível sensorial de lesão. ....	61
Figura 3.2 – Tenodese natural dos flexores dos dedos e polegar desenvolvida em indivíduos com lesão ao nível de C6.....	68
Figura 3.3 – Órteses estática de punho .....	69
Figura 3.4 – Órtese estática para ombro.....	69
Figura 3.5 – Órtese funcional para preensão .....	70
Figura 3.6 – Órtese funcional para o cotovelo .....	71
Figura 3.7 – Padrão flexor das extremidades superiores.....	75

---

**Capítulo 4**

Figura 4.1 – Fluxo de corrente entre eletrodos sob a ação de um campo elétrico.....	80
Figura 4.2 – Relação entre amplitude e largura de pulso para a excitação de nervos e músculos.....	81
Figura 4.3 – Relação entre amplitude e largura do pulso necessários para se promover a excitação neural.....	82
Figura 4.4 – Comparação entre o recrutamento obtido através de modulação em largura de pulso e modulação em amplitude.....	83
Figura 4.5 – Efeitos da frequência de estimulação no processo de fadiga muscular.....	84
Figura 4.6 – Efeitos do ciclo de trabalho no processo de fadiga muscular.....	84
Figura 4.7 – Comparação da resposta muscular síncrona e assíncrona.....	86
Figura 4.8 – Variação do limiar de bloqueio em função do diâmetro da fibra nervosa.....	87
Figura 4.9 – Comparação entre os processos de recrutamento com pulsos quadrados de pequena largura e pulsos quase trapezoidais.....	88
Figura 4.10 – Resultado do procedimento de teste da fadiga muscular, comparando os efeitos da estimulação multiplexada e da estimulação síncrona.....	89
Figura 4.11 – Fios e conectores que interligam o sistema de estimulação externo com os eletrodos implantados.....	90
Figura 4.12 – Configurações mais comuns do sinal de estimulação.....	91
Figura 4.13 – Formas de onda para estimuladores em corrente e em tensão.....	91
Figura 4.14 – Interação entre os sistemas biológico e artificial na lesão medular.....	94
Figura 4.15 – Preensão palmar e lateral.....	95
Figura 4.16 – Sistema Handmaster.....	98
Figura 4.17 – Sistema Bionic Glove.....	98
Figura 4.18 – Sequência de preensão lateral.....	99
Figura 4.19 – Sequência de preensão palmar.....	99
Figura 4.20 – Sistema Freehand.....	100
Figura 4.21 – Sistema de sustentação para o braço.....	102
Figura 4.22 – Esquema do sistema de controle biológico.....	103
Figura 4.23 – Interação entre os sistemas biológico e artificial, com controle em malha fechada.....	104
Figura 4.24 – Interação entre os sistemas biológico e artificial, com controle em malha fechada e realimentação sensorial.....	110

---

Figura 4.25 – Formas de onda para Estimulação Eletrotáctil.....	114
Figura 4.26 - Relação entre o intervalo entre estímulos de mesma sensação subjetiva, a posição, tamanho e intensidade da sensação .....	116
Figura 4.27 – Configuração das formas de onda para três canais .....	117

## Capítulo 5

Figura 5.1 – Sistema de Estimulação Neuromuscular. ....	123
Figura 5.2 – Vistas frontal e posterior do Estimulador.....	124
Figura 5.3 – Diagrama de blocos do Estimulador Neuromuscular.....	125
Figura 5.4 – Eletrodos utilizados para estimulação neuromuscular. ....	126
Figura 5.5 – Sistema de Estimulação Sensorial.....	126
Figura 5.6 – Vistas frontal e posterior do Estimulador.....	127
Figura 5.7 – Diagrama de blocos do Estimulador Sensorial.....	128
Figura 5.8 – Carregador de baterias.....	128
Figura 5.9 – Luva Instrumentalizada com sensores de força.....	129
Figura 5.10 – Preensão obtida artificialmente.....	130
Figura 5.11 – Curvas características do comportamento dos sensores.....	130
Figura 5.12 – Esquema do sensor de posição.....	131
Figura 5.13 – Luva Instrumentalizada com sensores de posição.....	131
Figura 5.14 – Curva característica de um sensor para diferentes sujeitos.....	131
Figura 5.15 – Cartões PCMCIA.....	133
Figura 5.16 – Estrutura básica do Rehab.....	134
Figura 5.17 – Tela de Apresentação.....	134
Figura 5.18 – Módulo Aquisição de Dados - configuração padrão.....	135
Figura 5.19 – Ficha de Identificação.....	136
Figura 5.20 – Módulo Gráfico para visualização dos dados adquiridos.....	137
Figura 5.21 – Módulo Estimulação Motora.....	138
Figura 5.22 – Módulo Estimulação Motora – exemplo de configuração.....	138
Figura 5.23 – Módulo Pesquisa de Parâmetros para Estimulação Sensorial.....	140
Figura 5.24 – Módulo Estimulação Sensorial para codificação da Força de Preensão.....	141
Figura 5.25 – Módulo Calibração de Sensores.....	142
Figura 5.26 – Módulo de Conversão de Dados – exemplo de configuração.....	143
Figura 5.27 – Módulo Seleção de Arquivos.....	144

---

Figura 5.28 - Sinal de entrada do estimulador configurado pelo software.....	145
Figura 5.29 - Sinal de saída do estimulador. ....	146
Figura 5.30 – Resultados dos testes de avaliação para os canais de saída 1 a 4.....	146
Figura 5.31 – Resultados dos testes de avaliação para os canais de saída 5 a 8.....	146
Figura 5.32 - Sinal correspondente à frequência portadora.....	147
Figura 5.33 – Forma de onda do sinal modulante (envoltória elíptica) de entrada. ....	147
Figura 5.34 – Sinal modulado na saída do Estimulador. ....	148
Figura 5.35 - Sinal modulado em destaque. ....	148
Figura 5.36 - Efeito do fator de modulação no sinal gerado por software (canais 1 e 2). ....	148
Figura 5.37 – Resultados dos testes de avaliação. ....	149
Figura 5.38 – Ficha de Avaliação – Anamnese (parte A). ....	150
Figura 5.38 – Ficha de Avaliação – Anamnese (parte B). ....	151
Figura 5.39 – Pontos motores dos músculos selecionados para estimulação.....	152
Figura 5.40 – Exercício para condicionamento muscular. ....	155
Figura 5.41 – Objetos selecionados. ....	155

## Capítulo 6

Figura 6.1 – Movimento voluntário de extensão e flexão dos dedos. ....	163
Figura 6.2 – Movimento de preensão palmar. ....	163
Figura 6.3 – Movimentos de punho: extensão e adução. ....	164
Figura 6.4 – Movimento de preensão palmar. ....	165
Figura 6.5 – Mecanismos de adaptação utilizados na realização de atividades do cotidiano. ...	168
Figura 6.6 – Fases do movimento de preensão: abertura da mão, posicionamento e preensão (Voluntário 2).....	168
Figura 6.7 – Seqüência de movimentos: abertura da mão, posicionamento, preensão e manipulação do objeto (Voluntário 5). ....	169
Figura 6.8 - Seqüência de movimentos: abertura e posicionamento da mão, preensão e manipulação do objeto (Voluntário 2). ....	169
Figura 6.9 – Preensão palmar – individualidade da resposta motora. ....	170
Figura 6.10 – Preensão palmar – diferentes configurações.....	171
Figura 6.11 – Preensão de um objeto com 10 N de peso (Voluntário 5). ....	171
Figura 6.12 – Funcionalidade da preensão palmar (Voluntário 2). ....	172
Figura 6.13 – Preensão lateral. ....	173

---

Figura 6.14 – Funcionalidade da preensão lateral. ....	174
Figura 6.15 – Atividade de escrita resultante do movimento voluntário de ombro e cotovelo e a caneta segura com a utilização da preensão lateral. ....	175
Figura 6.16 – Preensão de força com extensão do dedo indicador.....	176
Figura 6.17 – Funcionalidade da preensão de força com extensão do dedo indicador (Voluntário 2). ....	177
Figura 6.18 – Configuração utilizada na avaliação da força e da posição dos dedos durante o movimento de preensão.....	177
Figura 6.19 – Curvas das forças exercidas sobre o cilindro de diâmetro 60 mm. ....	178
Figura 6.20 - Curvas das forças exercidas sobre o cilindro de diâmetro 60 mm.....	179
Figura 6.21 - Curvas das forças exercidas sobre o copo vazio.....	180
Figura 6.22 – Curvas das forças exercidas sobre o copo preenchido com diferentes pesos. ....	181
Figura 6.23 – Curvas das forças exercidas sobre o copo preenchido com diferentes pesos. ....	182
Figura 6.24 – Curvas das forças exercidas e da posição dos dedos durante a preensão de cilindros com diâmetros diferentes. ....	183
Figura 6.25 – Curvas das forças exercidas e da posição dos dedos durante a preensão de cilindros com diâmetros diferentes. ....	184
Figura 6.26 – Curvas das forças exercidas e da posição dos dedos durante a preensão de cilindros com diâmetros diferentes. ....	185
Figura 6.27 – Curvas das forças exercidas e da posição dos dedos durante a preensão do copo preenchido com diferentes pesos.....	186
Figura 6.28 – Curvas das forças exercidas e da posição dos dedos durante a preensão do copo preenchido com diferentes pesos.....	187
Figura 6.29 – Curvas das forças exercidas sobre o cilindro de diâmetro 60 mm. ....	188
Figura 6.30 – Curvas das forças exercidas sobre o cilindro de diâmetro 60 mm. ....	189
Figura 6.31 – Curvas das forças exercidas sobre o copo vazio. ....	190
Figura 6.32 – Curvas das forças exercidas sobre o copo preenchido com diferentes pesos. ....	191
Figura 6.33 – Curvas das forças exercidas sobre o copo preenchido com diferentes pesos. ....	192
Figura 6.34 – Curvas das forças exercidas e da posição dos dedos durante a preensão de cilindros com diâmetros diferentes. ....	193
Figura 6.35 – Curvas das forças exercidas e da posição dos dedos durante a preensão de cilindros com diâmetros diferentes. ....	194

---

Figura 6.36 – Curvas da posição dos dedos durante a preensão de cilindros com diâmetros diferentes. ....	195
Figura 6.37 – Curvas das forças exercidas e da posição dos dedos durante a preensão do copo preenchido com diferentes pesos. ....	196
Figura 6.38 – Curvas das forças exercidas e da posição dos dedos durante a preensão do copo preenchido com diferentes pesos. ....	197
Figura 6.39 – Curvas das forças exercidas sobre o cilindro de diâmetro 40 mm. ....	198
Figura 6.40 – Curvas das forças exercidas sobre o cilindro de diâmetro 60 mm. ....	199
Figura 6.41 – Curvas das forças exercidas sobre o cilindro de diâmetro 60 mm. ....	200
Figura 6.42 – Curvas das forças exercidas sobre o copo vazio. ....	201
Figura 6.43 – Curvas das forças exercidas sobre o copo preenchido com diferentes pesos. ....	202
Figura 6.44 – Curvas das forças exercidas sobre o copo preenchido com diferentes pesos. ....	203
Figura 6.45 – Curvas das forças exercidas e da posição dos dedos durante a preensão de cilindros com diâmetros diferentes. ....	204
Figura 6.46 – Curvas das forças exercidas e da posição dos dedos durante a preensão de cilindros com diâmetros diferentes. ....	205
Figura 6.47 – Curvas das forças exercidas e da posição dos dedos durante a preensão de cilindros com diâmetros diferentes. ....	206
Figura 6.48 – Curvas das forças exercidas e da posição dos dedos durante a preensão do copo preenchido com diferentes pesos. ....	207
Figura 6.49 – Curvas das forças exercidas e da posição dos dedos durante a preensão do copo preenchido com diferentes pesos. ....	208
Figura 6.50 – Curvas das forças exercidas sobre o cilindro de diâmetro 60 mm. ....	209
Figura 6.51 – Curvas das forças exercidas sobre o cilindro de diâmetro 60 mm. ....	210
Figura 6.52 – Curvas das forças exercidas sobre o copo vazio. ....	211
Figura 6.53 – Curvas das forças exercidas sobre o copo preenchido com diferentes pesos. ....	212
Figura 6.54 – Curvas das forças exercidas sobre o copo preenchido com diferentes pesos. ....	213
Figura 6.55 – Curvas das forças exercidas e da posição dos dedos durante a preensão de cilindros com diâmetros diferentes. ....	214
Figura 6.56 – Curvas das forças exercidas e da posição dos dedos durante a preensão de cilindros com diâmetros diferentes. ....	215
Figura 6.57 – Curvas das forças exercidas e da posição dos dedos durante a preensão de cilindros com diâmetros diferentes. ....	216

---

Figura 6.58 – Curvas das forças exercidas e da posição dos dedos durante a preensão do copo preenchido com diferentes pesos.....	217
Figura 6.59 – Curvas das forças exercidas e da posição dos dedos durante a preensão do copo preenchido com diferentes pesos.....	218
Figura 6.60 – Curvas das forças exercidas sobre o cilindro de diâmetro 60 mm.....	219
Figura 6.61 – Curvas das forças exercidas sobre o cilindro de diâmetro 60 mm.....	220
Figura 6.62 – Curvas das forças exercidas sobre o copo vazio.....	221
Figura 6.63 – Curvas das forças exercidas sobre o copo preenchido com diferentes pesos.....	222
Figura 6.64 – Curvas das forças exercidas sobre o copo preenchido com diferentes pesos.....	223
Figura 6.65 – Curvas das forças exercidas e da posição dos dedos durante a preensão de cilindros com diâmetros diferentes.....	224
Figura 6.66 – Curvas das forças exercidas e da posição dos dedos durante a preensão de cilindros com diâmetros diferentes.....	225
Figura 6.67 – Curvas das forças exercidas e da posição dos dedos durante a preensão de cilindros com diâmetros diferentes.....	226
Figura 6.68 – Curvas das forças exercidas e da posição dos dedos durante a preensão do copo preenchido com diferentes pesos.....	227
Figura 6.69 – Curvas das forças exercidas e da posição dos dedos durante a preensão do copo preenchido com diferentes pesos.....	228
Figura 6.70 – Padrões de imagem evocadas sobre a pele.....	230
Figura 6.71 – Variações da imagem evocada sobre a pele.....	230
Figura 6.72 – Padrão de força exercido – um único canal de estimulação.....	234
Figura 6.73 – Padrões de força exercida – dois canais de estimulação.....	235
Figura 6.74 – Padrões de força exercida – três canais de estimulação.....	236
Figura 6.75 – Integração Sensoriomotora – padrões de força exercida e de imagem evocada na pele.....	238
Figura 6.76 – Padrões de força de preensão exercidos durante a integração sensoriomotora.....	239
Figura 6.77 - Integração Sensoriomotora – padrões de força exercida e de imagem evocada na pele.....	240

---

## Lista de Tabelas

### Capítulo 1

Tabela 1.1 – Resultados da pesquisa sobre aplicações clínicas de sistemas de EENM.....	4
--	---

### Capítulo 3

Tabela 3.1 – Músculos chaves para a determinação do nível motor da lesão.....	62
Tabela 3.2 – Expectativas Funcionais de Tetraplégicos .....	66

### Capítulo 5

Tabela 5.1 – Seqüência de estimulação - preensão palmar .....	153
Tabela 5.2 – Seqüência de estimulação – pinça lateral.....	153
Tabela 5.3 – Seqüência de estimulação - preensão de força com extensão do dedo indicador..	153
Tabela 5.4 – Descrição dos voluntários participantes do programa. ....	157

### Capítulo 6

Tabela 6.1 – Voluntário 2 - Sensações evocadas em função da amplitude do sinal com fator de modulação em 100%. ....	231
Tabela 6.2 – Voluntário 4 - Sensações evocadas em função da amplitude do sinal com fator de modulação em 100%. ....	232
Tabela 6.3 – Voluntário 7 - Sensações evocadas em função da amplitude do sinal com fator de modulação em 100%. ....	232
Tabela 6.4 – Voluntário 9 - Sensações evocadas em função da amplitude do sinal com fator de modulação em 100%. ....	233
Tabela 6.5 – Voluntário 10 - Sensações evocadas em função da amplitude do sinal com fator de modulação em 100%. ....	233

---

# INTRODUÇÃO

---

As principais funções dos membros superiores em humanos correspondem à preensão e manipulação de objetos. A destreza e a agilidade na realização desses movimentos é reflexo da interação entre os sistemas motor e sensorial. O sistema motor deve ser capaz de planejar, executar e coordenar o estado de contração dos músculos, mas para isso deve receber um fluxo contínuo de informações sensoriais (proprioceptivas e exteroceptivas), possibilitando desde a seleção da resposta motora mais adequada, até a realização de ajustes no movimento em curso. Tarefas aparentemente simples, como a de pegar um copo com água e conduzi-lo à boca, requerem um controle preciso de vários músculos, que devem agir em conjunto para que o objetivo final seja alcançado.

Lesões medulares aos níveis cervicais e acidente vascular cerebral, apesar de atuarem segundo mecanismos muito diferentes, comprometem as funções motora e sensorial dos membros superiores. A primeira interrompe a comunicação entre os centros de controle supra-medulares e os músculos abaixo do nível da lesão, enquanto a segunda atinge diretamente o funcionamento dos centros supramedulares.

Uma lesão que comprometa a função dos membros superiores costuma ser altamente debilitante, dificultando ou impedindo a realização de atividades simples do cotidiano. Essa perda da independência restringe a qualidade de vida do indivíduo. O processo de reabilitação age, portanto, no sentido de reintegrar o indivíduo na sociedade, seja maximizando o potencial funcional remanescente, ou fornecendo meios alternativos para a restauração das funções perdidas, restabelecendo, assim, a sua independência.

Nos últimos trinta anos, sistemas de estimulação elétrica neuromuscular (EENM) vêm sendo desenvolvidos como um importante instrumento na restauração da função motora dos membros superiores. A adoção desta técnica controlada de ativação neural não espera, a princípio, o retorno da função neurológica, mas sim, fornecer um meio de ativação da função motora perdida, privilegiando principalmente a restauração do movimento de preensão (PECKHAM, 1987; PECKHAM, KEITH e FREEHAFER, 1988; YARKONY et. al., 1992; PECKHAM e CREASEY, 1992; LAMB, 1992).

Em 1991 foi elaborada uma pesquisa para identificar os grupos mais atuantes nessa área, bem como o número de sistemas desenvolvidos para a prática clínica e cotidiana (Tabela 1.1). Apesar de significativo, o número de indivíduos beneficiados pelo uso da EENM ainda é pequeno frente à população de tetraplégicos e hemiplégicos, o que justifica qualquer esforço direcionado ao aprimoramento dos sistemas de EENM.

Tabela 1.1 – Resultados da pesquisa sobre aplicações clínicas de sistemas de EENM (extraído de (PECKHAM e KEITH, 1992)).

<b>Grupos</b>	<b>Total de pacientes estudados</b>	<b>Número de pacientes em estudo</b>	<b>Número de pacientes com sistemas portáteis</b>	<b>Tempo de uso em casa (meses)</b>
Cleveland, OH	30	5	5	155
Londres, Inglaterra	1	1	1	47
Sendai, Japão	12	3	3	60
Beer Sheva, Israel	12	2	5	5
<b>Centros Satélites de Cleveland</b>				
Edmonton, Alberta, Canadá	3	2	2	41
Toronto, Ontário, Canadá	2	1	1	34
Filadélfia, PA	6	5	5	19
Los Angeles, CA	1	1	1	10

Não se pode esquecer, contudo, que o comprometimento do membro superior atinge também a função sensorial, e que, de certa forma, a falta de informações proprioceptivas e exteroceptivas limita o desempenho dos sistemas de EENM. A substituição do sistema biológico por um sistema artificial requer duas alças de realimentação. Uma direcionada ao sistema de estimulação, viabilizando ajustes de parâmetros através de uma lógica de controle automático, e consequentemente, possibilitando correções no movimento em curso, da mesma forma que ocorre no sistema biológico. A segunda alça seria destinada a fechar a malha com o próprio indivíduo, disponibilizando informações sobre o movimento obtido artificialmente, conferindo assim uma maior autonomia no controle do sistema (PECKHAM, 1987; PECKHAM, KEITH e FREEHAFFER, 1988; YARKONY et. al., 1992; PECKHAM e CREASEY, 1992; LAMB, 1992).

Apesar disso, a ênfase continua sendo a de restaurar movimentos em detrimento das sensações. Alguns grupos têm se dedicado ao estudo da função sensorial e à substituição da função perdida por um sistema artificial baseado na estimulação eletrotáctil. A adoção dessa técnica possibilita a transmissão de informações através de sensações táteis em uma região com função sensorial preservada. Contudo, os estudos da função sensorial têm sido realizados de maneira desvinculada da função motora, priorizando a restauração de funções visual e auditiva, o que de maneira geral não se aplica à tetraplégicos e hemiplégicos, em detrimento da função proprioceptiva.

A aplicação prática das alças de realimentação, necessárias para melhorar o desempenho dos sistemas de EENM, tem sido limitada pela falta de sensores apropriados ao uso cotidiano. A caracterização do movimento de preensão baseia-se em parâmetros como força exercida e a posição dos dedos durante o movimento (PECKHAM, 1987; PECKHAM, KEITH e FREEHAFFER, 1988;

---

YARKONY et. al., 1992; PECKHAM e CREASEY, 1992; LAMB, 1992). Mas os sistemas comumente utilizados para a monitoração desses parâmetros são muito grandes, restritos apenas ao ambiente laboratorial, sem funcionalidade prática na avaliação da preensão durante uma atividade normal do dia a dia do indivíduo. Em função dessa limitação, os sistemas em uso corrente continuam sendo em malha aberta, sem a implementação de uma lógica de controle, e quando empregam alguma realimentação para o indivíduo, transmitem informações sobre o estado do sistema artificial e não sobre a resposta motora evocada.

O propósito desse trabalho vai ao encontro de algumas das deficiências apontadas na restauração da função de membros superiores, através do desenvolvimento de um sistema, que apesar de ter seu uso restrito a aplicações clínicas em laboratório, permita a aplicação de alças de realimentação visando a integração sensoriomotora.

A restauração da função motora baseia-se na implementação de seqüências de movimentos adequados à preensão de objetos presentes no cotidiano, através de um sistema de estimulação elétrica neuromuscular multicanal controlado por computador. O maior desafio dessa parte corresponde à obtenção de uma preensão com qualidade e funcionalidade compatíveis à preensão obtida com os sistemas do grupo de Cleveland ( por ser o grupo de maior destaque) mas com a utilização de um número menor de músculos e eletrodos de superfície.

Outro objetivo constitui o desenvolvimento de sensores que permitam a monitoração da força exercida e da posição dos dedos durante uma atividade real do dia a dia do indivíduo, e não em situações simuladas em laboratório como vem sendo praticado, viabilizando assim a aplicação prática das alças de realimentação. Neste trabalho os sensores foram utilizados para a caracterização do movimento obtido artificialmente, possibilitando uma avaliação quantitativa, sem contudo empregar uma lógica de controle automático.

Os estudos de NOHAMA, LOPES e CLIQUET JR. (1995) com relação à restauração de uma propriocepção artificial, estimularam o desenvolvimento de um sistema de estimulação eletrotáctil, baseado no fenômeno Phi Táctil, pelo qual a transmissão de informação pode ser realizada através de imagens evocadas sobre a pele. Primeiramente, o sistema foi utilizado para o estudo das sensações evocadas em tetraplégicos e hemiplégicos, possibilitando, em um segundo momento, a integração sensoriomotora. Esta alça de realimentação foi implementada a partir da codificação da força exercida durante a preensão obtida artificialmente.

---

Pretende-se com isso fornecer conhecimento e alternativas que possam ser implementadas, visando aumentar o desempenho de sistemas artificiais portáteis para a restauração da função dos membros superiores, contribuindo para melhorar a qualidade de vida desses indivíduos.

---

# **SISTEMA BIOLÓGICO**

---

## 2.1 – Controle Sensoriomotor

O sistema nervoso apresenta uma organização anatômico funcional. Funcionalmente, o sistema nervoso pode ser subdividido em sistema nervoso visceral, relacionado à vida vegetativa (glândulas, músculos lisos e músculo cardíaco), e sistema nervoso somático relacionado à interação do organismo com o meio ambiente. Anatomicamente, o sistema nervoso pode ser dividido em sistema nervoso central, composto pelo encéfalo (cérebro, cerebelo e tronco cerebral) e pela medula espinhal, e sistema nervoso periférico, composto por gânglios e nervos periféricos (MACHADO, 1993b).

Este item fornece uma breve abordagem do sistema nervoso somático, a fim de se compreender os principais mecanismos envolvidos no controle sensoriomotor.

### 2.1.1 – Tecido Nervoso

O tecido nervoso é composto basicamente por dois tipos de células: os neurônios e as células gliais. O neurônio é a unidade básica, formando uma vasta rede de comunicação entre as diversas partes do sistema nervoso. Podem ter funções motoras, transmitindo os comandos das estruturas de controle até os músculos, ou funções sensitivas, transmitindo informações da periferia para o sistema de controle central. As células gliais ocupam os espaços entre os neurônios e apresentam funções de sustentação, revestimento ou isolação, modulação da atividade neural e defesa.

Os neurônios são células altamente excitáveis que se comunicam entre si ou com células efetadoras (células musculares), usando basicamente uma linguagem elétrica. A maioria dos neurônios possui três regiões distintas e especializadas: corpo celular, dendritos e axônio. O corpo celular contém núcleo e citoplasma com as organelas usualmente encontradas em outras células, constituindo o centro metabólico do neurônio. Os dendritos são extensões do corpo celular que se ramificam profusamente, especializados em receber estímulos, transmitindo-os em direção ao corpo celular. O axônio (fibra nervosa) é um prolongamento longo que se origina do corpo celular, sendo responsável pela transmissão das informações recebidas através de potencial elétrico. Vários axônios são ainda recobertos por um material não condutivo, a mielina. Esta camada de mielina é interrompida a intervalos regulares, formando os Nodos de Ranvier. Próximo do final, o axônio se ramifica formando terminais, que através de conexões sinápticas transferem as informações aos dendritos ou corpo celular de um ou mais neurônios ou à células efetadoras (KANDEL, 1991).

---

As membranas celulares de nervos consistem em uma dupla camada fosfolipídica contendo uma variedade de moléculas de proteínas. Essas proteínas podem servir como receptoras de neurotransmissores ou neuromoduladores, como canais para o transporte passivo de íons como o sódio, o potássio, cloreto ou cálcio, ou mesmo para o transporte ativo de íons como o sódio e o potássio contra gradientes eletroquímicos (bombas de sódio e potássio). A permeabilidade seletiva dessas membranas aos íons resulta em concentrações iônicas no interior das células que diferem das encontradas no ambiente circundante, gerando, assim, uma diferença de potencial. A concentração de íons sódio e cloreto é maior no fluido extracelular, enquanto a concentração de íons potássio e ânions orgânicos é maior no fluido intracelular. O gradiente eletroquímico aliado à permeabilidade seletiva da membrana celular favorecem o transporte passivo dos íons, o que resultaria em uma alteração do potencial de membrana. Contudo, essa difusão iônica é balanceada pela ação das bombas de sódio e potássio, que transportam os íons contra os gradientes eletroquímicos. Dessa forma, apesar de não estar em equilíbrio, a célula apresenta um potencial de membrana de repouso estável, que para fibras nervosas, é de aproximadamente  $-75$  mV. O que diferencia as membranas de células nervosas das membranas de células não excitáveis, é que as primeiras podem alterar drástica e rapidamente a permeabilidade a íons em resposta a estímulos químicos, elétricos, térmicos e mecânicos, promovendo uma alteração específica do potencial de membrana (KOESTER, 1991a; ROBINSON, 1995a).

Quando um estímulo apropriado atinge uma fibra nervosa, a permeabilidade da membrana celular ao íon sódio aumenta e o transporte desse íon para o interior da célula provoca uma redução do potencial transmembrana, iniciando o processo denominado de despolarização. Atingindo-se um certo limiar a permeabilidade ao íon sódio aumenta abruptamente enquanto a permeabilidade ao íon potássio também aumenta mas em menor escala. Esse aumento de permeabilidade corresponde a abertura de canais específicos aumentando o fluxo dos íons (outros íons como o cálcio e o cloreto também podem contribuir para a variação do potencial de membrana). Quando o potencial atinge  $+35$  mV, os canais de sódio se fecham, e os de potássio abrem-se totalmente. A saída de íons potássio do interior da célula faz com que o potencial transmembrana torne-se progressivamente mais negativo, correspondendo ao processo denominado repolarização. O potencial atinge valores entre  $10$  e  $20$  mV abaixo do potencial de repouso (hiperpolarização). A permeabilidade da membrana é restaurada e o potencial de repouso atingido a partir da difusão passiva de íons através da membrana. O conjunto dessas alterações de potencial resulta no potencial de ação, um sinal com  $110$  mV de amplitude e duração de  $1$  ms (KOESTER, 1991c; ROBINSON, 1995a).

---

O processo de alteração de permeabilidade, descrito para uma região específica, atinge também regiões adjacentes da membrana, iniciando a despolarização e posterior repolarização. Dessa maneira, o potencial de ação se propaga ao longo de toda a fibra nervosa. Contudo, a velocidade de condução não é a mesma para todas as células excitáveis. Ela depende principalmente da resistência intracelular. Quanto maior for a resistência intracelular, menor será o espalhamento da corrente iônica ao longo da fibra e menor a velocidade de condução. Fibras com diâmetro reduzido possuem alta resistência interna e portanto menor velocidade de condução quando comparadas à fibras de diâmetro maior. Além disso, nas fibras mielínicas, as alterações de permeabilidade à corrente iônica, relacionadas ao potencial de ação, ocorrem apenas nas regiões de interrupção da mielina (Nodos de Ranvier). Quando um potencial de ação se inicia em um nodo as correntes iônicas se espalham longitudinalmente até atingir o nodo seguinte, deflagrando outro potencial de ação. Esse processo “saltatório” resulta em uma velocidade de condução maior quando comparada a das fibras não mielinizadas (KOESTER, 1991b; ROBINSON, 1995a).

### **2.1.2 – Organização Funcional**

A característica essencial de todo sistema de controle, seja ele natural ou artificial, é a realimentação. O elemento controlador deve receber um fluxo aproximadamente contínuo de informações sobre o elemento controlado, garantindo um ajuste eficaz das variações nas condições da tarefa sob controle. Vê-se, portanto, a necessidade de duas alças; uma transmitindo os comandos do elemento controlador para o elemento controlado e outra, em sentido oposto, transmitindo informações do elemento controlado para o elemento controlador.

Para a realização de um movimento voluntário, como a manipulação de um objeto, o sistema de controle motor precisa enviar comandos numa seqüência temporal adequada não somente a um grupo muscular mas, a vários grupos, uma vez que, um simples movimento pode envolver várias articulações. Para tanto, o sistema deve receber informações sensoriais a respeito do ambiente e do próprio organismo para poder definir os comandos que darão início ao movimento. Exteroceptores informam sobre a localização e as características do objeto, enquanto proprioceptores informam sobre a posição do corpo, ângulos articulares, e o comprimento e a tensão dos músculos. Iniciado o movimento, o sistema de controle precisa de um fluxo contínuo de informações sobre as conseqüências da ação inicial, podendo usar essas informações para promover ajustes na próxima série de comandos. Esse processo de regulação possibilita que o objetivo inicial seja atingido. A

integração entre os sistemas motor e sensorial é, portanto, fundamental para a realização de movimentos voluntários (GHEZ, 1991c).

O diagrama de blocos da figura 2.1 mostra de maneira genérica e esquemática a organização do sistema de controle motor e as alças de realimentação sensorial.

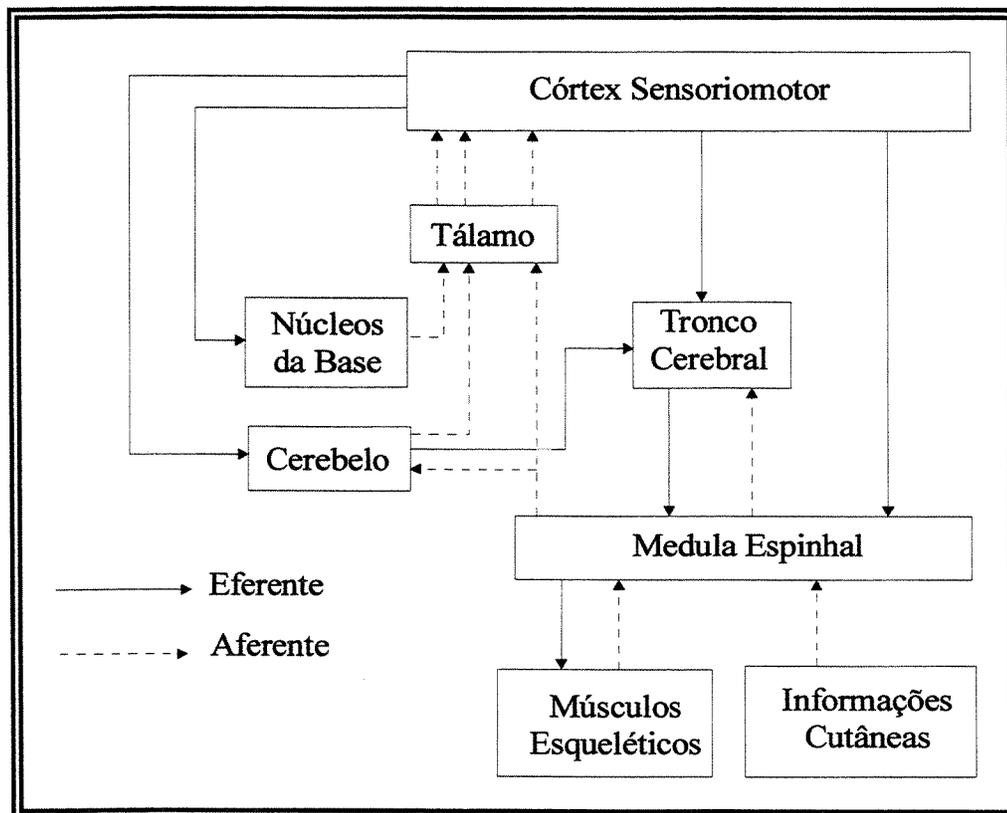


Figura 2.1 - Diagrama de blocos do sistema biológico de controle do movimento (adaptado de GHEZ, 1991c).

### 2.1.2.1 – Medula Espinhal

O primeiro nível da hierarquia do sistema nervoso central corresponde à medula espinhal, considerada como o principal meio de comunicação entre os centros superiores e a periferia, além de ser responsável pela organização da maioria dos movimentos automáticos e estereotipados, os reflexos. Para a realização de movimentos mais complexos, é necessário uma regulação por parte de centros superiores que possibilitem a integração das várias unidades motoras, conferindo funcionalidade e precisão ao movimento requerido.

A medula constitui a parte caudal do sistema nervoso central situada dentro do canal da coluna vertebral e estendendo-se até a primeira vértebra lombar. Apresenta uma segmentação externa (já que não existem sulcos transversais) evidenciada pelos 31 pares de nervos espinhais (figura 2.2).

Cada nervo apresenta uma raiz posterior através da qual a medula recebe informações sensoriais da pele, articulações e músculos, e uma raiz anterior composta por neurônios motores que transmitem comandos responsáveis pelos movimentos voluntários e reflexos (KELLY e DODD, 1991).

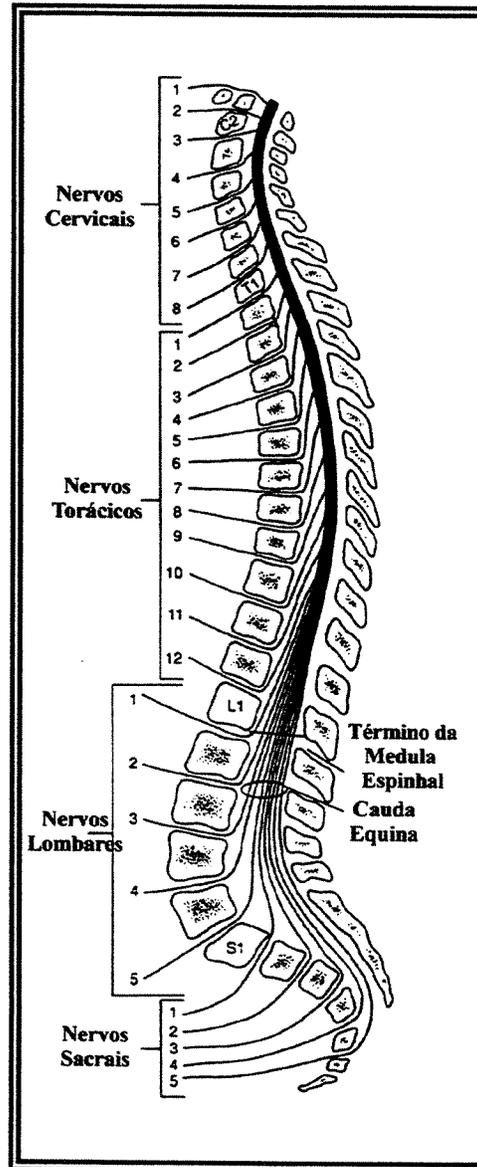


Figura 2.2 – Diagrama dos segmentos medulares e nervos espinhais (adaptado de KELLY, 1991).

Internamente a medula espinhal é composta por uma substância cinzenta contendo corpos celulares e dendritos de neurônios, células gliais e fibras nervosas (axônio) predominantemente amielínicas, e por uma substância branca contendo células gliais e fibras predominantemente mielínicas agrupadas em tractos (figura 2.3).

A coluna posterior contém os núcleos sensoriais que recebem informações somatosensoriais. A coluna anterior, por sua vez, contém os núcleos motores que inervam os músculos. A substância

cinzenta contém ainda interneurônios que modulam o fluxo de informação entre os núcleos sensoriais (ou centros superiores) e os neurônios motores, ou ainda entre grupos de neurônios motores.

A substância branca, que circunda a substância cinzenta, pode ser dividida em três regiões. O funículo posterior é composto por tractos aferentes que transmitem informações somatossensoriais ao tronco cerebral. O funículo lateral inclui tractos que ascendem a níveis mais altos do sistema nervoso central, bem como tractos descendentes do tronco cerebral e córtex que se projetam sobre neurônios motores e interneurônios da substância cinzenta. O funículo anterior é composto por tractos que transmitem informações relacionadas a sensações térmicas e dolorosas a centros superiores, bem como tractos descendentes relacionados ao controle postural (KELLY, 1991).

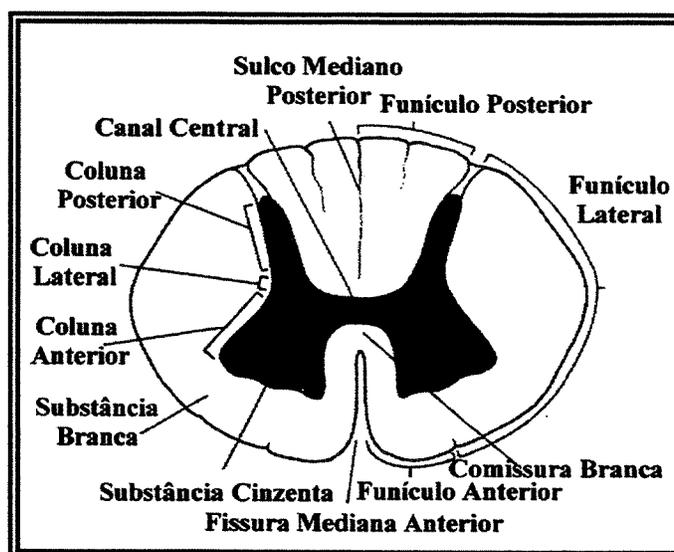


Figura 2.3 – Seção transversal esquemática da medula espinhal (adaptado de KELLY, 1991 segundo MACHADO, 1993a).

#### 2.1.2.2 – Tronco Cerebral, Tálamo, Cerebelo e Gânglios da Base

O tronco cerebral interpõe-se entre a medula e o cérebro, ventralmente ao cerebelo. Está relacionado com o controle motor e sensorial da cabeça e pescoço e com funções do sistema nervoso autônomo. Além disso, promove a integração de informações visuais e vestibulares com entradas somatossensoriais, exercendo uma função importante na modulação de circuitos medulares no controle da postura. Nessa região estão presentes um centro reticular inibidor e um facilitador que agem, sob controle superior, sobre os circuitos medulares, de maneira antagônica mas balanceada, garantindo um tônus muscular adequado ao desempenho da atividade proposta (GHEZ, 1991c; KELLY e DODD, 1991).

---

O tálamo é composto por núcleos sensoriais que recebem informações de diferentes modalidades. Todas as informações sensoriais, com exceção do olfato, passam antes pelo tálamo para um processamento prévio, para depois serem transmitidas ao córtex. Além disso, o tálamo também recebe informações vindas de regiões relacionadas ao comportamento motor, como o cerebelo e os gânglios da base, intermediando-as ao córtex cerebral (KELLY, 1991).

Outras estruturas importantes para a função motora correspondem ao cerebelo e núcleos da base. O cerebelo apresenta a função de centro coordenador e modulador da atividade motora cortical. Recebe informações do córtex sobre os comandos motores enviados e, ao mesmo tempo, informações proprioceptivas (receptores musculares, tendinosos, articulares e cutâneos), bem como aferências visuais, auditivas e vestibulares, que indicam os movimentos realmente realizados. Comparando os comandos originados no córtex com a ação motora resultante, elabora alterações no plano de atuação, adequando o movimento realizado ao pretendido. O cerebelo exerce ainda um papel importante no aprendizado motor, a medida que seus circuitos neurais sofrem alterações adaptativas em função da experiência. Os núcleos da base, por sua vez, em associação com o córtex motor e o cerebelo, estão envolvidos com aspectos cognitivos do controle motor, planejando e executando padrões motores mais complexos, controlando as intensidades relativas dos movimentos, suas direções e a seqüência dos múltiplos movimentos sucessivos e paralelos necessários para que sejam alcançados os objetivos motores específicos (GHEZ, 1991b; CÔTÉ e CRUTCHER, 1991).

### **2.1.2.3 – Córtex Sensoriomotor**

O nível superior da organização corresponde ao córtex sensoriomotor, responsável pela identificação de trajetórias e curso de ação, planejando e comandando o movimento, a partir das interconexões com os outros níveis do sistema motor.

Pouco se sabe a respeito da origem dos comandos neurais que levam ao movimento, ou seja, os centros de comando que originariam a ordem inicial para a execução do movimento. De qualquer forma, independente da sua origem, essas ordens são executadas a partir do córtex motor. Ações voluntárias podem ser entendidas como seqüências de eventos ocorrendo em vários estágios. Inicialmente, a noção de um ato é formada na mente, em resposta a estímulos internos tais como pensamentos e emoções, ou em resposta a estímulos externos. Em seguida, esta idéia de movimento é traduzida em padrões de sinais neurais em uma parte do cérebro, na qual programas motores, adquiridos através de aprendizagem, são selecionados. Por fim, esses programas são executados a partir do córtex motor (HENNEMAN, 1978).

---

Duas linhas de ação podem ser discriminadas: os sistemas piramidal e extrapiramidal que, de forma harmoniosa, transmitem os comandos corticais à medula espinhal, para a execução do movimento. O sistema piramidal estabelece uma conexão direta com circuitos medulares, sendo responsável por movimentos delicados e precisos. O sistema extrapiramidal, por outro lado, transmite as informações corticais, de maneira indireta, através de conexões com os núcleos da base, cerebelo e tronco cerebral, para depois atingir a medula espinhal. A combinação do controle paralelo e hierárquico resulta em uma superposição de diferentes elementos do sistema motor, permitindo que os comandos sejam divididos em vários componentes, cada um com contribuições específicas para o comportamento motor, o que é importante na recuperação de funções depois de lesões locais (GHEZ, 1991c).

Sempre que um movimento ocorre, é acompanhado por mudanças na atividade em todos os níveis do sistema nervoso, no estado mecânico dos músculos e das articulações que executam o movimento e, frequentemente, na relação entre o organismo e o meio ambiente. Se os centros de controle têm que adaptar suas eferências às variações que ocorrem, devem manter-se informados e receber um fluxo contínuo de informações proprioceptivas e do meio externo. Assim, impulsos somáticos sensoriais a partir da pele e músculos, são mediados para o córtex pelos núcleos do tálamo, informando quanto à situação do movimento. Para o controle efetivo, analisa também informações aferentes vindas do cerebelo, do hemisfério oposto (no caso de coordenação bilateral) e de outros centros corticais e subcorticais, como a aferência do córtex visual, fundamental para a realização de movimentos visualmente guiados. Toda a aferência é integrada e analisada para a produção da resposta eferente (HENNEMAN, 1978).

Em cada uma das subdivisões do córtex sensoriomotor, as partes do corpo estão representadas de forma ordenada, constituindo o chamado homúnculo de Penfield (figura 2.4). As partes do corpo capazes de movimentos finos e delicados, como é o caso da mão e dos dedos, apresentam uma área representativa maior, em função da densidade de inervação periférica, seja ela motora ou sensorial.

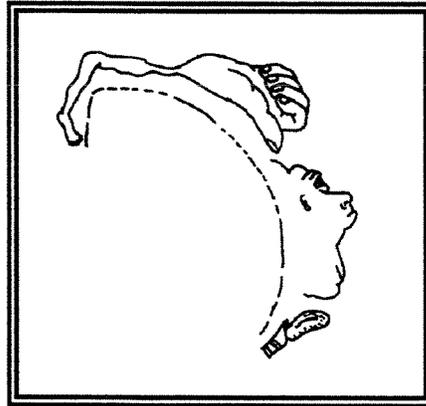


Figura 2.4 - Homúnculo sensoriomotor (modificado de GHEZ, 1991d).

### 2.1.3 – Atividade Motora Voluntária

Um movimento voluntário simples, como o de pegar um copo e levá-lo à boca, envolve vários processos complexos. Primeiro, verifica-se a identificação do copo, a sua localização no espaço e a sua posição relativa à posição da mão e do corpo. A seguir, um plano de ação resultante de processo de aprendizagem é selecionado, especificando as partes envolvidas e a direção em que devem se mover; ou seja, a trajetória a ser seguida. Só então a resposta passa a ser executada.

Os comandos iniciais vindos do córtex e tronco cerebral, transmitidos aos motoneurônios da medula, especificam a seqüência temporal da ativação muscular, as forças a serem desenvolvidas e as alterações nos ângulos articulares. O correto posicionamento das articulações é simplificado mediante o controle dos músculos agonistas em conjunto com os antagonistas, através de um mecanismo denominado inervação recíproca. Segundo este princípio, a ativação de um determinado músculo pressupõe o relaxamento de seu antagonista, resultando em uma nova posição de equilíbrio. Outro mecanismo envolvido no posicionamento de uma articulação baseia-se na co-contracção dos músculos agonista e antagonista. Este processo é menos eficiente energeticamente uma vez que exige uma solicitação maior do agonista em função da oposição do antagonista. Por outro lado, resulta em uma maior estabilidade da articulação, diminuindo os efeitos de perturbações externas inesperadas.

Durante a aproximação, a mão e os dedos são orientados no sentido de configurar uma posição que permita contornar o copo e, paralelamente, verifica-se a coordenação dos movimentos do braço e cotovelo, além do punho, permitindo, assim, que o copo finalmente seja pego (GHEZ, 1991d). Especificamente para a apreensão, os parâmetros de interesse são o tamanho da abertura da mão (ângulos articulares e comprimento muscular) e a força exercida (força de contração muscular). Para a manipulação do copo, conduzindo-o à boca, tem-se o reinício de todo esse processo: avaliação, seleção de plano de ação, comando inicial e coordenação.

---

Deve-se ainda ressaltar que durante todo o movimento verifica-se a atuação das alças de realimentação, em todos os níveis do sistema nervoso, promovendo os ajustes corretivos que se fizerem necessários. Por exemplo, na presença de uma força perturbadora externa, o sistema atuará no sentido de compensar os desvios dela decorrentes. Essa perturbação será detectada pela alça de realimentação nos níveis medular e cerebelar, resultando em um sinal eferente que poderá promover maior recrutamento de fibras musculares, ou aumentar a força de contração das unidades já selecionadas, adequando, assim, o movimento realizado ao pretendido.

## **2.2 – Anatomia e Cinesiologia dos Membros Superiores**

A mão é um órgão complexo de objetivos múltiplos, e o seu posicionamento e estabilização, na condução de um movimento de preensão, estão na dependência do ombro, cotovelo e punho (LEHMKUHL e SMITH, 1989a). Por isso a importância do conhecimento dos movimentos das articulações e dos principais músculos envolvidos.

Para a definição dos movimentos articulares é preciso referenciar-se a uma posição padrão ou posição "zero". Esta, por sua vez, foi definida como posição anatômica do corpo, segundo a qual assume-se uma posição ereta, face para frente, braços estendidos dos lados com as palmas das mãos para frente, e com os dedos e polegares estendidos.

Além disso, os movimentos ocorrem em certos planos, segundo certos eixos. Os três planos básicos de referência são derivados das dimensões no espaço e são perpendiculares entre si. Os eixos são linhas reais ou imaginárias, em torno das quais ocorrem os movimentos. Em relação aos planos de referência, há três tipos básicos (KENDAL E MCCREARY, 1990a):

Plano sagital - também denominado plano ântero-posterior, é um plano vertical que se estende da frente para trás, dividindo o corpo em porções direita e esquerda. O eixo sagital jaz neste plano e se estende horizontalmente da frente para trás.

Plano coronal - também denominado plano frontal, é um plano vertical que se estende de um lado para o outro, dividindo o corpo em uma parte anterior e outra posterior. O eixo coronal jaz neste plano e se estende horizontalmente de um lado para o outro.

Plano transversal - é um plano horizontal que divide o corpo em porções superior e inferior. O eixo longitudinal é vertical, estendendo-se em direção crânio - caudal.

O Plano de movimento e o eixo de movimentação são perpendiculares entre si, de tal forma que um movimento no plano sagital, por exemplo, ocorre em torno do eixo coronal. Desta forma,

---

define-se flexão e extensão, abdução e adução, rotação, circundução e deslizamento, como os tipos de movimentos permitidos nas articulações (KENDAL e MCCREARY, 1990a).

Deslizante - é o movimento mais simples, que ocorre quando as superfícies articulares são planas ou apenas ligeiramente curvas, pelo deslizamento de uma sobre a outra.

Flexão e Extensão - são movimentos no plano sagital em torno de um eixo coronal. Para as extremidades superiores a flexão ocorre no sentido anterior, diminuindo assim, o ângulo entre os ossos envolvidos. Já a extensão é o movimento em direção oposta, pela qual aumenta-se o ângulo entre os ossos.

Abdução e Adução - são movimentos que ocorrem no plano coronal em torno do eixo sagital. A abdução se verifica segundo um movimento de afastamento do membro, e a adução segundo aproximação do membro em relação ao plano mediosagital do corpo. Quanto aos dedos definem-se como movimentos de afastamento e aproximação, respectivamente, em relação a linha axial que se estende através do terceiro dedo.

Rotação - refere-se ao movimento que ocorre no plano transversal em torno do eixo longitudinal sem o afastamento com relação a este eixo central. Nas extremidades a superfície anterior é utilizada como a região de referência. O movimento desta região no sentido do plano mediosagital denomina-se rotação medial, e o movimento no sentido do afastamento constitui a rotação lateral.

Circundução - é um movimento que combina sucessivamente flexão, abdução, extensão e adução, pelo qual a parte que está sendo movida descreve um cone. O extremo proximal forma o vértice do cone, servindo como pivô, enquanto que o extremo distal descreve a base circular.

### **2.2.1 – Ossos**

Os membros superiores são constituídos por um total de 64 ossos, sendo 32 de cada lado, divididos entre ombro, braço, antebraço, pulso e mão (GRAY, 1988c).

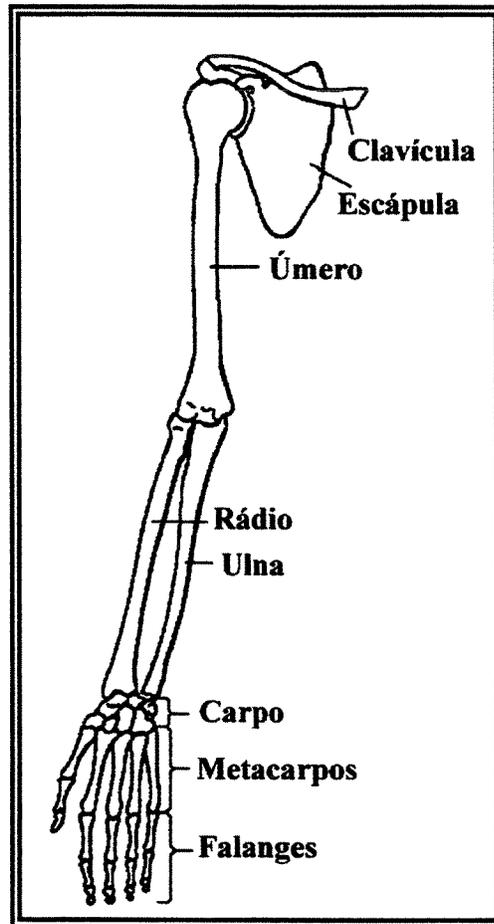


Figura 2.5 - Vista geral do esqueleto do membro superior (adaptado de HOLLINSHEAD, 1969).

**Cintura escapular** - É formada por dois pares de ossos: a clavícula e a escápula. A clavícula, que forma a porção ventral da cintura escapular, é um osso longo, curvado em forma de *s* itálico, situado quase que horizontalmente, logo acima da primeira costela. Articula-se medialmente com o esterno e lateralmente com a escápula. Esta, por sua vez, constitui-se de um osso grande, achatado e triangular, que forma a parte dorsal da cintura escapular. A espinha escapular, na face dorsal, termina no achatado acrômio. Em cima da espinha se encontra a profunda fossa supra-espinhal e abaixo dela se encontra a menos profunda, fossa infra-espinhal. O processo coracóide, com forma de um dedo curvado, projeta-se para frente por baixo da clavícula e na direção da cabeça do úmero. Existem duas superfícies articulares: uma no acrômio, para receber a clavícula e outra no ângulo lateral, a cavidade glenóide, que recebe a cabeça do úmero (figura 2.6).

**Úmero** - É o maior e mais longo osso do membro superior. Sua porção proximal articula-se com a escápula, e a porção distal com a ulna e o rádio, formando o cotovelo. O chamado tubérculo maior está situado lateralmente à cabeça e ao tubérculo menor, sendo, da mesma forma que este último,

---

região de inserção muscular. O côndilo, por sua vez, situado na extremidade inferior do úmero, constitui região de articulação com o rádio e a ulna, pela fossa radial e fossa coronóide respectivamente. Uma última região que merece ser citada constitui o epicôndilo, dividido em medial e lateral, que serve de inserção muscular (figura 2.6).

**Ulna** - Ocupa o lado medial do antebraço e é paralela ao rádio. Sua extremidade proximal apresenta dois processos curvos, o olécrano e o processo coronóide, e duas cavidades articulares côncavas, as incisuras troclear e radial. Todas essas regiões participam na formação da articulação do cotovelo. A extremidade distal, por sua vez, é de menor tamanho, e divide-se em uma região articular denominada cabeça da ulna, que forma parte do punho juntamente com o rádio, e outra não articular, o processo estilóide (figura 2.6). Este osso tem sua secção transversal diminuída distalmente.

**Rádio** - Localizado paralelamente a ulna no lado lateral do antebraço. Sua extremidade proximal é pequena e forma apenas uma parte da articulação do cotovelo; já a sua extremidade distal é grande e forma a maior parte da articulação do punho. A face distal articula-se com o osso escafóide e o semilunar; enquanto que a face medial articula-se com a ulna através da incisura ulnar. Nesta mesma região encontra-se o processo estilóide, que dá inserção muscular (figura 2.6).

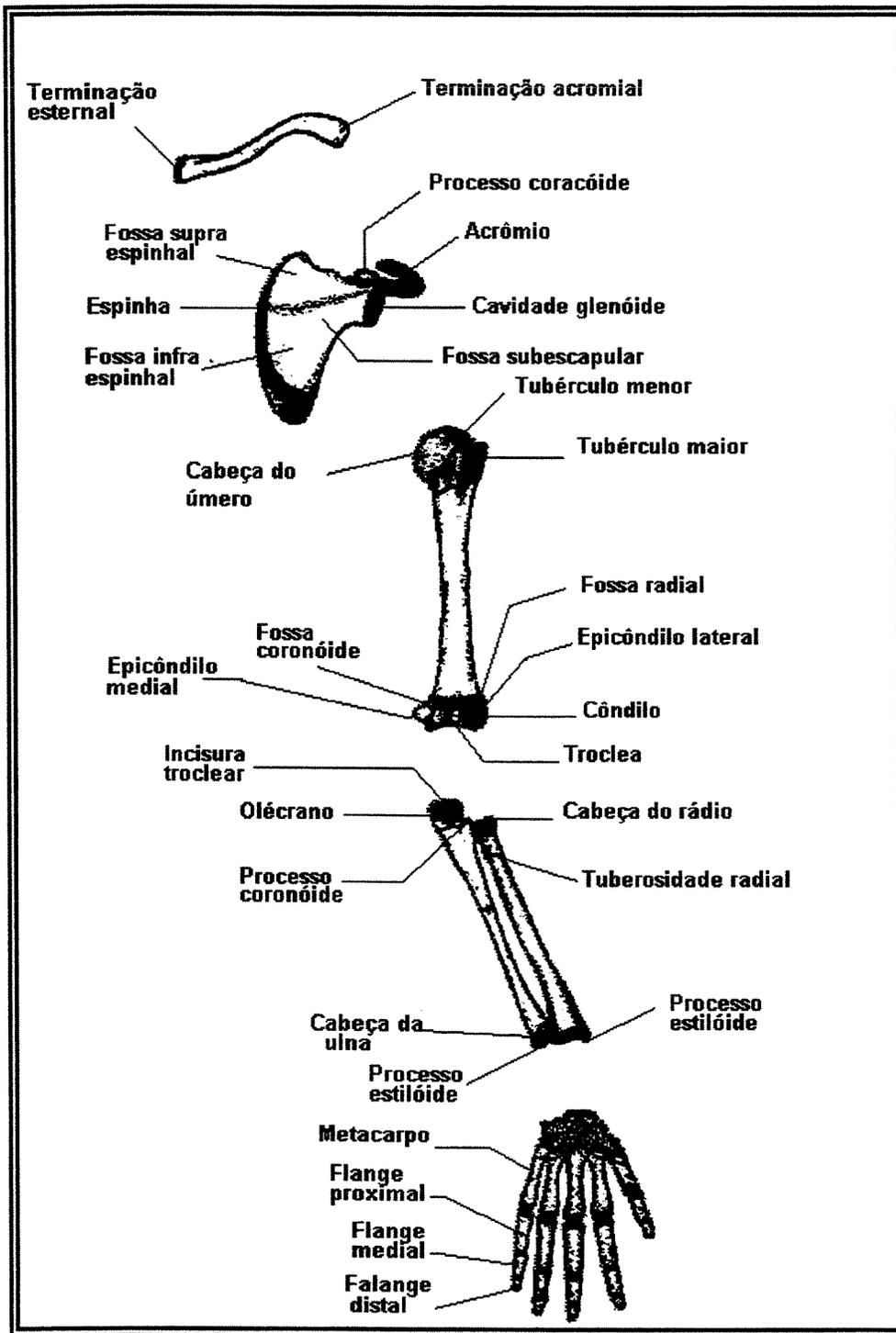


Figura 2.6 - Ossos e suas principais regiões (adaptado de CRELIN, 1969).

O esqueleto da mão pode ser subdividido em três segmentos: o carpo ou ossos do punho, os metacarpos ou ossos da palma e as falanges ou ossos dos dedos.

**Carpo** - Constitui-se de oito ossos distribuídos em duas fileiras. Os da fileira proximal, no sentido radial para ulnar, são denominados escafóide, semilunar, piramidal e pisiforme. Os da fileira distal, na mesma ordem, são denominados trapézio, trapezóide, capitato e hamato (figura 2.7).

**Metacarpo** - Consiste de cinco ossos delgados numerados a partir do lado lateral, constituindo assim os 1<sup>o</sup>, 2<sup>o</sup>, 3<sup>o</sup>, 4<sup>o</sup> e 5<sup>o</sup> metacarpos (figura 2.7).

**Falanges** - São em número de catorze, divididas em grupos de três no caso dos dedos e duas para o polegar. São denominadas falanges proximais, mediais ou distais em função da posição que ocupam (figura 2.7).

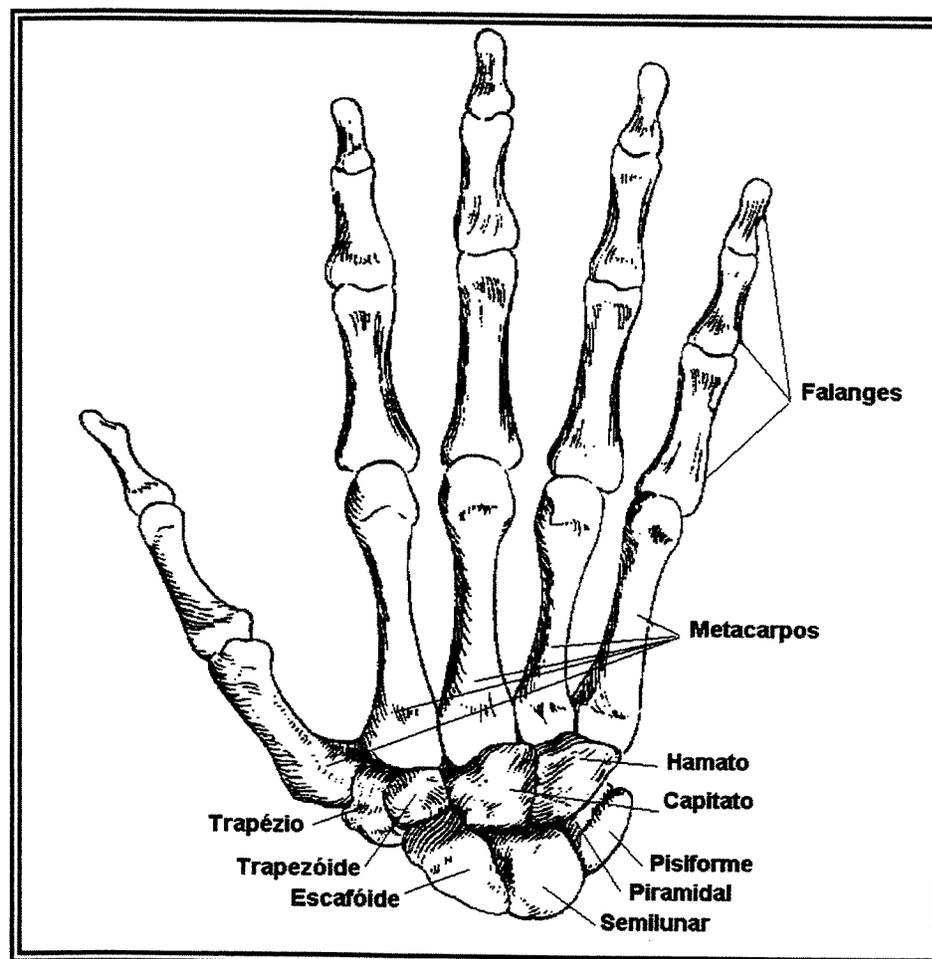


Figura 2.7 - Ossos da mão e do punho (adaptado de HOLLINSHEAD, 1969).

---

### 2.2.2 – Articulações

As articulações, de um modo geral, são divididas em três grupos de acordo com sua estrutura e mobilidade. Podem ser juntas fibrosas ou imóveis, juntas cartilagueas ou com movimentos limitados e juntas sinoviais ou com movimentos amplos (GRAY, 1988a), sendo estas últimas as de maior interesse.

Juntas fibrosas - incluem todas as articulações onde as superfícies dos ossos estão em contato direto, reunidas, todavia, por interposição de tecido conjuntivo e nas quais não se observa movimentos significativos. Esse tipo de articulação é encontrada entre os ossos do crânio (LIPPERT, 1994).

Junta cartilaguea - é a forma de articulação na qual as superfícies ósseas contíguas são unidas por cartilagem. Esse tipo de articulação é encontrada entre as vértebras da coluna vertebral (LIPPERT, 1994).

Juntas sinoviais - incluem a maioria das articulações e constituem o foco de interesse. Nessas articulações as superfícies ósseas contíguas são recobertas por cartilagem articular e unidas por ligamentos revestidos por uma membrana sinovial (tecido conjuntivo). São classificadas, de acordo com o tipo de movimento permitido, em uniaxiais, biaxiais e poliaxiais, correspondendo a movimentos em torno de um único eixo e em torno de dois ou mais eixos horizontais. As articulações uniaxiais subdividem-se em articulações em dobradiça, onde o eixo é praticamente transversal e em articulações em pivô, com eixo longitudinal. As articulações do tipo biaxial dividem-se em juntas condilares e selares e a variedade poliaxial, em juntas esferóides. Há ainda outro tipo de articulação denominada junta plana que permite apenas o movimento deslizante (GRAY, 1988a).

**Articulação esternoclavicular** - As partes que entram em sua formação são a extremidade distal da clavícula, a parte superior e lateral do manúbrio esternal e a cartilagem da primeira costela (GRAY, 1988a). Essa articulação admite uma amplitude limitada de movimento em quase todas as direções. Os movimentos nas direções anterior e posterior (protração e retração) ocorrem em torno de um eixo longitudinal, nas direções cranial e caudal (elevação e depressão) em torno de um eixo sagital, e de rotação em torno de um eixo coronal. Quando esta junta realiza movimentos, a clavícula desloca consigo a escápula, que desliza sobre a superfície do tórax. Esta junta constitui, portanto, o centro de todos os movimentos originados no arco de sustentação do ombro e é o único ponto de união da cintura escapular com o tronco (KENDAL e MCCREARY, 1990a).

---

**Articulação acromioclavicular** - É uma junta plana entre a extremidade acromial da clavícula e a borda medial do acrômio da escápula. Os movimentos desta articulação são de dois tipos: movimento de deslizamento da extremidade articular da clavícula sobre o acrômio; e rotação da escápula sobre a clavícula (GRAY, 1988a).

As juntas acromioclavicular e esternoclavicular funcionam solidárias sempre que a escápula varia de posição sobre a parede do tórax, permitindo à escápula o ajuste de sua posição, permanecendo em íntimo contato com o tórax. Os músculos da cintura escapular são essenciais para fornecer estabilidade dinâmica à escápula, para que esta possa servir como base relativa de suporte para as atividades da articulação do ombro (THOMPSON e FLOYD, 1997). Os músculos que elevam a escápula são feixes superiores do trapézio, o levantador da escápula e o rombóide; aqueles que a abaixam são os feixes inferiores do trapézio, o peitoral menor, e, através da clavícula, o músculo subclávio. A escápula é tracionada posteriormente pelo rombóide e feixes mediais e inferiores do trapézio, e anteriormente pelos músculos serrátil anterior e peitoral menor, ajudados quando o braço está fixado, pelo peitoral maior (GRAY, 1988a).

O ombro não apenas oferece uma grande amplitude de movimento para o posicionamento da mão, mas também realiza importantes funções de estabilização, para a correta utilização da mão na manipulação de objetos ( LEHMKUHL e SMITH, 1989b).

**Articulação do ombro** – Também denominada articulação glenoumeral, esta junta é do tipo esferóide. Os ossos que entram em sua formação são a cabeça do úmero e a cavidade glenóide da escápula, adaptação esta que permite movimentos muito amplos. Esta junta é capaz de todas as variedades de movimento, como flexão, extensão, abdução, adução, circundução e rotação (GRAY, 1988a). A flexão e a extensão são movimentos em torno de um eixo coronal. A flexão é o movimento do úmero na direção anterior e pode começar a partir de uma posição de 45 graus de extensão (braço estendido para trás), descrevendo um arco para frente, através da posição anatômica zero e adiante até a posição de 120 graus. Os 60 graus restantes são atingidos como resultado da abdução e rotação lateral da escápula. A extensão é o movimento do úmero no sentido posterior, e tecnicamente refere-se ao arco de movimentação desde 180 graus de flexão até 45 graus de extensão. A abdução e adução são movimentos em torno de um eixo sagital. A abdução é obtida pelo movimento do úmero no sentido lateral através de uma amplitude de 180 graus até uma posição vertical acima da cabeça. A adução é o movimento no sentido do plano mediosagital, e tecnicamente refere-se ao arco de movimentação do úmero a partir da elevação completa acima da

---

cabeça, através da posição anatômica zero até uma posição obliquamente para cima e cruzando a frente do corpo. A circundação combina consecutivamente os movimentos de flexão, abdução, extensão e adução á medida que o ombro circunscribe um cone com seu ápice na articulação glenoumeral. E finalmente, a rotação é um movimento em torno de um eixo longitudinal através do úmero. Sua extensão irá variar com o grau de elevação em abdução ou flexão (KENDAL e MCCREARY, 1990a). O ombro é fletido (tracionado para diante) pelo músculo peitoral maior, fibras anteriores do deltóide, coracobraquial e, quando o antebraço é flexionado, pelo bíceps braquial. A extensão (tração para trás) é efetuada pelos músculos grande dorsal, redondo maior, fibras posteriores do deltóide e, quando o antebraço está estendido, pelo tríceps braquial. A abdução é produzida pelos músculos deltóide e supra-espinal, enquanto a adução é feita pelos músculos subescapular, grande dorsal, peitoral maior e redondo maior e pelo peso do membro. O movimento rotacional para fora se dá por meio dos músculos infra-espinal, fibras posteriores do deltóide e redondo menor e para dentro pelos músculos subescapular, grande dorsal, redondo maior, peitoral maior e fibras anteriores do deltóide (GRAY, 1988a).

**Articulação do cotovelo** - É uma juntura em dobradiça formada pelo encaixe do úmero com a incisura troclear da ulna e com a fôvea da cabeça do rádio. A combinação dos movimentos de flexão e extensão do cotovelo com os de pronação e supinação da mão é essencial para a exatidão dos vários movimentos delicados da mão (GRAY, 1988a). A flexão e a extensão do cotovelo ocorrem em torno de um eixo coronal e são os dois movimentos permitidos por esta articulação. A flexão é o movimento no sentido anterior, a partir da posição de cotovelo reto, até uma posição completamente dobrada, aproximadamente 145 graus. A extensão é o movimento em direção posterior a partir da posição completamente dobrada até a posição do cotovelo reto (KENDAL e MCCREARY, 1990a). A flexão é produzida pela ação do bíceps, braquial, auxiliados pelo braquiorradial. A extensão, pelos músculos tríceps, e ancônio (GRAY, 1988a).

**Articulação radioulnar** - É constituída por ligamentos que unem tanto as extremidades quanto os corpos desses ossos. A articulação radioulnar proximal é uma juntura em pivô entre a circunferência da cabeça do rádio e o anel formado pela incisura radial da ulna e o ligamento correspondente. Os movimentos permitidos nesta articulação limitam-se aos de rotação da cabeça do rádio dentro do anel citado. A rotação que movimenta o polegar látero-medialmente é chamada pronação, enquanto que a rotação na direção oposta é a supinação. A articulação radioulnar distal é também uma juntura em pivô formada entre a cabeça da ulna e a incisura ulnar da extremidade inferior do rádio. Os

---

movimentos nessa articulação consistem de rotação da extremidade distal do rádio em torno de um eixo que passa pelo centro da cabeça da ulna. Na pronação a extremidade distal do rádio move-se a partir de uma posição lateral, como na posição anatômica, para uma posição medial. A rotação na direção oposta é a supinação. Assim, da pronação para a supinação o rádio descreve um segmento de cone cujo eixo estende-se do centro da cabeça do rádio para o meio da cabeça da ulna (GRAY, 1988a). A posição neutra ou zero está a meio caminho entre a supinação e a pronação, isto é, a partir da posição anatômica com o cotovelo estendido e o polegar dirigido para cima. A amplitude normal de movimentação é de 90 graus, em qualquer sentido a partir do zero (KENDAL e MCCREARY, 1990a). A supinação é realizada pelo supinador, enquanto a pronação é efetuada pelo pronador quadrado (GRAY, 1988a).

**Articulação do punho** - Também denominada articulação radiocárpica, é uma junta do tipo condilar, formada pela extremidade distal do rádio e a face distal do disco articular com os ossos escafoide, semilunar e piramidal, permitindo os movimentos de flexão e extensão, abdução e adução e circundução (GRAY, 1988a). A flexão e a extensão são movimentos em torno de um eixo coronal. A partir da posição anatômica, a flexão é o movimento na direção anterior aproximando a superfície palmar da mão no sentido da superfície anterior do antebraço. A extensão é o movimento na direção posterior aproximando o dorso da mão no sentido da superfície posterior do antebraço. Começando com o punho reto, a amplitude da extensão é de aproximadamente 70 graus e a da flexão de aproximadamente 80 graus. Os dedos tenderão a estender-se quando estiver em flexão do punho, e a fletir-se quando em extensão (KENDAL e MCCREARY, 1990a). O movimento de flexão é realizado pelos músculos flexor radial do carpo, flexor ulnar do carpo e palmar longo e o de extensão, pelos músculos extensores radiais longo e curto do carpo e extensor ulnar do carpo (GRAY, 1988a). A abdução (desvio radial) e a adução (desvio ulnar) são movimentos em torno de um eixo sagital. Com a mão em posição anatômica, movê-la medialmente no sentido da linha mediana do corpo é adução. Mover a mão no sentido do lado radial é abdução. A primeira apresenta uma amplitude de aproximadamente 35 graus e a abdução aproximadamente 20 graus (KENDAL e MCCREARY, 1990a). O movimento de adução é realizado pelos flexor ulnar do carpo e extensor ulnar do carpo; e o de abdução pelos extensores radiais longo e curto do carpo e flexor radial do carpo. Finalmente, a circundução é possível por meio dos movimentos combinados e consecutivos de adução, extensão, abdução e flexão. A rotação não é possível, porém um efeito semelhante é obtido pela pronação e supinação do rádio e ulna (GRAY, 1988a).

---

**Articulação mediocarpal** – É formada pelas fileiras proximal e distal dos ossos do carpo. Os principais movimentos permitidos nesta junção são a flexão e a extensão, e um ligeiro grau de rotação. Na flexão e extensão, o trapézio e o trapezóide, do lado radial, e o hamato, do lado ulnar, deslizam para diante e para trás, respectivamente sobre o escafoide e o piramidal, enquanto a cabeça do capitato e a face superior do hamato rodam na cavidade do escafoide e do semilunar. Um certo grau de rotação é também permitido, com a cabeça do capitato rodando em torno de um eixo vertical que passa através de seu próprio centro enquanto que, ao mesmo tempo, um leve movimento de deslizamento ocorre nas porções lateral e medial da junção (GRAY, 1988a).

**Articulações carpometacarpicas** - Os ossos da fileira distal do carpo articulam-se com os metacarpianos do segundo ao quinto dedos e, embora tenham pequena amplitude, os movimentos de rotação são importantes para as funções da mão, promovendo uma grande alteração no formato do arco transversal da mesma. Assim, quando a mão é aberta, a envergadura dos dedos aumenta para rodear os objetos e, quando a mão é fechada numa preensão, os dedos aproximam-se para aumentar a força (LEHMKUHL e SMITH, 1989a). A articulação do polegar é uma junção de encaixe recíproco entre a extremidade distal do primeiro metacarpo e o trapézio, gozando de grande liberdade de movimentos em consequência da configuração das superfícies articulares em forma de sela (GRAY, 1988a). Os movimentos de flexão e extensão ocorrem no plano da palma da mão, nas direções ulnar e radial, respectivamente. A partir da posição de extensão zero, essa articulação permite uma flexão de aproximadamente 40 a 50 graus. Abdução e adução ocorrem no plano perpendicular à palma, sendo a primeira no sentido do afastamento da palma, e a adução no sentido da mesma. Com a posição de adução como zero, a amplitude de abdução é de aproximadamente 80 graus. Permite ainda o movimento de rotação, circundação e oposição, pelo qual a ponta do polegar é posta em contato com a face palmar dos dedos ligeiramente fletidos (KENDAL e MCCREARY, 1990a). A flexão é produzida pelos flexores longo e curto do polegar, com o adutor e oponente atuando de maneira sinérgica para manter o polegar em contato com a palma. A extensão é efetuada pelo extensor longo, enquanto que o extensor curto atua para produzir uma posição intermediária entre extensão e a abdução, comumente usada como recíproca da oposição. A abdução é feita pelos músculos abdutores longo e curto, e a adução pelo músculo adutor. Pelo movimento de oposição o metacarpo é rodado para uma posição na qual a face palmar do polegar olha a face palmar dos dedos. Este movimento é produzido pelo músculo oponente, ajudado pelos abdutores. Estando já o polegar em posição, a forte pressão entre o polegar e os dedos é produzida pelo flexor longo. As articulações

---

dos outros quatro metacarpos com o carpo são planas, permitindo assim, movimentos limitados a pequenos deslizamentos de cada superfície articular sobre a outra (GRAY, 1988a).

**Articulações metacarpofalangeanas** - Estas articulações são do tipo condilar, formadas pela recepção das cabeças arredondadas das extremidades distais dos metacarpos, em cavidades rasas das extremidades proximais das primeiras falanges, com exceção da do polegar. Os movimentos que ocorrem nessas junções são flexão, extensão, adução, abdução e circundução (GRAY, 1988a). A flexão e a extensão ocorrem em torno de um eixo coronal, com a flexão em direção anterior até aproximadamente 90 graus e a extensão em direção posterior. Na maioria das pessoas, alguma extensão além de zero é possível. A abdução e a adução ocorrem em torno de um eixo sagital. A linha de referência é a linha axial através do terceiro dedo. Enquanto a abdução se dá no sentido de afastar os dedos da linha axial separando-os, a adução se processa no sentido da linha axial promovendo a aproximação dos dedos estendidos. Um certo grau de circundução também é permitido, e sua limitação se deve ao pequeno grau de extensão dessas articulações, de modo que a base do cone descrito pela extremidade digital é relativamente pequena (KENDAL e MCCREARY, 1990a). Os movimentos de abdução e adução são realizados pelos interósseos, porém não acontecem quando os dedos estão completamente fletidos. A flexão é efetuada pelos flexores superficial e profundo dos dedos, os lumbricais e os interósseos, ajudados, no caso do dedo mínimo, pelo flexor deste dedo. A extensão é realizada pelo extensor comum, extensor do indicador e extensor do dedo mínimo (GRAY, 1988a). A articulação metacarpofalangeana do polegar possui, funcionalmente, todas as características das outras articulações metacarpofalangeanas, apesar da amplitude de movimento ser mais limitada (LEHMKUHL e SMITH, 1989a). Os movimentos que ocorrem nesta articulação são flexão e extensão e pequena abdução e adução. A flexão dessa junta é efetuada pelos flexores longo e curto do polegar, enquanto a extensão é realizada pelos extensores longo e curto deste dedo (GRAY, 1988a).

**Articulações dos dedos** - As articulações interfalangeanas são juntas em dobradiça, o que permite apenas os movimentos de flexão e extensão, sendo mais amplos entre as falanges proximal e média (100 graus) do que entre a média e a distal (80 graus). A amplitude da flexão é grande, mas a extensão é limitada por ligamentos. A flexão dessas juntas é efetuada pelos flexores superficial e profundo dos dedos. A extensão é realizada pelos lumbricais e interósseos. A flexão da junta interfalangeana do polegar é realizada pelo flexor longo, e a extensão pelo extensor longo do polegar (GRAY, 1988a; KENDAL e MCCREARY, 1990a).

### 2.2.3 - Músculos

A função da mão depende do trabalho integrado de muitos músculos, desde os que agem sobre o ombro e cotovelo, até os que atuam sobre o punho e os dedos. Os músculos do punho são parte integral da mão, por impedirem movimentos indesejáveis dessa articulação, mantendo os músculos dos dedos em um tamanho favorável à produção de tensão (LEHMKUHL e SMITH, 1989a). Ao se estudar a função da mão, deve-se dedicar especial atenção à maneira pela qual os diversos músculos combinam suas ações para apanhar e soltar objetos.

Os flexores longos superficial e profundo dos dedos são os principais responsáveis pela flexão das articulações interfalangeanas do segundo ao quinto dedos, provavelmente auxiliados por alguns dos músculos intrínsecos da mão, curvando os dedos para a palma da mão ou ao redor de um objeto. Além disso, uma vez que os tendões destes músculos (flexores longos) passam pelo lado palmar das articulações metacarpofalangeanas, tendem também a produzir sua flexão, conferindo um formato correto à mão. Por outro lado, passando pelo lado palmar do punho, caso não encontrassem oposição, causariam a flexão do punho durante o fechamento da mão, o que enfraqueceria a preensão, em função do aparelho extensor não permitir um maior alongamento. Tal ação é impedida pela atuação estabilizadora dos extensores do carpo (LEHMKUHL e SMITH, 1989a).

Situação análoga verifica-se quanto à abertura da mão. Neste caso, os principais músculos envolvidos são os extensores longos dos dedos, também fixados no antebraço e passando sobre o punho e, a seguir, sobre as articulações metacarpofalangeanas. Se se contraíssem de maneira isolada, promoveriam não apenas a extensão das articulações interfalangeanas e metacarpofalangeanas, mas também a extensão do punho. Essa ação indesejada é impedida pelos flexores de punho que se contraem sinergicamente, mantendo o punho em posição neutra ou fletindo-o (LEHMKUHL e SMITH, 1989a).

Quanto aos movimentos de adução e abdução, pode-se dizer que apresentam amplitude máxima quando as articulações metacarpofalangeanas estão estendidas. Quando as mesmas apresentam-se fletidas, os dedos aduzem-se automaticamente, e a amplitude de abdução torna-se extremamente limitada. A tendência natural é, portanto, abduzir os dedos quando estendidos e aduzi-los quando fletidos. Os músculos que agem na abdução são os interósseos dorsais, com exceção do quinto dedo que possui o seu próprio abdutor, o abdutor do dedo mínimo; enquanto que os da face palmar são responsáveis pela adução (LEHMKUHL e SMITH, 1989a).

O polegar, por sua vez, possui uma terminologia própria. Os músculos com inserção sobre o osso do metacarpo, como o oponente e o abdutor longo do polegar, estão relacionados com o

movimento ou estabilização da articulação. Aqueles com inserção em segmentos mais distais agem sobre uma ou duas articulações, e dentre estes últimos destacam-se o abdutor curto, o flexor curto, o adutor, os extensores longo e curto e o flexor longo do polegar. A oposição é realizada primariamente pelo oponente e abdutor curto do polegar (LEHMKUHL e SMITH, 1989a).

De qualquer forma, os músculos tendem a atuar sinergicamente na produção e manutenção de determinada posição. Tendo isto em vista, define-se como posição de função, aquela que habilita a mão a desenvolver uma rigidez favorável a um melhor desempenho. Esta posição corresponde a 20 graus de extensão do punho, as articulações metacarpofalangeanas devem estar a 45 graus de flexão, as interfalangeanas proximais em 30 e as distais em 20 graus de flexão. O polegar deve posicionar-se abduzido e a meio caminho da oposição com sua articulação interfalangeana fletida em uns poucos graus. O antebraço, por sua vez, deve estar em uma posição média entre pronação e supinação (LEHMKUHL e SMITH, 1989a).

Os músculos do membro superior podem ser classificados em grupos, correspondendo às diferentes regiões do membro (GRAY, 1988b; KENDAL e MCCREARY, 1990b):

### **2.2.3.1 - Músculos que Ligam o Membro à Coluna Vertebral**

**Trapézio** - Músculo localizado nas partes superior e dorsal do pescoço e dos ombros (figuras 2.8 e 2.9).

Origem: as fibras superiores originam-se da protuberância occipital externa, do terço medial da linha nugal superior, ligamento nugal, e do processo espinhoso da sétima vértebra cervical. As fibras médias, por sua vez, originam-se dos processos espinhosos da primeira até a quinta vértebras torácicas. E as fibras inferiores dos processos espinhosos da sexta até a décima segunda vértebras torácicas.

Inserção: as fibras superiores se inserem no terço lateral da clavícula, e no processo do acrômio da escápula. As fibras médias, na margem medial do acrômio e borda superior da espinha da escápula. E as fibras inferiores, no tubérculo no ápice da espinha da escápula.

Ação: todas as partes agindo em conjunto giram a escápula, elevando a extremidade acromial em abdução completa e em flexão do braço. Também aduzem a escápula, isto é, tracionam-na medialmente em direção à coluna vertebral. A parte superior agindo isoladamente eleva a escápula cranialmente, elevando o ombro. A parte inferior atuando sozinha traciona a escápula para baixo.

Inervação: porção espinhal do nervo craniano XI, e ramos ventrais do terceiro e quarto nervos cervicais.

---

**Grande dorsal** - Músculo que recobre a região lombar e a metade inferior da região torácica posterior.

Origem: dos processos espinhosos das últimas seis vértebras torácicas, vértebras lombares e sacrais, do terço posterior do lábio externo da crista ilíaca, e das últimas três ou quatro costelas.

Inserção: no sulco intertubercular do úmero.

Ação: com a origem fixada, rota medialmente, aduz e estende a articulação do ombro. Pela ação contínua, deprime a cintura escapular, e auxilia na flexão lateral do tronco. Com a inserção fixada, auxilia os movimentos do tronco. Além disso, pode atuar como músculo acessório na respiração.

Inervação: nervo toracodorsal contendo fibras do sexto, sétimo e oitavo nervos cervicais.

**Rombóides** – Dividido em rombóide maior e menor estão localizados na região dorsal, sob o trapézio (figura 2.9).

Origem: o rombóide maior origina-se nos processos espinhosos da segunda até a quinta vértebra torácicas, enquanto o rombóide menor parte do ligamento nucal, dos processos espinhosos da sétima vértebra cervical e primeira torácica.

Inserção: o rombóide maior se insere na borda medial da escápula entre a espinha e o ângulo inferior; e o rombóide menor, na borda medial na raiz da espinha da escápula.

Ação: aduz e eleva a escápula, rota-a de tal modo que a cavidade glenóide olha caudalmente, e auxilia na adução do braço.

Inervação: nervo escapular dorsal contendo fibras do quinto nervo cervical.

**Levantador da escápula** - Este músculo situa-se nas partes dorsal e lateral do pescoço (figura 2.9).

Origem: dos processos transversos das primeiras quatro vértebras cervicais.

Inserção: na borda medial da escápula entre o ângulo superior e a raiz da espinha.

Ação: com a origem fixada, eleva a escápula e auxilia na rotação, de tal modo que a cavidade glenóide olha caudalmente. Com a inserção fixada, e atuando unilateralmente, flexiona lateralmente as vértebras cervicais e rota suas espinhas no sentido do mesmo lado. Atuando bilateralmente, o elevador da escápula pode auxiliar na extensão da coluna cervical.

Inervação: terceiro e quarto cervicais, e escapular dorsal com fibras do quinto nervo cervical.

---

### 2.2.3.2 - Músculos que Ligam o Membro às Paredes Torácicas Anterior e Lateral

**Peitoral maior** - Músculo localizado na parte anterior da porção superior do tórax (figura 2.8).

Origem: as fibras superiores originam-se da superfície anterior da metade esternal da clavícula. E as fibras inferiores, da superfície anterior do esterno, cartilagens das primeiras seis ou sete costelas, e da aponeurose do oblíquo externo.

Inserção: as fibras, tanto as superiores como as inferiores, inserem-se na crista do tubérculo maior do úmero.

Ação: aduz e rota medialmente o úmero. Com a inserção fixada, o peitoral maior pode auxiliar na elevação do tórax, como na inspiração forçada. Individualmente, as fibras superiores flexionam e rotacionam medialmente a articulação do ombro, e aduzem horizontalmente o úmero no sentido do ombro oposto. As fibras inferiores são responsáveis pela depressão da cintura escapular e aduzem obliquamente o úmero no sentido da crista ilíaca oposta.

Inervação: para as fibras superiores o peitoral lateral contendo fibras dos quatro últimos nervos cervicais; para as fibras inferiores o peitoral lateral e medial que contem fibras dos três últimos nervos cervicais e o primeiro torácico.

**Peitoral menor** - Músculo localizado na parte superior do tórax, subjacente ao peitoral maior (figura 2.8).

Origem: das superfícies externas da terceira, quarta e quinta costelas próximo às cartilagens; e a partir da fâscia sobre os músculos intercostais correspondentes.

Inserção: na superfície superior do processo coracóide da escápula.

Ação: com a origem fixada, inclina a escápula anteriormente, isto é, rota a escápula em torno de um eixo coronal, de tal modo que o processo coracóide move-se anterior e caudalmente, enquanto que o ângulo inferior move-se posterior e medialmente. Com a escápula estabilizada para fixar a inserção, o peitoral menor auxilia na inspiração forçada.

Inervação: nervo torácico com fibras do oitavo nervo cervical e primeiro torácico.

**Subclávio** - Pequeno músculo posicionado entre a clavícula e a primeira costela.

Origem: da superfície superior da primeira costela no ponto de junção com sua cartilagem.

Inserção: no sulco da superfície inferior da clavícula.

Ação: traciona o ombro ventral e caudalmente.

---

Inervação: nervo do plexo braquial com fibras provenientes do quinto e sexto nervos cervicais.

**Serrátil anterior** - Músculo situado entre as costelas e a escápula, expandindo-se sobre a porção lateral do tórax (figura 2.8).

Origem: das superfícies anteriores das primeiras oito ou nove costelas.

Inserção: na superfície anterior da borda medial da escápula, desde o ângulo superior até o inferior.

Ação: gira a escápula, levantando o ombro e traciona a mesma para frente e para baixo.

Inervação: nervo torácico com ramos do quinto, sexto e sétimo nervos cervicais.

### 2.2.3.3 - Músculos do Ombro

**Deltóide** - Músculo que recobre totalmente a articulação do ombro (figuras 2.8 e 2.10).

Origem: as fibras anteriores originam-se da borda anterior e da superfície superior do terço lateral da clavícula. As fibras médias originam-se da margem lateral e da superfície superior do acrômio. E as fibras posteriores, do lábio inferior da borda posterior da espinha da escápula.

Inserção: na proeminência deltóidea do úmero.

Ação: abdução da articulação do ombro, efetuada principalmente pelas fibras médias com estabilização pelas fibras anteriores e posteriores. Além disso, as fibras anteriores flexionam, e, na posição supina, rotam medialmente a articulação do ombro; as fibras posteriores estendem e, na posição prona, rotam lateralmente.

Inervação: nervo auxiliar contendo fibras do quinto e sexto nervos cervicais.

**Subescapular** - Posiciona-se na superfície dorsal da escápula, junto à parede torácica (figura 2.8).

Origem: da fossa subescapular da escápula.

Inserção: no tubérculo menor do úmero e na porção ventral da cápsula da articulação do ombro.

Ação: rota medialmente a articulação do ombro, e estabiliza a cabeça do úmero da cavidade glenóide durante os outros movimentos desta articulação.

Inervação: nervos escapular superior e inferior com fibras do quinto e sexto nervos cervicais.

**Supra-espinhal** - Ocupa toda a extensão da fossa supra-espinhal (figura 2.10).

Origem: dos dois terços mediais da fossa supra-espinhal da escápula.

Inserção: na faceta superior do tubérculo maior do úmero, e cápsula da articulação do ombro.

---

**Ação:** abduz a articulação do ombro, e estabiliza a cabeça do úmero na cavidade glenóide durante movimentos desta articulação.

**Inervação:** nervo supra-escapular com fibras provenientes do quinto nervo cervical.

**Infra-espinhal** - Ocupa a parte principal da fossa infra-espinhal no dorso da escápula.

**Origem:** dos dois terços mediais da fossa infra-espinhal da escápula.

**Inserção:** faceta intermediária do tubérculo maior do úmero, e cápsula da articulação do ombro.

**Ação:** rota lateralmente a articulação do ombro e estabiliza a cabeça do úmero na cavidade glenóide durante movimentos desta articulação. A parte superior participa também da abdução e a inferior da adução.

**Inervação:** nervo supra-escapular com fibras do quinto e sexto nervos cervicais.

**Redondo maior** - Músculo disposto ao longo da borda axilar da escápula (figura 2.9).

**Origem:** das superfícies dorsais do ângulo inferior e do terço da borda lateral da escápula.

**Inserção:** na crista do tubérculo menor do úmero.

**Ação:** rota medialmente, aduz, e estende a articulação do ombro.

**Inervação:** nervo subescapular inferior contendo fibras do quinto e sexto nervos cervicais.

**Redondo menor** – Músculo disposto ao longo da borda axilar da escápula.

**Origem:** dos dois terços superiores da superfície dorsal da borda lateral da escápula.

**Inserção:** na faceta mais inferior do tubérculo maior do úmero, e cápsula da articulação do ombro.

**Ação:** rota lateralmente a articulação do ombro, e estabiliza a cabeça do úmero na cavidade glenóide durante os movimentos desta articulação.

**Inervação:** nervo axilar com fibras provenientes do quinto nervo cervical.

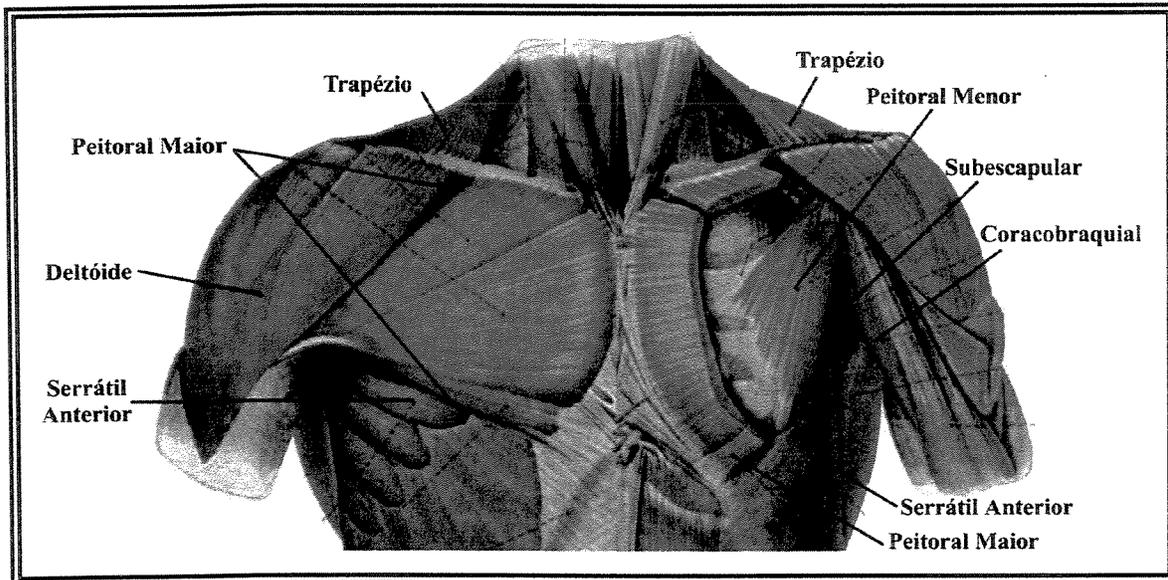


Figura 2.8 – Musculatura anterior superficial e profunda do ombro (modificado de WOLF-HEIDEGGER, 1996).

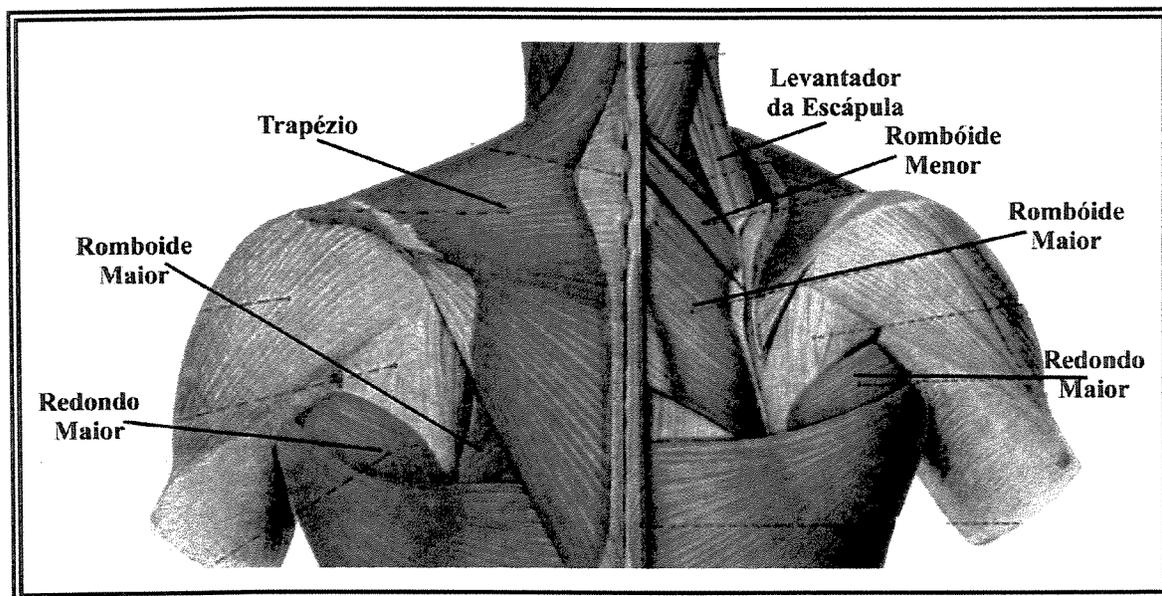


Figura 2.9 - Musculatura posterior superficial e profunda do ombro (modificado de WOLF-HEIDEGGER, 1996).

#### 2.2.3.4 - Músculos do Braço

**Coracobraquial** - Músculo situado na parte superior e medial do braço (figura 2.8).

Origem: do ápice do processo coracóide da escápula.

Inserção: na superfície medial da depressão do úmero.

Ação: flexiona e aduz a articulação do ombro.

Inervação: nervo musculocutâneo com fibras do sexto e sétimo cervicais.

---

**Bíceps braquial** - Músculo situado na face anterior do braço (figura 2.10).

Origem: a porção curta origina-se do ápice do processo coracóide da escápula. E a porção longa, do tubérculo supra-glenóide da escápula.

Inserção: na tuberosidade do rádio, e na aponeurose do bíceps braquial.

Ação: flexiona a articulação do ombro, e a porção longa pode auxiliar na abdução se o úmero estiver lateralmente rotado. Com a origem fixada, flexiona a articulação do cotovelo movendo o antebraço no sentido do úmero, e supina o antebraço.

Inervação: nervo musculocutâneo contendo fibras do quinto e sexto nervos cervicais.

**Braquial** - Músculo que recobre a face anterior da articulação do cotovelo e metade distal do úmero (figuras 2.10 e 2.11).

Origem: da metade distal da superfície anterior do úmero, e septos intermusculares medial e lateral.

Inserção: na tuberosidade e no processo coronóide da ulna.

Ação: com a origem fixada, flexiona a articulação do cotovelo movendo o antebraço no sentido do úmero.

Inervação: nervo musculocutâneo cujas fibras são provenientes do quinto e sexto nervos cervicais e pequeno ramo do nervo radial.

**Tríceps braquial** - Músculo situado na face dorsal do braço estendendo-se por todo o comprimento da superfície dorsal do úmero (figuras 2.10 e 2.12).

Origem: a porção longa origina-se do tubérculo infra-glenóideo da escápula. A porção lateral, da superfície lateral e posterior da metade proximal do úmero, e do septo intermuscular lateral. E a porção medial, dos dois terços distais das superfícies medial e posterior do úmero abaixo do sulco radial, e do septo intermuscular medial.

Inserção: na superfície posterior do processo do olécrano da ulna, e na fáscia antebraquial.

Ação: estende a articulação do cotovelo. Além disso, a porção longa auxilia na adução e extensão da articulação do ombro.

Inervação: nervo radial com fibras originadas no sétimo e oitavo nervos cervicais.

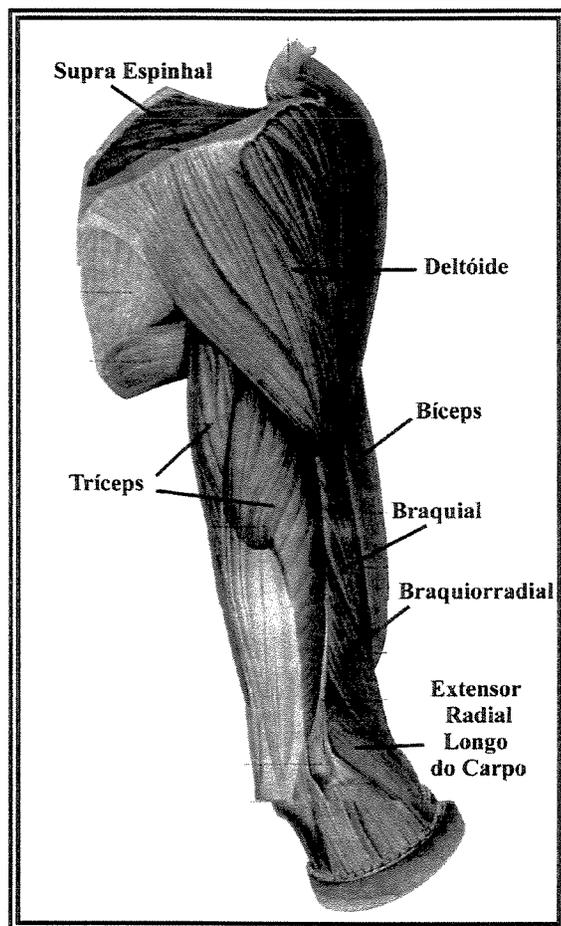


Figura 2.10 – Vista póstero-lateral dos músculos superficiais do ombro e do braço (adaptado de WOLF-HEIDEGGER, 1996).

### 2.2.3.5 - Músculos do Antebraço

#### Músculos Palmares Antebraquiais - Grupo superficial

**Pronador redondo** - Pequeno músculo disposto obliquamente através do cotovelo (figura 2.11).

**Origem:** a porção umeral origina-se imediatamente acima do epicôndilo medial do úmero, tendão flexor comum, e da fâscia antebraquial profunda. E a porção ulnar, do lado medial do processo coronóide da ulna.

**Inserção:** no meio da superfície lateral do rádio.

**Ação:** prona o antebraço e auxilia na flexão da articulação do cotovelo.

**Inervação:** nervo mediano que contém fibras do sexto e sétimo nervos cervicais.

---

**Flexor radial do carpo** - Músculo situado na metade superior da porção anterior do antebraço (figura 2.11).

Origem: tendão flexor comum a partir do epicôndilo medial do úmero, e fáscia antebraquial profunda.

Inserção: na base do segundo osso metacarpiano e uma tira à base do terceiro osso metacarpiano.

Ação: flete e abduz o punho, e pode auxiliar na pronação do antebraço e flexão do cotovelo.

Inervação: nervo mediano com fibras do sexto e sétimo nervos cervicais.

**Palmar longo** - Músculo situado na face interna do flexor radial do carpo (figura 2.11).

Origem: do tendão flexor comum a partir do epicôndilo medial do úmero, e da fáscia antebraquial profunda.

Inserção: no retináculo flexor, e na aponeurose palmar.

Ação: flexiona o punho e pode auxiliar na flexão do cotovelo.

Inervação: nervo mediano contendo fibras do sexto e sétimo nervos cervicais.

**Flexor ulnar do carpo** - Situado na face medial do antebraço (figura 2.11).

Origem: a porção umeral origina-se do tendão flexor comum a partir do epicôndilo medial do úmero. E a porção ulnar por aponeurose a partir da margem medial do olécrano, dos dois terços proximais da borda posterior da ulna, e da fáscia antebraquial profunda.

Inserção: no osso pisiforme e, por ligamentos, nos ossos hamato e quinto metacarpiano.

Ação: flexiona e aduz o punho, e pode auxiliar na flexão do cotovelo.

Inervação: nervo ulnar contendo fibras do oitavo nervo cervical e primeiro torácico.

**Flexor superficial dos dedos** - É o maior músculo do grupo superficial, situado sobre a face anterior do antebraço (figura 2.11).

Origem: a porção umeral origina-se do tendão flexor comum a partir do epicôndilo medial do úmero, ligamento colateral ulnar da articulação do cotovelo, e fáscia antebraquial profunda. A porção ulnar, por sua vez, origina-se do lado medial do processo coronóide. E a porção radial, da linha oblíqua do rádio.

Inserção: por quatro tendões nos lados das falanges intermediárias do segundo até o quinto dedo.

Ação: flexiona as articulações interfalangeanas proximais do segundo até o quinto dedos, auxilia na flexão das articulações metacarpofalangeanas e na flexão do punho.

---

Inervação: nervo mediano cujas fibras originam-se do sétimo e oitavo nervos cervicais e do primeiro torácico.

### **Músculos Palmares Antebraquiais - Grupo profundo**

**Flexor profundo dos dedos** - Está situado no lado ulnar do antebraço, logo abaixo do flexor profundo dos dedos (figura 2.11).

Origem: das superfícies anterior e medial dos três quartos proximais da ulna, membrana interóssea e da fâscia antebraquial profunda.

Inserção: por quatro tendões nas bases das falanges distais, na superfície anterior.

Ação: flete as articulações interfalangeanas distais dos dedos indicador, médio, anular e mínimo, e auxilia na flexão das articulações interfalangeanas proximais e metacarpofalangeanas; pode auxiliar também, na flexão do punho.

Inervação: nervo interósseo anterior com fibras provenientes do plexo braquial, através do nervo ulnar mediano. As fibras se originam do oitavo nervo cervical e primeiro torácico.

**Flexor longo do polegar** - Situa-se no lado radial do antebraço, no mesmo plano que o precedente (figura 2.11).

Origem: da superfície anterior do corpo do rádio abaixo da tuberosidade, membrana interóssea, borda medial do processo coronóide da ulna, e/ou epicôndilo medial do úmero.

Inserção: na base da falange distal do polegar na superfície palmar.

Ação: flexiona a articulação interfalangeana do polegar, auxilia na flexão das articulações metacarpofalangeana e carpometacarpiana, e pode auxiliar na flexão do punho.

Inervação: nervo mediano contendo fibras do oitavo nervo cervical e primeiro torácico.

**Pronador quadrado** - Pequeno músculo que se estende através da face palmar das partes distais do rádio e da ulna (figura 2.11).

Origem: lado medial da superfície anterior do quarto distal da ulna.

Inserção: no lado lateral da superfície anterior do quarto distal do rádio.

Ação: prona o antebraço.

Inervação: nervo mediano com fibras provenientes do oitavo nervo cervical e primeiro torácico.

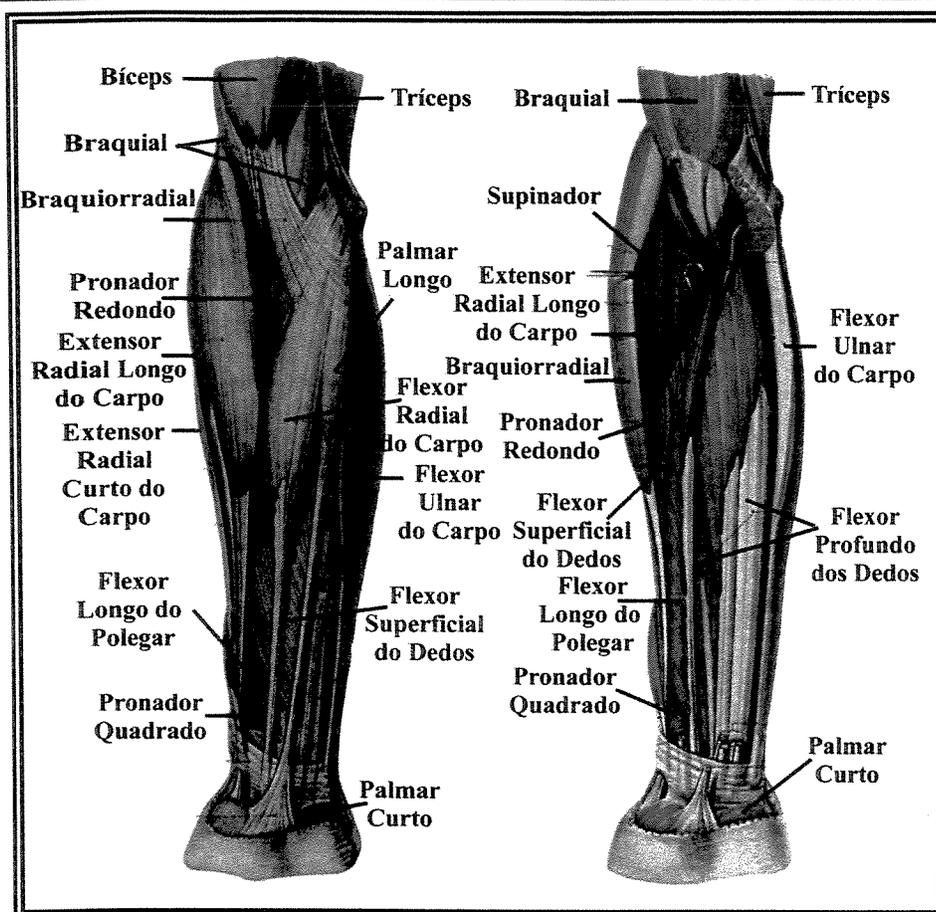


Figura 2.11 – Musculatura superficial e profunda da face anterior (palmar) do antebraço (modificado de WOLF-HEIDEGGER, 1996).

### Músculos Antebraquiais Dorsais - Grupo superficial

**Braquiorradial** - Músculo mais superficial no lado radial do antebraço (figuras 2.11 e 2.12).

Origem: dos dois terços proximais da crista supracondiliana lateral do úmero, e septo intermuscular lateral.

Inserção: no lado lateral da base do processo estilóide do rádio.

Ação: flete a articulação do cotovelo, e auxilia na pronação e supinação do antebraço quando estes movimentos são resistidos.

Inervação: nervo radial cujas fibras originam-se do quinto e sexto nervos cervicais.

**Extensor radial longo do carpo** - Músculo situado no lado radial da parte superior do antebraço, logo abaixo do braquiorradial (figuras 2.11 e 2.12).

Origem: do terço distal da crista supracondiliana lateral do úmero, e septo intermuscular lateral.

Inserção: na superfície dorsal da base do segundo osso metacarpiano, em seu lado radial.

---

Ação: estende e abduz o punho, e auxilia na flexão do cotovelo.

Inervação: nervo radial contendo fibras do sexto e sétimo nervos cervicais.

**Extensor radial curto do carpo** - Situado logo abaixo do extensor radial do carpo (figuras 2.11 e 2.12).

Origem: do tendão extensor comum a partir do epicôndilo lateral do úmero, do ligamento colateral radial da articulação do cotovelo, e da fâscia antebraquial profunda.

Inserção: na superfície dorsal da base do terceiro osso metacarpiano em seu lado radial.

Ação: estende e auxilia na abdução do punho.

Inervação: nervo radial com fibras do sexto e sétimo nervos cervicais.

**Extensor dos dedos** - Músculo situado na parte média da superfície dorsal do antebraço (figura 2.12).

Origem: do tendão extensor comum a partir do epicôndilo lateral do úmero, e da fâscia antebraquial profunda.

Inserção: por quatro tendões, cada um penetrando numa expansão membranosa no dorso do segundo ao quinto dedo e se dividindo sobre a falange proximal em uma faixa medial e duas laterais. A faixa medial insere-se na base da falange intermediária, enquanto que as faixas laterais unem-se de novo sobre a falange intermediária e se inserem na base da falange distal.

Ação: estende as articulações metacarpofalangeanas e, em conjunção com os lumbricais e interósseos, estende as articulações interfalangeanas do segundo até o quinto dedo. Auxilia na abdução dos dedos indicador, anular e mínimo e também na extensão e abdução do punho.

Inervação: nervo radial com fibras do sexto, sétimo e oitavo nervos cervicais.

**Extensor do dedo mínimo** - Músculo posicionado medial e paralelamente ao extensor dos dedos (figura 2.12).

Origem: do tendão extensor comum a partir do epicôndilo lateral do úmero, e fâscia antebraquial profunda.

Inserção: pela expansão do tendão do extensor dos dedos, no dorso da primeira falange do dedo mínimo.

Ação: estende a articulação metacarpofalangeana e, em conjunção com o lumbrical e interósseo, estende as articulações interfalangeanas do dedo mínimo. Auxilia na abdução do dedo mínimo.

Inervação: nervo radial com fibras originadas do sexto, sétimo e oitavo nervos cervicais.

---

**Extensor ulnar do carpo** - Localiza-se na face posterior e ulnar do antebraço (figura 2.12).

Origem: do tendão extensor comum a partir do epicôndilo lateral do úmero, por aponeurose a partir da borda posterior da ulna, e da fâscia antebraquial profunda.

Inserção: na base do quinto osso metacarpiano no lado ulnar.

Ação: estende e aduz o punho.

Inervação: nervo radial com fibras do sexto, sétimo e oitavo nervos cervicais.

**Ancôneo** - Pequeno músculo situado no dorso da articulação do cotovelo (figura 2.12).

Origem: do epicôndilo lateral do úmero na superfície posterior.

Inserção: região lateral do processo do olécrano, e quarto proximal da superfície dorsal do corpo da ulna.

Ação: estende a articulação do cotovelo, e pode estabilizar a ulna durante a pronação e a supinação.

Inervação: nervo radial contendo fibras do sétimo e oitavo nervos cervicais.

### **Músculos Antebraquiais Dorsais - Grupo Profundo**

**Supinador** - É um extenso músculo disposto ao redor do terço proximal do rádio (figura 2.11).

Origem: do epicôndilo lateral do úmero, ligamento colateral radial da articulação do cotovelo, ligamento anular do rádio, e da crista supinadora da ulna.

Inserção: na superfície lateral do terço superior do corpo do rádio, cobrindo parte das superfícies anterior e posterior.

Ação: supina o antebraço.

Inervação: nervo radial com fibras provenientes do sexto nervo cervical.

**Abdutor longo do polegar** – Músculo situado sob o extensor dos dedos (figura 2.12).

Origem: da superfície posterior do corpo da ulna, distal à origem do supinador, da membrana interóssea, e da superfície posterior do terço médio do corpo do rádio.

Inserção: na base do primeiro osso metacarpiano no lado radial.

Ação: abduz e estende a articulação carpometacarpiana do polegar; abduz e auxilia na flexão do punho.

Inervação: nervo radial contendo fibras do sexto e sétimo nervos cervicais.

---

**Extensor curto do polegar** - Músculo situado no lado medial do antebraço (figura 2.12).

Origem: da superfície posterior do corpo do rádio, distal à origem do abductor longo do polegar, e da membrana interóssea.

Inserção: base da falange proximal do polegar na superfície dorsal.

Ação: estende a articulação metacarpofalangeana do polegar, estende e abduz a articulação carpometacarpiana, e auxilia na abdução do punho.

Inervação: nervo radial com fibras do sexto e sétimo cervicais.

**Extensor longo do polegar** - Está situado no dorso do antebraço (figura 2.12).

Origem: da parte lateral do terço médio da superfície posterior da ulna, distal à origem do abductor longo do polegar, e da membrana interóssea.

Inserção: na base da articulação interfalangeana do polegar na superfície dorsal.

Ação: estende a articulação interfalangeana, auxilia na extensão das articulações metacarpofalangeana e carpometacarpiana do polegar, e na abdução do punho também.

Inervação: nervo radial com fibras do sexto, sétimo e oitavo nervos cervicais.

**Extensor do indicador** - Músculo medial e paralelo ao extensor longo do polegar (figura 2.12).

Origem: da superfície posterior do corpo da ulna, distal à origem do extensor longo do polegar, e da membrana interóssea.

Inserção: na expansão extensora do dedo indicador com o tendão do extensor dos dedos.

Ação: estende a articulação metacarpofalangeana e pode auxiliar na adução do dedo indicador.

Inervação: nervo radial contendo fibras do sexto, sétimo e oitavo nervos cervicais.

### 2.2.3.6 - Músculos da Mão

A eminência tenar compreende os músculos do polegar que ocupam o lado radial (figura 2.13).

#### **Abductor curto do polegar**

Origem: do retináculo flexor, tubérculo do osso trapézio e do osso escafoide.

Inserção: na base da falange proximal do polegar, no lado radial, e na expansão extensora.

Ação: abduz as articulações carpometacarpiana e metacarpofalangeana do polegar em direção ventral perpendicular ao plano da palma. Em virtude de sua inserção na expansão extensora dorsal, estende a articulação interfalangeana do polegar. Auxilia na oposição, e pode ajudar na flexão e rotação medial da articulação metacarpofalangeana.

Inervação: nervo mediano com fibras do sexto e sétimo nervos cervicais.

### Oponente do polegar

Origem: do retináculo flexor e tubérculo do osso trapézio.

Inserção: na extensão inteira do primeiro osso metacarpiano no lado radial.

Ação: opõe a articulação carpometacarpiana do polegar, colocando-o em uma posição tal que, pela flexão da articulação metacarpofalangeana, ele é capaz de opor-se aos dedos.

Inervação: nervo mediano com fibras do sexto e sétimo nervos cervicais.

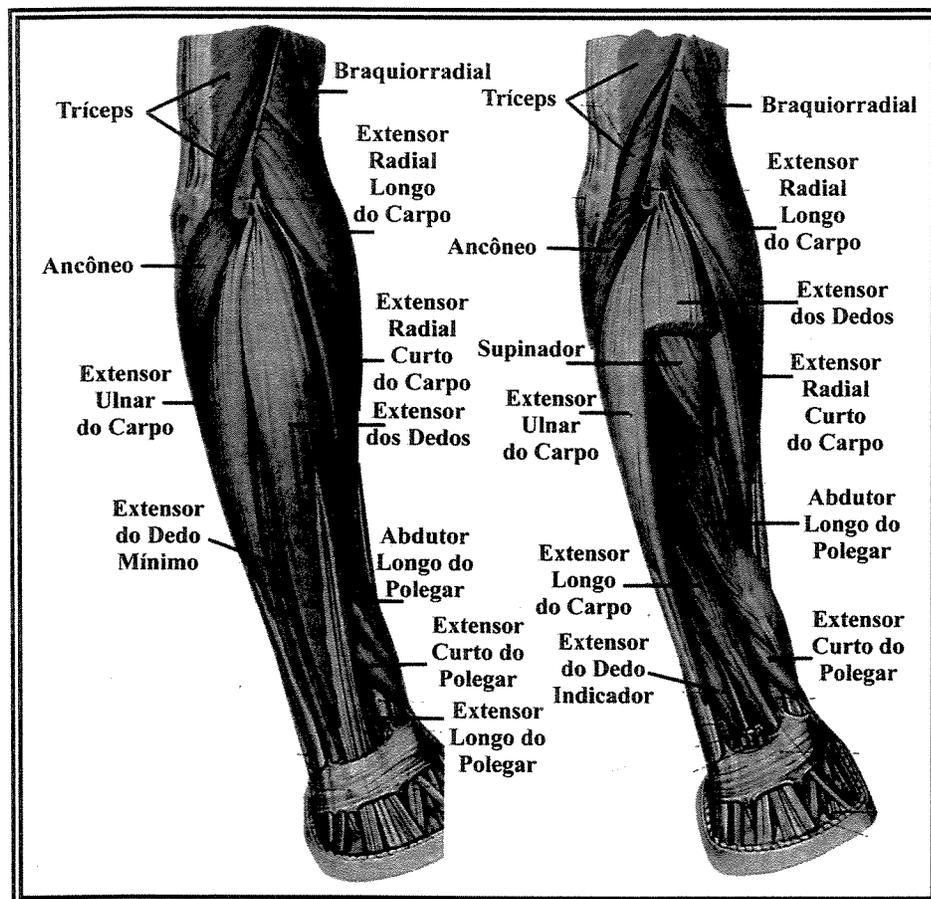


Figura 2.12 – Musculatura superficial e profunda da face posterior (dorsal) do antebraço (modificado de WOLF-HEIDEGGER, 1996).

### Flexor curto do polegar

Origem: a porção superficial origina-se no retináculo flexor e no osso trapézio, enquanto que a profunda origina-se nos ossos trapezóide e capitato.

Inserção: na base da falange proximal do polegar no lado radial, e na expansão extensora.

---

**Ação:** flete as articulações metacarpofalangeana e carpometacarpiana do polegar, e auxilia na oposição do polegar no sentido do dedo mínimo. Em virtude de sua inserção na expansão extensora dorsal, pode estender a articulação interfalangeana.

**Inervação:** a porção superficial é innervada pelo mediano com fibras do sexto e sétimo nervos cervicais. A porção profunda pelo ulnar com fibras do oitavo nervo cervical e primeiro torácico.

### **Adutor do polegar**

**Origem:** as fibras oblíquas originam-se do osso capitato e das bases do segundo e terceiro osso metacarpiano. As fibras transversais, por sua vez, originam-se da superfície palmar do terceiro osso metacarpiano.

**Inserção:** no lado ulnar da base da falange proximal do polegar.

**Ação:** Aduz a articulação carpometacarpiana, e aduz e auxilia na flexão da articulação metacarpofalangeana, de tal modo que o polegar se move no sentido do plano da palma. Ajuda, ainda, na oposição do polegar no sentido do dedo mínimo.

**Inervação:** nervo ulnar contendo fibras do oitavo nervo cervical e primeiro torácico.

A eminência hipotenar compreende os músculos do dedo mínimo, que ocupam o lado ulnar (figura 2.13).

### **Palmar curto**

**Origem:** da borda ulnar da aponeurose palmar e superfície palmar do retináculo flexor.

**Inserção:** na pele na borda ulnar da palma da mão.

**Ação:** repuxa a pele no lado ulnar da mão.

**Inervação:** nervo ulnar com fibras do oitavo nervo cervical.

### **Abdutor do dedo mínimo**

**Origem:** do tendão do flexor ulnar do carpo e osso pisiforme.

**Inserção:** na base da falange proximal do dedo mínimo no lado ulnar; e na borda da expansão extensora.

**Ação:** abduz, auxilia na oposição, e pode fletir a articulação metacarpofalangeana do dedo mínimo; e, em virtude da inserção na expansão extensora, pode auxiliar na extensão das articulações interfalangeanas.

**Inervação:** nervo ulnar com fibras se originando do oitavo nervo cervical e primeiro torácico.

---

---

### **Flexor do dedo mínimo**

Origem: do hâmulos do osso hamato, e do retináculo flexor

Inserção: na base da falange proximal do dedo mínimo no lado ulnar.

Ação: flete a articulação metacarpofalangeana do dedo mínimo e auxilia na sua oposição no sentido do polegar.

Inervação: nervo ulnar com fibras provenientes do oitavo nervo cervical e primeiro torácico.

### **Oponente do dedo mínimo**

Origem: do hâmulos do osso hamato, e do retináculo flexor.

Inserção: na extensão inteira do quinto osso metacarpiano na sua margem ulnar.

Ação: opõe a articulação carpometacarpiana do dedo mínimo, levantando a borda ulnar da mão para uma posição que opõe o dedo mínimo ao polegar.

Inervação: nervo ulnar com fibras que se originam do oitavo nervo cervical e primeiro torácico.

Os músculos intermédios são aqueles da parte média da palma e os localizados entre os metacarpos (figura 2.13).

### **Lumbricais**

Origem: o primeiro e o segundo originam-se da superfície radial dos tendões flexores profundos dos dedos indicador e médio, respectivamente. O terceiro, dos lados adjacentes dos tendões flexores profundos dos dedos médio e anular. E o quarto, dos lados adjacentes dos tendões flexores profundos dos dedos anular e mínimo.

Inserção: na borda radial da expansão extensora no dorso dos respectivos dedos.

Ação: estendem as articulações interfalangeanas e simultaneamente flexionam as articulações metacarpofalangeanas do segundo até o quinto dedos.

Inervação: os dois primeiros são inervados pelos terceiro e quarto ramos do nervo mediano, contendo fibras que se originam do sexto e sétimo nervos cervicais. O terceiro e o quarto são inervados pelo nervo ulnar, contendo fibras do oitavo nervo cervical.

### **Interósseos dorsais**

Origem: o primeiro origina-se da metade proximal da borda ulnar do primeiro osso metacarpiano e da borda radial do segundo osso metacarpiano. O segundo, terceiro e quarto originam-se dos lados adjacentes dos ossos metacarpianos em cada interespaço.

Inserção: na expansão extensora e na base da falange proximal, como se segue: o primeiro, no lado radial do dedo indicador, principalmente na base da falange proximal; o segundo, no lado radial do dedo médio; o terceiro, no lado ulnar do dedo médio, principalmente na expansão extensora; e o quarto no lado ulnar do dedo anular.

Ação: abduzem os dedos indicador, médio e anular em relação à linha axial que passa pelo terceiro dedo. Auxiliam na flexão das articulações metacarpofalangeanas e extensão das articulações interfalangeanas dos mesmos dedos.

Inervação: nervo ulnar com fibras do oitavo nervo cervical e primeiro torácico.

### Interósseos palmares

Origem: o primeiro origina-se do lado ulnar do segundo metacarpo; o segundo, do lado radial do quarto metacarpo; e o terceiro, do lado radial do quinto metacarpo.

Inserção: principalmente na expansão extensora do dedo respectivo, com possível inserção na base da falange proximal, do seguinte modo: o primeiro, no lado ulnar do dedo indicador; o segundo, no lado radial do dedo anular; e o terceiro, no lado radial do dedo mínimo.

Ação: aduzem os dedos polegar, indicador, anular e mínimo no sentido da linha axial que passa pelo terceiro dedo. Auxiliam na flexão das articulações metacarpofalangeanas, e na extensão das articulações interfalangeanas dos três dedos.

Inervação: nervo ulnar contendo fibras do oitavo nervo cervical e primeiro torácico.

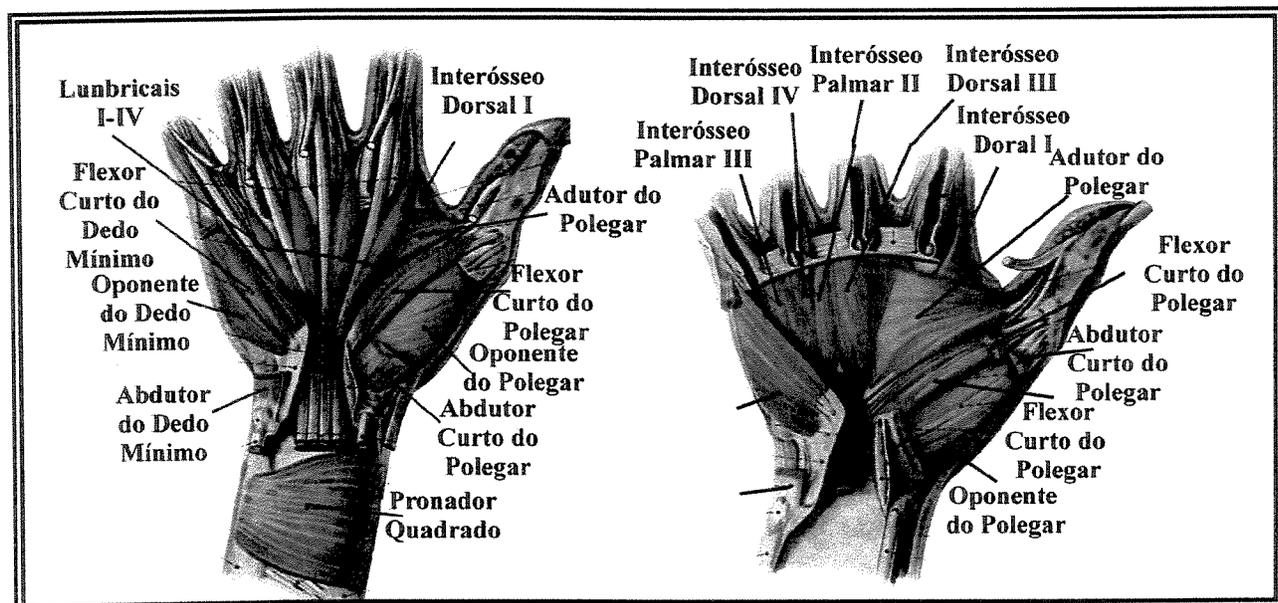


Figura 2.13 – Musculatura superficial e profunda da face palmar da mão (modificado de WOLF-HEIDEGGER, 1996).

---

## 2.2.4 – Fisiologia da Contração Muscular

### 2.2.4.1 – Estrutura do Músculo

Os músculos esqueléticos, sob o controle voluntário do sistema nervoso somático, são os responsáveis pelos movimentos de partes do esqueleto. A unidade básica do sistema muscular é denominada fibra muscular (figura 2.14-C), uma estrutura cilíndrica com diâmetro variando entre 50 e 200  $\mu\text{m}$  e comprimento que pode alcançar alguns centímetros. A fibra muscular é composta por um conjunto de centenas de proteínas especializadas denominadas miofibrilas (figura 2.14-D), de estrutura também cilíndrica que se prolongam por toda a extensão da fibra muscular.

O aspecto mais expressivo das miofibrilas é a série de bandas claras e escuras transversais, formando um padrão regular ao longo de todo o comprimento. Uma unidade desse padrão repetitivo é denominada sarcômero (figura 2.14-E), que é a unidade funcional do sistema contrátil muscular estriado. Cada sarcômero contém dois tipos de miofilamentos: grossos, compostos pela proteína contrátil miosina e localizados na zona central (banda A), e finos, contendo a proteína contrátil actina e fixados nas extremidades (linha Z) delimitando o sarcômero. A região entre as extremidades das bandas A de dois sarcômeros adjacentes denomina-se banda I. As moléculas de actina são arranjadas em duas cadeias entrelaçadas helicoidalmente (figura 2.14-F). A miosina, por sua vez, constitui uma molécula muito maior, com uma extremidade globular que se projeta para formar as pontes cruzadas (figura 2.14-F e G). Cada extremidade globular contém um sítio de ligação capaz de se unir com um sítio complementar de uma molécula de actina. Nos miofilamentos finos encontram-se ainda duas outras proteínas, a tropomina e a tropomiosina, que controlam a interação entre as proteínas contráteis. Na fibra muscular relaxada, a tropomiosina cobre os sítios de ligação nas moléculas de actina, e é mantida nessa posição de bloqueio por moléculas de tropomina, impedindo a interação entre as moléculas de actina e miosina (ROBINSON, 1995; GHEZ, 1991a).

Envolvendo cada miofibrila encontra-se um sistema tubular chamado de retículo sarcoplasmático (figura 2.15). Um segmento do retículo circunda a região da banda A, enquanto um outro segmento idêntico circunda a banda I. Cada um desses segmentos possui em suas extremidades regiões alargadas formando as vesículas laterais que contém íons cálcio. Uma estrutura tubular contínua, o túbulo t, atravessa a fibra ao nível de cada junção A-I, passando entre segmentos adjacentes do retículo sarcoplasmático e ligando-se eventualmente à membrana plasmática da fibra muscular. Tal como a membrana plasmática, a membrana do túbulo t é capaz de propagar potenciais de ação.

As fibras musculares podem ser subdivididas em duas classes distintas, cada uma com propriedades fisiológicas e bioquímicas diferentes. As fibras musculares rápidas, apresentam a capacidade de contrair e relaxar em um curto espaço de tempo e de desenvolver maiores forças de contração. Por outro lado, fadigam rapidamente sendo mais adequadas para atividades intensas e de curta duração. As fibras musculares lentas, por sua vez, além de desenvolverem níveis de força inferiores, requerem um tempo maior para contrair e relaxar. São adequadas para atividades que requerem a manutenção da força de contração por serem mais resistentes à fadiga muscular (GHEZ, 1991a).

Os músculos esqueléticos são innervados por fibras mielinizadas e desmielinizadas, que innervam não somente as fibras musculares mas também receptores sensoriais que monitoram a atividade muscular. Os receptores sensoriais bem como fibras nervosas aferentes transmitem as informações como posição e estado de contração para o sistema nervoso central, possibilitando a regulação e modulação da atividade muscular. Os receptores sensoriais incluem fusos musculares que monitoram o comprimento muscular, a taxa de variação do comprimento e a força muscular e os órgãos tendinosos de Golgi que monitoram a tensão gerada pelo músculo durante a contração.

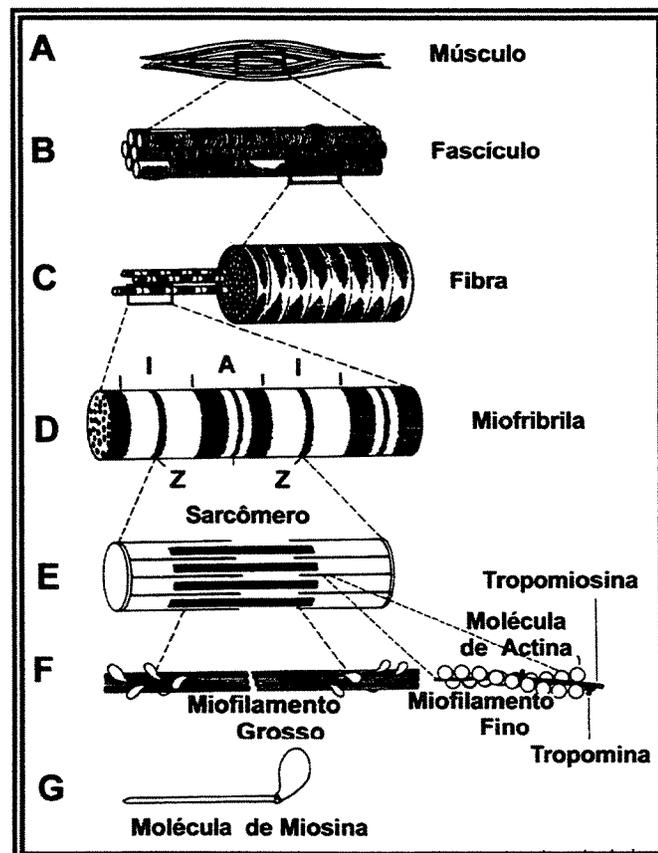


Figura 2.14 - Organização estrutural do músculo esquelético (adaptado de ROBINSON, 1995).

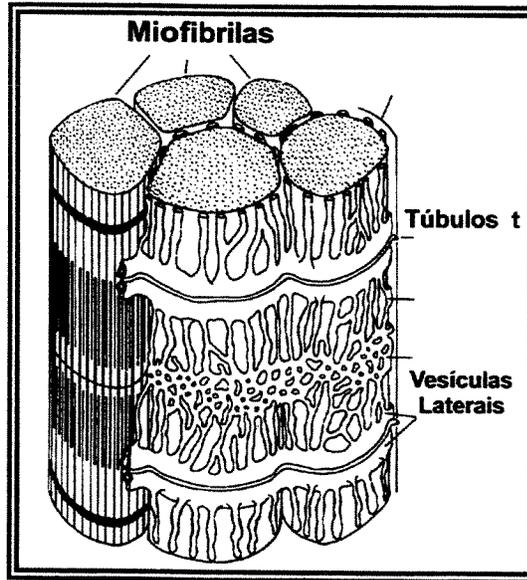


Figura 2.15 - Retículo sarcoplasmático envolvendo as miofibrilas (adaptado de ROBINSON, 1995).

#### 2.2.4.2 – Acoplamento Excitação-Contração

Os eventos elétricos e químicos que descrevem o processo de contração muscular são denominados de acoplamento excitação – contração. Para ativar o processo, o sistema nervoso inicia potenciais de ação nos motoneurônios  $\alpha$  que se propagam ao longo da fibra periférica até os terminais do nervo motor que formam junções com as fibras musculares (figura 2.16). Nas extremidades terminais do nervo motor encontram-se vesículas que contém o mediador químico acetilcolina. Quando o potencial de ação atinge a junção, ele despolariza a membrana nervosa, aumentando sua permeabilidade ao cálcio, que se difunde para dentro do terminal. O cálcio deflagra a fusão das vesículas com a membrana do nervo permitindo-lhes liberar a acetilcolina na fenda extracelular que separa as membranas nervosa e muscular (ROBINSON, 1995).

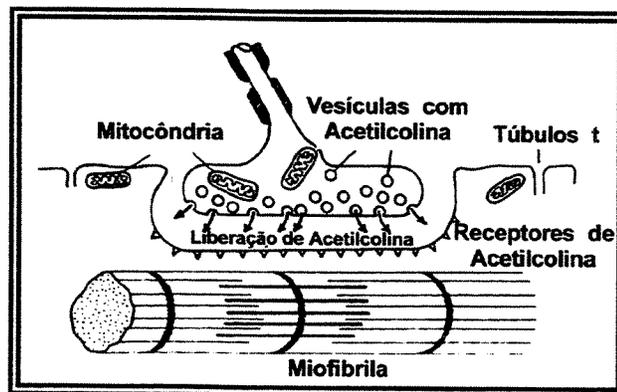


Figura 2.16 – Junção neuromuscular (adaptado de ROBINSON, 1995).

---

A acetilcolina combina-se com sítios receptores na placa motora (região da membrana muscular logo abaixo da porção terminal do nervo motor), provocando um aumento da permeabilidade dessa membrana aos íons sódio e potássio, conduzindo a uma despolarização e propagação do potencial de ação ao longo da membrana, pelo mesmo mecanismo descrito para membranas de células nervosas. A medida que o potencial de ação se propaga ele encontra as invaginações dos túbulos t. O processo de despolarização segue ao longo dos túbulos t deflagrando a abertura dos canais de cálcio, aumentando a permeabilidade da membrana das vesículas laterais do retículo sarcoplasmático. Uma vez que o retículo possui uma alta concentração de íons cálcio em comparação às células musculares, verifica-se a rápida difusão dos íons do retículo para a região dos miofilamentos finos. O cálcio livre se liga às moléculas de tropomina, provocando alterações estruturais, liberando os sítios de ligação na actina para as pontes cruzadas de miosina. Estabelecida a conexão entre as proteínas contráteis, verifica-se a rotação da extremidade globular da miosina, exercendo uma força que puxa os filamentos finos sobre os filamentos grossos em direção ao centro do sarcômero (banda A), resultando no encurtamento do sarcômero (figura 2.17). Quando a extremidade globular da miosina atinge o seu ponto máximo de rotação, ela se dissocia dos filamentos de actina, retornando à sua posição original, para se associar a outros sítios da actina. Esse ciclo é repetido várias vezes durante uma única contração, mediante o desligamento entre as proteínas contráteis e refixação em uma nova localização. Esse processo irá continuar enquanto houver energia suficiente e sítios de actina desbloqueados (ROBINSON, 1995; GHEZ, 1991a).

O cálcio é retirado da interface através de um sistema de transporte ativo da membrana do retículo sarcoplasmático. A diminuição de concentração de cálcio nas células musculares, provoca a dissociação do cálcio da tropomina, que retorna a sua estrutura original, fazendo com que a tropomiosina volte a bloquear os sítios de ligação da actina. Quando todos os sítios estiverem bloqueados, não haverá mais interações entre os miofilamentos, cessando a contração muscular.

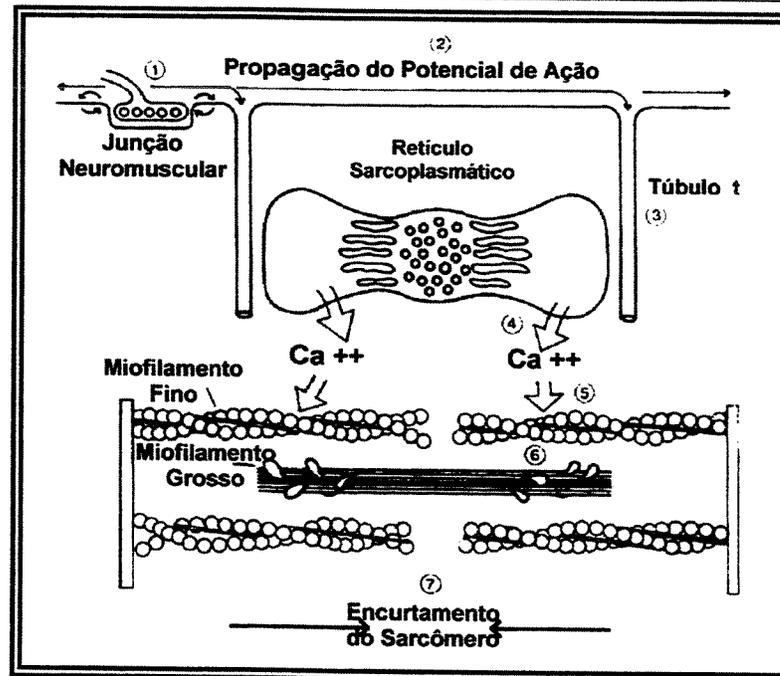


Figura 2.17 - Diagrama representativo da seqüência de eventos durante a contração muscular. (1) Ativação da junção neuromuscular e início do potencial de ação. (2) Propagação do potencial de ação ao longo da membrana muscular. (3) Condução do potencial de ação ao longo dos túbulos t. (4) Liberação de cálcio pelo retículo sarcoplasmático. (5) Ligação do cálcio à tropomiosina e conseqüente movimentação da tropomiosina. (6) Formação das pontes cruzadas entre miosina e actina. (7) Encurtamento do sarcômero (adaptado de ROBINSON, 1995).

### 2.2.4.3 – Fatores que Influenciam na Força de Contração

#### Comprimento Inicial do Músculo

A relação entre a força desenvolvida durante a contração e o comprimento inicial do músculo, representada no diagrama da figura 2.18, pode ser explicada em termos do grau de superposição entre os filamentos grossos e finos que constituem o sarcômero, ou do número de pontes cruzadas que podem ser formadas.

Para um comprimento muscular no qual não há superposição entre os filamentos grossos e finos (comprimento *a*), nenhuma ponte cruzada será formada e portanto a tensão desenvolvida será nula. Com a superposição dos filamentos (segmento *ab*) a tensão que será desenvolvida aumenta linearmente com a diminuição do comprimento, em função do aumento progressivo do número de interações (pontes cruzadas) possíveis. A força máxima ocorre para um comprimento muscular dentro do intervalo de +/- 10% do comprimento de repouso (segmento *bc*), no qual verifica-se a formação do maior número de pontes cruzadas possíveis. Uma redução no comprimento muscular além deste intervalo (segmento *cd*), corresponde a uma superposição entre os filamentos finos, reduzindo o número de pontes cruzadas que podem ser formadas, e conseqüentemente a força que

poderia ser desenvolvida. Essa redução da força continua (segmento *de*) até deformar os miofilamentos grossos (comprimento *e*), que ficam comprimidos entre duas linhas z (GHEZ, 1991a).

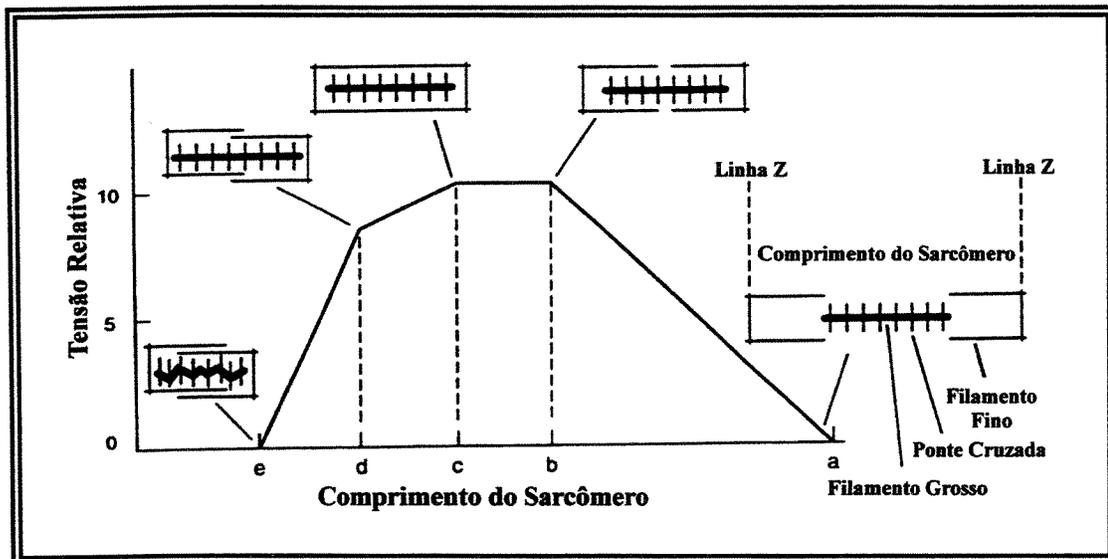


Figura 2.18 – Relação entre força desenvolvida durante a contração e comprimento muscular (adaptado de GHEZ, 1991a).

### Frequência de Ativação

A frequência de ativação das unidades motoras é outro fator que afeta a força total desenvolvida no músculo. Quando o músculo é ativado por sucessivos potenciais de ação a intervalos menores que o tempo necessário para uma contração e posterior relaxamento, a força total desenvolvida aumenta em função da fusão entre contrações simples. Havendo o início do processo de relaxamento (retirada do cálcio e bloqueio dos sítios de ligação entre os miofilamentos), verifica-se um padrão de força com oscilações, uma vez que os estímulos sucessivos ativam o músculo após o pico de força de uma contração simples ser atingido. Aumentando-se a frequência de ativação obtém-se uma resposta progressivamente mais forte, suave e homogênea, atingindo o ponto máximo de fusão na chamada resposta tetânica (figura 2.19). O tempo em que uma fibra muscular pode manter uma contração tetânica depende da capacidade do metabolismo muscular em fornecer energia para os elementos contráteis. Uma diminuição do suprimento de energia, resulta no estado de fadiga muscular, caracterizado pela diminuição da força total desenvolvida.

O padrão fisiológico de ativação raramente ultrapassa 30 Hz. E apesar dessa frequência não produzir a fusão completa entre as contrações, o movimento resultante é suave, não apresentando oscilações. Isto ocorre em função do caráter assíncrono da ativação de diferentes unidades motoras.

Isto é, as unidades motoras não são ativadas todas ao mesmo tempo e as frequências de ativação também podem diferir entre si (GHEZ, 1991a; ROBINSON, 1995).

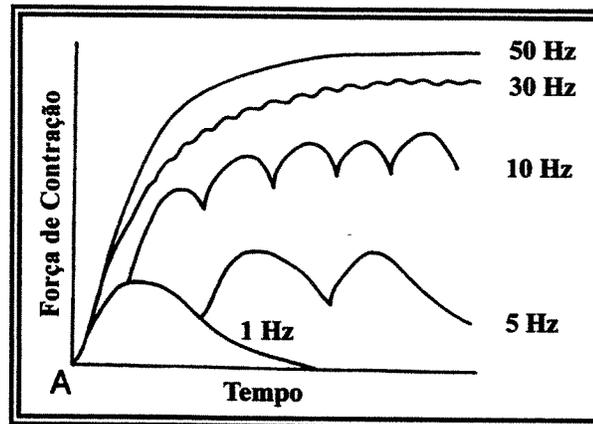


Figure 2.19 – Variação do padrão de força desenvolvido em função da frequência de ativação (adaptado de ROBINSON, 1995).

### Recrutamento de Fibras Musculares

Outro fator associado com a regulação da força de contração muscular é o número de fibras ativadas durante uma contração. O aumento do número de unidades musculares recrutadas resulta em um aumento da força desenvolvida para uma frequência de ativação fixa, simplesmente pelo aumento do número total de pontes cruzadas que se formam.

A ordem de recrutamento de unidades motoras, seja para uma atividade reflexa ou voluntária, baseia-se no princípio do tamanho. Os motoneurônios com diâmetro reduzido, que inervam as fibras musculares lentas e mais resistentes a fadiga, mas com menor poder de força, são ativados primeiro. Se houver a necessidade de desenvolver forças maiores, para desempenhar a atividade requerida, promove-se o recrutamento de motoneurônios com diâmetros maiores, que inervam as fibras musculares mais rápidas, com maior poder de força, mas menos resistentes à fadiga (GHEZ, 1991a; ROBINSON, 1995).

---

# **TETRAPLEGIA E HEMIPLEGIA**

---

### 3.1 – Lesão Medular

A medula espinhal não é apenas uma via de comunicação entre os centros superiores e a periferia, mas também um centro regulador de inúmeras funções. Um trauma ou doença que altere a função medular produz, como consequência, além de déficits sensitivos e motores, alterações viscerais, sexuais e tróficas. Diversos são os aparelhos e sistemas envolvidos pela lesão medular, requerendo uma abordagem multidisciplinar no processo de reabilitação, em função da complexidade do quadro clínico que se instaura (LIANZA et. al., 1995). O atendimento de emergência de lesados medulares deve basear-se no suporte das funções vitais e prevenção de danos secundários à medula através de técnicas de manejo e imobilização. Todo esforço da equipe que atua no processo de reabilitação do lesado medular deve convergir, num primeiro momento, à estabilização do quadro clínico que se instaura, prevenindo-se contra o aparecimento de complicações secundárias decorrentes, e num segundo momento, agir no sentido de maximizar os potenciais físicos e psicológicos do indivíduo, proporcionando-lhe os meios para melhorar a sua qualidade de vida, reintegrando-o na sociedade, seja com relação às atividades cotidianas, recreativas ou profissionais. Uma descrição detalhada de todo esse processo foge à abrangência deste trabalho, que visa a introdução de alguns conceitos fundamentais ao entendimento das expectativas funcionais de pacientes lesados medulares, especificamente no que se refere aos membros superiores, após atingirem um quadro clínico estável.

#### 3.1.1 - Classificação

As manifestações clínicas resultantes da lesão medular dependem dos efeitos fisiopatológicos que essa lesão provocou sobre a medula, devendo ser considerados os seguintes aspectos: etiologia, nível de lesão, grau da lesão no plano transversal, grau da lesão no plano longitudinal e tempo de instalação da lesão.

As lesões da medula espinhal podem ser divididas em duas classes etiológicas: lesões traumáticas e lesões não traumáticas. As influências traumáticas são, de longe, a causa mais freqüente de lesão, e entre elas destacam-se os acidentes de automóvel ou moto, mergulho em águas rasas, quedas e ferimentos por armas brancas e armas de fogo. As lesões não traumáticas resultam de uma doença ou influência patológica, como por exemplo disfunções vasculares (trombose e embolias), tumores, infecções (abscessos e mielites), malformações (mielomeningocele) e doenças degenerativas (esclerose múltipla).

---

Quanto ao nível de lesão, distinguem-se duas categorias funcionais: tetraplegia e paraplegia. Tetraplegia diz respeito às lesões no segmento cervical, atingindo os quatro membros e o tronco. Paraplegia refere-se às lesões nos segmentos torácico, lombar ou sacral, podendo atingir parte do tronco e os membros inferiores. Para a identificação do nível específico da lesão, o método mais comumente utilizado, consiste em indicar o nível neurológico da lesão, referenciando o segmento mais distal da medula com funções sensorial e motora preservadas em ambos os lados. O nível de lesão sensorial deve ser obtido a partir da avaliação da sensibilidade nos 28 dermatômos (área da pele inervada por fibras sensoriais originadas de um mesmo segmento medular) (figura 3.1). O nível de lesão motora deve ser obtido a partir da avaliação da função motora nos 10 miótomos (músculos inervados por fibras motoras originadas de um mesmo segmento medular) (tabela 3.1). Para os miótomos que não são clinicamente testáveis por exame manual do músculo (C1 a C4, T2 a L1 e S2 a S5) assume-se o nível motor como sendo o mesmo do nível sensorial (MAYNARD JR. et. al., 1997).

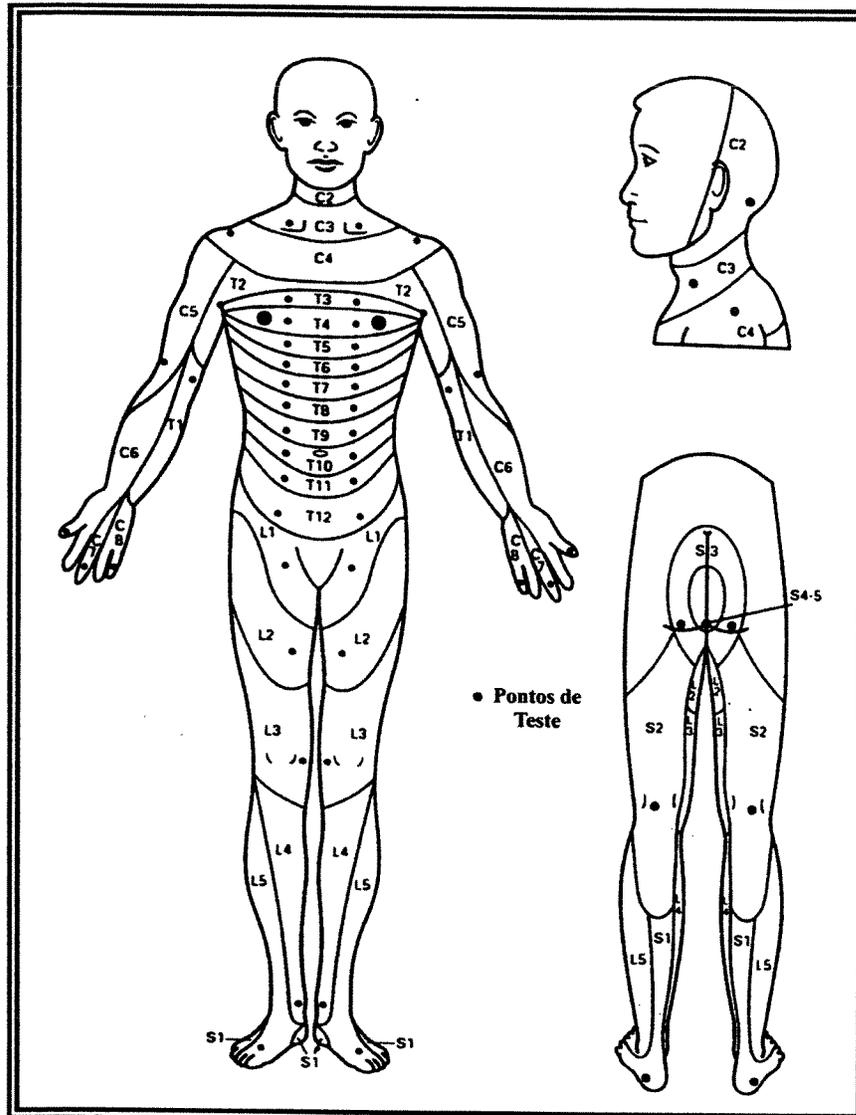


Figura 3.1 – Dermatômeros e pontos de teste para definição do nível sensorial de lesão (adaptado de (MAYNARD JR. et. al., 1997)).

Tabela 3.1 – Músculos chaves para a determinação do nível motor da lesão (baseado em MAYNARD JR. et. al., 1997).

Inervação	Músculos Chave
C5	Flexores do cotovelo – bíceps e braquial
C6	Extensores do punho - extensor radial longo e curto do carpo
C7	Extensores do cotovelo – tríceps
C8	Flexores dos dedos para o dedo médio - flexor profundo dos dedos
T1	Abdutor do dedo mínimo
L2	Flexores do quadril – iliopsoas
L3	Extensores do joelho – quadríceps
L4	Flexores dorsais do tornozelo – tibial anterior
L5	Extensor longo do hálux
S1	Flexores plantares do tornozelo – gastrocnêmio, sóleo

O grau de lesão no plano transversal pode ser completa ou incompleta. As lesões completas comprometem todas as estruturas medulares no plano horizontal, abolindo as funções abaixo do nível da lesão, sejam elas motoras, sensitivas ou autônomas. As lesões incompletas atingem alguns feixes neuronais e/ou substância cinzenta, caracterizando-se pela preservação de alguma função abaixo do nível da lesão, indicada inicialmente por um “sacro preservado” (sensação perianal, tônus no esfíncter retal, ou flexão ativa dos dedos dos pés). O quadro clínico apresentado pelas lesões incompletas é imprevisível, em função do grande número de funções sensitivas e motoras abaixo do nível de lesão, com padrões variáveis de recuperação. Neste caso, dependendo das estruturas nervosas comprometidas dá-se origem a uma grande variedade de síndromes específicas como a Síndrome de Brown-Sequard (hemiseção da medula) e as Síndromes Medulares Anterior, Central ou Posterior (STAUFFER, 1975; O’SULLIVAN e SCHMITZ, 1993). No plano longitudinal a lesão pode estender-se, podendo atingir vários segmentos.

### 3.1.2 – Quadro Clínico

Imediatamente após a lesão, há um período de arreflexia denominado choque medular, caracterizado pela ausência de toda a atividade reflexa, flacidez dos músculos e anestesia (perda da sensibilidade) abaixo do nível de lesão (O’SULLIVAN e SCHMITZ, 1993; LIANZA et. al., 1995). Esse período pode manter-se durante dias ou meses, mas a duração média é de aproximadamente três

---

semanas (LIANZA et. al., 1995). Superada a fase de choque medular, inicia-se a reorganização funcional dos sistemas medulares localizados abaixo do nível da lesão.

A medula, liberada das influências inibidoras supra-medulares, reage de forma excessiva e desordenada aos estímulos aferentes periféricos (cutâneos, musculares, articulares e viscerais) dando lugar a respostas reflexas (movimentos automáticos) localizadas ou em massa, aumentando o tônus muscular e a resistência ao movimento passivo. Esta espasticidade varia quanto ao grau de gravidade, podendo ser usada em benefício de atividades funcionais ou interferir no processo de reabilitação, podendo ser um fator de limitação à função independente. Este quadro, contudo, estará presente apenas nos portadores de lesão tipo neurônio motor superior. Nos demais o quadro de flacidez muscular persistirá pela ausência do arco reflexo (O'SULLIVAN e SCHMITS, 1993; LIANZA et. al., 1995). Porém, mesmo na presença de espasticidade, nota-se uma atrofia muscular significativa, associada a alterações histoquímicas nos músculos paralisados. Há uma predominância de fibras rápidas, com metabolismo anaeróbico, e menos resistentes à fadiga, sobre fibras lentas, com metabolismo aeróbico e mais resistentes à fadiga, redução na concentração de mitocôndrias, no nível de enzimas oxidativas e no número de capilares sangüíneos (RAGNARSSON, 1988b).

Quando a lesão é completa, o hipotálamo não pode mais controlar a atividade vasomotora, nem o nível de sudorese. A capacidade de tremer se perde, a vasodilatação não ocorre em resposta ao calor, nem a vasoconstrição em resposta ao frio. Essas alterações na regulação térmica resultam em uma significativa influência do ambiente externo sobre a temperatura corporal. E embora ocorra uma melhora das respostas termorreguladoras ao longo do tempo, indivíduos tetraplégicos costumam sofrer um prejuízo prolongado com a regulação da temperatura corporal.

A função respiratória também varia consideravelmente, dependendo do nível da lesão. Todos os indivíduos tetraplégicos demonstram algum comprometimento da função respiratória, diminuindo a ventilação e a capacidade vital. Nas lesões mais elevadas, entre C1 e C3 a inervação do nervo frênico e a respiração espontânea ficam significativamente prejudicadas, ou se perdem, sendo necessário a utilização de ventilador artificial ou estimulador do nervo frênico, para a manutenção da vida. Nas lesões mais baixas o nível de disfunção está diretamente relacionada às funções residuais dos músculos respiratórios (O'SULLIVAN e SCHMITS, 1993).

O quadro clínico que se instaura é caracterizado, ainda, por disfunções intestinais, urinárias e sexuais. Há a diminuição ou abolição do peristaltismo acompanhada de retenção fecal. Estas alterações podem levar ao aumento da excursão do diafragma, acentuando as dificuldades respiratórias. A regularização da função intestinal é indispensável à reabilitação do lesado medular, não só por permitir um adequado convívio social, mas também por dar melhores condições gerais ao

---

indivíduo e evitar o agravamento de certos sintomas ou sinais relacionados à obstipação, como por exemplo, o aumento da espasticidade e do automatismo. Associado ainda a este quadro, encontra-se a impossibilidade de um controle efetivo dos esfíncteres, fator este que limita o programa de reabilitação, não só pelas dificuldades psicossociais, como pelas repercussões orgânicas causadas pelas complicações da incontinência (LIANZA et. al., 1995).

Além disso, complicações secundárias podem agravar o quadro clínico, reduzindo assim, a qualidade de vida dos indivíduos. Nesses casos, a abordagem preventiva é o tratamento mais eficaz. Dentre as complicações potenciais que podem ocorrer, algumas merecem destaque (O'SULLIVAN e SCHMITS, 1993; LIANZA et. al., 1995).

**Úlceras de pressão** – A pressão continuada em uma mesma região, por longos períodos de tempo, pela falta de sensibilidade e déficit motor, leva a uma diminuição da circulação periférica e esta isquemia evolui para a necrose, com a conseqüente formação de uma úlcera sobre a pele ou tecido subcutâneo. Estas ulcerações estão sujeitas à infecção, que pode migrar até o tecido ósseo. As infecções urinárias e respiratórias são importantes fatores no desencadeamento das úlceras, por diminuírem a resistência do organismo. Os automatismos e a espasticidade são outros fatores que devem ser controlados para a redução do atrito nas articulações.

**Hipotensão ortostática** – Corresponde a uma queda na pressão sanguínea, decorrente da perda do controle simpático de vasoconstrição, quando o indivíduo é deslocado da posição horizontal para a vertical. Essa alteração para a posição sentada deve ser lenta e progressiva, possibilitando ao organismo os ajustes e adaptações necessárias.

**Trombose venosa profunda** – É caracterizada pelo desenvolvimento de coágulo sangüíneo anormal no interior de um vaso, em função da diminuição da velocidade circulatória, prejuízo do retorno venoso e alterações nos fatores da coagulação decorrentes da lesão medular.

**Disreflexia autonômica** – Esta síndrome, de instalação brusca, se caracteriza clinicamente por fenômenos de vasodilatação cutânea a nível de cabeça e pescoço, bradicardia, hipertensão, cefaléia intensa, hipersudorese e piloereção, que surgem como resposta exagerada a estímulos aferentes abaixo do nível da lesão.

**Contraturas** – Ocorrem diante do prolongado encurtamento das estruturas, através e em torno de uma articulação, resultando na limitação da amplitude dos movimento e até em deformações irreversíveis. A ausência da função muscular ativa, a espasticidade, mau posicionamento e ausência de exercícios passivos são fatores que predis põem o lesado medular ao desenvolvimento das contraturas.

---

Ossificação Paraarticulares – É caracterizada por uma osteogênese e endurecimento de tecidos moles subjacentes as articulações, em função das inúmeras alterações metabólicas decorrentes da lesão medular em especial o metabolismo do cálcio.

Osteoporose – Alterações no metabolismo do cálcio, a falta de solicitação dos ossos através de contrações musculares ativas e a ausência de tensões aplicadas, no sentido longitudinal, sobre o sistema esquelético em atividades de sustentação dinâmica do peso corporal, também contribuem para um desequilíbrio entre a neoformação e reabsorção óssea, resultando em uma perda significativa de massa óssea e aumento da susceptibilidade a fraturas.

Cálculos renais - Em decorrência dessa reabsorção óssea maior, há grandes concentrações de cálcio presentes no sistema urinário, criando a predisposição para a formação de cálculos.

### **3.1.3 – Prognóstico**

Nas lesões completas não é esperada qualquer melhora motora, senão a que pode ocorrer pelo retorno de raízes nervosas, dentro dos seis primeiros meses pós lesão. Nos casos de lesões incompletas os indivíduos terão alguma melhora progressiva do retorno muscular. Com o tempo, a velocidade de recuperação cairá até o quadro estabilizar, geralmente no final do primeiro ano pós lesão, quando então não se espera recuperações adicionais (STAUFFER, 1975; O’SULLIVAN e SCHMITZ, 1993).

O potencial para a recuperação está, portanto, diretamente relacionado à extensão da lesão. A tabela 3.2 apresenta expectativas funcionais razoáveis, para os diversos níveis de lesão cervical, tomando como referência um indivíduo jovem e sadio, não perturbado por complicações secundárias. Estas informações podem ser utilizadas como um guia, possibilitando a definição de metas realistas durante o processo de reabilitação. Contudo, é importante considerar os potenciais de cada indivíduo independentemente, com base em avaliações periódicas, e não se apegar demasiadamente as normas e regras preestabelecidas (O’SULLIVAN e SCHMITZ, 1993).

Tabela 3.2 – Expectativas Funcionais de Tetraplégicos, considerando-se lesões completas (baseado em O'SULLIVAN et. al., 1993).

Nível	Musculatura Preservada	Movimentos Disponíveis	Capacitações Funcionais
C1 C2 C3	músculos da face e pescoço	Fala Mastigação Atos de sorver e soprar	Totalmente dependente. Uso de ventilação artificial ou estimulador do nervo frênico.
C4	Diafragma Trapézio	Respiração Elevação escapular	Totalmente dependente.
C5	Bíceps, Braquial Braquiorradial Deltóide Infra-espinhoso Rombóides Supinador	Flexão e supinação do cotovelo Rotação, abdução e flexão do ombro	Semi-dependente nas atividades cotidianas, com limitações e utilização de adaptações. Locomoção em cadeira de rodas com projeções no aro (superfícies planas). Dependente para transferências.
C6	Extensor radial do carpo Grande peitoral Pronador redondo Serrátil anterior Redondo menor	Flexão, extensão, rotação e adução do ombro Abdução e rotação da escápula Pronação do antebraço Extensão do punho	Semi-independente nas atividades cotidianas com uso de adaptações. Preensão através do movimento compensatório do punho e tenodese natural dos flexores. Semi-independente para transferências. Locomoção em cadeira de rodas (superfícies planas). Dirigir automóveis com controles manuais.
C7	Extensores do polegar Extensores extrínsecos dos dedos Flexor radial do carpo Tríceps	Extensão do cotovelo Flexão do punho Extensão dos dedos	Independente nas atividades cotidianas. Independente para transferências. Locomoção em cadeira de rodas. Dirigir automóveis adaptados com controles manuais.
C8	Flexores intrínsecos e extrínsecos dos dedos Flexor ulnar do carpo Flexores do polegar	Completa inervação dos membros superiores	Independente nas atividades cotidianas. Independente para transferências. Locomoção em cadeira de rodas. Dirigir automóveis adaptados com controles manuais.

### 3.1.4 – Reabilitação Motora

A reabilitação motora, dos membros superiores de tetraplégicos, objetiva principalmente a prevenção de complicações secundárias, a manutenção do condicionamento muscular, aumentando a força de contração de músculos sob controle voluntário, e mantendo a amplitude de movimento de

---

articulações, mediante exercícios de movimentos passivos nas extremidades paralisadas (RAGNARSSON, 1988b). O treinamento na execução de atividades do cotidiano também deve se incentivar, seja com a utilização de adaptações, órteses, ou com a musculatura remanescente, sob controle voluntário.

Técnicas cirúrgicas reconstrutivas têm sido utilizadas visando restaurar alguma função da mão. A oportunidade de estender o controle voluntário para outras articulações aumenta a capacidade funcional do membro e conseqüentemente aumenta a autonomia e independência do lesado medular. O método mais comum corresponde a utilização conjunta de transferência e tenodese de tendões, bem como artrodese de articulações para estabilização. A transferência de tendão corresponde a utilização de músculos sob controle voluntário para desempenhar a ação de músculos paralisados, enquanto a tenodese, pela fixação do tendão a uma extremidade óssea, promove a fusão de duas articulações de tal maneira que o movimento voluntário de uma articulação proximal resulta no movimento conjunto da articulação distal. O procedimento de artrodese, por sua vez, baseia-se na fixação da articulação em uma posição mais adequada ao movimento pretendido.

Os maiores beneficiários são os indivíduos com lesões aos níveis de C5 e C6, restaurando extensão do cotovelo e punho e padrões de preensão palmar e lateral. Indivíduos com lesões ao nível de C7 também podem se beneficiar destes procedimentos, mediante a restauração do movimento de flexão dos dedos.

Para o nível de lesão em C5, os músculos geralmente disponíveis para a transferência são o deltóide e o braquiorradial. Nesse grupo, o procedimento mais útil é a transferência do braquiorradial para o extensor radial curto do carpo para restaurar o movimento de extensão do punho e a transferência do deltóide para o tríceps promovendo a extensão do cotovelo (FREEHAFER, 1991; WATERS et. al., 1996).

Em indivíduos com lesão ao nível de C6, verifica-se a presença de uma preensão lateral pelo desenvolvimento de uma tenodese natural dos músculos flexores dos dedos e polegar, de tal forma que pela extensão do punho obtém-se a flexão dos dedos e do polegar, enquanto a flexão do punho resulta na extensão dessas articulações, como mostra a figura 3.2.

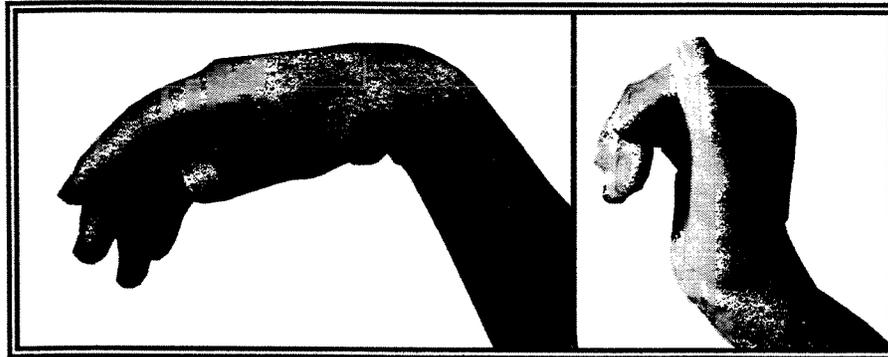


Figura 3.2 – Tenodese natural dos flexores dos dedos e polegar desenvolvida em indivíduos com lesão ao nível de C6 (adaptada de WATERS et. al., 1996).

Para aqueles que não desenvolveram essa tenodese naturalmente, pode-se utilizar o procedimento cirúrgico para a obtenção da preensão lateral. Outra alternativa seria a transferência de tendões de maneira a conseguir a flexão dos dedos e do polegar de forma ativa e não por movimentos compensatórios. Para isso, pode-se transferir o braquiorradial para o flexor longo do polegar e o flexor radial do carpo, pronador redondo ou extensor radial longo do carpo para o flexor profundo dos dedos (WATERS et. al. 1996). Inversamente, o braquiorradial pode ser utilizado para a flexão dos dedos e o pronador redondo ou extensor radial longo do carpo para a oposição do polegar (FREEHAFER, 1991). De qualquer forma, a utilização do extensor radial longo do carpo só poderá ser usado se o extensor radial curto do carpo for suficiente para a preservação do movimento de extensão do punho. Outra configuração que pode ser utilizada constitui na fixação da articulação carpometacarpiana do polegar, transferência do braquiorradial para os extensores dos dedos e polegar, estabilização das articulações metacarpofalangeanas dos dedos, transferência do pronador redondo para o flexor radial do carpo e do extensor radial longo do carpo para o flexor profundo dos dedos e para o flexor longo do polegar (ZANCOLLI, 1975).

A restauração da extensão do cotovelo também costuma ser realizada nesses indivíduos.

Os indivíduos com lesão ao nível de C7 não possuem flexão dos dedos e do polegar nem a musculatura intrínseca da mão. Nestes casos o objetivo restringe-se a restauração de uma preensão ativa através da transferência do braquiorradial para o flexor longo do polegar e do flexor radial do carpo, pronador redondo ou extensor radial longo do carpo para o flexor profundo dos dedos (WATERS, 1996).

A utilização de órteses é outro método empregado no processo de reabilitação de membros superiores, conjuntamente com outras modalidades de tratamento fisioterápico para manter a amplitude de movimento evitando contraturas ou mesmo proporcionando a restauração da função do membro superior.

Nas órteses estáticas, que não possuem partes móveis, as articulações ficam imobilizadas em uma posição adequada, visando prevenir o mau posicionamento por tempo prolongado. A mais utilizada é a estabilização do punho na posição de função (20 graus de extensão), que pode deixar os dedos livres para movimentação ou mantê-los em extensão. Existem várias configurações para a órtese de punho dentre elas as da figura 3.3. Órteses estáticas para cotovelo e ombro (figura 3.4) também são usadas para melhorar o posicionamento do membro, prevenindo complicações articulares (SORELL et. al., 1984; RAGNARSSON, 1988a).

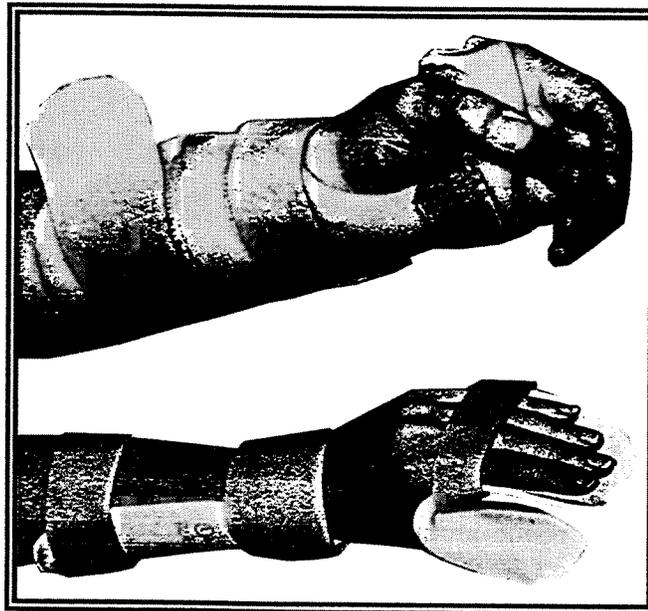


Figura 3.3 – Órteses estática de punho (adaptado de SORELL, 1984).

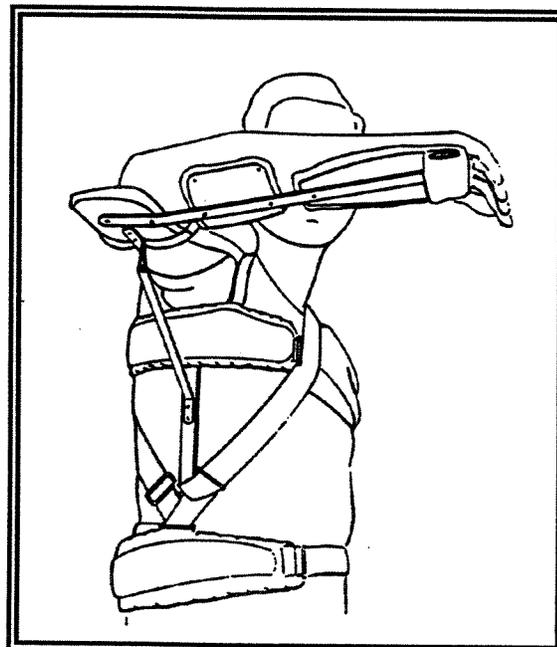


Figura 3.4 – Órtese estática para ombro (extraído de RAGNARSSON, 1988a).

As órteses funcionais, por outro lado, não só permitem a mobilidade das articulações mas contribuem efetivamente na restauração da função perdida com a lesão. Uma delas baseia-se na preensão através da tenodese dos flexores, a partir do movimento do punho. Nesta órtese, as articulações interfalangeanas e metacarpofalangeanas do indicador, dedo médio e do polegar são manipuladas através dos movimentos de extensão e flexão do punho, resultando na flexão ou extensão dos dedos e do polegar (figura 3.5). Caso o movimento do punho não possa ser desenvolvido voluntariamente por indivíduos com lesões aos níveis de C5 e C6, uma fonte externa, que pode ser elétrica ou pneumática e até mesmo um músculo proximal sob controle voluntário, desempenha esta função. Órteses dinâmicas para o posicionamento e movimentação do cotovelo e ombro também podem ser utilizadas por indivíduos com lesões aos níveis de C4 e C5, para facilitar ou restaurar a função do membro superior. A figura 3.6 mostra uma órtese funcional para suporte do antebraço, que permite, mediante o movimento horizontal, que a mão atinja a boca ou a cabeça (SORELL et. al., 1984; RAGNARSSON, 1988a).

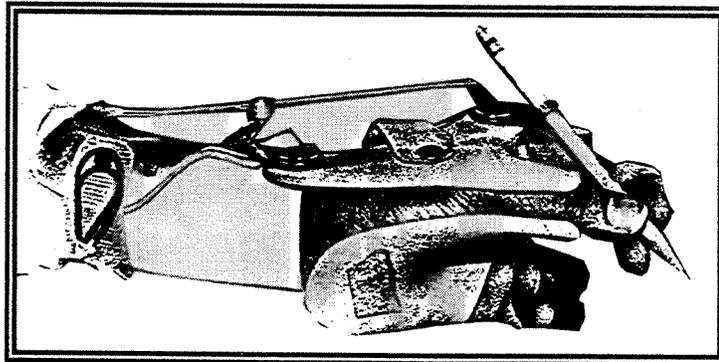


Figura 3.5 – Órtese funcional para preensão (adaptado de SORELL et. al., 1984).

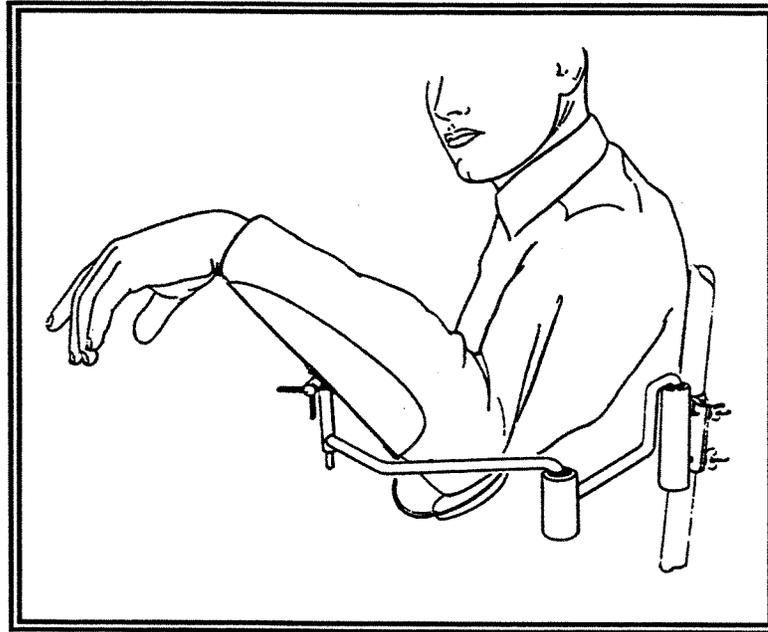


Figura 3.6 – Órtese funcional para o cotovelo ( extraído de RAGNARSSON, 1988a).

Contudo, a utilização de órteses, sejam elas estáticas ou dinâmicas, constitui uma alternativa pouco explorada, talvez por serem incômodas e não cosméticas, não encontram muita aceitação por parte dos indivíduos.

Outra técnica que tem sido utilizada para restaurar a função da mão de tetraplégicos é a estimulação elétrica neuromuscular, que consiste na utilização de baixos níveis de corrente para ativar a musculatura paralisada. Para isso, a condição principal, que torna essa técnica viável, é a preservação da inervação motora periférica. Apesar de não ser freqüente, pode ocorrer a desnervação da musculatura no nível da lesão. Para esses casos, pode-se aplicar conjuntamente as duas técnicas apresentadas (transferência de tendão e estimulação elétrica neuromuscular). A transferência de tendões pode utilizar músculos paralisados, mas inervados, no lugar da musculatura desnervada ou parcialmente desnervada, que serão, então, ativados através da estimulação elétrica (KEITH et. al., 1996).

Sobre a estimulação elétrica neuromuscular, reservou-se um capítulo especial no qual esse tópico será melhor explorado, por constituir um dos enfoques do trabalho de reabilitação aqui desenvolvido.

### 3.2 – Acidente Vascular Cerebral

Acidente Vascular Cerebral (AVC) pode ser definido como um déficit neurológico causado pela interrupção do fluxo sanguíneo a uma determinada região encefálica (GARRISON et. al., 1988).

---

É uma das principais causas da chamada hemiplegia (paralisia em um hemicorpo), que também pode ser resultante de tumores, infecções, traumas e lesões degenerativas que atingem o encéfalo (GOMES, 1995).

Apesar do encéfalo corresponder a apenas 2% do peso total do corpo, o seu consumo de oxigênio é de aproximadamente 20% do consumo total do organismo, refletindo, assim, uma alta taxa metabólica. O fluxo sanguíneo, dessa região, deve, portanto, prover um suprimento adequado de oxigênio, glicose e outros nutrientes e remover dióxido de carbono, ácido lático e outros produtos metabólicos proporcionando condições de bom funcionamento. A organização vascular do encéfalo possui aspectos anatômicos e fisiológicos de autoregulação, no sentido de garantir a manutenção desse fluxo sanguíneo necessário, protegendo as estruturas contra comprometimentos circulatórios (BRUST, 1991).

Contudo, mesmo na presença desses mecanismos de proteção, o cérebro ainda é muito vulnerável a distúrbios relacionados ao suprimento sanguíneo, que em minutos pode causar danos neuronais irreversíveis. Mesmo quando a extensão física dos danos é pequena, as conseqüências, geralmente, atingem grandes proporções, em função das inúmeras interconexões que existem. Mesmo uma área que não tenha sido diretamente atingida, sofre as conseqüências da lesão pela falta de comunicação ou por uma comunicação anormal com a área lesada, afetando, assim, a organização e o funcionamento de todo o sistema, em maior ou menor escala (RUSKIN et. al., 1984).

Vale ressaltar que as noções básicas fornecidas sobre a ocorrência de AVC e o quadro clínico que se instaura são coadjuvantes na caracterização de um dos casos avaliados no trabalho clínico. O maior interesse, converge, portanto, para a caracterização do quadro de hemiplegia, independente dos processos que o conduziram, com relação ao prognóstico e reabilitação motora dos membros superiores.

### **3.2.1 – Classificação**

O AVC pode ser classificado em duas grandes categorias: AVC isquêmico e AVC hemorrágico.

O AVC isquêmico corresponde a cerca de 75% dos AVCs e resulta da oclusão completa de uma artéria, privando determinada região do encéfalo de nutrientes essenciais. A oclusão decorre da presença de coágulos, que se desenvolveram dentro da própria artéria (trombose cerebral), ou em algum outro local do organismo, para depois migrar até o encéfalo (embolia cerebral). O AVC isquêmico pode ainda ser subdividido de acordo com o suprimento vascular ou localização

---

anatômica. O AVC que envolve a região suprida pela artéria carótida é chamado de AVC da circulação anterior e, freqüentemente, envolve o hemisfério cerebral. Já o AVC que afeta a região suprida pelo sistema vértebro-basilar é denominado de AVC da circulação posterior, envolvendo, comumente, o tronco cerebral e cerebelo.

O AVC hemorrágico, por sua vez, ocorre devido à ruptura de um vaso sangüíneo com conseqüente sangramento, e por essa etiologia pode ser fatal, já na apresentação, dependendo da sua extensão. As causas dessa hemorragia estão relacionadas à ruptura de um aneurisma (dilatação circunscrita da parede de uma artéria), malformações arteriovenosas e hipertensão (GARRISON et. al., 1988; BRUST, 1991).

### 3.2.2 – Quadro Clínico

A variedade de causas, natureza, localização e extensão das lesões geradoras de hemiplegia, criam quadros clínicos bastante diversos, que variam qualitativa e quantitativamente ao longo da evolução. Existem quadros progressivos, com piora gradativa da hemiplegia e manifestações associadas, e quadros regressivos (os quais serão abordados), sendo fundamental a realização de exames clínicos periódicos a fim de se detectar qualquer melhora ou piora do quadro que se instaurou. Distinguem-se ainda, quadros de instalação brusca, com edema cerebral e distúrbios vegetativos, levando inicialmente ao coma, arreflexia geral e hemiplegia flácida, e quadros de instalação lenta e progressiva, sem perda da consciência e sem flacidez (GOMES et. al., 1995).

O quadro clínico inicial instaurado em função do processo agudo não será abordado, bem como as complicações dele decorrentes (estas últimas são as mesmas descritas para lesados medulares). As alterações mais comuns, que interessam para os procedimentos de reabilitação, são descritas a seguir (GOMES et. al., 1995).

**Motoras** – geralmente contralaterais à região lesada, podem afetar mais um dos membros, geralmente o superior, ou os dois membros igualmente. As alterações na musculatura da face, bem como o comprometimento da motricidade ocular, mastigatória, de deglutição e fonação, podem ser do mesmo lado ou contralaterais aos membros afetados. O tônus muscular é sempre afetado, podendo haver hipotonia (hemiplegia flácida) ou hipertonia (hemiplegia espástica). A falta de coordenação e respostas motoras em massa também podem estar presentes.

**Sensitivas** – são freqüentes e acompanham territorialmente as alterações motoras. Essas alterações podem ser elementares como anestesia táctil, térmica, dolorosa, etc., ou mais complexas como alterações talâmicas e corticais, relacionadas ao processamento das informações.

---

Sensoriais – as mais significativas, quanto à criação de condições incapacitantes são as visuais e as auditivas. As visuais podem estar relacionadas à diminuição da acuidade e do campo visual, enquanto as auditivas provocam comprometimentos da acuidade auditiva, equilíbrio, afasia (distúrbios de linguagem e comunicação), etc.

Apraxias – consistem na incapacidade de executar, sob solicitação, tarefas que exijam combinações de atos motores em uma seqüência lógica, pela falta de memória dos padrões cinestésicos necessários.

Cognitivas – rebaixamento mental, perda de iniciativa, falta de atenção e concentração, amnésia, etc.

### 3.2.3 - Prognóstico

Há uma certa concordância que, após seis meses do ataque, nenhuma recuperação espontânea será obtida. Aproximadamente de 20 a 30% dos indivíduos acometidos de AVC têm uma recuperação neurológica completa. Mesmo na presença de seqüelas, cerca de 50% consegue atingir níveis funcionais de independência após um ano. O maior fator limitante no processo de reabilitação é a extensão do comprometimento cognitivo, uma vez que a aprendizagem é o principal aspecto dos procedimentos terapêuticos (GOMES et. al., 1995).

Nas extremidades inferiores a predominância dos extensores, tipicamente resulta em uma retração e elevação pélvica, extensão, adução e rotação interna do quadril, extensão do joelho, flexão plantar do tornozelo e inversão do pé (GARRISON et. al., 1988). Essa postura extensora não é fator limitante para a obtenção da marcha. Em termos de motilidade, os indivíduos que desenvolverem precocemente esta espasticidade extensora, deambulam mais cedo, enquanto que aqueles com flacidez persistente, apesar de mais dependentes de órteses, também podem atingir uma marcha funcional. Após o primeiro ano de tratamento terapêutico, apenas 10% dos indivíduos não deambulam (GOMES et. al., 1995). A perda da função sensitiva, contudo, principalmente a proprioceptiva dos pés, constitui um fator limitante no desenvolvimento da marcha (GARRISON et. al., 1988).

A complexidade de movimentos e destreza necessária ao desenvolvimento da função, faz com que os membros superiores apresentem uma recuperação mais lenta e menos promissora, quando comparada aos membros inferiores. O retorno funcional depende do grau de espasticidade e existência de contraturas, do retorno do controle voluntário, da extensão da perda sensitiva e da reversibilidade dos padrões flexores (CAILLIET et. al., 1984).

Pela predominância dos músculos flexores, o membro superior assume um padrão postural de retração e depressão escapular, rotação interna e adução do ombro, pronação do antebraço e flexão do cotovelo, punho e dedos (GARRISON et. al., 1988), como ilustrado na figura 3.7, sendo uma postura inadequada ao desenvolvimento da função da mão.

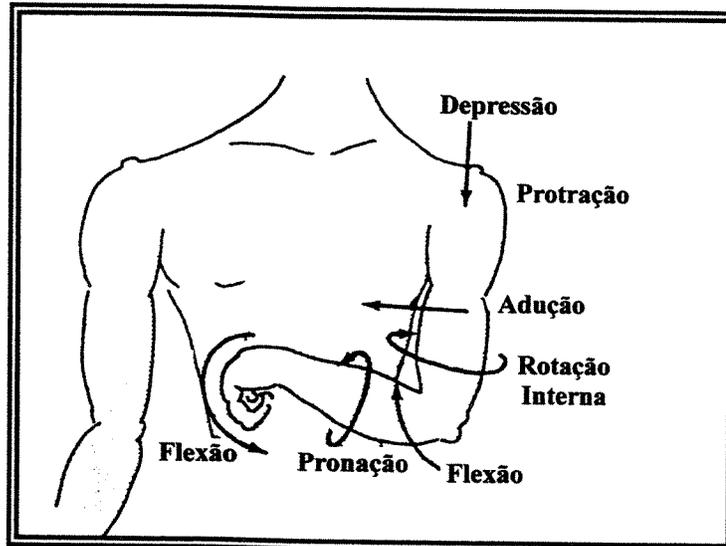


Figura 3.7 – Padrão flexor das extremidades superiores (adaptado de CAILLIET, 1984).

Em conjunto com o retorno da função motora, outra área importante, que deve ser considerada, é a função sensorial. Comprometimentos proprioceptivos e na sensibilidade táctil pode limitar uma boa habilidade motora na utilização do membro de maneira funcional (GARRISON et. al., 1988).

Se decorridos seis meses após um período de treinamento persistente, não forem detectadas evidências de recuperação motora do membro superior, poucas serão as chances ou probabilidades de retorno de alguma função útil na mão. Nesses casos, a extremidade afetada deverá ser treinada para funcionar como auxiliar, deixando que o membro não afetado realize as atividades funcionais (GOMES et. al., 1995).

### 3.2.4 – Reabilitação Motora

O primeiro objetivo é a manutenção da amplitude de movimento articular e fortalecimento muscular, independente do padrão espástico que costuma se instaurar, através da realização de exercícios passivos, imobilização articular e técnicas compensatórias, visando sempre a prevenção ou correção de contraturas e deformidades. As órteses estáticas descritas para lesados medulares são as mesmas que se aplicam para hemiplégicos.

---

O treinamento do indivíduo na realização de tarefas específicas, como as encontradas no seu cotidiano, é um procedimento essencial na re aquisição da sua independência.

Técnicas de reeducação neuromuscular como as definidas por Brunnstrom, Rod, Bobath, Kabatt, Knott e Voss, são largamente utilizadas para a obtenção do retorno funcional. Brunnstrom privilegia o sinergismo através do uso de estímulos cutâneos e proprioceptivos, bem como a facilitação central. Rod prega modificações do tônus muscular e atividade motora voluntária através de estimulação sensorial cutânea (dermátomos). Bobath, por sua vez, enfatiza o uso de posturas específicas apropriadas à realização de tarefas, suprimindo sinergias com realimentação motora e sensorial, enquanto Kabatt, Knott e Voss, utilizam técnicas de facilitação neuromuscular proprioceptiva (LOGIGIAN et. al., 1983; CAILLIET, 1984; GARRISON et. al., 1988).

O biofeedback é outra técnica que tem sido utilizada, baseada na possibilidade do indivíduo manipular voluntariamente o estado de contração muscular, mediante visualização dos eventos eletrofisiológicos relacionados. Contudo, esta técnica tem se mostrado mais adequada à reabilitação de membros inferiores, não reproduzindo os mesmos resultados nos membros superiores (GARRISON et. al., 1988; GOMES et. al., 1995).

A estimulação elétrica neuromuscular também tem sido empregada no condicionamento muscular, encorajando e proporcionando movimentos ativos e senso de propriocepção articular, e na redução da espasticidade de músculos antagonistas e de contraturas, principalmente com relação ao punho e dedos (GARRISON et. al., 1988).

Apesar do enfoque ser diferente, todas as técnicas agem no sentido de reduzir a espasticidade, promovendo, conseqüentemente, o aumento do controle voluntário.

---

# **SISTEMAS ARTIFICIAIS**

---

## 4.1 – Estimulação Elétrica Neuromuscular

A estimulação elétrica neuromuscular (EENM) é uma técnica de ativação neural, objetivando a obtenção de contrações musculares, mediante a utilização de baixos níveis de corrente. A ativação controlada das fibras nervosas que inervam grupos de músculos específicos, em uma seqüência tempo-espacial adequada, pode ser utilizada para a geração de movimentos funcionais perdidos em função de lesões no sistema nervoso central.

Esta técnica pode também ser utilizada, para fins terapêuticos, no tratamento de disfunções neuromusculares e/ou músculo-esqueléticas, visando o condicionamento e fortalecimento muscular, a prevenção de contraturas e aumento da amplitude de movimento de articulações, inibição de espasticidade e facilitação da função motora voluntária, entre outros. Contudo, a divulgação desta técnica tem sido mais ampla no que se refere a restauração de movimentos funcionais em pacientes lesados medulares (paraplégicos e tetraplégicos) e naqueles que sofreram acidente vascular cerebral (hemiplégicos), objetivando a marcha e/ou a preensão.

De maneira semelhante ao verificado em outras terapias, a aplicação da estimulação elétrica neuromuscular deve basear-se em preceitos de segurança e bem estar do paciente submetido a esta terapia, respeitando as suas tolerâncias, limitações e não lhe causando males secundários. Na presença de irritação da pele, hipersensibilidade ou alergia, deve-se interromper o programa ou promover alterações nos parâmetros do estímulo e nos eletrodos. Contra-indicações incluem pacientes com complicações cardíacas, problemas de pressão e circulação, cirurgias ósseas ou transferência de tendões e osteoporose grave (BENTON et. al., 1981).

### 4.1.1 - Fluxo de Íons

A aplicação de um campo elétrico sobre o nervo produz uma corrente iônica que flui entre os dois eletrodos (figura 4.1). Este fluxo iônico, caso atinja o limiar de excitabilidade do nervo, dá início ao processo de despolarização, comentado anteriormente. O eletrodo negativo (catodo) é também denominado eletrodo ativo porque é sob ele que se inicia a despolarização; atraindo íons positivos e repelindo íons negativos, diminui o potencial transmembrana aproximando-o do limiar de excitabilidade. O eletrodo positivo (anodo) é também denominado eletrodo indiferente por constituir o ponto de referência na aplicação do campo elétrico.

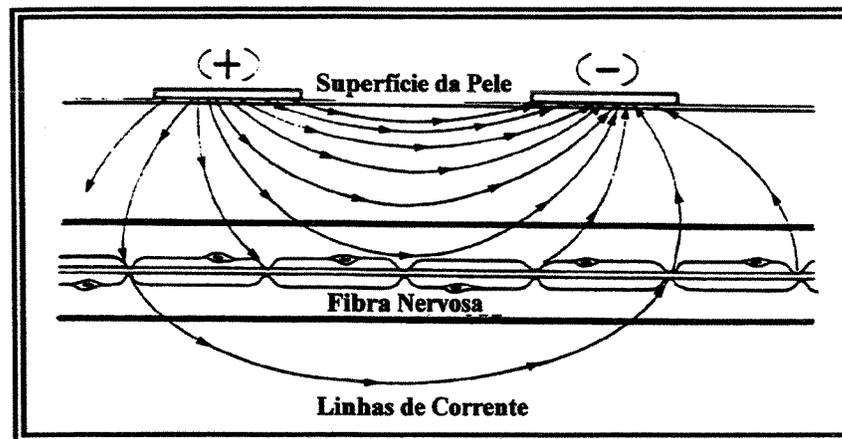


Figura 4.1 – Fluxo de corrente entre eletrodos sob a ação de um campo elétrico (adaptado de BENTON et. al., 1981).

A eficiência da estimulação de superfície, na excitação neural, depende de alguns fatores, e entre eles da impedância do tecido sob estimulação, do tamanho e orientação dos eletrodos e dos parâmetros do estímulo.

A impedância do tecido representa a resistência que o mesmo oferece ao fluxo de íons. Isto quer dizer, que uma carga maior deve ser transmitida para gerar um fluxo de corrente eficaz em um tecido com alta impedância e baixa condutividade. O corpo humano é formado por tecidos com condutividade e impedância variadas. O músculo apresenta uma boa condutividade (75%), enquanto a pele constitui um bom isolante (condutividade entre 5-10%).

O tamanho dos eletrodos, por sua vez, interfere na densidade de corrente, que pode ser entendida como sendo uma representação da quantidade de carga que flui numa secção particular do tecido. Uma baixa densidade de corrente implica em uma baixa quantidade de íons fluindo numa área particular do tecido, o que pode não ser suficiente para deflagrar o processo de despolarização. Por outro lado, uma densidade de corrente muito alta pode provocar danos ao tecido. A distância entre os eletrodos também interfere no processo. Eletrodos próximos são mais efetivos para a estimulação de tecidos próximos à superfície onde os mesmos estão posicionados. O aumento da distância provoca um maior espalhamento das linhas de corrente que passam a atingir tecidos mais profundos. O espalhamento das linhas de corrente pode interferir também na seletividade da estimulação, podendo atingir outros nervos (motores ou sensoriais) caso atinja o limiar de excitabilidade (BENTON et. al., 1981).

Diante desses princípios costuma-se utilizar eletrodos ativos pequenos, garantindo uma densidade de corrente adequada, que devem, por sua vez, ser posicionados no ponto de menor impedância (ponto motor), e eletrodos indiferentes com áreas maiores para difundir a densidade de corrente nas vizinhanças.

#### 4.1.2 - Parâmetros de Estimulação

A modulação da força de contração pode ser obtida a partir da variação da carga elétrica total aplicada por unidade de tempo. O sinal de estimulação constitui-se, basicamente, por trens de pulsos. Enquanto a amplitude e a largura dos pulsos estão relacionadas ao nível de recrutamento, isto é, ao número de fibras que serão excitadas, a frequência dos pulsos controla a taxa de disparo das unidades motoras (NATHAN e TAVI, 1990).

A figura 4.2 mostra a relação entre a amplitude e a largura do pulso, para fins de comparação entre nervo e músculo. Nota-se que a relação apresenta um padrão não linear, o que quer dizer que para manter a resposta constante, uma diminuição da largura do pulso deve ser acompanhada por um aumento não linear da amplitude, para que o limiar de excitabilidade do tecido seja atingido. Além disso, estímulos de duração muito curta não causam despolarização a menos que se utilize uma intensidade impraticável para propósitos clínicos. Por outro lado, uma intensidade mínima é necessária, sem a qual nenhuma resposta será verificada, independente da largura do pulso.

Outro aspecto que pode ser observado no gráfico é a diferença da excitabilidade entre nervos e músculos. Para estimular o músculo diretamente deve-se aplicar uma carga maior do que àquela necessária para a excitação do nervo, uma vez que o músculo apresenta um limiar de excitabilidade maior. Este é um dos motivos pelo qual a estimulação elétrica neuromuscular é aplicada primariamente ao nervo. Deflagrando o potencial de ação neural obtém-se um processo de contração muscular próximo ao fisiológico. Por isso, um dos pré-requisitos para a aplicação dessa técnica é que a inervação periférica esteja preservada (BENTON et. al., 1981; SWEENEY, 1992).

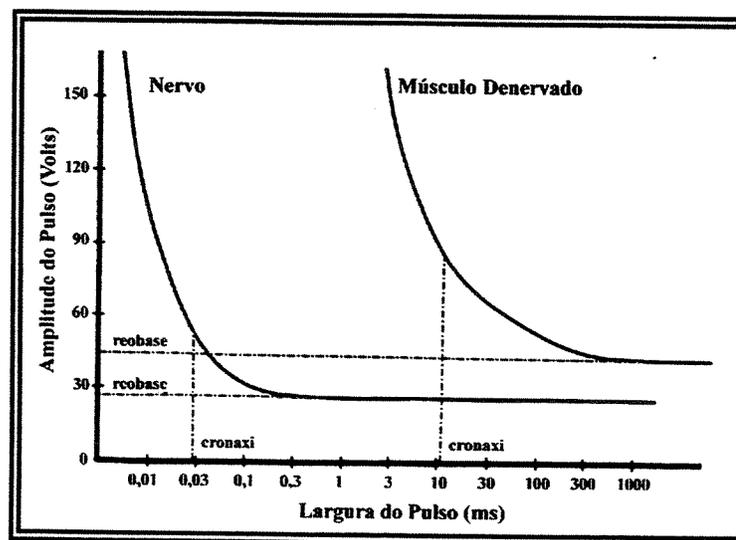


Figura 4.2 – Relação entre amplitude e largura de pulso para a excitação de nervos e músculos (reobase - magnitude de corrente necessária a excitação; cronaxi - largura de pulso equivalente a uma corrente correspondente ao dobro da reobase) (adaptado de BENTON et. al., 1981).

O gráfico da figura 4.3 mostra a relação entre amplitude de estímulo e largura de pulso para excitação neural em dois níveis: limiar de excitabilidade e excitabilidade máxima de fibras motoras  $\alpha$  dos extensores do punho.

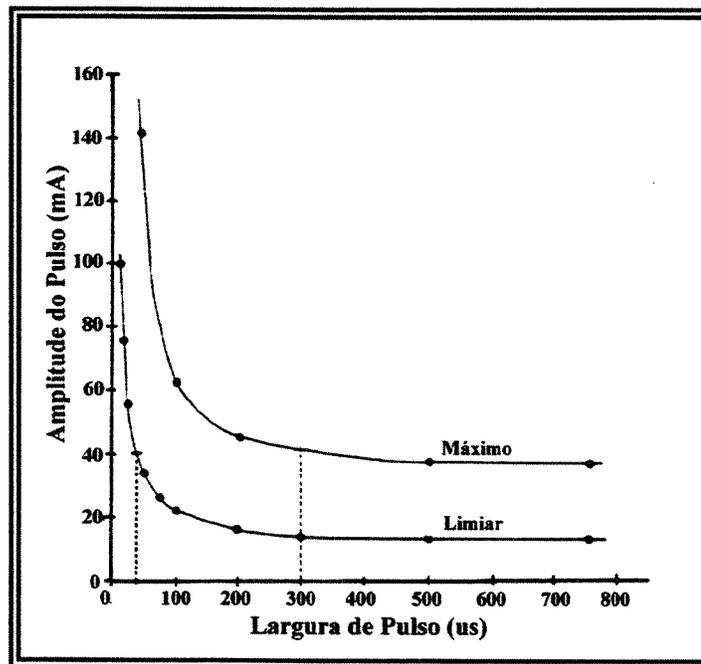


Figura 4.3 – Relação entre amplitude e largura do pulso necessários para se promover a excitação neural (adaptado de BENTON et. al., 1981).

Pode-se então graduar a resposta partindo-se do limiar até o máximo de duas maneiras: mantendo a amplitude constante em 40mA e variando a largura de pulso de 40 a 300  $\mu s$ , ou mantendo-se a largura constante em 300  $\mu s$  e variando-se a amplitude de 15 a 40mA.

É importante ressaltar que uma fibra nervosa excitada por um estímulo limiar, responde da mesma maneira que quando excitada por um estímulo supra-limiar, originando o termo “tudo ou nada”. Isto quer dizer que atingido o limiar de excitabilidade, deflagra-se o processo de condução através de potenciais de ação que não podem ser graduados. O aumento da carga total aplicada resultará no recrutamento de mais fibras, como discutido para o sistema biológico, e não no padrão de excitação (BENTON et. al., 1981).

Sugere-se a utilização de larguras de pulso pequenas (menores ou iguais a 100  $\mu s$ ), objetivando melhorar a seletividade da estimulação. Larguras de pulso menores aumentam a diferença entre os limiares de excitabilidade de fibras nervosas de diâmetros diferentes, possibilitando a ativação de grupos específicos. Além disso, diminuem a inclinação das curvas de recrutamento (ganho de recrutamento), aumentando a faixa dinâmica de amplitudes de pulso entre o

limiar de excitabilidade e a saturação, possibilitando a gradação da força de contração total (GORMAN e MORTIMER, 1983; GRILL e MORTIMER, 1996).

Dentre as duas técnicas de modulação por recrutamento de fibras, a modulação da largura de pulso é preferida, por necessitar de uma menor carga por estímulo para se atingir uma determinada força, quando comparada à modulação de amplitude (figura 4.4). Independente do processo utilizado, a curva de recrutamento apresenta um comportamento não linear. A forma da curva depende não somente dos parâmetros de estimulação, mas também do comprimento do músculo e do posicionamento dos eletrodos (CRAGO, PECKHAM e THROPE, 1980).

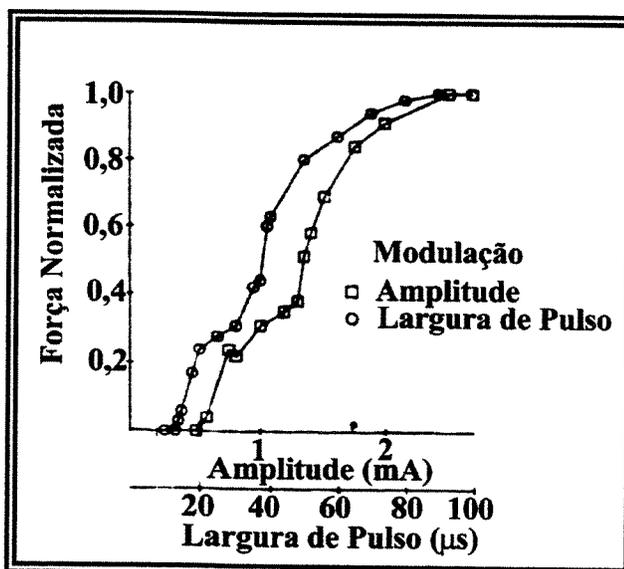


Figura 4.4 – Comparação entre o recrutamento obtido através de modulação em largura de pulso e modulação em amplitude. A curva desenhada com círculos mostra a força em função da largura de pulso (0-100  $\mu$ s) para uma amplitude fixa (2,7 mA). A curva desenhada com quadrados mostra a força em função da amplitude do estímulo (0-2,7 mA) para uma largura de pulso fixa (100  $\mu$ s). Os pontos do gráfico foram normalizados em função do valor de força obtido com os valores máximos dos parâmetros de estimulação (2,7 mA; 100  $\mu$ s). Os dados foram obtidos com um músculo de gato. (adaptado de CRAGO, PECKHAM e THROPE, 1980).

A frequência de repetição dos pulsos é responsável pela qualidade da resposta motora, como discutido anteriormente. Uma frequência baixa não consegue fundir as contrações musculares, e a resposta final aparece com oscilações. Para a obtenção de uma resposta tetânica suave deve-se portanto aumentar a frequência de estimulação. Por outro lado, apesar da resposta ser funcionalmente similar à resposta fisiológica normal, ela é metabolicamente dispendiosa e fadigante. Lembre-se de que a atividade neural normal é assíncrona, podendo trabalhar com frequências mais baixas. A estimulação elétrica, por outro lado, é síncrona; isto é, o mesmo nervo é estimulado repetidamente e para a obtenção de uma resposta tetânica suave deve-se usar frequências maiores. Deve-se contudo

lembrar que altas frequências aceleram o surgimento da fadiga muscular e conseqüentemente a diminuição da força de contração (figura 4.5) (BENTON et. al., 1981; PECKHAM, 1988; CARROLL et. al., 1989; SWEENEY, 1992).

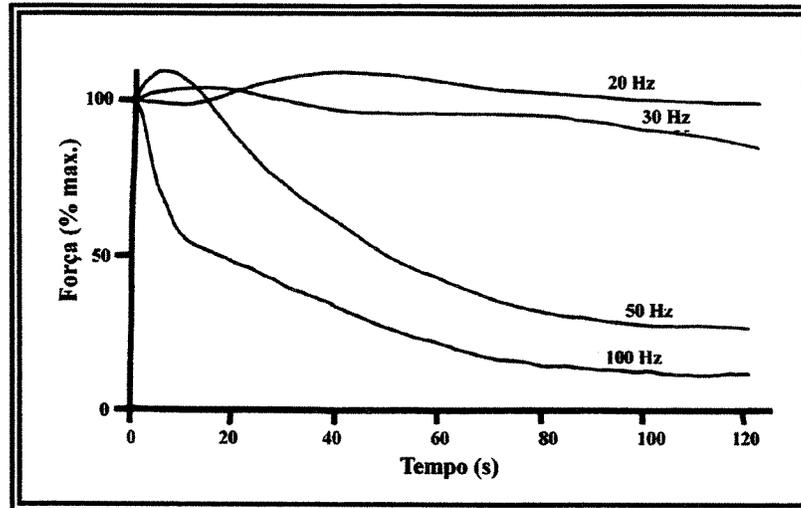


Figura 4.5 – Efeitos da frequência de estimulação no processo de fadiga muscular ( adaptado de BENTON et. al., 1981).

Pelo caráter síncrono da estimulação convencionou-se a definição de um ciclo de trabalho, estabelecendo um tempo no qual se deseja uma resposta contrátil e um tempo de descanso necessário à recuperação do sistema motor. O gráfico da figura 4.6 mostra o efeito da variação do ciclo de trabalho na força exercida. Quanto menor a relação, maior será o tempo de manutenção da força. Uma relação em torno de 1/3 costuma ser utilizada, visando o retardo do processo de fadiga durante uma sessão de tratamento (BENTON et. al., 1981).

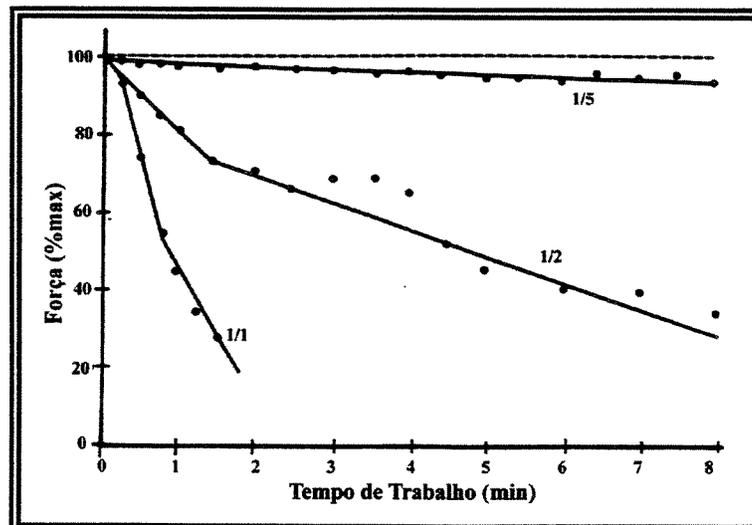


Figura 4.6 – Efeitos do ciclo de trabalho no processo de fadiga muscular (adaptado de BENTON et. al., 1981).

---

Vê-se, portanto, a importância da adequação dos parâmetros de estimulação, a fim de se obter um padrão de acoplamento excitação - contração o mais próximo do fisiológico. A diferença consistirá na seqüência de recrutamento, na sincronia de excitação de unidades motoras e na ordem de excitação. Pela atividade fisiológica as fibras neurais menores que inervam as fibras musculares lentas e mais resistentes à fadiga são excitadas primeiro. O recrutamento de unidades maiores, mais rápidas e menos resistentes ocorre somente quando uma força maior é requerida para desempenhar a atividade. Com a estimulação elétrica neuromuscular a ordem de excitação se inverte, e isto ocorre em função de dois fatores: a excitabilidade das fibras maiores e mais suscetíveis à fadiga é superior à das fibras menores, e a localização dessas fibras que se encontram mais superficialmente que as fibras menores.

Alguns estudos têm-se direcionado na elaboração de estratégias que possibilitem a superação desses obstáculos, aproximando cada vez mais a estimulação artificial da fisiológica. Mas, apesar da comprovação da eficácia de novas técnicas em procedimentos animais, elas ainda não entraram em uso corrente em aplicações clínicas.

KARU, DURFEE e BARZILAI (1995) verificaram que a utilização de trens de N pulsos próximos contribuem fortemente para o aumento da habilidade do músculo em sustentar uma certa força, durante uma contração isométrica, quando comparado a estimulação usando trens de pulsos simples. O conceito por trás desta técnica é a somação temporal das contrações, que por sua vez, apresenta um comportamento não linear. Isto quer dizer que a força gerada por dois pulsos próximos é maior que o dobro da força da contração obtida por um pulso simples. O trabalho realizado mostrou que a utilização de trens com 2 ou 3 pulsos com intervalos de 5 ms entre eles, contribui para o aumento da força gerada e da redução da fadiga muscular (aumento do tempo de sustentação da força gerada).

Outra alternativa, implementada por THOMSEN e VELTINK (1997), corresponde a utilização de estimulação sequencial assíncrona de diferentes fibras nervosas (procedimento experimental em animais). Apesar da eficácia desta técnica com relação à redução da fadiga muscular, os pesquisadores relataram a obtenção de contrações musculares não fusionadas (com oscilações), já que a frequência de ativação de cada unidade é reduzida em função do número de canais utilizados, necessitando, portanto, um maior número de contrações para que a força máxima seja atingida, quando comparada à estimulação síncrona (figura 4.7). Além disso, a implementação da estimulação sequencial requer a utilização de um número maior de canais, e de uma maior complexidade com relação ao procedimento cirúrgico para a separação das fibras nervosas e implantação dos eletrodos, o que pode ser impraticável em termos clínicos. Segundo esses

pesquisadores, está técnica já vêm sendo testada, desde a década de 70, por outros grupos, que utilizaram estimulação sequencial de diferentes porções do músculo ou de grupos musculares diferentes, obtendo o mesmo resultado.

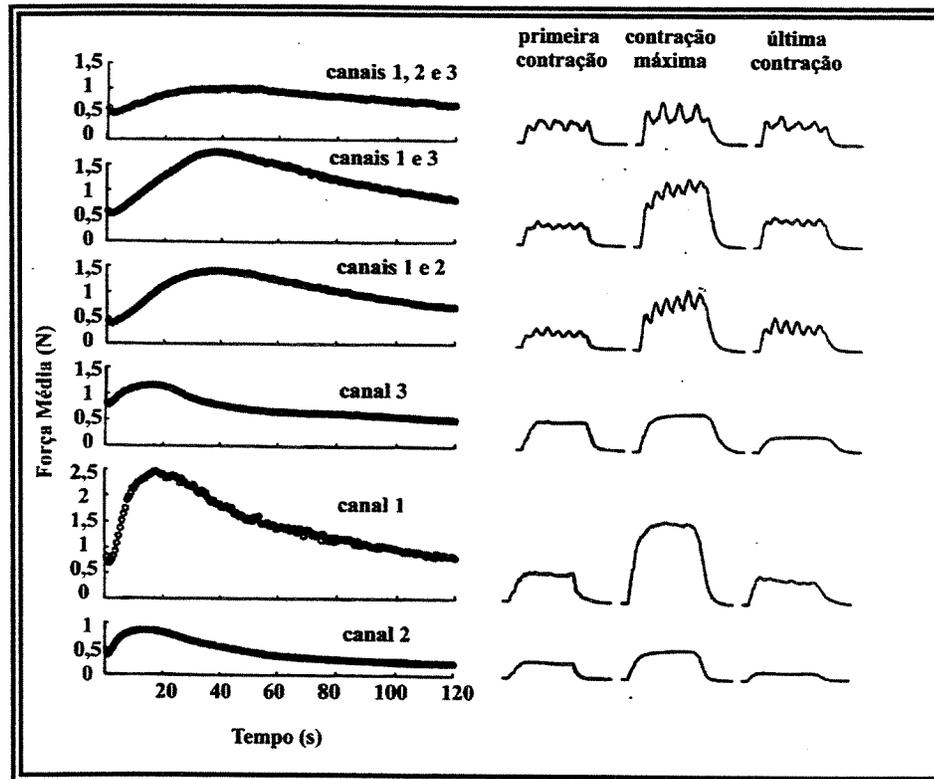


Figura 4.7 – Comparação da resposta muscular síncrona e assíncrona (adaptado de THOMSEN e VELTINK, 1997).

ZHOU, BARATTA e SOLOMONOW (1987) descrevem a utilização de controle simultâneo da frequência de disparo e do recrutamento de fibras nervosas, aproximando-se do processo fisiológico. Segundo os autores, em seus experimentos com animais, a utilização de um estímulo de alta frequência (600 Hz), com uma amplitude de estimulação bem acima do limiar de excitabilidade (largura de pulso constante – 100  $\mu$ s) pode inibir a condução de potenciais de ação. Com a diminuição gradual da amplitude, as fibras de pequeno diâmetro escapam desse bloqueio, estando aptas à condução de potenciais de ação, e em seqüência as fibras de diâmetros cada vez maiores. Simultaneamente, um segundo canal de estimulação gera trens de pulsos modulados em frequência (amplitude e largura de pulso constantes), de tal forma que as fibras de pequeno diâmetro serão ativadas primeiro com a menor frequência que produz uma resposta sem oscilações, e gradualmente têm a sua frequência de disparos aumentada. Em seqüência, as fibras de diâmetros maiores vão sendo ativadas, à frequências ligeiramente superiores, que também serão gradualmente

incrementadas. Uma vez que todas as fibras foram recrutadas, um aumento adicional da frequência produzirá a força de contração máxima.

FANG e MORTIMER (1991b) apresentam a mesma proposta de bloqueio diferencial de fibras nervosas, mas utilizando uma outra técnica. Segundo os autores, a utilização de pulsos de corrente quase trapezoidais com uma configuração de eletrodos tripolares possibilitam uma ativação seletiva e por ordem de tamanho. Os pulsos correspondem a uma borda de subida abrupta (pulsos quadrados), um platô com duração de 350  $\mu$ s, seguido por um decaimento exponencial com duração de 600  $\mu$ s. Essa largura de pulso garante que a membrana seja hiperpolarizada, impedindo a deflagração de potenciais de ação. Da mesma forma que as fibras de diâmetros maiores apresentam um limiar de excitabilidade inferior ao de fibras de diâmetro menores, o limiar de bloqueio a correntes de hiperpolarização das primeiras também é inferior (figura 4.8). Dessa forma, a utilização de pulsos largos na configuração quase trapezoidal permite a ativação de fibras menores através do bloqueio seletivo das fibras maiores. Um segundo pulso quadrado de pequena largura (10  $\mu$ s) é usado para ativar as fibras maiores sem ativar as demais.

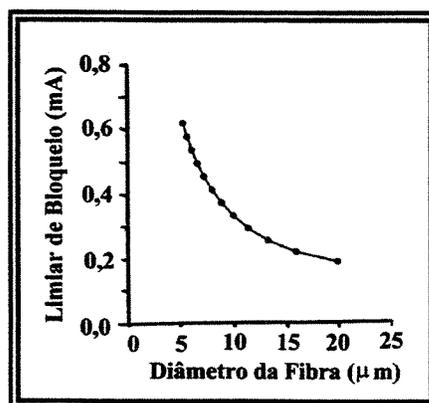


Figura 4.8 – Variação do limiar de bloqueio em função do diâmetro da fibra nervosa (baseado em simulação) (adaptado de FANG e MORTIMER, 1991b).

A figura 4.9 mostra a diferença do processo de ativação obtido através da utilização dessas duas configurações de pulso. Nota-se que pulsos quadrados de pequena largura (padrão convencional) ativam primeiro fibras de maior diâmetro (fibras alfa), e em seqüência, com o aumento da amplitude do pulso, fibras de diâmetros menores (fibras gama) são recrutadas. O aumento da amplitude dos pulsos quase trapezoidais, por outro lado, resulta na diminuição progressiva da resposta das fibras maiores, possibilitando uma ativação seletiva da fibras menores.

A aplicação multiplexada dessas duas configurações de pulso, possibilita a ativação seletiva de fibras com uma frequência menor, reduzindo a fadiga muscular. A figura 4.10 mostra o resultado

de um teste de fadiga muscular com animais. No primeiro gráfico, obtido a partir da estimulação alternada de fibras menores e maiores, a força no final do procedimento corresponde a 94% da força máxima e 123% da força inicial. No segundo gráfico, obtido através da estimulação convencional síncrona (pulsos quadrados), a força no final do procedimento corresponde a 50% da força inicial. Repetindo-se o procedimento com estimulação alternada, verifica-se um comportamento muito semelhante ao obtido inicialmente, mostrando que a diferença de resposta verificada entre estimulação alternada e síncrona não deve-se ao histórico do músculo, mas sim à técnica de estimulação utilizada.

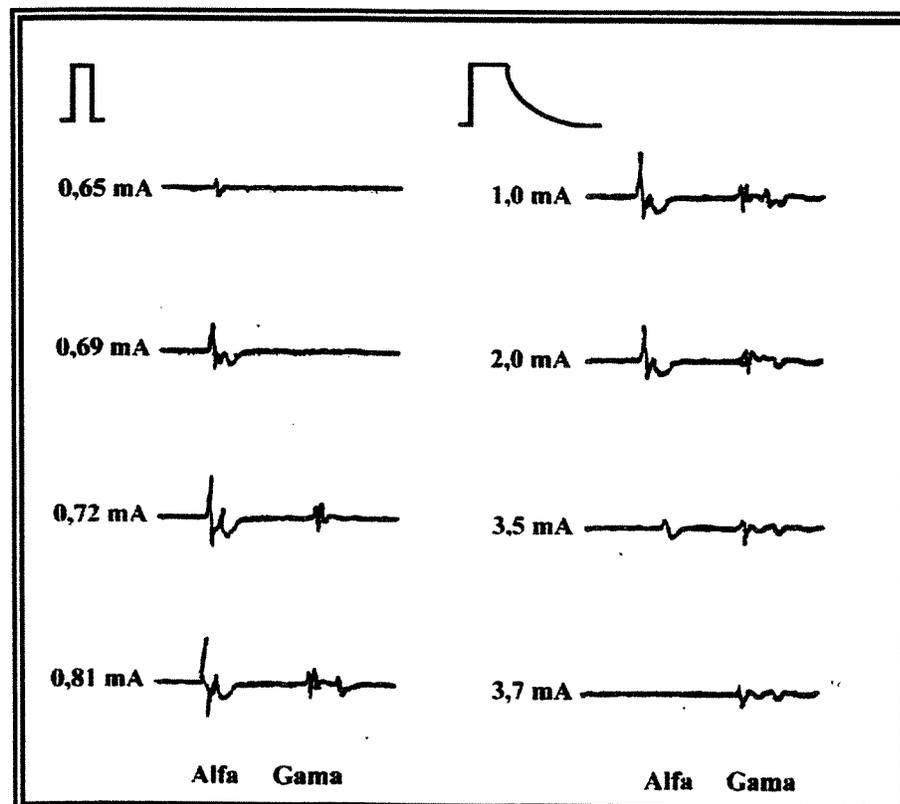


Figura 4.9 – Comparação entre os processos de recrutamento com pulsos quadrados de pequena largura e pulsos quase trapezoidais (adaptado de FANG e MORTIMER, 1991b).

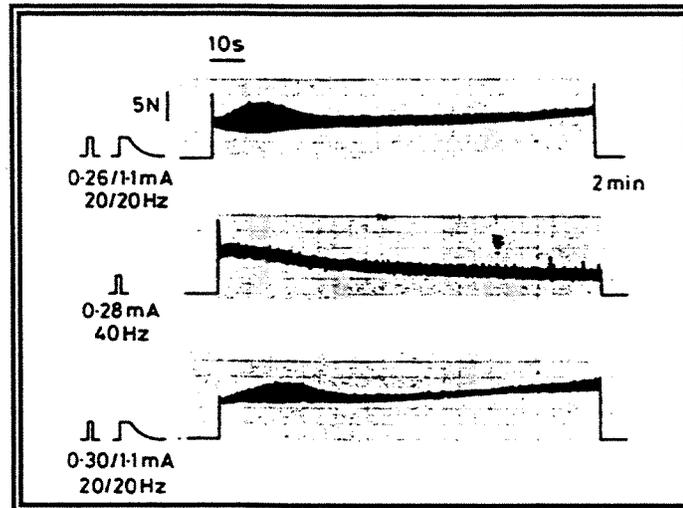


Figura 4.10 – Resultado do procedimento de teste da fadiga muscular, comparando os efeitos da estimulação multiplexada e da estimulação síncrona (adaptado de FANG e MORTIMER, 1991a).

#### 4.1.3 - Tipos de Estimuladores e Formas de Onda

Os estimuladores neuromusculares são divididos em dois tipos básicos: estimuladores em tensão e estimuladores em corrente, denominados, respectivamente, de estimuladores de tensão constante e estimuladores de corrente constante.

Os estimuladores em corrente apresentam uma vantagem sobre os estimuladores em tensão por serem menos susceptíveis a influência da impedância do tecido sob estimulação, permitindo uma maior reproducibilidade do campo elétrico aplicado, quando comparado àquele que se forma no tecido. O resultado da aplicação desse tipo de estimulador é uma resposta mais preditiva. Para um estimulador em tensão a corrente que efetivamente fluirá depende da impedância do tecido, o que quer dizer que uma tensão maior deve ser aplicada para gerar a corrente capaz de excitar uma região de maior impedância. Por outro lado, os estimuladores em tensão apresentam maior segurança quando utilizados eletrodos de superfície, em função da densidade de corrente resultante por um mau contato dos eletrodos (BENTON et. al., 1981; PECKHAM, 1988; SWEENEY, 1992).

Por esses fatores, a utilização de estimuladores em tensão tem sido preferida para aplicações com eletrodos de superfície, enquanto os estimuladores em corrente têm sido mais utilizados com eletrodos implantados.

A escolha do tipo de eletrodo a ser utilizado deve basear-se nos critérios de seletividade, graduação do nível de excitação requerida, repetibilidade de resposta e nível de invasão permitida. Eletrodos de superfície, diferentemente dos eletrodos implantados, costumam ser menos seletivos, devido ao espalhamento das linhas de corrente; menos confortáveis, podendo gerar sensações de dor pela ativação de fibras sensoriais; apresentam maior dificuldade quanto a ativação de unidades

menores e mais profundas; têm alterado o seu posicionamento relativamente ao ponto motor durante o movimento do membro, interferindo na repetibilidade da resposta; implicam na utilização de cargas maiores para vencer a impedância da pele e atingir a fibra nervosa; consome um grande tempo para a colocação em cada aplicação, interferindo na reproducibilidade da resposta; e não são cosméticos. Por outro lado, não constitui um método invasivo. Já os eletrodos implantados, apesar de apresentarem uma melhor eficácia com relação à qualidade da resposta, apresentam outros problemas relacionados ao processo invasivo, como lesões irreversíveis no músculo e no nervo durante a instalação e/ou retirada do eletrodo, estão sujeitos a esforços mecânicos que podem ocasionar a quebra, além de problemas de rejeição e infecção. Esses problemas são agravados caso o sistema de estimulação não seja implantado, originando uma interface na pele pela utilização de conectores, que também não é uma solução muito cosmética, como mostra a figura 4.11 (PECKHAM, 1988; KILGORE et. al., 1989; SWEENEY, 1992).

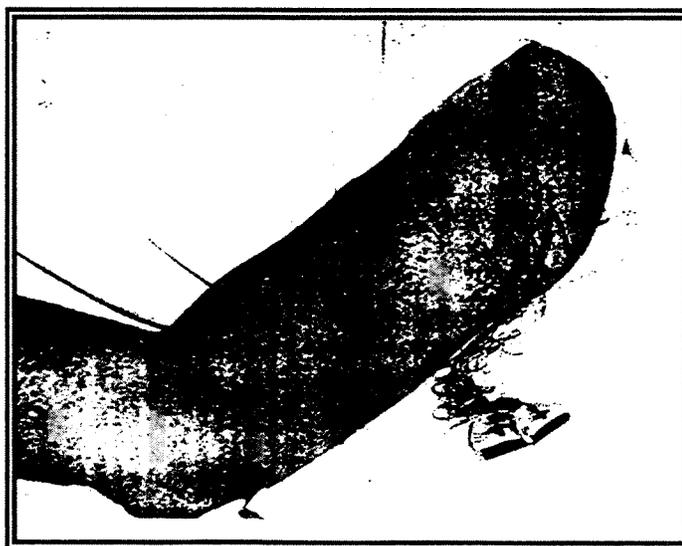


Figura 4.11 – Fios e conectores que interligam o sistema de estimulação externo com os eletrodos implantados (adaptado de TRIOLO et. al., 1996).

Como dito anteriormente, o sinal de estimulação compõe-se basicamente por trens de pulsos. Mesmo assim, existem diferentes configurações (figura 4.12). Pulsos monofásicos (unidirecionais) apresentam a desvantagem de causar polarização e deterioração de eletrodos e leve irritação da pele por apresentar fluxo iônico sempre na mesma direção. Os pulsos bifásicos assimétricos diminuem os problemas, uma vez que provocam fluxo nas duas direções, apesar da carga ser diferente. Os pulsos bifásicos, por sua vez, oferecem um balanço de cargas, minimizando os efeitos eletroquímicos no eletrodo e na interface com o tecido. Por outro lado, a corrente reversa pode anular o potencial de ação desenvolvido em resposta à fase catódica. Para sobrepor este problema deve-se adotar um

intervalo entre as duas fases de aproximadamente 100  $\mu$ s. Neste caso, minimiza-se os efeitos eletroquímicos em função do balanço de cargas em ambos os sentidos e garante-se a eficácia da fase catódica. Vale ressaltar que a necessidade do balanço de cargas é mais crítico no caso de eletrodos implantados, por causar oxidação do eletrodo e alterações no ph. Além disso, para estimulação em tensão com eletrodos de superfície, como a corrente que fluirá depende da impedância, a forma de onda de corrente resultante é bifásica e simétrica, minimizando assim os efeitos produzidos na interface pele-eletrodo (BENTON et. al., 1981; PECKHAM, 1988). A figura 4.13 mostra as formas de onda equivalentes para estimuladores em corrente e em tensão.

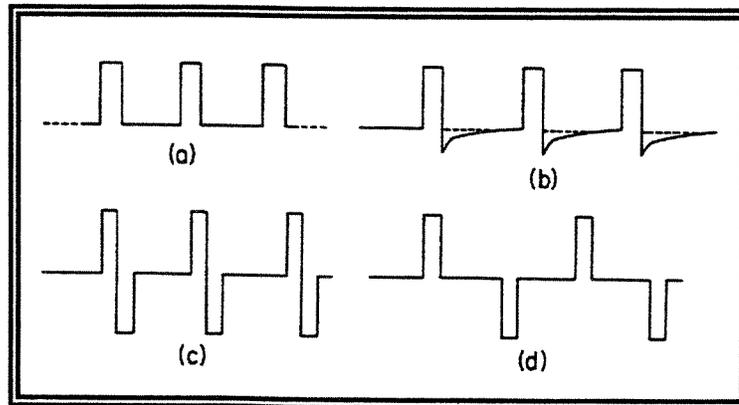


Figura 4.12 – Configurações mais comuns do sinal de estimulação: (a) monofásico; (b) bifásico assimétrico; (c) bifásico simétrico; (d) bifásico simétrico com intervalo (adaptado de BENTON et. al., 1981).

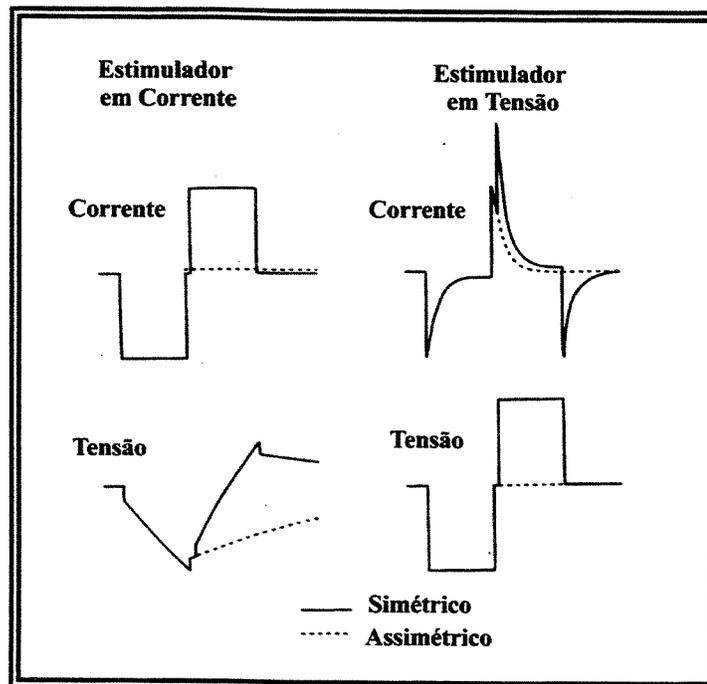


Figura 4.13 – Formas de onda para estimuladores em corrente e em tensão (adaptado de BOWMAN e BAKER, 1985).

---

#### 4.1.4 – Benefícios da Estimulação Elétrica

Os estudos científicos têm mostrado os benefícios da aplicação da estimulação elétrica neuromuscular em músculos paralisados e a capacidade, dessa técnica, em reverter, ou minimizar o comprometimento muscular decorrente de lesões no sistema nervoso central.

Contudo, a disseminação dessa técnica em programas regulares de reabilitação tem sido prejudicada em função da grande variabilidade dos protocolos de estimulação utilizados nos estudos, principalmente no que se refere aos parâmetros e modo de estimulação, tempo e frequência do tratamento e tempo de seguimento pós estimulação, bem como das técnicas utilizadas na avaliação e caracterização dos parâmetros estudados.

Apesar da falta de uniformidade dos procedimentos adotados, e portanto, de algumas divergências nos resultados, a aplicação crônica da estimulação elétrica pode ser considerada uma técnica eficaz no condicionamento do músculo paralisado, sendo responsável pelas seguintes alterações:

- Aumento da força de contração isométrica máxima (PECKHAM, MORTIMER e MARSOLAIS, 1976; BAKER et. al., 1979; BOWMAN, BAKER e WATERS, 1979; DALY et. al., 1996; KAGAYA et. al., 1996; NEUMAYER et. al., 1997).
- Aumento da resistência à fadiga muscular (PECKHAM, MORTIMER e MARSOLAIS, 1976; MARTIN et. al., 1992; PEIXOTO e CLIQUET JR., 1996).
- Aumento da porcentagem de fibras do tipo 1 (fibras lentas) sobre as fibras do tipo 2 (fibras rápidas) (MUNSAT, McNEAL e WATERS, 1976; SRETER et. al., 1982; MARTIN et. al., 1992).
- Aumento do diâmetro das fibras musculares (MUNSAT, McNEAL e WATERS, 1976; KAGAYA et. al., 1996; NEUMAYER et. al., 1997; KERN, 1997).
- Aumento do fluxo sangüíneo no músculo e na pele (MARTIN et. al., 1992; DALY et. al., 1996; KERN, 1997).
- Aumento da atividade enzimática oxidativa (MUNSAT, McNEAL e WATERS, 1976; SRETER et. al., 1982; MARTIN et. al., 1992).

Outro ponto de grande relevância, mas igualmente controverso, corresponde aos efeitos da estimulação elétrica no que se refere à redução da espasticidade, seja em lesados medulares ou em indivíduos acometidos de acidente vascular cerebral. Vários grupos obtiveram resultados positivos com a utilização da estimulação elétrica neuromuscular, seja no músculo espástico ou em seu antagonista (BAKER et. al., 1979; BOWMAN, BAKER e WATERS, 1979; REBERSEK et. al., 1986; VODOVNIK, STEFANOVSKA e BAJD, 1987; ROBINSON, KETT e BOLAM, 1988a;

---

STEFANOVSKA et. al., 1989; APKARIAN e NAUMANN, 1991; SEIB et. al., 1994; PANDYAN, GRANAT e STOTT, 1995; TAYLOR et. al., 1995; DALY et. al., 1996). Outros grupos, no entanto, relatam que a utilização de níveis de estimulação suficientes para a obtenção de contração muscular, resulta em um aumento da espasticidade. Esses grupos obtiveram a redução da espasticidade pela estimulação cutânea sobre o músculo espástico, mediante a utilização de estímulos sub-limíares ou no dermatomo equivalente (BAJD, 1986; REBERSEK et. al., 1986; DEWALD, GIVEN e RYMER, 1996; DALY et. al., 1996). Contudo, a redução da espasticidade tem mostrado ser um benefício de curta duração, retornando aos níveis iniciais depois de um período geralmente inferior a 24 horas. A longo prazo, tem-se relatado o retorno do controle voluntário em hemiplégicos (COZEAN, PEASE e HUBBELL, 1988; STEFANOVSKA et. al., 1989; KRAFT, FITTS e HAMMOND, 1992; TAYLOR et. al., 1995; DALY et. al., 1996), apesar dessa constatação não ser um consenso entre os pesquisadores (ROBINSON, KETT e BOLAM, 1988b; HINES, CRAGO e BILLIAM, 1995).

## **4.2 – Restauração da Função Motora**

### **4.2.1 – Sistemas em Malha Aberta**

No decorrer dos últimos trinta anos, sistemas de estimulação elétrica neuromuscular vêm sendo desenvolvidos como um importante instrumento de reabilitação motora. A aplicação das chamadas neuropróteses não espera obter o retorno da função neurológica, mas sim, fornecer os meios de ativação muscular na performance de movimentos para restaurar as funções motoras perdidas.

A interação entre os sistemas biológico e artificial pode ser descrita segundo o diagrama de blocos da figura 4.14.

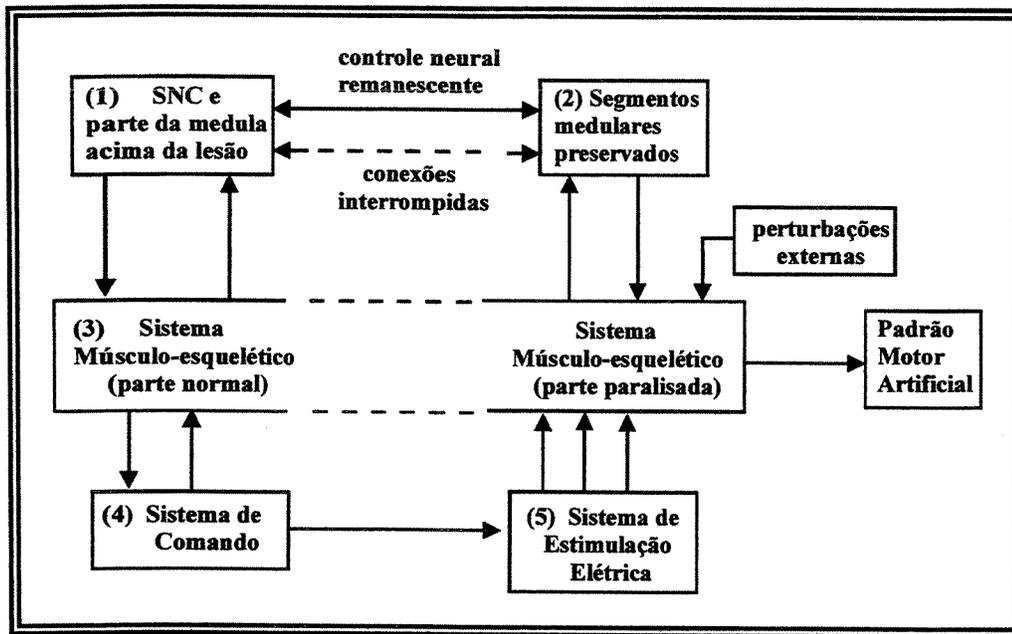


Figura 4.14 – Interação entre os sistemas biológico e artificial na lesão medular (modificado de KRALJ e BAJD, 1989).

Por esse diagrama, fica claro que o sistema de estimulação funciona como um *bypass* entre o sistema biológico abaixo e acima da lesão medular. O bloco (1) representa o sistema nervoso central, juntamente com a parte intacta da medula acima da lesão. O bloco (2) reproduz a parte preservada da medula, que está desconectada do resto do sistema nervoso em função da lesão existente. Em lesões completas, não há nenhuma conexão funcional entre os blocos 1 e 2. O bloco (3) retrata o sistema músculo-esquelético o qual está parcialmente com inervação normal e parcialmente paralisado. O *bypass* ao longo da medula, funcionalmente lesada, consiste no sistema de comando reproduzido no bloco (4) e no estimulador, propriamente dito, representado no bloco (5). A função que serve como sinal de comando pode ser a força muscular, momento ou ângulo articular, pressão, sinal mioelétrico, entre outros. De qualquer forma, o sinal de comando é detectado por um transdutor que é controlado de forma consciente, e repassado para o estimulador, que dispara a seqüência de ativação muscular (KRALJ e BAJD, 1989).

No caso de acidente vascular cerebral, a lesão está na parte superior do sistema nervoso central, e não na medula. Na verdade, os circuitos medulares são atingidos, mas pela falta de modulação dos sistemas supra-medulares lesados, e não por uma lesão física. A organização do diagrama de blocos representativo é um pouco diferente, mas o funcionamento é o mesmo. Contudo, as aplicações em hemiplégicos tem se direcionado mais para fins terapêuticos, que para restauração de movimentos funcionais.

Em sistemas em malha aberta, como esse, a seqüência e os parâmetros de estimulação são independentes do padrão de resposta motora obtido. A desvantagem, nesse caso, é que a função muscular pode sofrer alterações decorrentes do processo de fadiga, do comprimento do músculo, por contrações de músculos através de controle neural patológico, ou por razões externas, como alterações na carga, e outras perturbações causadas pelo ambiente. O sistema artificial não percebe esses eventos indesejáveis, sendo, portanto, incapaz de prevenir ou corrigi-los automaticamente. Da mesma forma, o indivíduo lesado também não está ciente dessas perturbações, por não ter realimentação proprioceptiva nem exteroceptiva da parte lesada. A única forma de realimentação é através do sistema visual. O processamento consciente é mais lento e quase sempre torna-se um fator limitante da interação do indivíduo com o sistema artificial, não possibilitando reajustes do estímulo elétrico em tempo hábil (KRALJ e BAJD, 1989).

A aplicação de sistemas de estimulação elétrica neuromuscular, em membros superiores, visa a restauração da função da mão. A utilização de seqüências de estimulação adequadas permite a obtenção de padrões funcionais de preensão, especificamente a preensão palmar e a preensão lateral (figura 4.15). Esses dois padrões de preensão, tomados em conjunto, possibilitam a realização da maioria das atividades presentes no cotidiano.

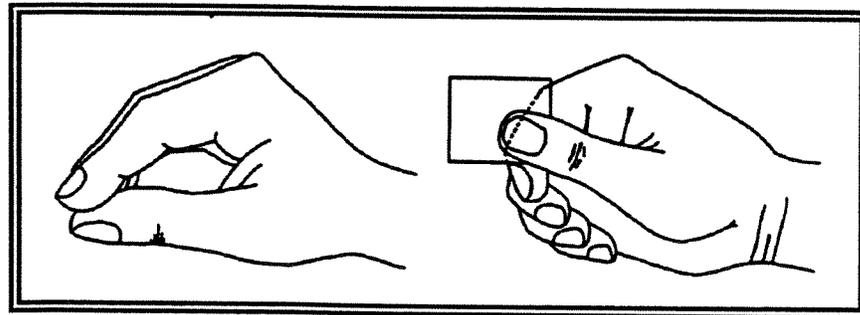


Figura 4.15 – Preensão palmar e lateral (modificado de MAURITZ e PECKHAM, 1987).

A maior ênfase tem sido dada à reabilitação de tetraplégicos com lesões aos níveis de C5 e C6. Esses indivíduos retêm a habilidade de posicionar suas mão no espaço, mas sem o controle voluntário para pegar e liberar os objetos. A obtenção de movimentos funcionais em indivíduos com lesões acima de C5, tem sido considerada limitada e muito complexa, por requerer a restauração de movimentos do braço. E indivíduos com lesões abaixo de C6 adquirem facilmente a independência, com relação à função dos membros superiores, almejando, então, a reabilitação dos membros inferiores.

Todos os sistemas utilizam seqüências pré-programadas que são deflagradas a partir de um sinal de comando do usuário. O sinal de comando deve ser confiável, seguro e independente de

---

ruídos e outras interferências. Podem ser contínuos ou discretos com relação ao tempo e a amplitude (KRALJ e BAJD, 1989). Contudo, para um sistema ser funcional, do ponto de vista do uso cotidiano, além da portabilidade e da cosmética, deve possibilitar não apenas a deflagração da seqüência de estimulação (caso do sinal de comando discreto), mas a regulação da posição das articulações e da força exercida (sinal de comando contínuo), permitindo assim, a preensão de objetos de diferentes pesos e tamanhos. Para a praticidade e aceitação, o mecanismo de comando deve ser de fácil instalação e operação e adaptado às habilidades individuais do usuário.

O método de comando mais comum é a utilização da posição do ombro contralateral. Considerando-se os movimentos de elevação-depressão e protusão-retração do ombro como dois eixos, um deles é usado para regular a carga por unidade de tempo sobre a musculatura, pelos mecanismos já discutidos, possibilitando, assim, a graduação da resposta motora evocada. O segundo eixo é usado para fixar o nível desejado, permitindo a manutenção da força de preensão para a realização da atividade desejada (REBERSEK e VODOVNIK, 1973; PECKHAM, MORTIMER e MARSOLAIS, 1980; PECKHAM, 1987; PECKHAM et. al., 1988; BUCKETT, 1988; KILGORE et. al., 1989; JOHNSON e PECKHAM, 1990b; DURFEE, MARIANO e ZAHRADNIK, 1991; SMITH, MULCAHEY e BETZ, 1996; HART, KILGORE e PECKHAM, 1998). Outros métodos, encontrados na literatura, correspondem a sinais mioelétricos dos extensores do punho ou músculos do pescoço (FIELDS, 1987; SAXENA, NIKOLIC e POPOVIC, 1995; SCOTT, PECKHAM e KILGORE, 1996; HART, KILGORE e PECKHAM, 1998), controle por voz (NATHAN, 1986; PECKHAM, 1987; NATHAN e OHRY, 1990; CLIQUET JR. et. al., 1992; D'ALESSIO et. al., 1992), joystick (PERKINS et. al., 1994), potenciômetros controlados pela extremidade contralateral, ou fixados na órtese detectando o movimento do punho (PECKHAM, 1988; PROCHAZKA, 1997; HART, KILGORE e PECKHAM, 1998) e a respiração (HOSHIMIYA et. al., 1989).

Para a graduação da força e/ou posição através de um sinal de comando contínuo, é preciso ainda a construção de um mapa de estimulação, que relacione o sinal de comando com as curvas de recrutamento de cada uma das unidades motoras, para cada fase e/ou graduação do movimento. Esse mapa de estimulação é característico do indivíduo, e precisa ser refeito para cada aplicação. Para automatizar esse processo KILGORE e PECKHAM (1993) propõem um algoritmo que utiliza como parâmetros de entrada as curvas de recrutamento, os momentos passivos e o mapa de preensão (sinal de comando em função da força e dos ângulos articulares desejados). LAN, FENG e CRAGO (1994) propõem o uso de redes neurais, mas o algoritmo descrito foi utilizado apenas para a geração do movimento em uma única articulação, mediante o controle de um par de músculos agonistas e antagonista.

---

Sistemas não invasivos são, geralmente, usados para fins terapêuticos, visando o condicionamento muscular, a manutenção da amplitude de movimento articular, redução do grau de espasticidade e contraturas. O uso cotidiano desses sistemas, visando a obtenção de movimentos funcionais, tem sido limitado; tecnicamente por fatores relacionados à seletividade, repetibilidade e reproduzibilidade da resposta motora, e por fatores relacionados a não aceitação desses sistemas, por parte dos supostos usuários, por não serem cosméticos e requererem tempo e perícia para o correto posicionamento dos eletrodos, que devem ser colocados e retirados todos os dias.

Uma alternativa, que tem sido implementada, para aumentar a praticidade desses sistemas é a sua incorporação em uma órtese. A figura 4.16 mostra o sistema denominado *Handmaster*, desenvolvido pela Neuromuscular Electrical Stimulation Systems, Ltd., baseado nas pesquisas do grupo da Universidade Bem Gurion, em Israel. Este sistema estabiliza o punho em extensão, e os eletrodos integrados à órtese, sobre os flexores dos dedos e do polegar e sobre os extensores, possibilitam a obtenção de movimentos simples de preensão e liberação de objetos (TRIOLO et. al., 1996).

A figura 4.17 mostra outro sistema, não invasivo, denominado *Bionic Glove*, desenvolvido pelo grupo da Universidade de Alberta, no Canadá. Este sistema apresenta o inconveniente de requerer o posicionamento dos eletrodos sobre os pontos motores do flexor longo e curto, adutor e abductor do polegar e flexor superficial e extensor comum dos dedos. Mas, diferentemente do sistema anterior, possui a unidade de controle integrada à órtese, que é comandada pelo movimento do punho, de tal modo que a extensão resulta na preensão, enquanto a flexão do punho promove a abertura da mão e liberação do objeto. A estimulação é apenas deflagrada, sem possibilitar a regulação e graduação da posição articular e da força de preensão (PROCHASKA, 1997).

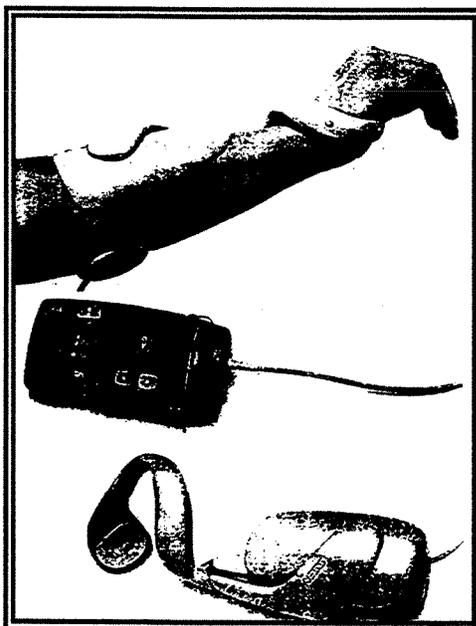


Figura 4.16 – Sistema Handmaster (adaptado de TRIOLO et. al., 1996).

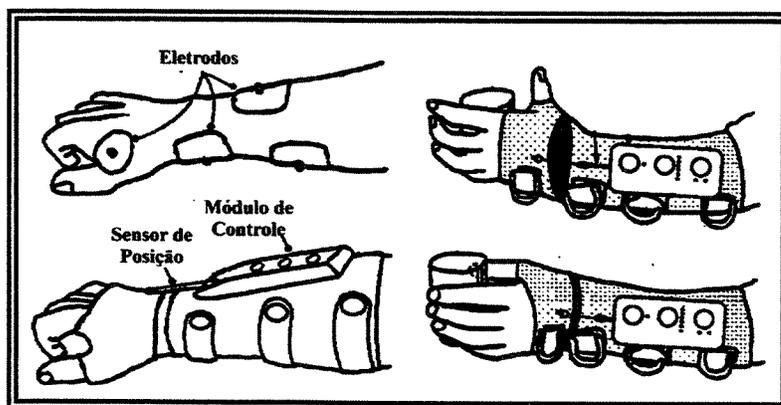


Figura 4.17 – Sistema Bionic Glove ( adaptado de PROCHASKA, 1997).

Os sistemas externos que utilizam eletrodos percutâneos têm sido aplicados em maior escala. O sistema desenvolvido pelo grupo da Universidade Case Western Reserve, em Cleveland, possibilita a obtenção de preensão palmar e lateral com graduação da posição das articulações e da força exercida. O sinal de comando de 0 a 100%, corresponde, respectivamente, à mão aberta e mão totalmente fechada, exercendo a força máxima. Na preensão lateral, os dedos e o polegar são inicialmente estendidos, ativando-se o extensor comum dos dedos e os extensores longo e curto do polegar. Durante os primeiros 20% do sinal de comando, a ativação do flexor profundo dos dedos promove a flexão total dos dedos. Nos 30% seguintes, o polegar é fletido através do flexor longo e do adutor do polegar, até fazer contato com a face lateral do indicador. Nos 50% restantes, do sinal de comando, pode-se aumentar a força exercida pelo polegar. A figura 4.18 mostra a seqüência de eventos que resultam na preensão lateral. Na preensão palmar, o polegar é mantido numa posição

constante, de oposição, pela ativação do músculo abductor do polegar, enquanto os dedos, que iniciam na posição de completa extensão, são flexionados nos primeiros 60% do sinal de comando, pela estimulação do flexor superficial dos dedos. Os 40% restantes, do sinal de comando, são usados para aumentar a força que os dedos exercem contra o polegar. A figura 4.19 mostra a seqüência de eventos que resultam na preensão palmar. A estabilização do punho é conseguida através da utilização de uma órtese. Costuma-se também, promover alterações cirúrgicas, como as discutidas no capítulo anterior, proporcionando o máximo de função e melhorando o desempenho do sistema de estimulação (PECKHAM, MORTIMER e MARSOLAIS, 1980; PECKHAM, MARSOLAIS e MORTIMER, 1980; KILGORE et. al., 1989). Diferentes configurações desse tipo de sistema podem ser encontradas em THROPE, PECKHAM, CRAGO (1985) e BUCKETT et. al. (1988).



Figura 4.18 – Sequência de preensão lateral (modificado de KILGORE et. al., 1989).

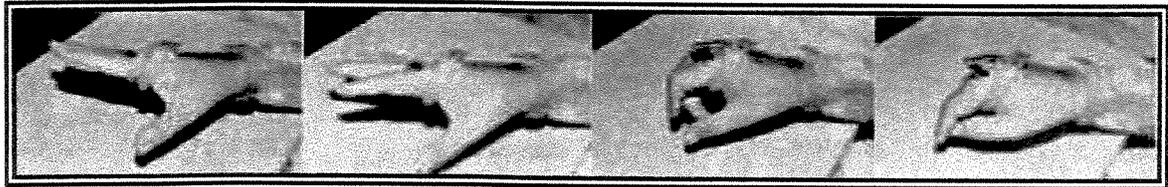


Figura 4.19 – Sequência de preensão palmar (modificado de KILGORE et. al., 1989).

Sistemas implantados apresentam a mesma eficácia dos sistemas percutâneos, possuem uma aceitação maior por serem mais cosméticos, e estão menos sujeitos a infecções do que os percutâneos. O sistema denominado *Freehand* nada mais é do que a versão implantada do sistema anterior. É um sistema comercializado pela NeuroControl Corporation, tanto nos Estados Unidos como na Europa. Consiste de uma unidade controladora externa programável com os parâmetros mais adequados ao usuário, um módulo estimulador/receptor implantado de oito canais e um sensor externo de posição do ombro (figura 4.20).

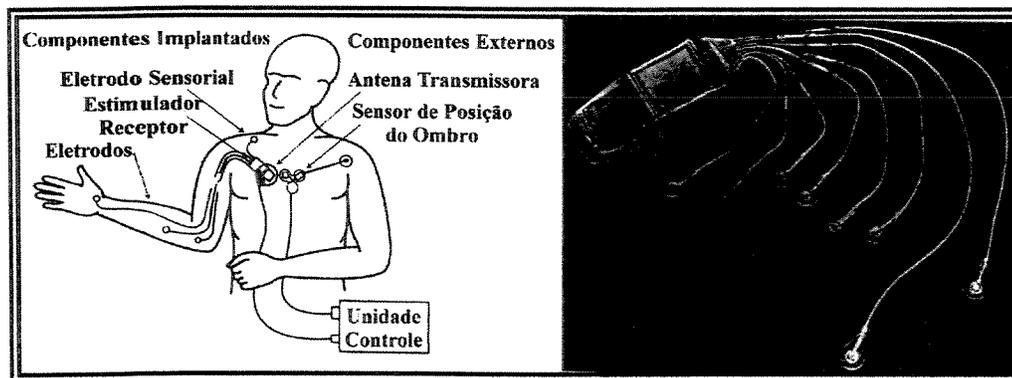


Figura 4.20 – Sistema Freehand (modificado de TRIOLO et. al., 1996).

Externamente, a estimulação se inicia com os movimentos do ombro, detectado pelo sensor e enviados à unidade externa de controle. A antena, localizada sobre o módulo implantado, transmite transcutaneamente, a seqüência de estimulação. Internamente, o estimulador/receptor recebe os estímulos elétricos, transmitindo-os aos grupos musculares através dos eletrodos, resultando em padrões de preensão adequados. O sistema *Freehand* possibilita a obtenção das preensões palmar e lateral, da mesma forma descrita para o sistema percutâneo. A estabilização mecânica do punho e cirurgias reconstrutivas também se aplicam (KEITH et. al., 1988; TRIOLO et. al., 1996; KILGORE et. al., 1997). Uma descrição técnica evolutiva desse sistema pode ser obtida de PECKHAM et. al. (1981), SMITH et. al. (1987) e SMITH et. al. (1998).

Apesar de minimizadas, as complicações clínicas possíveis continuam sendo significativas, apesar de não ter aparecido ainda, nos casos já implantados. Algumas complicações não podem ser evitadas, por serem inerentes à natureza de todas as cirurgias. Existe potencial para uma taxa de infecção de 20%, falhas no receptor ou fios, evidências de rejeição, danos teciduais, problemas relacionados à fibrose e à cicatrização, segurança elétrica (principalmente em implantes de tórax), alterações nas propriedades de recrutamento dos músculos, entre outros, alguns desses requerendo procedimentos cirúrgicos adicionais (TRIOLO et. al., 1996).

Outros grupos também têm trabalhado no desenvolvimento de estimuladores implantados. Uma nova tecnologia que está surgindo corresponde a estimuladores micromodulares. São estimuladores miniaturizados de um único canal, que podem ser injetados, funcionando como eletrodos e estimuladores ao mesmo tempo. Uma unidade externa seria capaz, então, de controlar e coordenar as inúmeras unidades implantadas. Esses sistemas ainda estão em fase de testes técnicos e em animais, mas têm mostrado potencial, por eliminarem a necessidade de cabos e fios internos que estão sujeitos a quebras e falhas, o carácter modular permite que configurações multicanais sejam

---

facilmente elaboradas pelo sistema externo, e finalmente pelo seu tamanho permite a implantação através de processos cirúrgicos mínimos (CAMERON et. al., 1997; ZIAIE et. al., 1997)

Sistemas destinados a tetraplégicos com lesões mais altas (C4), requerem a restauração de movimentos do braço, além dos padrões de preensão, e para isso, utilizam órteses mecânicas de sustentação para auxiliar a realização dos movimentos da extremidade (figura 4.21). O método de comando também precisa ser diferenciado.

HOSHIMIA et. al. (1989) apresentam um sistema comandado por sensores de respiração através da expiração e inspiração. A seqüência de estimulação é mais complexa que as anteriores, tomando como base estudos eletromiográficos com indivíduos normais, que mostram os principais músculos utilizados, a proporção em que são ativados, bem como a temporização de ativação. Para a implementação, são utilizados eletrodos percutâneos em 21 músculos. A descrição técnica desse sistema pode ser encontrada em HANDA, OHKUBO, HOSHIMIYA (1989). Essa mesma proposta é implementada e analisada em MATSUSHITA et. al. (1995), que mostram, através de um sistema de análise de movimento, a semelhança entre a resposta motora evocada e o padrão normal. O sistema de NATHAN e OHRY (1990), também desenvolvido no Japão, utiliza comando por voz a partir da utilização de um sistema comercial de reconhecimento, e eletrodos de superfície de alta resolução que ativam 13 grupos musculares. Esse sistema fornece três padrões de preensão, incluindo a pinça, não presente nos demais sistemas. Apesar de complexo, esse sistema possibilitou a realização de atividades como beber, comer e escrever, por indivíduos com lesões em C4. O sistema de SMITH, MULCAHEY e BETZ (1996) se parece muito com o sistema de KILGORE et. al. (1989). Utiliza órtese mecânica para estabilização do punho, realiza cirurgia reconstrutiva, permitindo inclusive a utilização do comando através do movimento do ombro, e uma seqüência de estimulação seguindo os mesmos princípios, mas acrescentando os movimentos de adução do braço, supinação do antebraço e flexão e extensão do cotovelo. Apesar dos esforços, esses sistemas não passaram do estágio de desenvolvimento e aplicação clínica. O seu uso continua sendo restrito a ambientes laboratoriais (TRIOLO et. al., 1996).

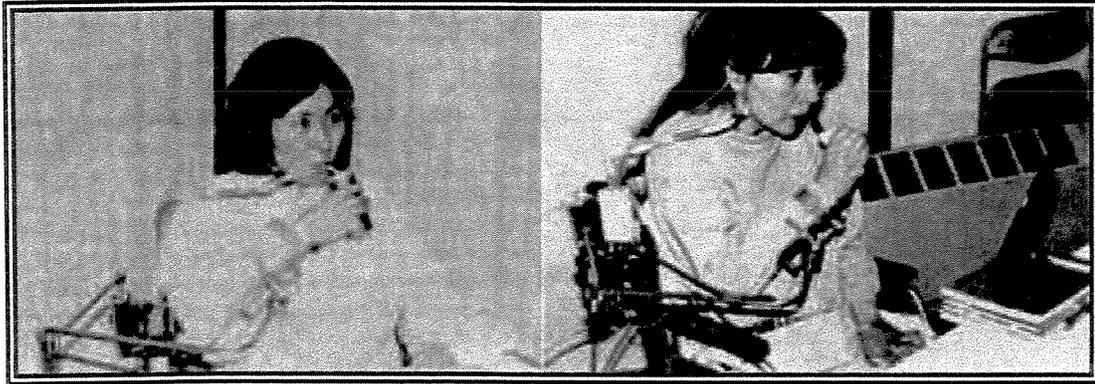


Figura 4.21 – Sistema de sustentação para o braço (adaptado de HOSHIMIA et. al., 1989).

A grande maioria dos sistemas envolvem a ativação do músculo primário motor ou do grupo agonista, sem dar importância ao controle da musculatura antagonista. Durante o movimento normal, verifica-se um certo nível de ativação da musculatura antagonista, visando distribuir a pressão de contato articular, prevenir subluxações, possibilitar uma forma de contrabalançar movimentos em altas velocidades angulares, regular a rigidez e o momento articular e compensar alterações nas condições de carga. Do ponto de vista ortopédico, a estabilidade das articulações, mantendo um alinhamento adequado, é essencial para a prevenção de lesões. A utilização de estratégias de co-contracção de agonistas e antagonistas deve ser considerada nas aplicações de estimulação elétrica neuromuscular, a fim de se evitar problemas articulares a longo prazo.

ZHOU et. al. (1996, 1997) implementaram e testaram várias estratégias com diferentes graus de superposição e de solicitação dos músculos antagonistas. Os experimentos foram realizados com animais, na condição livre e com carga. Os resultados sugerem que a utilização de uma atividade moderada da musculatura antagonista, em torno de 5 a 10%, e uma superposição de 25%, deva ser considerada em aplicações clínicas.

#### 4.2.2 – Realimentação e Controle Automático

A característica não linear e a variação no tempo das propriedades do músculo ativado artificialmente, bem como a imprevisibilidade de outros fatores como as condições de carregamento, limitam o desempenho dos sistemas de malha aberta. A única realimentação disponível é através do sistema visual do usuário, que pelos motivos, discutidos no item anterior, tornam o controle do sistema difícil de ser realizado.

No organismo intacto, sensores especializados na pele, nos músculos e nas articulações, fornecem informações, normalmente usadas, pelo sistema nervoso central, para regular a resposta motora (figura 4.22).

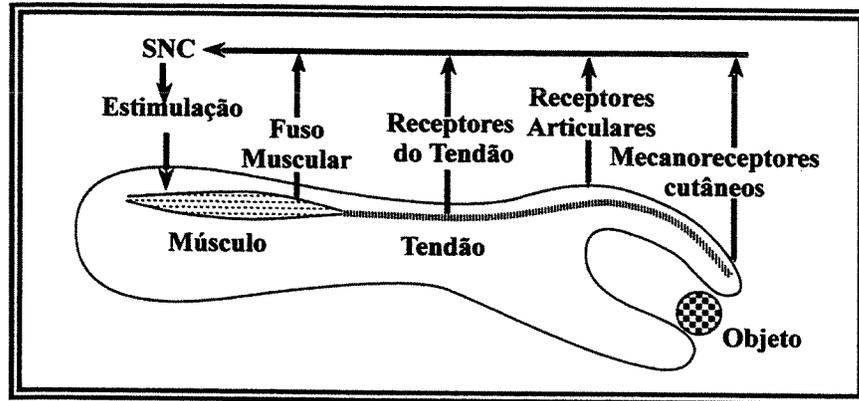


Figura 4.22 – Esquema do sistema de controle biológico (adaptado de WEBSTER, 1992).

É importante que a aplicação dos sistemas artificiais resulte em estabilidade, repetibilidade e reproducibilidade da resposta motora, e que o sistema seja capaz de regular as propriedades de entrada e de saída do músculo, sob um extenso intervalo de condições, como ocorre no sistema biológico normal. Para atingir esses requisitos, diversos pesquisadores têm se dedicado ao desenvolvimento de sistemas artificiais em malha fechada.

Para a regulação automática do movimento de preensão, dois parâmetros físicos devem ser continuamente monitorados: o tamanho da abertura da mão, definido pelo comprimento muscular e ângulos articulares, e as forças exercidas sobre o objeto, definidas pela força de contração muscular. Um sistema de controle por realimentação que use uma combinação de força e posição como informações representativas do movimento, pode regular a preensão sob um vasto intervalo de condições (CHIZECK, CRAGO e KOFMAN, 1988; CRAGO, NAKAI e CHIZECK, 1991). Antes da preensão propriamente dita concretizar-se, apenas os ângulos articulares podem caracterizar o movimento. Depois do contato entre os dedos e o objeto, a força exercida passa a ser um parâmetro importante. Por outro lado, se o objeto for rígido, a informação de posição passa a ser redundante, uma vez que o comprimento do músculo, bem como os ângulos articulares não mais se alteram. Nos sistemas destinados à reabilitação de indivíduos com lesões mais altas, deve-se ainda monitorar a posição espacial do braço e o grau de extensão-flexão do cotovelo.

O conceito básico por trás dos sistemas de controle consiste em minimizar o erro entre a resposta obtida e a resposta desejada. O início do movimento é baseado exclusivamente no mapa de estimulação, da mesma forma que ocorre nos sistemas em malha aberta. A partir deste instante, os parâmetros que caracterizam o estado atual da resposta motora evocada são comparados com os valores de referência que caracterizam a resposta motora desejada. A existência de desvios entre esses dois estados gera um sinal de erro, que será processado por uma lógica de controle, resultando na alteração dos parâmetros de estimulação e na correção do movimento. Esse mecanismo de auto-

regulação possibilita a manutenção da resposta desejada, mesmo na presença de distúrbios inerentes à musculatura ou externos a ela (figura 4.23).

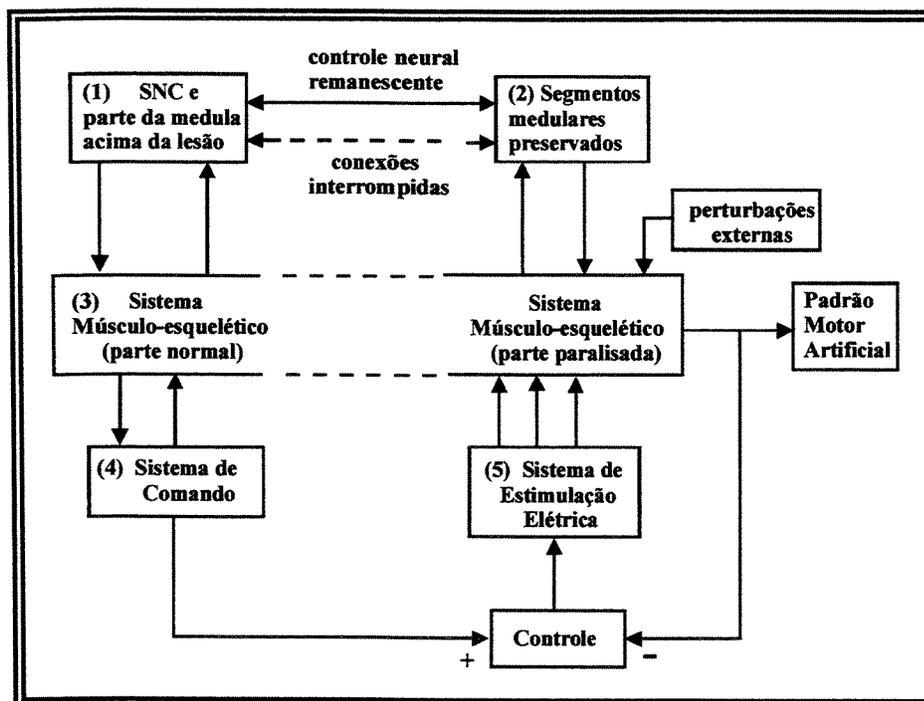


Figura 4.23 – Interação entre os sistemas biológico e artificial, com controle em malha fechada (modificado de KRALJ; BAJD, 1989).

A regulação da força isométrica pode ser feita através de modulação por recrutamento (largura de pulso). BARATTA et. al. (1998) mostram que um simples controlador proporcional pode aumentar o desempenho do sistema para sinais de comando seguindo padrões triangular, senoidal, em rampa e em degrau, desde que o ganho de realimentação utilizado seja próximo a unidade.

CRAGO, MORTIMER e PECKHAM (1980) consideraram o controle proporcional inadequado por necessitar de um ganho de realimentação maior para compensar as variações da força, introduzindo oscilações à resposta evocada. A utilização de um controle proporcional mais integral melhora o tempo de resposta do sistema. Além disso, a utilização simultânea de modulação por recrutamento e somação temporal (frequência) contribui para aumentar a linearidade da resposta motora.

WILHERE, CRAGO e CHIZECK (1985) consideraram o estimulador e o músculo como processos discretos no tempo, possibilitando o desenvolvimento de um controlador digital. O sistema satisfaz critérios de estabilidade e repetibilidade, mas a resposta a um sinal de comando em degrau não foi adequada. Uma segunda versão desse sistema (CHIZECK, CRAGO e KOFMAN, 1988)

---

mostrou ser mais robusta e menos sensível a erros de modelamento e alterações do sistema controlado.

Todos os três sistemas utilizam parâmetros de controle fixos. Uma outra abordagem proposta por BERNOTAS, CRAGO e CHIZECK (1987) utiliza um controle adaptativo, no qual os parâmetros são reajustados em função das alterações do sistema controlado. Acredita-se que esse sistema seja mais apropriado para o controle de sistemas sujeitos a grandes flutuações.

A regulação da posição articular, com sistemas em malha fechada, também vem sendo investigada. Nesse caso, o controle é feito através da utilização de mapas de co-contracção do par de músculos agonista e antagonista que agem sobre a articulação. Para o movimento de preensão é preciso que o punho permaneça na posição de função, garantindo um comprimento muscular dos flexores adequado ao desenvolvimento de força. Além disso, a ativação dos flexores dos dedos tende a flexionar o punho. Por isso, a maioria dos sistemas destinados à restauração da preensão utilizam uma órtese de punho para estabilizar esta articulação, impedindo mecanicamente o desvio da posição de função. Com esse mesmo propósito LEMAY e CRAGO (1997) utilizam um sistema de controle em malha fechada, eliminando a necessidade de órteses. Um controlador proporcional derivativo mais integral mostrou ser capaz de estabilizar o punho contra forças perturbadoras externas, apesar da existência de algumas oscilações na resposta motora evocada.

ALIM e INBAR (1986) implementaram o controle da extensão-flexão do cotovelo e pronação-supinação do punho, através de um controlador adaptativo. O sistema apresentou um bom comportamento no controle da posição das duas articulações, quando tratadas isoladamente, mas o controle simultâneo de ambas as articulações foi menos promissor.

Visando a restauração dos movimentos do braço, além da preensão, para indivíduos com lesões mais altas, LAN, CRAGO e CHIZECK (1991a) desenvolveram um algoritmo para o controle da força em um sistema multiarticular. Um controlador proporcional mais integral foi implementado para a regulação de forças enquanto mapas de coativação foram utilizados no controle da posição de cada articulação. A avaliação de desempenho foi realizada para um sistema biarticular, mostrando a sua potencialidade, apesar das oscilações.

O movimento de preensão pode ser dividido em três fases: inicialmente os dedos são flexionados requerendo o controle da posição na condição sem carga; no instante do contato dos dedos com o objeto há uma fase de transição pela alteração nas condições de carga; depois do contato, caso o objeto seja rígido, deve-se promover o controle da força isométrica. Essas sub-fases justificam o desenvolvimento dos sistemas apresentados. Por outro lado, um sistema de controle da

---

preensão deve monitorar e controlar simultaneamente a força e a posição das articulações e obter um comportamento adequado nas três condições.

LAN, CRAGO e CHIZECK (1991b) comparam o desempenho de três tipos de controle, nas três condições especificadas acima: um controle discreto proporcional, com parâmetros fixos (CRAGO, NAKAI e CHIZECK, 1991) e um controle adaptativo (LEMAY et. al., 1993), ambos implementando modulação da força por recrutamento; o terceiro sistema utiliza controle discreto proporcional, com parâmetros fixos, adicionando a modulação por somação temporal à modulação por recrutamento (CHIZECK et. al., 1991). Os três sistemas utilizam um mapa de co-contracção para a regulação da posição, e uma combinação linear da força e da posição para a realimentação. Os resultados mostraram que o controlador proporcional com modulação por recrutamento demonstrou uma performance satisfatória nas três condições. Mas a adição da modulação por somação temporal, no terceiro sistema avaliado, melhorou sensivelmente a habilidade do sistema em compensar as não linearidades do recrutamento muscular, bem como as alterações na condição de carga. Por outro lado, para o controle da posição na condição sem carga, a adição da modulação por somação temporal não trouxe ganhos significativos. O controlador adaptativo, por sua vez, não resultou em uma melhora considerável na performance quando comparado ao controlador proporcional, para nenhuma das três condições avaliadas.

Para o controle da preensão, robustez e simplicidade são fatores de maior interesse que a performance durante a fase de transição. Isto sugere, portanto, que a utilização de um controlador proporcional com modulação por recrutamento seria suficiente.

Formas de controle mais simples também são relatadas. HAUGLAND et. al. (1997) implementaram um sistema para prevenir o escorregamento do objeto durante a preensão lateral. Toda vez que a resposta do sensor ultrapassava um limiar pré-estabelecido o sistema aumenta o nível de estimulação dos músculos flexor e adutor do polegar, aumentando a força exercida. CROOK e CHAPPELL (1998) usaram um controle parecido para a preensão palmar. A força de preensão é comparada a um intervalo de referência, resultando na alteração do nível de recrutamento, sempre que a força de preensão resultante estiver fora do intervalo.

Apesar de serem mais eficazes na regulação dos movimentos evocados artificialmente, o uso corrente de sistemas de controle em malha fechada tem sido limitado pelo desenvolvimento de sensores apropriados para o uso cotidiano. A maioria dos sistemas desenvolvidos não passaram da fase de testes em animais. Outros foram avaliados em aplicações clínicas, mas com a utilização de dispositivos de uso restrito ao laboratório. Os sensores de força e de posição necessários são comumente utilizados em processos de automação industrial e robótica, mas apesar de atenderem as

---

exigências de intervalo de funcionamento e resolução (sensores de força: 0,1-80 N com resolução entre 0,1-1 N; sensores de posição: -20-120 graus com resolução de 0,33 graus (CRAGO et. al., 1986)), estes dispositivos são muito grandes para a aplicações no membro superior (DARIO e ROSSI, 1985).

Outra alternativa seria a utilização de dispositivos comerciais de realidade virtual como a *Cyberglove* (Virtex, CA) ou a *DataGlove* (VLP Research Inc., CA). Porém o custo desta tecnologia (em torno de US\$ 10.000) torna o seu uso, do ponto de vista prático, inviável.

A mão é um órgão que está sempre em evidência e, portanto, a cosmética é um fator fundamental para que o sistema seja aceito. As dimensões envolvidas, a localização dos sensores na superfície palmar da mão e nas articulações dos dedos obriga o uso de sensores leves e pequenos, que podem ainda ter o seu desempenho comprometido pela complacência do tecido. O número de graus de liberdade do membro é outro fator limitante, exigindo um número maior de sensores, em uma área relativamente pequena. Devem ainda ser de fácil colocação e retirada, sem requerer calibração freqüente. Além disso, devem funcionar em ambientes normais, sujeitos a variações de temperatura, umidade, iluminação e diferentes níveis de ruído. Um sensor que funciona adequadamente no laboratório, sob condições controladas, pode não apresentar o mesmo comportamento em ambientes normais (CRAGO et. al., 1986).

Atender a todos esses requisitos é uma tarefa difícil. A literatura mostra várias tentativas na elaboração de sensores mais adequados, mas nenhum atende a todas as exigências. CRAGO et. al. (1986) e WEBSTER (1992) apresentam uma coletânea de trabalhos de diversos pesquisadores, mostrando o desenvolvimento de sensores piezoresistivos, piezoelétricos, capacitivos, óticos e ultrassônicos, para a medição de força e posição. Outras alternativas correspondem a utilização do FSR, um sensor piezoresistivo da Interlink Electronics, proposta por JENSEN, RADWIN e WEBSTER (1992), CASTRO e CLIQUET JR. (1996) e CROOK e CHAPPEL (1998), o desenvolvimento de sensores que mimetizam o comportamento piezoelétrico da pele, as chamadas “peles artificiais”, proposto por STOJILJKOVIC e CLOT (1977) e ROSSI, NANINI e DIMENICI (1988), e a utilização do PVDF (poli fluoreto de vinilideno) citada por DARIO e ROSSI (1985). Mais recentemente a utilização da tecnologia de circuitos integrados tem possibilitado o surgimento de sensores mais precisos e cada vez menores. BEEBE et. al. (1998), além de fazerem uma boa revisão, apresentam o desenvolvimento de um novo sensor de força, com resultados encorajadores.

O desenvolvimento de sensores de posição para os dedos tem sido mais restrito. TROYK et. al. (1986) e JOHNSON e PECKHAM (1990a) apresentam sensores baseados no efeito Hall, que seriam implantados nas articulações, detectando o movimento relativo entre as extremidades ósseas

---

que se opõem. CASTRO et. al. (1997) apresentam um pequeno sensor com *strain gauge* para ser posicionado sobre articulações interfalangeanas e metacarpofalangeanas, sendo apropriado para quantificar o grau de flexão da articulação. CRAGO et. al. (1986) relatam a utilização de técnicas ultra-sônica e eletromagnética para monitoração de posição; mas da mesma forma que os eletrogoniômetros tradicionais, são grandes para serem posicionados nos dedos. Talvez a monitoração do punho e/ou cotovelo fosse mais adequada. CASTRO e CLIQUET JR. (1996) apresentam um eletrogoniômetro com uma adaptação na junção, possibilitando a monitoração do grau de flexão-extensão do cotovelo.

Sabe-se, contudo, que apesar das lesões medulares e do acidente vascular comprometerem as funções sensitivas e proprioceptivas, elas tipicamente não afetam o potencial transdutor das estruturas envolvidas. Simplesmente as informações não atingem as áreas de processamento ou não podem ser processadas (HOFFER e HAUGLAND, 1992). A informação de força é sentida, no organismo, pelos sistemas cutâneo e proprioceptivo. O sistema cutâneo é composto por sensores de tato (mecanoreceptores) que fornecem informações sobre a localização do objeto sobre a pele, a distribuição de pressão na área de contato e a textura dos objetos. O sistema proprioceptivo, composto pelos sensores nas articulações, nos músculos e nos tendões, fornecem informações sobre ângulos articulares, comprimento muscular e força de contração (WEBSTER, 1992).

Essa constatação sugere a utilização de sensores naturais, ao invés de sensores artificiais, como elo de realimentação para o sistema de controle artificial. O registro e a análise da atividade elétrica de nervos sensoriais, em resposta a estímulos externos (mais especificamente força aplicada contra a pele) têm sido realizados por vários grupos. Os estudos mostram que a resposta sensorial apresenta uma correlação maior com a derivada do padrão de força aplicado, realçando as variações da força mais do que o valor absoluto ou a manutenção da força (comportamento piezoelétrico). Essa característica faz com que esta técnica seja mais apropriada para detectar o escorregamento do objeto do que como um meio de monitorar a força aplicada (HOFFER e SINKJAER, 1986; GOODALL, LEFURGE e HORCH, 1991; HOFFER e HAUGLAND, 1992; HAUGLAND e HOFFER, 1994; SINKJAER, HAUGLAND e HAASE, 1994; HAUGLAND, HOFFER e SINKJAER, 1994; RISO et. al., 1995; HOFFER et. al., 1996; UPSHAW e SINKJAER, 1997; HAUGLAND et. al., 1997).

HOFFER e HAUGLAND (1992), JOHNSON et. al. (1995) e HOFFER et. al. (1996) fazem uma revisão sobre o assunto, descrevendo desde a função e o comportamento dos receptores cutâneos específicos, técnicas de registro, até algumas implementações clínicas, em sua maioria para membros inferiores. Está claro que é possível registrar a atividade neural sensorial, mas alguns pontos devem ainda ser discutidos e esclarecidos para viabilizar o uso prático dos sensores naturais.

---

O primeiro ponto crítico refere-se a escolha do nervo; ainda não está claro quais os tipos de fibras aferentes que devem ser usadas para realimentar o sistema de controle artificial de força e de posição durante a apreensão. O segundo ponto, refere-se a interpretação dos dados; isto é, como distinguir e extrair informações confiáveis e relevantes, em tempo real, de nervos, em sua maioria compostos tanto por fibras sensoriais quanto motoras. Além disso, o sinal registrado está contaminado por artefatos devido a estimulação elétrica neuromuscular dos músculos paralisados, e pela atividade de músculos adjacentes ao eletrodo de registro, seja ela artificial ou natural.

Em face dessas limitações, JOHNSON et. al. (1995) sugerem que em paralelo à investigação dos sensores naturais, seja reavaliado minuciosa e cuidadosamente, o uso de sensores artificiais. O desenvolvimento de sensores artificiais tem sido guiado por requerimentos de precisão muito acima dos disponíveis pelo sistema natural. Além disso, a implementação de redes neurais e lógica *fuzzy* para o processamento de dados insatisfatórios obtidos dos sensores naturais, também poderia ser utilizada para melhorar o desempenho de sensores artificiais. Aliás, é mais fácil rejeitar sinais impróprios vindos de sensores artificiais do que de sensores naturais. Outro ponto é a necessidade de utilização de telemetria viabilizando o complexo processamento requerido para que os sinais naturais possam ser utilizados; se essa técnica estiver disponível, também seria possível implantar sensores ao invés de usá-los externamente, uma vez que sendo aceitável a delicada cirurgia para implantar os eletrodos de registro, também o seria para implantar os sensores artificiais.

Outra alternativa investigada constitui a utilização do sinal mioelétrico dos músculos estimulados. Segundo SOLOMONOW et. al. (1986), o sinal mioelétrico, desde que o pré-processamento seja capaz de eliminar os artefatos da estimulação, pode ser utilizado como um indicativo da força muscular, eliminando assim a necessidade de sensores.

Apesar de todos os esforços, as limitações impostas fazem com que os sistemas de estimulação elétrica neuromuscular, de uso corrente, continuem sendo em malha aberta.

### **4.3 – Restauração da Função Sensorial**

A lesão medular e o acidente vascular cerebral não afetam somente a função motora, mas também a função sensorial, privando o indivíduo de informações proprioceptivas sobre os membros afetados. Isto quer dizer que, de maneira geral, o indivíduo não tem consciência do movimento obtido artificialmente pela aplicação da estimulação elétrica neuromuscular (EENM), senão aquela possível a partir da realimentação visual.

Dentre os parâmetros que caracterizam o movimento de preensão, a posição dos dedos é passível de monitoração visual, o que não ocorre para a força exercida sobre o objeto. O controle do sistema artificial é, portanto, subjetivo e impreciso e, na maioria das vezes, dispendioso do ponto de vista energético. Para garantir a eficácia da preensão, uma força maior, do que aquela que seria necessária à preensão, é comumente empregada (RISO, IGNANI e KEITH, 1991). Uma solicitação maior da musculatura envolvida acelera o processo de fadiga, limitando o desempenho do sistema artificial na restauração da função.

Para aumentar a habilidade do indivíduo em controlar e coordenar o movimento obtido artificialmente é fundamental restaurar também a função sensorial (figura 4.24). Além disso, à redução da necessidade de realimentação visual, liberando esse sentido para outras tarefas, possibilitará uma maior interação do indivíduo com o ambiente circundante.

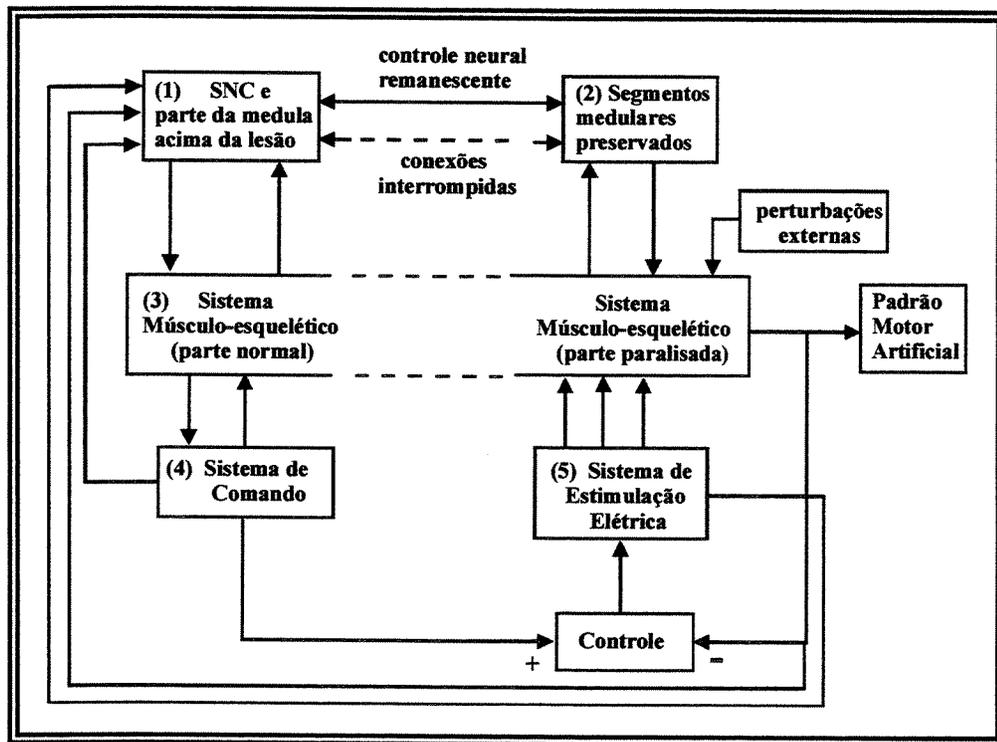


Figura 4.24 – Interação entre os sistemas biológico e artificial, com controle em malha fechada e realimentação sensorial (modificado de KRALJ; BAJD, 1989).

Além da realimentação dos parâmetros da preensão, outras possibilidades seriam a realimentação do sinal de comando e do modo de operação do sistema de estimulação elétrica neuromuscular, que também contribuiriam para melhorar a performance do indivíduo.

O sinal de comando analógico, utilizado para graduar a resposta motora, é gerado pelo usuário em uma região sob controle voluntário, e que, portanto, tem disponível o sistema biológico

---

de realimentação proprioceptiva. Mesmo assim, verifica-se que o desempenho do indivíduo, baseado apenas nesse mecanismo, costuma ser menos consistente do que seria desejável para um controle preciso. A aplicação de uma propriocepção artificial, em paralelo com o sistema biológico, contribuiria para melhorar a performance do indivíduo no controle do sistema artificial. Seria de igual valor uma realimentação do modo de operação do sistema de EENM, confirmando o resultado da ação do indivíduo sobre o sistema. Essa realimentação poderia sinalizar o padrão de preensão selecionado, o estado de manutenção da força a partir do bloqueio do sistema e a liberação e reaquisição do controle. Por fim, é de fundamental importância, a realimentação dos parâmetros que caracterizam a preensão, principalmente a força exercida, devido a inconsistências na relação entre o nível de preensão comandado pelo indivíduo e a resposta motora resultante (RISO, IGNAGNI e KEITH, 1991). Nesse caso, os sensores necessários são os mesmos utilizados nos sistemas de controle automático do movimento.

PECKHAM, MORTIMER e MARSOLAIS (1980) propuseram a aplicação da realimentação do modo de operação do sistema de EENM a partir de um sinal sonoro. Contudo, esta técnica não é aceita do ponto de vista cosmético e está sujeita a interferências do ambiente.

A sensação tátil tem sido considerada uma alternativa mais atrativa. Se devidamente codificada pode servir como um canal de entrada sensorial alternativo ou suplementar, para amplificar ou substituir informações que seriam destinadas a outros sentidos (GELDARD, 1960). Os chamados painéis tácteis podem ser dispostos sob roupas (ou implantados), evitando assim a rejeição por parte do usuário por questões cosméticas, podem ser leves e pequenos e podem fornecer grandes quantidades de informação altamente compactadas dentro de uma faixa de resposta espaço-temporal útil, contendo sinais relativamente isentos de ruído (SZETO e SAUNDERS, 1982). Teoricamente, o sentido tátil poderia ser acessado de diversas formas, uma vez que a pele responde a estímulos térmicos, químicos, elétricos e mecânicos. Porém, do ponto de vista prático, apenas as duas últimas modalidades estão disponíveis (SZETO e SAUNDERS, 1982).

Acredita-se que a estimulação eletrotáctil atue diretamente sobre as fibras nervosas aferentes, enquanto a estimulação vibrotáctil age sobre os receptores tácteis da pele (KUME e OHZU, 1980; KACZMAREK et. al., 1991). A estimulação eletrotáctil apresenta algumas vantagens sobre a estimulação vibrotáctil, por não apresentar partes móveis, manter um contato constante com a pele durante o movimento, ser mais eficiente em termos de consumo energético, e pela facilidade de fabricação. Por outro lado, é considerada menos confortável, podendo causar uma sensação dolorosa, dependendo do nível do estímulo aplicado, reduzindo a faixa dinâmica de sensação útil (SHANNON,

---

1976; SZETO e SAUNDERS, 1982; KACZMAREK et. al., 1991). De qualquer forma, a literatura relata aplicações dos dois tipos de estímulo.

A comunicação tátil pode então ser obtida pela utilização de estímulos codificados aplicados sobre a pele, em uma região com função sensorial preservada. É importante que o estímulo seja claro, confortável e facilmente interpretado segundo o código estabelecido. O indivíduo deve então aprender a relacionar as sensações evocadas com as informações a serem transferidas (RISO, IGNAGNI e KEITH, 1991). A eficácia da transferência de informações dependerá do tipo do código usado, do número de canais e da relação entre aprendizagem e adaptação sensorial, na faixa dinâmica de sensação da pele à modalidade do estímulo aplicado (SZETO e SAUNDERS, 1982).

O interesse no estudo da percepção tátil aumentou a partir da década de 70, como resultado do desenvolvimento de dispositivos protéticos visando substituir a função visual e a auditiva, convertendo, respectivamente, imagens e sons em padrões tácteis. Segundo NOHAMA e CLIQUET JR.(1998), os pesquisadores que mais se destacaram nessa área foram Geldard, Sherrick, Solomonow, Szeto, Back-y-Rita e Kaczmarek.

A restauração de uma propriocepção artificial, baseada na percepção tátil, foi aplicada inicialmente em próteses. Para o caso de próteses de membros superiores pode-se sinalizar o grau de flexão do cotovelo (MANN e REIMERS, 1970), a força de apreensão e o grau de abertura da mão (PRIOR e LYMAN, 1975; PRIOR et. al., 1976), ou simplesmente a força exercida em um movimento de pinça (CLIPPINGER, AVERY e TITUS, 1974; SHANNON, 1979; SCOTT et. al., 1980). Como o membro é artificial, há uma maior disponibilidade de sensores, que podem ser facilmente integrados, possibilitando a monitoração dos parâmetros de interesse. Os mais comuns são potenciômetros, para medir o ângulo das articulações, e *strain gauges*, para medir a força exercida.

#### **4.3.1 – Estimulação Eletrotáctil**

A forma mais comum e fácil de implementar um sistema de estimulação eletrotáctil é a utilização dos mesmos tipos de estimuladores e formas de onda descritos para a estimulação elétrica neuromuscular (EENM). A única diferença corresponde à faixa de intensidade utilizada, que é caracteristicamente inferior, uma vez que não se almeja a obtenção de contração muscular, mas sim evocar uma sensação superficial na pele. A discussão sobre as vantagens e desvantagens de cada tipo de sistema, apresentada anteriormente, também se aplica à estimulação eletrotáctil; mas com relação a esta última, outros fatores devem ser ainda discutidos.

---

Qualitativamente, as sensações evocadas na pele, a partir da aplicação da estimulação eletrotáctil, são descritas como formigamento, vibração, toque e pressão, ou pontada, fígada e queimação (KACZMAREK et. al., 1991), dependendo das características do eletrodo e dos parâmetros de estimulação.

A faixa dinâmica de sensação útil, definida como sendo a relação entre os limiares de dor e de sensação, é considerada limitada para a estimulação eletrotáctil (6-20 dB), e depende do tamanho, material e localização do eletrodo, bem como dos parâmetros do estímulo aplicado. Eletrodos maiores e larguras de pulso menores que 500  $\mu$ s resultam em sensações mais confortáveis, aumentando o limiar de dor e conseqüentemente a faixa dinâmica de sensação útil. Por outro lado, largura de pulsos pequenas (menores que 100  $\mu$ s) aumentam o limiar de sensação, reduzindo a faixa dinâmica útil (KUME e OHZU, 1980; KACZMAREK et. al., 1991; REILLY, 1992). Com relação a forma de onda, os pulsos bifásicos costumam resultar em uma faixa dinâmica de sensação maior do que a resultante pelo uso de pulsos monofásicos, em função da diminuição do limiar de sensação (KUME e OHZU, 1980).

A intensidade subjetiva da sensação a trens de pulsos contínuos (figura 4.25 (a)) diminui com o tempo devido ao fenômeno de adaptação. A taxa de adaptação varia com a frequência; enquanto uma pequena taxa de adaptação ocorre para frequências em torno de 10 Hz, a sensação produzida por trens de pulsos com frequência de 100 Hz diminui em segundos. A adaptação é mais evidente para o limiar de sensação do que para níveis supralimiais, e pode também ser reduzida por trens de pulsos de alta frequência (500 Hz) modulados por um sinal de baixa frequência (menor que 25 Hz) (figura 4.25 (b)). Além disso, o aumento do número de pulsos por *burst* (figura 4.25 (c)) tende a aumentar a intensidade subjetiva da sensação (KUME e OHZU, 1980; SZETO e SAUNDERS, 1982; KACZMAREK et. al., 1991). Comparando sinais monofásicos e bifásicos, SZETO e LYMAN (1979) e SZETO e SAUNDERS (1982) verificaram que pulsos bifásicos são mais susceptíveis à adaptação sensorial do que pulsos monofásicos.

Em função da grande variabilidade nos limiares de sensação e dor entre sujeitos, uma relação fixa entre a informação que se deseja transferir e o estímulo é impraticável. Essa relação deve ser ajustada e adaptada segundo as limitações de cada usuário (KACZMAREK et. al., 1991; REILLY, 1992; NOHAMA, 1997).

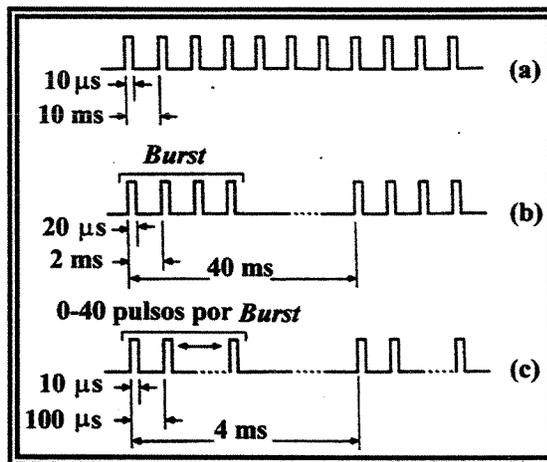


Figura 4.25 – Formas de onda para Estimulação Eletrotáctil. (a) trem de pulsos contínuo; (b) trens de pulsos de alta frequência modulados em baixa frequência; (c) bursts com número de pulsos variável (adaptado de KACZMAREK et. al., 1991).

A elaboração de códigos que possibilitem a transferência de informação, em um sistema de propriocepção artificial, pode basear-se na utilização de um único canal ou múltiplos canais. No primeiro caso, o sinal a ser aplicado pode ser codificado em termos de modulação em frequência ou de intensidade (amplitude e largura de pulso), ou mesmo pela superposição de ambos os parâmetros. Neste caso, a variação da frequência pode ser direta ou inversamente proporcional à variação da intensidade do estímulo aplicado. A utilização de *bursts* de trens de pulsos aumenta ainda mais as possibilidades de codificação, através da variação da frequência de repetição ou da duração dos *bursts* ou mesmo de ambos os parâmetros simultaneamente. A utilização de múltiplos canais acrescenta a esses códigos a possibilidade de modulação espacial (SZETO e LYMAN, 1977; SZETO e SAUNDERS, 1982).

Comparando a eficiência desses códigos na transmissão de informação, SZETO e LYMAN (1977) e SZETO, PRIOR e LYMAN (1979) verificaram que códigos baseados na modulação espacial são significativamente superiores à qualquer código baseado apenas na variação dos parâmetros do estímulo. Por outro lado, requerem um maior número de canais de estimulação e, conseqüentemente, de uma maior área de estimulação disponível. Dentre os inúmeros códigos baseados na utilização de um único eletrodo, aqueles que empregam modulação em frequência mostraram-se superiores e mais confortáveis do que os códigos que empregam modulação de intensidade. E na faixa de frequências avaliadas (1-100 Hz), o desempenho foi melhor para baixas frequências (1-15 Hz). Com relação as formas de onda, os mesmos autores verificaram que a utilização de pulsos bifásicos dificulta a interpretação dos códigos, quando comparada a utilização de pulsos monofásicos.

---

Para esses tipos de código os eletrodos bipolares concêntricos apresentam uma performance melhor do que os monopolares, possibilitando restringir a sensação em uma pequena área, por limitarem o espalhamento da corrente (KUME e OHZU, 1980; SZETO e SAUNDERS, 1982).

Independentemente do código usado, é necessário um programa de treinamento da percepção e interpretação da sensação tátil, requerendo, progressivamente, uma atenção menor para processar a informação. O mecanismo de interpretação, dessa nova modalidade sensorial, pode tornar-se inconsciente e automático (SZETO e CHUNG, 1986).

#### **4.3.2 – Sensação Fantasma e Fenômeno Phi Tátil**

Quando dois estímulos são aplicados simultaneamente na pele e em locais adjacentes, eles não são percebidos separadamente, mas como uma sensação única, em alguma região intermediária aos pontos de aplicação dos estímulos. Essa sensação fantasma é afetada pela distância entre os pontos de aplicação, pelas amplitudes relativas e ordem temporal dos estímulos (ALLES, 1970; KUME e OHZU, 1980; HOSHIMIYA et. al., 1987; NOHAMA, LOPES e CLIQUET JR., 1995; NOHAMA e CLIQUET JR., 1998).

A gênese dessa sensação pode ser atribuída às inibições temporal e de intensidade (ALLES, 1970; KUME e OHZU, 1980). A inibição temporal ocorre quando dois estímulos, de mesma sensação subjetiva, ocorrem em sequência, de modo a evocar uma única percepção, cuja posição depende do atraso entre os dois estímulos. O aumento desse atraso irá causar o deslocamento da sensação no sentido do primeiro estímulo. Contudo, essa fusão é perdida a partir de 8-10 ms de atraso. A figura 4.26 mostra a relação entre o intervalo entre os estímulos, a posição, tamanho e intensidade da sensação. A inibição de intensidade, por sua vez, ocorre quando dois estímulos simultâneos são aplicados na pele com amplitudes equivalentes (mesma sensação subjetiva). Neste caso, a sensação aparecerá no ponto médio entre os eletrodos. Mas, se as amplitudes relativas dos estímulos variarem, a sensação aparente irá se mover no sentido do estímulo mais forte (ALLES, 1970). Segundo BECKESI (1967), essa inibição sensorial é causada pela inibição lateral, que ocorre como consequência das conexões laterais entre receptores e fibras nervosas, apresentando uma ação de tunelamento, reduzindo a dispersão lateral e agrupando os estímulos mais fortes em um único caminho.

A aplicação dessa técnica pode ser usada para evocar uma sensação em movimento, para indicar, por exemplo, a posição de uma extremidade (ALLES, 1970).

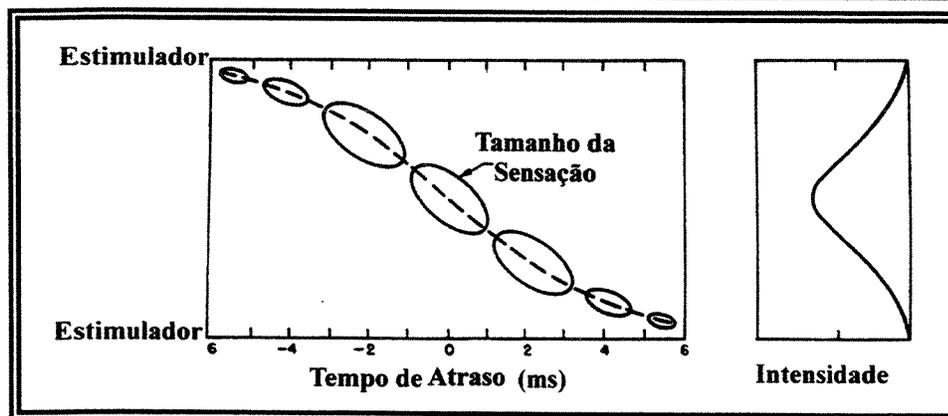


Figura 4.26 - Relação entre o intervalo entre estímulos de mesma sensação subjetiva, a posição, tamanho e intensidade da sensação (adaptado de ALLES, 1970).

A extensão desses conceitos conduz ao fenômeno Phi Táctil, que consiste em evocar uma imagem composta em movimento (de diferentes tamanhos e posições), através de dois ou mais pares de eletrodos (necessariamente monopolares) colocados próximos uns dos outros, quando a intensidade dos estímulos, aplicados em sequência, varia de forma complementar (HOSHIMIYA et. al., 1987, NOHAMA, LOPES e CLIQUET JR., 1995; NOHAMA e CLIQUET JR., 1988).

O sinal de estimulação, nesse caso, corresponde a trens de pulsos (corrente constante) com largura e frequência fixas, modulados em amplitude, por um sinal de baixa frequência. Para a evocação da imagem composta em movimento é necessário ainda uma defasagem de 180 graus entre canais consecutivos. Os trabalhos de NOHAMA (1997) mostraram a superioridade da modulação de amplitude segundo uma envoltória elíptica, com relação a qualidade da sensação evocada, o que coincide com o proposto por HOSHIMIYA et. al. (1987). Para três canais de estimulação teríamos a configuração apresentada na figura 4.27. Esses autores sugerem ainda, como parâmetros ótimos, pulsos com largura de 200  $\mu$ s e frequência de 100 Hz, modulados por um sinal de frequência entre 1 e 2 Hz.

A imagem evocada passa a ser percebida com a utilização de amplitudes a partir de 1,5 a 2,5 vezes o limiar de sensação. As imagens criadas na pele assemelham-se às figuras de Lissajous (elipses) e são sentidas como a ponta de um lápis exercendo pressão sobre a pele, desenhando de maneira dinâmica a imagem (HOSHIMIYA et. al., 1987; NOHAMA, LOPES e CLIQUET JR., 1995; NOHAMA e CLIQUET JR., 1998).

NOHAMA (1997) acrescenta ao sistema o conceito de taxa de modulação. A variação desse parâmetro resulta na variação da carga aplicada, sem variar a amplitude máxima do sinal. O autor relata que para a obtenção de uma imagem centralizada, com um contorno bem definido e com igual

intensidade ao longo de toda a extensão, a relação entre a intensidade do sinal entre canais deve ser de 10,82% (para dois canais de estimulação).

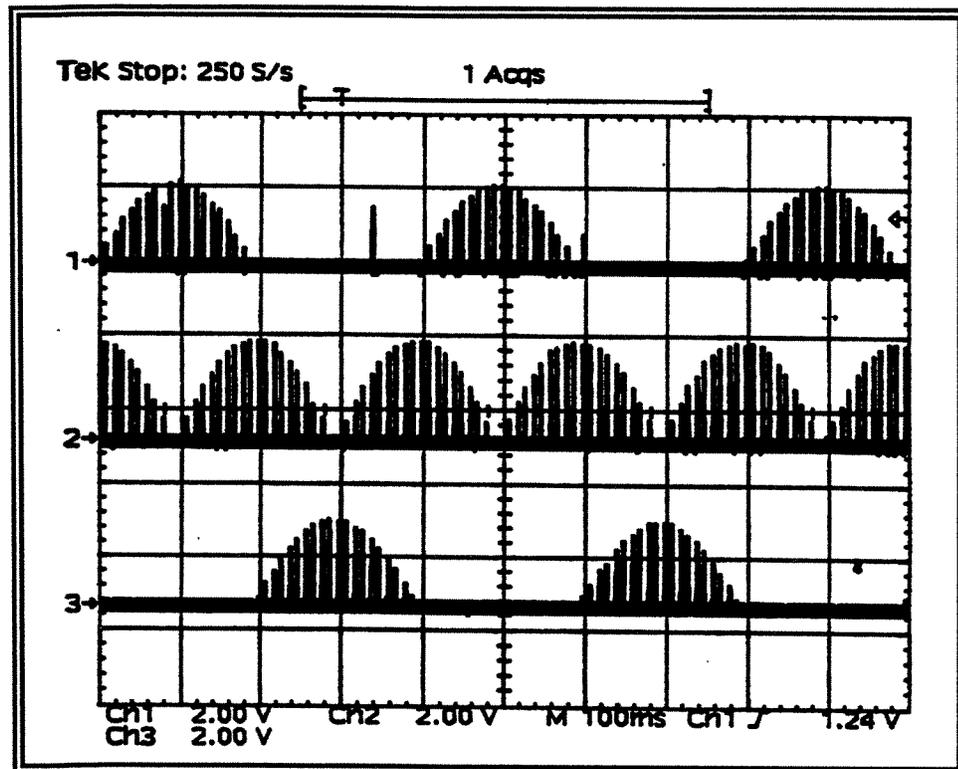


Figura 4.27 – Configuração das formas de onda para três canais (extraído de NOHAMA, 1997).

NOHAMA, LOPES e CLIQUET JR. (1995), consideram a aplicação do fenômeno Phi Táctil um código sensorial eficaz, por possibilitar a obtenção de imagens com um número reduzido de eletrodos, pequena área de estimulação e com boa resolução, geração de sensações de maneira controlada e a possibilidade de utilização da posição, do tamanho da imagem, bem como do seu deslocamento entre os eletrodos, como indicativo de movimento articular.

#### 4.3.3 – Propriocepção Artificial em Sistemas de Estimulação Elétrica Neuromuscular

RISO, IGNAGNI e KEITH (1991) apresentam dois sistemas que foram desenvolvidos e integrados aos sistema de restauração da preensão da Universidade Case Western Reserve.

O primeiro deles utiliza apenas um canal de estimulação com o eletrodo implantado na região superior do tórax. Uma das informações transmitidas refere-se ao modo de operação do sistema de estimulação elétrica neuromuscular (EENM), com relação ao padrão de preensão selecionado. A preensão lateral é sinalizada com pulsos de frequência de 7 Hz, enquanto a preensão palmar é sinalizada por pulsos de frequência de 20 Hz. Durante o controle do movimento, o sinal de comando

---

é realimentado segundo um sinal de estimulação eletrotáctil modulado em frequência, indicando cinco níveis diferentes do sinal de comando através de cinco frequências distintas (4, 10, 20, 35 e 55 Hz). Quando o usuário trava o sistema de EENM para a manutenção da força de preensão, durante a manipulação do objeto, o sistema de estimulação eletrotáctil torna-se inativo. Quando o sistema de EENM é desligado, o sistema sensorial alterna sinais de frequência de 10 e 55 Hz para confirmar a ação.

O segundo sistema utiliza cinco eletrodos de superfície alinhados na região superior do tórax. Este sistema permite a superposição de uma modulação espacial sobre os códigos utilizados no sistema monocanal. No caso do padrão de força selecionado, além da sinalização em frequência, o sinal é aplicado a eletrodos diferentes. A seleção da preensão lateral ativa o eletrodo posicionado lateralmente, enquanto a seleção da preensão palmar ativa o eletrodo localizado medialmente. A definição da extensão do movimento do ombro, que servirá como sinal de comando, também é sinalizada segundo uma modulação espacial, ativando-se eletrodos em seqüência. Durante o controle ativo, dois sinais independentes de realimentação são fornecidos; o nível do sinal de comando é indicado através de modulação espacial enquanto a informação da força de preensão é transmitida pela superposição de um sinal modulado em frequência (seis níveis variando entre 4 e 55 Hz). Quando o usuário trava o sistema de EENM, o sistema de realimentação torna-se inativo. Para a reaquisição do controle, é importante que o sinal de comando volte ao nível que estava antes, para não provocar uma variação brusca da força aplicada. O sistema de realimentação sensorial auxilia o indivíduo a buscar a posição do ombro que resulte no nível de comando desejado, indicando o sentido do movimento através de modulação espacial. Vale aqui salientar, que a monitoração da força, durante a aplicação clínica descrita, foi realizada a partir de um objeto instrumentalizado, como se fosse um dinamômetro.

Uma terceira alternativa, sugerida pelos autores, seria a substituição da realimentação do sinal de comando pela realimentação da abertura da mão (espaço entre o polegar e os dedos), que seria facilmente sinalizada através da modulação espacial.

Os resultados da aplicação clínica (indivíduo com lesão em C5) mostraram a eficácia da utilização de realimentação sensorial. O sistema proporcionou uma redução entre 25 e 30% na força exercida, quando comparado à situação na qual nenhuma informação sensorial é disponibilizada.

NOHAMA e CLIQUET JR. (1998) citam outros dois trabalhos. NEUMAN et. al. (1990) teria aplicado, especificamente à representação da força de preensão (de 20 a 30 N), um código de modulação em frequência, empregando uma frequência de 30 Hz e número de pulsos por *burst* variando de 1 a 255. Esse sistema seria destinado à realimentação sensorial, em um sistema de

---

EENM, mas não são fornecidos detalhes quanto às possíveis aplicações práticas do sistema proposto. SZETO e RISO (1990) teriam descrito um painel tátil para a realimentação, usando cinco eletrodos em uma configuração linear, implantados na região superior do tórax do indivíduo, para transmitir informações sobre o padrão de preensão selecionado, tamanho da abertura da mão e da força exercida na preensão de objetos. O funcionamento desse sistema se assemelha ao descrito por RISO, IGNAGNI e KEITH (1991). Não foram fornecidos detalhes com relação ao sistema utilizado para a monitoração da força e da posição.

Vê-se, portanto, que a literatura consultada mostrou várias propostas de implementação de sistemas de propriocepção artificial, mas poucos são os que chegam a serem implementados em aplicações clínicas. Os mesmos motivos, discutidos anteriormente, que impedem a aplicação dos sistemas de controle automático, como a falta de sensores adequados, também se fazem presentes frente aos sistemas de realimentação sensorial. Na prática cotidiana, tem-se notícia de apenas um sistema de EENM com realimentação sensorial. No sistema *Freehand* (NeuroControl Corporation) um único eletrodo, implantado na região superior do tórax (próximo ao estimulador interno), teria a função de transmitir informações sobre o modo de operação do sistema, mas nenhuma informação proprioceptiva é disponibilizada (KEITH et. al., 1988; TRIOLO et. al., 1996; KILGORE et. al. 1997).

---

# **MATERIAL E MÉTODO**

## 5.1 - Sistemas de Estimulação e Avaliação do Movimento

Foram desenvolvidos dois sistemas de estimulação: Estimulador Neuromuscular e Estimulador Sensorial. O Estimulador Neuromuscular visa principalmente a restauração da função motora da mão, mediante a ativação de várias unidades musculares em uma seqüência tempo-espacial adequada, possibilitando assim, a obtenção de um movimento funcional de preensão. O Estimulador Sensorial visa a restauração da função sensorial e/ou proprioceptiva, fornecendo ao paciente, através de estimulação eletrotáctil, uma representação do movimento obtido artificialmente.

A avaliação do movimento obtido artificialmente baseia-se na análise qualitativa da preensão e da atividade de manipulação de objetos e na análise quantitativa dos parâmetros que caracterizam o movimento. A preensão pode ser descrita segundo dois parâmetros: força exercida e posição dos dedos. Um sistema de sensores específicos foi desenvolvido para viabilizar a monitoração desses parâmetros durante a manipulação de objetos cilíndricos.

O gerenciamento, comando e controle de todos os dispositivos desenvolvidos são realizados por software. Uma configuração versátil e flexível possibilita a utilização dos sistemas em outras aplicações, viabilizando o estudo das funções motora e sensorial. Uma vez que os estimuladores e sensores desenvolvidos têm dimensões relativamente pequenas, viabilizando o seu transporte e utilização sem a necessidade de um espaço físico fixo, optou-se pela utilização de um notebook Compaq 1621 (Pentium 133 MHz).

### 5.1.1 - Sistema de Estimulação Neuromuscular

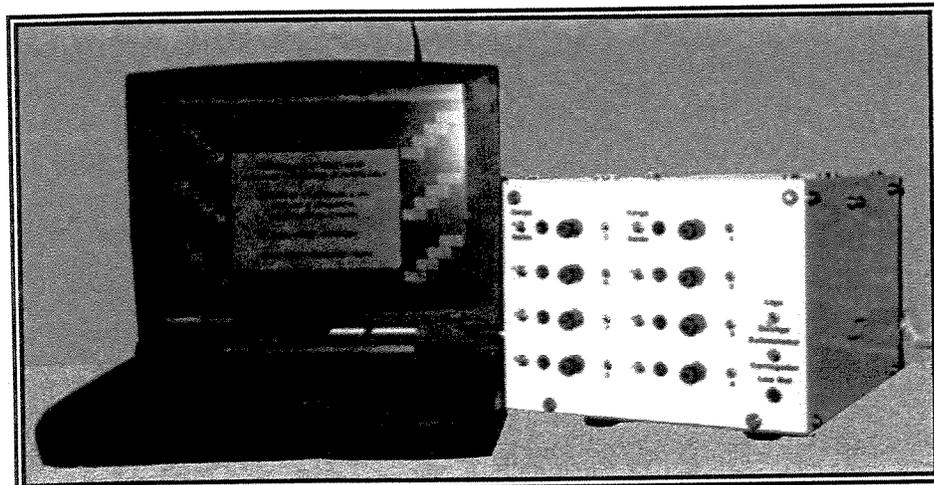


Figura 5.1 – Sistema de Estimulação Neuromuscular.

O Estimulador foi desenvolvido como se fosse um gerador de pulsos programável controlado por computador (figura 5.1). A configuração e geração do sinal são feitas por software, enquanto a amplificação e o condicionamento do sinal são feitos por hardware.

A figura 5.2 mostra as vistas frontal e posterior do Estimulador. Cada um dos oito canais independentes possui uma chave seletora que permite isolar o paciente do sinal de saída, mesmo com o sistema em funcionamento. Neste caso, o sinal é aplicado sobre uma carga interna. O sistema ainda fornece uma indicação luminosa através de leds, que se acendem quando os canais correspondentes estão ativos.

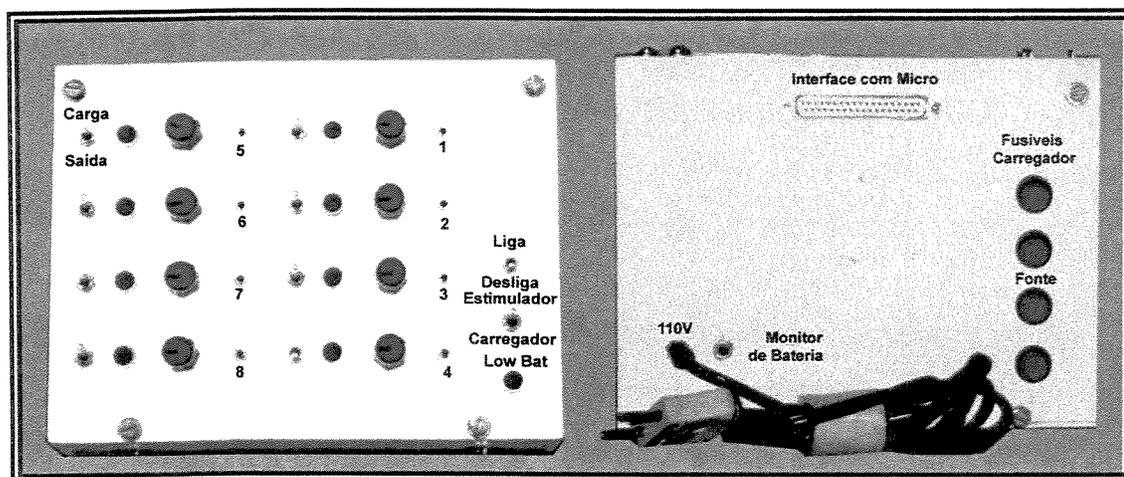


Figura 5.2 – Vistas frontal e posterior do Estimulador.

O Estimulador, propriamente dito, pode ser descrito segundo o diagrama de blocos da figura 5.3, que representa a organização de cada um dos oito canais independentes. A entrada recebe o sinal definido por software constituído por trens de pulsos quadrados com nível TTL (+5 V). A garantia de isolamento entre o paciente e a rede elétrica, uma vez que o notebook pode estar conectado à rede, é feita por meio de optoacopladores compatíveis com níveis TTL. O ajuste da amplitude do sinal de saída é feito por potenciômetros, localizados na parte frontal do Estimulador, que variam o nível do sinal de entrada do transistor de chaveamento, enquanto o transformador de áudio confere o ganho final necessário para se atingir os níveis de tensão desejáveis na saída (0 a 200 V). O condicionamento do sinal visa a eliminação de ruídos gerados pelo circuito e por interferências externas, preparando o sinal para a saída do sistema.

A alimentação do Estimulador é feita por duas baterias de 12 V (4,0 A/H) conectadas em série, e reguladores de tensão, visando obter níveis de alimentação específicos para cada parte do circuito (+5 V (isolador), +15 V (transistor de chaveamento), +18 V (transformador de áudio)). Um conector localizado na parte posterior do Estimulador permite monitorar a carga das baterias. Um

carregador de baterias interno, alimentado pela rede elétrica (110 V), agiliza o processo quando a indicação *Low Bat* torna-se ativa. A chave seletora *Estimulador/Carregador* isola as baterias do circuito principal conectando-as ao circuito do carregador. Fusíveis de segurança, localizados na parte posterior, interrompem a alimentação caso ocorra uma sobrecarga de corrente.

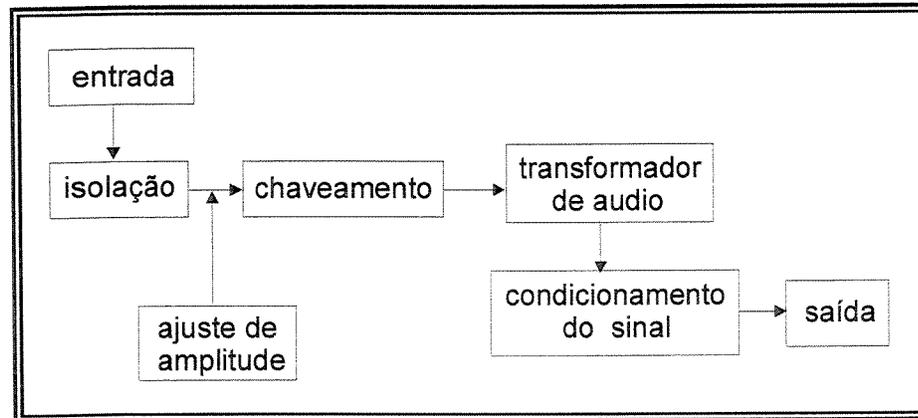


Figura 5.3 – Diagrama de blocos do Estimulador Neuromuscular.

O sinal de saída configura-se então por trens de pulsos quadrados, cujos parâmetros número de pulsos por *burst* (1 a 4 pulsos), largura do pulso (30 a 150  $\mu$ s), largura entre pulsos (50 a 150  $\mu$ s) e frequência de repetição do *burst* (5 a 100 Hz), bem como a seqüência espaço-temporal de ativação são definidos por software.

A transferência do sinal de tensão excitatório é feita por meio de cabos conectados a eletrodos de superfície comerciais (Axelgaard e Dynatronics). Esses eletrodos apresentam boa aderência à pele para a fixação, evitando assim a ocorrência de pontos com densidade de corrente maior que o permitido. Eletrodos redondos (2 cm de diâmetro), quadrados, elípticos e retangulares (16  $\text{cm}^2$ ) (figura 5.4) foram utilizados visando uma boa seletividade e densidade de corrente segura e adequada. Esses eletrodos, chamados de eletrodos ativos foram posicionados nos pontos motores de cada uma das unidades motoras selecionadas. Os eletrodos indiferentes são de maior tamanho (28  $\text{cm}^2$ ) e posicionados distalmente, próximo ao punho.

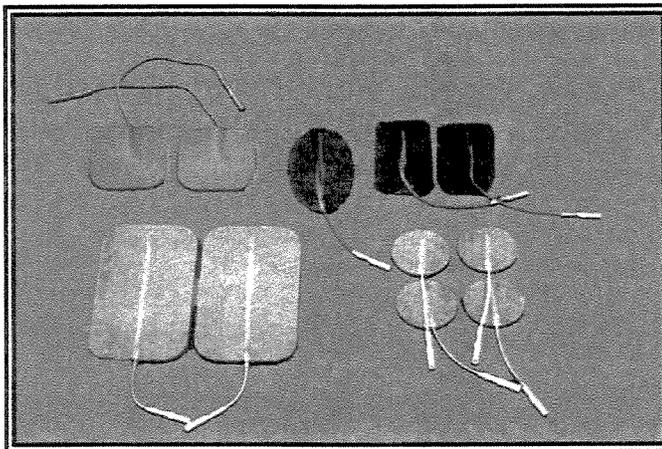


Figura 5.4 – Eletrodos utilizados para estimulação neuromuscular.

### 5.1.2- Sistema de Estimulação Sensorial

O sistema proposto compõe-se por um estimulador de tensão programável, controlado por computador (figura 5.5), baseado no Fenômeno Phi Táctil. A configuração e geração do sinal são feitas por software, conferindo uma certa flexibilidade ao sistema para o estudo da função sensorial.

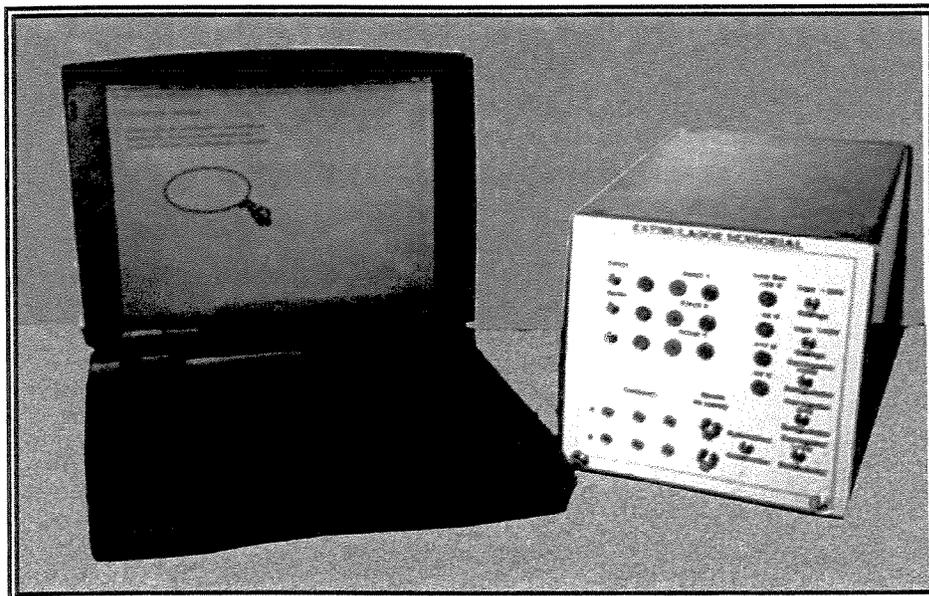


Figura 5.5 – Sistema de Estimulação Sensorial.

A figura 5.6 mostra as vistas frontal e posterior do Estimulador. Cada um dos três canais é dotado de uma chave seletora que permite isolar a saída do paciente, mesmo com o sistema em funcionamento. Neste caso, o sinal é aplicado sobre uma carga interna. O sistema ainda fornece uma indicação luminosa através de leds, que se acendem quando os canais correspondentes estão ativos.

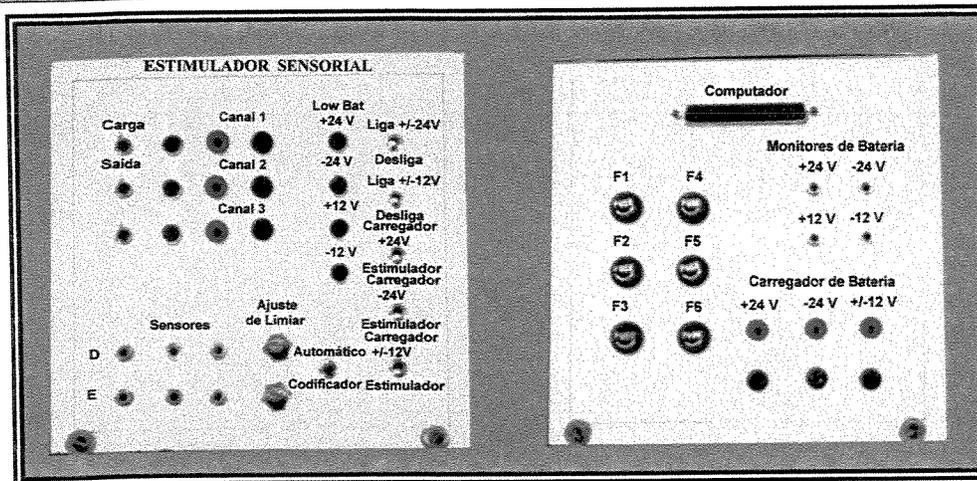


Figura 5.6 – Vistas frontal e posterior do Estimulador.

O Estimulador, propriamente dito, pode ser descrito segundo o diagrama de blocos da figura 5.7, que representa a organização de cada um dos 3 canais independentes. O sinal de saída consiste em pulsos com largura e frequências fixas (100  $\mu$ s, 100 Hz respectivamente) modulados em amplitude por um sinal de envoltória elíptica com frequência de 1 Hz. Os pulsos quadrados são gerados por hardware. O sinal elíptico, por sua vez, é gerado por software e constitui o sinal de entrada do Estimulador. A isolação entre o paciente e a rede elétrica é garantida por meio de amplificadores isoladores adequados para sinais analógicos. O processo de modulação em amplitude é realizado por um multiplexador analógico de três canais. Essa operação pode ser controlada pelo sinal vindo de sensores ou pelo software, dependendo da posição da chave seletora *Automático/Codificador*. Na posição *Automático*, a modulação é controlada por software, enquanto que, na posição *Codificador*, o processo é comandado pelos sensores, que funcionam como chaves do tipo liga/desliga, em função do limiar definido nos potenciômetros. Pode-se utilizar até dois conjuntos de três sensores cada um. O sinal resultante de cada conjunto é comparado ao limiar estabelecido, habilitando ou não o processo de modulação.

O sinal resultante (trens de pulsos modulados em amplitude) é amplificado a níveis compatíveis para o chaveamento e o transformador de audio confere o ganho final necessário. O condicionamento do sinal, por sua vez, atua na eliminação de ruídos, preparando o sinal para a saída do sistema.

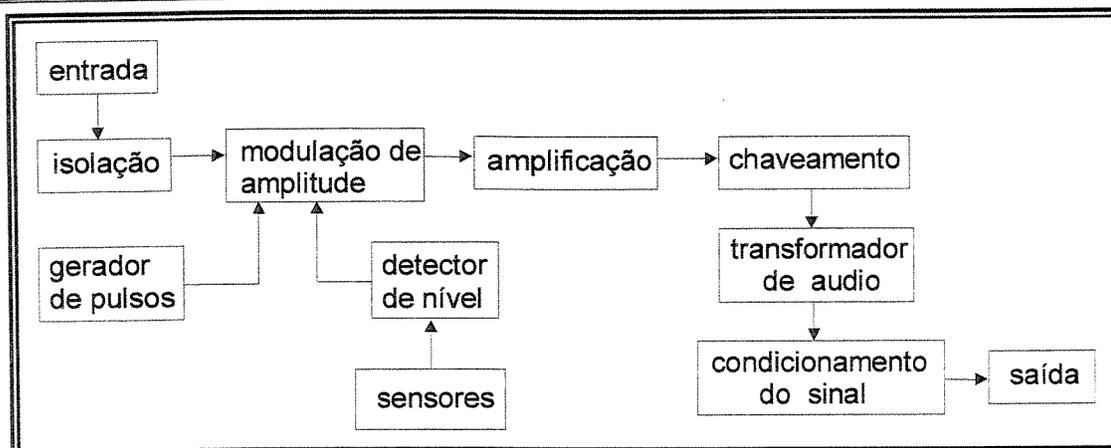


Figura 5.7 – Diagrama de blocos do Estimulador Sensorial.

A alimentação do sistema é feita por seis baterias de 12 V (1,9 A/H), de maneira a obter uma alimentação de  $\pm 12$  V para a entrada do isolador e uma alimentação isolada de  $\pm 24$  V. Reguladores de tensão garantem os níveis de alimentação específicos para cada parte do circuito (+5 V (multiplexador),  $\pm 15$  V (isolador, amplificador e transistor de chaveamento), +18 V (transformador de áudio)). Conectores localizados na parte posterior do Estimulador permitem monitorar a carga das baterias. Devido ao número de baterias do Estimulador ser relativamente grande, ocupando um grande espaço interno, optou-se, dessa vez, por um carregador externo com três canais (figura 5.8), permitindo o carregamento simultâneo de todas as baterias. Fusíveis de segurança, localizados na parte posterior do Estimulador e do Carregador interrompem a alimentação caso ocorra uma sobrecarga de corrente.

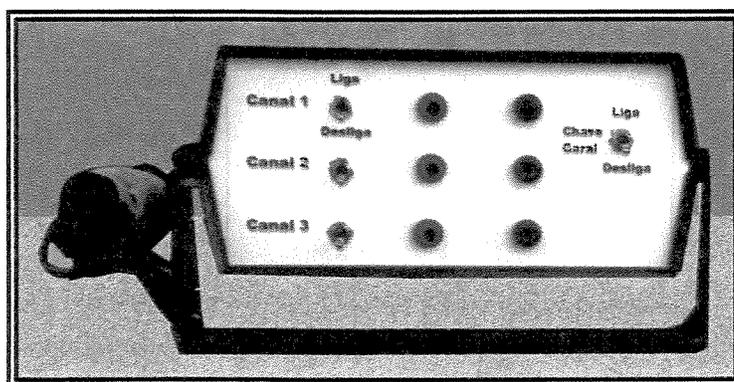


Figura 5.8 – Carregador de baterias.

Para a transferência do sinal de tensão eletrotáctil, ao paciente, optou-se pela utilização de eletrodos descartáveis de eletrocardiograma. Os eletrodos são posicionados na região posterior do ombro, por se tratar de uma região com sensibilidade preservada para a maioria dos pacientes lesados medulares. A estimulação eletrotáctil foi aplicada no mesmo lado do membro sob

estimulação motora, visando a correspondência entre movimento e propriocepção. Os eletrodos foram posicionados mantendo-se uma distância igual a 5 cm entre os eletrodos de um mesmo canal e entre canais diferentes.

### 5.1.3 - Luvas Instrumentalizadas

Para a avaliação da força de preensão, durante a manipulação de um objeto cilíndrico, foi utilizada uma segunda versão da Luva Instrumentalizada desenvolvida anteriormente (CASTRO e CLIQUET JR., 1996; CASTRO e CLIQUET JR., 1997). Nesta fase preliminar o FSR (Force Sensing Resistor - Interlink Electronics) mostrou-se adequado para a caracterização da variação da força. Por ser de pequena espessura e flexível tornou-se ideal para o posicionamento na região palmar da mão, não oferecendo nenhum obstáculo ao movimento dos dedos. Foram utilizados três FSRs visando medir a força exercida pelo polegar, dedo médio e indicador, por serem os dedos que mais participam da força de preensão palmar. A localização dos sensores teve que ser alterada da face palmar da falange distal para a falange medial dos dedos e no caso do polegar na face lateral interna (figura 5.9). Essa alteração se fez necessária para ajustar o posicionamento dos sensores às regiões de contato entre os dedos e o objeto no movimento obtido artificialmente. A figura 5.10 ilustra a preensão obtida artificialmente, mostrando que a falange distal não entra em contato com o objeto.

Os FSRs são parte integrante de um circuito de amplificação e filtragem, alimentado por bateria alcalina de 9 V, responsável pelo condicionamento do sinal. A variação de tensão na saída do dispositivo (0 – 5 V) é proporcional à força aplicada (0 – 15 N). O comportamento dos sensores pode ser descrito pelas curvas da figura 5.11.

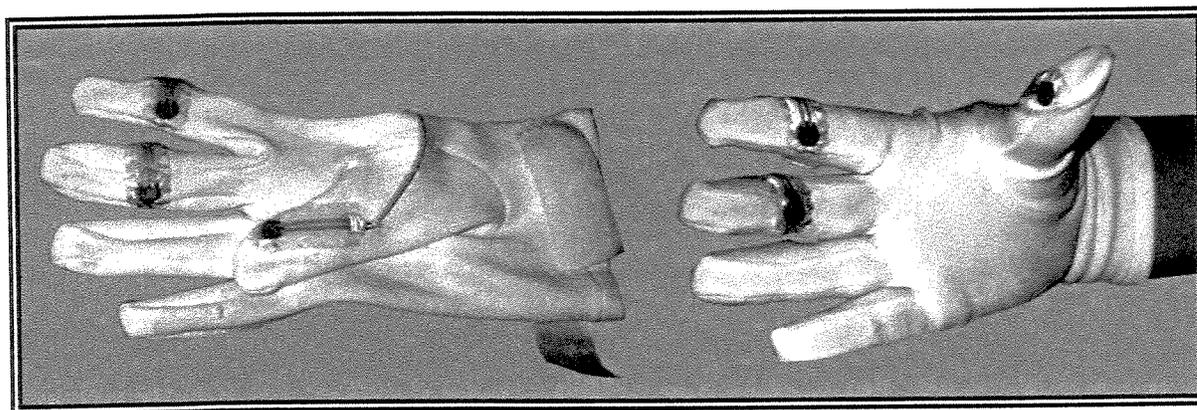


Figura 5.9 – Luva Instrumentalizada com sensores de força.

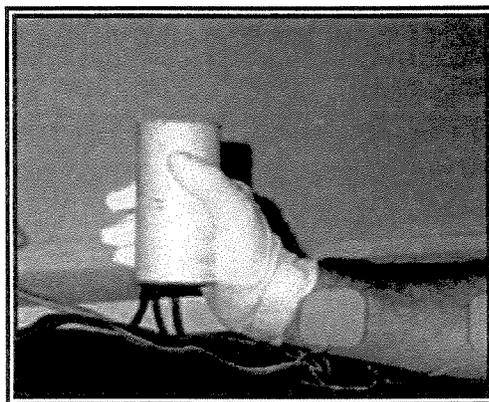


Figura 5.10 – Preensão obtida artificialmente.

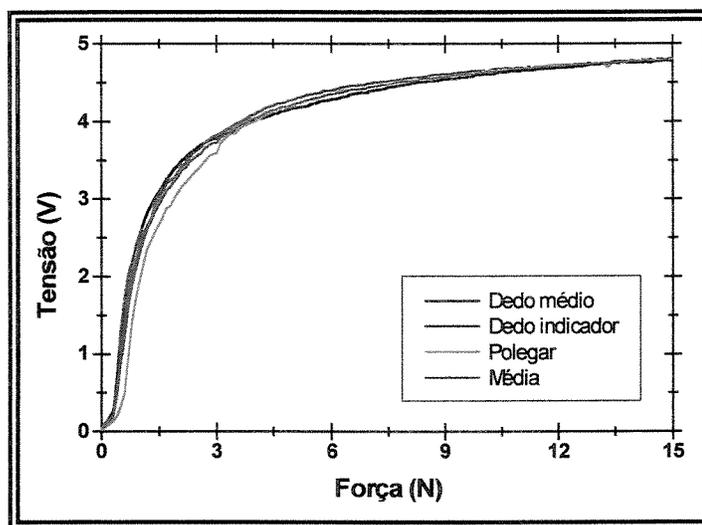


Figura 5.11 – Curvas características do comportamento dos sensores.

Um segundo sistema sensor, responsável pela monitoração da posição dos dedos, durante o movimento, também foi desenvolvido. O sistema é formado por uma pequena lâmina instrumentalizada com *strain gauge*, fixa a um suporte de acrílico, o qual é posicionado proximalmente à articulação que se deseja monitorar. A outra extremidade da lâmina desliza por dentro de um outro suporte de acrílico posicionado distalmente à articulação, que funciona apenas como guia (figura 5.12). Durante a flexão da articulação a lâmina também é fletida e o *strain gauge* ao ser tracionado tem sua resistência alterada. Essa variação é medida a partir de um circuito em ponte, amplificação diferencial e filtros, alimentado por bateria alcalina de 9 V. A variação de tensão de saída do dispositivo (0 – 5 V) é proporcional à flexão da articulação monitorada. Uma luva de lycra foi instrumentalizada com dois sensores com o objetivo de se monitorar a posição da articulação medial do dedo médio e indicador (figura 5.13).

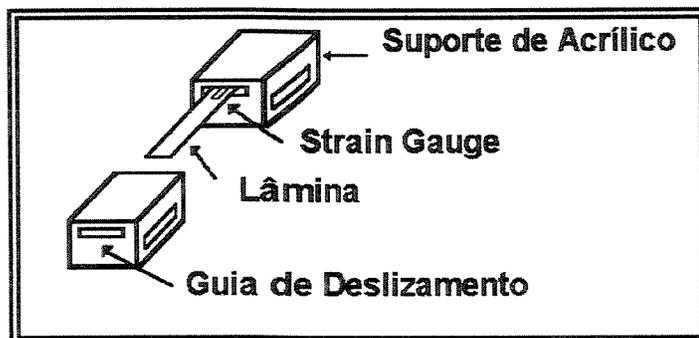


Figura 5.12 – Esquema do sensor de posição.

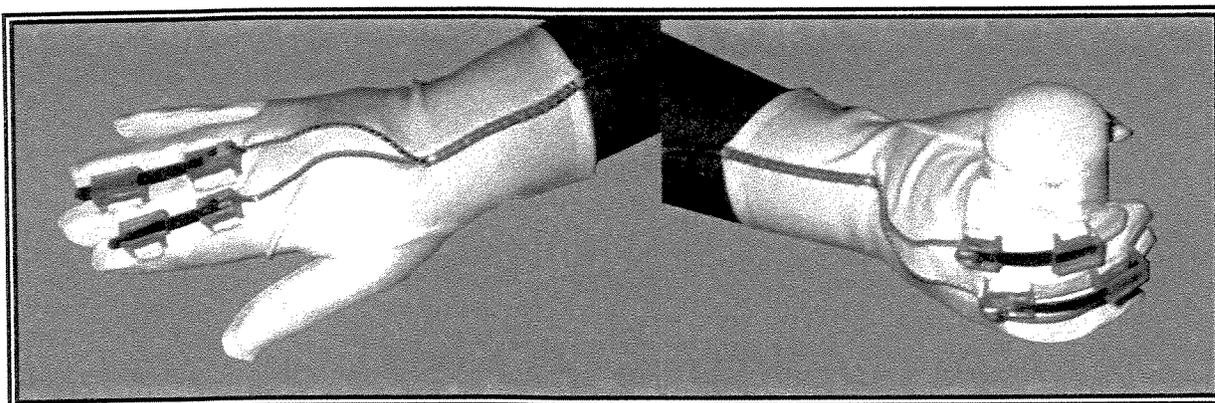


Figura 5.13 – Luva Instrumentalizada com sensores de posição.

Para o levantamento das curvas características dos sensores, os mesmos foram submetidos a testes estáticos, utilizando-se cilindros de diferentes diâmetros. Os sensores apresentam resposta linear mas, em função de diferenças anatômicas, varia de pessoa para pessoa (figura 5.14). Isto quer dizer que a curva característica dos sensores de posição deve ser obtida individualmente, para cada usuário.

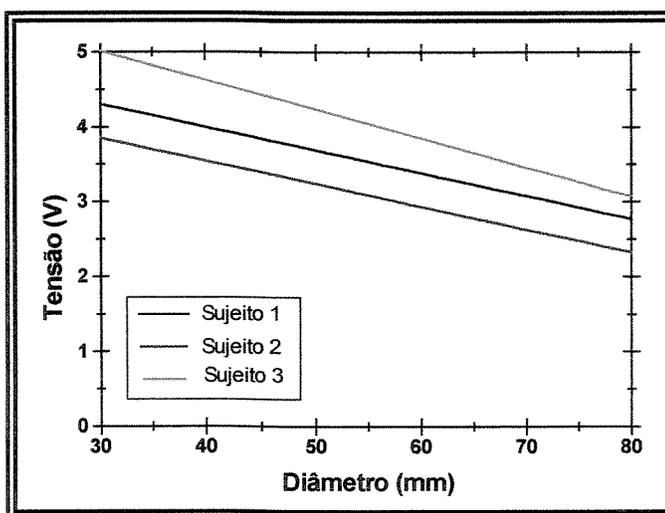


Figura 5.14 – Curva característica de um sensor para diferentes sujeitos.

---

### 5.1.4 - Software

O sistema de programação Visual Basic 4.0 é uma linguagem estruturada e um ambiente ideal para o desenvolvimento de aplicativos executáveis no sistema operacional Windows 95. O pacote inclui não apenas uma linguagem de programação familiar e acessível, mas também um ambiente eficiente e interativo de programação permitindo a criação de uma interface amigável com o usuário. Ele gerencia a complexidade do Windows, combinando recursos já existentes na linguagem Basic com ferramentas de projeto visual. Introduce simplicidade e facilidade de uso, sem sacrifício do desempenho ou das características gráficas que fazem do Windows um ambiente agradável de trabalhar. Por outro lado, esse sistema não permite a comunicação direta com dispositivos físicos (hardware), conferindo uma grande desvantagem para o tipo de aplicação proposta. A superação deste problema foi obtida pela utilização de cartões PCMCIA (figura 5.15) com conversores Analógico-Digital (A/D) e Digital-Analógico (D/A) que funcionam como interfaces de comunicação entre o software e os dispositivos desenvolvidos. Esses foram os motivos pelos quais o sistema de programação Visual Basic 4.0 foi escolhido como ambiente de desenvolvimento do software "Rehab".

O cartão PCM-DAC08 (Computer Boards) possui um conversor D/A de 8 canais de saída analógica (tensão de saída variando entre +/- 5V) com resolução de 12 bits e 8 canais de entrada e saída digital. Três canais do conversor D/A foram utilizados para a geração do sinal modulante de envoltória elíptica para o Estimulador Sensorial e os oito canais digitais para a geração do sinal de estimulação neuromuscular. O cartão PCM-DAS16S/16 (Computer Boards) possui um conversor A/D de 16 canais com resolução de 16 bits, limitação de frequência de 100KHz e quatro intervalos bipolares de conversão: +/- 10 V, +/- 5 V, +/- 2,5 V, +/- 1,5 V definidos por software. O cartão apresenta ainda 8 canais de entrada e saída digital. Este cartão é utilizado para a digitalização de dados vindos dos sensores. Uma biblioteca universal de programação acompanha os cartões, possibilitando o acesso fácil e rápido a partir de funções de alto nível. Esta biblioteca suporta vários tipos de linguagens de programação, entre elas o Visual Basic, fornecendo todas as funções necessárias para configuração, gerenciamento e controle dos cartões PCMCIA.

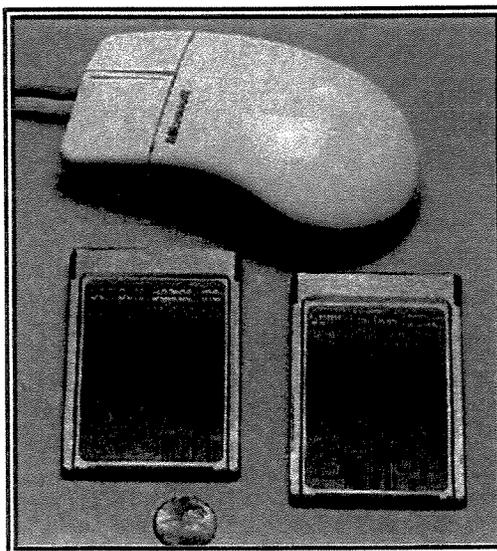


Figura 5.15 – Cartões PCMCIA.

O Rehab é um software executável para ambiente Windows 95 que faz uso de um conjunto de diretórios preestabelecidos. A utilização de uma estrutura padrão facilita e torna o acesso mais rápido durante as aplicações clínicas. Outros diretórios também podem ser utilizados, mas o acesso padrão se utiliza da estrutura definida a seguir:

- Rehab
  - Aquisição
    - Aplicação
      - Voluntários
      - Pacientes
    - Sensores
  - Equações
  - Estimulação
  - Motora
  - Sensorial
  - Identificação

O diagrama de blocos da figura 5.16 mostra a estrutura básica do Rehab, definindo os principais módulos de execução. A partir da tela inicial de apresentação (figura 5.17) tem-se à disposição uma estrutura de menus de opções que permitem a navegação pelos módulos.

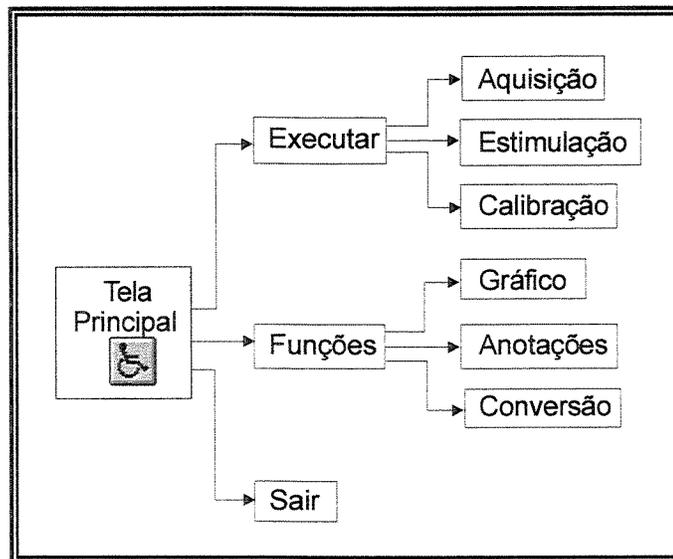


Figura 5.16 – Estrutura básica do Rehab.

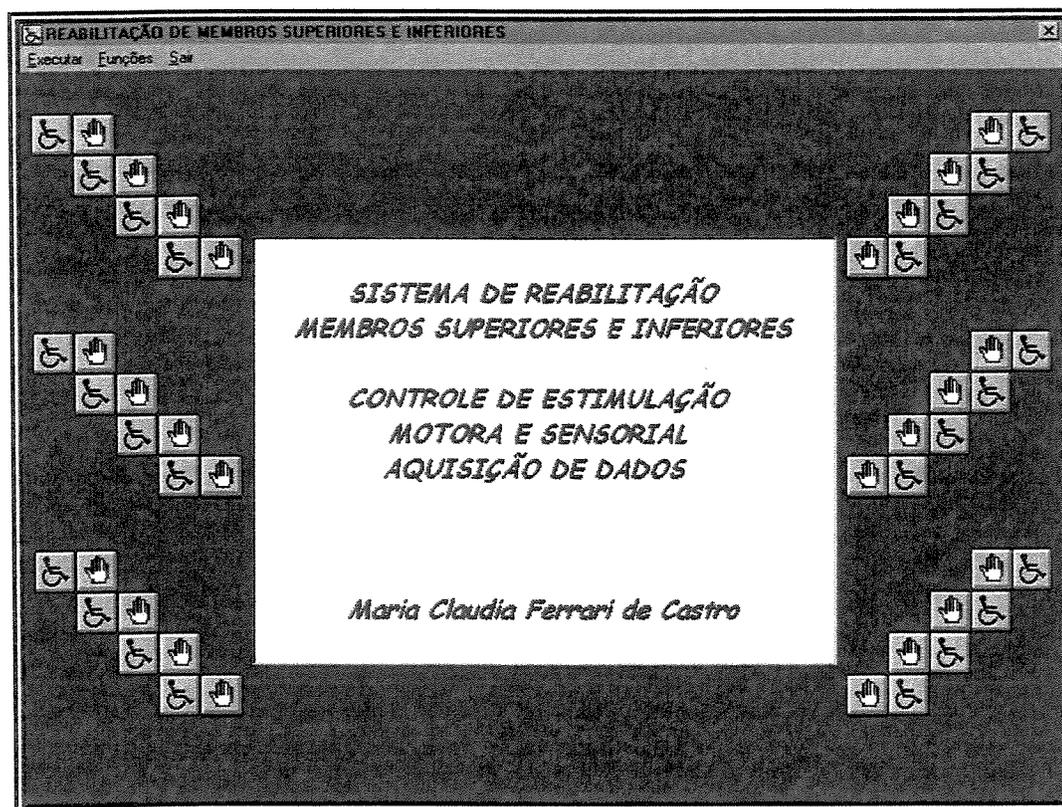


Figura 5.17 – Tela de Apresentação.

No menu de opções *Executar* tido como o principal módulo de comando e gerenciamento, tem-se três opções: *Aquisição*, *Estimulação* e *Calibração*. O menu de opções *Funções*, tido como um módulo auxiliar, permite o acesso direto a módulos utilizados durante os procedimentos do menu *Executar*, como visualização gráfica dos dados adquiridos (*Gráfico*), *Anotações* que caracterizam os procedimentos adotados, além de um certo nível de tratamento dos dados a partir do módulo

*Conversão*. O menu de opções *Sair* finaliza a execução do Rehab, e retorna ao ambiente do Windows.

Dentro de um módulo específico o processo de navegação é feito a partir de botões de comando, apresentados, geralmente, na parte superior da janela. Cada um dos botões pode definir uma ação que se deseja executar ou a transferência para um módulo interligado. O acionamento se dá por meio do *mouse*.

#### 5.1.4.1 - Aquisição de Dados

O módulo *Aquisição* (figura 5.18) fornece uma configuração padrão que pode ser alterada pelo usuário ou através de arquivo previamente definido, o que confere uma certa versatilidade ao sistema. Os parâmetros, requeridos para a configuração do processo de aquisição, incluem o número de canais a serem utilizados na conversão, a frequência de aquisição desejada, o tempo de aquisição de um ciclo (resultando no número total de dados a serem convertidos), o número de ciclos e o intervalo de tempo entre eles, quando se desejar adquirir múltiplos ciclos de dados. Após a definição dos parâmetros os mesmos devem ser salvos em arquivo. O nome escolhido será utilizado também como arquivo de dados.

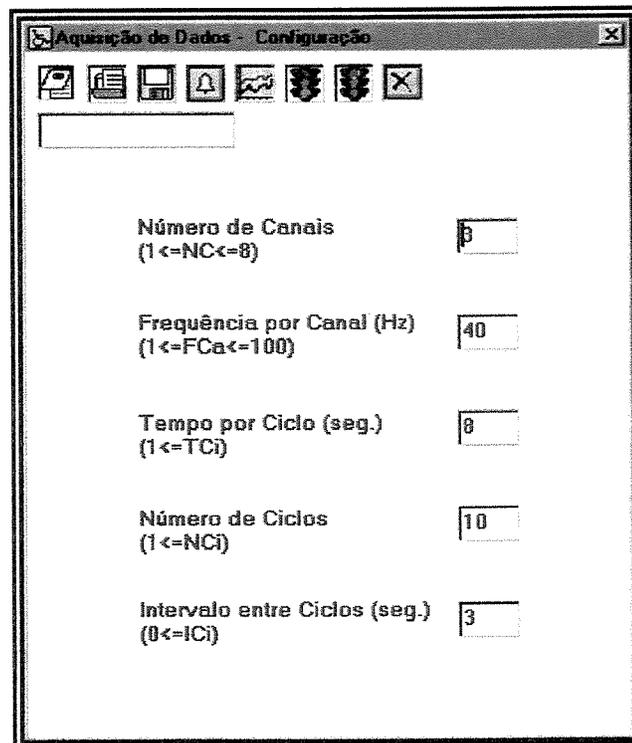


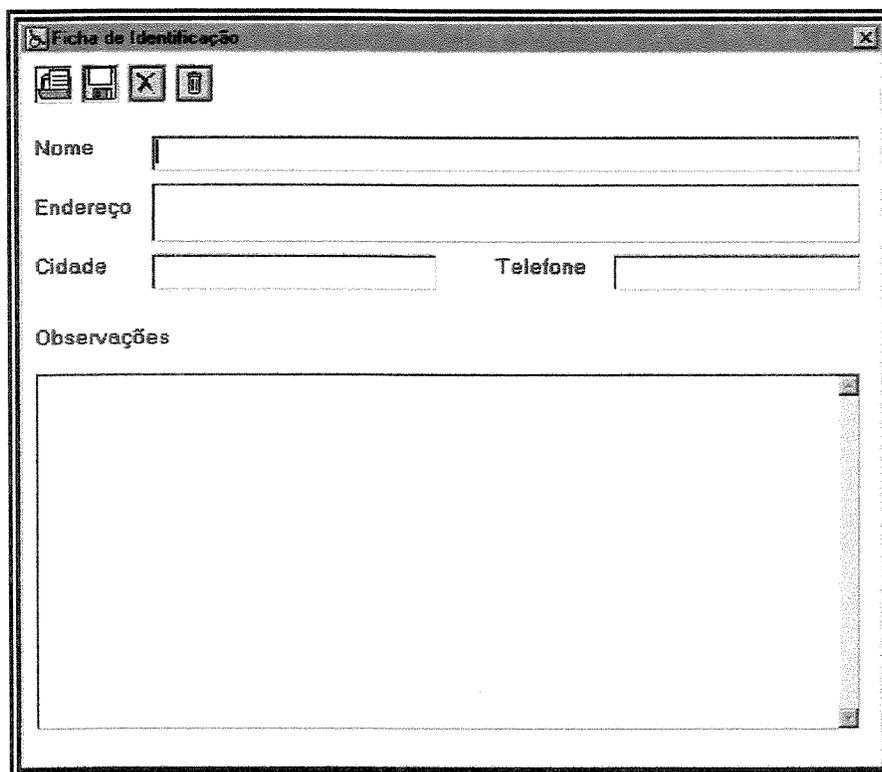
Figura 5.18 – Módulo Aquisição de Dados - configuração padrão.

Esse módulo dá acesso a uma Ficha de Identificação (figura 5.19) para que informações pessoais de quem está se submetendo aos procedimentos de avaliação de movimento, bem como observações pertinentes ao procedimento em si, possam ser armazenadas para referência futura.

Além disso, pode-se optar por uma *Indicação Sonora*, para fins de sincronismo, no início e no fim de cada ciclo adquirido, além da *Visualização Gráfica* (figura 5.20) dos dados, fornecendo, assim, uma realimentação visual, da variável monitorada.

O início do processo de aquisição é feito pelo acionamento do botão *Iniciar*. Este comando executa a programação do conversor A/D e gerencia o seu funcionamento. Além da opção de sinalização sonora, uma indicação visual também é fornecida. A expressão “Adquirindo...” aparece no retângulo localizado logo abaixo dos botões de comando, no início do ciclo, e se apaga ao término dele.

O processo de aquisição pode ser interrompido a qualquer momento mediante o acionamento do botão *Parar*. Os arquivos são atualizados e o conversor A/D desativado. Além disso, a indicação “Final de Aquisição” é fornecida para confirmação da ação. O mesmo ocorre quando o processo chega a seu fim, depois que o número total de ciclos definidos foi adquirido.



The image shows a screenshot of a software window titled "Ficha de Identificação". The window has a standard Windows-style title bar with minimize, maximize, and close buttons. Below the title bar is a toolbar with icons for file operations (new, open, save, print, delete). The main area of the window contains several input fields: "Nome" (Name), "Endereço" (Address), "Cidade" (City), and "Telefone" (Phone). Below these fields is a large text area labeled "Observações" (Observations) with a vertical scrollbar on the right side.

Figura 5.19 – Ficha de Identificação.

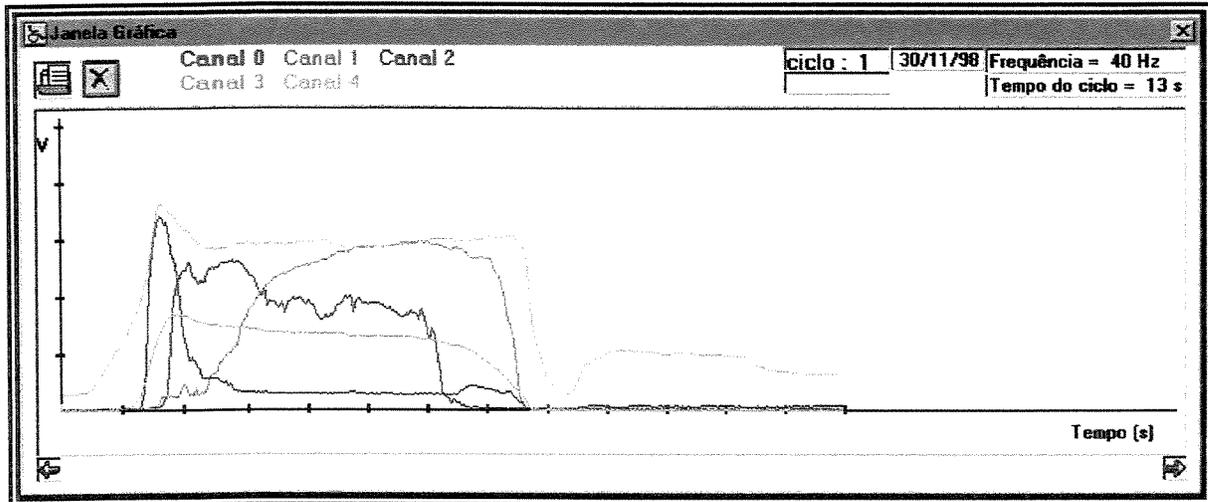


Figura 5.20 – Módulo Gráfico para visualização dos dados adquiridos.

#### 5.1.4.2 – Estimulação

A opção *Estimulação* fornece outras duas opções: *Motora* e *Sensorial*. O módulo *Estimulação Motora* controla o procedimento de estimulação neuromuscular, segundo os parâmetros e seqüência especificados, fornecendo o sinal adequado para o Estimulador. O módulo *Estimulação Sensorial* fornece três opções: *Pesquisa de Parâmetros*, *Preensão* e *Marcha*.

##### Estimulação Motora

O módulo *Estimulação Motora* (figura 5.21) fornece uma configuração padrão que pode ser alterada pelo usuário ou através de arquivo previamente definido. Os parâmetros requeridos para a geração do sinal de estimulação (trens de pulsos quadrados) incluem número de pulsos por *burst*, largura dos pulsos, largura entre pulsos e frequência de repetição dos *bursts*.

O estímulo é gerado baseando-se numa seqüência tempo-espacial definida e adequada, permitindo a ativação de até oito unidades musculares de maneira controlada e ordenada. A seqüência de estimulação estabelece quais os canais que estarão ativos, em cada uma das oito fases possíveis do movimento. Um duplo toque na célula, ativa o canal específico. A última fase (FR) é definida como fase de repouso desativando todos os canais. A definição dos tempos de cada uma das fases e da fase de repouso define o ciclo de trabalho. Um exemplo de configuração pode ser visto na figura 5.22. Uma indicação sonora é fornecida no início da seqüência e barras de progresso localizadas acima de cada uma das fases, indicam visualmente o progresso da seqüência de estimulação.

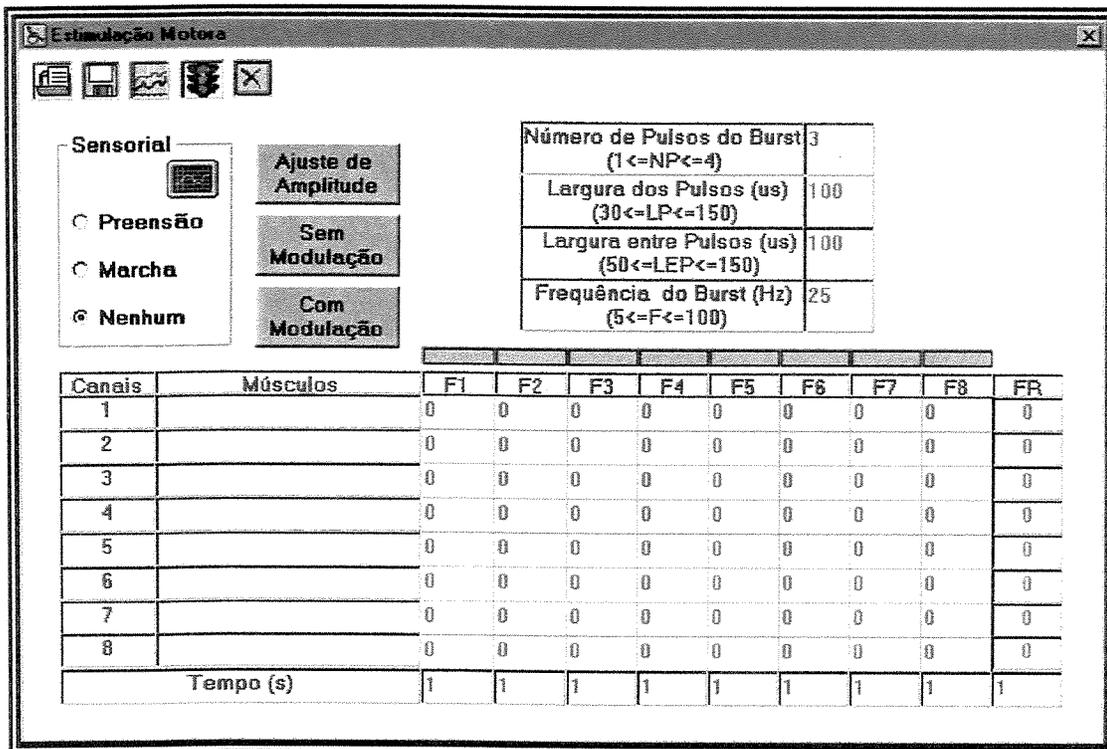


Figura 5.21 – Módulo Estimulação Motora.

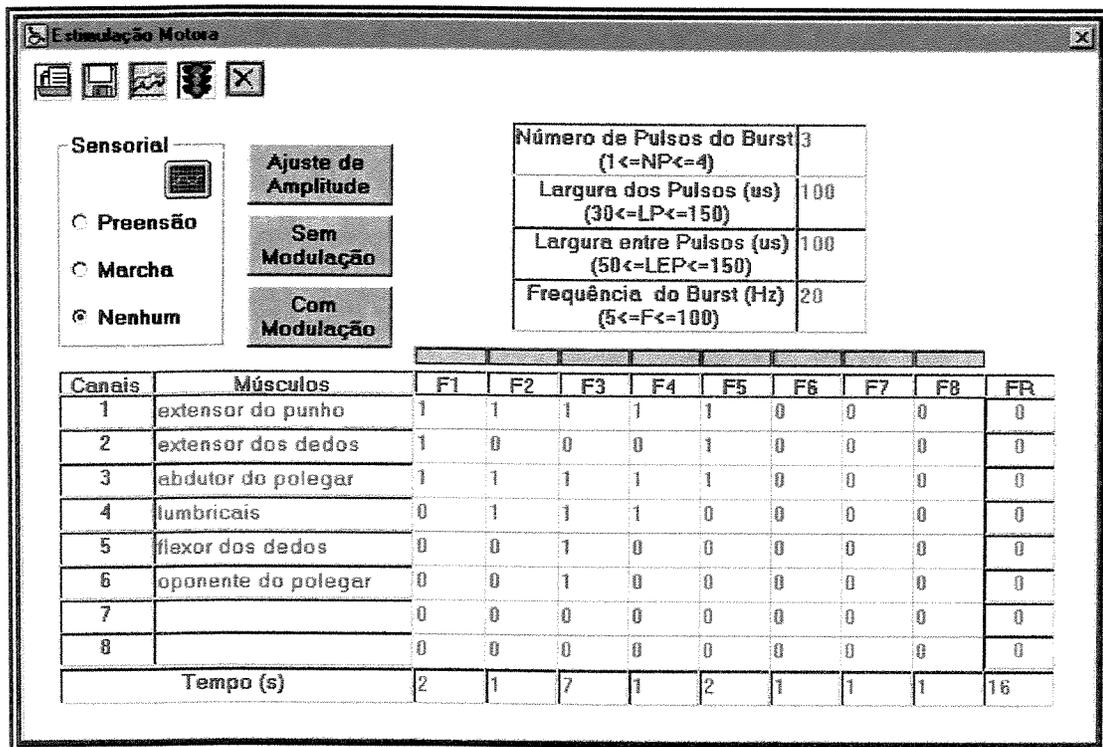


Figura 5.22 – Módulo Estimulação Motora – exemplo de configuração.

O processo de estimulação motora pode ocorrer simultaneamente ao procedimento de aquisição de dados e à estimulação sensorial. A configuração desses procedimentos se dá através dos módulos específicos que estão interligados.

---

Definida toda a configuração processa-se o ajuste de amplitude do sinal, que é determinada pelos potenciômetros do Estimulador. Uma rotina auxiliar permite que cada canal seja ativado individualmente e o nível do sinal de saída do Estimulador ajustado para a obtenção da resposta motora desejada.

Dois modos de estimulação motora são fornecidos: sem modulação e com modulação de largura de pulso. No primeiro modo, o sinal é liberado com as características especificadas. No segundo, a largura de pulso inicial de 30  $\mu$ s é incrementada até atingir o valor definido na configuração, toda vez que um canal desativado é ativado na fase seguinte. O inverso ocorre quando o canal está ativado e é desativado na fase seguinte. Isto é, a largura de pulso é decrementada até atingir o valor inicial. Isso confere uma transição mais suave entre as diferentes fases do movimento, já que permite a coativação de unidades musculares antagonistas. Essas rotinas iniciam a geração do sinal de estimulação, gerenciam a aquisição de dados, bem como a estimulação sensorial, caso tenham sido habilitadas.

### **Estimulação Sensorial – Pesquisa de Parâmetros**

Esse módulo foi desenvolvido visando o estudo das diferentes sensações evocadas pela variação dos parâmetros de estimulação. Além disso, possibilita a definição do melhor sinal a ser utilizado nos procedimentos de codificação. A escolha dessa opção ativa o módulo ilustrado na figura 5.23.

Para que uma imagem composta em movimento seja evocada, é necessário uma defasagem de 180° entre canais consecutivos. Mantida essa padronização, cada canal pode ser configurado independentemente, seja quanto ao fator de modulação ou a amplitude do sinal. O fator de modulação máximo é de 100% e corresponde a um sinal com envoltória elíptica partindo da tensão 0 V. Para fatores de modulação menores, um nível DC proporcional é adicionado. Apesar da proposta original sugerir a utilização de três canais de estimulação é possível utilizar apenas dois canais, definindo os parâmetros referentes ao canal três com “zero”. Neste caso, verifica-se uma alteração da característica do sinal do canal 1, para manter a defasagem de 180°.

A amplitude definida refere-se a amplitude de saída do Estimulador. Equações representativas do circuito de cada um dos canais, promovem as conversões necessárias na definição dos níveis de saída do conversor D/A. Dessa forma, define-se com uma certa precisão a tensão que está sendo aplicada sem a necessidade de utilização de tabelas de conversão durante as aplicações.

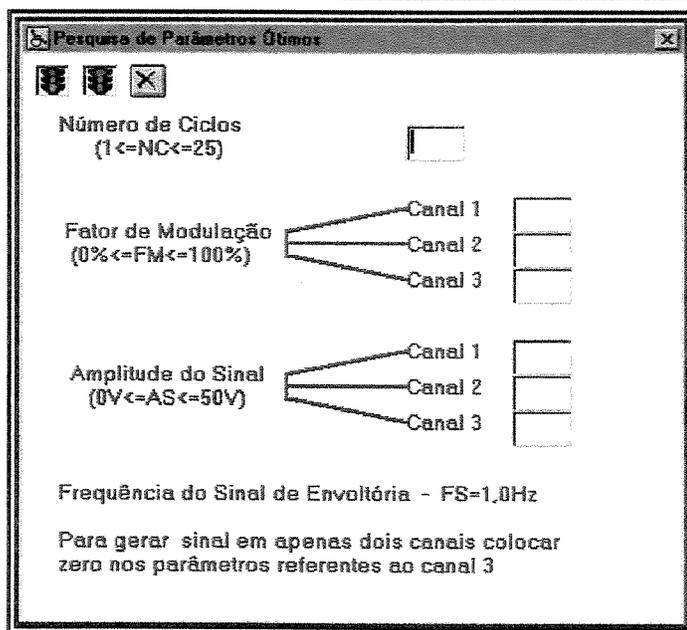


Figura 5.23 – Módulo Pesquisa de Parâmetros para Estimulação Sensorial.

### Estimulação Sensorial – Codificação da Força de Preensão

Para a reabilitação sensorial de membros superiores a força de preensão é um parâmetro importante para o controle do movimento. Para essa aplicação utiliza-se a Luva Instrumentalizada. A resposta de cada um dos sensores (proporcional à força aplicada) é digitalizada definindo a amplitude relativa do sinal de estimulação para cada um dos três canais dentro dos limites mínimos e máximos definidos (figura 5.24). Os parâmetros aqui definidos correspondem aos valores ótimos obtidos na pesquisa feita no módulo anterior. Esta codificação gera variações no padrão da imagem evocada no ombro, que devem ser relacionadas as variações do padrão de força exercido. Outra possibilidade constitui a codificação do tipo liga/desliga. Neste caso o sinal é gerado continuamente, e os sensores conectados ao Estimulador comandam o processo diretamente.

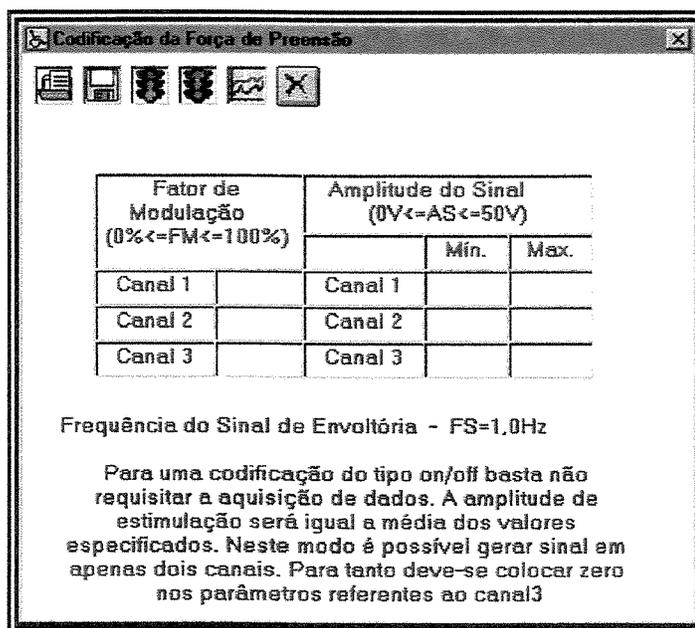


Figura 5.24 – Módulo Estimulação Sensorial para codificação da Força de Preensão.

### 5.1.4.3 – Calibração

Ainda no menu *Executar* tem-se a opção de Calibração de Sensores. Este módulo reflete uma tentativa de se automatizar o procedimento de calibração estática de sensores, introduzindo uma rotina de aquisição de dados específica para o processo em questão. A escolha dessa opção transfere o comando para o módulo ilustrado na figura 5.25.

Este módulo apresenta um funcionamento semelhante ao módulo *Aquisição*, com algumas peculiaridades. A aquisição é feita em apenas um canal com frequência de aquisição fixa em 1 Hz. Os demais parâmetros são variáveis e definidos pelo usuário. Outra característica é a indicação visual do número do ciclo e do valor médio obtido nos retângulos localizados na parte superior do módulo. Um módulo de anotações pode ser ativado para registrar os procedimentos adotados e outras informações referentes ao processo.

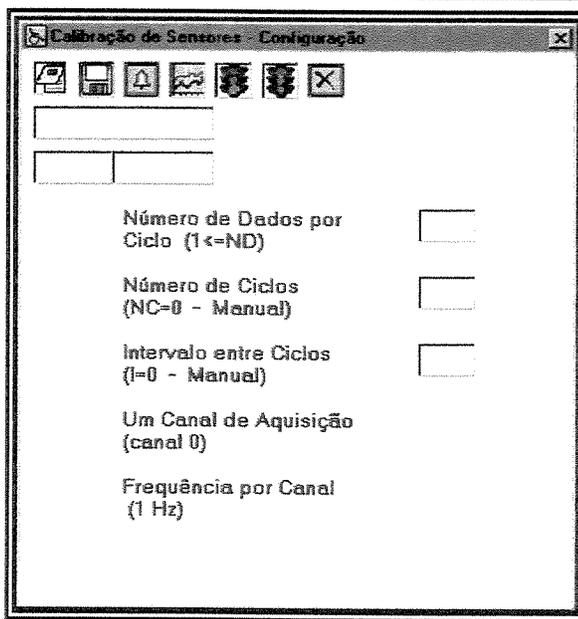


Figura 5.25 – Módulo Calibração de Sensores.

#### 5.1.4.4 – Funções

O menu de opções *Funções* oferece três opções: visualização gráfica de dados (*Gráfico*), *Anotações*, referentes a sensores ou aos sujeitos, preenchidas respectivamente nos módulos *Calibração* e *Aquisição*, e um módulo para *Conversão* dos dados.

#### Visualização Gráfica

A representação gráfica, visualizada durante a aquisição de dados, pode ser vista depois para uma análise mais detalhada. As curvas são apresentadas em cores diferentes, facilitando a visualização. A tela gráfica é dimensionada de tal forma que apenas ciclos completos de dados são apresentados. Se o tempo do ciclo definido for pequeno, pode-se ter a representação de mais de um ciclo. Informações como a frequência, o tempo de um ciclo e a data de aquisição são fornecidas, bem como o número do primeiro ciclo que está sendo visualizado na tela. Para obter uma padronização, os dados são visualizados em função dos valores de tensão obtidos, já que representam variáveis com unidades diferentes (Força em N e posição em mm ou graus). A navegação pelo arquivo de dados é obtido pelas duas setas nos cantos inferiores da tela, podendo avançar ou retroceder. Um duplo toque na figura faz com que os dados correspondentes sejam armazenados em um outro arquivo, possibilitando, assim, que os dados de maior interesse sejam facilmente separados e agrupados para tratamento e análise futura.

#### Anotações

As informações da Ficha de Identificação podem ser acessadas independentemente. Novas informações podem ser acrescentadas, bem como novas fichas podem ser construídas de forma

desvinculada do procedimento de aquisição de dados. As informações sobre procedimentos de calibração também podem ser acessadas.

### Conversão

O módulo *Conversão* foi implementado para agilizar o procedimento de conversão dos dados, adquiridos em aplicações clínicas, nas respectivas unidades das variáveis monitoradas. O comportamento de todos os sensores utilizados pode ser descrito através de equações polinomiais. De posse dos coeficientes dos polinômios correspondentes e do arquivo de dados originais em tensão, o processo de conversão é realizado automaticamente e um novo arquivo é criado com os dados nas unidades das variáveis medidas. Pode-se ter até oito equações diferentes para cada um dos canais de aquisição, como mostra a figura 5.26. Os coeficientes das equações podem ser definidos pelo usuário no momento da conversão ou obtidos de um arquivo previamente criado.

	Canal 0	Canal 1	Canal 2	Canal 3	Canal 4	Canal 5	Canal 6	Canal 7
A0	2.77081	-2.77081	-2.77081	-10.08293	-10.08293	-10.08293	-50.70448	-50.70448
A1	49.93639	49.93639	49.93639	219.46841	219.46841	219.46841	42.47547	42.47547
A2	-188.58786	-188.58786	-188.58786	-999.75426	-999.75426	-999.75426	0	0
A3	375.51791	375.51791	375.51791	1986.80825	1986.80825	1986.80825	0	0
A4	-400.59008	-400.59008	-400.59008	-2082.98085	-2082.98085	-2082.98085	0	0
A5	247.41737	247.41737	247.41737	1268.53829	1268.53829	1268.53829	0	0
A6	-91.12036	-91.12036	-91.12036	-464.04362	-464.04362	-464.04362	0	0
A7	19.73472	19.73472	19.73472	100.52919	100.52919	100.52919	0	0
A8	-2.31901	-2.31901	-2.31901	-11.88516	-11.88516	-11.88516	0	0
A9	0.1141	0.1141	0.1141	0.59093	0.59093	0.59093	0	0

Figura 5.26 – Módulo de Conversão de Dados – exemplo de configuração.

O arquivo de dados convertidos pode ser aberto em softwares gráficos específicos para construção dos gráficos e análise final dos resultados obtidos nas aplicações.

#### 5.1.4.5 – Seleção de Arquivos

Todo o procedimento de manipulação de arquivo, seja *abrir* ou *salvar*, utiliza os recursos fornecidos pelo módulo Seleção de Arquivos (figura 5.27). Através dele pode-se navegar pelos diretórios disponíveis no computador, da mesma forma que se faz no ambiente Windows. Os nomes de arquivos selecionados, com as respectivas extensões são transferidos para o módulo de chamada para que se processe a ação desejada.

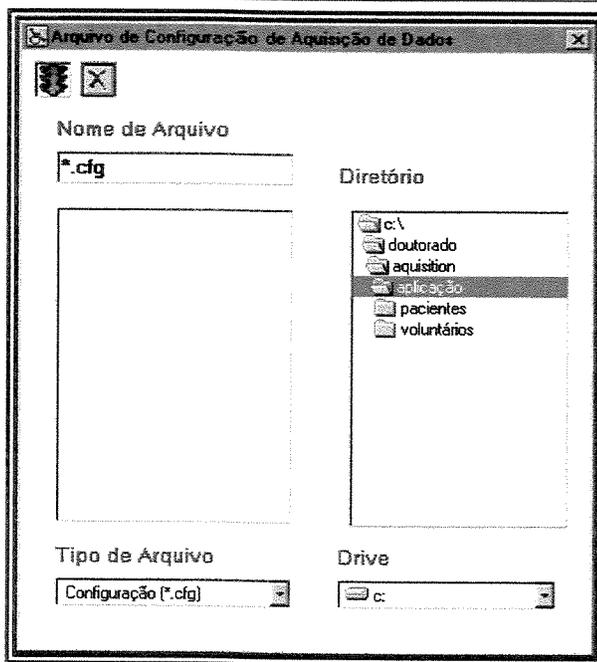


Figura 5.27 – Módulo Seleção de Arquivos.

### 5.1.5 - Avaliação

A avaliação dos sistemas de estimulação foi feita primeiramente com testes de bancada, para a verificação da adequação dos sinais de entrada e saída. As figuras apresentadas equivalem as telas do Osciloscópio Digital (Tektronics – TDS210). Em uma segunda etapa foram realizados testes quanto a segurança elétrica dos equipamentos. A avaliação da segurança elétrica de Equipamentos Eletromédicos é necessária por causa do relacionamento particular deste tipo de equipamento com o paciente, o operador e o ambiente circunvizinho, baseado na aplicação de circuitos elétricos diretamente ao corpo humano.

A Norma da ABNT, atualmente em vigor, é a NBR IEC 601-1:1994 “Equipamento eletromédico – Parte 1 – Prescrições gerais para segurança”. A NBR IEC 601-2-10 “Equipamento eletromédico – Parte 2 - Prescrições particulares para segurança de equipamento para estimulação neuromuscular”, deve também ser utilizada como referência para a avaliação de Estimulador, definido como equipamento para a aplicação de corrente elétrica via eletrodos em contato direto com o paciente para diagnóstico e/ou terapia de distúrbios neuromusculares.

Os testes realizados, mediante utilização do equipamento BioTek 601 Pró, estão de acordo com as cláusulas 17, 18 e 19, referindo-se à separação elétrica (*insulation resistance and mains on applied part*), aterramento de proteção, aterramento funcional e equalização de potencial e a

correntes de fuga permanente (*leakage current*) e correntes auxiliares através do paciente (*patient auxiliary current* - segundo a Norma Particular, este último não se aplica aos estimuladores).

### 5.1.5.1 – Estimulador Neuromuscular

A figura 5.28 mostra o sinal de entrada do Estimulador definido pelo software para dois canais consecutivos. Foram configurados *bursts* de 3 pulsos com largura  $100\ \mu\text{s}$  cada um, largura entre pulsos  $50\ \mu\text{s}$  e frequência de repetição de  $25\ \text{Hz}$ . A primeira ilustração da figura mostra a frequência de repetição de *bursts*. As demais, diferindo entre si apenas no que se refere a escala de tempo, mostram um *burst* de sinal. A geração do sinal é sequencial, ou seja, um canal após o outro. Essa modulação temporal é válida para minimizar o processo de fadiga muscular e não é visível durante a aplicação. A figura 5.29 mostra o sinal de saída do Estimulador, após amplificação e condicionamento.

Para um consumo máximo de  $660\ \text{mA}$ , verificado com os oito canais ativos ininterruptamente na amplitude máxima do sinal, com cargas de  $1\ \text{K}\Omega$ , verificou-se a manutenção da saída dos reguladores de tensão por 120 minutos, quando então se acende o led de indicação de Low Bat. Mesmo sem regulação da alimentação, a amplitude do sinal de saída mantém níveis compatíveis para as aplicações clínicas por mais 60 minutos, resultando em um tempo total de uso de 180 minutos. Por outro lado, as condições normais de uso diferem das utilizadas no teste. Os oito canais não são ativados simultaneamente e a amplitude utilizada é, geralmente, inferior à amplitude máxima. Além disso, utiliza-se um ciclo de trabalho equivalente a  $1/3\ \text{on}, 2/3\ \text{off}$ . Considerando as condições reais de uso, pode-se dizer que o sistema suporta um dia de sessões clínicas, com utilização intensiva do mesmo. Neste caso, deve-se recarregar as baterias durante o período noturno, estando apto para mais um dia de sessões.

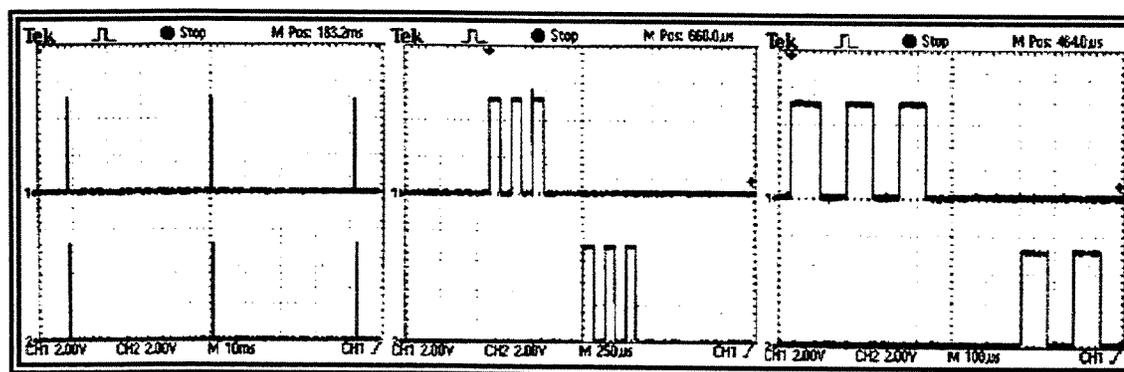


Figura 5.28 - Sinal de entrada do estimulador configurado pelo software.

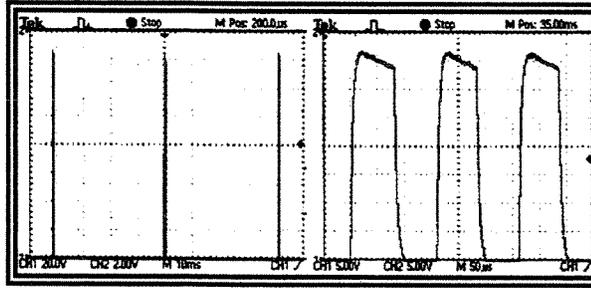


Figura 5.29 - Sinal de saída do estimulador.

Os testes de segurança elétrica foram realizados em duas etapas. Os canais de saída do Estimulador numerados de 1 a 4 foram testados primeiro e em seguida os canais numerados de 5 a 8. Os canais de saída foram conectados em ordem crescente de numeração às entradas RA, RL, LA e LL do Biotec 601 Pró, que forneceu a alimentação para o notebook.

Os resultados, segundo o relatório emitido pelo equipamento utilizado, estão presentes na figura 5.30 (canais de 1 a 4 ) e figura 5.31 (canais de 5 a 8) e apresentam conformidade com as prescrições normativas.

BIO-TEK INSTRUMENTS INC. 29-06-99 16:07:27 CONTROL#:1234 PROCEDURE ID: LOCATION: DEVICE TYPE: MANUFACTURER: SERIAL#: TECHNICIAN:MARCIAL CLASS II, TYPE BF IEC 601-1 MAINS VOLTAGE L1-EARTH : 122.0 V L2-EARTH : 0.3 V L1-L2 : 123.0 V INSUL. RESISTANCE [MOHM] L1,L2-CASE OVER [ 7] AP-INSUL. RESIST. [MOHM] ALL-CASE OVER [ 5] CURRENT CONSUMPTION 0.2 A ENCL. LEAKAGE CUR [uA] NORM POL 0.0 [ 100] NO L2 0.0 [ 500] REV POL 0.0 [ 100] NO L2 0.0 [ 500] PATIENT LEAKAGE CUR [uA] ALL -EARTH: NORM POL 1.0 [ 100] NO L2 1.7 [ 500] REV POL 1.1 [ 100] NO L2 1.7 [ 500] MAINS ON APP. PART [uA] NORM POL 5 [5000] REV POL 7 [5000]		PATIENT AUX CURRENT [uA] NORM POL RA-ALL 0.0 [ 10] RL-ALL 0.0 [ 10] LA-ALL 0.0 [ 10] LL-ALL 0.0 [ 10] V1-V6-ALL 0.0 [ 10] PATIENT AUX CURRENT [uA] NORM POL, NO L2 RA-ALL 0.0 [ 500] RL-ALL 0.0 [ 500] LA-ALL 0.0 [ 500] LL-ALL 0.0 [ 500] V1-V6-ALL 0.0 [ 500] PATIENT AUX CURRENT [uA] REV POL RA-ALL 0.0 [ 10] RL-ALL 0.0 [ 10] LA-ALL 0.0 [ 10] LL-ALL 0.0 [ 10] V1-V6-ALL 0.0 [ 10] PATIENT AUX CURRENT [uA] REV POL, NO L2 RA-ALL 0.0 [ 500] RL-ALL 0.0 [ 500] LA-ALL 0.0 [ 500] LL-ALL 0.0 [ 500] V1-V6-ALL 0.0 [ 500]	
Comments: Unit Passed All tests. ELAPSED TIME: 00:10:32			

Figura 5.30 – Resultados dos testes de avaliação para os canais de saída 1 a 4.

BIO-TEK INSTRUMENTS INC. 29-06-99 16:20:17 CONTROL#:5678 PROCEDURE ID: LOCATION: DEVICE TYPE: MANUFACTURER: SERIAL#: TECHNICIAN:MARCIAL CLASS II, TYPE BF IEC 601-1 MAINS VOLTAGE L1-EARTH : 121.8 V L2-EARTH : 0.3 V L1-L2 : 122.3 V INSUL. RESISTANCE [MOHM] L1,L2-CASE OVER [ 7] AP-INSUL. RESIST. [MOHM] ALL-CASE OVER [ 5] CURRENT CONSUMPTION 0.2 A ENCL. LEAKAGE CUR [uA] NORM POL 0.0 [ 100] NO L2 0.0 [ 500] REV POL 0.0 [ 100] NO L2 0.0 [ 500] PATIENT LEAKAGE CUR [uA] ALL -EARTH: NORM POL 1.1 [ 100] NO L2 1.8 [ 500] REV POL 1.2 [ 100] NO L2 1.8 [ 500] MAINS ON APP. PART [uA] NORM POL 6 [5000] REV POL 8 [5000]		PATIENT AUX CURRENT [uA] NORM POL RA-ALL 0.0 [ 10] RL-ALL 0.0 [ 10] LA-ALL 0.0 [ 10] LL-ALL 0.0 [ 10] V1-V6-ALL 0.0 [ 10] PATIENT AUX CURRENT [uA] NORM POL, NO L2 RA-ALL 0.0 [ 500] RL-ALL 0.0 [ 500] LA-ALL 0.0 [ 500] LL-ALL 0.0 [ 500] V1-V6-ALL 0.0 [ 500] PATIENT AUX CURRENT [uA] REV POL RA-ALL 0.0 [ 10] RL-ALL 0.0 [ 10] LA-ALL 0.0 [ 10] LL-ALL 0.0 [ 10] V1-V6-ALL 0.0 [ 10] PATIENT AUX CURRENT [uA] REV POL, NO L2 RA-ALL 0.0 [ 500] RL-ALL 0.0 [ 500] LA-ALL 0.0 [ 500] LL-ALL 0.0 [ 500] V1-V6-ALL 0.0 [ 500]	
Comments: Unit Passed All tests. ELAPSED TIME: 00:03:57			

Figura 5.31 – Resultados dos testes de avaliação para os canais de saída 5 a 8.

### 5.1.5.2 – Estimulador Sensorial

O sinal da figura 5.32 corresponde a frequência portadora proveniente do gerador de pulsos (frequência 100 Hz, largura de pulso 100 $\mu$ s). A figura 5.33 mostra a forma de onda básica do sinal de envoltória gerada pelo software, que irá constituir no sinal modulante de entrada para cada um dos canais do Estimulador. Neste caso, o fator de modulação utilizado foi 100%.

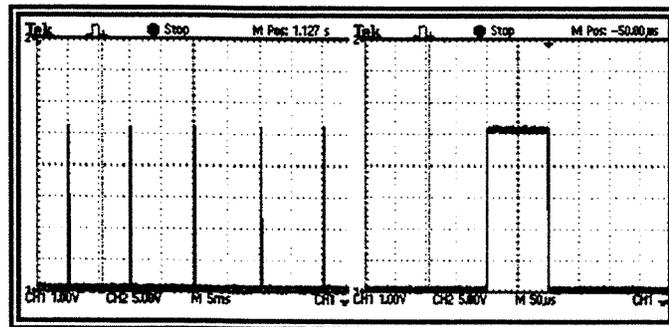


Figura 5.32 - Sinal correspondente à frequência portadora.

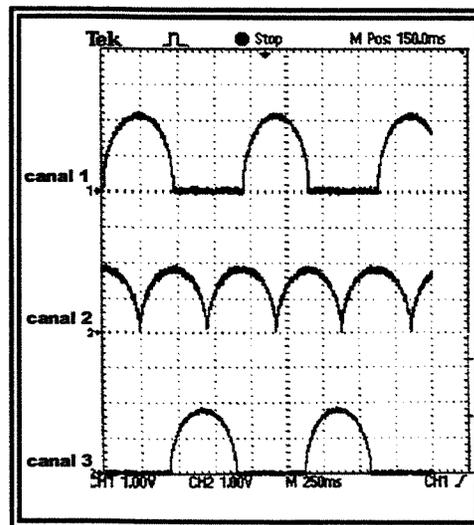


Figura 5.33– Forma de onda do sinal modulante (envoltória elíptica) de entrada.

O sinal resultante do processo de modulação em amplitude, na saída do Estimulador, pode ser visualizado nas figuras 5.34 e 5.35. Na figura 5.34 encontra-se o sinal resultante em cada um dos canais de saída. Na figura 5.35 uma variação na escala de tempo permite visualizar o sinal modulado.

A figura 5.36 mostra o efeito que o fator de modulação exerce sobre o sinal de envoltória. Nota-se que, para uma mesma amplitude de sinal, a carga efetivamente transferida aumenta com a diminuição do fator de modulação, em função do nível DC adicionado. As ilustrações mostram o sinal para os canais 1 e 2 utilizando-se fatores de modulação de 70%, 50% e 30% respectivamente.

Foram analisadas as baterias que fornecem a alimentação de +24 V por apresentarem um maior consumo. Para um consumo máximo de 140 mA, verificado com os três canais ativos ininterruptamente na amplitude máxima do sinal, com cargas de 1 K $\Omega$ , verificou-se a manutenção da saída dos reguladores de tensão por 270 minutos, quando então se acende o led de indicação de Low Bat. Mesmo sem regulação da alimentação, a amplitude do sinal de saída mantém-se inalterada por mais 210 minutos e a níveis compatíveis para as aplicações clínicas por mais 60 minutos, resultanto em um tempo total de uso de 9 horas, considerando-se as condições sob as quais os testes foram efetuados.

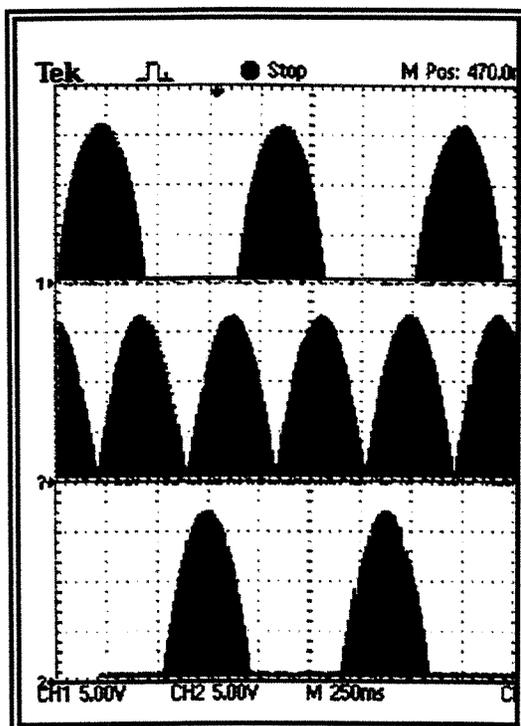


Figura 5.34 – Sinal modulado na saída do Estimulador.

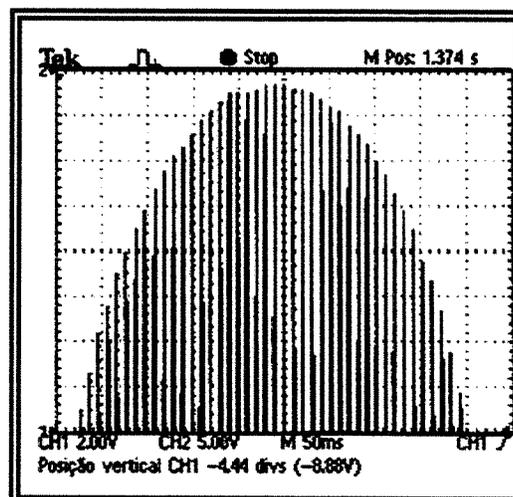


Figura 5.35 - Sinal modulado em destaque.

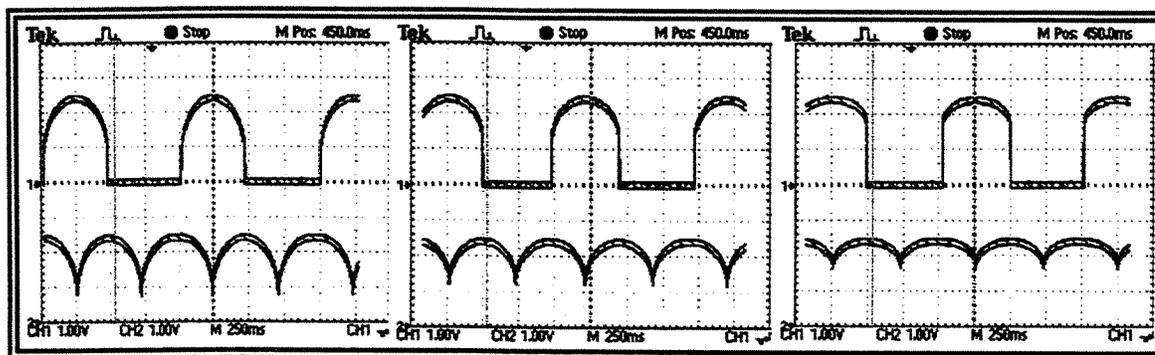


Figura 5.36 - Efeito do fator de modulação no sinal gerado por software (canais 1 e 2).

Os resultados dos testes de avaliação da segurança elétrica, segundo o relatório emitido pelo equipamento, estão presentes na figura 5.37. O equipamento atende as exigências normativas, com exceção das prescrições sobre aterramento de segurança, por apresentar partes condutoras acessíveis. Para a solução deste problema sugere-se a construção do estimulador sensorial utilizando-se um gabinete de material eletricamente isolante.

Os canais de saída foram conectados em ordem crescente de numeração às entradas RA, RL, LA do Biotec 601 Pró, que forneceu a alimentação para o notebook.

BIO-TEK INSTRUMENTS INC. 29-06-99 16:51:39 CONTROL#:123 PROCEDURE ID: LOCATION: DEVICE TYPE: MANUFACTURER: SERIAL#: TECHNICIAN:MARCIAL CLASS I, TYPE BF IEC 601-1	EARTH LEAKAGE CURR. [uA] NORM POL 0.0 [ 500] NO L2 0.0 [1000] REV POL 0.0 [ 500] NO L2 0.0 [1000] ENCL. LEAKAGE CUR [uA] NORM POL 3.4 [ 100] NO L2 5.7 [ 500] NO EARTH 3.4 [ 500] REV POL 3.9 [ 100] NO L2 5.9 [ 500] NO EARTH 4.0 [ 500] PATIENT LEAKAGE CUR [uA] ALL -EARTH: NORM POL 1.7 [ 100] NO L2 2.9 [ 500] NO EARTH 1.7 [ 500] REV POL 1.9 [ 100] NO L2 2.9 [ 500] NO EARTH 1.9 [ 500] MAINS ON APP. PART [uA] NORM POL 4 [5000] REV POL 7 [5000]	PATIENT AUX CURRENT [uA] NORM POL RA-ALL 0.0 [ 10] RL-ALL 0.0 [ 10] LA-ALL 0.0 [ 10] LL-ALL 0.0 [ 10] U1-U6-ALL 0.0 [ 10] PATIENT AUX CURRENT [uA] NORM POL, NO L2 RA-ALL 0.0 [ 500] RL-ALL 0.0 [ 500] LA-ALL 1.2 [ 500] LL-ALL 1.2 [ 500] U1-U6-ALL 1.3 [ 500] PATIENT AUX CURRENT [uA] NORM POL, NO EARTH RA-ALL 0.0 [ 500] RL-ALL 0.0 [ 500] LA-ALL 0.0 [ 500] LL-ALL 0.0 [ 500] U1-U6-ALL 0.0 [ 500]	PATIENT AUX CURRENT [uA] REV POL, NO L2 RA-ALL 0.0 [ 500] RL-ALL 0.0 [ 500] LA-ALL 1.2 [ 500] LL-ALL 1.2 [ 500] U1-U6-ALL 1.3 [ 500] PATIENT AUX CURRENT [uA] REV POL, NO EARTH RA-ALL 0.0 [ 500] RL-ALL 0.0 [ 500] LA-ALL 0.0 [ 500] LL-ALL 0.0 [ 500] U1-U6-ALL 0.0 [ 500] Comments: Unit Failed. ELAPSED TIME: 00:06:50
MAINS VOLTAGE L1-EARTH : 118.6 V L2-EARTH : 0.2 V L1-L2 : 117.2 V ***** PROT. EARTH RESISTANCE TEST CURRENT: 10 A [OHM] OVERF[.200] INSUL. RESISTANCE [MOHM] L1,L2-CASE OVER [ 2] AP-INSUL. RESIST. [MOHM] ALL-CASE OVER [ 5] CURRENT CONSUMPTION 0.2 A			
		PATIENT AUX CURRENT [uA] REV POL RA-ALL 0.0 [ 10] RL-ALL 0.0 [ 10] LA-ALL 0.0 [ 10] LL-ALL 0.0 [ 10] U1-U6-ALL 0.0 [ 10]	

Figura 5.37 – Resultados dos testes de avaliação.

## 5.2 – Procedimentos das Aplicações Clínicas

Os procedimentos utilizados nas aplicações clínicas podem ser divididos em seis etapas principais:

- Anamnese
- Definição de seqüências e parâmetros de estimulação para obtenção de preensão palmar, pinça lateral e preensão de força com extensão do dedo indicador.
- Condicionamento muscular
- Movimento funcional
- Avaliação do movimento obtido artificialmente
- Integração Sensoriomotora

### 5.2.1 – Anamnese

A anamnese tem por objetivo o levantamento de dados pessoais, condições físicas e histórico do quadro clínico. Este procedimento é de suma importância permitindo a definição dos procedimentos clínicos adequados para cada caso. A figura 5.38 apresenta as informações que devem ser obtidas durante esta avaliação inicial. A solicitação de exames clínicos também faz parte do procedimento.

FICHA DE AVALIAÇÃO							
DATA: ___/___/___							
<b>DADOS PESSOAIS</b>							
Nome: _____							
Data de Nasc.: ___/___/___			Idade: ___ anos				
End: _____							
Bairro: _____			Cidade: _____				
CEP: _____			Fone: ( ) _____				
<b>ANAMNESE</b>							
Data do Trauma: ___/___/___			Tempo da Lesão: _____				
Causa do Trauma: _____							
Nível de Lesão: _____			[ ] Completa		[ ] Incompleta		
Fisioterapia: [ ] Não [ ] Sim							
_____							
Atividades: _____							
Sensibilidade: _____							
_____							
Obsevações : _____							
_____							
<b>ATIVIDADES FUNCIONAIS</b>							
Atividade	A	Ass	Adp	Atividade	A	Ass	Adp
Higiene Corporal				Rolar			
Higiene Oral				Sentar			
Alimentação				Escrever			
Locom. Cad. Rodas				Preensão Cilíndrica			
Transf. Cama				Preensão Paral. ext.			
Transf. Cadeira				Pinça			
A = realiza a atividade sem auxílio de outra pessoa							
Ass = realiza a atividade com auxílio de outra pessoa							
Adp = utiliza adaptações para realizar a atividade							
<b>PROBLEMAS ASSOCIADOS</b>							
Comprometimento Cárdio - Respiratório: [ ] Não [ ] Sim : qual?							
_____							
<b>Comprometimento Ósteo - Articular</b>							
Membro Superior: [ ] Nenhum							
[ ] Osteoporose _____							
[ ] Osteossíntese _____							
[ ] Fratura _____							
[ ] Deformidades _____							

Figura 5.38 – Ficha de Avaliação – Anamnese (parte A).

<b>Membro Inferior:</b> <input type="checkbox"/> Nenhum <input type="checkbox"/> Osteoporose _____ <input type="checkbox"/> Osteossíntese _____ <input type="checkbox"/> Fratura _____ <input type="checkbox"/> Deformidades _____  <b>Comprometimento Urinário: Infecção</b> <input type="checkbox"/> Não <input type="checkbox"/> Sim  <b>Comprometimento Gastro - Intestinal: Infecção</b> <input type="checkbox"/> Não <input type="checkbox"/> Sim  <b>Úlceras de Decúbito:</b> <input type="checkbox"/> Não <input type="checkbox"/> Sim - local: _____  <b>Comprometimento Vascular:</b> <input type="checkbox"/> Nenhum <input type="checkbox"/> Trombose Venosa _____ <input type="checkbox"/> Embolia Periférica _____ <input type="checkbox"/> Hipotensão Ortostática _____ <input type="checkbox"/> Crise Autonômica Hipertensiva _____  <b>Uso de Medicamento:</b> <input type="checkbox"/> Não <input type="checkbox"/> Sim : qual? _____   <b>TESTE DE ATIVIDADE MOTORA</b> <u><b>Membro Superior:</b></u> <b>Voluntária:</b> _____  <b>Equilíbrio :</b> _____  <b>Estimulação Elétrica Neuromuscular:</b> _____   <u><b>Membro Inferior:</b></u> <b>Voluntária:</b> _____  <b>Estimulação Elétrica Neuromuscular:</b> _____   
---

Figura 5.38 – Ficha de Avaliação – Anamnese (parte B).

### 5.2.2 - Definição de Seqüências de Estimulação

A grande complexidade e diversidade dos movimentos da mão impõe restrições as aplicações no sentido de selecionar os principais padrões de preensão envolvidos nas atividades cotidianas. Uma combinação entre preensão palmar e pinça lateral proporciona os padrões adequados à maioria das funções.

A obtenção dos padrões de preensão (preensão palmar e pinça lateral) baseou-se na ativação e coordenação de seis músculos: Extensor Radial do Carpo, Extensor Comum dos Dedos, Flexor Superficial dos Dedos, Lumbricais, Abdutor Curto do Polegar e Oponente do Polegar. A manipulação do objeto, caso não possa ser realizada voluntariamente, pode ser obtida pela ativação do Bíceps e do Tríceps, que promovem a flexão e extensão do cotovelo. A seleção da musculatura

baseou-se em estudos cinesiológicos com sujeitos normais, dando-se prioridade aos músculos motores primários e a viabilidade de estimulação com a utilização de eletrodos de superfície. O número máximo de músculos que podem ser utilizados depende não somente das limitações do Estimulador (8 canais), mas também da área disponível para a colocação dos eletrodos. Além disso, a estimulação de músculos profundos não pode ser realizada sem que os músculos superficiais sejam ativados. Os pontos motores dos músculos selecionados estão representados na figura 5.39, correspondendo, portanto, à posição dos eletrodos ativos.

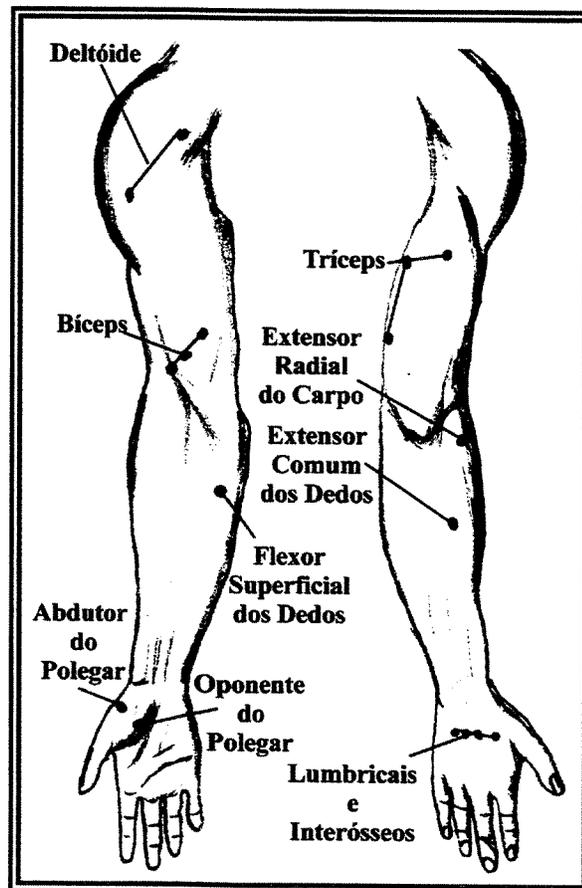


Figura 5.39 – Pontos motores dos músculos selecionados para estimulação (baseado em HOLLINSHEAD, 1969).

Para a obtenção da preensão palmar, utilizada na preensão de copo e de faca, foi elaborada a seqüência de estimulação especificada na Tabela 5.3. Para a obtenção da pinça lateral, utilizada na preensão de talheres e de caneta, foi definida a seqüência de estimulação da Tabela 5.4. O movimento foi dividido em sub-fases (abertura (F1), posicionamento (F2), preensão (F3) e liberação (F4)) permitindo, assim, a coordenação entre os diferentes músculos. Um terceiro movimento sugerido, se assemelha, quanto à forma, à preensão de força com extensão do dedo indicador, mas não configura-se como um movimento de preensão por não envolver nenhum objeto. A forma

que a mão e os dedos assumem possibilita a digitação em um teclado de computador. Neste caso, a estimulação é feita nos dois membros enquanto que para os outros dois padrões apenas o membro dominante foi estimulado. A seqüência de estimulação utilizada neste último modo está presente na Tabela 5.5.

Tabela 5.1 – Seqüência de estimulação - preensão palmar.

	F 1	F 2	F 3	F 4
Extensor Radial do Carpo	X	X	X	X
Extensor Comum dos Dedos	X			X
Abdutor do Polegar	X	X	X	X
Lumbricais		X	X	
Flexor Superficial dos Dedos			X	
Oponente do Polegar			X	
Tempo (s)	2	1	10	2

Tabela 5.2 – Seqüência de estimulação – pinça lateral.

	F 1	F 2	F 3	F 4
Extensor Radial do Carpo	X	X	X	X
Extensor Comum dos Dedos	X			X
Abdutor do Polegar	X	X		X
Lumbricais				
Flexor Superficial dos Dedos		X	X	
Oponente do Polegar			X	
Tempo (s)	2	2	10	2

Tabela 5.3 – Seqüência de estimulação - preensão de força com extensão do dedo indicador.

	F 1	F 2
Lumbricais - membro direito	X	X
Flexor Superficial dos Dedos – membro direito		X
Lumbricais - membro esquerdo	X	X
Flexor Superficial dos Dedos - membro esquerdo		X
Tempo (s)	2	25

Os tempos das sub-fases foram definidos visando a obtenção de um movimento suave, contínuo (não robotizado) e eficaz para a preensão dos objetos. Contudo, o tempo da fase de preensão (F3 na preensão palmar e pinça lateral e F2 no terceiro modo) pode ser alterado em função da atividade que se deseja realizar.

A definição dos parâmetros de estimulação baseou-se na qualidade da resposta muscular e no conforto proporcionado. A largura de pulso foi definida em 300  $\mu$ s. Este valor é suficiente para a ativação neural, não exigindo amplitudes de pulso elevadas, e sendo tolerado pela maioria das pessoas (BENTON et. al., 1981). Contudo, visando a aplicação do conceito de facilitação neural

---

optou-se pela divisão dos 300  $\mu$ s em três pulsos de 100  $\mu$ s, intercalados por intervalos de 100  $\mu$ s. A aplicação do primeiro pulso causa uma alteração do potencial transmembrana do nervo, aproximando-o mais do limiar de excitabilidade, garantindo, dessa forma, que a aplicação dos outros pulsos seja suficiente para deflagrar os processos de despolarização e potenciais de ação. A utilização de larguras de pulso menores contribuem também para a melhora da seletividade da estimulação e do aumento da faixa dinâmica de amplitudes (GRILL, MORTIMER, 1996). A frequência de repetição dos *bursts* de pulsos foi definida em 20 Hz, por ser uma frequência suficiente para provocar a fusão de contrações para a maioria dos músculos das extremidades superiores (WEBSTER, 1988; NATHAN, TAVI, 1990). A amplitude do sinal, por sua vez, foi ajustada individualmente para cada músculo, em cada uma das sessões realizadas, a fim de se atingir o limiar de excitabilidade de cada um e uma força de contração adequada, proporcionando uma boa qualidade da resposta motora. Nas aplicações clínicas a amplitude de estimulação variou no intervalo de 30-70 V (carga de 1 K $\Omega$ ). O ciclo de trabalho utilizado foi de 33%, resultando na manutenção da força de contração durante as sessões clínicas.

Objetivando contrações mais suaves que resultassem num movimento mais próximo do normal, além da otimização dos tempos das sub-fases, utilizou-se modulação de largura de pulso durante a transição entre fases, seja na ativação ou desativação do músculo. Esta técnica permite uma certa graduação na força de contração por variar a carga, à qual o músculo está sendo submetido, de forma gradativa, e por permitir a co-contração de músculos agonistas e antagonistas. O resultado é uma transição menos abrupta e mais suave, melhorando assim a qualidade da resposta final.

### 5.2.3 - Condicionamento Muscular

Durante algumas sessões, promoveu-se um certo condicionamento muscular. Os voluntários foram submetidos a sessões de 40 minutos aproximadamente, nas quais as seqüências de estimulação foram repetidas ininterruptamente, apenas para a execução do movimento, sem a necessidade de pegar objetos (figura 5.40). A duração desta fase depende das condições iniciais do voluntário, bem como na sua evolução.

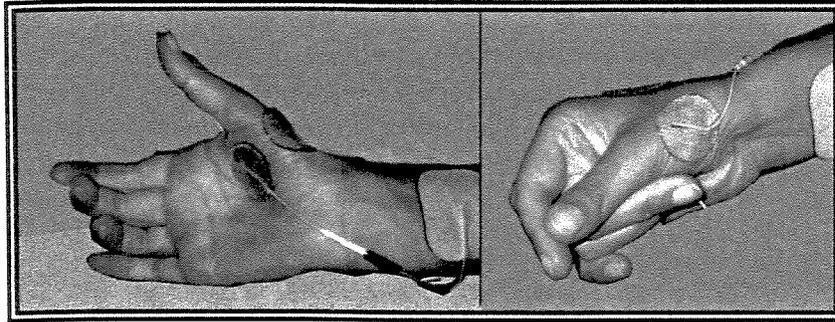


Figura 5.40 – Exercício para condicionamento muscular.

#### 5.2.4 – Movimento Funcional

Após o condicionamento muscular, iniciou-se as sessões com objetivos funcionais. Os objetos apresentados (figura 5.41) deveriam ser pegos e manipulados, mimetizando atividades do cotidiano, como beber, comer, escrever e datilografar. Foram realizadas várias sessões (variáveis entre os sujeitos) para treinamento e melhor adequação do movimento. Nesta etapa foi dado continuidade ao procedimento de condicionamento muscular, mediante o preenchimento do copo com diferentes pesos (1 – 10 N).

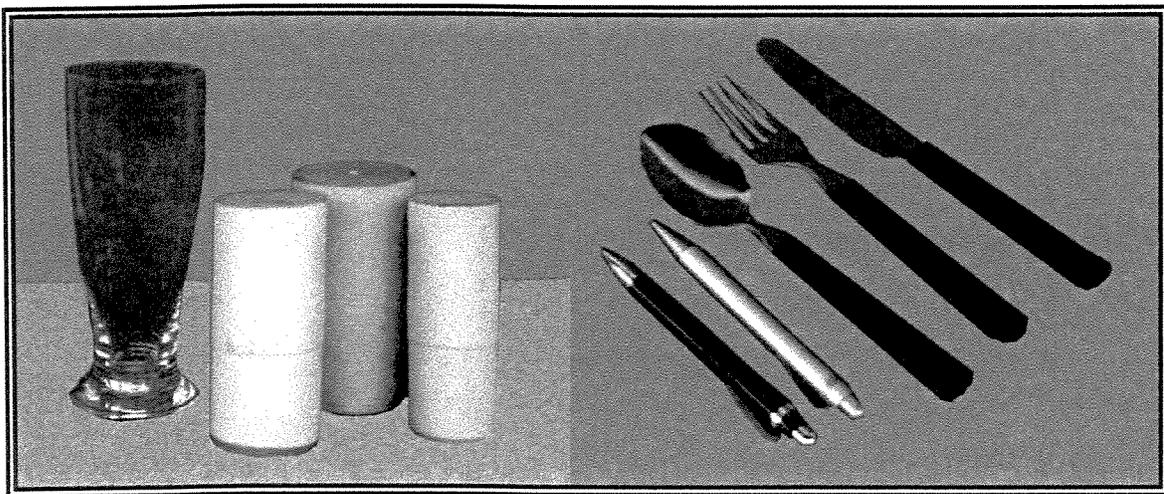


Figura 5.41 – Objetos selecionados.

#### 5.2.5 – Avaliação do Movimento Obtido Artificialmente

De início a avaliação do movimento foi apenas qualitativa, analisando-se a adequação da preensão, eficácia durante a manipulação dos objetos, bem como a habilidade em desempenhar as atividades propostas.

Para uma análise quantitativa, necessita-se a utilização de sensores capazes de monitorar parâmetros importantes do movimento. A região de contato entre os dedos e os objetos depende do

---

modo de preensão utilizado, bem como do sujeito que realiza o movimento, uma vez que a resposta muscular e conseqüentemente a configuração da preensão variam de pessoa para pessoa. O posicionamento dos sensores nas Luvas Instrumentalizadas levaram em conta apenas as regiões de contato durante a preensão palmar para a manipulação de objetos cilíndricos. Para esta situação processou-se também uma avaliação quantitativa do movimento. Os testes foram realizados em duas etapas. Primeiramente, apenas a força de preensão foi avaliada. Verificou-se, então, a necessidade de implementação de uma segunda luva com posicionamento dos sensores ligeiramente diferente, a fim de se adequar ao movimento obtido com diferentes sujeitos. Na segunda etapa, foram analisadas a força de preensão e a variação da posição dos dedos durante o movimento. Nesta situação as duas luvas foram superpostas.

Cilindros de diferentes diâmetros, copo vazio e copo preenchido com diferentes pesos (1 – 10 N), deveriam ser pegos e manipulados, mimetizando o ato de beber. A resposta dos sensores foi digitalizada (frequência de aquisição 40 Hz) e visualizada graficamente para análise e para o fornecimento de realimentação visual.

### **5.2.6 - Integração Sensoriomotora**

A finalização do trabalho de reabilitação se deu com a integração das funções motoras e sensoriais. Para tanto, realizou-se um estudo preliminar da variação das sensações evocadas com diferentes padrões de estimulação. Na primeira fase, definiu-se parâmetros iguais para os três canais, verificando-se as alterações nas sensações em função do aumento da amplitude do sinal (fator de modulação constante) e da diminuição do fator de modulação (amplitude constante). A amplitude variou desde o limiar de sensação até o surgimento de uma sensação desconfortável (limiar de dor), repetindo-se o procedimento para fatores de modulação de 100%, 75%, 50% e 30%. Na segunda fase, definiu-se parâmetros diferentes para cada um dos canais, com o objetivo de determinar qual o parâmetro (fator de modulação ou amplitude do sinal) cuja variação permitiria a identificação de diferentes padrões da imagem evocada, possibilitando a codificação da força de preensão. Esse mesmo procedimento foi repetido com a utilização de apenas dois canais de estimulação.

A análise dos resultados da etapa anterior permitiu a definição do código a ser utilizado e o desenvolvimento do módulo do software destinado a codificação da força de preensão descrito anteriormente. Após uma rápida explicação com relação a equivalência entre padrões de força e de sensações, diferentes padrões de força foram exercidos e o voluntário deveria descrever quais os dedos que estariam aplicando força e a ordem de magnitudes entre eles. Na etapa seguinte, o

voluntário deveria descrever o padrão de força por ele obtido, durante a manipulação dos objetos, mediante aplicação dos sistemas de estimulação motora e de estimulação sensorial simultaneamente. As respostas poderiam ser conferidas a partir da realimentação visual (representação gráfica da força exercida). A realimentação da força exercida foi implementada segundo a utilização da luva instrumentalizada, aplicada, anteriormente, na avaliação quantitativa do movimento.

### 5.2.7 - Voluntários

As aplicações clínicas foram realizadas principalmente com voluntários tetraplégicos. Um caso de hemiplegia nos membros superiores também foi estudado. Nem todos os participantes completaram todo o trabalho, como poderá ser visto na apresentação e discussão dos resultados. A seguir apresenta-se a descrição de cada caso avaliado. Os dados apresentados, correspondem àqueles obtidos na avaliação inicial (anamnese).

Tabela 5.4 – Descrição dos voluntários participantes do programa.

	Sexo	Idade (anos)	Quadro Motor	Etiologia	Tempo de Lesão	Início do Programa
1	Feminino	30	Tetraplegia – C3/4	Acidente de carro	3,5 anos	Abril/98
2	Masculino	30	Tetraplegia – C6	Acidente de carro	2anos	Abril/98
3	Masculino	27	Tetraplegia – C6/7	Acidente de carro	7 anos	Junho/98
4	Feminino	41	Hemiplegia	Aneurisma	7,5 anos	Junho/98
5	Feminino	21	Tetraplegia – C5	Acidente de carro	1,5 anos	Junho/98
6	Masculino	23	Tetraplegia – C6	Acidente de carro	1 ano	Julho/98
7	Feminino	33	Tetraplegia – C5	Acidente de carro	1,5 anos	Agosto/98
8	Feminino	27	Tetraplegia – C6	Acidente de carro	4 anos	Agosto/99
9	Masculino	35	Tetraplegia – C5/6	Mergulho	18 anos	Nov./99
10	Feminino	34	Tetraplegia – C5/6	Toboágua	4,5 anos	Set./99

---

# **RESULTADOS**

---

## **6.1 – Condicionamento Muscular**

Cada indivíduo é um ser único, e como tal deve ser tratado. Apesar da existência de um protocolo básico para as aplicações clínicas, algumas adaptações tiveram que ser feitas, conforme o caso, visando não apenas a realização dos testes propostos, mas uma abordagem mais ampla que atendesse as reais necessidades do indivíduo.

### **6.1.1 – Voluntário 1 (V. 1)**

Este indivíduo apresenta um nível de lesão muito alto (C3-C4). Apesar da respiração ser voluntária a capacidade vital está reduzida. Apresenta paralisia completa dos membros superiores, não apresentando nenhum movimento voluntário. Constitui um quadro bastante complexo, geralmente excluído dos programas de estimulação elétrica neuromuscular por requerer estabilização do tronco, e restauração não apenas da preensão mas do movimento de todo o braço, incluindo ombro e cotovelo, para a manipulação dos objetos. A aplicação da estimulação elétrica nesses casos necessita de um número maior de canais, além de seqüências de estimulação mais complexas.

A aplicação das seqüências de estimulação propostas resultou na deflagração de uma forte espasticidade do tríceps, quando os extensores e flexores dos dedos eram estimulados. Visando a superação deste problema o protocolo de aplicação clínica foi então remodelado, partindo-se da reabilitação da região proximal do membro, iniciando com o ombro, cotovelo para depois atingir o punho e a mão.

Nas primeiras sessões de condicionamento muscular, foram estimulados o deltóide e bíceps, visando abdução do braço e flexão do cotovelo. Apesar de apresentar uma resposta muscular (contração), a mesma não era suficiente para produzir o movimento pretendido.

Para melhorar a estabilidade do tronco e melhorar a postura, foram estimulados os músculos dorsal e deltóide. O indivíduo relatou a melhora do controle sobre o tronco, possibilitando o movimento de flexão e retorno a posição ereta.

Apesar dos resultados serem promissores, o programa foi interrompido, em função da dificuldade do voluntário em se locomover de sua cidade até o HC da UNICAMP.

### **6.1.2 – Voluntário 2 (V. 2)**

Este indivíduo (lesão C6) apresenta movimento voluntário do ombro, cotovelo e punho, mas sem o controle dos movimentos da mão. Através do desenvolvimento de uma tenodese natural,

---

apresenta uma preensão palmar baseada no movimento compensatório do punho. Enquanto a flexão desta articulação promove uma extensão dos dedos, a extensão do punho promove a flexão dos dedos. Este movimento resulta em uma preensão muito fraca, utilizada para pegar objetos pequenos e leves.

A aplicação das seqüências de estimulação propostas, durante a etapa de condicionamento muscular, resultou em uma boa qualidade de resposta muscular, possibilitando a preensão e manipulação de todos os objetos propostos. Foi possível a realização dos procedimentos de avaliação quantitativa da preensão, bem como da integração sensoriomotora.

O programa de reabilitação atingiu todos os seus objetivos. Verificou-se uma melhora da qualidade de resposta motora voluntária, relatada pelo próprio indivíduo, facilitando a realização de atividades do seu cotidiano na ausência da estimulação elétrica neuromuscular, conforme o relato pessoal abaixo.

Depoimento: “Durante o período que desenvolvemos o trabalho de aplicação de estímulo elétrico em membros superiores, houve algumas melhoras em termos de força, fazendo com que eu tenha conseguido pegar objetos de maior peso e menor dimensão, bem como objetos mais distantes. Notei também uma facilidade maior na escrita. O trabalho teve uma freqüência semanal, o que em minha opinião trouxe melhoras, mas acredito que se fosse mais freqüente, as melhoras seriam ainda maiores.”

### **6.1.3 – Voluntário 3 (V. 3)**

Este indivíduo (lesão C6-C7) apresenta movimento voluntário do ombro e do cotovelo e um certo nível de controle sobre o punho, mas não apresenta nenhum movimento de preensão. O aspecto da mão se assemelha a mão flácida, resultante de desnervação dos músculos. A aplicação da estimulação elétrica não resultou em resposta motora, o que confirmaria a desnervação dos músculos.

Neste caso o protocolo de aplicação também foi adequado às necessidade do indivíduo. Pela falta de resposta muscular, foi iniciado um procedimento visando a facilitação do movimento. Promoveu-se tanto a aplicação da seqüência para preensão palmar, visando trabalhar todos os músculos em conjunto, como a utilização de dois canais de estimulação trabalhando os grupos agonistas e antagonistas individualmente. Mesmo depois deste programa o indivíduo não apresentou resposta motora à estimulação elétrica, impossibilitando a continuidade das aplicações propostas.

#### 6.1.4 – Voluntário 4 (V. 4)

Este indivíduo apresenta uma deficiência sensoriomotora no membro superior direito, resultante de um aneurisma, caracterizado por um padrão postural flexor do cotovelo, do punho e dos dedos. Esse padrão surge devido a uma forte espasticidade dos músculos flexores. O indivíduo era capaz de estender o cotovelo, apesar da posição preferencial ser a flexora. O punho e os dedos apresentavam-se mais rígidos e o movimento voluntário apresentava uma amplitude menor do que a necessária a preensão e manipulação de objetos (figura 6.1).

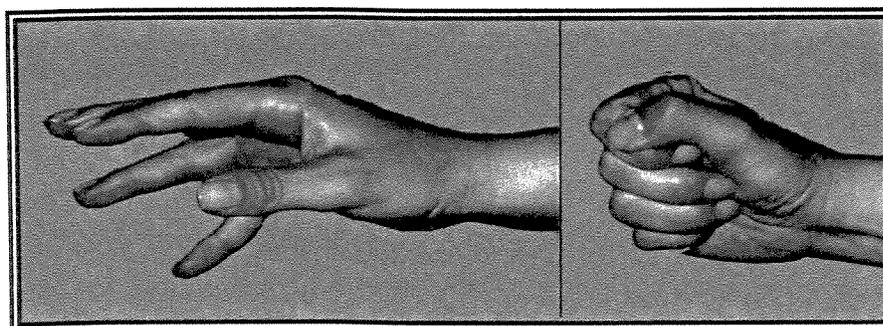


Figura 6.1 – Movimento voluntário de extensão e flexão dos dedos.

O procedimento de condicionamento muscular, baseou-se na aplicação da seqüência de preensão palmar (figura 6.2), intercalada com sessões que trabalharam exclusivamente o punho, através de movimentos de extensão, adução e abdução (figura 6.3). Durante as sessões incentivava-se a realização do movimento voluntário em conjunto com a estimulação elétrica, bem como a utilização do membro afetado na realização de atividades cotidianas. Foi possível a realização dos procedimentos de avaliação do movimento e de integração sensoriomotora. Porém o fator de maior interesse, neste caso, é a posição dos dedos e não a força de preensão. Em função da espasticidade dos flexores, a força de preensão está preservada, enquanto que em função da rigidez desenvolvida, a amplitude e a velocidade do movimento estão prejudicados.

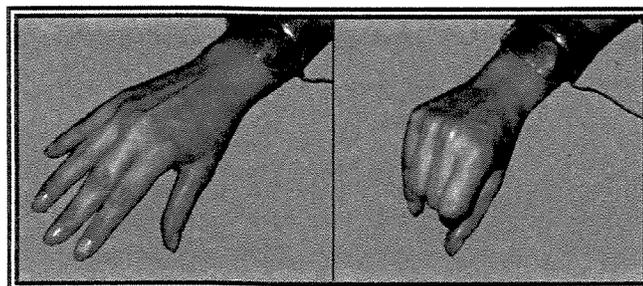


Figura 6.2 – Movimento de preensão palmar.

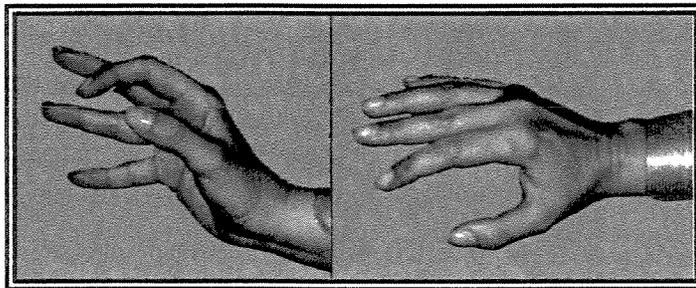


Figura 6.3 – Movimentos de punho: extensão e adução.

O programa de reabilitação resultou na diminuição da rigidez das articulações, melhora significativa do movimento voluntário quer seja com relação a amplitude ou a velocidade. Verificou-se também uma melhora na sensibilidade do membro, sendo necessário a diminuição da intensidade da estimulação no decorrer das sessões.

Depoimento: “Neste período que estou fazendo o tratamento notei uma melhora na movimentação de meus dedos, principalmente o polegar e o dedo mínimo, que aliás estavam sem movimento nenhum antes do início do tratamento. Agora fecham e abrem sem muito esforço e quase que totalmente. O punho também melhorou, perdendo um pouco da rigidez. O que mais notei foi uma melhora considerável na sensibilidade dos braços e mãos. Espero continuar o próximo ano com esse tratamento.”

#### **6.1.5 – Voluntário 5 (V. 5)**

Este indivíduo (lesão C5) apresenta movimento voluntário de ombro e cotovelo. O movimento de punho é muito fraco.

Houve a necessidade de utilização de uma órtese para estabilização do punho, em função da ausência de resposta motora dos extensores do carpo à estimulação elétrica, e de uma espasticidade dos flexores (figura 6.4). A articulação interfalangeana proximal apresentava uma certa resistência à extensão (figura 6.4), problema este superado após o período de condicionamento muscular. Foi possível a obtenção de movimentos funcionais com a aplicação das seqüências de estimulação para preensão palmar e preensão lateral. O procedimento de avaliação do movimento foi iniciado, mas interrompido pela impossibilidade do indivíduo comparecer as sessões.

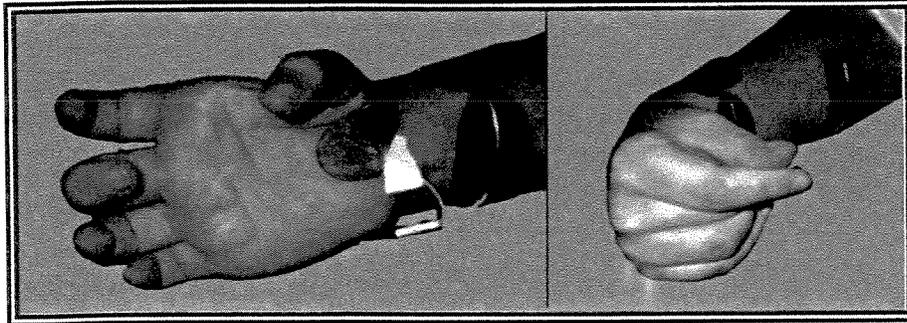


Figura 6.4 – Movimento de preensão palmar.

#### 6.1.6 – Voluntário 6 (V. 6)

Este indivíduo (lesão C6) apresenta movimento voluntário do ombro e do cotovelo e um certo nível de controle sobre o punho, mas não apresenta nenhum movimento de preensão. O aspecto da mão se assemelha a mão flácida, resultante de desnervação dos músculos. A aplicação da estimulação elétrica não resultou em resposta motora, o que confirmaria a desnervação dos músculos.

Neste caso o protocolo de aplicação também foi adequado às necessidade do indivíduo. Pela falta de resposta muscular, foi iniciado um procedimento visando a facilitação do movimento. Promoveu-se tanto a aplicação da seqüência para preensão palmar, visando trabalhar todos os músculos em conjunto, como a utilização de dois canais de estimulação trabalhando os grupos agonistas e antagonistas individualmente. Uma maior atenção foi dada aos flexores dos dedos. Os procedimentos adotados resultaram na obtenção de uma resposta motora dos flexores dos dedos, mostrando que a hipótese de desnervação total, para esse músculo, estava errada. Por outro lado, como a resposta motora é muito sutil, acredita-se que a inervação desse músculo seja apenas parcial. Apesar disso, a ausência de resposta dos demais músculos à estimulação elétrica, impossibilitou a obtenção de uma preensão funcional, e conseqüentemente a continuidade do programa.

#### 6.1.7 – Voluntário 7 (V. 7)

Este indivíduo (lesão C5) apresenta movimento voluntário do ombro e do cotovelo. A resposta do controle voluntário do punho é fraca e ausente na mão. A preensão de objetos era conseguida apenas com a utilização dos dois membros superiores, ou através de adaptações.

A resposta muscular à estimulação elétrica foi boa, apesar de uma espasticidade dos flexores dos dedos, dificultando a abertura da mão durante as aplicações, principalmente com relação ao dedo médio. Foi necessário acrescentar o bíceps às seqüências de estimulação, auxiliando a flexão do

---

cotovelo que mostrava-se fraca e insuficiente à manipulação de objetos mais pesados. Após a fase de condicionamento muscular observou-se uma melhora na resposta voluntária deste músculo não sendo mais necessário ativa-lo por estimulação elétrica. A aplicação das seqüências de estimulação propostas resultou na obtenção de movimentos de preensão funcionais e adequados a manipulação dos objetos apresentados.

O indivíduo relatou a melhora da condição motora do membro trabalhado e a possibilidade de realização de algumas atividades com um único membro, como mostra o relato pessoal a seguir.

Depoimento: “Dra. Claudia, venho através desta, comunicar minhas melhoras, que a estimulação elétrica me proporcionou. Foi e está muito bom, agora escrevo mais rápido, escovo dentes e passo batom com mais firmeza também. Consigo também pegar qualquer copo com uma mão só, me alimentar até deitada. Gostaria que fizesse estimulação todos os dias; é muito importante. Obrigada por tudo. Sucesso.”

#### **6.1.8 – Voluntário 8 (V. 8)**

Este indivíduo (lesão C6) apresenta movimento de ombro, cotovelo e punho. Através do desenvolvimento de uma tenodese natural, apresenta uma preensão palmar baseada no movimento compensatório do punho.

A aplicação da estimulação elétrica neuromuscular no membro dominante (direito) resultou em uma sensação dolorosa, impossibilitando a obtenção de um movimento funcional. Iniciou-se então um programa de dessensibilização deste membro, através da aplicação de níveis de estimulação mais baixos, suportáveis pelo voluntário.

Paralelamente, a estimulação foi aplicada ao membro esquerdo. Apesar de possibilitar a obtenção dos movimentos funcionais pretendidos, o procedimento de avaliação e a integração sensoriomotora não puderam ser realizados pela inexistência de um sistema de sensores para o membro esquerdo.

Com relação ao membro direito, o programa de estimulação resultou na supressão da sensação dolorosa na região dorsal do antebraço. Acredita-se que a continuidade desse procedimento possa obter o mesmo resultado na região anterior do antebraço, viabilizando a aplicação da estimulação elétrica neuromuscular de maneira funcional.

---

### **6.1.9 – Voluntário 9 (V. 9)**

Este indivíduo (lesão C5-C6) apresenta movimento do ombro, cotovelo e punho. Através do desenvolvimento de uma tenodese natural, apresenta uma preensão palmar baseada no movimento compensatório do punho. A preensão lateral também é realizada, apesar de fraca.

Pela data de inclusão deste indivíduo no programa, não foi possível a realização do programa de condicionamento muscular. Mas pela qualidade da resposta motora obtida com a aplicação da estimulação elétrica neuromuscular, pode-se prosseguir com os procedimentos de avaliação do movimento e integração sensoriomotora.

### **6.1.10 – Voluntário 10 (V. 10)**

Este indivíduo (lesão C5-C6) apresenta movimento do ombro, cotovelo e punho. A preensão palmar apresentada, decorrente do desenvolvimento de uma tenodese natural, é muito fraca necessitando da utilização dos dois membros para a manipulação de objetos.

Pela data de inclusão deste indivíduo no programa, não foi possível a realização do programa de condicionamento muscular. Mas pela qualidade da resposta motora obtida com a aplicação da estimulação elétrica neuromuscular, pode-se prosseguir com os procedimentos de avaliação do movimento e integração sensoriomotora.

## **6.2 – Movimento Funcional**

É importante destacar, que mesmo na presença de deficiências motoras, os indivíduos se utilizam de adaptações ou compensações, visando superar esta deficiência e manter, dentro dos limites possíveis, a sua independência na realização de atividades do cotidiano. A figura 6.5 ilustra alguns mecanismos utilizados nessa reintegração. Pode-se alterar o posicionamento do objeto, utilizar dispositivos ortóticos ou utilizar os dois membros, afim de proporcionar um meio para a realização da atividade.

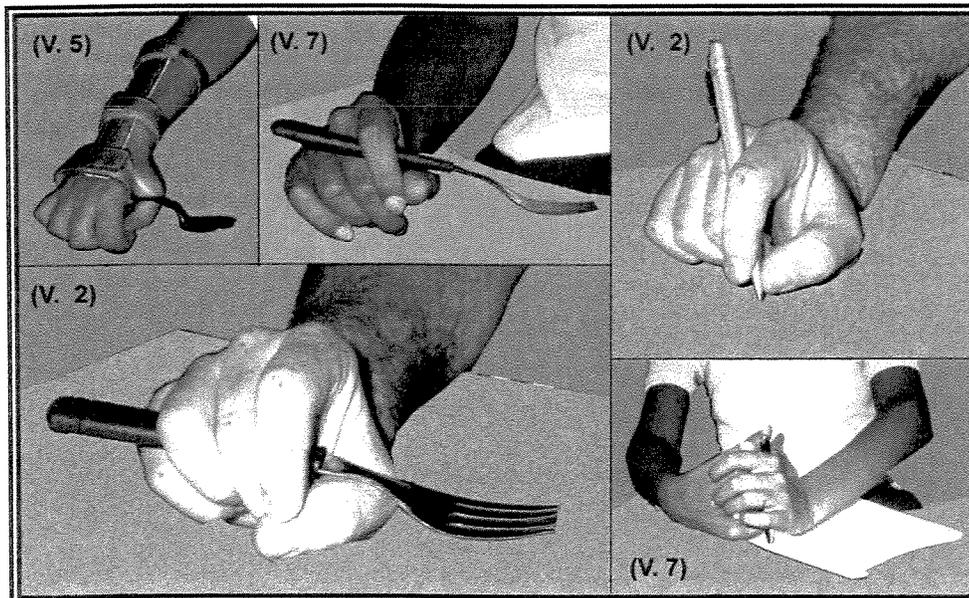


Figura 6.5 – Mecanismos de adaptação utilizados na realização de atividades do cotidiano.

### 6.2.1 – Seqüência de movimento

O movimento de preensão foi dividido, independente do padrão utilizado, em três fases: abertura da mão, posicionamento e por fim a preensão do objeto apresentado (figura 6.6). A manipulação do objeto foi obtida através do movimento voluntário do ombro e cotovelo. Esta seqüência de movimentos (figuras 6.7 e 6.8) era repetida após intervalos de descanso (ciclo de trabalho de 1/3), durante o tempo de duração da sessão. Verificou-se o início do processo de fadiga muscular, principalmente com relação aos flexores dos dedos e oponente do polegar, mas sem o prejuízo da função. A alteração da intensidade da estimulação elétrica desses músculos foi suficiente para a manutenção da força de contração durante as sessões. Não foi verificado nenhum prejuízo da função motora voluntária na realização das atividades diárias após as sessões. Os indivíduos relataram uma maior facilidade no desempenho dessas atividades.

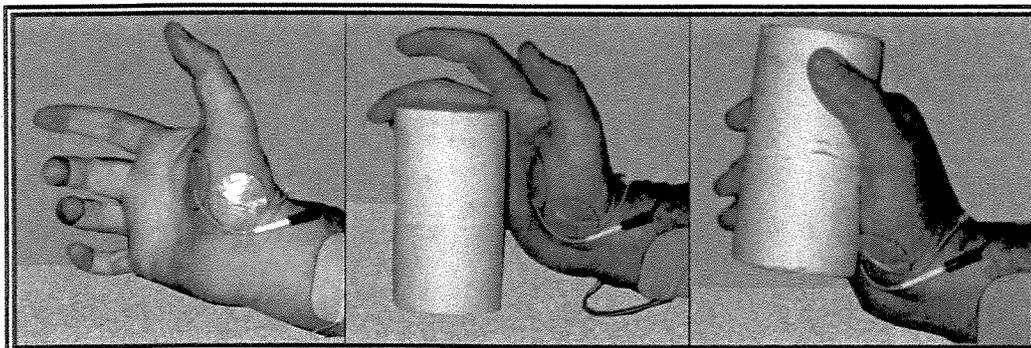


Figura 6.6 – Fases do movimento de preensão: abertura da mão, posicionamento e preensão (Voluntário 2).

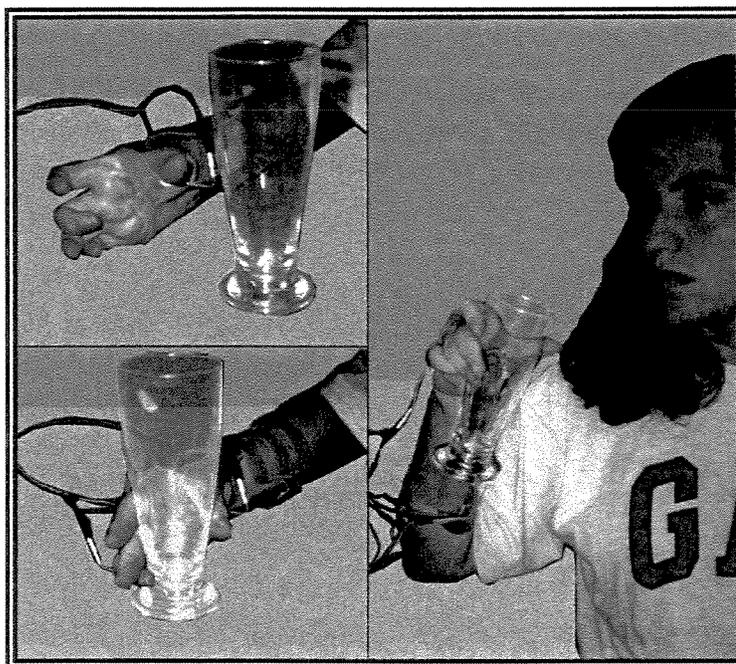


Figura 6.7 – Sequência de movimentos: abertura da mão, posicionamento, preensão e manipulação do objeto (Voluntário 5).

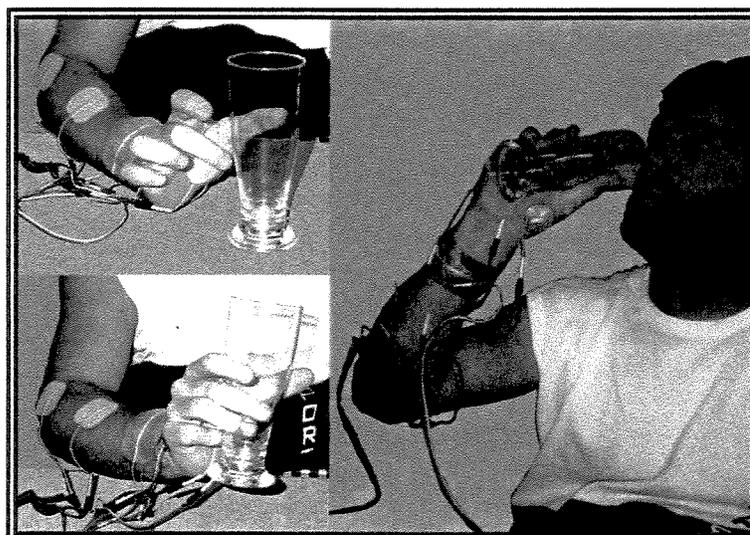


Figura 6.8 - Sequência de movimentos: abertura e posicionamento da mão, preensão e manipulação do objeto (Voluntário 2).

### 6.2.2 – Preensão Palmar

O padrão de preensão palmar pode ser utilizado para pegar vários objetos de pequeno e médio porte e dentre eles pode-se citar, um copo, uma faca, o telefone, a alça de uma sacola, escovas de dente e de cabelo ou a alça de uma jarra.

Na seqüência de estimulação para preensão palmar, a ativação do músculo extensor radial do carpo em todas as fases do movimento visou a obtenção da chamada posição de função da mão. Um

certo grau de extensão do punho (em torno de trinta graus) resulta em um comprimento do músculo flexor dos dedos mais adequado à produção de força durante a contração. A estimulação dos músculos extensor comum dos dedos e abductor do polegar, promoveu a abertura da mão, preparando-a para a preensão do objeto. Na fase de posicionamento, os lumbricais flexionaram as articulações metacarpofalangeanas fazendo com que os dedos se aproximassem do objeto. Na fase de preensão propriamente dita, a ativação do flexor superficial dos dedos flexionou as articulações interfalangeanas proximais, fazendo com que os dedos contornassem o objeto, e a ativação do oponente do polegar, fez com que ele se opusesse aos outros dedos, exercendo a força em sentido contrário.

A figura 6.9 mostra os resultados obtidos na preensão de um copo. Nota-se que uma mesma seqüência resulta em respostas motoras diferentes caracterizadas pelas diferentes configurações dos dedos apresentadas por cada um dos voluntários. Este padrão de preensão mostrou também ser adequado a preensão de uma faca e para um dos voluntários o movimento resultante também possibilitou a preensão de uma caneta, apesar da preensão lateral ser mais utilizada na preensão deste objeto (figura 6.10).

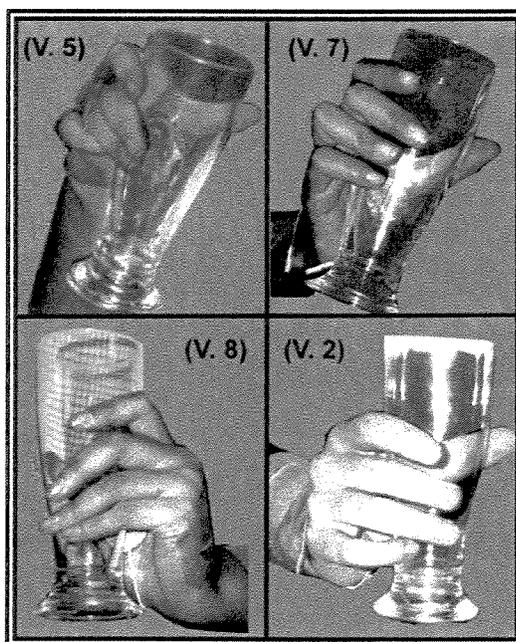


Figura 6.9 – Preensão palmar – individualidade da resposta motora.

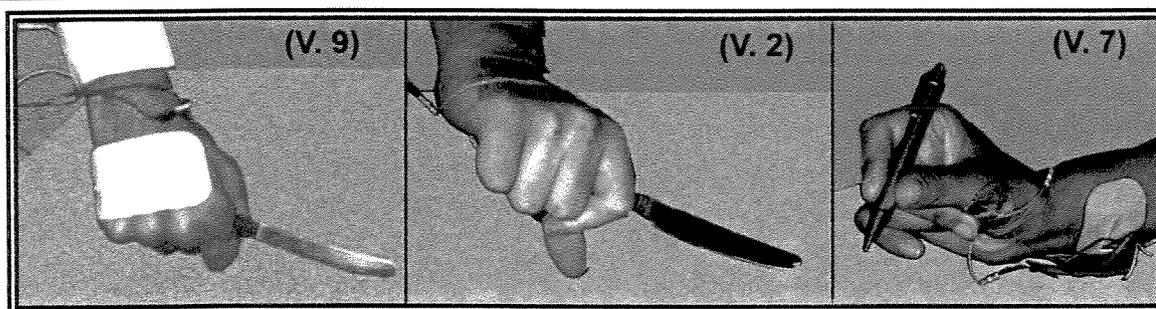


Figura 6.10 – Preensão palmar – diferentes configurações.

Nota-se que a partir de uma mesma seqüência, dependendo do objeto, a mão assume diferentes configurações. Os objetos podem ser pegos com as pontas dos dedos ou com a utilização da palma da mão, proporcionando, assim, uma maior estabilidade e firmeza à preensão. A força produzida foi suficiente para a preensão de um copo preenchido com pesos, totalizando até 10 N (figura 6.11).

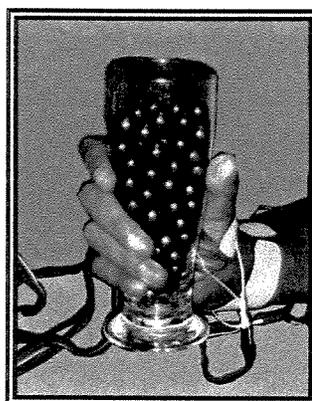


Figura 6.11 – Preensão de um objeto com 10 N de peso (Voluntário 7).

Foi verificado uma limitação com relação ao tamanho do objeto, em função do tamanho da abertura da mão obtida com a estimulação. Na preensão de objetos com diâmetros acima de 80 mm a estimulação do flexor superficial dos dedos provocou a expulsão do objeto.

A figura 6.12 mostra a funcionalidade da preensão palmar, obtida artificialmente, na realização de uma atividade presente no cotidiano.

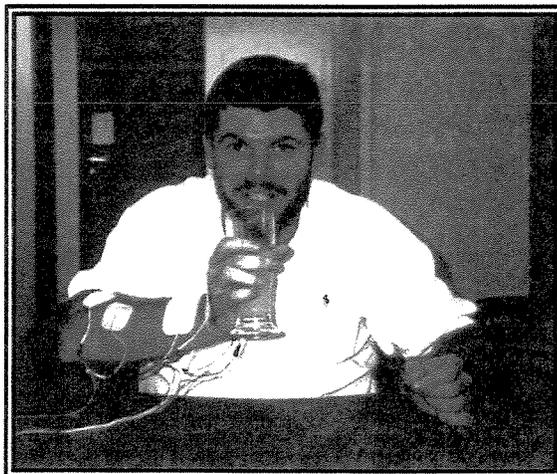


Figura 6.12 – Funcionalidade da preensão palmar (Voluntário 2).

### 6.2.3 – Preensão Lateral

A preensão lateral pode ser utilizada para a preensão de talheres, caneta, pente, chave e folha de papel, dentre outros. Neste caso, o objeto é seguro entre a superfície lateral do indicador e a superfície palmar do polegar (figura 6.13). A fase de abertura da mão é semelhante à utilizada na preensão palmar. A fase de posicionamento utilizou o flexor superficial dos dedos para promover a flexão das articulações metacarpofalangeanas e interfalangeanas proximais dos dedos. Nesta etapa deve-se posicionar o objeto sobre a face lateral do dedo indicador. Na fase de preensão a ativação do oponente do polegar, fez com que a superfície palmar da falange distal entre em contato com o objeto exercendo a força necessária para prende-lo.

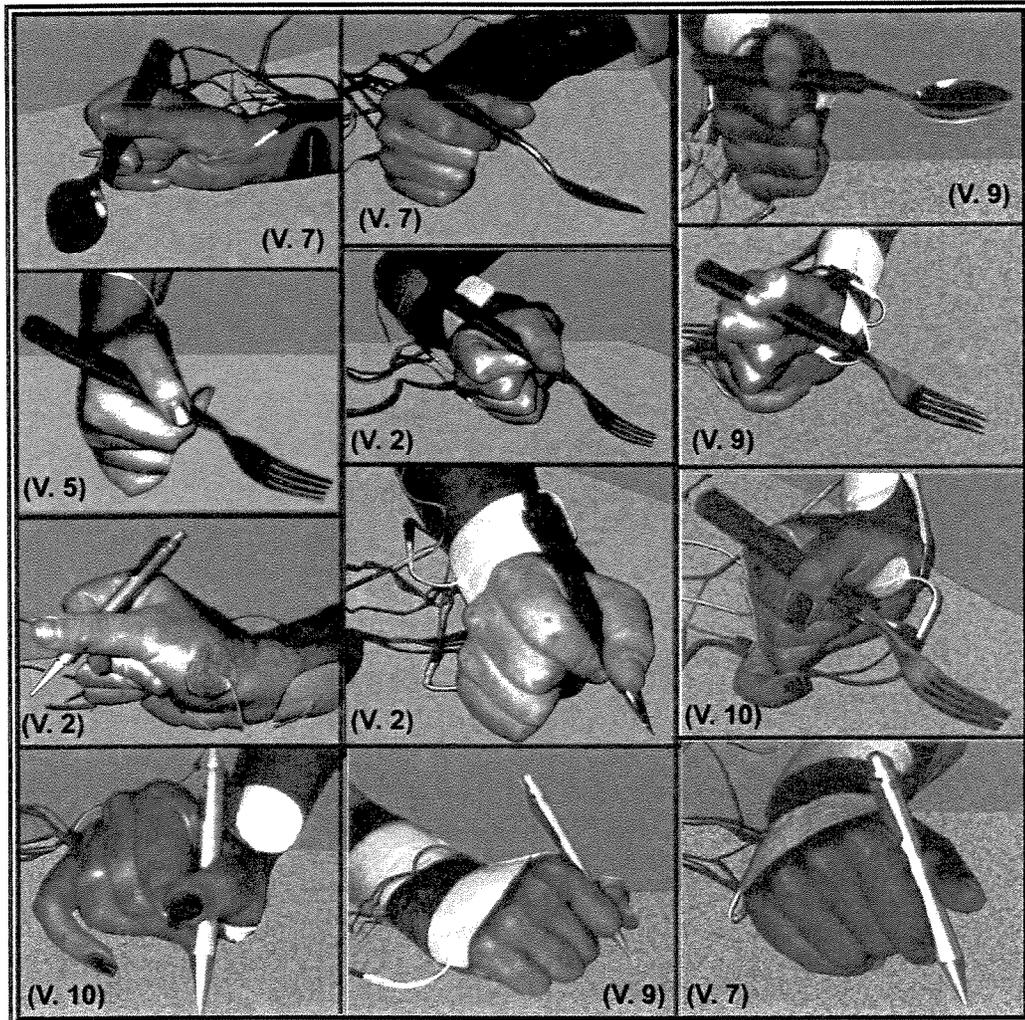


Figura 6.13 – Preensão lateral.

Nota-se também diferentes configurações da mão, caracterizando a resposta motora de cada um dos indivíduos

A figura 6.14 ilustra a funcionalidade da preensão lateral, obtida artificialmente, na realização de atividades presentes do cotidiano.

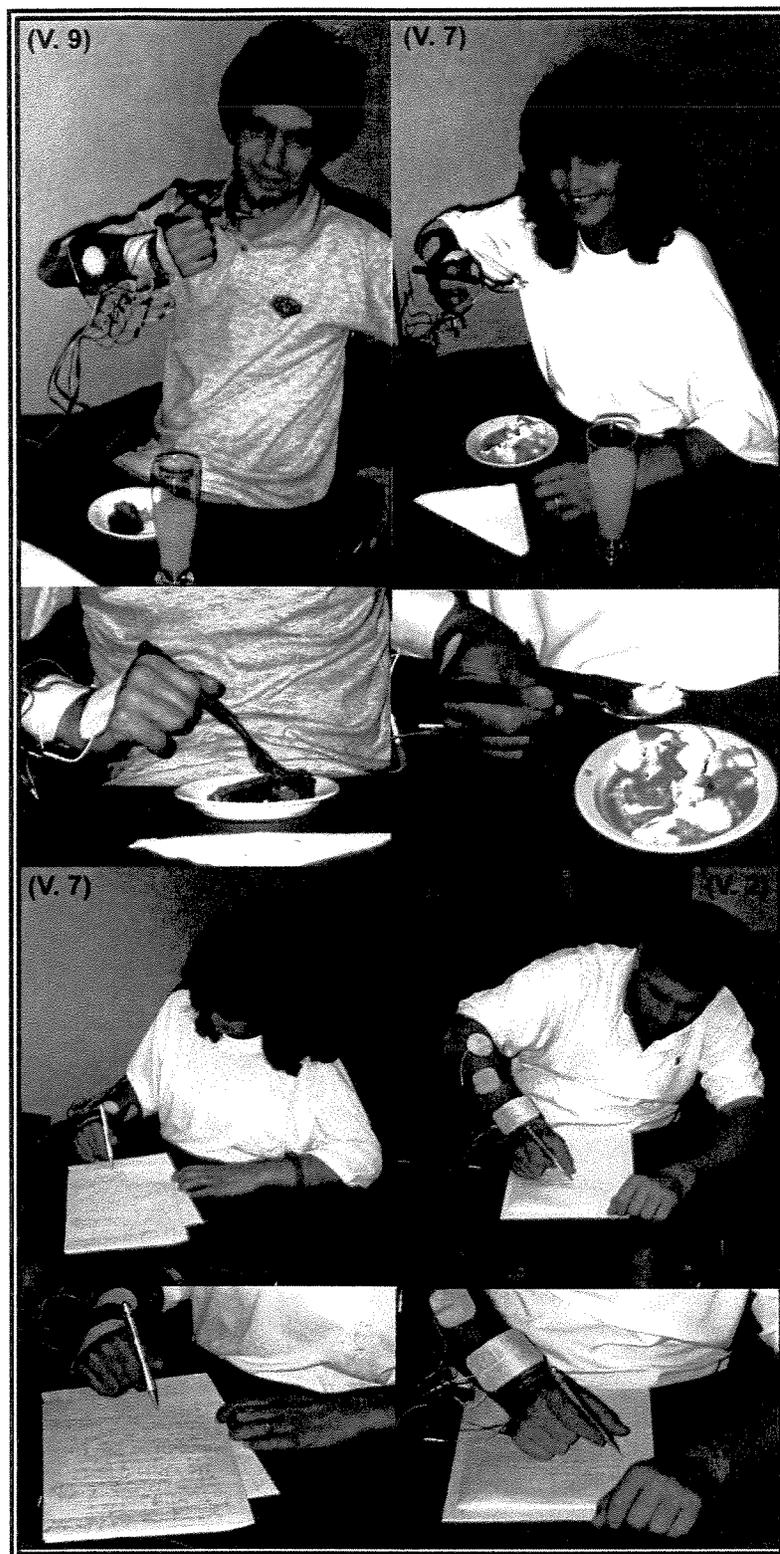


Figura 6.14 – Funcionalidade da preensão lateral.

Os objetos mantiveram-se estáveis e firmes contra forças perturbadoras. Isto pode ser visto na qualidade do traçado na figura 6.15. Nota-se um traçado mais forte quando comparado ao obtido

quando o indivíduo segura a caneta voluntariamente (entre os dedos indicador e médio ou com as duas mãos).

A realização de uma atividade como esta é possível pela substituição dos movimentos finos da mão pelo movimentos do ombro e do cotovelo. Isto requer um pouco de treinamento, podendo melhorar a qualidade do traçado bem como a velocidade de escrita.

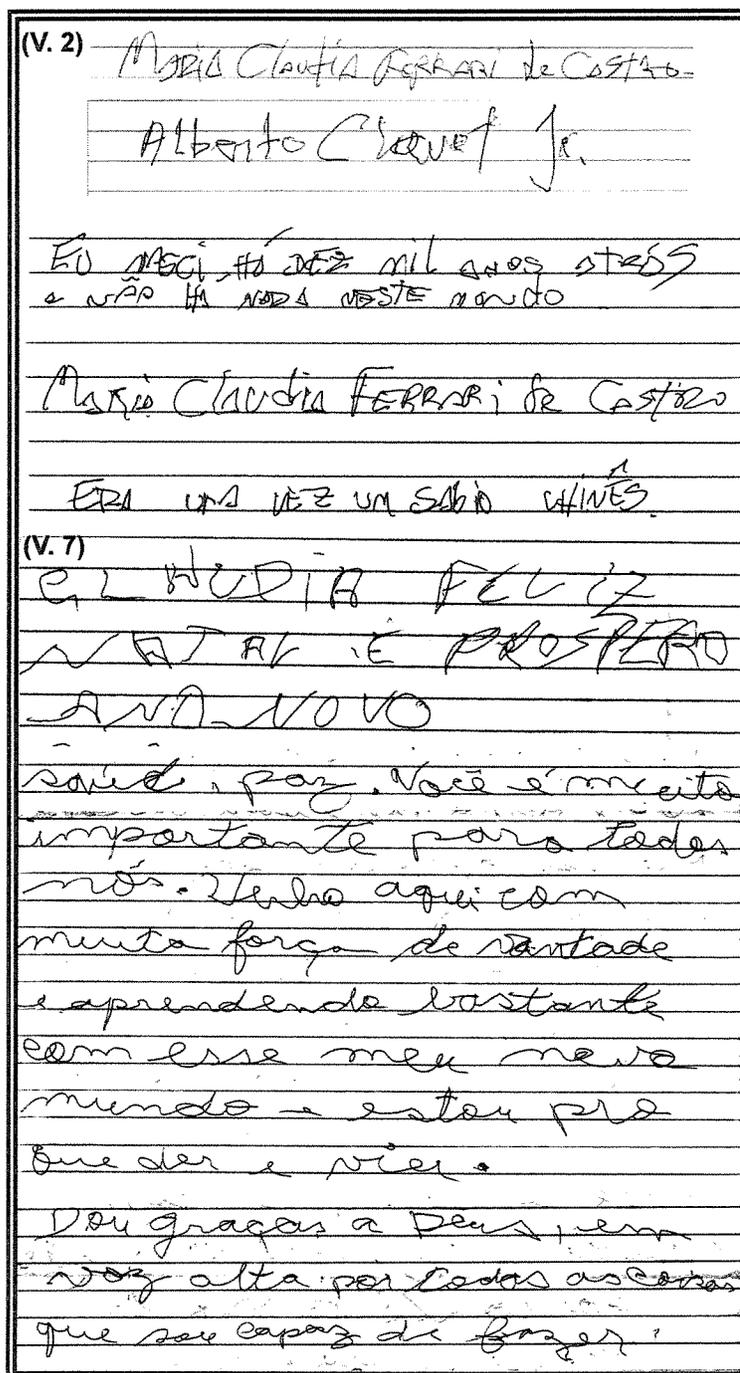


Figura 6.15 – Atividade de escrita resultante do movimento voluntário de ombro e cotovelo e a caneta segura com a utilização da preensão lateral.

#### 6.2.4 – Preensão de Força com Extensão do Dedo Indicador

O terceiro padrão de movimento visa a obtenção de uma configuração da mão adequada a utilização de um teclado de computador. A ativação dos lumbricais promoveu a flexão das articulações metacarpo-falangeanas dos dedos (incluindo o polegar) mantendo as articulações interfalangeanas em extensão. A ativação do flexor superficial dos dedos reforça a flexão das articulações metacarpo-falangeanas e promove a flexão das articulações interfalangeanas proximais. A ação desses dois músculos resultaria no fechamento da mão, o que não seria apropriado para o fim proposto. Contudo, o movimento resultante não é esse, como pode ser visto na figura 6.16. Devido ao espalhamento das linhas de corrente verificado com a estimulação dos lumbricais, o músculo extensor do dedo indicador também foi ativado. Este efeito de espalhamento, tido como desvantagem na utilização de eletrodos de superfície, foi benéfico neste caso, possibilitando a ativação de um músculo mais profundo e difícil de ser estimulado individualmente com eletrodos de superfície. Este é um exemplo de que nem sempre a prática condiz com a teoria, e que a aplicação clínica de sistemas artificiais é fundamental para se verificar a funcionalidade dos mesmos.

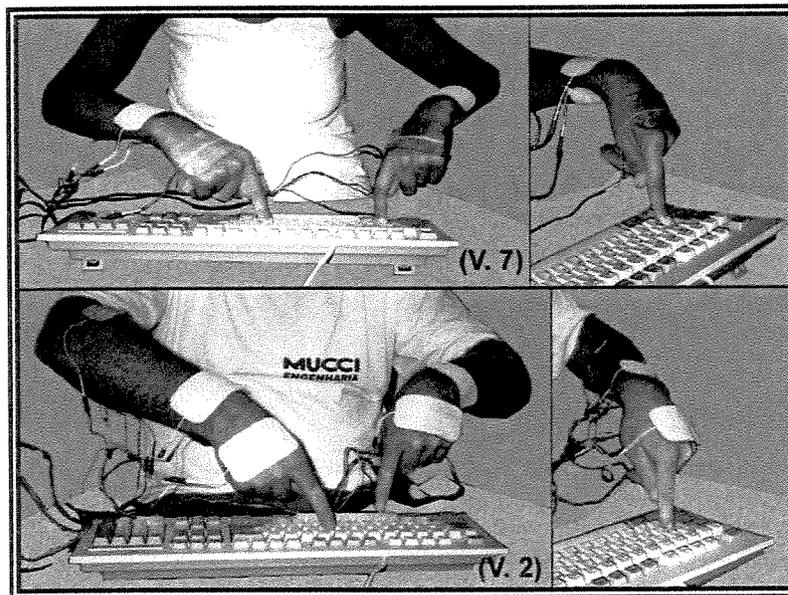


Figura 6.16 – Preensão de força com extensão do dedo indicador.

A figura 6.17 mostra a funcionalidade do movimento, obtido artificialmente, possibilitando uma atividade profissional.

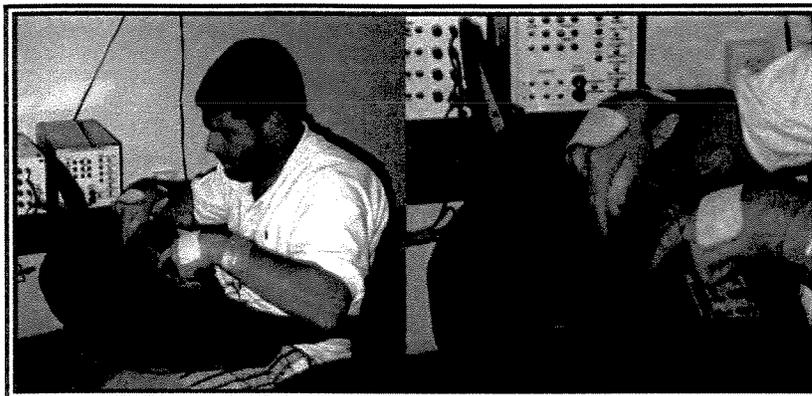


Figura 6.17 – Funcionalidade da preensão de força com extensão do dedo indicador (Voluntário 2).

### 6.3 – Avaliação do Movimento Obtido Artificialmente

Na primeira fase de avaliação do movimento apenas a força de preensão foi analisada. Na segunda etapa, a utilização de ambas as luvas permitiu a análise da força e da variação da posição dos dedos durante o movimento. As luvas foram superpostas: primeiro a luva com sensores de força e sobre ela a luva com sensores de posição (figura 6.18).

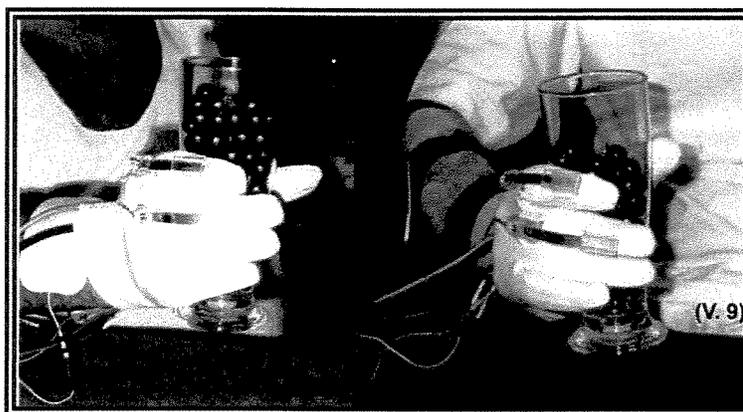


Figura 6.18 – Configuração utilizada na avaliação da força e da posição dos dedos durante o movimento de preensão.

Na avaliação da força exercida os gráficos agrupados representam dados obtidos durante um único procedimento de aquisição, no qual foram mantidos constantes todos os parâmetros envolvidos, seja com relação à estimulação ou ao posicionamento de eletrodos e sensores. Foram selecionadas curvas típicas, que representassem o padrão dominante verificado em cada sessão. A escala dos gráficos foi padronizada em função da maior força exercida entre os voluntários, possibilitando uma análise visual sem a necessidade de se referir ao dado numérico.

### 6.3.1 – Voluntário 2

- Sessão 1 – objeto: cilindro com diâmetro de 60 mm

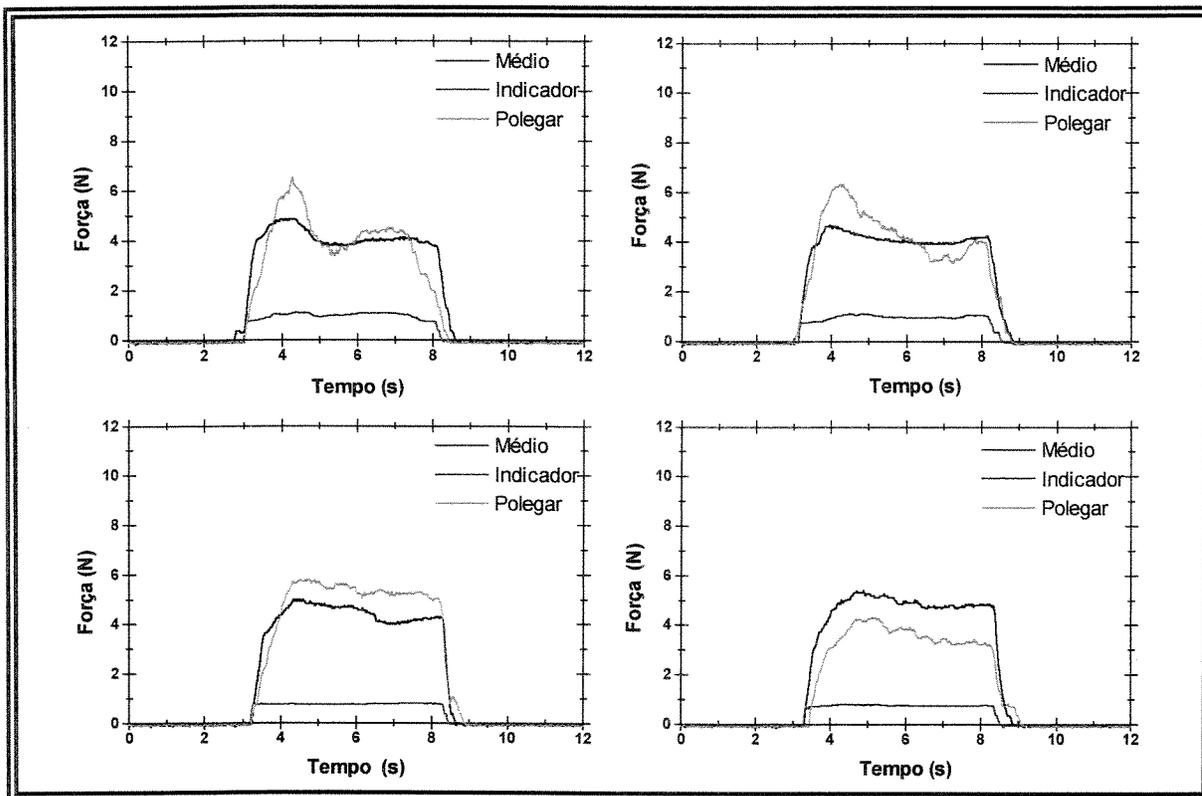


Figura 6.19 – Curvas das forças exercidas sobre o cilindro de diâmetro 60 mm.

- Sessão 2 – objeto: cilindro com diâmetro de 60 mm

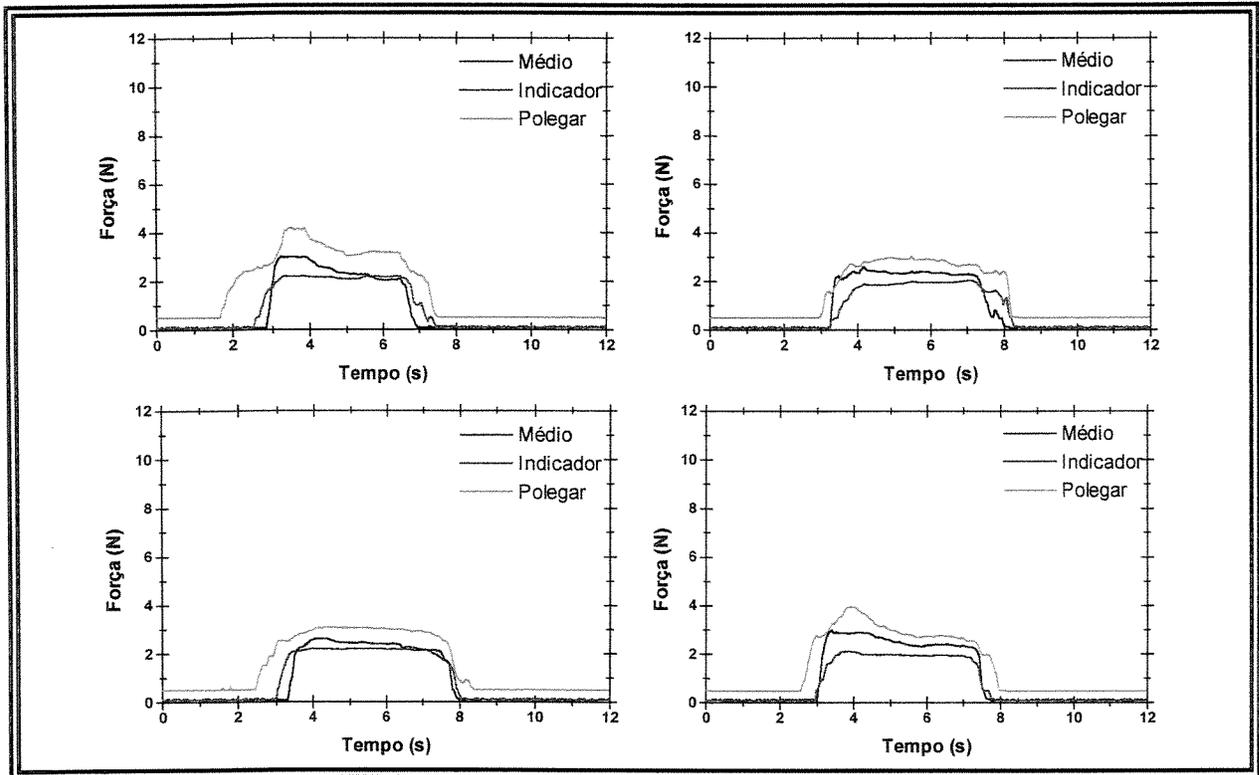


Figura 6.20 - Curvas das forças exercidas sobre o cilindro de diâmetro 60 mm.

## • Sessão 3 – objeto: copo vazio

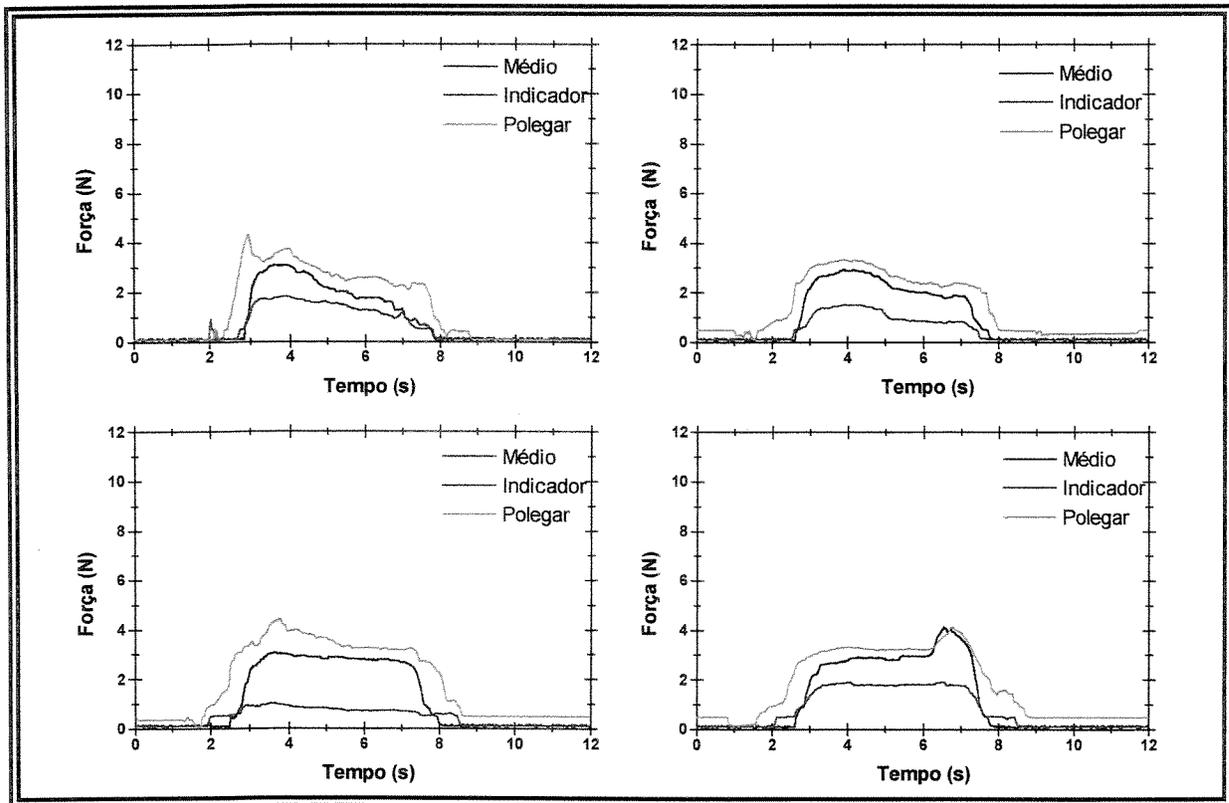


Figura 6.21 - Curvas das forças exercidas sobre o copo vazio.

- Sessão 4 – objeto: copo preenchido com diferentes pesos (2-10 N)

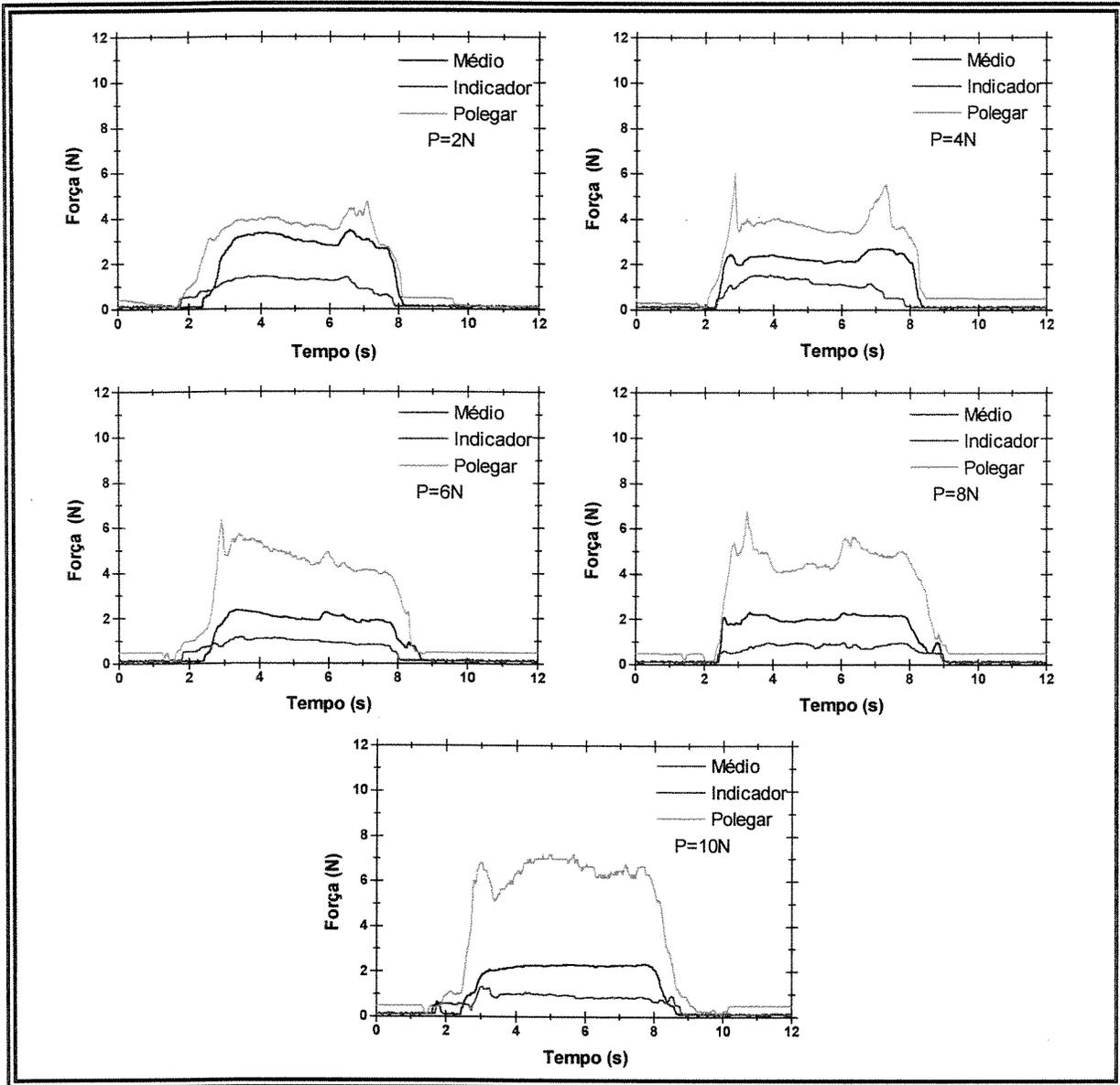


Figura 6.22 – Curvas das forças exercidas sobre o copo preenchido com diferentes pesos.

- Sessão 5 - objeto: copo preenchido com diferentes pesos (2-10 N)

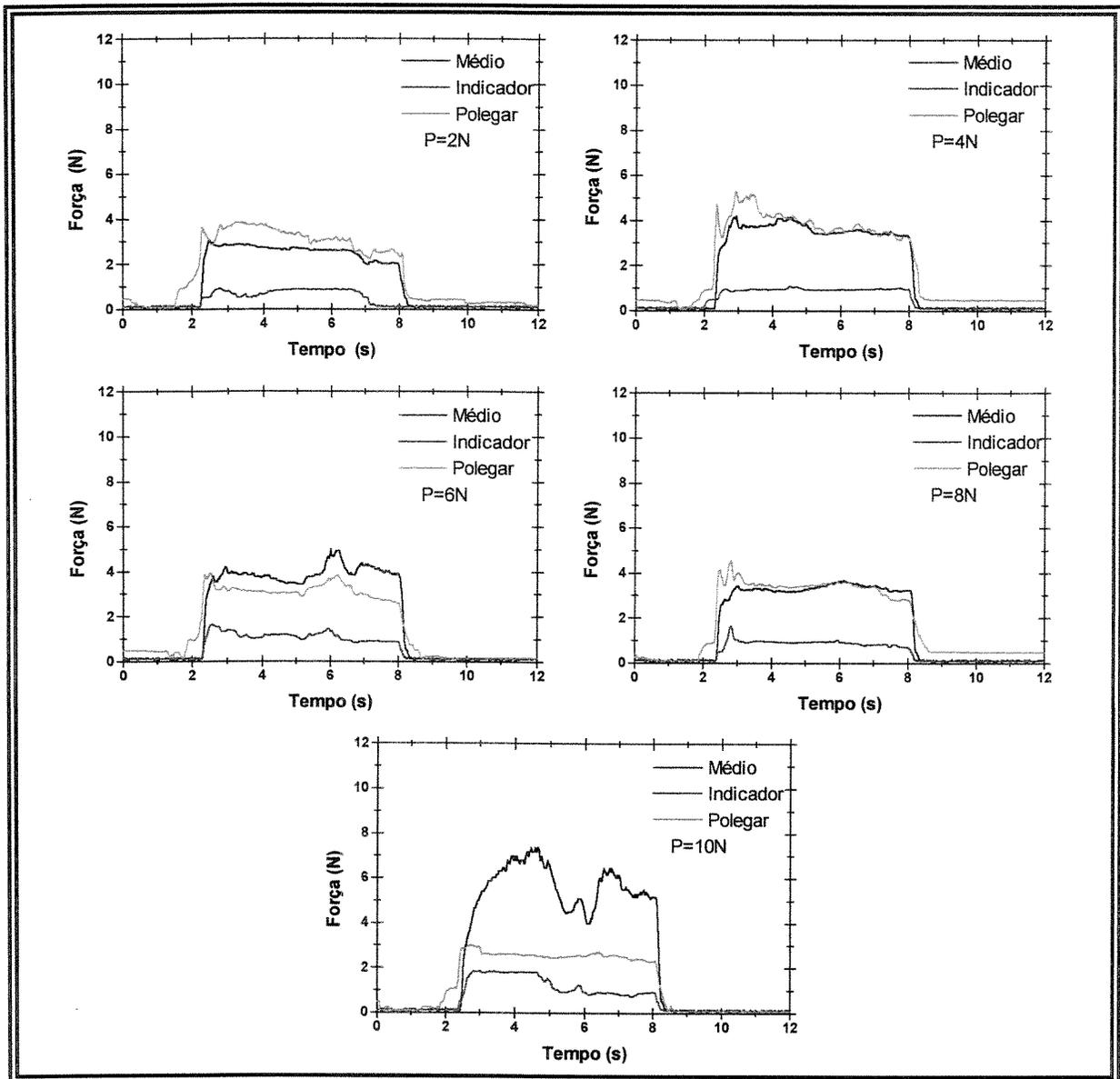


Figura 6.23 – Curvas das forças exercidas sobre o copo preenchido com diferentes pesos.

- Sessão 6 – objeto: cilindros com diâmetros diferentes (40, 50, 60 mm)

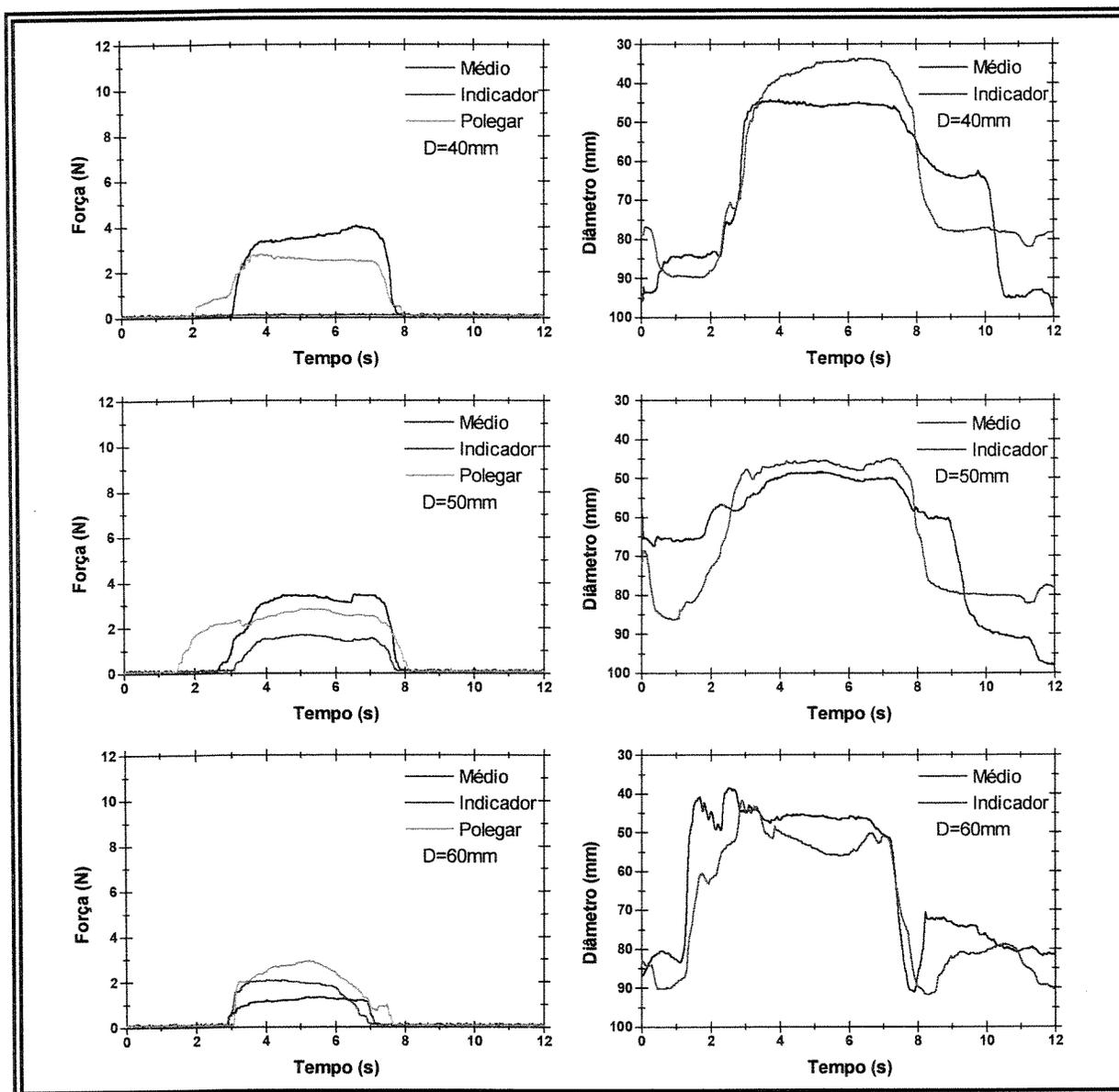


Figura 6.24 – Curvas das forças exercidas e da posição dos dedos durante a prensão de cilindros com diâmetros diferentes.

- Sessão 7 - objeto: cilindros com diâmetros diferentes (40, 50, 60 mm)

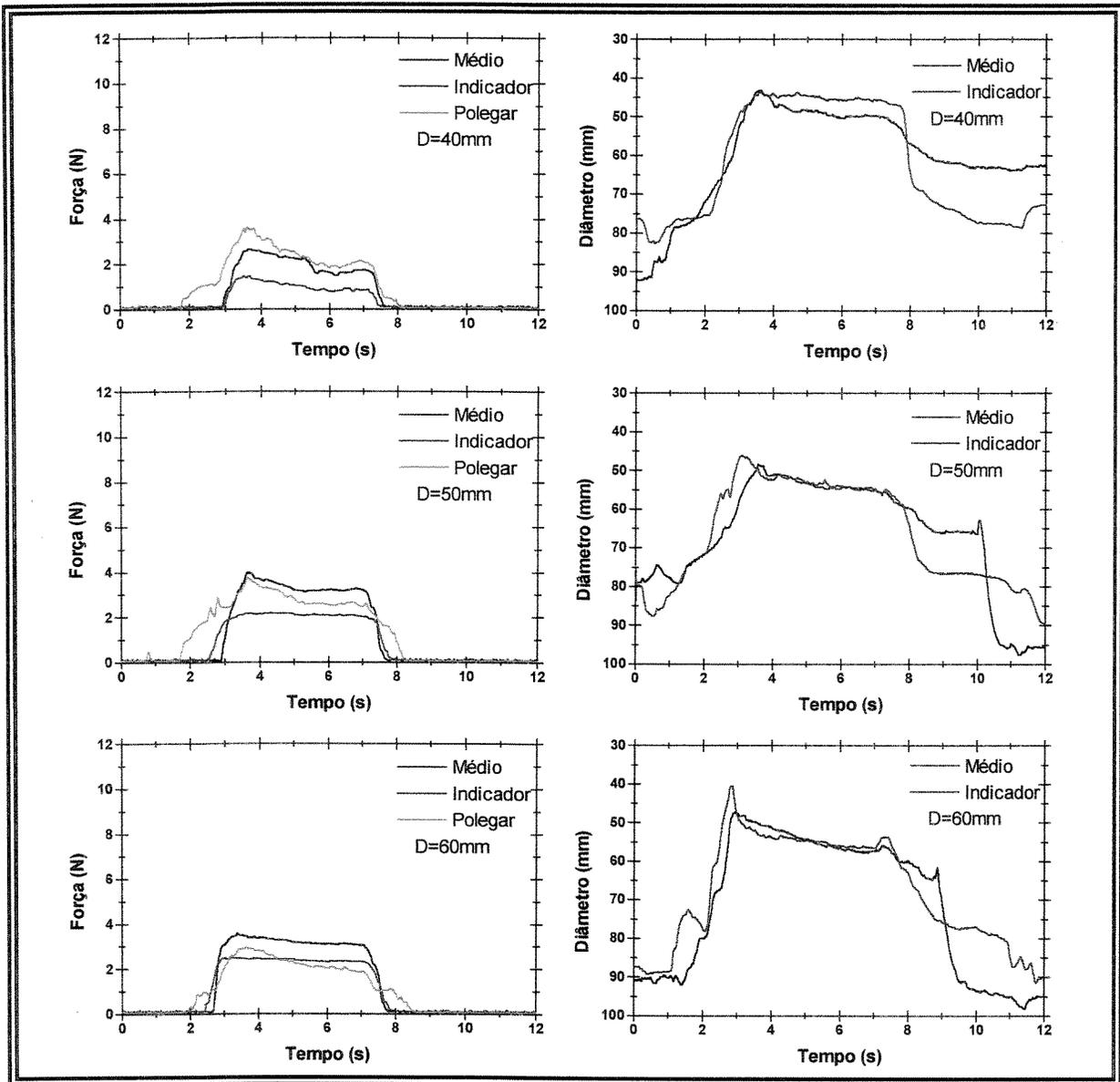


Figura 6.25 – Curvas das forças exercidas e da posição dos dedos durante a prensão de cilindros com diâmetros diferentes.

- Sessão 8 - objeto: cilindros com diâmetros diferentes (40, 50, 60 mm)

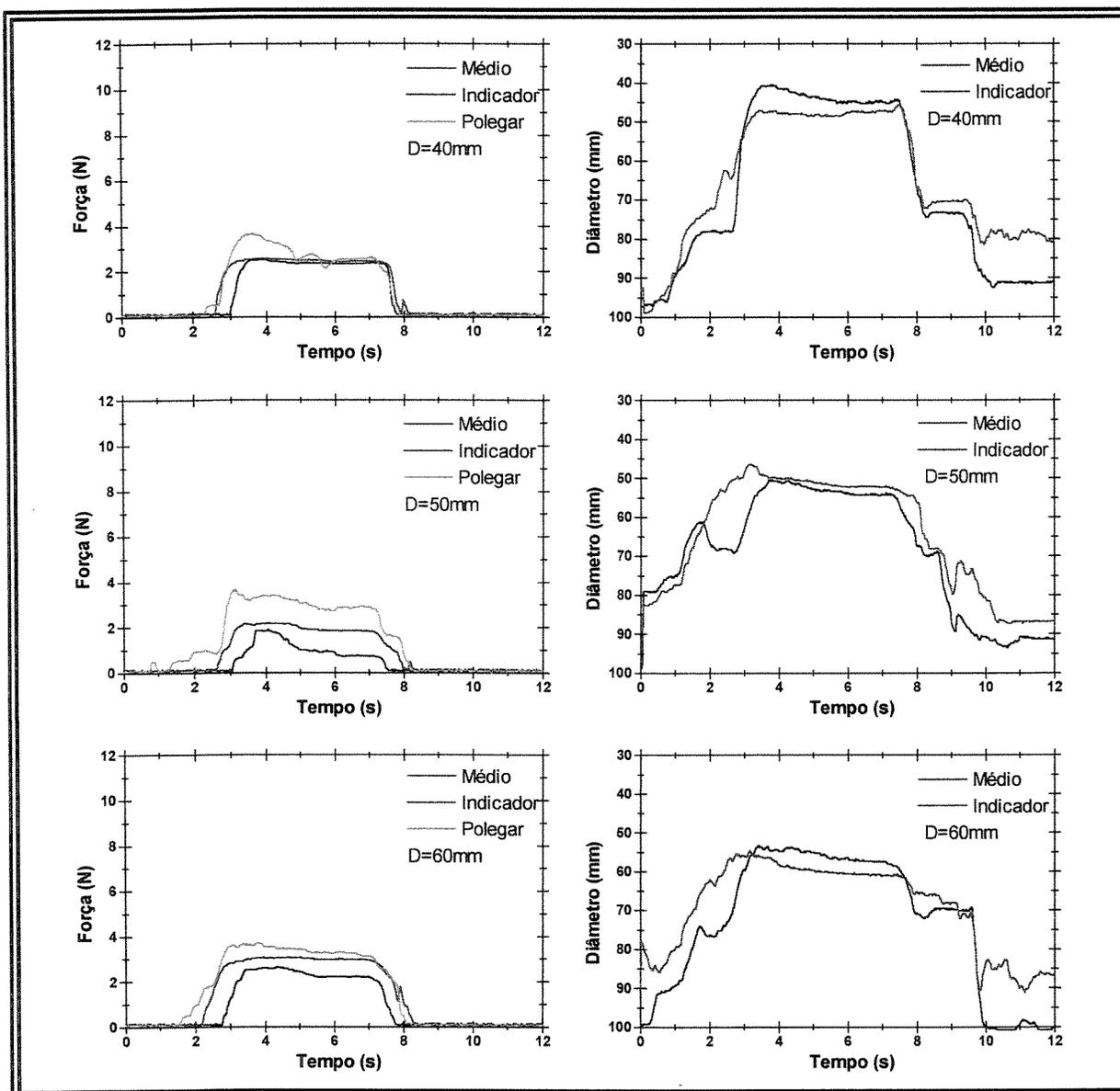


Figura 6.26 – Curvas das forças exercidas e da posição dos dedos durante a prensão de cilindros com diâmetros diferentes.

- Sessão 9 - objeto: copo preenchido com diferentes pesos (2-10 N)

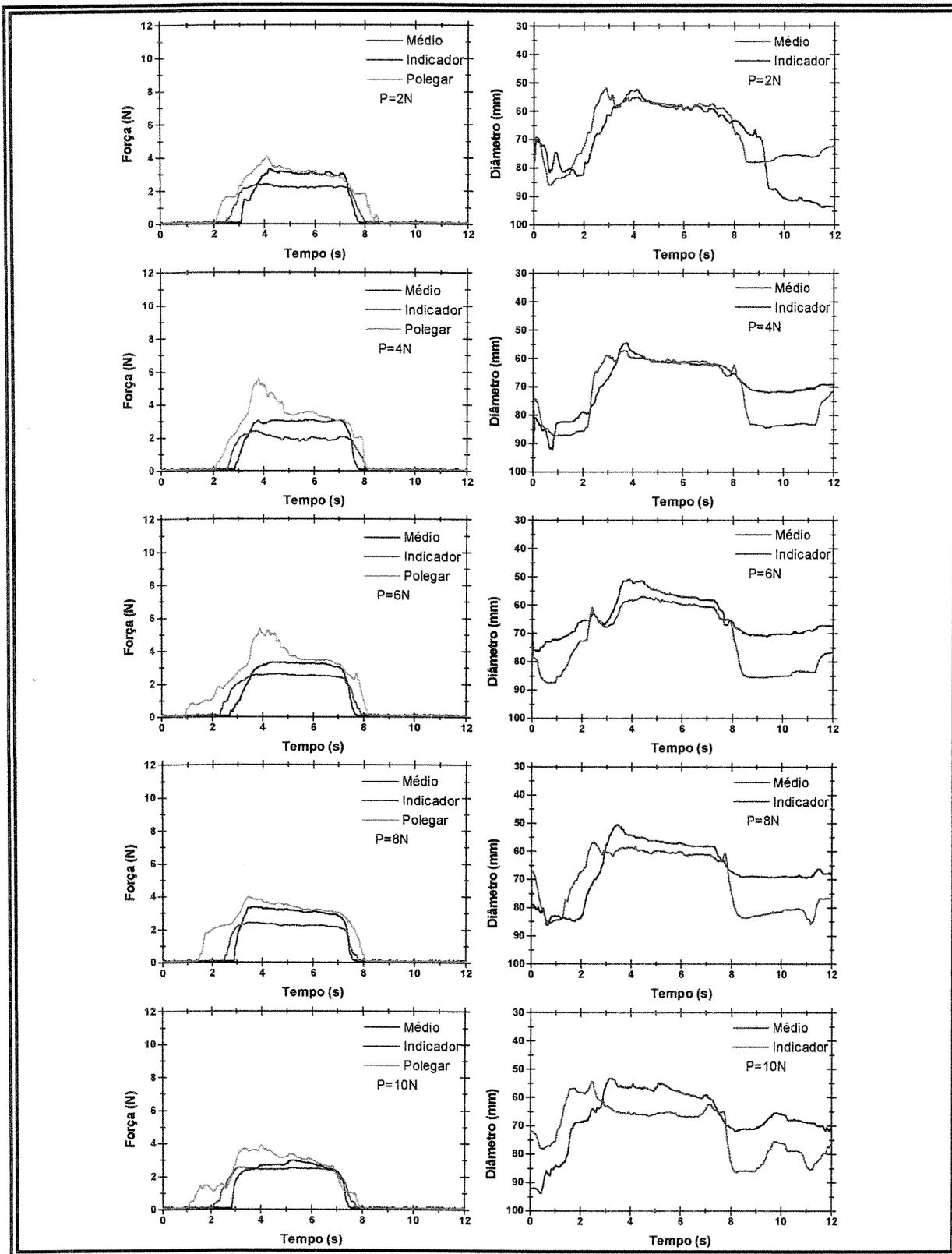


Figura 6.27 – Curvas das forças exercidas e da posição dos dedos durante a prensão do copo preenchido com diferentes pesos.

- Sessão 10 - objeto: copo preenchido com diferentes pesos (2-10 N)

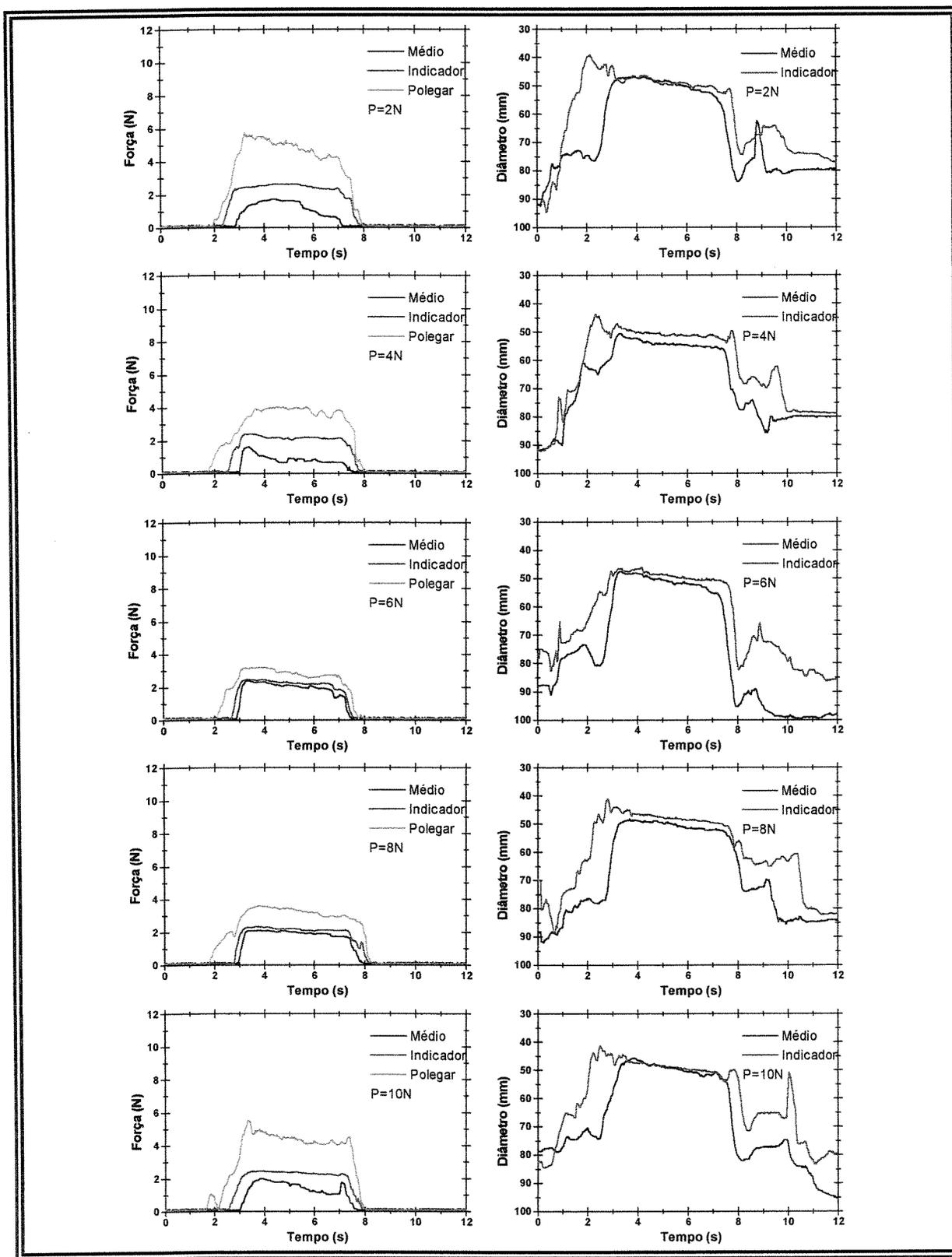


Figura 6.28 – Curvas das forças exercidas e da posição dos dedos durante a prensão do copo preenchido com diferentes pesos.

## 6.3.2 – Voluntário 4

- Sessão 1 – objeto: cilindro com diâmetro de 60 mm

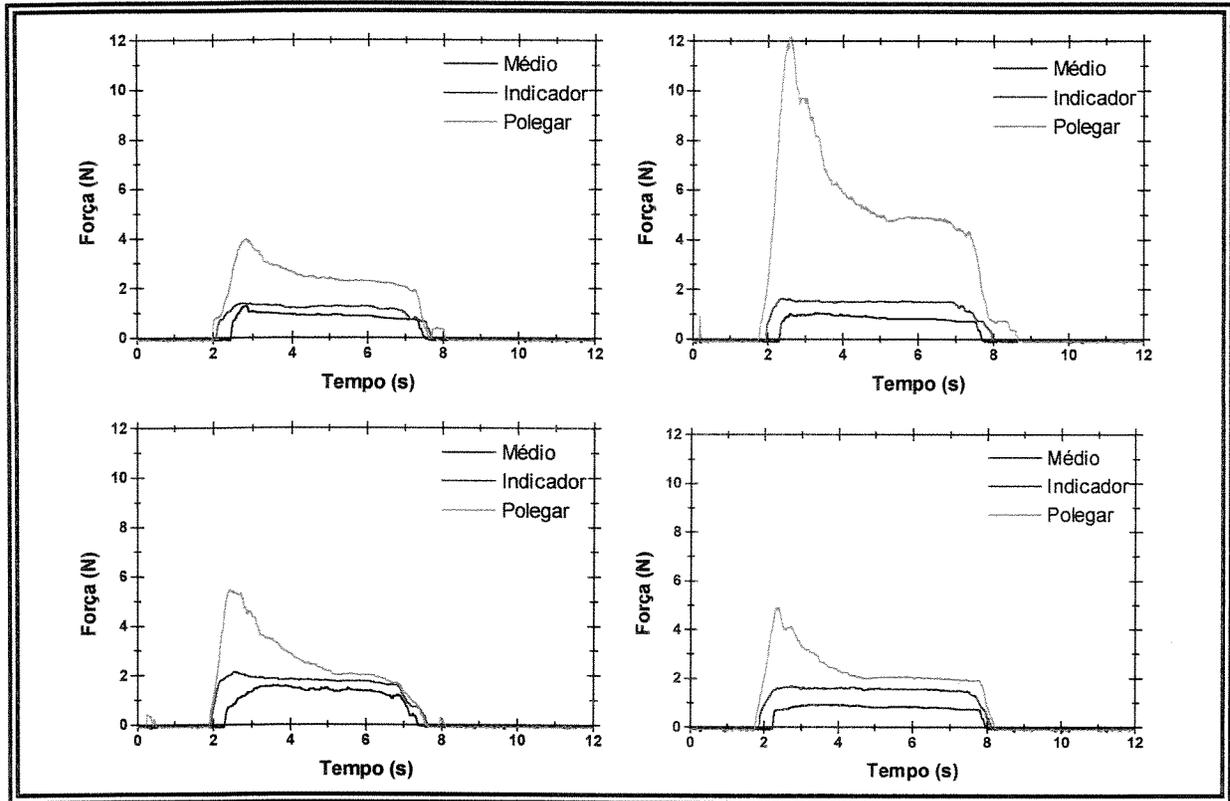


Figura 6.29 – Curvas das forças exercidas sobre o cilindro de diâmetro 60 mm.

- Sessão 2 – objeto: cilindro com diâmetro de 60 mm

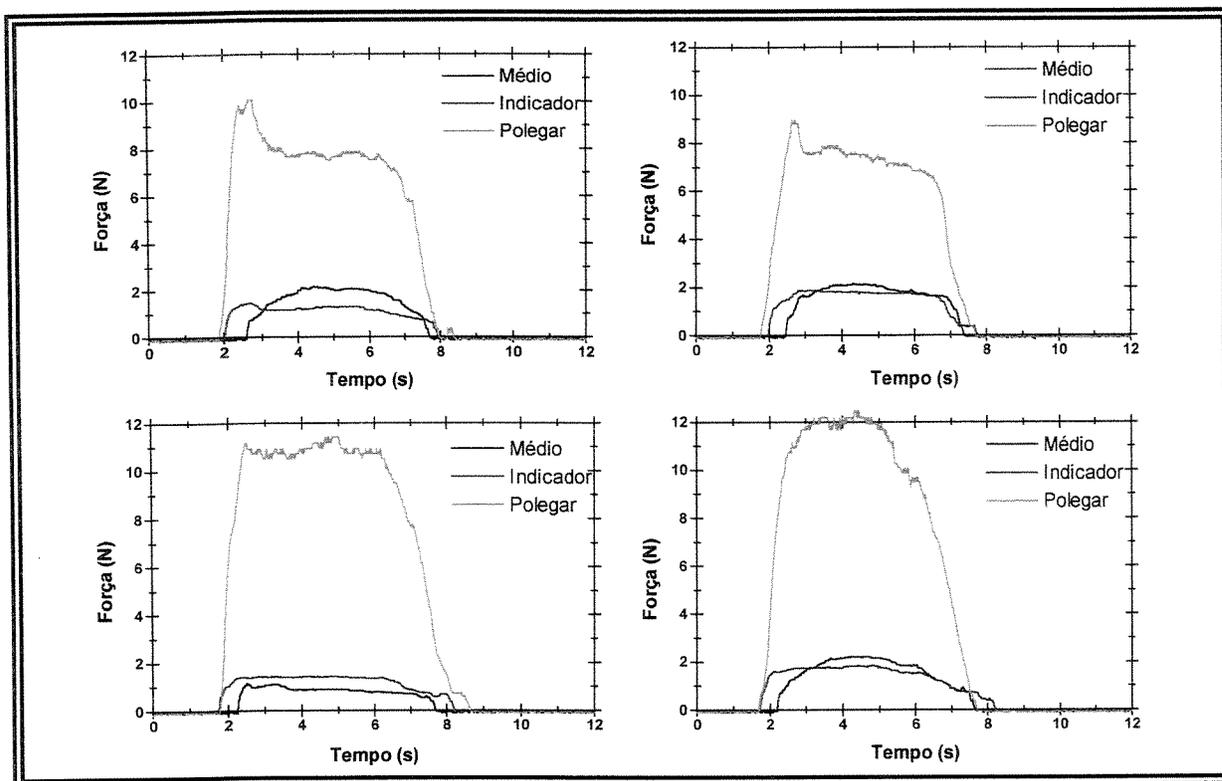


Figura 6.30 – Curvas das forças exercidas sobre o cilindro de diâmetro 60 mm.

## • Sessão 3 – objeto: copo vazio

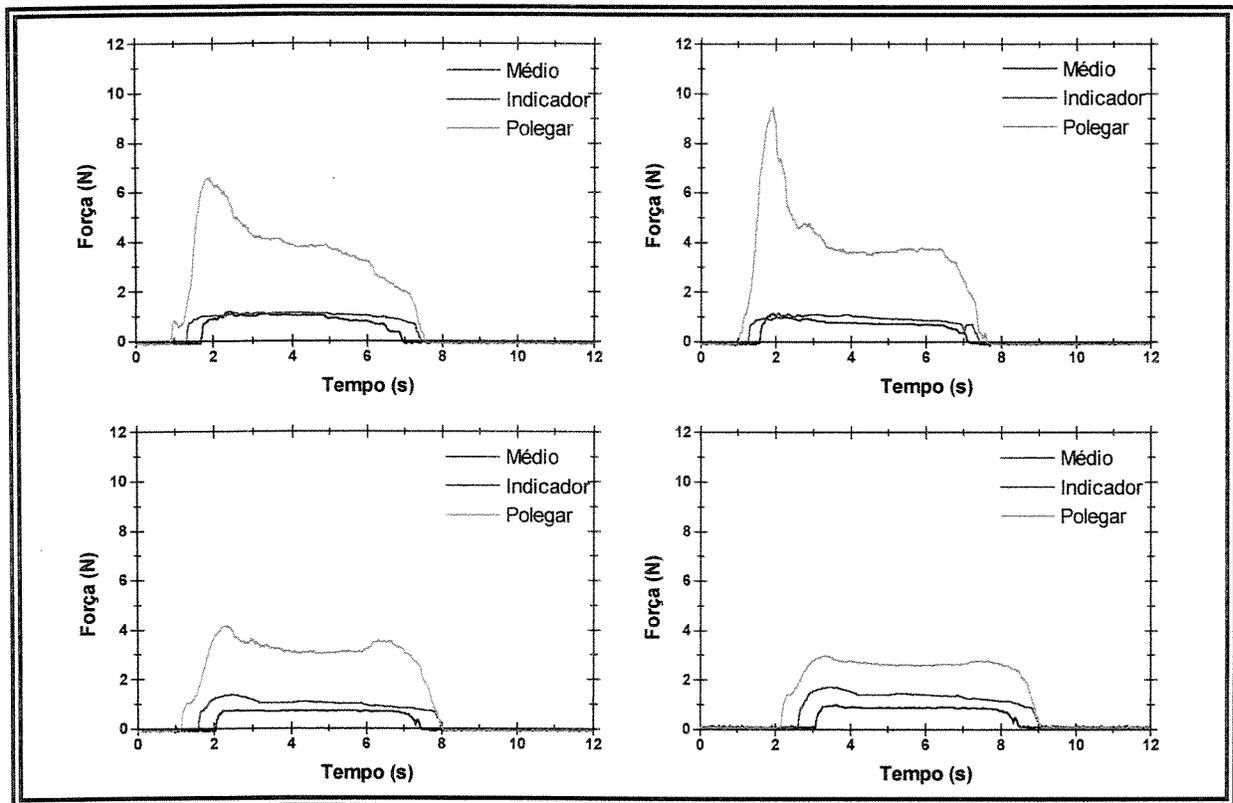


Figura 6.31 – Curvas das forças exercidas sobre o copo vazio.

- Sessão 4 – objeto: copo preenchido com diferentes pesos (2-10 N)

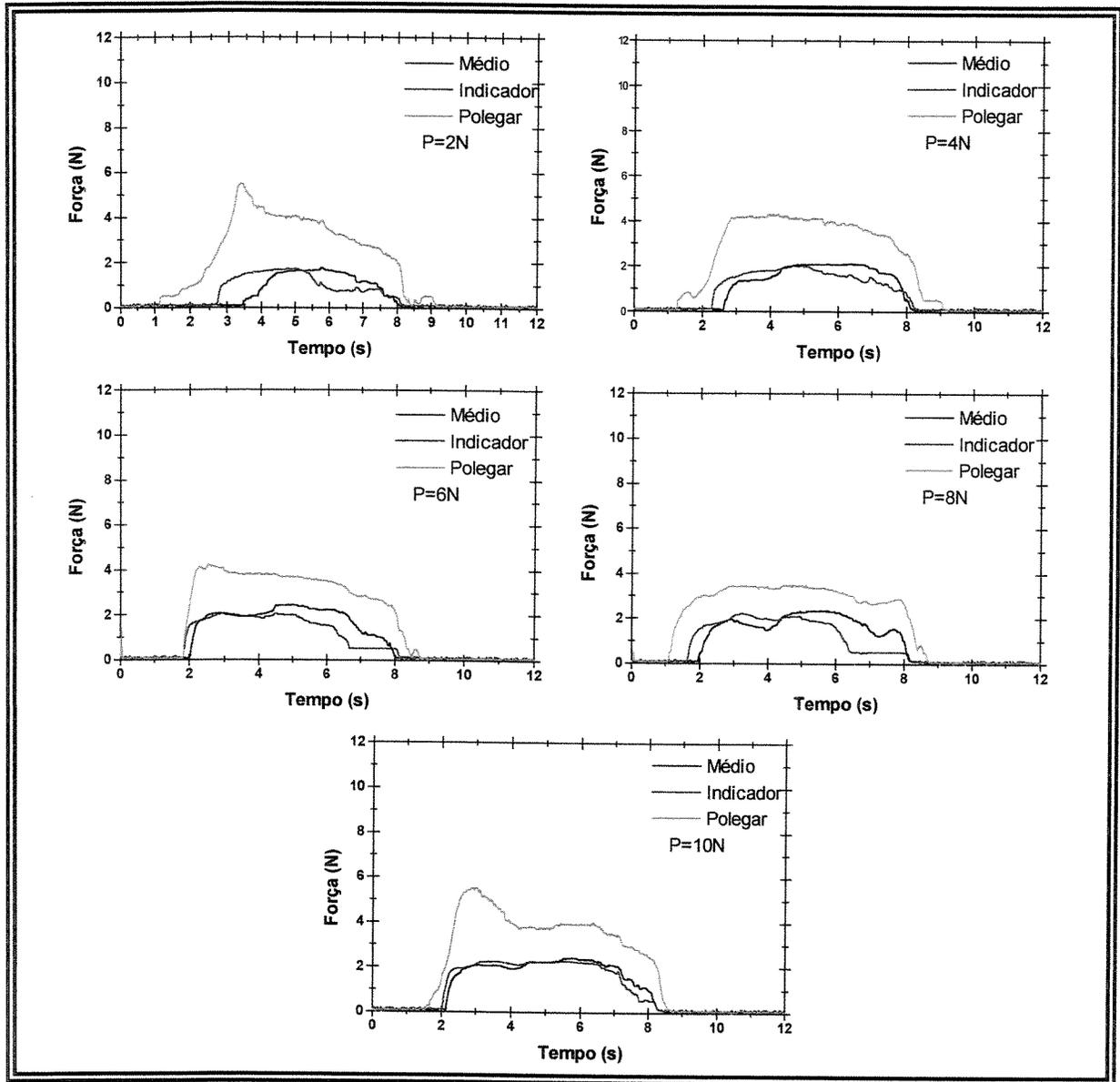


Figura 6.32 – Curvas das forças exercidas sobre o copo preenchido com diferentes pesos.

- Sessão 5 – objeto: copo preenchido com diferentes pesos (2-10 N)

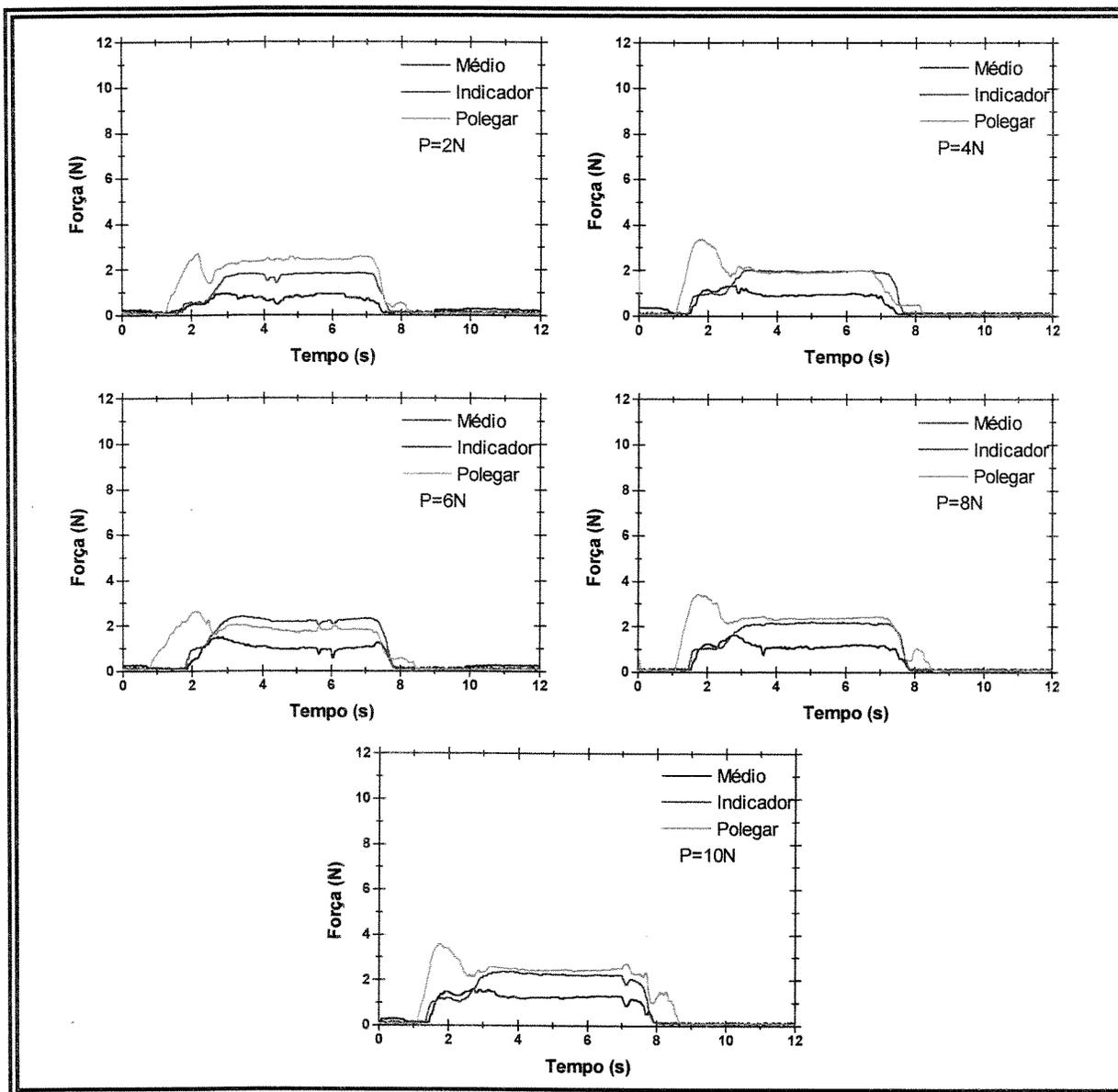


Figura 6.33 – Curvas das forças exercidas sobre o copo preenchido com diferentes pesos.

- Sessão 6 – objeto: cilindros com diâmetros diferentes (40, 50, 60 mm)

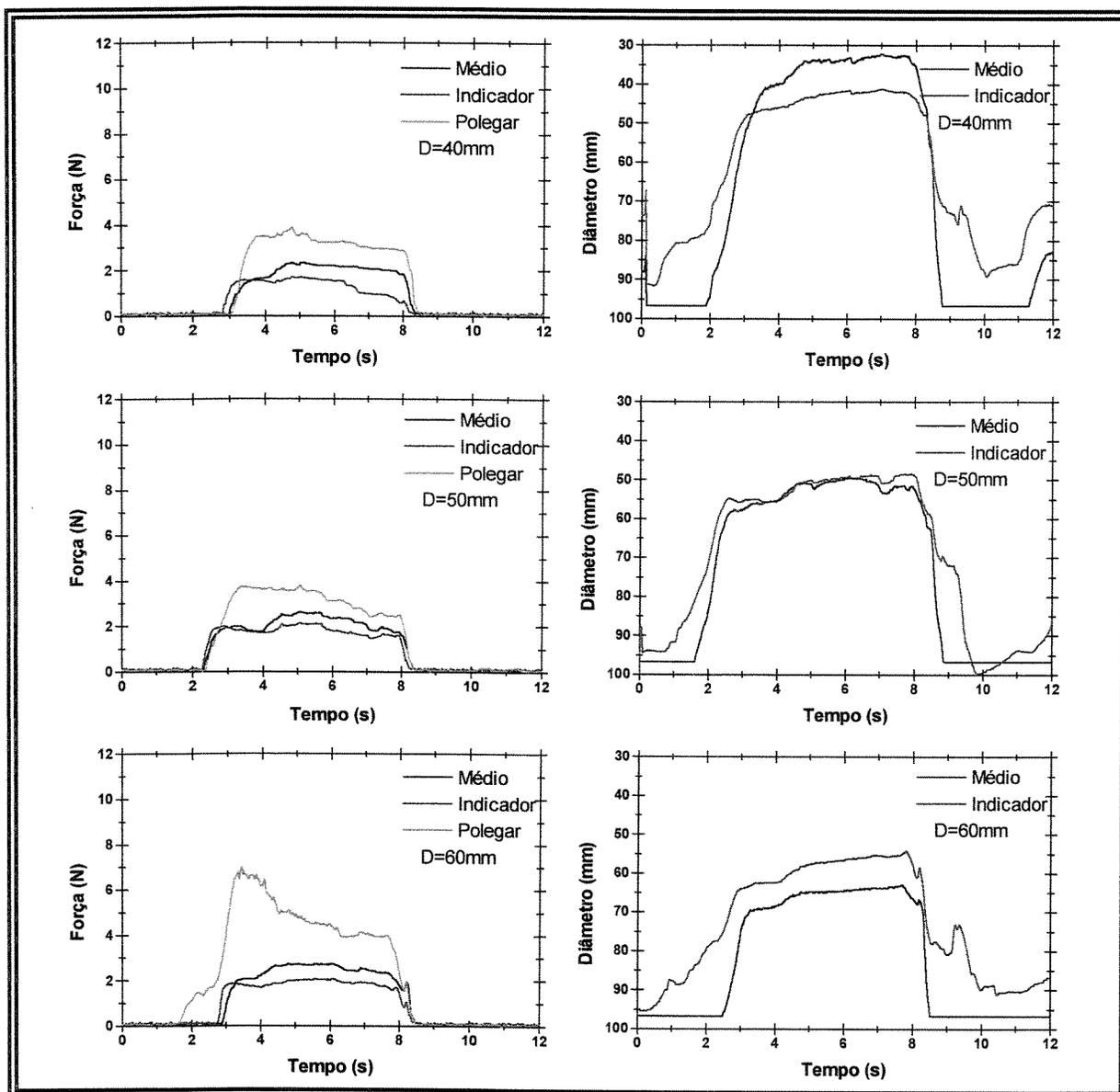


Figura 6.34 – Curvas das forças exercidas e da posição dos dedos durante a prensão de cilindros com diâmetros diferentes.

- Sessão 7 – objeto: cilindros com diâmetros diferentes (40, 50, 60 mm)

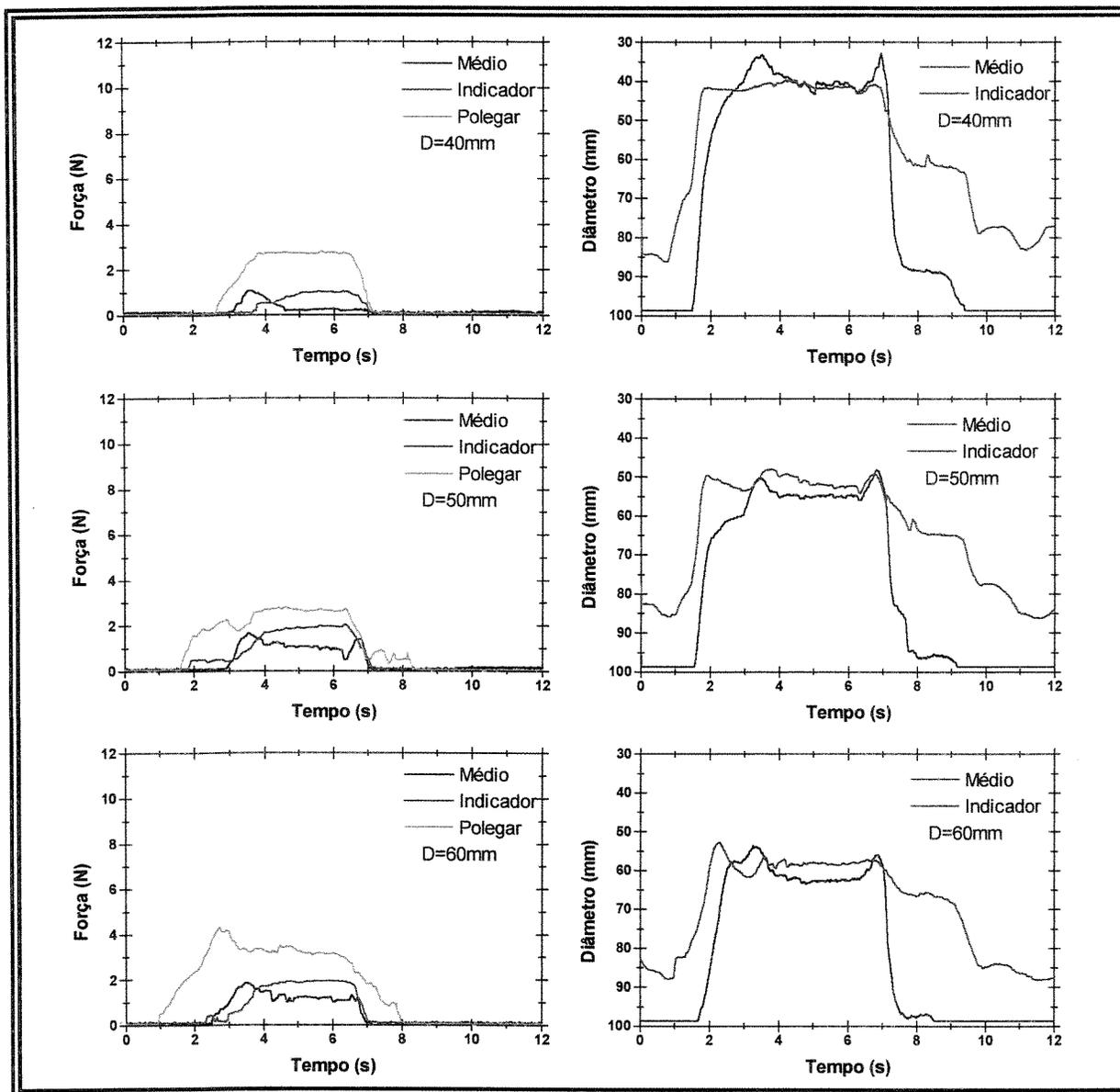


Figura 6.35 – Curvas das forças exercidas e da posição dos dedos durante a prensão de cilindros com diâmetros diferentes.

- Sessão 8 – objeto: cilindros com diâmetros diferentes (40, 50, 60 mm)

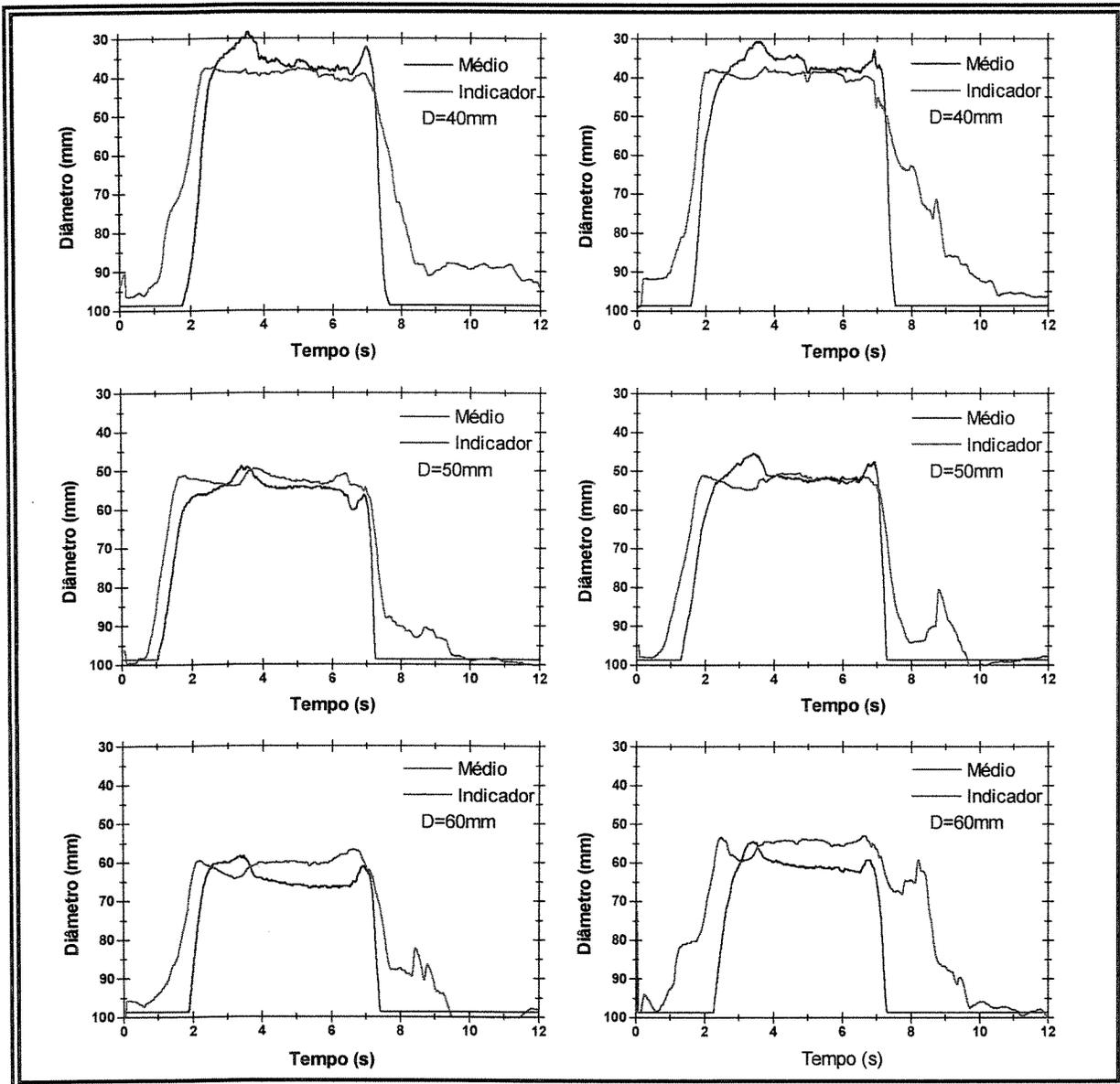


Figura 6.36 – Curvas da posição dos dedos durante a prensão de cilindros com diâmetros diferentes.

## ● Sessão 9 - objeto: copo preenchido com diferentes pesos (2-10 N)

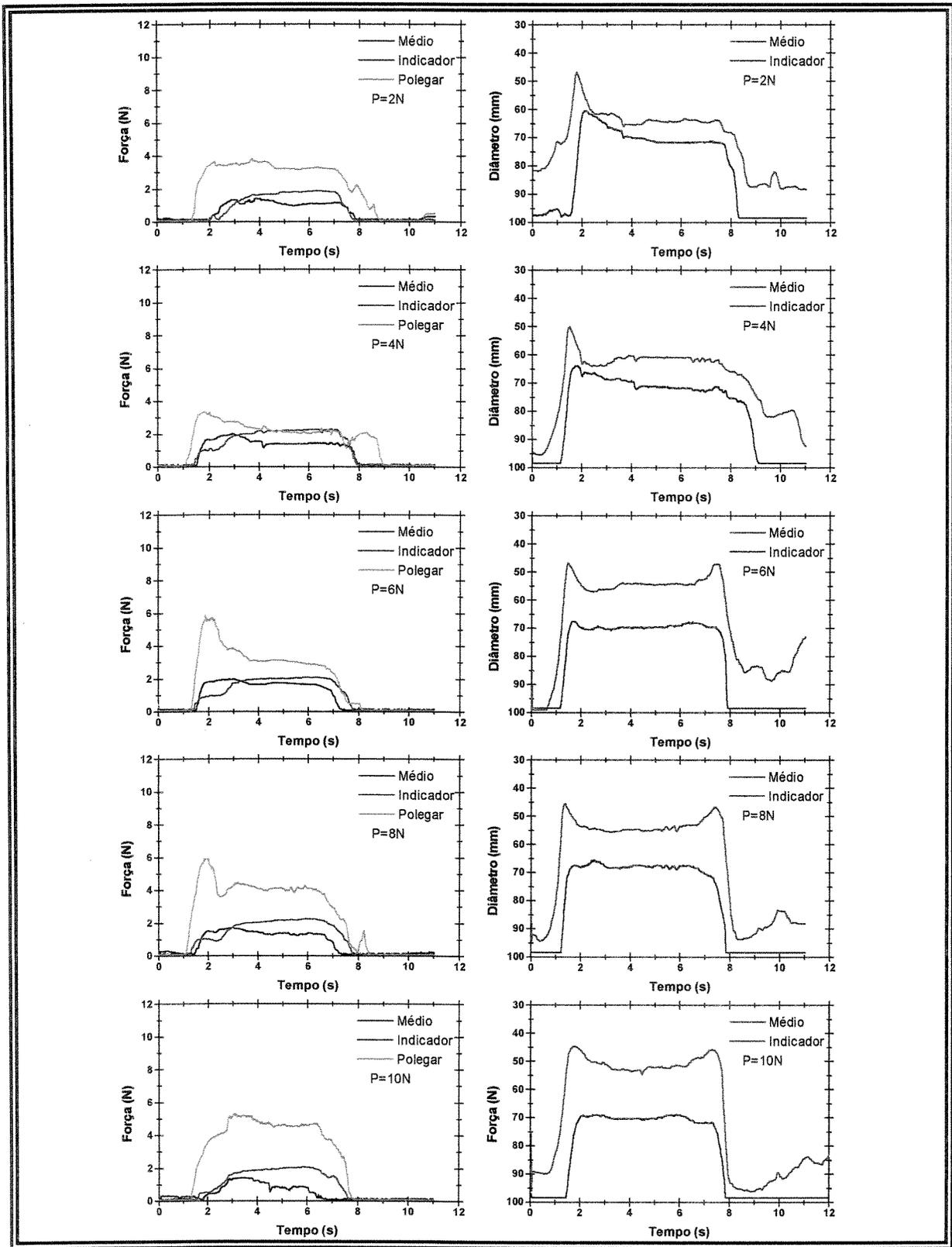


Figura 6.37 – Curvas das forças exercidas e da posição dos dedos durante a prensão do copo preenchido com diferentes pesos.

- Sessão 10 - objeto: copo preenchido com diferentes pesos (2-10 N)

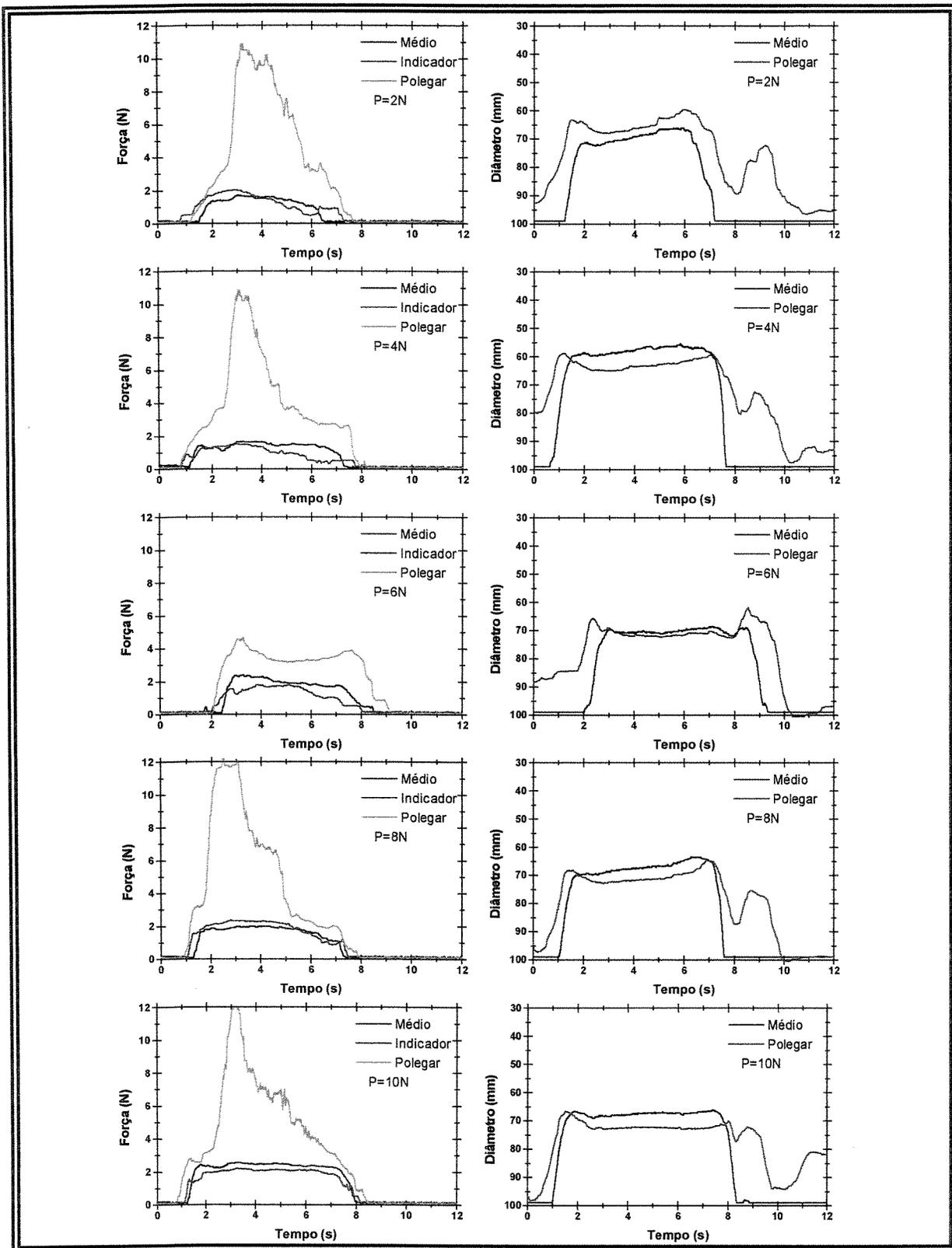


Figura 6.38 – Curvas das forças exercidas e da posição dos dedos durante a prensão do copo preenchido com diferentes pesos.

## 6.3.3 – Voluntário 5

- Sessão 1 – objeto: cilindro com diâmetro de 40 mm

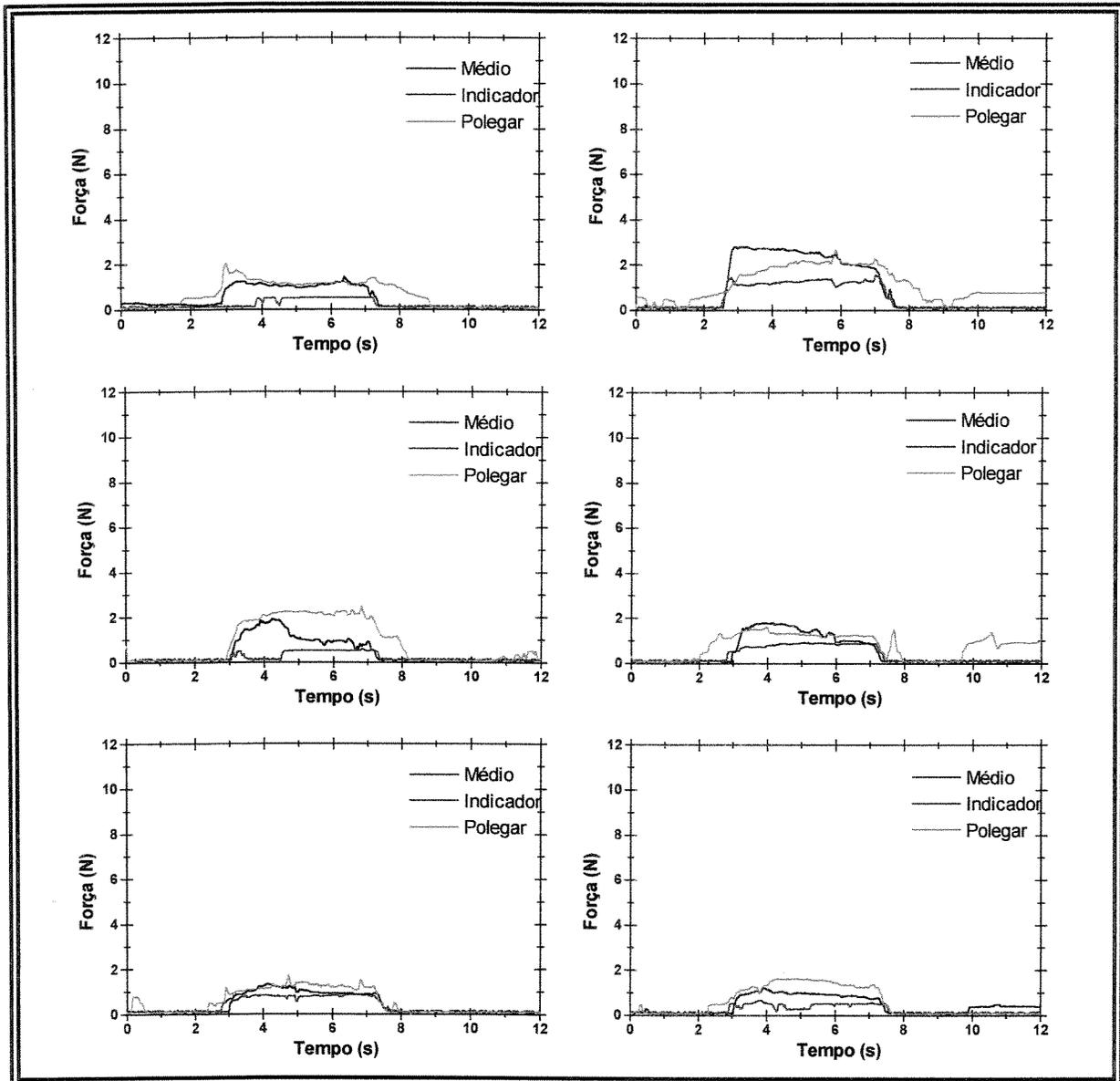


Figura 6.39 – Curvas das forças exercidas sobre o cilindro de diâmetro 40 mm.

## 6.3.4 – Voluntário 7

- Sessão 1 – objeto: cilindro com diâmetro de 60 mm

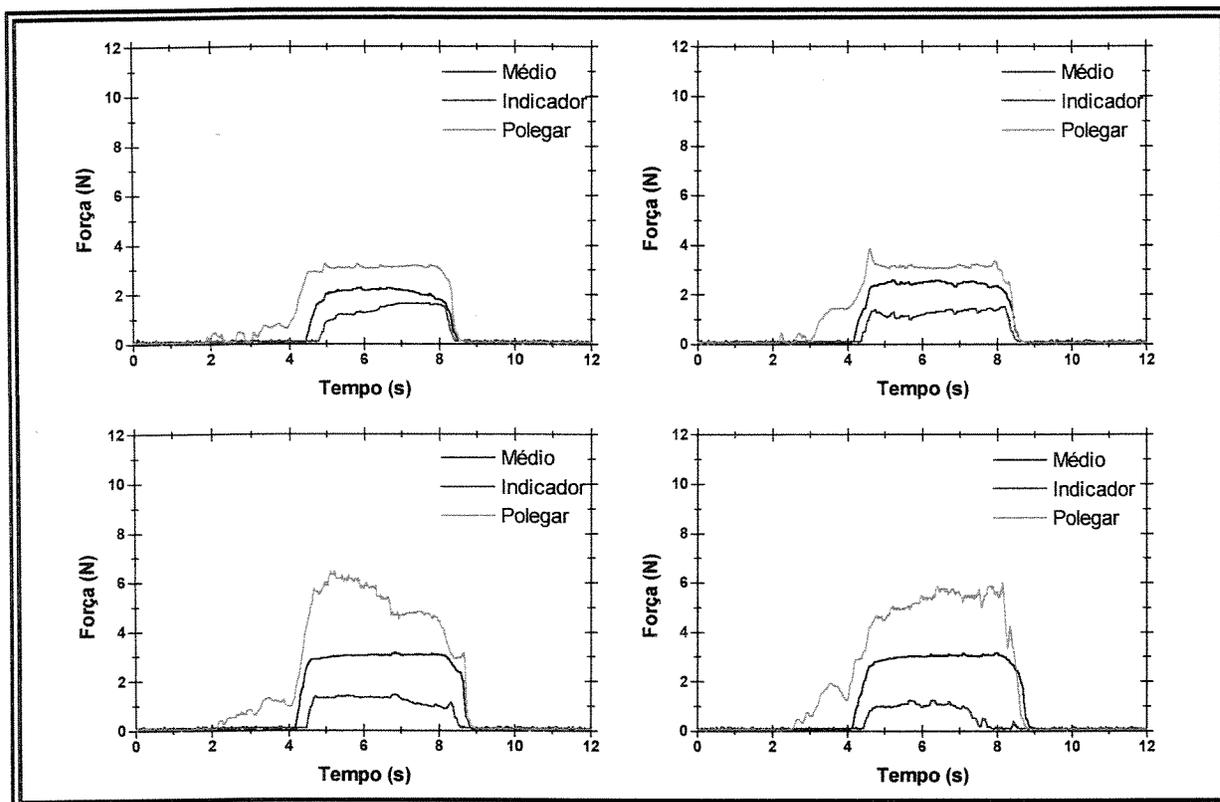


Figura 6.40 – Curvas das forças exercidas sobre o cilindro de diâmetro 60 mm.

- Sessão 2 – objeto: cilindro com diâmetro de 60 mm

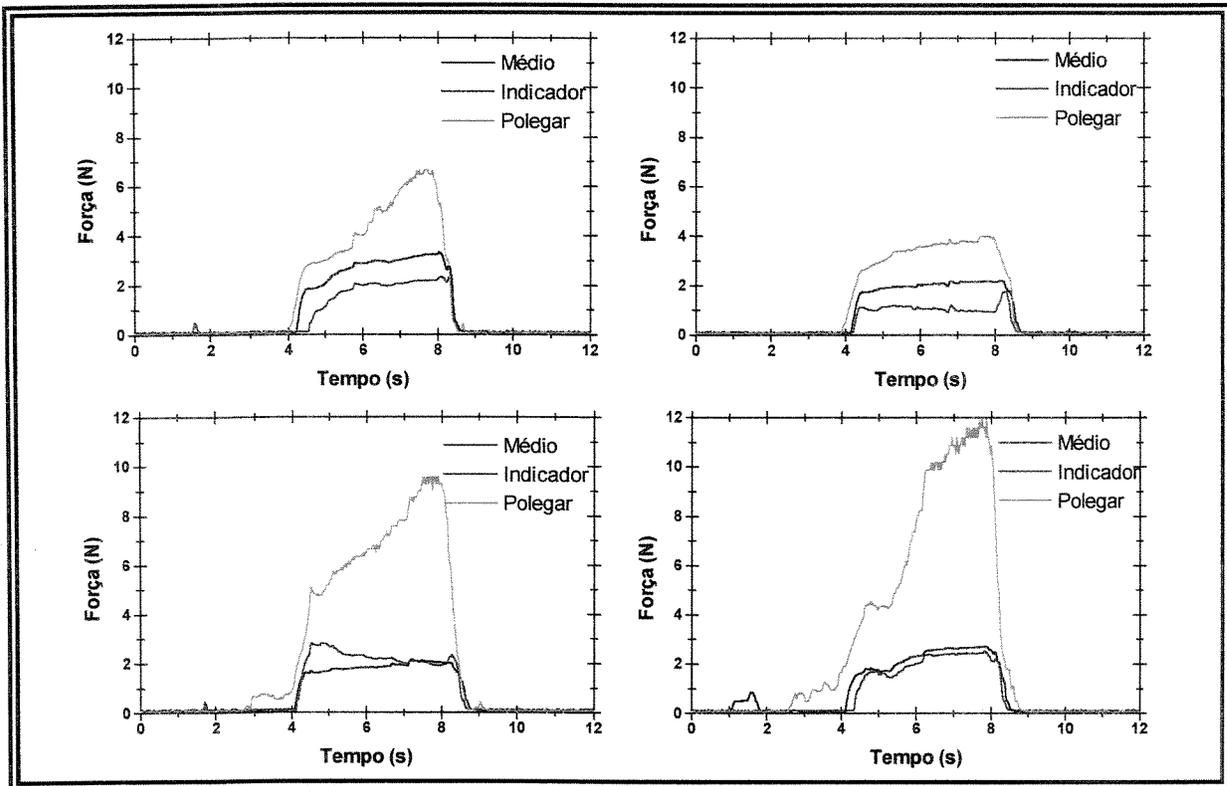


Figura 6.41 – Curvas das forças exercidas sobre o cilindro de diâmetro 60 mm.

- Sessão 3 – objeto: copo vazio

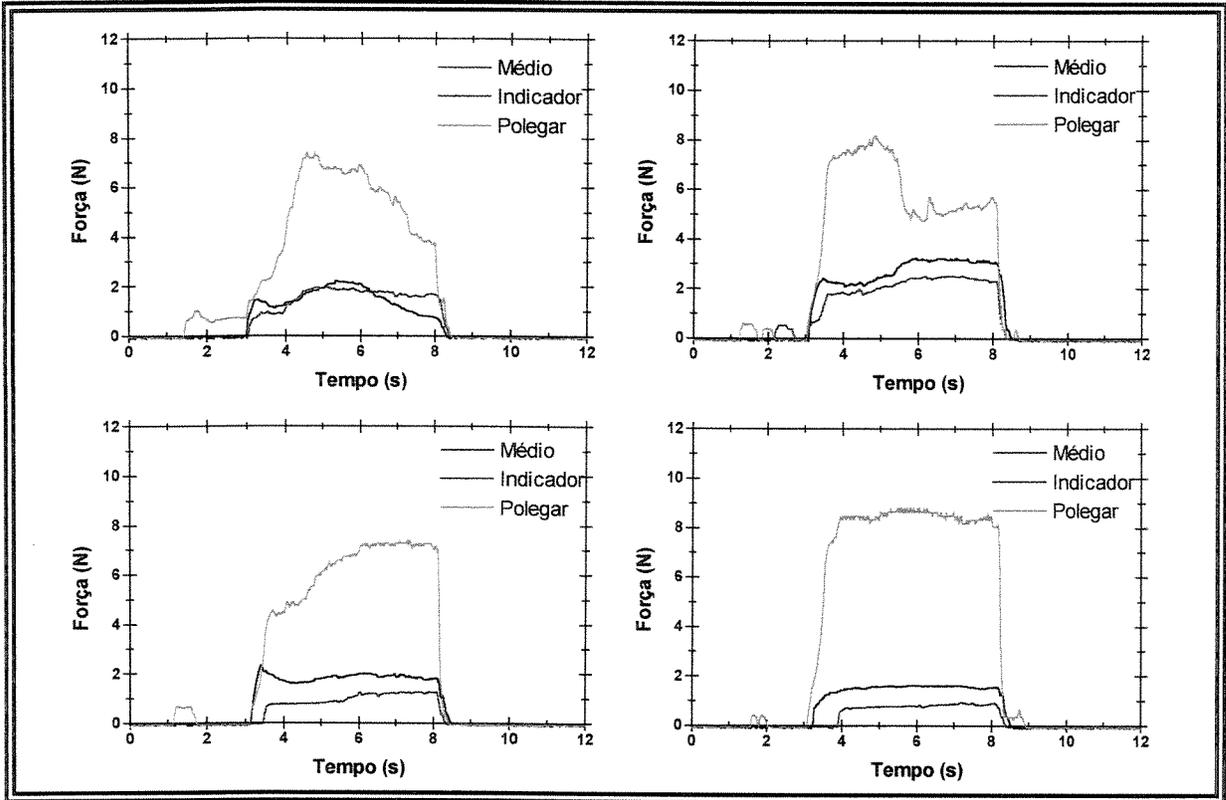


Figura 6.42 – Curvas das forças exercidas sobre o copo vazio.

## ● Sessão 4 – Objeto: copo preenchido com diferentes pesos (2-10N)

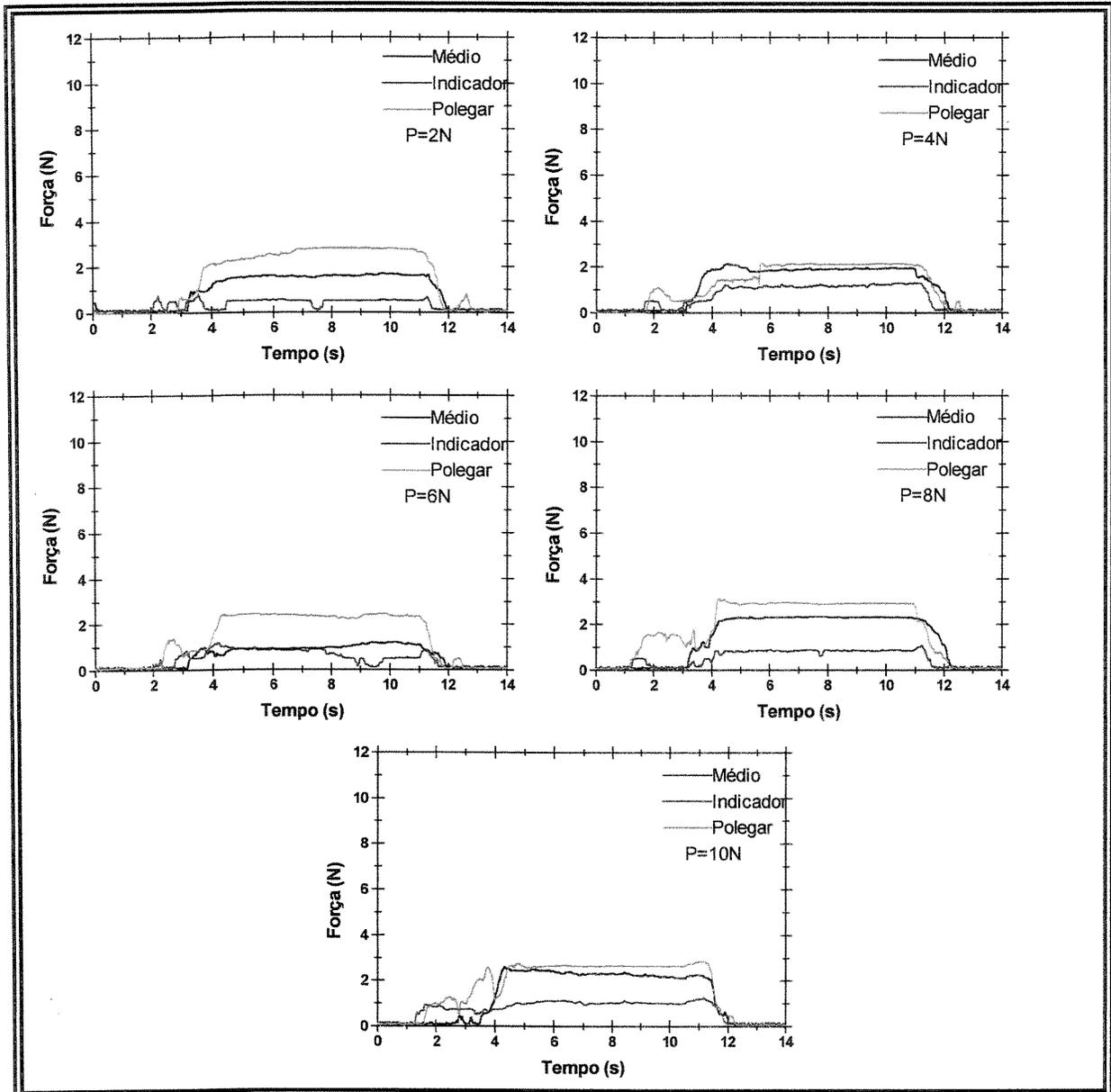


Figura 6.43 – Curvas das forças exercidas sobre o copo preenchido com diferentes pesos.

- Sessão 5 – Objeto: copo preenchido com diferentes pesos (2-10N)

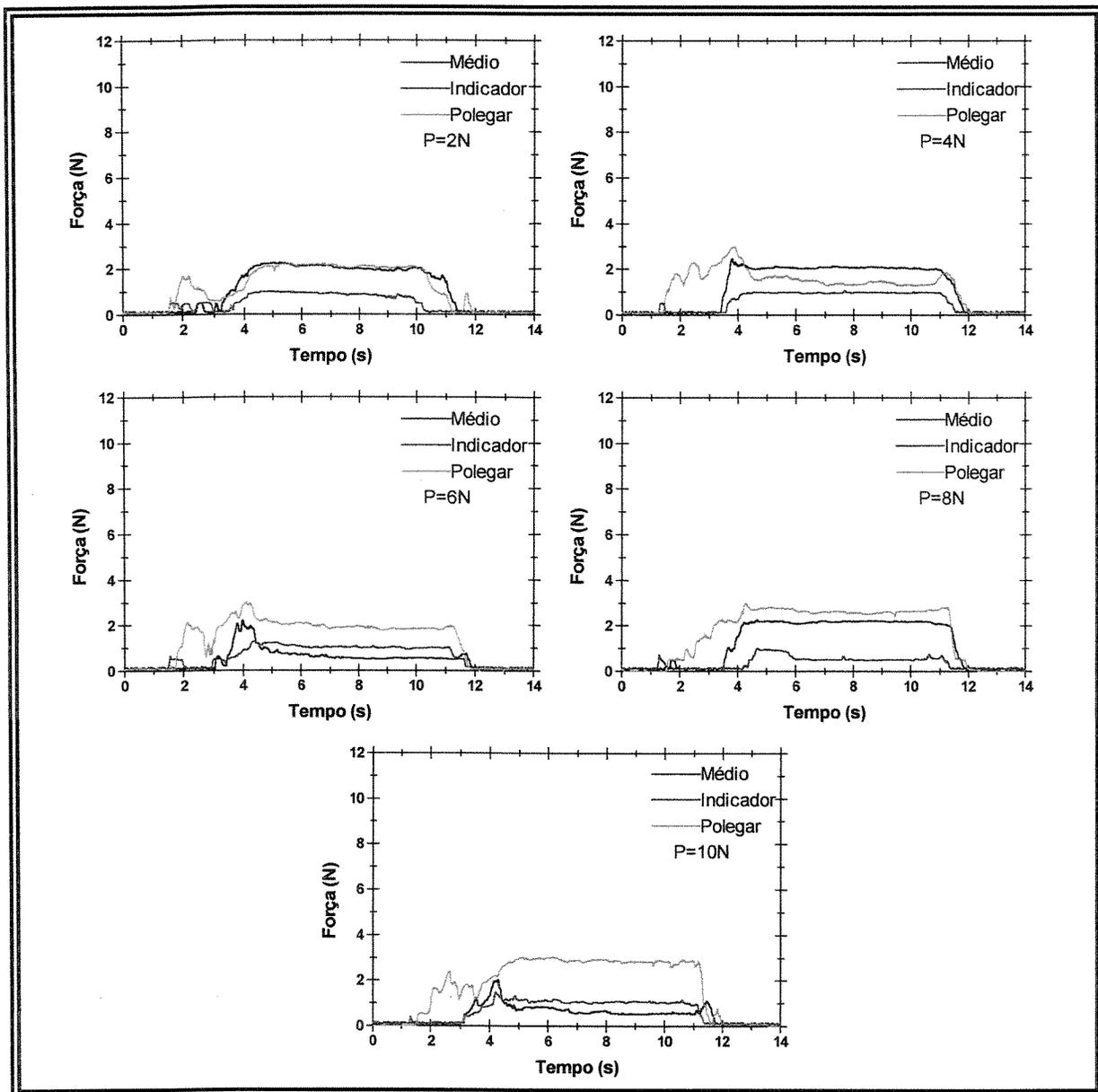


Figura 6.44 – Curvas das forças exercidas sobre o copo preenchido com diferentes pesos.

- Sessão 6 - objeto: cilindros com diâmetros diferentes (40, 50, 60 mm)

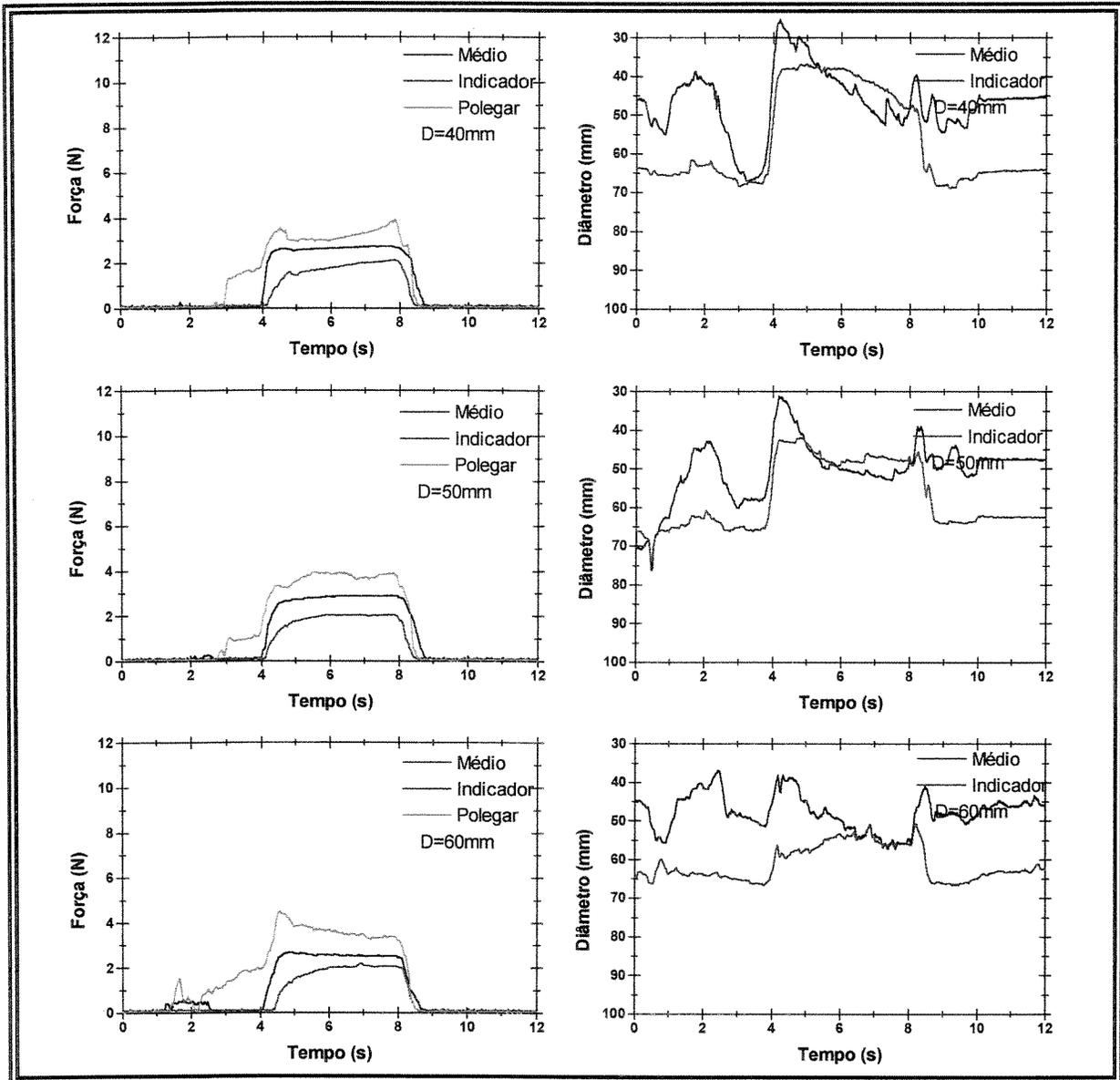


Figura 6.45 – Curvas das forças exercidas e da posição dos dedos durante a prensão de cilindros com diâmetros diferentes.

- Sessão 7 - objeto: cilindros com diâmetros diferentes (40, 50, 60 mm)

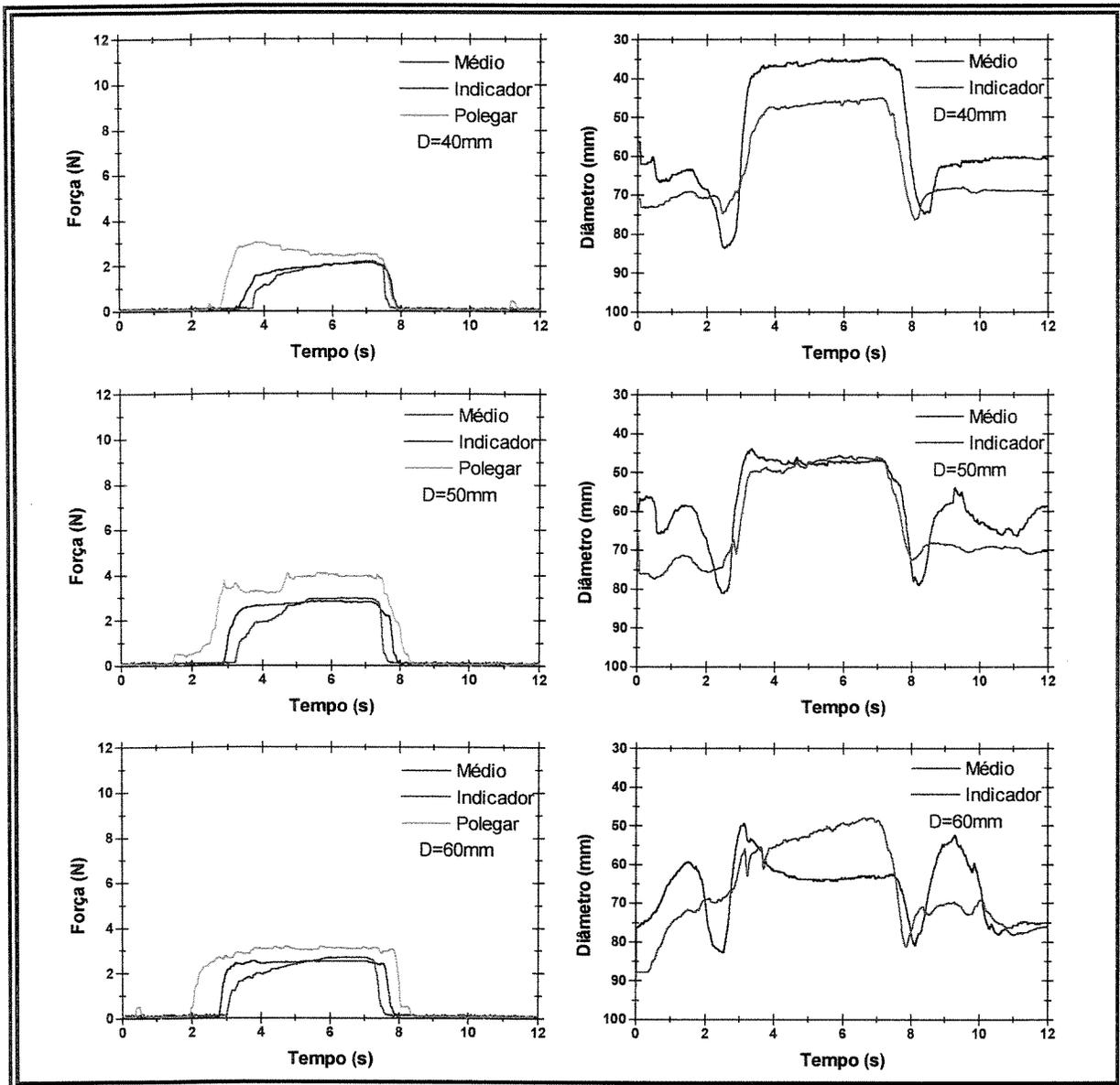


Figura 6.46 – Curvas das forças exercidas e da posição dos dedos durante a prensão de cilindros com diâmetros diferentes.

- Sessão 8 - objeto: cilindros com diâmetros diferentes (40, 50, 60 mm)

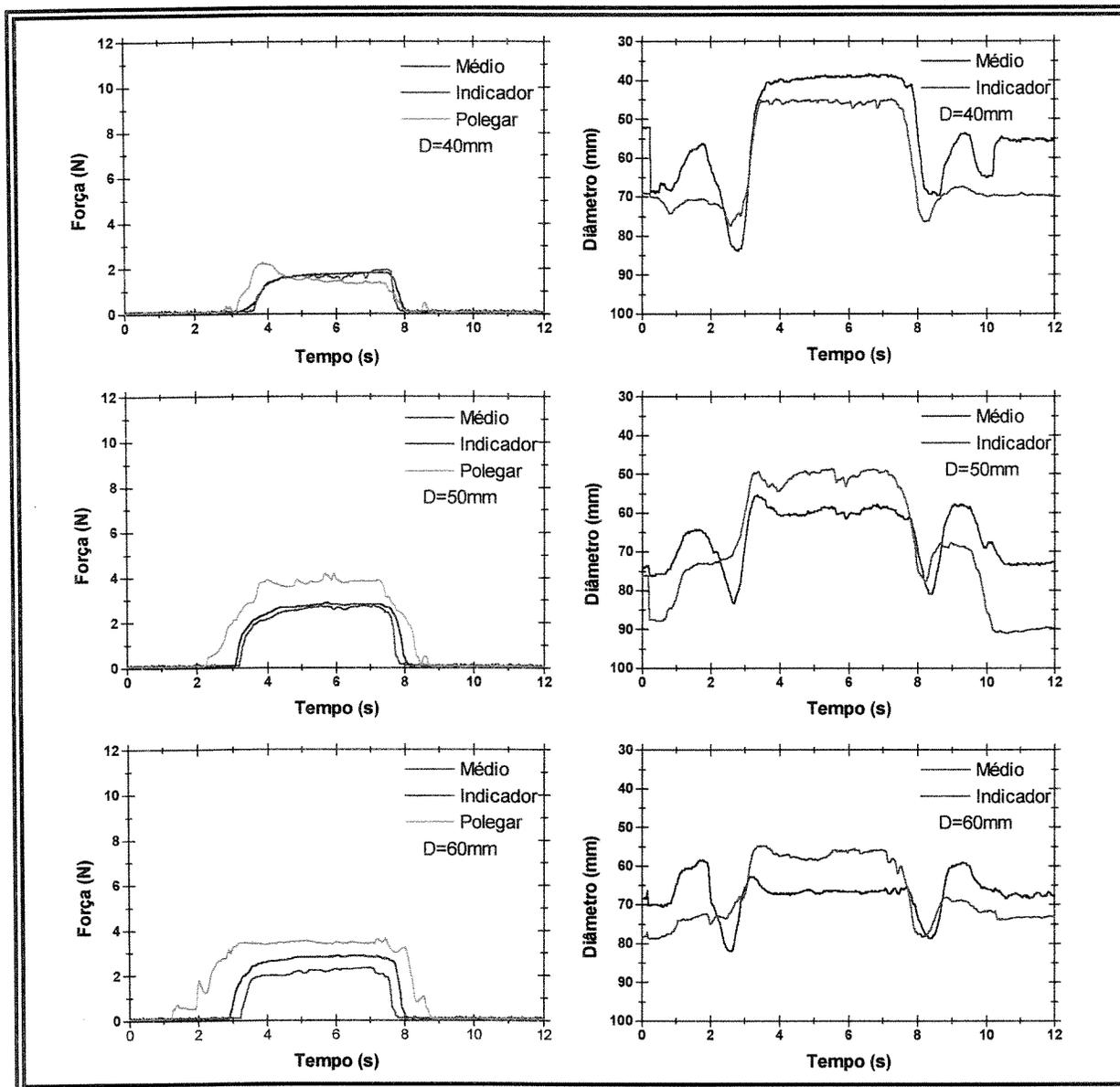


Figura 6.47 – Curvas das forças exercidas e da posição dos dedos durante a prensão de cilindros com diâmetros diferentes.

- Sessão 9 - objeto: copo preenchido com diferentes pesos (2-10 N)

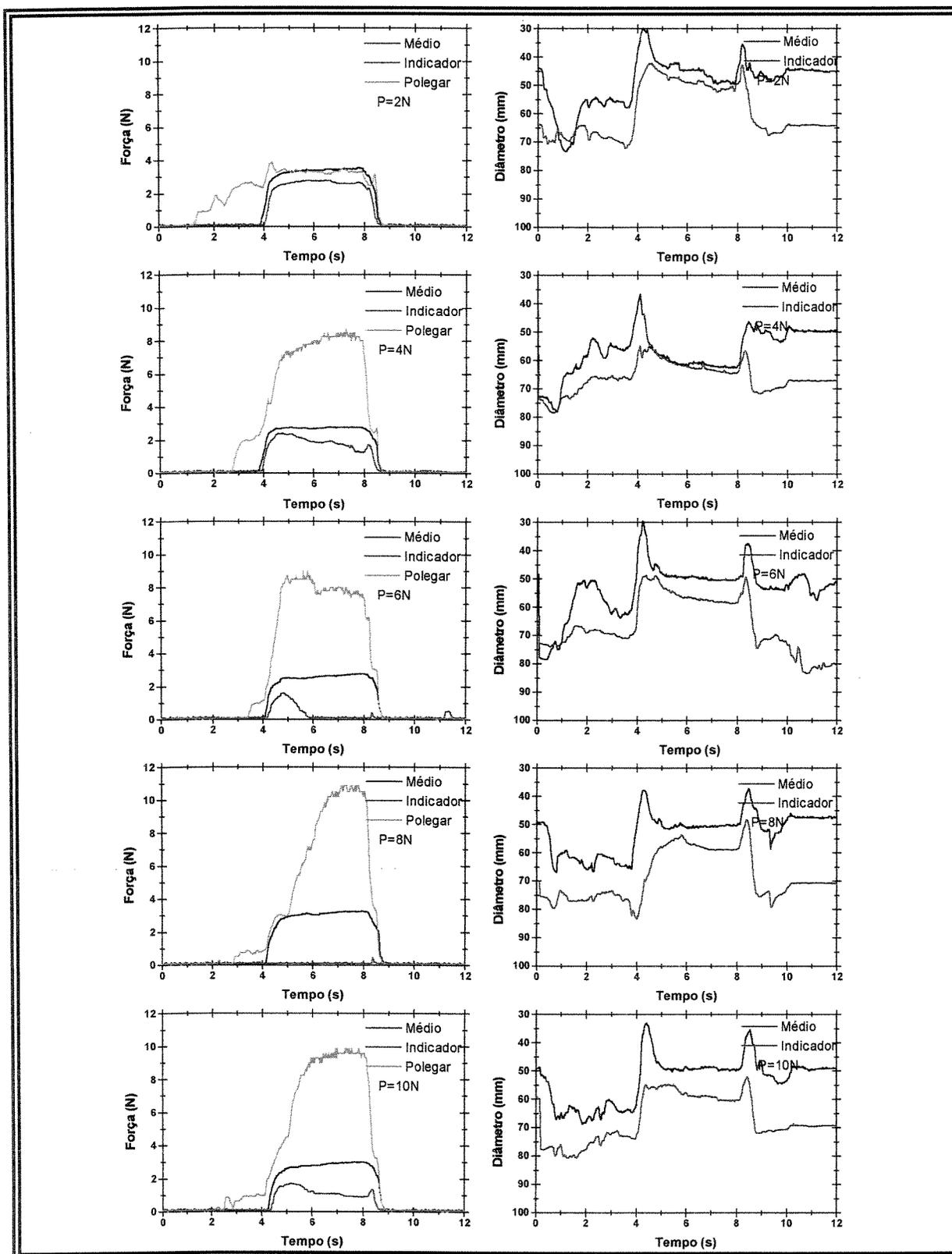


Figura 6.48 – Curvas das forças exercidas e da posição dos dedos durante a prensão do copo preenchido com diferentes pesos.

- Sessão 10 - objeto: copo preenchido com diferentes pesos (2-10 N)

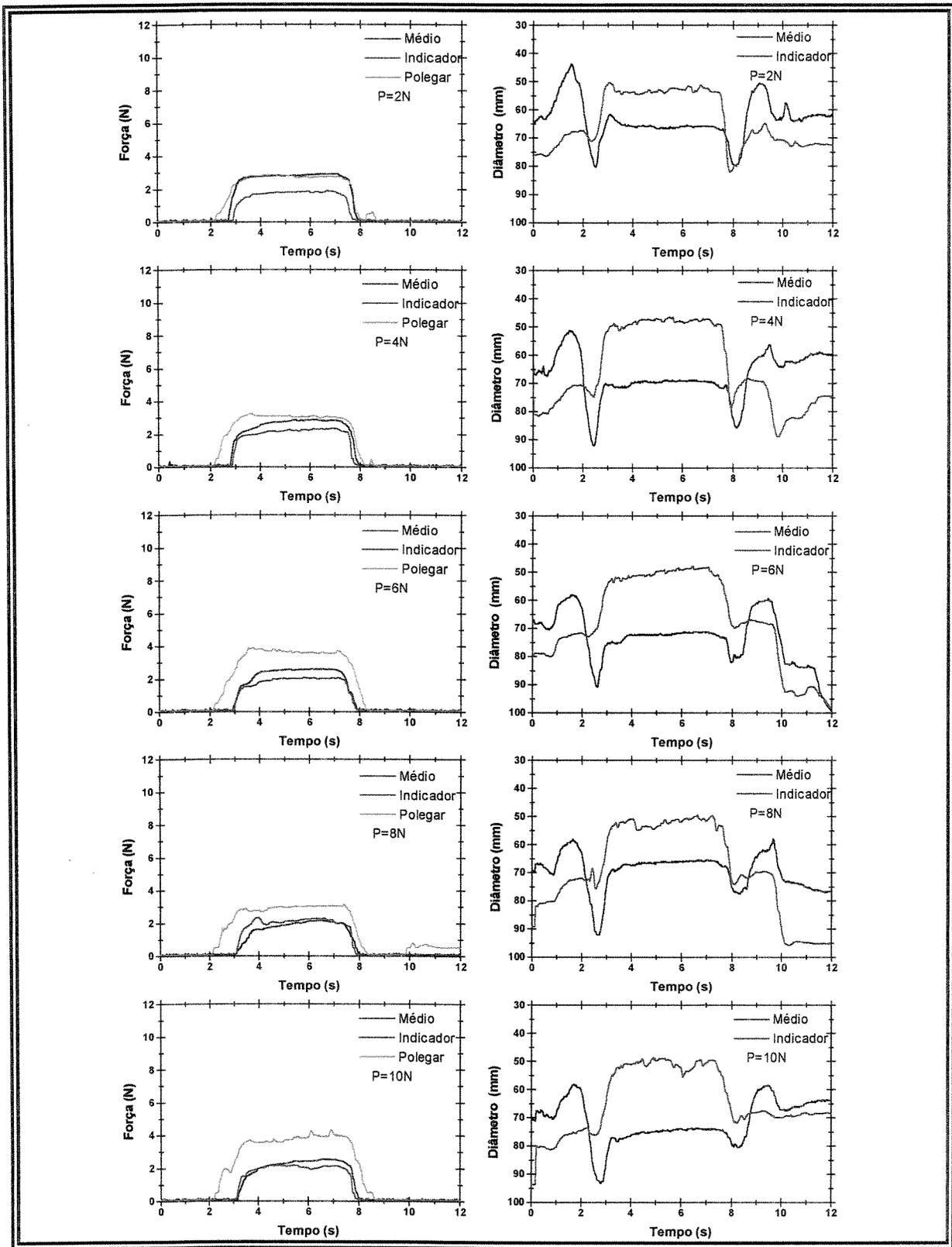


Figura 6.49 – Curvas das forças exercidas e da posição dos dedos durante a preensão do copo preenchido com diferentes pesos.

### 6.3.5 – Voluntário 9

- Sessão 1 – objeto: cilindro com diâmetro de 60 mm

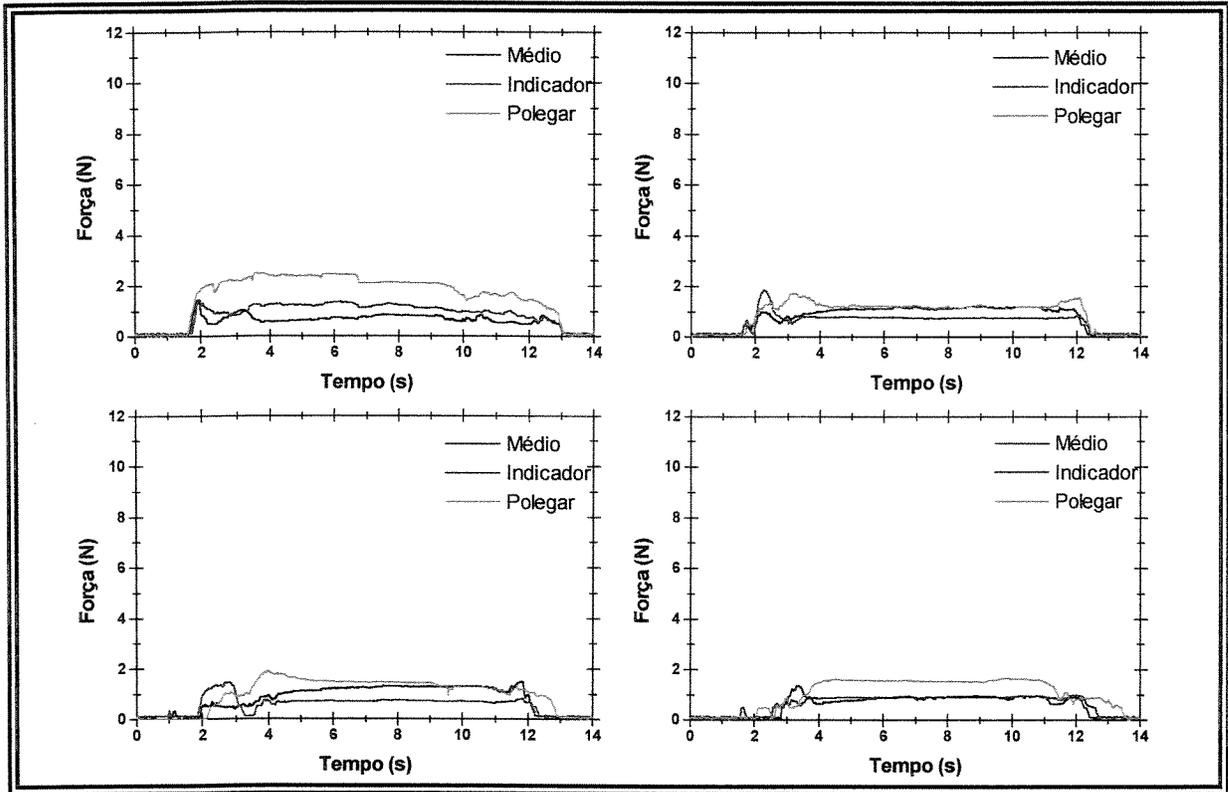


Figura 6.50 – Curvas das forças exercidas sobre o cilindro de diâmetro 60 mm.

- Sessão 2 – objeto: cilindro com diâmetro de 60 mm

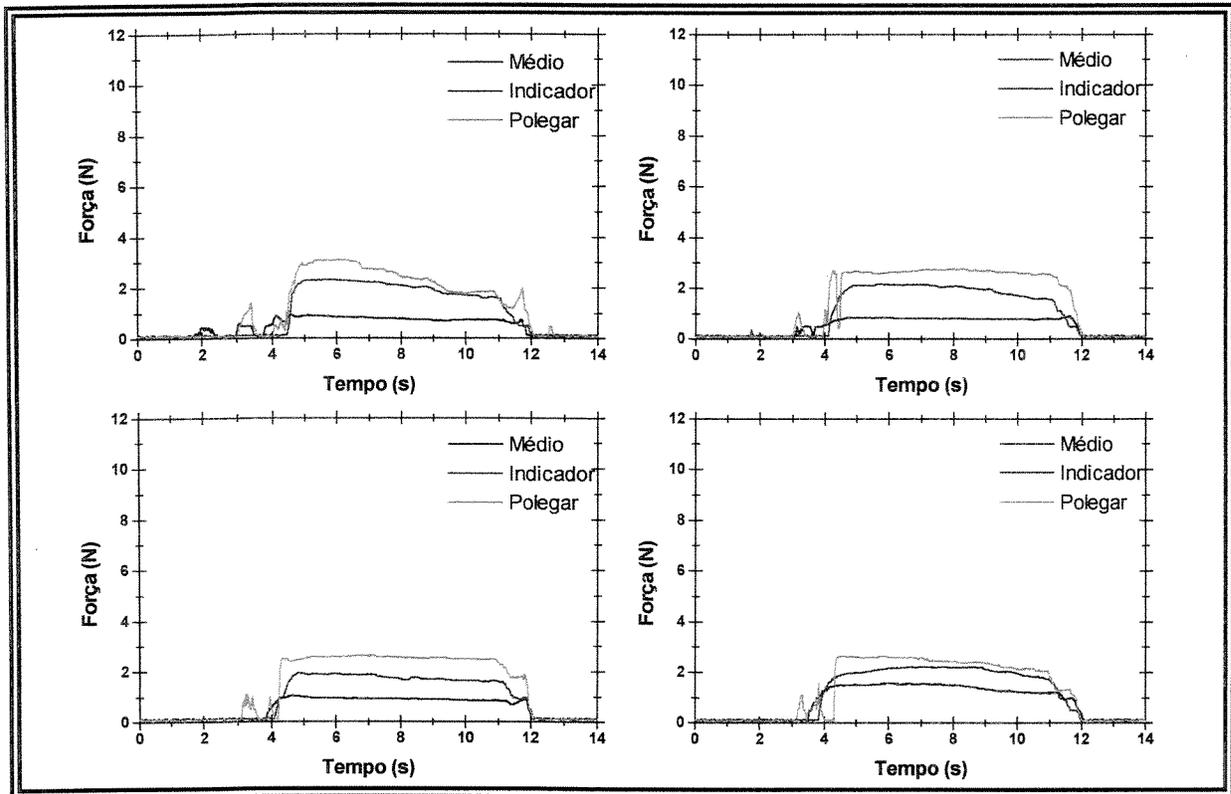


Figura 6.51 – Curvas das forças exercidas sobre o cilindro de diâmetro 60 mm.

- Sessão 3 – objeto: copo vazio

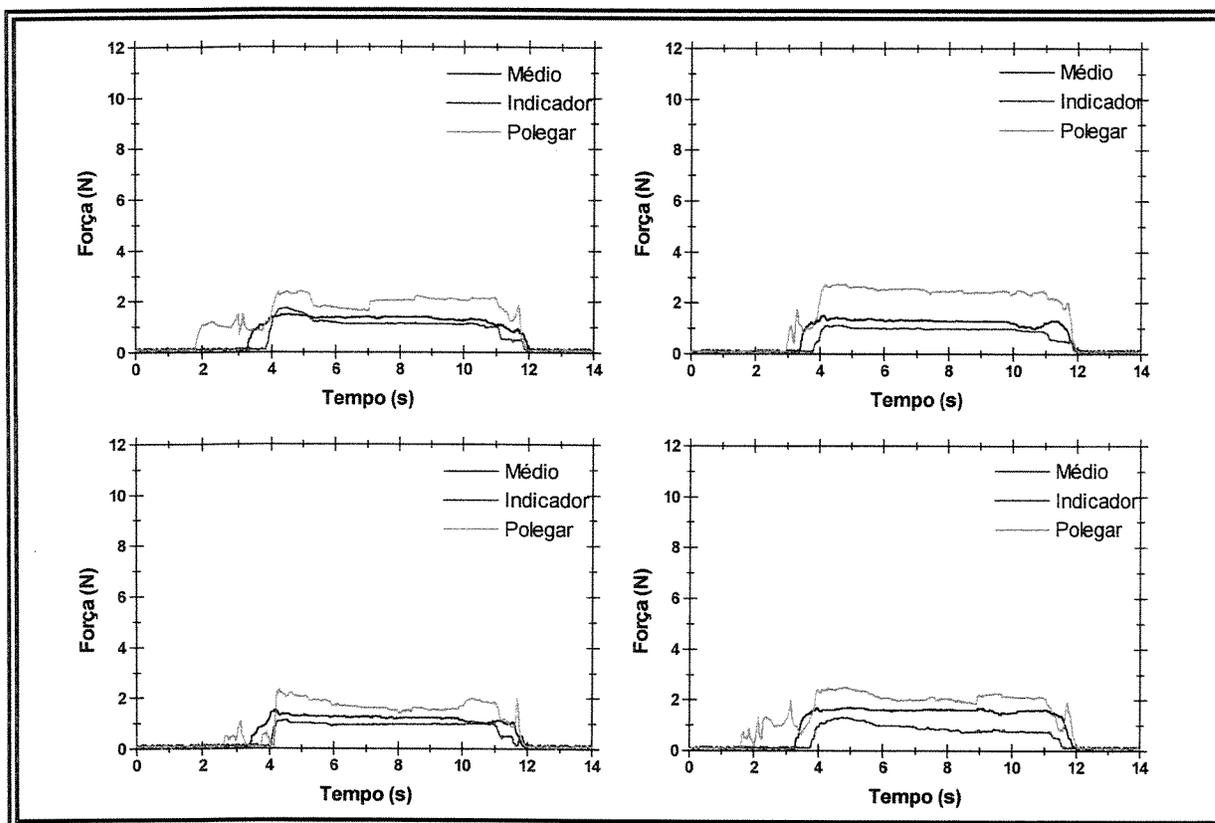


Figura 6.52 – Curvas das forças exercidas sobre o copo vazio.

- Sessão 4 – Objeto: copo preenchido com diferentes pesos (2-10N)

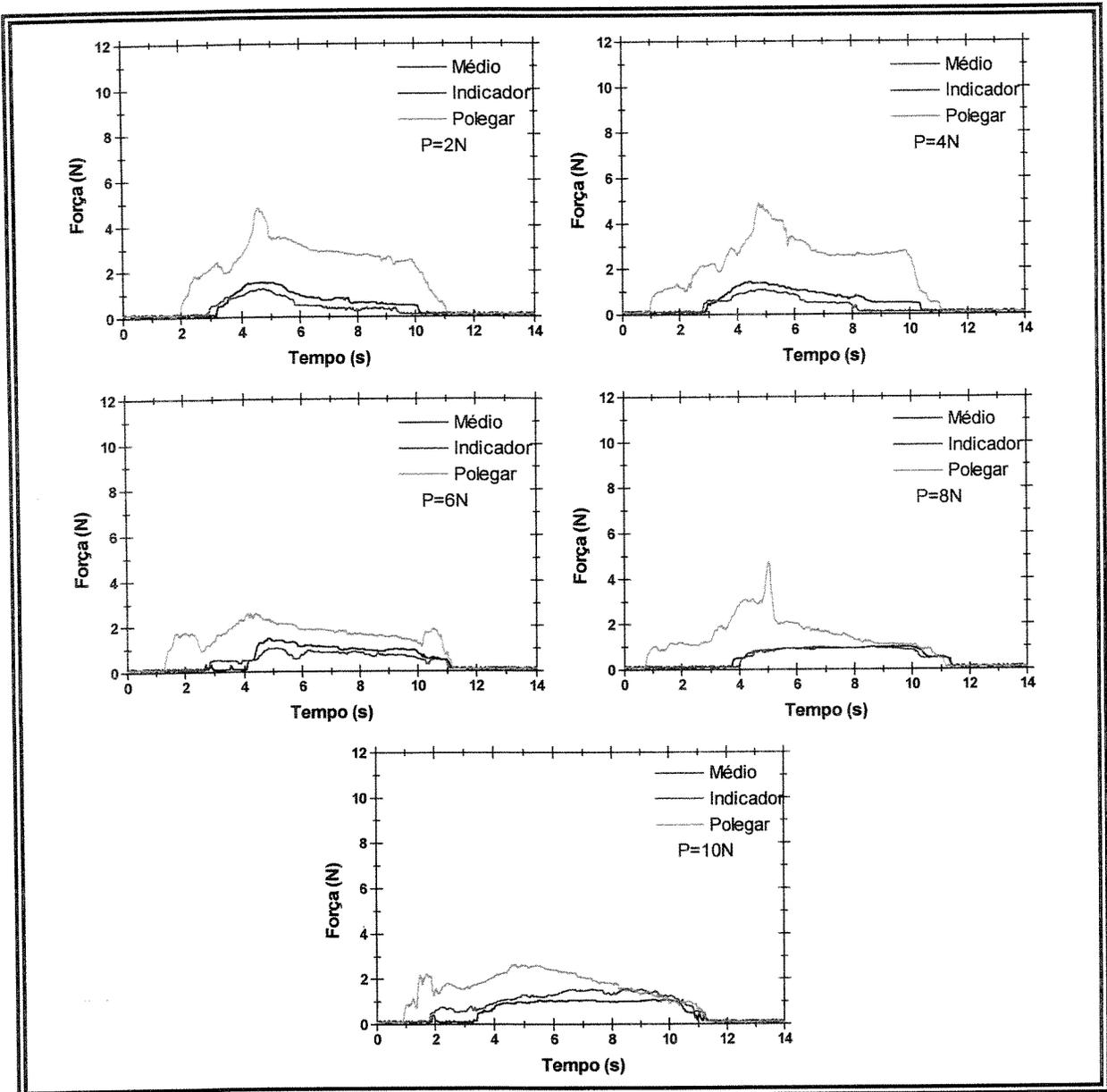


Figura 6.53 – Curvas das forças exercidas sobre o copo preenchido com diferentes pesos.

- Sessão 5 – Objeto: copo preenchido com diferentes pesos (2-10N)

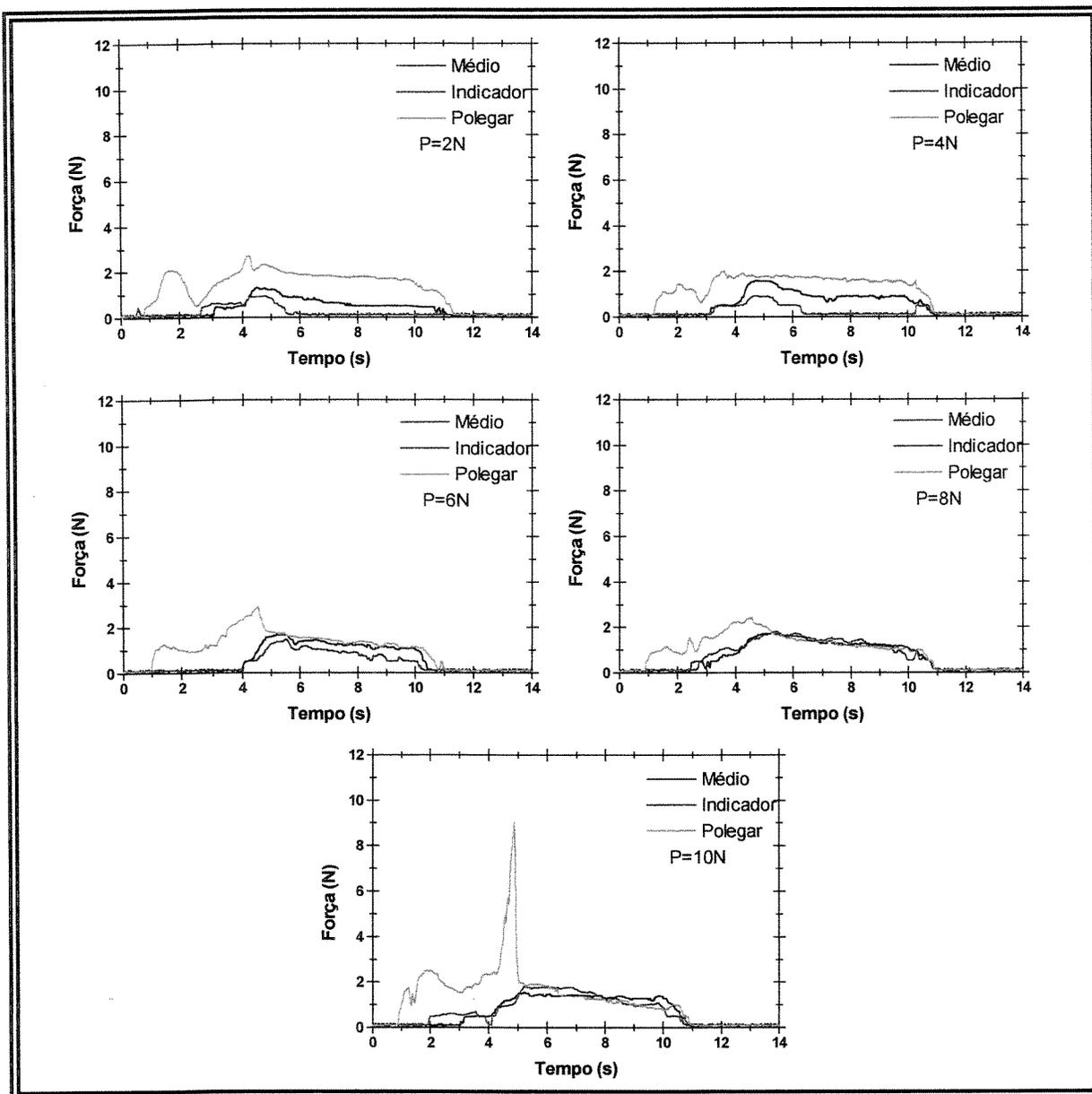


Figura 6.54 – Curvas das forças exercidas sobre o copo preenchido com diferentes pesos.

## ● Sessão 6 - objeto: cilindros com diâmetros diferentes (40, 50, 60 mm)

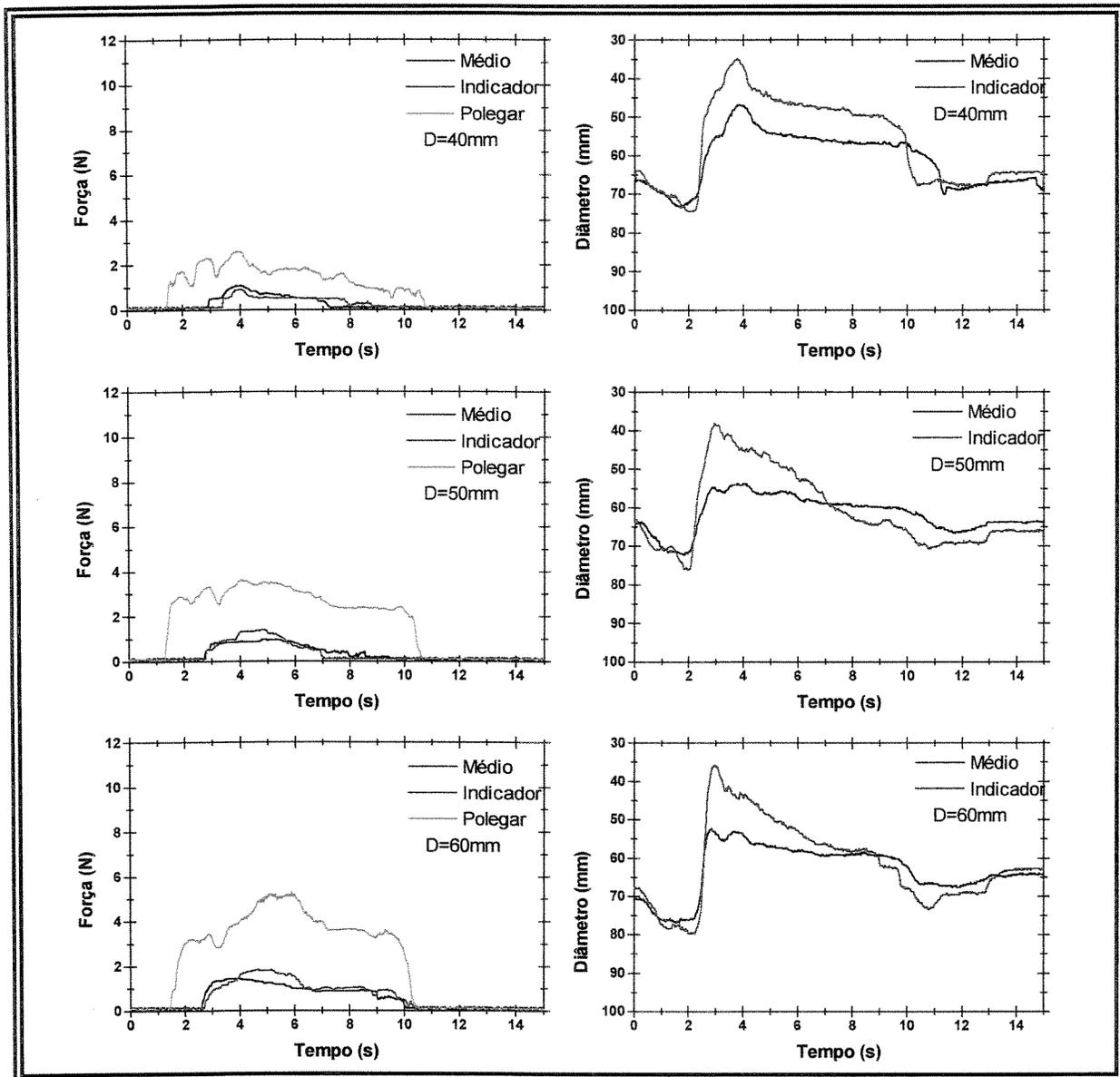


Figura 6.55 – Curvas das forças exercidas e da posição dos dedos durante a prensão de cilindros com diâmetros diferentes.

- Sessão 7 - objeto: cilindros com diâmetros diferentes (40, 50, 60 mm)

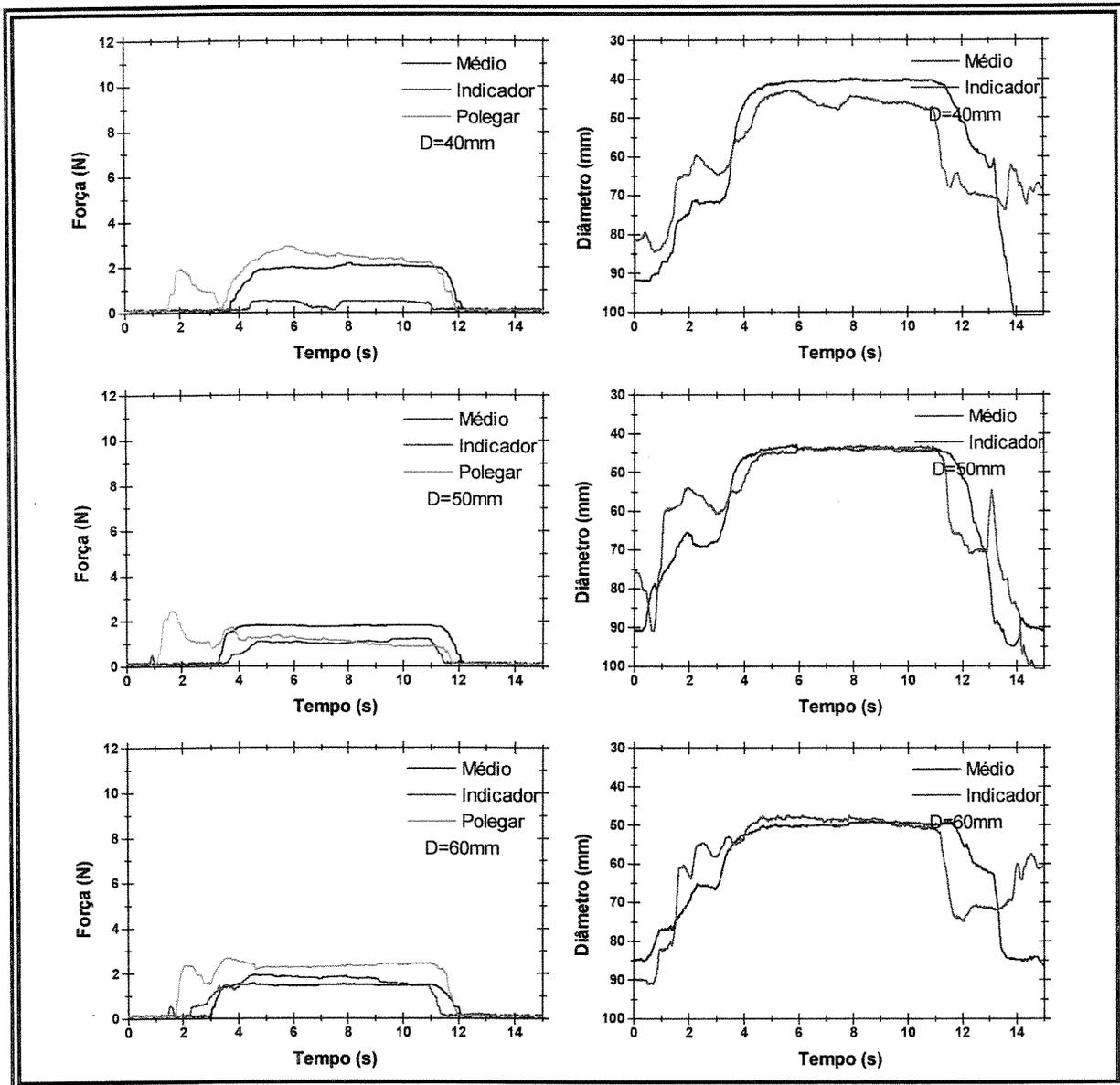


Figura 6.56 – Curvas das forças exercidas e da posição dos dedos durante a prensão de cilindros com diâmetros diferentes.

- Sessão 8 - objeto: cilindros com diâmetros diferentes (40, 50, 60 mm)

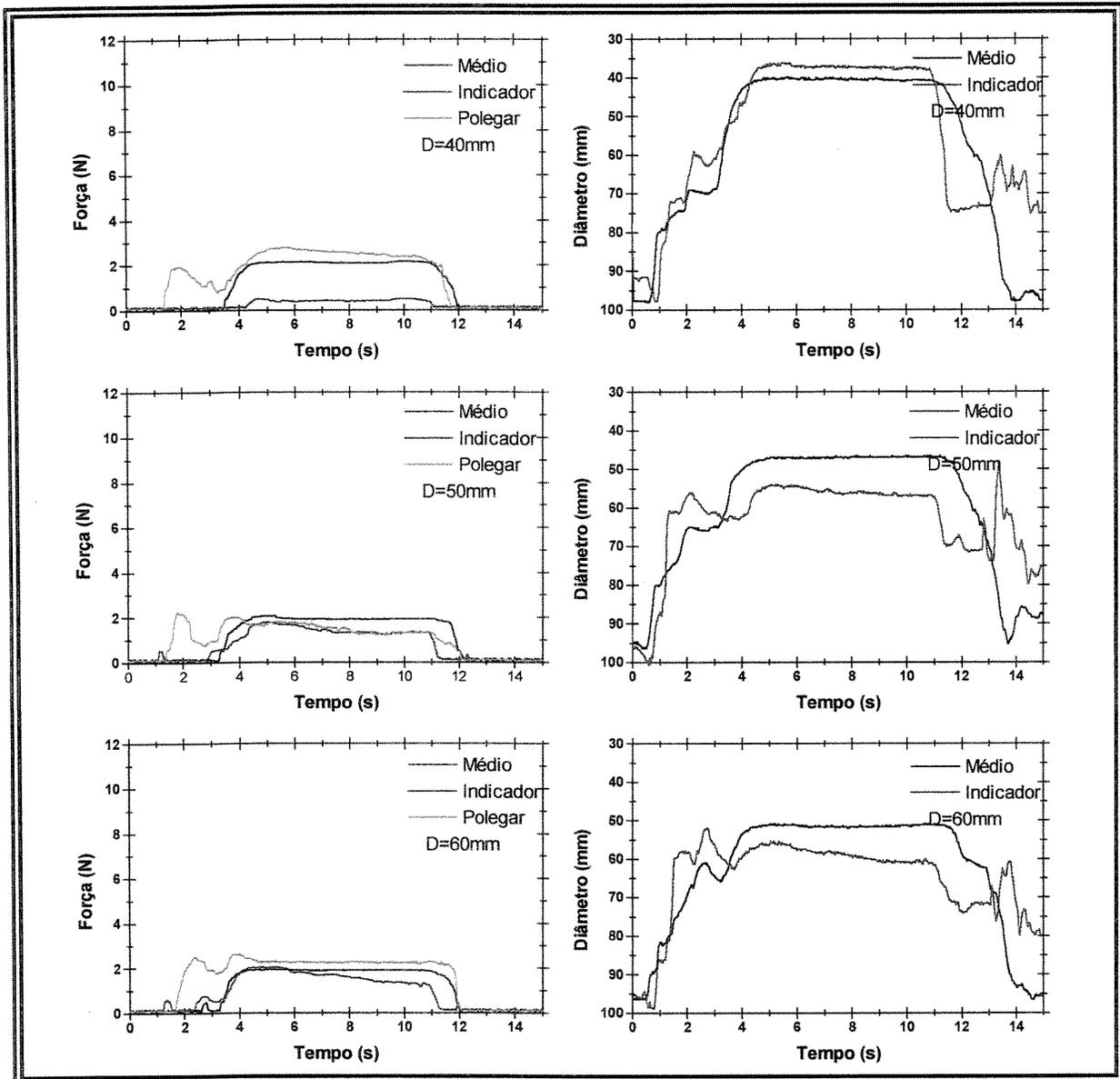


Figura 6.57 – Curvas das forças exercidas e da posição dos dedos durante a prensão de cilindros com diâmetros diferentes.

- Sessão 9 - objeto: copo preenchido com diferentes pesos (2-10 N)

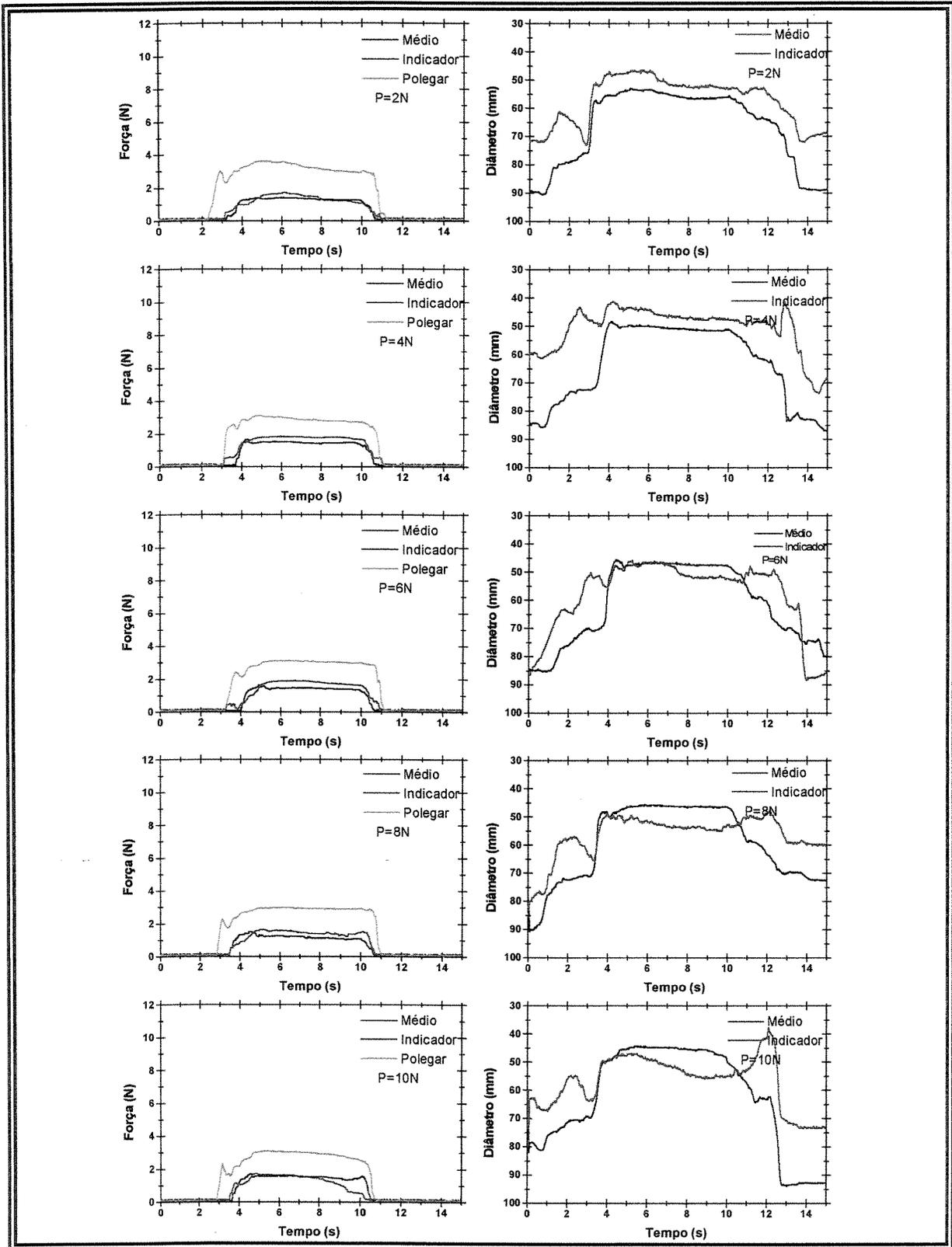


Figura 6.58 – Curvas das forças exercidas e da posição dos dedos durante a prensão do copo preenchido com diferentes pesos.

- Sessão 10 - objeto: copo preenchido com diferentes pesos (2-10 N)

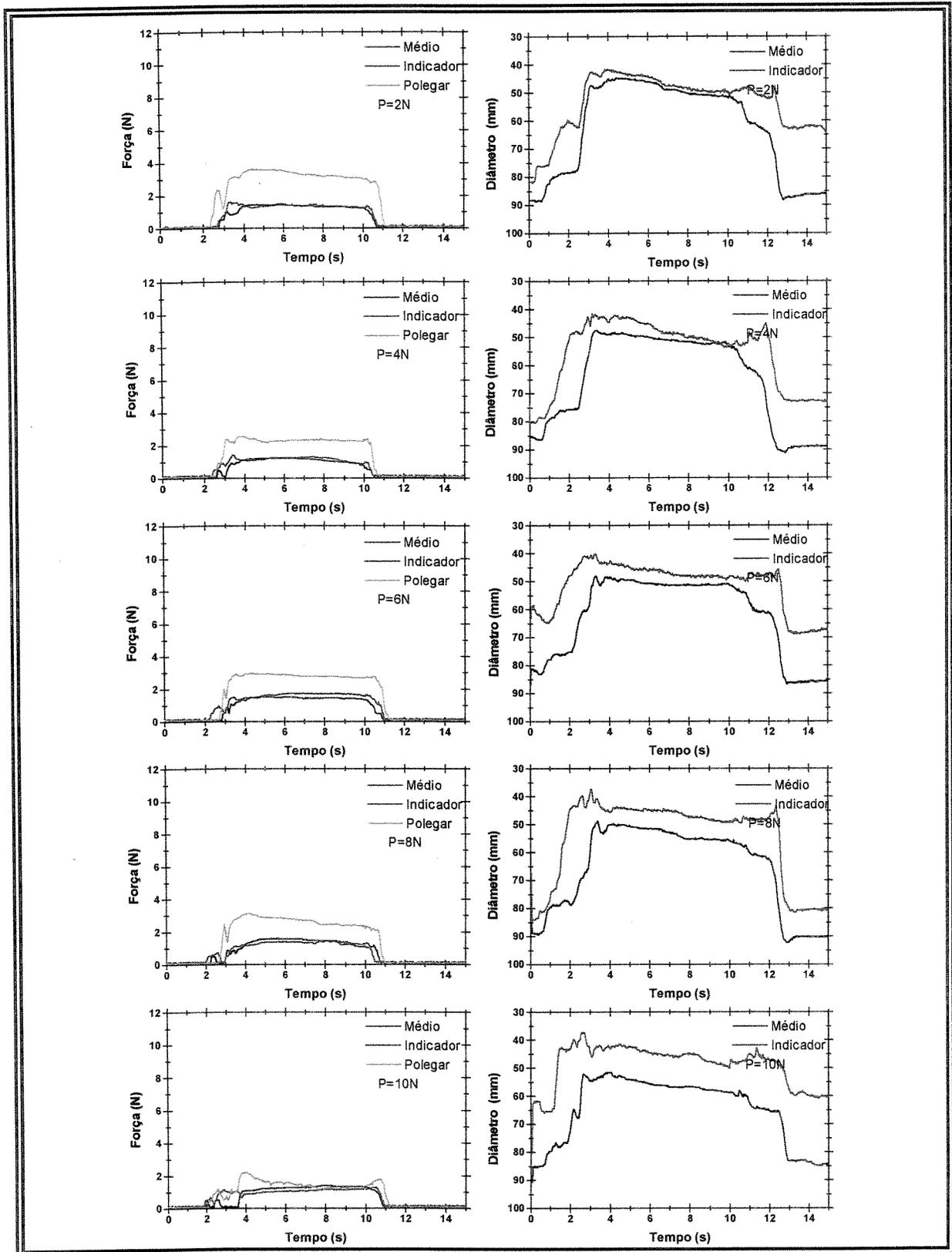


Figura 6.59 – Curvas das forças exercidas e da posição dos dedos durante a prensão do copo preenchido com diferentes pesos.

## 6.3.6 – Voluntário 10

- Sessão 1 – objeto: cilindro com diâmetro de 60 mm

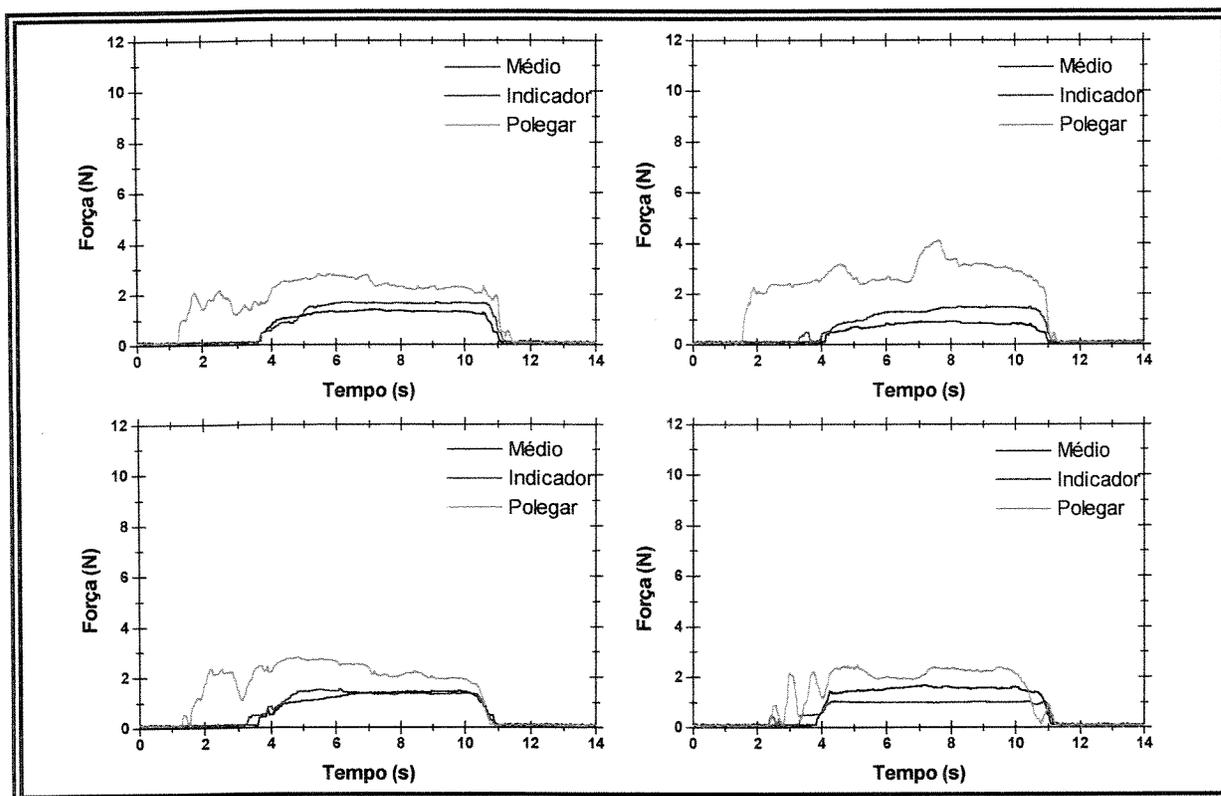


Figura 6.60 – Curvas das forças exercidas sobre o cilindro de diâmetro 60 mm.

- Sessão 2 – objeto: cilindro com diâmetro de 60 mm

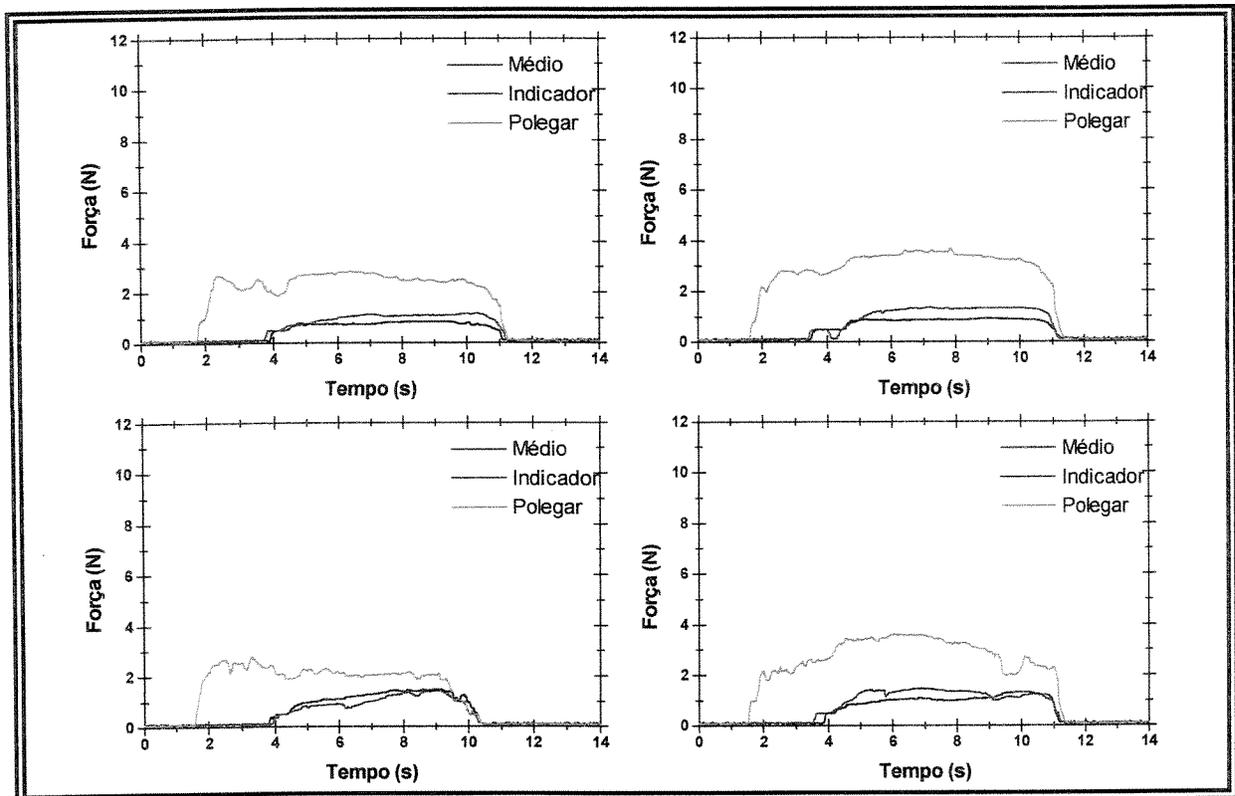


Figura 6.61 – Curvas das forças exercidas sobre o cilindro de diâmetro 60 mm.

- Sessão 3 – objeto: copo vazio

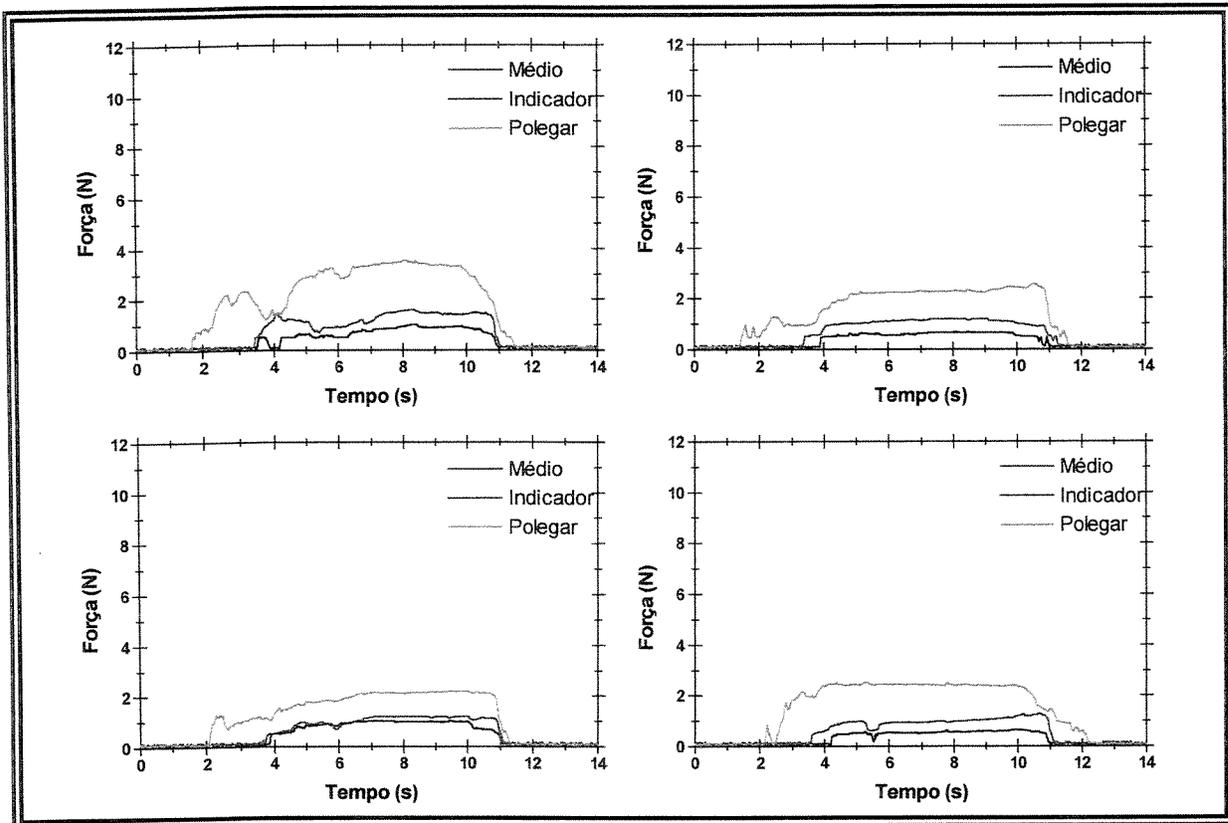


Figura 6.62 – Curvas das forças exercidas sobre o copo vazio.

- Sessão 4 – Objeto: copo preenchido com diferentes pesos (2-10N)

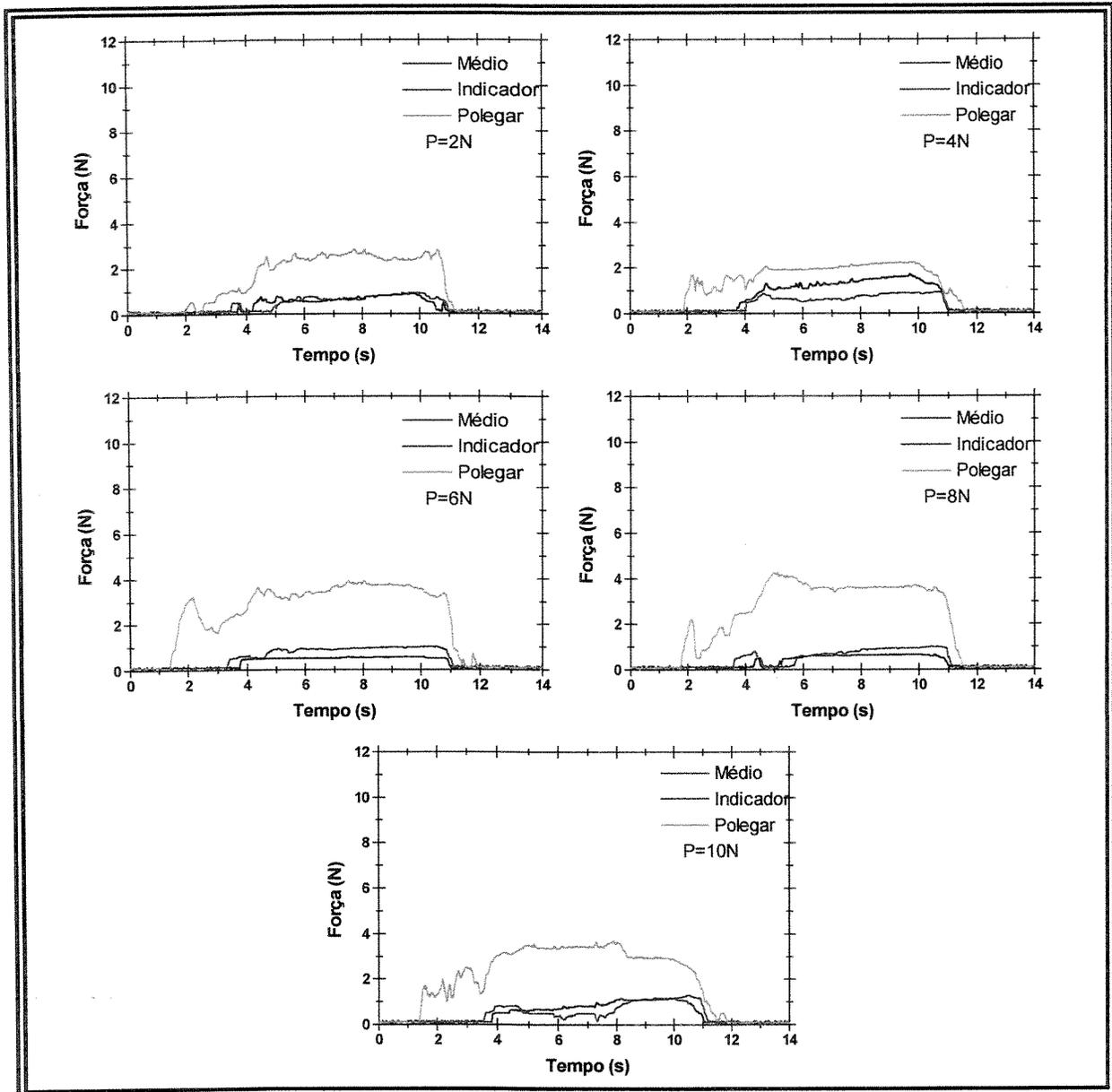


Figura 6.63 – Curvas das forças exercidas sobre o copo preenchido com diferentes pesos.

- Sessão 5 – Objeto: copo preenchido com diferentes pesos (2-10N)

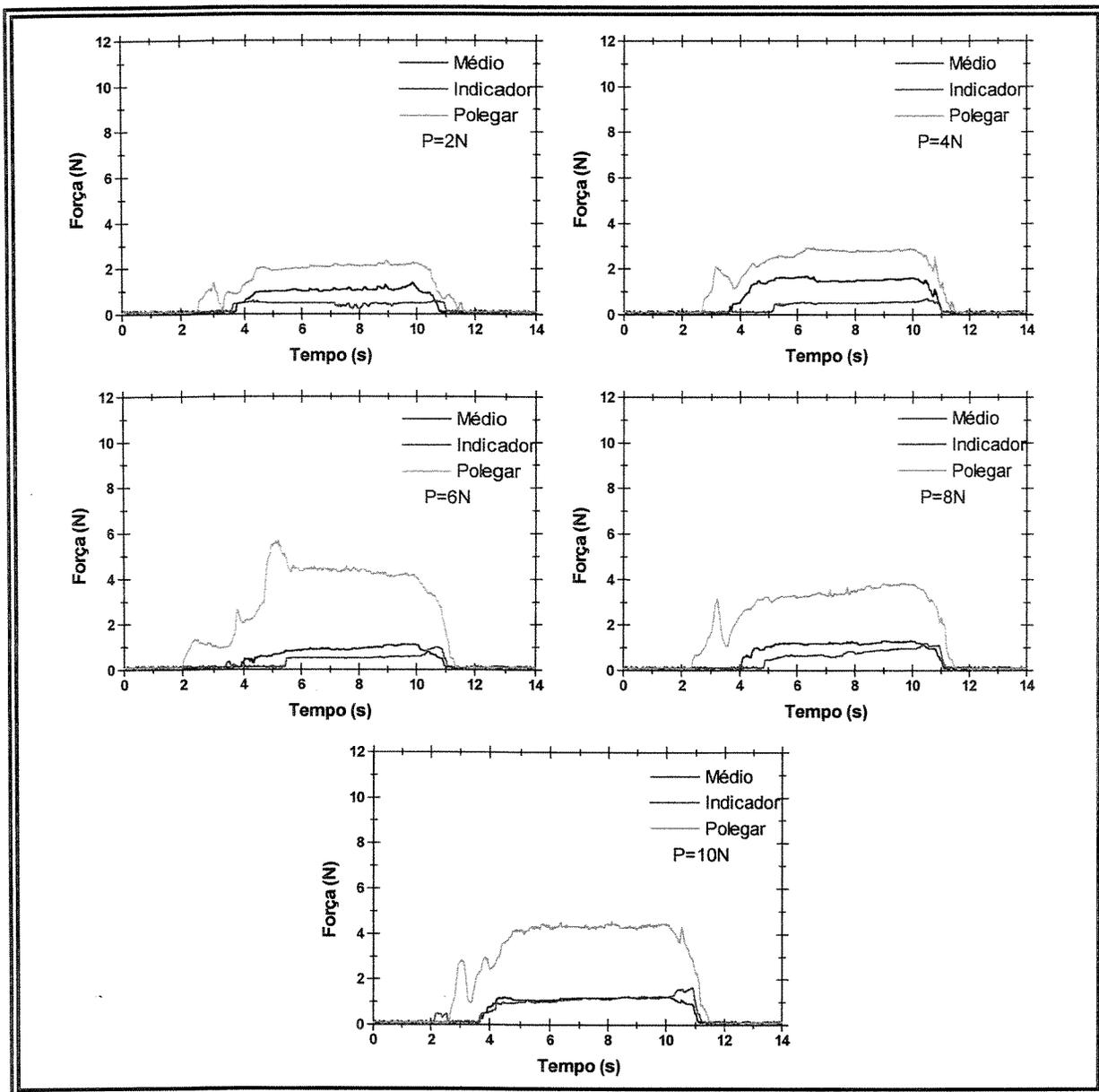


Figura 6.64 – Curvas das forças exercidas sobre o copo preenchido com diferentes pesos.

- Sessão 6 - objeto: cilindros com diâmetros diferentes (40, 50, 60 mm)

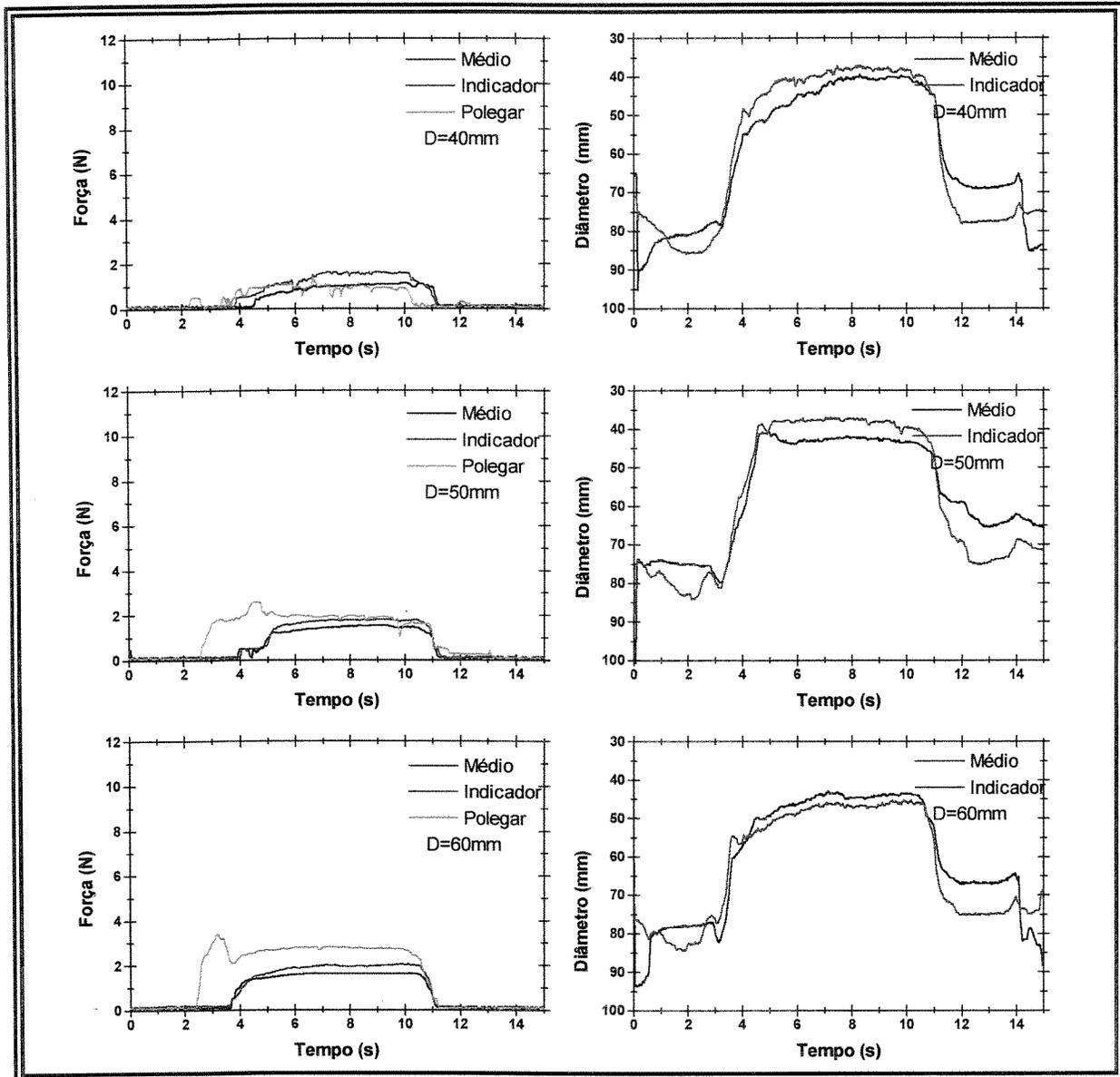


Figura 6.65 – Curvas das forças exercidas e da posição dos dedos durante a prensão de cilindros com diâmetros diferentes.

- Sessão 7 - objeto: cilindros com diâmetros diferentes (40, 50, 60 mm)

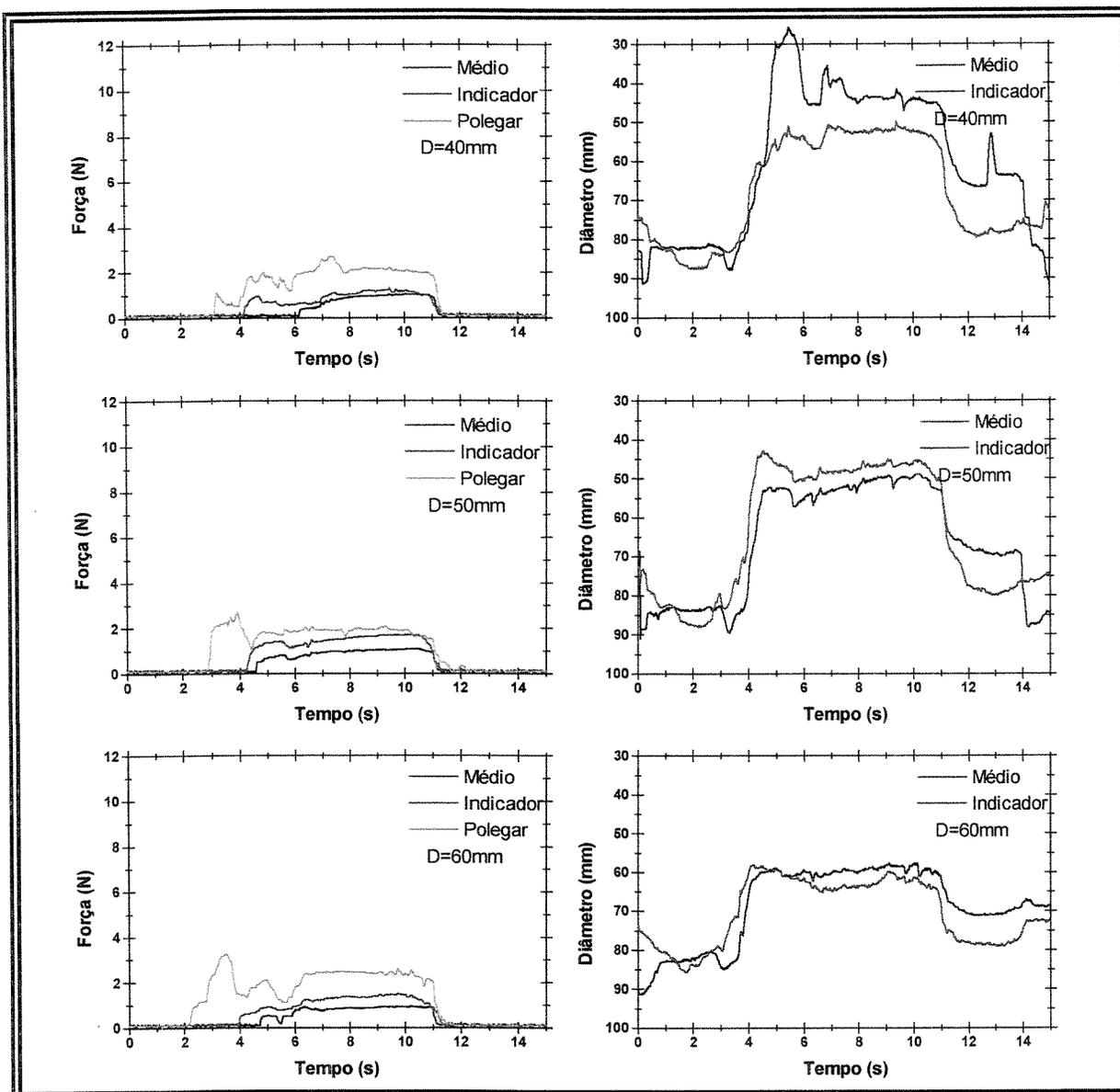


Figura 6.66 – Curvas das forças exercidas e da posição dos dedos durante a prensão de cilindros com diâmetros diferentes.

- Sessão 8 - objeto: cilindros com diâmetros diferentes (40, 50, 60 mm)

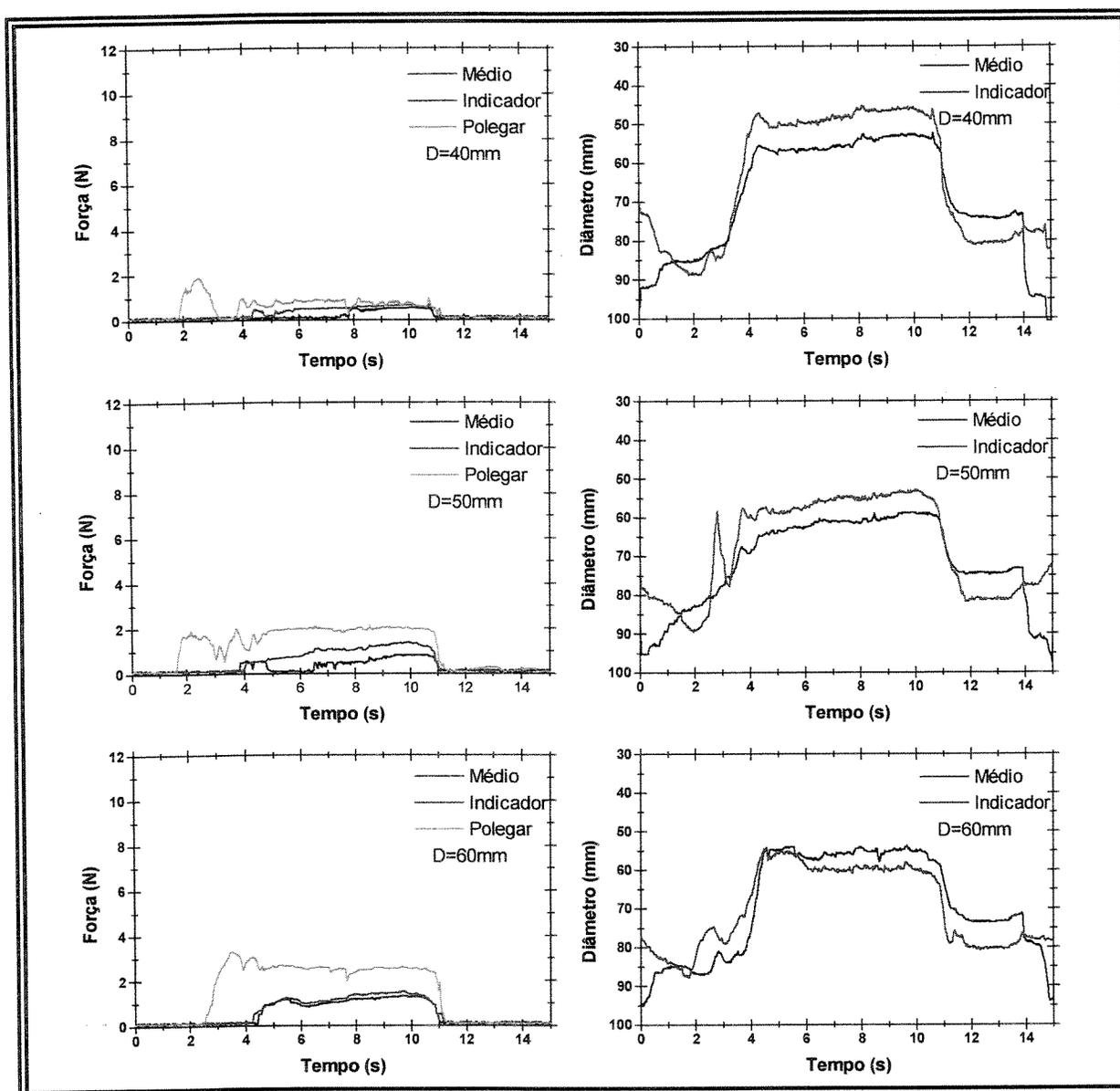


Figura 6.67 – Curvas das forças exercidas e da posição dos dedos durante a prensão de cilindros com diâmetros diferentes.

- Sessão 9 - objeto: copo preenchido com diferentes pesos (2-10 N)

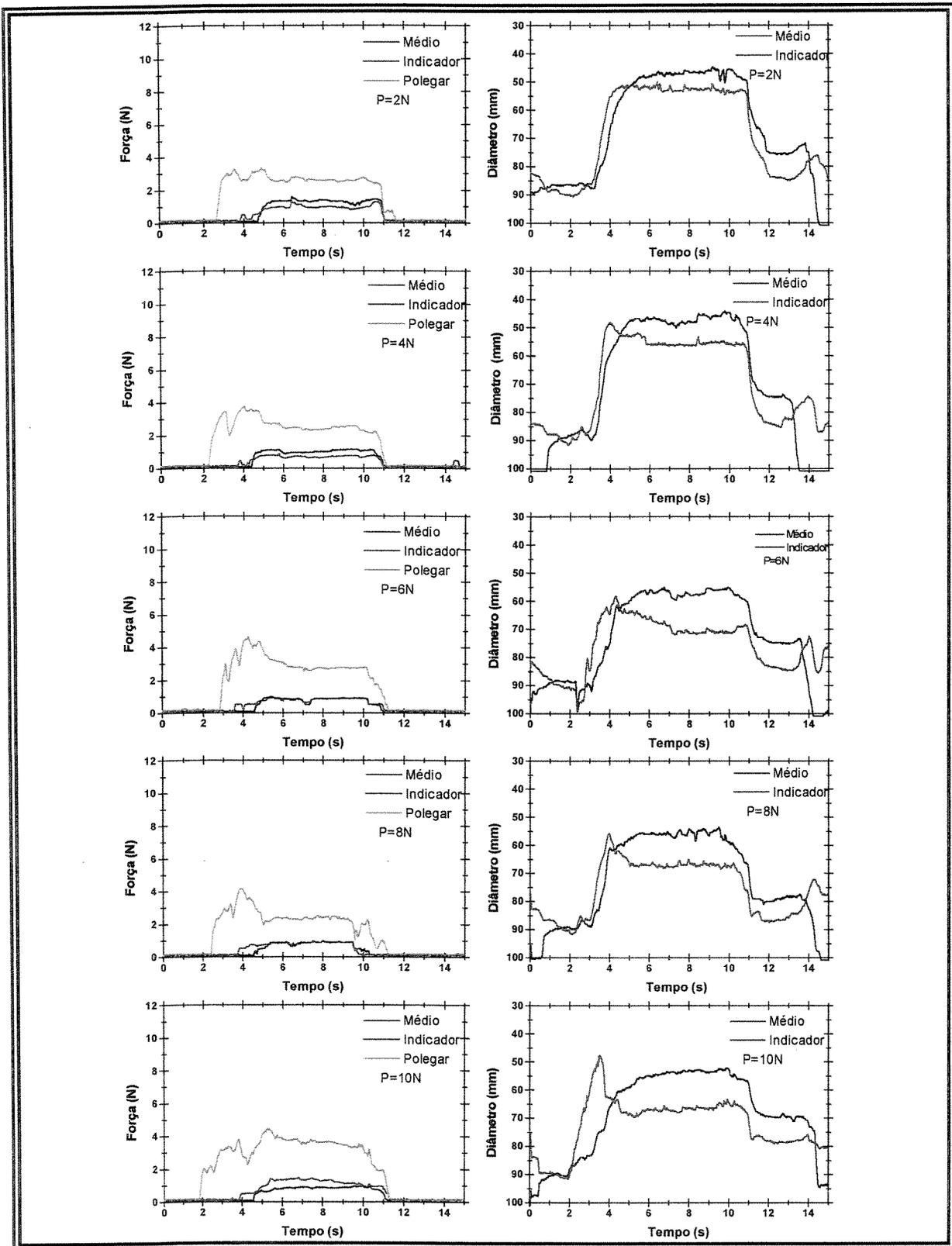


Figura 6.68 – Curvas das forças exercidas e da posição dos dedos durante a prensão do copo preenchido com diferentes pesos.

- Sessão 10 - objeto: copo preenchido com diferentes pesos (2-10 N)

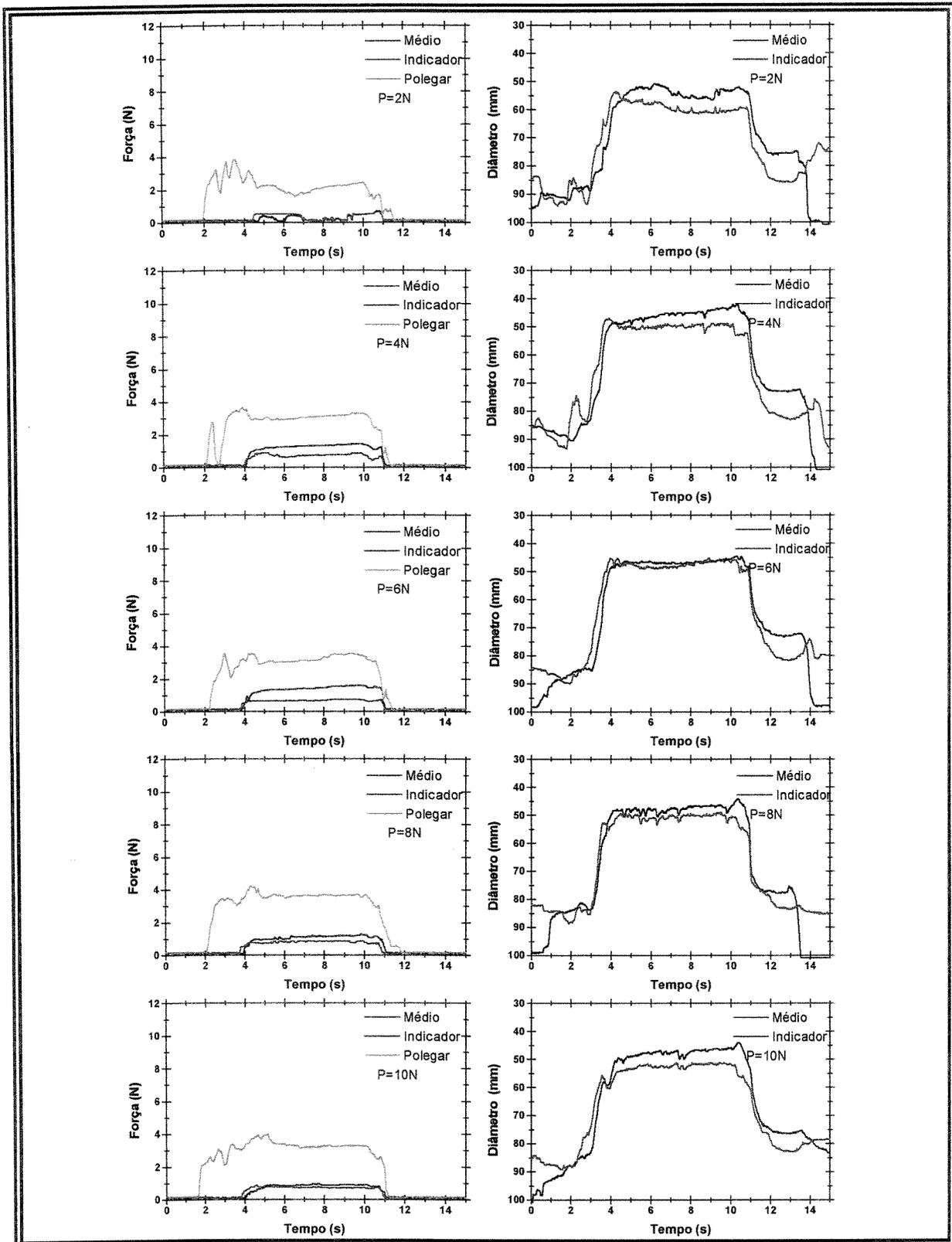


Figura 6.69 – Curvas das forças exercidas e da posição dos dedos durante a prensão do copo preenchido com diferentes pesos.

---

## 6.4 – Integração Sensoriomotora

### 6.4.1 – Pesquisa de Parâmetros

Esta etapa teve como objetivo o estudo das diferentes sensações evocadas pela variação dos parâmetros da estimulação eletrotáctil, verificando se os padrões esperados (imagem composta em movimento) poderiam ser facilmente identificados pelos voluntários. De posse dos dados pôde-se seleccionar a melhor combinação de parâmetros, para cada um dos voluntários, visando a codificação da força de preensão.

A sensação com a utilização de três canais de estimulação mostrou ser mais adequada para a codificação, por apresentar imagens mais nítidas. A utilização de dois canais de estimulação resultou em maior dispersão das linhas de corrente. A imagem não se definiu, tendo sido descrita como um borrão.

A aplicação da estimulação eletrotáctil no voluntário 4 (hemiplegia), no lado do membro afetado (direito), gerou padrões de percepção e imagens diferentes do previsto. A sensação foi descrita como um formigamento que irradiava por todo o lado das costas, inclusive em regiões distantes das áreas estimuladas. Esse formigamento persistia após o término da estimulação, dificultando a continuidade do procedimento. O procedimento foi então repetido com os eletrodos posicionados no outro lado (região posterior do ombro esquerdo), resultando nos padrões de percepção esperados. Isto mostra que a função sensorial do lado direito também foi afetada, impossibilitando a correspondência entre movimento e propriocepção. Neste caso, a integração sensoriomotora teve que ser contralateral.

A sensação descrita pelos voluntários 2 e 4 inicia-se com uma pressão pontual na região dos eletrodos. Com o aumento da amplitude (mantendo-se o fator de modulação constante), inicia-se a dispersão desta sensação (aumento da área ao redor dos eletrodos) até que a interação entre as linhas de corrente de canais consecutivos produz a sensação de uma reta ou um arco sendo desenhado sobre a pele (movimento aparente). A partir de uma certa amplitude consegue-se perceber com clareza e nitidez o traçado de uma elipse (figura 6.70). As sensações foram descritas como se um lápis estivesse sendo pressionado contra a pele (exercendo pressão), desenhando a imagem.

A diminuição do fator de modulação (mantendo-se a amplitude constante) resulta em um aumento da pressão sentida sobre a pele e um aumento da velocidade do traçado da imagem. Por outro lado, não se verificou a diminuição dos limiares de sensação e de dor. Para fatores de

modulação diferentes entre os canais, a diferença de intensidade de prensão não é percebida com clareza.

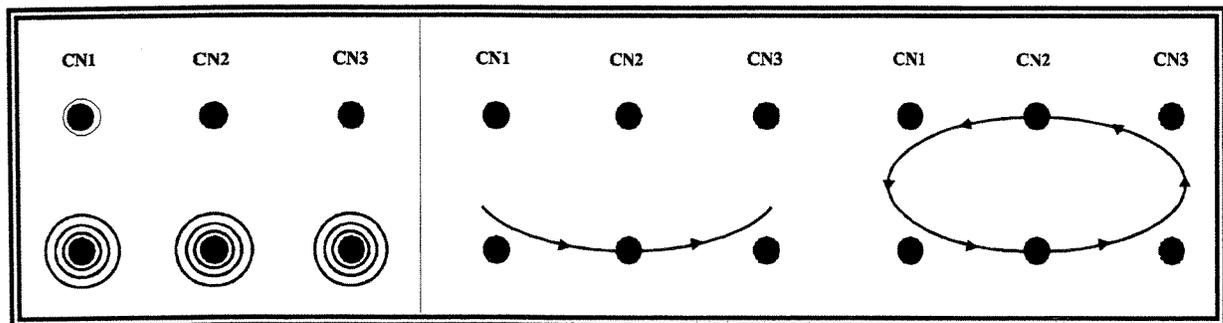


Figura 6.70 – Padrões de imagem evocadas sobre a pele.

O aumento da amplitude do sinal também resulta em um aumento da pressão sentida. A diferença de amplitude do sinal entre os canais é melhor percebida com o fator de modulação fixo em 100%. Com fatores de modulação menores, verifica-se uma maior dispersão das linhas de corrente, sentida através de um traçado mais grosso e difuso. Foi possível também a percepção de variações da elipse, como interrupção em uma extremidade ou no centro em função da utilização de amplitudes próximas ao limiar de sensação (figura 6.71).

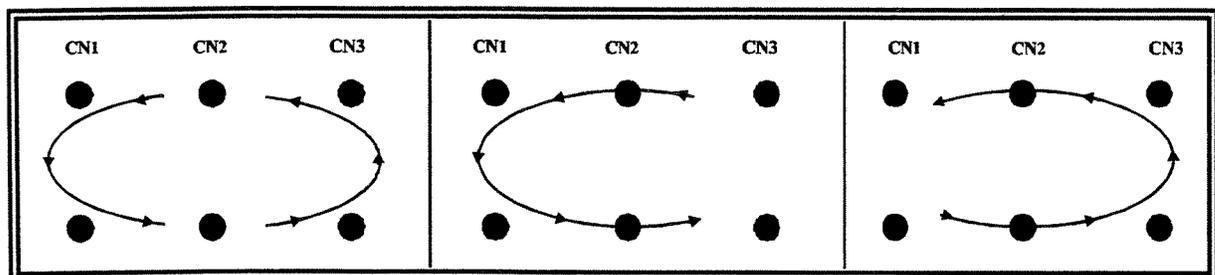


Figura 6.71 – Variações da imagem evocada sobre a pele.

Em função desses resultados, optou-se pela utilização de três canais de estimulação com fator de modulação fixo em 100% e amplitudes do sinal, para cada canal, variando em função da força exercida, que era detectada pelos sensores da luva instrumentalizada. Dessa forma, além das variações na imagem, pode-se perceber diferenças na pressão do traçado.

Os voluntários 7, 9 e 10 não conseguiram perceber os padrões de imagem propostos. Os voluntários 7 e 9 relataram apenas a sensação de um arco sendo desenhado, como se percebessem apenas a parte superior da elipse. O voluntário 10 descreveu uma elipse bem estreita com o fator de modulação em 50 e 30%. O aumento da intensidade do estímulo (seja pelo aumento da amplitude ou pela diminuição do fator de modulação) foi percebido por todos os voluntários como um aumento de pressão exercida sobre a pele, mas a distinção de intensidades diferentes entre canais também não foi

percebido com clareza. Por esses fatores não foi possível a realização da integração sensoriomotora com o código proposto.

A definição dos intervalos de amplitude a serem utilizados, para cada um dos voluntários, baseou-se na análise dos dados das tabelas 6.1 e 6.2. As tabelas 6.3, 6.4 e 6.5 mostram as sensações descritas, respectivamente pelos voluntários 7, 9 e 10, que não conseguiram perceber os padrões anteriormente descritos.

Tabela 6.1 – Voluntário 2 - Sensações evocadas em função da amplitude do sinal com fator de modulação em 100%.

Amplitude (V)			Sensação
Cn1	Cn2	Cn3	
6	6	6	Limiar de Sensação. Descrição de uma pressão pulsátil na região de cada um dos eletrodos.
7	7	7	Início de dispersão. A sensação antes pontual, começa a se espalhar ao redor dos eletrodos.
9	9	9	Início do movimento aparente – desenho de uma reta ou um arco.
10	10	10	Percepção de uma figura (talvez uma elipse). A imagem formada não se fecha. Existência de regiões indefinidas, onde o traçado não é percebido.
12	12	12	Figura fica um pouco mais nítida, mas ainda há regiões de indefinição.
15	15	15	Figura nítida – elipse fechada. Sensação de um lápis sendo pressionado desenhando a figura.
20	20	20	Desenho de uma elipse. Maior nitidez. Sensação de pressão mais intensa (aperta mais o lápis).
22	22	22	Caracteriza melhor a elipse. Sensação de pressão mais forte.
23	23	23	Não sente variação do tamanho da imagem, mas sim da intensidade de pressão.
28	28	28	Sensação forte. Parece que entra na pele. Fisgada.
20	15	10	Percebe diferença na intensidade da sensação entre os canais.
20	13	20	Percebe as extremidades da elipse mais fortes que o centro.
20	10	20	Sensação pulsátil nas extremidades.
21	21	10	A elipse não fecha, parece interrompida na extremidade.
<b>Intervalo</b>			Entre 12 e 25 V.

Tabela 6.2 – Voluntário 4 - Sensações evocadas em função da amplitude do sinal com fator de modulação em 100%.

Amplitude (V)			Sensação
Cn1	Cn2	Cn3	
8	8	8	Limiar de Sensação. Descrição de um formigamento na região de cada um dos eletrodos.
10	10	10	Início do movimento aparente – desenho de uma reta ou um arco.
12	12	12	Figura nítida – elipse fechada. Sensação de um lápis sendo pressionado desenhando a figura.
14	14	14	Desenho de uma elipse. Traçado mais grosso. Sensação de pressão mais intensa (aperta mais o lápis).
16	16	16	Desenho de uma elipse. Sensação de pressão mais forte e mais profunda. Início de dispersão começando a borrar a imagem.
18	18	18	Dispersão maior. Apesar de ser possível perceber o desenho da elipse a imagem aparece borrada.
18	14	10	Percebe diferença na intensidade da sensação entre os canais.
15	9	15	Percebe as extremidades da elipse mais fortes que o centro.
15	7	15	Sensação pulsátil nas extremidades.
14	14	7	A elipse não fecha, parece interrompida na extremidade.
<b>Intervalo</b>			Entre 9 e 18 V.

Tabela 6.3 – Voluntário 7 - Sensações evocadas em função da amplitude do sinal com fator de modulação em 100%.

Amplitude (V)			Sensação
Cn1	Cn2	Cn3	
8	8	8	Limiar de Sensação. Descrição de um formigamento na região de cada um dos eletrodos.
11	11	11	Início do movimento aparente – desenho de uma reta ou um arco.
13	13	13	Sensação de pressão. Lápis pressionado contra a pele desenhando o arco
16	16	16	Traçado mais grosso. Sensação de pressão mais intensa (aperta mais o lápis).
19	19	19	Desenho de um arco. Sensação de pressão mais forte e mais profunda. Início de dispersão começando a borrar a imagem.
23	23	23	Sensação de pressão maior e mais profunda. Parece que entra na pele. Dispersão maior.
27	27	27	Sensação incômoda. Fisgada.
9	19	19	Uma extremidade do arco está mais forte que a outra.
19	19	9	A sensação se inverte.
19	9	9	Sensação pulsátil.
19	14	14	Arco sendo desenhado. Sensação homogênea.

Tabela 6.4 – Voluntário 9 - Sensações evocadas em função da amplitude do sinal com fator de modulação em 100%.

Amplitude (V)			Sensação
Cn1	Cn2	Cn3	
9	9	9	Limiar de Sensação. Descrição de um formigamento leve.
10	10	10	Sensação pulsátil em três pontos. Sensação de formigamento.
12	12	12	Sensação pulsátil mais forte. Sensação de toque.
15	15	15	Início do movimento aparente. Traçado de um arco. Leve contração muscular
17	17	17	Arco sendo desenhado. Sensação de pressão mais forte. Contração muscular mais forte
19	19	19	Arco sendo desenhado. Sensação de pressão mais forte. Contração muscular mais forte.
25	25	25	Sensação mais forte. Fisgada na região dos eletrodos. Contração muscular forte, resultando na elevação do ombro.
21	13	21	Sensação homogênea. Não percebe distinção de intensidades entre canais
13	21	21	Sensação homogênea. Não percebe distinção de intensidades entre canais
21	10	21	Sensação homogênea. Não percebe distinção de intensidades entre canais

Tabela 6.5 – Voluntário 10 - Sensações evocadas em função da amplitude do sinal com fator de modulação em 100%.

Amplitude (V)			Sensação
Cn1	Cn2	Cn3	
6	6	6	Limiar de Sensação. Descrição de um formigamento na região de cada um dos eletrodos.
8	8	8	Início do movimento aparente – desenho de uma reta ou um arco.
12	12	12	Traçado do arco é mais rápido e mais forte. Sensação de formigamento
14	14	14	Sensação de pressão. Lápis pressionado contra a pele desenhando o arco
16	16	16	Arco sendo desenhado. Sensação de pressão mais forte e mais profunda.
18	18	18	Arco sendo desenhado. Sensação de pressão mais forte e mais profunda. Início de contração muscular.
23	23	23	Dispersão é grande. Borra o traçado.
26	26	26	Contração muscular forte, resultando na elevação do ombro. Sensação incômoda, mas não é dor.
17	6	17	Percebe dois arcos nas extremidades como dois parênteses.
6	17	17	Arco sendo desenhado. Sensação homogênea.
6	17	6	Arco sendo desenhado. Traçado fino.
17	17	6	Percebe dois traçados. O caminho da ida é diferente do caminho da volta. O início do traçado é mais forte e no final é mais leve.
6	6	17	Sensação pulsátil em um único ponto.

#### 6.4.2 – Identificação de Padrões de Força

Na segunda etapa do procedimento de integração sensoriomotora, diferentes padrões de força foram exercidos pelo operador, com a utilização da luva instrumentalizada, e o voluntário, mediante a percepção da imagem evocada através da estimulação eletrotáctil, deveria ser capaz de reconhecer

e descrever o padrão exercido. A confirmação da coerência entre o padrão descrito e o padrão de força exercido foi feita através da visualização gráfica da resposta dos sensores de força.

Para os padrões de força representados na figura 6.72, a percepção descrita pelos voluntários correspondeu a uma sensação pontual sob os eletrodos correspondentes ao dedo médio (canal 1), dedo indicador (canal 2) e polegar (canal 3) respectivamente.

Os padrões de força representados na figura 6.73 produziram a percepção da elipse sendo desenhada, mas interrompida no centro (dedo indicador), na extremidade próxima a linha medial do corpo (polegar) e na extremidade oposta (dedo médio) respectivamente. Foi possível também a identificação do dedo que estava exercendo a maior força em função da diferença de pressão sentida sob os eletrodos.

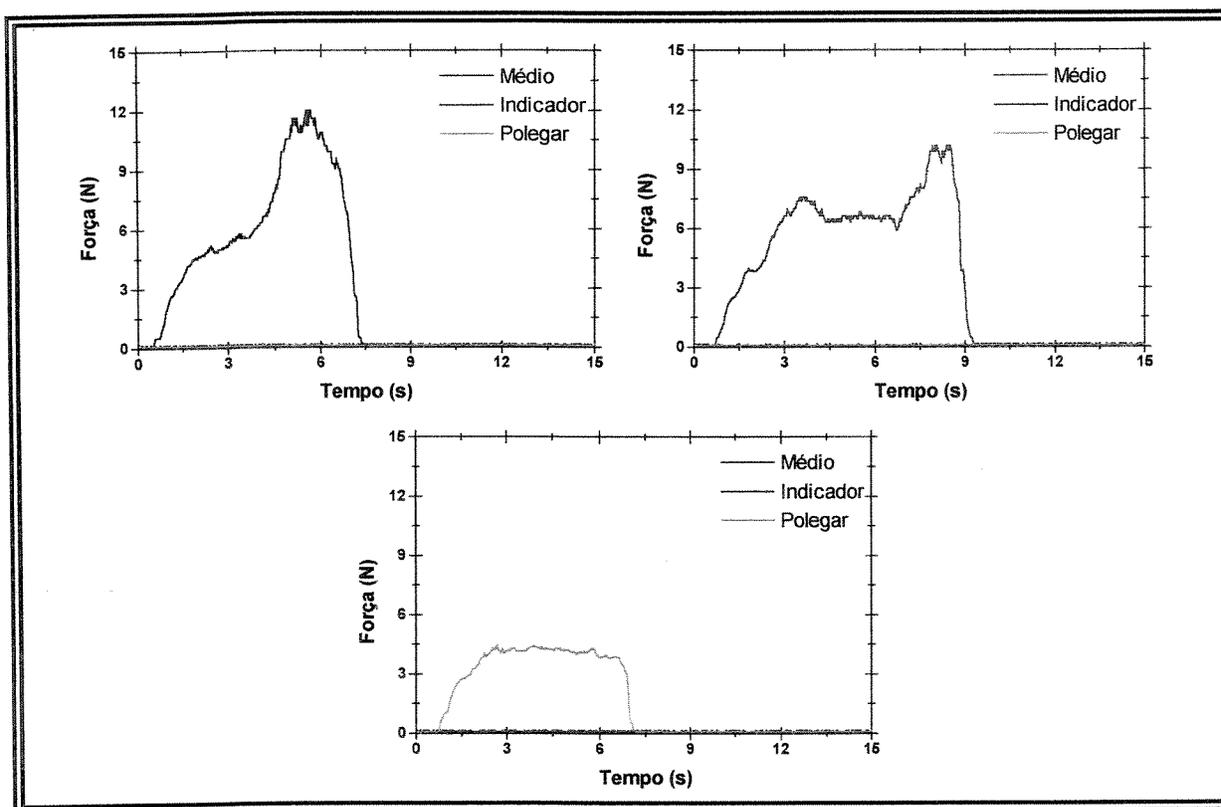


Figura 6.72 – Padrão de força exercido – um único canal de estimulação.

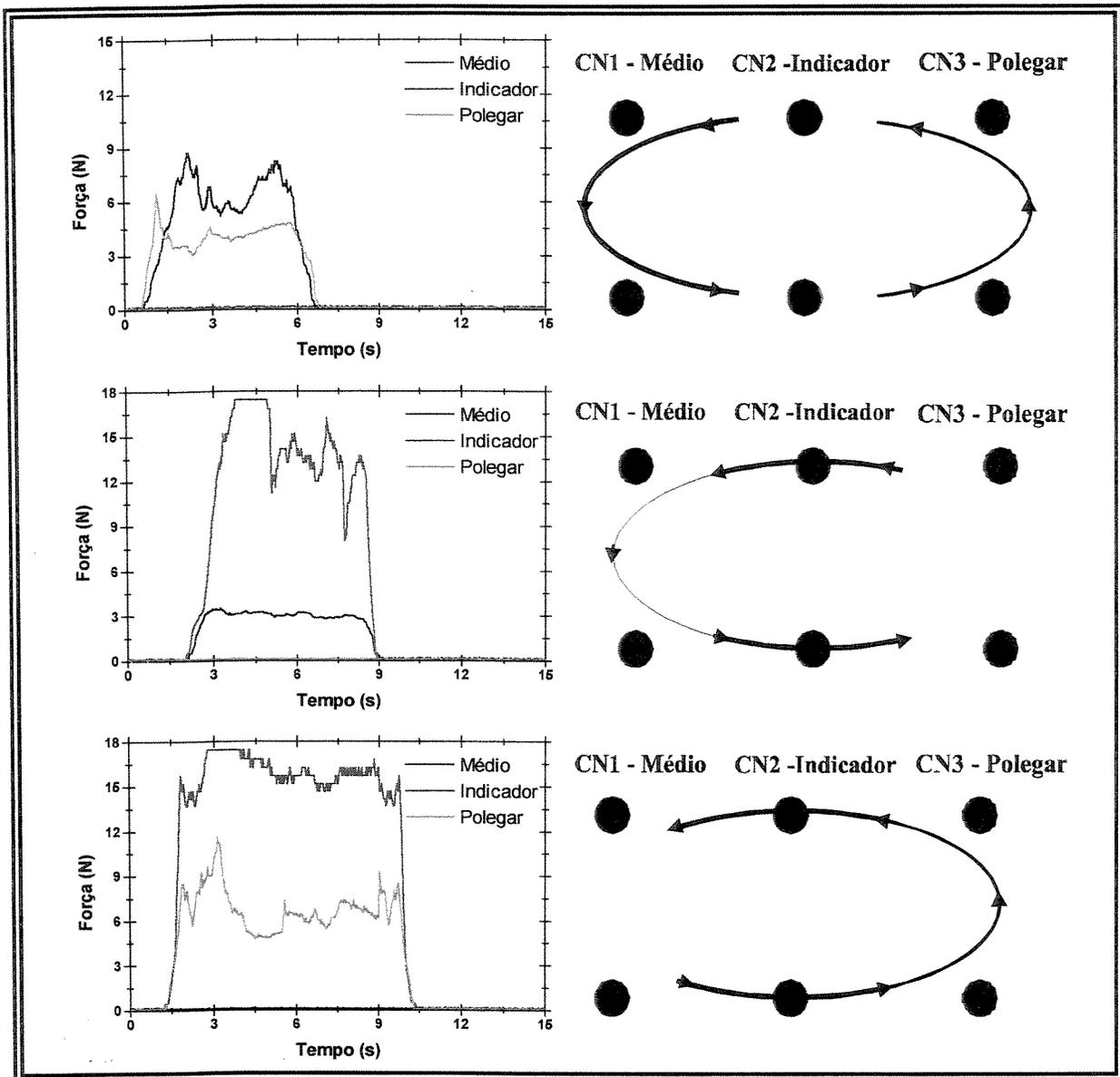


Figura 6.73 – Padrões de força exercida e de imagem evocada na pele.

Os padrões representados na figura 6.74 resultaram na percepção da elipse completa, sem nenhuma interrupção. Foi possível distinguir a ordem de magnitude das forças exercidas pelos dedos, em função da diferença na pressão percebida nas regiões correspondentes a cada um dos canais. No primeiro padrão, a pressão sob o canal correspondente ao polegar foi maior que a dos outros dois canais. Para o segundo padrão não foi possível a distinção entre as forças exercidas. No terceiro caso, a pressão percebida sob o canal correspondente ao polegar foi maior que a pressão sob o canal correspondente ao dedo indicador, que por sua vez, foi maior que a pressão percebida sob o canal correspondente ao dedo médio, possibilitando o reconhecimento do padrão de força exercido. Para o quarto padrão, representado na figura 6.74, foi possível perceber os instantes nos quais nenhuma

força foi exercida, além da variação da força exercida pelo polegar entre os três ciclos representados no gráfico.

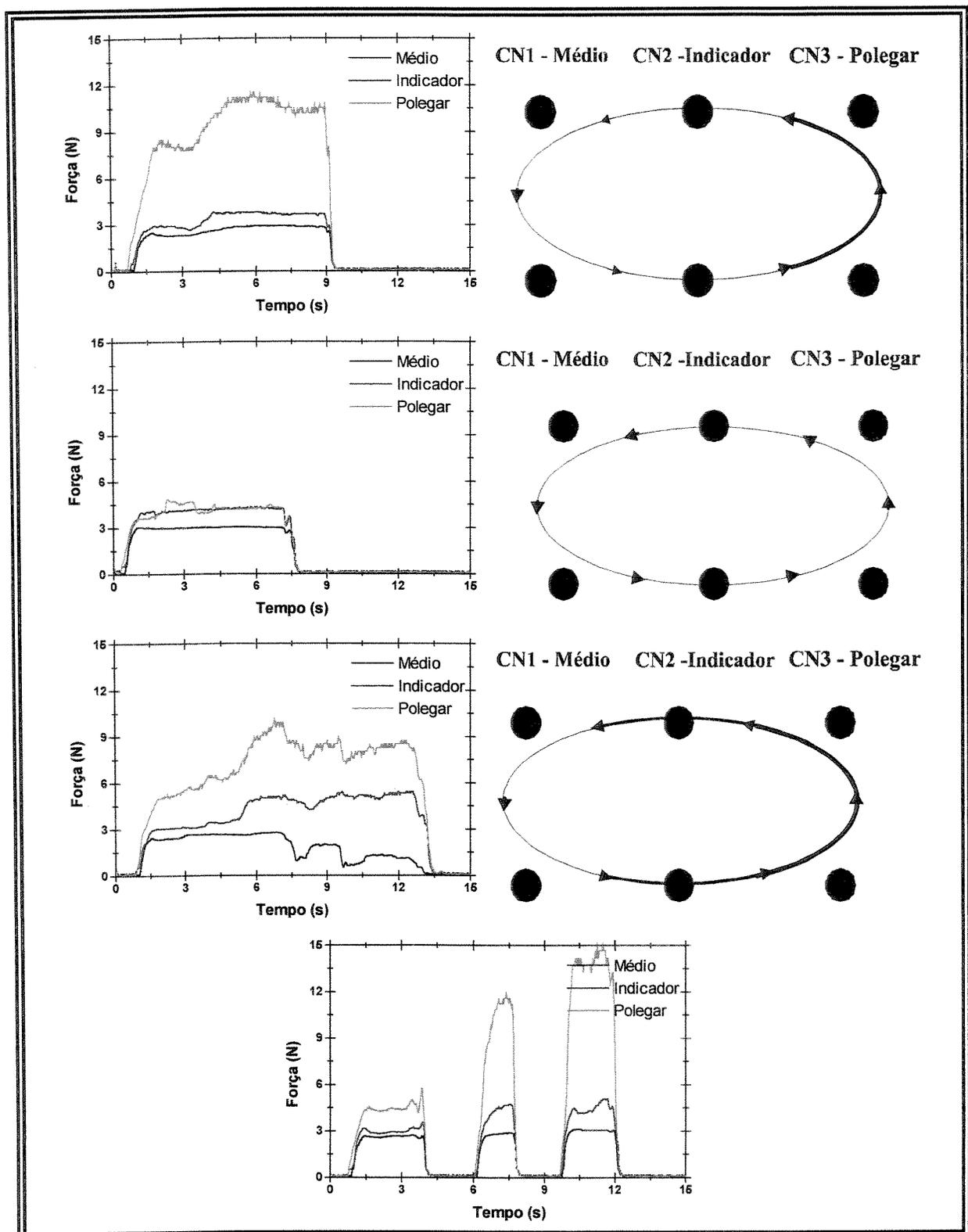


Figura 6.74 – Padrões de força exercida e de imagem evocada na pele.

---

### 6.4.3 – Integração Sensoriomotora

A integração sensoriomotora baseou-se na aplicação da estimulação elétrica neuromuscular e da estimulação eletrotáctil simultaneamente. Isto quer dizer que o padrão de força da preensão gerada artificialmente foi então codificado e o voluntário deveria ser capaz de descreve-lo.

A figura 6.75 mostra os padrões de força exercidos pelo voluntário 2 e os respectivos padrões de imagem gerados sobre a pele. A partir da percepção da variação da imagem evocada através da estimulação eletrotáctil, o indivíduo foi capaz de descrever com precisão o padrão de força que estava sendo exercido. No primeiro gráfico, os três níveis de força exercidos por cada um dos dedos foram percebidos em função da diferença na pressão sentida nas três regiões da elipse. No segundo, a pressão sentida sob os canais correspondentes ao dedo indicador e dedo médio foi equivalente e inferior a pressão sentida sob o canal correspondente ao polegar. O decréscimo da força aplicada também pôde ser percebido. O terceiro padrão resultou em uma elipse com o traçado mais forte nas extremidades (dedo médio e polegar) quando comparado com a pressão sentida na região central (dedo indicador). No último padrão de força, a elipse apresentou-se interrompida na extremidade correspondente ao polegar.

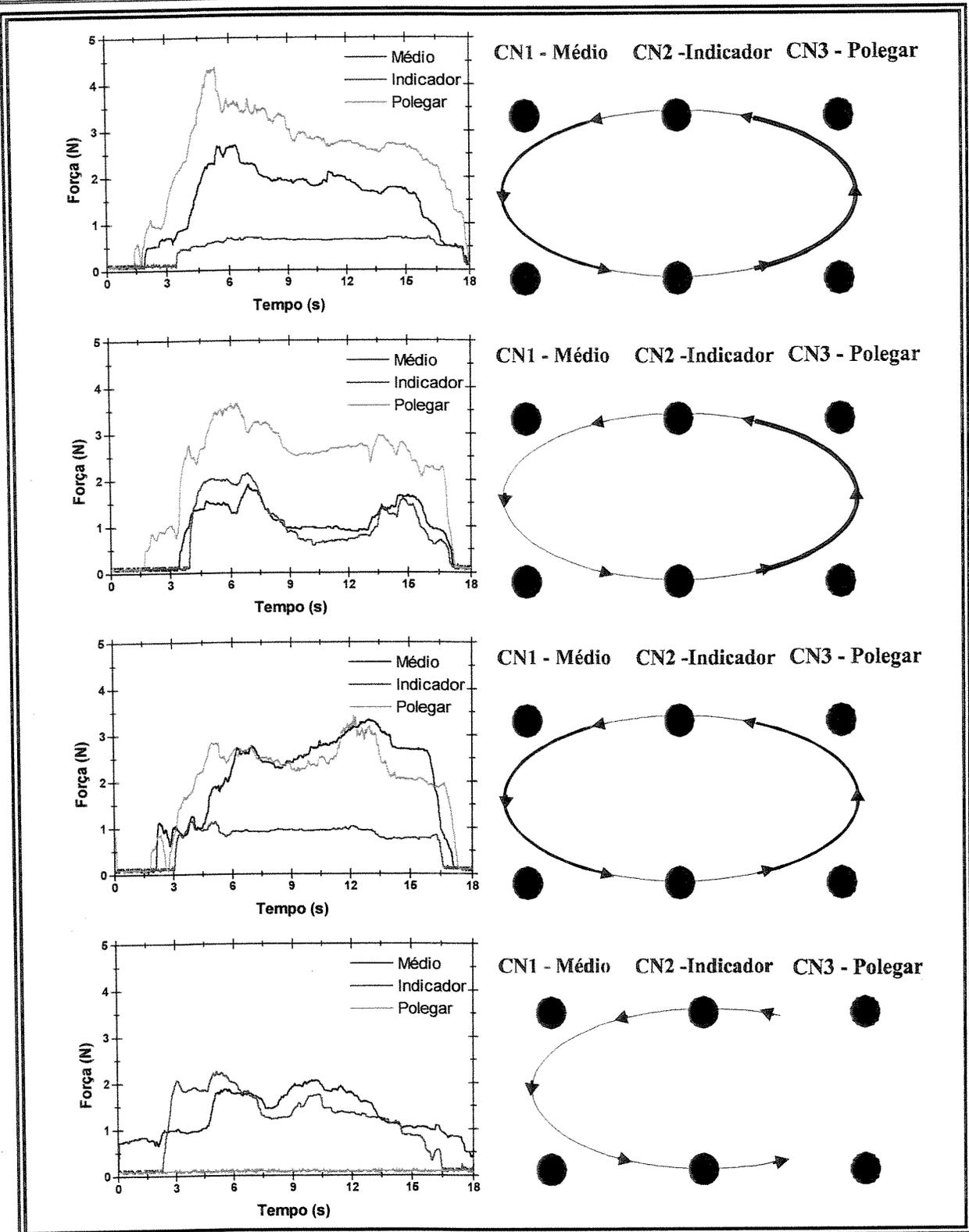


Figura 6.75 – Integração Sensoriomotora – padrões de força exercida e de imagem evocada na pele.

No primeiro gráfico da figura 6.76, o indivíduo foi capaz de perceber a diferença das forças no início da preensão e a equivalência entre as forças exercidas pelo dedo médio e polegar no final da preensão. A existência de três regiões distintas, no outro padrão de força apresentado, também pôde

ser descrita. A primeira e a última parte foram reconhecidas em função da percepção da elipse, enquanto a região central produziu uma sensação pulsátil sob o canal correspondente ao polegar.

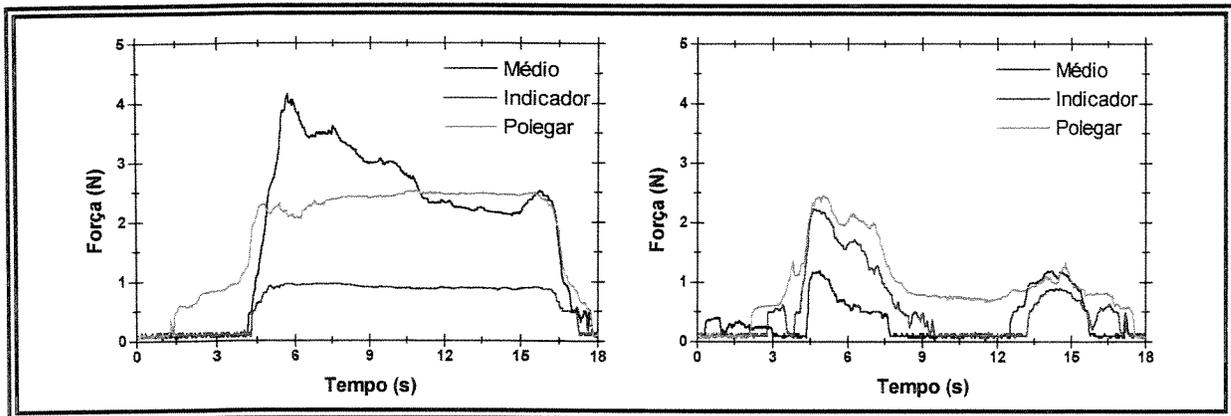


Figura 6.76 – Padrões de força de prensão exercidos durante a integração sensoriomotora.

A figura 6.77 mostra os padrões de força exercidos pelo voluntário 4 e os respectivos padrões de imagens evocadas sobre a pele. A partir da percepção da variação da imagem evocada através da estimulação eletrotáctil, o indivíduo foi capaz de descrever com precisão o padrão que estava sendo exercido. No primeiro padrão, os três níveis de força exercidos por cada um dos dedos foram percebidos em função da diferença na pressão sentida nas três regiões da elipse. No segundo padrão, a pressão sentida sob os canais correspondentes ao dedo indicador e dedo médio foi equivalente e inferior a pressão sentida sob o canal correspondente ao polegar. O terceiro padrão de força, apresentado na figura 6.77, gerou a sensação da elipse interrompida na região central. O padrão seguinte gerou, inicialmente, uma sensação de pressão pulsátil no canal correspondente ao dedo médio e, na segunda parte, com o indicador também exercendo força, a imagem da elipse interrompida na extremidade correspondente ao dedo polegar. A sensação produzida no último padrão de força foi exatamente o inverso do anterior. Iniciou com uma pressão pulsátil no canal correspondente ao polegar, para depois, na segunda parte, formar a elipse interrompida na outra extremidade, correspondente ao dedo médio.

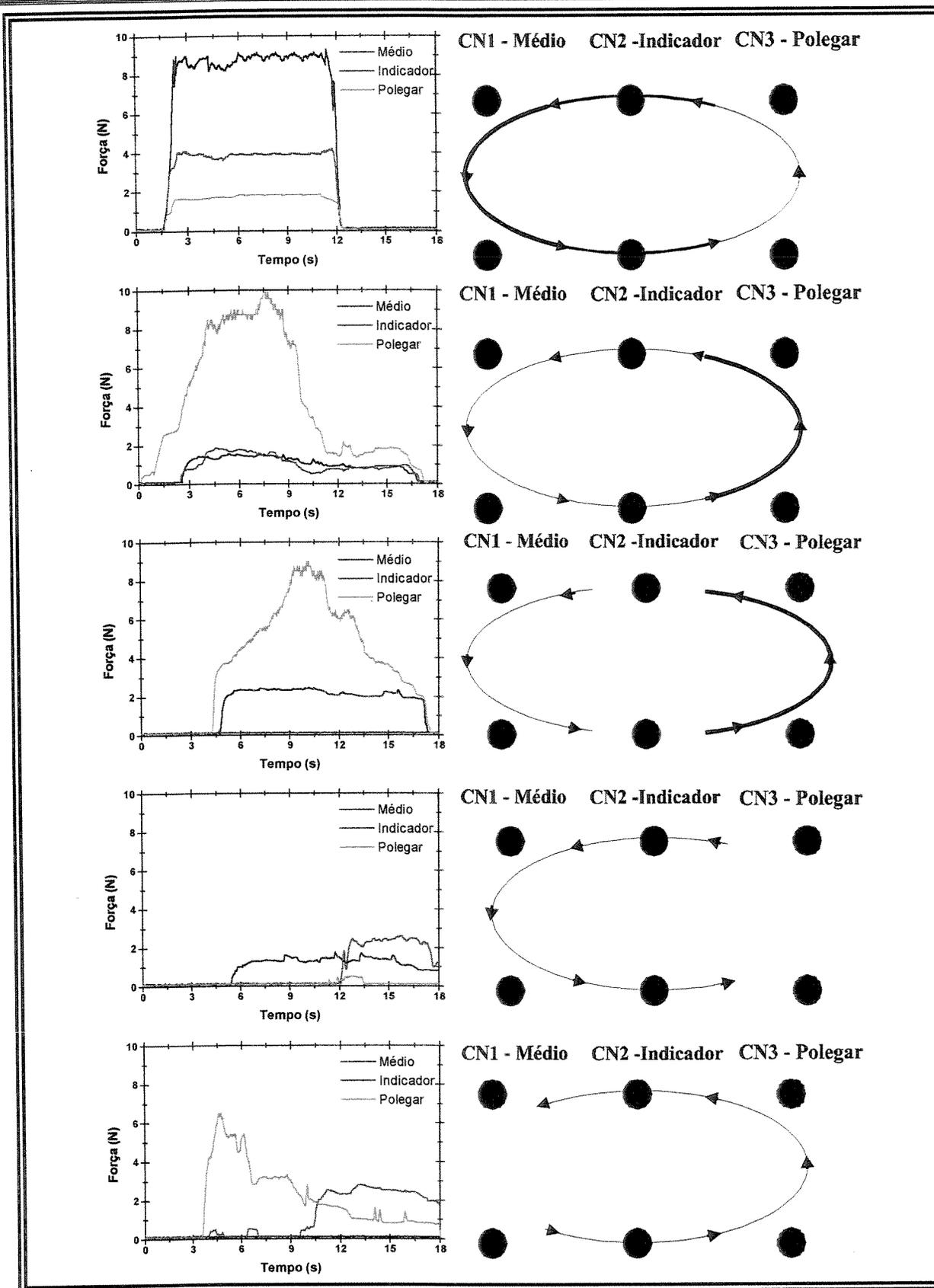


Figura 6.77 - Integração Sensoriomotora – padrões de força exercida e de imagem evocada na pele.

---

# DISCUSSÃO

---

A estimulação elétrica neuromuscular (EENM) tem-se mostrado uma técnica viável e eficiente no condicionamento de músculos paralisados e na restauração de movimentos funcionais de preensão, desde que a inervação periférica esteja preservada.

A literatura mostra que a desnervação dos músculos correspondentes à região lesionada da medula é um processo que, apesar de não ser predominante e obrigatório, ocorre com certa frequência, em função da possibilidade de destruição das raízes motoras. Esse fato é mais limitante para a reabilitação de membros superiores, uma vez que os músculos utilizados para a restauração dos movimentos de preensão coincidem com o nível da lesão (C5-C8), impossibilitando a aplicação direta da técnica de EENM na restauração dos movimentos. A transferência de tendões é um método comumente empregado por outros grupos (PECKHAM, MORTIMER e MARSOLAIS, 1980; PECKHAM, MARSOLAIS e MORTIMER, 1980; KEITH et. al., 1988; PECKHAM, KEITH e FREEHAFFER, 1988; KILGORE et. al., 1989; FREEHAFFER, 1991; LAMB, 1992; SMITH, MULCAHEY e BETZ, 1996; WATERS et. al., 1996; KILGORE et. al., 1997) para superar essa limitação, disponibilizando músculos que, apesar de paralisados, mantém a inervação preservada.

O processo de desnervação pode atingir uma musculatura específica, como é o caso dos extensores do punho (voluntário 5), podendo, então, ser facilmente superado pela utilização de uma órtese mecânica para a estabilização da articulação em uma posição funcional. Como o posicionamento do punho é fundamental para conferir à musculatura flexora um comprimento favorável à produção de tensão durante a preensão, as órteses mecânicas de estabilização do punho têm sido freqüentemente empregadas (PECKHAM, MORTIMER e MARSOLAIS, 1980; PECKHAM, MARSOLAIS e MORTIMER, 1980; KILGORE et. al., 1989; TRIOLO et. al., 1996), independente da qualidade de resposta motora dos extensores do punho à estimulação, uma vez que a estimulação por longos períodos poderia levar à fadiga muscular. Neste trabalho optou-se pela utilização da EENM sempre que possível, não tendo sido detectado limitações com relação à fadiga muscular.

Por outro lado, se a extensão da lesão atingir vários níveis pode comprometer toda a musculatura extrínseca e intrínseca da mão. Dentre os voluntários que participaram do programa de reabilitação de membros superiores, dois deles (voluntários 3 e 6) não apresentaram, no início do processo de avaliação, resposta muscular visível à estimulação elétrica neuromuscular. Esta constatação não foi suficiente para que esses indivíduos fossem excluídos do programa, uma vez que a falta de resposta muscular imediata poderia ser resultante de uma atrofia muscular grave aliada a uma desnervação parcial. A aplicação da EENM, durante pouco mais de um ano, objetivou a

---

reversão do suposto quadro de atrofia muscular e facilitação da resposta motora de músculos parcialmente desnervados. Contudo, esse procedimento resultou, em apenas um dos casos (voluntário 6), uma resposta sutil dos flexores dos dedos. Conclui-se, portanto, que a musculatura está parcial ou totalmente desnervada, não sendo possível, por meio da EENM, a obtenção de uma resposta motora suficiente e adequada à realização de movimentos funcionais de preensão. Sugere-se, nesses dois casos, uma investigação quanto a existência de músculos com inervação preservada que viabilizem a realização de transferência de tendões, ou a utilização de órteses dinâmicas funcionais, restaurando mecanicamente os movimentos de preensão.

Nos demais casos abordados, que completaram o programa de condicionamento muscular, o procedimento resultou em melhorias que, apesar de não terem sido avaliadas quantitativamente, foram visíveis e significativas, como a melhora da qualidade da resposta muscular à estimulação, diminuição da espasticidade da musculatura flexora, seja a curto ou longo prazo, e até mesmo a melhora da resposta voluntária. Os depoimentos de três voluntários (2, 4 e 7), apresentados anteriormente, relatam uma maior facilidade na realização de atividades do cotidiano, mesmo na ausência da estimulação. A frequência das sessões foi em sua maioria semanais, mas os resultados, durante um período com sessões duas vezes por semana, mostrou que essa frequência é mais apropriada. Dentre os pontos abordados, a melhora da qualidade da resposta motora à estimulação, no que se refere à força de contração e à resistência à fadiga, é um consenso entre os pesquisadores. Já a redução da espasticidade ainda é uma questão polêmica. Os resultados desse trabalho mostraram que a EENM reduz a espasticidade ao longo da sessão (benefício de curta duração), e também a longo prazo, como verificado no voluntário 4 (hemiplégico), reduzindo a rigidez das articulações, e conseqüentemente melhorando a função voluntária. A melhora da resposta muscular sob controle voluntário, em tetraplégicos, ainda não tinha sido relatada na literatura. Isto não garante que a estimulação elétrica neuromuscular (EENM) tenha propiciado o retorno da função neurológica, mas que a melhora do condicionamento da musculatura sob controle voluntário (mesmo sem ter sido diretamente estimulada) facilitou a realização de outras atividades.

Pelo tempo decorrido após a lesão (maior que 1,5 anos), pode-se dizer que as mudanças na condição geral da musculatura (paralisada ou não) deve-se ao programa de aplicação da EENM, e não a um processo natural de recuperação.

Apesar da utilização de um sistema de estimulação para aplicações clínicas em laboratório, com parâmetros fixos, temporização predefinida e eletrodos de superfície, foi possível a obtenção de movimentos funcionais de preensão, sem o auxílio de cirurgias reconstrutivas (transferência de tendão, artrodese e tenodese) como é comumente empregado por outros grupos. OBERG e

---

CLIQUET JR. (1995) também relatam a obtenção de padrões funcionais de preensão com a utilização de um sistema de estimulação neuromuscular similar. O estimulador utilizado (SOVI, HERMINI e CLIQUET JR., 1991; SOVI, 1992) era controlado por computador (saída paralela), apresentava oito canais de estimulação com saída em tensão e alimentado por baterias alcalinas. Os parâmetros de estimulação eram fixos (largura de pulso de 300  $\mu$ s e frequência de 25 Hz) e definidos por um software para ambiente DOS. A seqüência de estimulação, bem como a temporização do sinal também eram definidos no software.

Este estimulador serviu como modelo para o desenvolvimento de um sistema mais versátil. O estimulador neuromuscular, descrito no capítulo Materiais e Métodos, é controlado por um notebook, conferindo um caráter mais portátil ao sistema. O software, desenvolvido para ambiente Windows fornece uma interface mais amigável com o usuário para a definição das seqüências e dos parâmetros de estimulação, além de outras funções. A possibilidade de utilização de diferentes parâmetros de estimulação viabiliza também o estudo da função motora, de uma maneira mais ampla. A alimentação por meio de reguladores de tensão e baterias recarregáveis garantem a manutenção do sinal de saída por mais tempo, além de ser um meio mais econômico, não necessitando trocas freqüentes de baterias.

A divisão do movimento em sub-fases (abertura, posicionamento e preensão) foi proposto inicialmente por OBERG e CLIQUET JR. (1995), possibilitando a coordenação dos diversos músculos na restauração do movimento de preensão. Em OBERG (1995) são propostas e analisadas várias seqüências de estimulação para a obtenção da preensão palmar. O autor verificou que a utilização dos músculos extensor radial longo do carpo, extensor comum dos dedos e abductor curto do polegar conferiam uma abertura e um posicionamento adequado à realização da preensão, obtida pela ativação do flexor profundo dos dedos e oponente do polegar, mantendo a estimulação do extensor radial longo do carpo e do abductor curto do polegar. O uso dos lumbricais resultou em uma preensão inadequada.

A diferença entre as seqüências propostas por OBERG (1995) e a seqüência definida neste trabalho é muito sutil, mas resultou em uma melhor qualidade do movimento. A introdução dos lumbricais na fase de posicionamento permite que os dedos se aproximem do objeto e garante, pela flexão das articulações metacarpofalangeanas, que os dedos contornem o objeto, na sub-fase de preensão, pela ativação do músculo flexor superficial dos dedos. A ativação do flexor profundo dos dedos, possível somente com a ativação simultânea da musculatura superficial, resultou na expulsão do objeto pela flexão das articulações interfalangeanas distais dos dedos. O uso dos lumbricais em OBERG (1995) não resultou em uma preensão adequada, provavelmente em função da intensidade

---

do estímulo aplicado, conferindo uma certa rigidez às articulações interfalangeanas, e pelo ponto de estimulação, através do nervo ulnar, e não pelos pontos motores. Esse músculo tem uma função auxiliar na preensão e, portanto, o nível de estimulação utilizado deve ser inferior àquele que produziria a rigidez das articulações, objetivando apenas uma leve flexão das articulações metacarpofalangeanas dos dedos. Outra diferença é a aplicação de modulação de largura de pulso na transição entre sub-fases, não permitido com o sistema anterior, que possibilita, por meio da coativação de agonistas e antagonistas, a obtenção de movimentos mais suaves e não robotizados.

OBBERG (1995) propôs ainda a utilização da preensão paralela em extensão, que seria adequada à preensão de objetos planos como folha de papel ou um livro. Apesar de concordar com a utilidade desse padrão, o mesmo pode ser substituído pela utilização da preensão lateral também adequada à preensão de outros objetos como instrumentos para a escrita (caneta e lápis) e talheres. Contudo esse padrão (preensão lateral) foi considerado inviável, pelo referido autor, uma vez que a ativação do flexor profundo dos dedos provocou a flexão do polegar, conferindo um posicionamento inadequado. A substituição desse músculo pelo flexor superficial dos dedos, na seqüência de preensão lateral, proposta neste trabalho, propiciou uma preensão adequada dos objetos.

Pela aplicação das seqüências definidas para preensão palmar e lateral, com a divisão do movimento em sub-fases e a utilização de modulação de largura de pulsos na transição entre sub-fases, os objetos mantiveram-se fixos e estáveis durante a manipulação e contra forças perturbadoras, possibilitando a realização de atividades do cotidiano como comer, beber e escrever. Vale salientar que esses padrões são adequados à preensão de outros objetos, além dos utilizados nas aplicações clínicas, auxiliando na realização da maioria das atividades presentes no cotidiano. Dentre as diversas atividades, a escrita requer uma fase de treinamento, uma vez que os movimentos finos da mão devem ser substituídos por movimentos do cotovelo e do ombro.

A utilização da preensão de força com extensão do dedo indicador possibilitou a obtenção de um posicionamento dos dedos adequado à realização de uma atividade muito comum nos dias de hoje; a digitação com o uso de um computador permite também uma atividade profissional.

Contudo, para a aplicabilidade da EENM de maneira cotidiana é fundamental que o sistema também seja funcional. Para isso, é indispensável a utilização de algum mecanismo de comando proporcional, substituindo a temporização predefinida, permitindo a seleção automática dos diferentes padrões de preensão e a utilização de diferentes níveis de estimulação de acordo com o objeto e a atividade a ser realizada. Dentre os métodos de comando, apresentados anteriormente, o movimento do ombro parece o mais adequado, podendo ser monitorado através de um sensor específico ou através de eletromiografia dos músculos. O uso do punho só é viável para indivíduos

---

com lesões a partir de C6; o uso da voz é um procedimento não cosmético, que pode ter o seu funcionamento prejudicado em ambientes barulhentos; e o uso de chaves permite apenas o disparo da seqüência, sem a possibilidade de um controle proporcional preciso.

A utilização de eletrodos de superfície tem sido considerada inadequada à obtenção de movimentos funcionais (PECKHAM, 1987; PECKHAM, KEITH e FREEHAFFER, 1988; YARKONY, ROTH, CYBULSKI e JAEGER, 1992); o correto posicionamento é uma atividade laboriosa; o número de músculos que podem ser estimulados é limitado em função da área da superfície disponível; e a ativação seletiva de músculos profundos é impraticável. Contudo, esse trabalho mostrou que é possível a obtenção de padrões funcionais de preensão com eletrodos de superfície e com a utilização de um número mais reduzido de músculos, mantendo-se a mesma qualidade do movimento ou até superior, quando comparado a outros trabalhos (PECKHAM, MORTIMER e MARSOLAIS, 1980; PECKHAM, MARSOLAIS e MORTIMER, 1980; KILGORE et. al., 1989; HANDA, OHKUBO e HOSHIMIYA, 1989; NATHAN e OHRY, 1990; KILGORE et. al., 1997). Além disso, com a prática, o correto posicionamento dos eletrodos torna-se mais fácil e rápido; os problemas de seletividade podem ser contornados pela aplicação de técnicas específicas como as estudadas por ZHOU, BARATTA e SOLOMONOW (1987) e FANG e MORTIMER (1991b). As limitações que ainda persistem, como questões cosméticas, e a falta de repetibilidade do movimento pelo reposicionamento diário dos eletrodos e pelo deslocamento dos eletrodos com relação aos pontos motores durante o movimento, só podem ser superados pela utilização de sistemas totalmente implantados.

O desenvolvimento e utilização de sistemas implantados é uma tendência a ser seguida, mas que ainda necessita de maiores investigações, visando minimizar os problemas decorrentes do processo cirúrgico, como danos teciduais, fibrose, problemas de cicatrização e infecções, e problemas técnicos como falhas no equipamento, quebras de eletrodos e problemas relacionados à segurança elétrica. A superação desses problemas possibilitará a utilização das neuropróteses por longos prazos e de maneira realmente integrada à vida dos deficientes. Enquanto isso, a utilização de sistemas externos com eletrodos de superfície parece uma alternativa segura, não invasiva e eficiente para a restauração de movimentos funcionais.

A falta de repetibilidade do movimento obtido artificialmente é mais crítica com a utilização de eletrodos de superfície, mas também atinge sistemas com eletrodos percutâneos. Isto porque ocorrem alterações nas propriedades de recrutamento e na resposta muscular que são inerentes ao sistema neuromuscular biológico, e independentes do sistema artificial utilizado para a restauração dos movimentos.

---

Para aumentar a estabilidade, a repetibilidade e a regulação das propriedades do músculo sob diferentes condições de carregamento, fadiga e comprimento muscular, é necessário a implementação de lógicas de controle automático, capazes de responder adequadamente às alterações inerentes da musculatura e a distúrbios externos, possibilitando os ajustes no movimento em curso, da mesma forma que ocorre, naturalmente, no sistema biológico de controle motor. Os estudos têm mostrado que sistemas de controle em malha fechada que utilizam uma combinação de força exercida e posição dos dedos como parâmetros representativos do movimento podem regular a preensão sob um vasto intervalo de condições. Antes do contato, a realimentação da posição dos dedos pode fornecer informações sobre a resposta motora evocada. Depois do contato, a realimentação da força exercida é mais importante, impedindo que o objeto escorregue. Mas a realimentação de posição também pode ser importante impedindo a deformação ou a quebra do objeto. Contudo, o uso prático desses sistemas tem sido limitado por razões técnicas relacionadas ao desenvolvimento de sensores adequados à monitoração dos parâmetros que caracterizam o movimento. As investigações nesse campo têm tomado duas direções distintas; uma aborda o desenvolvimento de sensores artificiais (externos ou implantados) enquanto a outra aborda o uso dos sinais derivados dos sensores biológicos existentes no organismo, especificamente os sensores tácteis da pele. São grandes as exigências, e apesar dos esforços, a aplicação dos sistemas em malha fechada continuam restritos ao ambiente laboratorial. Os sensores utilizados nessas aplicações são em sua maioria muito grandes para a monitoração da preensão durante a realização de atividades do cotidiano.

Neste trabalho foram propostos dois sistemas de sensores para monitorar a força de preensão e a posição dos dedos durante o movimento. Apesar de não representarem o método ideal, oferecem a melhor alternativa presente até o momento. A fixação dos sensores em luvas permite uma boa aderência e a possibilidade de monitoração dos parâmetros durante uma atividade real. A avaliação quantitativa do movimento é uma condição imprescindível na restauração de movimentos, seja para propósitos meramente clínicos ou para realimentação de um sistema de controle automático. Os resultados do procedimento de avaliação da preensão palmar, apresentado neste trabalho, apontam algumas questões.

A primeira delas corresponde à similaridade dos padrões de força obtidos artificialmente com os padrões desenvolvidos voluntariamente por indivíduos normais, com relação a distribuição e ao intervalo das forças entre os dedos e à forma das curvas. CASTRO e CLIQUET JR. (1997) verificaram que a força, na preensão palmar, é exercida principalmente pelo polegar e um dos dedos (indicador ou médio), enquanto os outros agem como auxiliares, atuando na estabilidade do objeto.

Com relação à forma das curvas, dois padrões ocorrem com frequências estatisticamente semelhantes. No primeiro deles, a força se mantém constante durante a manipulação do objeto, enquanto o segundo padrão apresenta um pico de força associado ao instante da preensão do objeto. A similaridade com relação à distribuição e ao intervalo das forças é possível mediante a utilização de níveis adequados de estimulação. Na preensão palmar existe uma relação entre as intensidades de estímulo aplicadas ao flexor superficial dos dedos e o oponente do polegar, que resulta em um padrão de força similar ao padrão normal. Já a forma da curva está mais relacionada à resposta motora à estimulação elétrica neuromuscular do que aos parâmetros em si. Como os parâmetros foram mantidos constantes, era de se esperar que as curvas de força apresentassem um platô constante também. Porém, além desse padrão, foi verificado, em algumas curvas, a ocorrência de picos de força no instante da preensão. Em indivíduos normais este pico de força está relacionado à necessidade de se desenvolver uma força inicial maior para vencer a inércia do objeto que está inicialmente parado (CASTRO e CLIQUET JR., 1997). BURELBACH e CRAGO (1994) também verificaram a ocorrência desses mesmo padrão com a utilização de um sistema de EENM, mas, neste caso, o indivíduo podia comandar o nível de estimulação, podendo também estar relacionado à necessidade de se vencer a inércia do objeto. Por outro lado, a ocorrência desse padrão com a utilização do sistema apresentado, sem sinal de comando proporcional e com parâmetros de estimulação fixos durante a sessão, parece estar relacionada ao tipo de resposta do músculo à estimulação, podendo representar uma reação à estimulação através de uma contração inicial mais forte, seguida por uma certa habituação e manutenção de níveis de força inferiores.

Uma segunda questão a ser abordada é a falta de repetibilidade dos padrões de força obtidos por um mesmo indivíduo, durante uma mesma sessão clínica, na qual o posicionamento dos eletrodos, bem como os parâmetros de estimulação mantiveram-se inalterados. As diferenças verificadas entre sessões podem ser atribuídas a diferenças no posicionamento dos eletrodos e às intensidades relativas do estímulo aplicado, o que não ocorre durante uma mesma sessão. Isso mostra que a resposta do músculo realmente se altera com o tempo e em função de condições fisiológicas e que, portanto, a manutenção de um mesmo padrão de resposta só seria possível com a alteração dos parâmetros de estimulação. Isto confirma a necessidade de uma lógica de controle automático capaz de compensar essas alterações através de ajustes no estímulo aplicado.

Outro fator que merece destaque é a individualidade da resposta motora e do movimento resultante, seja ele artificial ou voluntário. Esta constatação remete à necessidade não apenas de um mapa de estimulação mas também de um sistema de monitoração específico para cada indivíduo. Como mostrado na figura 6.9, cada indivíduo apresentou uma configuração de posicionamento

---

diferente para um mesmo padrão de preensão, requerendo, portanto, sensores em diferentes posições. Outro fator relevante é o tamanho da luva que deve apresentar uma boa aderência à mão, sem folgas, não permitindo que, durante o movimento, o sensor tenha a sua posição relativa alterada. Isto é importante para garantir a correspondência entre os dados, uma vez que um padrão de força inadequado pode ser resultante de um mau posicionamento dos sensores e não de parâmetros de estimulação ou de uma resposta motora inadequados.

As intensidades de estimulação utilizadas neste trabalho, resultaram em forças suficientes para a preensão de um objeto de 10 N de peso. Isto quer dizer que uma força excessiva estava sendo desenvolvida para a preensão de objetos mais leves. CASTRO e CLIQUET JR. (1997) verificaram que a força exercida, por um indivíduo normal, é diretamente proporcional ao peso do objeto. A utilização de um sistema de comando proporcional possibilitaria, então, a variação da intensidade do estímulo aplicado em função do peso do objeto, desenvolvendo assim a força necessária e suficiente na preensão.

O sensor de posição dos dedos, por outro lado, permitiu a avaliação do movimento com relação ao tamanho da abertura da mão. Esse parâmetro se manteve constante durante a manipulação em função da rigidez dos objetos utilizados. A resposta do sensor mostrou-se proporcional ao diâmetro do objeto, podendo, então, servir como um indicativo do tamanho da abertura da mão. Durante a monitoração foi possível também a detecção da espasticidade dos flexores dos dedos, que resistiam a ação dos extensores. Este fato é evidente nos dados obtidos pelo voluntário 7 (figuras 6.45 a 6.49) principalmente com relação ao dedo médio, através de picos no início e no final das curvas de posição que coincidem com as sub-fases de abertura da mão.

A avaliação dos sensores e do movimento obtido artificialmente foi restrito a um único padrão de preensão. Para outros padrões é necessário a adição de sensores em outras regiões, a fim de cobrir as principais áreas de contato com os objetos. Para a preensão lateral, deve-se colocar sensores na face palmar da falange distal do polegar e na face lateral da falange medial do indicador. Outra possibilidade seria a adição de um ou dois sensores na palma da mão. A adição de sensores de posição nas articulações metacarpofalangeanas dos dedos e do polegar seria de igual valor. De qualquer forma, o conjunto de sensores mostrou ser uma alternativa promissora para a monitoração dos parâmetros que caracterizam a preensão, possibilitando o desenvolvimento de sistemas de EENM que permitam a otimização entre os parâmetros de estimulação, os ângulos articulares e a força desenvolvida na preensão.

Outra utilidade dos sensores apresentados é servir como fonte de realimentação para um sistema de restauração da função sensorial. Pela falta de propriocepção, o indivíduo não tem

---

consciência do movimento obtido artificialmente, se não àquela possível a partir da realimentação visual. O controle do movimento através de comando voluntário, apesar de ser imprescindível para a funcionalidade do sistema artificial, é impreciso e, na maioria das vezes, resulta em uma força superior àquela que seria necessária à apreensão e à realização da atividade.

Para aumentar a habilidade do indivíduo em controlar e coordenar o movimento obtido artificialmente é fundamental restaurar também a função sensorial. Além disso, a redução da necessidade de realimentação visual, liberando esse sentido para outras tarefas, possibilitará uma maior interação do indivíduo com o ambiente circundante. A restauração de uma função proprioceptiva é também de fundamental importância no processo de reabilitação motora de indivíduos que sofreram acidente vascular cerebral, como discutido por BOWMAN, BAKER e WATERS (1979); COZEAN, PEASE e HUBBELL (1988) e KRAFT, FITTS e HAMMOND (1992), proporcionando os meios para melhorar o controle voluntário sobre o membro afetado.

A sensação tátil tem sido considerada atrativa, podendo servir, se devidamente codificada, como um canal de entrada sensorial alternativo. Para a comunicação tátil, a aplicação de estímulos elétricos codificados sobre a pele tem se mostrado uma técnica adequada e eficiente. É importante que esse estímulo seja claro, confortável e facilmente interpretado, segundo o código estabelecido.

Contudo, a restauração da função proprioceptiva tem sido abordada de forma isolada, sem a devida integração com sistemas de restauração da função motora, para realimentar o indivíduo com informações do movimento obtido artificialmente.

NOHAMA e CLIQUET JR. (1988) apresentaram a utilização do fenômeno Phi Tátil como um método extremamente poderoso para a substituição proprioceptiva, permitindo a criação de uma série de figuras táteis, compostas e em movimento (diferentes tamanhos e posições), dinâmicas como a própria ação humana, com somente dois ou três canais de estimulação. Contudo, a implementação do sistema continuou restrito ao estudo das sensações táteis, sem aplicação prática.

Para a restauração da função proprioceptiva da apreensão pode-se, então, usar o mesmo sistema de sensores aplicados para a avaliação do movimento, fornecendo a realimentação da força exercida e da variação da posição dos dedos. Dentre os diversos códigos propostos na literatura, a modulação espacial parece mais adequada à transmissão da informação da posição dos dedos, enquanto a modulação de intensidade seria responsável pela codificação da força exercida.

Tomando o sistema apresentado por NOHAMA e CLIQUET JR. (1988) como modelo, foi desenvolvido o estimulador eletrotátil descrito no capítulo Materiais e Métodos. A diferença básica entre os sistemas é que o primeiro utiliza pulsos de corrente enquanto a versão descrita aqui utiliza saída em tensão. A aplicação da estimulação eletrotátil, nos procedimentos de pesquisa de

---

parâmetros e sensações, mostrou que a substituição de pulsos de corrente por tensão resultou em diferenças fundamentais na imagem evocada, não sendo possível a percepção do deslocamento relativo da imagem entre os eletrodos, no sentido do canal mais forte, nem diferenças no tamanho da imagem e tão pouco de uma imagem nítida com a utilização de dois canais de estimulação. A variação do fator de modulação também mostrou-se inadequado para a codificação por não resultar em padrões facilmente interpretados. Essas diferenças ocorrem porque com o sinal em tensão, a corrente que efetivamente flui não pode ser controlada com precisão por depender da impedância do tecido estimulado. Estes fatos excluíram a possibilidade de codificação através da modulação espacial, como proposto por NOHAMA e CLIQUET JR. (1988).

Por outro lado, verificou-se a viabilidade de codificar a força de preensão através dos diferentes padrões de imagem, evocados em função da variação proporcional das intensidades dos estímulos de cada um dos canais. A aplicação da integração sensoriomotora mostrou que esse código é facilmente interpretado, possibilitando ao usuário descrever claramente o padrão de distribuição da força que ele próprio estava executando durante a preensão e não apenas a força total como implementado por NEUMAN et. al. (1990), SZETO e RISO (1990) e por RISO, IGNAGNI e KEITH (1991),.

Contudo, esse método e mais especificamente o código proposto, apresentam uma limitação, sendo inviável a sua utilização na restauração da função proprioceptiva em indivíduos com lesões acima de C6. Nesses casos, a área do ombro com sensação preservada é muito pequena, como pode ser visualizado na figura 3.1, e a aplicação de eletrodos monopolares obriga a utilização dos dermatômos correspondentes a C4 e C5. Os resultados da aplicação da estimulação eletrotáctil em indivíduos com nível de lesão em C5 e C5/6 mostraram que esses indivíduos percebiam claramente apenas a região superior da elipse, descrita como um arco. Isto porque esses eletrodos estavam localizados no dermatômo de C4 que mantém a função sensorial preservada. Já a região inferior da imagem estava localizada em uma área afetada pela lesão (dermatômo de C5), não sendo, portanto, percebida com clareza pelo indivíduo.

Diante disso, as alternativas seriam a mudança da região estimulada ou do método de estimulação baseando-se em eletrodos bipolares concêntricos. Para tanto, novas investigações devem ser feitas com relação às sensações evocadas para a definição de um novo código.

---

## **CONCLUSÕES**

---

Este trabalho mostrou a viabilidade da utilização da estimulação elétrica neuromuscular com eletrodos de superfície não apenas do ponto de vista terapêutico, no condicionamento de músculos paralisados, mas também do ponto de vista funcional, na restauração da função motora da mão. O sistema desenvolvido proporcionou um meio controlado para coordenar a ação de diversos músculos visando padrões funcionais de preensão e a realização de atividades comuns do cotidiano como comer, beber e escrever, e digitação com o uso de um teclado de computador.

As luvas instrumentalizadas com sensores de força e de posição permitiram caracterizar quantitativamente o movimento obtido artificialmente durante uma atividade de beber, mostrando que é possível obter padrões de preensão similares ao padrão normal, desde que sejam implementados seqüências e parâmetros de estimulação criteriosos.

Além desse processo de caracterização e avaliação do movimento, o sistema de sensores, e mais especificamente a luva instrumentalizada com sensores de força, viabilizou a implementação de uma alça de realimentação proprioceptiva. A codificação da força de preensão, a partir da estimulação eletrotáctil baseada no fenômeno phi táctil possibilitou a distinção de diferentes padrões de força em função das diferentes imagens tácteis evocadas sobre a pele.

A restauração simultânea das funções motora e proprioceptiva, possibilitando ao indivíduo ter consciência do padrão de movimento que está sendo exercido, além de ser viável, contribuirá para aumentar a funcionalidade e a praticidade dos sistemas de restauração artificial do movimento. A integração sensoriomotora é, portanto, o caminho para a concretização do processo de reabilitação, no seu sentido mais amplo, permitindo aos indivíduos a reintegração dos membros afetados no seu esquema corporal e na sua vida diária.

O desenvolvimento de sistemas para a reabilitação sensoriomotora, no intuito de viabilizar atividades cotidianas, ora consideradas laboriosas, é imprescindível para a reintegração do indivíduo na sociedade e na sua própria vida. Por isso, considera-se a contribuição desse trabalho um primeiro passo de uma longa caminhada a ser trilhada pela ciência, concentrando-se todos os esforços na superação dos limites ainda hoje existentes, de maneira a garantir a qualidade de vida, a independência e a individualidade humana.

---

## **REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

1. ALLES, D. S. – Information Transmission by Phantom Sensations. **IEEE Trans. Man Mach. Syst.**, vol. 11(1), 1970, p. 85-91, 1970.
2. ALLIN, J.; INBAR, G. F. – FNS Control Schemes for the Upper Limb. **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, vol. 33(9), p. 818-828, p. 1986.
3. APKARIAN, J. A.; NAUMANN, S. – Stretch Reflex Inhibition using Electrical Stimulation in Normal Subjects and Subjects with Spasticity. **J. Biomed. Eng.**, vol. 13(1), p. 67-73, 1991.
4. ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS (ABNT) - Equipamento Eletromédico - Parte 1 - Prescrições Gerais para Segurança. **NBR IEC 601-1**, Rio de Janeiro, 1994. 149p.
5. ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS (ABNT) -Equipamento Eletromédico - Parte 2 - Prescrições Particulares para Segurança de Equipamento Estimulador de Nervos e Músculos. **Futura norma NBR IEC 601-2-10 – CB-26**, São Paulo, 1998.
6. BAJD, T. – Influence of Electrical Stimulation on Spasticity in Spinal Cord Injured Patients. **2<sup>nd</sup> Vienna Int. Workshop on Functional Electrostimulation**, Austria, p. 275-278, 1986.
7. BAKER, L. L.; YEH, C.; WILSON, D.; WATERS, R. L. – Electrical Stimulation of Wrist and Fingers for Hemiplegic Patients. **Phys. Ther.**, vol. 59(12), p. 1495-1499, 1979.
8. BARATTA, R. V.; ZHOU, B. H.; SOLOMONOW, M.; D'AMBROSIA, R. D. – Force Feedback Control of Motor Unit Recruitment in Isometric Muscle. **J. Biomech.**, vol. 31(5), p. 469-478, 1998.
9. BEEBE, D. J.; DENTON, D. D.; RADWIN, R. G.; WEBSTER, J. G. – A silicon Based Tactile Sensor for Finger Mounted Applications. **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, vol. 45(2), p. 151-159, 1998.
10. BENTON, L. A.; BAKER, L. L.; BOWMAN, B. R.; WATERS, R. L. – Functional Electrical Stimulation – A Practical Clinical Guide, 2 ed., Rancho Los Amigos Rehabilitation Engineering Center, California, 1981.
11. BERNOTAS, L. A.; CRAGO, P. E.; CHIZECK, H. J. – Adaptive Control of Electrically Stimulated Muscle. **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, vol.34(2), p. 140-147, 1987.
12. BOWMAN, B. R.; BAKER, L. L. – Effects of Waveform Parameters on Confort During Transcutaneous Neuromuscular Electrical Stimulation. **Ann. Biomed. Eng.**, vol. 13, p. 59-74, 1985.

13. BOWMAN, B. R.; BAKER, L. L.; WATERS, R. L. – Positional Feedback and Electrical Stimulation: An Automated Treatment for the Hemiplegic Wrist. **Arch. Phys. Med. Rehabil.**, vol. 60(11), p. 497-502, 1979.
14. BRUST, J. C. M. – Cerebral Circulation: Stroke. In: KANDEL, E. R.; SCHWARTZ, J. H.; JESSEL, T. M. – **Principles of Neural Science**, 3 ed., Elsevier, New York, 1991, p. 1041-1049.
15. BUCKETT, J. R.; PECKHAM, P. H.; THROPE, G. B.; BRASWELL, S. D.; KEITH, M. W. – A Flexible, Portable System for Neuromuscular Stimulation in the Paralyzed Upper Extremity. **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, vol. 35(11), p. 897-904, 1988.
16. CAILLIET, R. – Upper Extremity in Hemiplegia. In: RUSKIN, A. P. – **Current Therapy in Physiatry: Physical Medicine and Rehabilitation**, W. B. Saunders Company, Philadelphia, 1984, p. 55-64.
17. CAMERON, T.; LOEB, G. E.; PECK, R. A.; SCHULMAN, J. H.; STROJNIK, P.; TROYK, P. R. – Micromodular Implants to Provide Electrical Stimulation of Paralyzed Muscles and Limbs. **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, vol. 44(9), p. 781-790, 1997.
18. CASTRO, M. C. F.; CLIQUET JR., A. – Uma Luva Instrumentalizada para Tetraplégicos, **Rev. Bras. Eng. - Cad. Eng. Biomed.**, vol. 12(1), p. 41-56, 1996.
19. CASTRO, M. C. F.; CLIQUET JR., A. – A Low-Cost Instrumented Glove for Monitoring Forces During Object Manipulation, **IEEE Trans. Rehab. Eng.**, vol. 5(2), p. 140-147, 1997.
20. CASTRO, M. C. F.; NOVO JR., J. M.; OBERG, T. D.; CARRARA, E. C.; GALLO JR., L.; CLIQUET JR., A. – Artificial Quadriplegic Grasping: Neuromuscular Electrical Stimulation Sequences and Instrumentation Development for Evaluating Prehension. **9<sup>th</sup> Int. Conf. Biomed. Eng.**, Singapura, p. 685-687, 1997.
21. CHIZECK, H. J.; CRAGO, P. E.; KOFMAN, L. S. – Robust Closed Loop Control of Isometric Muscle Force Using Pulsewidth Modulation. **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, vol. 35(7), p. 510-517, 1988.
22. CHIZECK, H. J.; LAN, N.; PALMIERI, L. S.; CRAGO, P. E. – Feedback Control of Electrically Stimulated Muscle Using Simultaneous Pulse Width and Stimulus Period Modulation. **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, vol. 38(12), p. 1224-1234, 1991.
23. CLIPPINGER, F. W.; AVERY, R.; TITUS, B. R. – A Sensory Feedback System for an Upper Limb Amputation Prosthesis. **Bull. Prosthetic Res.**, vol. 10-22, p. 247-258, 1974.
24. 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.; QUEVEDO, A. A. F. – Restoration

- 
- of Upper Limb Function to Tetraplegics Using Neural Networks and a Voice Processing System. **VI Mediterranean Conf. Med. Biol. Eng.**, Italy, p. 553-556, 1992.
25. **COMPUTERCOARDS - Manual PCB-DAC08**, Rev. 1, MA, 1996.
  26. **COMPUTERCOARDS - Manual PCM-DAS16/16**, Rev. 1, MA, 1995.
  27. **COMPUTERCOARDS - Universal Library Programmers Manual: Universal Data Aquisition & Control Library**, Rev. 3.3, MA, 1996.
  28. CÔTÉ, L.; CRUTCHER, M. D. – The Basal Ganglia, In: KANDEL, E. R.; SCHWARTZ, J. H.; JESSELL, T. M. – **Principles of Neural Science**, 3 ed., Elsevier, New York, 1991, p. 647-659.
  29. COZEAN, C. D.; PEASE, W. S.; HUBBELL, S. L. – Biofeedback and Functional Electric Stimulation in Stroke Rehabilitation. **Arch. Phys. Med. Rehabil.**, vol. 69(6), p. 401-405, 1988.
  30. CRAGO, P. E.; CHIZECK, H. J.; NEUMAN, M. R.; HAMBRECHT, F. T. - Sensors for Use with Functional Neuromuscular Stimulation. **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, vol. 33(1), p. 256-267, 1986.
  31. CRAGO, P. E.; MORTIMER, J. T.; PECKHAM, P. H. – Close Loop Control of Force During electrical Stimulation of Muscle. **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, vol. 27(6), p. 306-311, 1980.
  32. CRAGO, P. E.; NAKAI, R. J.; CHIZECK, H. J. - Feedback Regulation of Hand Grasp Opening and Contact Force During Stimulation of Paralyzed Muscle. **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, vol. 38(1), p. 17-28, 1991.
  33. CRAGO, P. E.; PECKHAM, P. H.; THROPE, G. B. – Modulation of Muscle Force by Recruitment During Intramuscular Stimulation. **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, vol. 27(12), p. 679-684, 1980.
  34. CRELIN, E. S. - Upper Limb (Superior Member). In: \_\_\_\_\_ - Anatomy of the newborn: an Atlas, Lea & Febiger, Philadelphia, 1969, p. 140-173.
  35. CROOK, S. E.; CHAPPELL, P. H. – A Portable System for Closed Loop Control of the Paralyzed Hand using Functional Electrical Stimulation. **Med. Eng. Phys.**, vol. 20(1), p. 70-76, 1998.
  36. D'ALESSIO, T.; BONATO, P.; CAPOZZA, M.; FALASCHI, A.; INGHILLERI, M.; MODUGNO, A. - A Voice Activated FES System for the Restoration of Hand Movements in Plegic Subjects. . **VI Mediterranean Conf. Med. Biol. Eng.**, Italy, vol. 1, p. 405-408, 1992.

- 
37. DALY, J. J.; MARSOLAIS, E. B.; MENDELL, L. M.; RYMER, W. Z.; STEFANOVSKA, A.; WOLPAW, J. R.; KANTOR, C. – Therapeutic Neural Effects of Electrical Stimulation. **IEEE Trans. Rehabil. Eng.**, vol. 4(4), p.218-230, 1996.
  38. DARIO, P.; ROSSI, D. - Tactile Sensors and the Gripping Challenge. **IEEE Spectrum**; vol. 22, p. 46-52, 1985.
  39. DEWALD, J. P. A.; GIVEN, J. D.; RYNER, W. Z. – Long-Lasting Reductions of Spasticity Induced by Skin Electrical Stimulation. **IEEE Trans. Rehabil. Eng.**, vol. 4(4), p. 231-242, 1996.
  40. DURFEE, W. K.; MARIANO, T. R.; ZAHRADNIK, J. L. – Simulator for evaluating Shoulder Motion as a Command Source for FES Grasp Restoration Systems. **Arch. Phys. Med. Rehabil.**, vol. 72(12), p. 1088-1094, 1991.
  41. FANG, Z.; MORTIMER, T. – Alternate excitation of large and small axons with different stimulation waveforms: an application to muscle activation. **Med. & Biol. Eng. & Comput.**, vol. 29(9), p. 543-547, 1991.
  42. FANG, Z.; MORTIMER, T. – Selective Action of Small Motor Axons by Quasitrapezoidal Current Pulses. **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, vol. 38(2), p. 168-174, 1991.
  43. FIELDS, R. W. – Electromyographically Triggered Electric Muscle Stimulation for Chronic Hemiplegia. **Arch. Phys. Med. Rehabil.**, vol.68(7), p. 407-414, 1987.
  44. FREEHAFFER, A. A. – Tendon Transfers in Patient with Cervical Spinal Cord Injury. **J. Hand Surg.**, vol. 16A(5), p. 804-809, 1991.
  45. GARRISON, S. J.; ROLAK, L. A.; DODARO, R. R.; O'CALLAGHAN, A. - Rehabilitation of the Stroke Patient. In: DELISA, J. A. - **Rehabilitation Medicine: Principles and Practice**, 2 ed., J. B. Lippincott, Philadelphia, 1988, p. 565-584.
  46. GELDARD, F. A. – Some Neglected Possibilities of Communication. **Science**, vol. 131(3413), p. 1583-1588, 1960.
  47. GHEZ, C. – Muscles: Effectors of the Motor Systems, In: KANDEL, E. R.; SCHWARTZ, J. H.; JESSELL, T. M. – **Principles of Neural Science**, 3 ed., Elsevier, New York, 1991, p. 548-563.
  48. GHEZ, C. – The Cerebellum, In: KANDEL, E. R.; SCHWARTZ, J. H.; JESSELL, T. M. – **Principles of Neural Science**, 3 ed., Elsevier, New York, 1991, p. 626-646.
  49. GHEZ, C. – The Control of Movement, In: KANDEL, E. R.; SCHWARTZ, J. H.; JESSELL, T. M. – **Principles of Neural Science**, 3 ed., Elsevier, New York, 1991, p. 533-547.

- 
50. GHEZ, C. – Voluntary Movement, In: KANDEL, E. R.; SCHWARTZ, J. H.; JESSELL, T. M. – **Principles of Neural Science**, 3 ed., Elsevier, New York, 1991, p. 609-625.
51. GOMES, C.; CARVALHO, A. A.; CALIA, R. G.; CAMPOS, R. C. – Reabilitação em Hemiplegia. In: LIANZA, S. – **Medicina de Reabilitação**, 2 ed., Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, 1995, p. 268-287.
52. GOODALL, E. V.; LEFURGE, T. M.; HORCH, K. W. – Information Contained in Sensory Nerve Recordings Made with Intrafascicular Electrodes. **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, vol. 38(9), p. 846-850, 1991.
53. GORMAN, P. H.; MORTIMER, J. T. – The Effect of Stimulus Parameters on the Recruitment Characteristics of Direct Nerve Stimulation. **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, vol. 30(7), p. 407-414, 1983.
54. GRAY, H – Junturas e Ligamentos. In: GOSS, C. M. **Anatomia**, 29 ed., Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, 1988, p. 238-305.
55. GRAY, H – Músculos e Fascias. In: GOSS, C. M. **Anatomia**, 29 ed., Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, 1988, p. 306-432.
56. GRAY, H – Osteologia. In: GOSS, C. M. **Anatomia**, 29 ed., Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, 1988, p. 80-237.
57. GRILL, W. M.; MORTIMER, J. T. – The Effect of Stimulus Pulse Duration on Selectivity of Neural Stimulation. **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, vol. 43(2), p. 161-166, 1996.
58. HANDA, Y.; OHKUBO, K. HOSHIMIYA, N. – A Portable Multi-Channel FES System for Restoration of Motor Function of the Paralyzed Extremities. **Automedica**, vol. 11, p. 221-231, 1989.
59. HART, R. L.; KILGORE, K. L.; PECKHAM, P. H. – A Comparison Between Control Methods for Implanted FES Hand Grasp Systems. **IEEE Trans. Rehabil. Eng.**, vol. 6(2), p. 208-218, 1998.
60. HAUGLAND, M. K.; HOFFER, J. A. – Slip Information Provided By Nerve Cuff Signals: Application in Closed-Loop Control of Functional Electrical Stimulation. **IEEE Trans. Rehabil. Eng.**, vol. 2(1), p. 29-36, 1994.
61. HAUGLAND, M. K.; HOFFER, J. A.; SINLJAER, T. – Skin Contact Force Information in Sensory Nerve Signals Recorded by Implanted Cuff Electrodes. **IEEE Trans. Rehabil. Eng.**, vol. 2(1), p. 18-28, 1994.

- 
62. HAUGLAND, M.; LICKEL, A.; RISO, R.; ADAMCZYK, M. M.; KEITH, M.; JENSEN, I. L.; HAASE, J.; SINKJAER, T. – Restoration of Lateral Hand Grasp Using Natural Sensors. **Art. Org.**, vol. 21(3), p. 250-253, 1997.
63. HENNEMAN, E. – Funções Motoras do Córtex Cerebral, In: MOUNTCASTLE, V. B. – **Fisiologia Médica**, vol. 1, 13 ed., Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, 1978, p. 750-782.
64. HERGERT, D. – **Visual Basic 4 for Windows 95: Bíblia do Programador**, tradução: Pereira, A. B. T. S., Berkeley Brasil, São Paulo, 1996.
65. HINES, A. E.; CRAGO, P. E.; BILLIAN, C. – Hand Opening by Electrical Stimulation in Patients with Spastic Hemiplegia. **IEEE Trans. Rehabil. Eng.**, vol. 2(2), p. 193-205, 1995.
66. HOFFER, J. A.; SINKJAER, T. – A Natural Force Sensor Suitable for Closed Loop Control of Functional Neuromuscular Stimulation. **2nd Vienna Int. Workshop on Functional Electrostimulation**, Austria, p. 47-50, 1986.
67. HOFFER, J. A.; STEIN, R. B.; HAUGLAND, M. K.; SINKJAER, T.; DURFEE, W. K.; SCHWARTZ, A. B.; LOEB, G. E.; KANTOR, C. – Neural Signals for Command Control and Feedback in Functional Neuromuscular Stimulation: A Review. **J. Rehabil. Res. Dev.**, vol. 33(2), p. 145-157, 1996.
68. HOFFER, S. A.; HAUGLAND, M. K. – Signals from Tactile Sensors in Glabrous Skin Suitable for Restoring Motor Functions in Paralyzed Humans. In: STEIN, R. B.; PECKHAM, P. H.; POPOVIC, D. B. – **Neural Prostheses: Replacing Motor Function after Disease or Disability**, Oxford University Press., New York, 1992, p. 99-125.
69. HOLLINSHEAD, W. H. – General Survey of the Upper Limb. In: \_\_\_\_\_ - **Anatomy for surgeons – The Back and Limbs**, vol. 3, 2 ed., Harper & Row, New York, 1969, p.207-263.
70. HOSHIMIYA, N.; IZUME, T.; TSURUMA, M.; FUTAMI, R.; IFUKUBE, T.; HANDA, Y. – Electrocutaneous Phantom Sensation as a Sensory Feedback Method. **IX Symposium on External Control of Human Extremities**, Belgrade, p. 341-351, 1987.
71. HOSHIMIYA, N.; NAITO, A.; YAJIMA, M.; 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.**, vol. 36(7), p. 754-760, 1989.
72. JENSEN, T. R.; RADWIN, R. G.; WEBSTER, J. G. – A Conductive Polymer Sensor For Measuring External Finger Forces. **J. Biomech.**, vol. 24(9), p. 851-858., 1991.
73. JOHNSON, M. W.; PECKHAM, P. H. – An Implantable Two Degree of Freedom Joint Angle Transducer. **Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.**, vol. 12, p. 510-511, 1990.

- 
74. JOHNSON, M. W.; PECKHAM, P. H. – Evaluation of Shoulder Movement as a Command Control Source. **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, vol. 37(9), p. 876-885, 1990.
75. JOHNSON, K. O.; POPOVIC, D.; RISO, R. R.; KORIS, M.; VAN DOREN, C.; KANTOR, C. – Perspectives on the Role of Afferent Signals in Control of Motor Neuroprostheses. **Med. Eng. Phys.**, vol. 17(7), p. 481-496, 1995.
76. KACZMAREK, K. A.; WEBSTER, J. G.; BACH-Y-RITA, P.; TOMPKINS, W. J. – Electrotactile and Vibrotactile Displays for Sensory Substitution Systems. **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, vol. 38(1), p. 1-16, 1991.
77. KAGAYA, H.; SHIMADA, Y.; SATO, K.; SATO, M. – Changes in Muscle Force Following Therapeutic Electrical Stimulation in Patients with Complete Paraplegia. **Paraplegia**, vol. 34, p. 24-29, 1996.
78. KANDEL, E. R. – Nerve Cells and Behavior, In: KANDEL, E. R.; SCHWARTZ, J. H.; JESSELL, T. M. – **Principles of Neural Science**, 3 ed., Elsevier, New York, 1991, p. 18-32.
79. KARU, Z. Z.; DURFEE, W. K.; BARZILAI, A. M. – Reducing Muscle Fatigue in FES Applications by Stimulating with N-Let Pulse Trains. **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, vol. 42(8), p. 809-817, 1995.
80. KEITH, M. W.; KILGORE, K. L.; PECKHAM, P.H.; WUOLLE, K. S.; CREASEY, G.; LEMAY, M. – Tendon Transfers and Functional Electrical Stimulation for Restoration of Hand Function in Spinal Cord Injury. **J. Hand Surg.**, vol. 21A(1), p. 89-99, 1996.
81. KEITH, M. W.; PECKHAM, P. H.; THROPE, G. B.; BUCKETT, J. B.; STROH, K. C.; MENGER, V. – Functional Neuromuscular Stimulation Neuroprostheses for the Tetraplegic Hand. **Clin. Orthop. Rel. Res.**, vol. 233(10), p. 25-33, 1988.
82. KELLY, J. P. – The Neural Basis of Perception and Movement, In: KANDEL, E. R.; SCHWARTZ, J. H.; JESSELL, T. M. – **Principles of Neural Science**, 3 ed., Elsevier, New York, 1991, p. 283-295.
83. KELLY, J. P.; DODD, J. – Anatomical Organization of Nervous System, In: KANDEL, E. R.; SCHWARTZ, J. H.; JESSELL, T. M. – **Principles of Neural Science**, 3 ed., Elsevier, New York, 1991, p. 273-282.
84. KENDALL, F. P.; McCREARY, E. K. – Movimentos das Articulações. In: \_\_\_\_\_ - **Músculos – Provas e Funções**, 3 ed., Manole, São Paulo, 1990, p. 21-38.
85. KENDALL, F. P.; McCREARY, E. K. – Músculos da Extremidade Superior e da Escápula. In: \_\_\_\_\_ - **Músculos – Provas e Funções**, 3 ed., Manole, S. P., 1990, p. 71-144.

- 
86. KERN, H. – Functional Electrical Stimulation in Paraplegic Spastic Patients. **Art. Org.**, vol. 21(3), p. 195-196, 1997.
87. KILGORE, K. L.; PECKHAM, P. H. – Grasp Synthesis for Upper Extremity FNS: Part 1 – Automated Method for Synthesising the Stimulus Map. **Med. & Biol. Eng. & Comput.**, vol. 31(6), p. 607-614, 1993.
88. KILGORE, K. L.; PECKHAM, P. H.; KEITH, M. W.; THROPE, G. B.; WUOLLE, K. S.; BRYDEN, A. M.; HART, R. L.- An Implantable Upper-Limb Neuroprosthesis. **J. Bone Joint Surg.**, vol. 79-A(4), p. 533-541, 1997.
89. KILGORE, K. L.; PECKHAM, P. H.; THROPE, G. B.; KEITH, M. W.; GALLAHER-STONE, K. A. – Synthesis of Hand Grasp Using Functional Neuromuscular Stimulation. **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, vol. 36(7), 761-770, 1989.
90. KOESTER, J. – Membrane Potential, In: KANDEL, E. R.; SCHWARTZ, J. H.; JESSELL, T. M. – **Principles of Neural Science**, 3 ed., Elsevier, New York, 1991, p. 33-94.
91. KOESTER, J. – Passive Membrane Properties of Neuron, In: KANDEL, E. R.; SCHWARTZ, J. H.; JESSELL, T. M. – **Principles of Neural Science**, 3 ed., Elsevier, New York, 1991, p. 95-103.
92. KOESTER, J. – Voltage-Gated Ion Channels and the Generation of the Action Potential, In: KANDEL, E. R.; SCHWARTZ, J. H.; JESSELL, T. M. – **Principles of Neural Science**, 3 ed., Elsevier, New York, 1991, p. 104-118.
93. KRAFT, G. H.; FITTS S. S.; HAMMOND, M. C. – Techniques to Improve Function of the Arm and Hand in Chronic Hemiplegia. **Arch. Phys. Med. Rehabil.**, vol. 73(3), p. 220-227, 1992.
94. KRALJ, A. R.; BAJD, T. – FES Assisted Walking in Complete SCI Patients. In: \_\_\_\_\_ - **Functional Electrical Stimulation: Standing and Walking after Spinal Cord Injury**, CRC Press, Inc., Florida, 1989, p.139-192.
95. KUME, Y.; OHZU, H. – Electrocutaneous Stimulation for Information Transmission – I: Optimum waveform Eliciting Stable Sensation without Discomfort. **Acup. & Electro-Therap. Res.**, vol. 5, p. 57-81, 1980.
96. LAMB, D. W. – The Current State of the Management of the Upper Limb in Tetraplegia. **Paraplegia**, vol. 30, p. 65-67, 1992.
97. LAN, N.; CRAGO, P. E.; CHIZECK, H. J. – Control of End Point Forces of a Multijoint Limb by Functional Neuromuscular Stimulation. **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, vol. 38(10), p. 953-965, 1991.

- 
98. LAN, N.; CRAGO, P. E.; CHIZECK, H. J. – Feedback Control Methods for Task Regulation by Electrical Stimulation of Muscles. **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, vol.38(12), p. 1213-1223, 1991.
  99. LAN, N.; FENG, H. Q.; CRAGO, P. E. – Neural Network Generation of Muscle Stimulation Patterns for Control of Arm Movements. **IEEE Trans. Rehabil. Eng.**, vol. 2(4), p. 213-223, 1994.
  100. LEHMKUHL, L. D.; SMITH, L. K. – Punho e Mão. In: \_\_\_\_\_ - **Cinesiologia Clínica**, 4 ed., Manole, São Paulo, 1989, p. 177-225.
  101. LEHMKUHL, L. D.; SMITH, L. K. – Região do Ombro. In: \_\_\_\_\_ - **Cinesiologia Clínica**, 4 ed., Manole, São Paulo, 1989, p. 227-266.
  102. LEMAY, M. A.; CRAGO, P. E. – Closed Loop Wrist Stabilization in C4 and C5 Tetraplegia. **IEEE Trans. Rehabil. Eng.**, vol. 5(3), p. 244-252, 1997.
  103. LEMAY, M. A.; CRAGO, P. E.; KATORGI, M.; CHAPMAN, G. J. – Automated Tuning of Closed Loop Hand Grasp Neuroprosthesis. **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, vol. 40(7), p. 675-685, 1993.
  104. LIANZA, S.; CASALIS, M. E. P.; GREVE, J. M.; EICHBERG, R. – A Lesão Medular. In: LIANZA, S. – **Medicina de Reabilitação**, 2 ed., Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, 1995, p. 304-326.
  105. LIPPERT, L. – Articular System. In: \_\_\_\_\_ - **Clinical Kinesiology for Physical Therapist Assistants**, 2 ed., F. A. Davis Company, Philadelphia, 1994, p.17-29.
  106. LOGIGIAN, M. K.; SAMUELS, M. A.; FALCONER, J.; ZAGAR, R. – Clinical Exercise Trial for Stroke Patients. **Arch. Phys. Med. Rehabil.**, vol. 64(10), p. 364-367, 1983.
  107. MACHADO, A. B. M. – Anatomia Macroscópica da medula Espinhal e seus Envoltórios. In: \_\_\_\_\_ **Neuroanatomia Funcional**, 2 ed., Atheneu, São Paulo, 1993, p. 35-42.
  108. MACHADO, A. B. M. - Embriologia, Divisões e Organização Geral do Sistema Nervoso. In: \_\_\_\_\_ **Neuroanatomia Funcional**, 2 ed., Atheneu, São Paulo, 1993, p. 7-16.
  109. MANN, R. W.; REIMERS, S. D. – Kinesthetic sensing for the EMG Controlled “Boston Arm”. **IEEE Trans. Man Mach. Syst.**, vol. 11(1), p. 110-115, 1970.
  110. MANSFIELD, R.; PETROUTSOS, E. – **Visual Basic 4 for Windows 95: Ferramentas Poderosas**, tradução: Lopes, C., Berkeley Brasil, São Paulo, 1996.
  111. MARTIN, T. P.; STEIN, R. B.; HOEPPNER, P. H.; REID, D. C. – Influence of Electrical Stimulation on the Morphological and Metabolic Properties of Paralyzed Muscle. **J. Appl. Physiol.**, vol. 72(4), p. 1401-1406, 1992.

112. MATSUSHITA, N.; HANDA, Y.; ICHIE, M.; HOSHIMIYA, N. Electromyogram Analysis and Electrical Stimulation Control of Paralysed Wrist and Hand. **J. Electromyogr. Kinesiol.**, vol. 5(2), p. 117-128, 1995.
113. MAURITZ, K. H.; PECKHAM, H. P. – Restoration of Grasping Functions in Quadriplegic Patients by Functional Electrical Stimulation (FES). **Int. J. Rehabil. Res.**, vol. 10(4) suppl. 5, p. 57-61, 1987.
114. MAYNARD Jr., F. M.; BRACKEN, M. B.; CREASEY, G. DITUNNO, J. F., DONOVAN, W. H.; DUCKER, T. B.; GARBER, S. L.; MARINO, R. J.; STOVER, S. L.; TATOR, C. H.; WATERS, R. L.; WILBERGER, J. E.; YOUNG, W. – International Standards for Neurological and Functional Classification of Spinal Cord Injury, **Spinal Cord**, vol. 35, p. 266-274, 1997.
115. MUNSAT, T. L.; McNEAL, D.; WATERS, R. – Effects of Nerve Stimulation on Human Muscle. **Arch. Neurol.**, vol. 33(9), p. 608-617, 1976.
116. NATHAN, R. H. – Electrostimulation of the Upper Limb: Programmed Hand Function. **2<sup>nd</sup> Vienna Int. Workshop on Functional Electrostimulation**, Austria, p. 109-116, 1986.
117. NATHAN, R. H.; OHRY, A. – Upper Limb Functions Regained in Quadriplegia: A Hybrid Computerized Neuromuscular Stimulation System. **Arch. Phys. Med. Rehabil.**, vol.71(5), p. 415-421, 1990.
118. NATHAN, R.; TAVI, M. – The Influence of Stimulation Pulse Frequency on the Generation of Joint Moment in the Upper Limb. **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, vol. 37(3), p. 317-322, 1990.
119. NELSON, R. – **Visual Basic for Windows Versão 3.0: Guia Autorizado Microsoft**, tradução: Unonius, L. G. E., Makron Books, São Paulo, 1994.
120. NEUMAYER, C.; HAPPAK, W.; KERN, H.; GRUBER, H. – Hypertrophy and Transformation of Muscle Fibers in Paraplegic Patients. **Art. Org.**, vol. 21(3), p. 188-190, 1997.
121. NOHAMA, P.; LOPES, A. V.; CLIQUET JR., A. - Electrotactile Stimulator for Artificial Proprioception. **Art. Org.**, vol. 19, p. 225-230, 1995.
122. NOHAMA, P. – **Investigação em Propriocepção Artificial**. (Tese de Doutorado), UNICAMP, Campinas, 1997.
123. NOHAMA, P.; CLIQUET JR., A. – Sensação Fantasma: Avanços da Estimulação Eletrotáctil no Estudo de Propriocepção Artificial. **Rev. Bras. Eng. – Cad. Eng. Biomed.**, vol. 14(2), p. 7-34, 1998.

124. OBERG, T. D. – **Otimização de Seqüências de Estimulação Elétrica Neuromuscular para a Restauração de Movimentos dos Membros Superiores de Tetraplégicos.** (Tese de Mestrado), UNICAMP, Campinas, 1995.
125. OBERG, T. D.; CLIQUET JR., A. – Upper Limb Movement Restoration to Quadriplegics Through Neuromuscular Electrical Stimulation. **Engineering & Physical Sciences in Medicine Conference**, Nova Zelândia, 1995, p. 174.
126. PANDYAN, A. D.; GRANAT, M. H.; STOTT, D. J. – Effects of Electrical Stimulation on the Stiffness of the wrist post Stroke. **5<sup>th</sup> Vienna Int. Workshop on Functional Electrostimulation**, Austria, p. 355-358, 1995.
127. PECKHAM, P. H. - Functional Electrical Stimulation. In: WEBSTER, J. G. - **Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation**, vol. 1, John Wiley & Sons, New York, 1988, p.1331-1339.
128. PECKHAM, P. H. – Functional Electrical Stimulation: Current Status and Future Prospects os Applications to the Neuromuscular System in Spinal Cord Injury. **Paraplegia**, vol. 25, p. 279-288, 1987.
129. PECKHAM, P. H.; CREASEY, G. H. – Neural Prostheses: Clinical Applications of Functional Electrical Stimulation in Spinal Cord Injury. **Paraplegia**, vol. 30, p. 96-101, 1992.
130. PECKHAM, P. H.; KEITH, M. W. – Motor Prostheses for Restoration of Upper Extremity Function. In: STEIN, R. B.; PECKHAM, P. H.; POPOVIC, D. P. – **Neural Prostheses: Replacing Motor Function After Disease or Disability**, Oxford University Press., New York, 1992, p. 162-187.
131. PECKHAM, P. H.; KEITH, M. W.; FREEHAFER, A. A. – Current Concepts Review: Restoration of Functional Control by Electrical Stimulation in the Upper Extremity of the Quadriplegic Patient. **J. Bone Joint Surg.**, vol. 70-A(1), p. 144-148, 1988.
132. PECKHAM, P. H.; MARSOLAIS, E. B.; MORTIMER, J. T. – Restoration of Key Grip and Release in the C6 Tetraplegic Patient through Functional Electrical Stimulation. **J. Hand Surg.**, vol. 5(5), p. 462-469, 1980.
133. PECKHAM, P. H.; MORTIMER, J. T.; MARSOLAIS, E. B. – Alteration in the Force and Fatigability of Skeletal Muscle in Quadriplegic Humans Following Exercise Induced by Chronic Electrical Stimulation. **Clin. Orthop. Relat. Res.**, vol. 114(1), p. 326-334, 1976.

134. PECKHAM, P. H.; MORTIMER, J. T.; MARSOLAIS, E. B. – Controlled Prehension and Release in the C5 Quadriplegic Elicited by Functional Electrical Stimulation of the Paralyzed Forearm Musculature. **Ann. Biomed. Eng.**, vol. 8, p. 369-388, 1980.
135. PECKHAM, P. H.; POON, C. W.; KO, W. H.; MARSOLAIS, E. B.; ROSEN, J. J. – Multichannel Implantable Stimulator for Control of Paralyzed Muscle. **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, vol. 28(7), p.530-536, 1981.
136. PEIXOTO, B. O.; CLIQUET JR., A. – Redução da Fadiga Muscular através da Estimulação Elétrica Neuromuscular em Pacientes Portadores de Lesão Medular. **Rev. Bras. Eng. - Cad. Eng. Biomed.**, vol. 12(2), p. 21-46, 1996.
137. PERKINS, T. A.; BRINDLEY, G. S.; DONALDSON, N. N.; POLKEY, C. E.; RUSHTON D. N. – Implant provision of key, Pinch and Power grips in a C6 Tetraplegic. **Med. & Biol. Eng. & Comp.**, vol. 32(4), p. 367-372, 1994.
138. PRIOR, R. E.; LYMAN, J. – Electrocutaneous Feedback for Artificial Limbs: Summary Progress Report. **Bull. Prosthetic Res.**, vol. 10-24, p. 3-37, 1975.
139. PRIOR, R. E.; LYMAN, J.; CASE, P. A.; SCOTT, C. M. – Supplemental Sensory Feedback for the VA/NU Myoelectric Hand Background and Preliminary Designs. **Bull. Prosthetic Res.**, vol. 10-26, p. 170-190, 1976.
140. PROCHAZKA, A.; GAUTHIER, M.; WIELER, M.; KENWELL, Z. – The Bionic Glove: An Electrical Stimulator Garment that Provides Controlled Grasp and Hand Opening in Quadriplegia. **Arch. Phys. Med. Rehabil.**, vol. 78(6), p. 608-614, 1997.
141. RAGNARSSON, K. T. – Orthotics and shoes. In: DELISA, J. A. - **Rehabilitation Medicine: Principles and Practice**, 2 ed., J. B. Lippincott, Philadelphia, 1988, p. 307-329.
142. RAGNARSSON, K. T. – Physiologic Effects of Functional Electrical Stimulation Induced Exercises in Spinal Cord Injured Individuals, **Clin. Orthop. Rel. Res.**, 233(8): 53-63, 1988.
143. RASCH, P. J.; BURK, R. K. – Movimento do Punho e da Mão. In: \_\_\_\_\_ - **Cinesiologia e Anatomia Aplicada**, 5 ed., Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, 1977, p.229-259.
144. REBERSEK, S.; VODOCNIK, L. – Proportionally Controlled Functional Electrical Stimulation of Hand. **Arch. Phys. Med. Rehabil.**, vol. 54(10), p.378-382, 1973.
145. REBERSEK, S.; VODOVNIK, L.; STEFANOVSKA, A.; BAJD, T.; GREGORIC, M.; GROS, N. – Modification of Spasticity with Electrical Stimulation. **2<sup>nd</sup> Vienna Int. Workshop on Functional Electrostimulation**, Austria, p.279-284, 1986.

- 
146. REILLY, J. P. – Sensory Responses to Electrical Stimulation. In: \_\_\_\_\_ **Electrical Stimulation and Electropathology**, Cambridge University Press, New York, 1992, p. 231-284.
  147. RISO, R. R.; IGNAGNI, A. R.; KEITH, M. W. – Cognitive Feedback for Use with FES Upper Extremity Neuroprostheses. **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, vol. 38(1), p. 29-38, 1991.
  148. RISO, R. R.; SLOT, P. J.; HAUGLAND, M. K.; SINKJAER, T. – Characterization of Cutaneous Nerve Responses for Control of Neuromotor Prostheses. **5<sup>th</sup> Vienna Int. Workshop on Functional Electrostimulation**, Austria, p. 335-338, 1995.
  149. ROBINSON, A. J. – Physiology of Muscle and Nerve, In: ROBINSON, A. J.; SNYDER-MACKLER, L. - **Clinical Electrophysiology: Electrotherapy and Electrophysiologic Testing**, 2 ed., Williams & Wilkins, Baltimore, 1995, p. 81-119.
  150. ROBINSON, C. J.; KETT, N. A.; BOLAM, J. M. – Spasticity in Spinal Cord Injured Patients: 1. Short-Term Effects of Surface Electrical Stimulation. **Arch. Phys. Med. Rehabil.**, vol. 69(8), p. 598-604, 1988.
  151. ROBINSON, C. J.; KETT, N. A.; BOLAM, J. M. – Spasticity in Spinal Cord Injured Patients: 2. Initial Measures and Long-term Effects of Surface Electrical Stimulation. **Arch. Phys. Med. Rehabil.**, vol. 69(10), p. 862-868, 1988.
  152. ROSSI, D.; NANNINI, A.; DOMENICI, C. - Artificial Sensing Skin Mimicking Mechanoelectrical Conversion Properties of Human Dermis. **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, vol. 35(2), p. 83-91, 1988.
  153. RUSKIN, A.; COHEN, S. M.; MEISSNER, M. S.; EARLS, K.; LINVILLE, L.; MELTZER, M.; TORNICK-BRUCH, H.; WOLFSON, A.; JOELSON, K.; CHAIKEN, M.; DAVIS, R.; EISNER, B.; LEVINE, M. –Stroke. In: RUSKIN, A. P. – **Current Therapy in Psychiatry: Physical Medicine and Rehabilitation**, W. B. Saunders Company, Philadelphia, 1984, p. 5-54.
  154. SAXENA, S.; NIKOLIC, S.; POPOVIC, D. – An EMG Controlled Grasping System for Tetraplegics. **J. Rehabil. Res. Dev.**, vol. 32(1), 17-24, 1995.
  155. SCHMITZ, T. J. – Lesão Traumática da Medula Espinhal. In: O’SULLIVAN, S. B.; SCHMITZ, T. J. – **Fisioterapia: Avaliação e Tratamento**, 2 ed., Manole, São Paulo, 1993, p. 621-669.

156. SCOTT, R. N.; BRITAIN, R. H.; CALDWELL, R. R.; CAMERON, A. B.; DUNFIELD, V. A. – Sensory Feedback System Compatible with Myoelectric Control. **Med. & Biol. Eng. & Comput.**, vol. 18(1), p. 65-69, 1980.
157. SCOTT, T. R. D.; PECKHAM, P. H.; KILGORE, K. L. – Tri-State Myoelectric Control of Bilateral Upper Extremity Neuroprostheses for Tetraplegic Individuals. **IEEE Trans. Rehabil. Eng.**, vol. 4(4), p. 251-263, 1996.
158. SEIB, T. P.; PRICE, R.; REYES, M. R.; LEHMANN, J. F. – The Quantitative Measurement of Spasticity: Effect of Cutaneous Electrical Stimulation. **Arch. Phys. Med. Rehabil.**, vol. 75(7), p. 746-750, 1994.
159. SHANNON, G. F. – A Comparison of Alternative Means of Providing Sensory Feedback on Upper Limb Prostheses. **Med. Biol. Eng.**, vol. 14(5), p. 289-294, 1976.
160. SHANNON, G. F. – A Myoelectrically Controlled Prosthesis with Sensory Feedback. **Med. & Biol. Eng. & Comput.**, vol. 17(1), p. 73-80, 1979.
161. SINKJAER, T.; HAUGLAND, M.; HAASE, J. – Natural Neural Sensing and Artificial Muscle Control in man. **Exp. Brain Res.**, vol. 98(3), p. 542-545, 1994.
162. SMITH, B. T.; MULCAHEY, M. J.; BETZ, R. R. – Development of an Upper Extremity FES System for Individuals with C4 Tetraplegia. **IEEE Trans. Rehabil. Eng.**, vol. 4(4), p. 264-270, 1996.
163. SMITH, B.; PECKHAM, P. H.; KEITH, M. W.; ROSCOE, D. D. – An Externally Powered, Implantable Stimulator for Versatile Control of Paralyzed Muscle. **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, vol. 34(7), p. 499-508, 1987.
164. SMITH, B.; TANG, Z.; JOHNSON, M. W.; POURMEHDI, S.; GAZDIK, M. M.; BUCKETT, J. R.; PECKHAM, P. H. – An Externally Powered, Multichannel, Implantable Stimulator-Telemeter for Control of Paralyzed Muscle. **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, vol. 45(4), p. 463-475, 1998.
165. SOLOMONOW, M.; BARATTA, R.; D'AMBROSIA, R. D. – The myoelectric Signal of Electrically Stimulated Muscle During Recruitment: An Inherent Feedback Parameter for a Closed Loop Control Scheme. **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, vol. 33(8), p. 735-745, 1986.
166. SORELL, D. A.; SAKUMA, J.; MUKKAMALA, P.; HINTERBUCHNER, C.; SATUREN, P.; CHAWLA, R. – The hand. In: RUSKIN, A. P. - **Current Therapy in Psychiatry: Physical Medicine and Rehabilitation**, W. B. Saunders Company, Philadelphia, 1984, p. 254-271.

- 
167. SOVI, F. X. – Estimulador Neuromuscular Multicanal Controlado por Microcomputador para a Restauração da Locomoção de Paraplégicos e Tetraplégicos. (Tese de Mestrado), UNICAMP, Campinas, 1992.
  168. SOVI, F. X.; HERMINI, A. H.; CLIQUET JR., A. – Microcomputer Controlled Neuromuscular Stimulator for Restoring Locomotion to Paraplegics. **Med. & Biol. Eng. & Comput.**, vol. 29 (supplement), p. 1107, 1991.
  169. SRETER, F. A.; PINTER, K.; JOLESZ, F.; MABUCHI, K. – Fast to Slow Transformation of Fast Muscle in Response to Long-Term Phasic Stimulation. **Exp. Neurol.**, vol. 75, p. 95-102, 1982.
  170. STAAS Jr., W. E.; FORMAL, C. S.; GERSHKOFF, A. M.; FREDA, M.; HIRSCHWALD, J. F.; MILLER, G. D.; FORREST, L.; BURKHARD, B. A. – Rehabilitation of the Spinal Cord Injured Patient. In: DELISA, J. A. – **Rehabilitation Medicine : Principles and Practice**, J. B. Lippincott, Philadelphia, 1988, p. 635-659.
  171. STEFANOVSKA, A.; VODOVNIK, L.; GROS, N.; REBERSEK, S.; ACIMOVIC-JANEZIC, R. – FES and Spasticity. **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, vol. 36(7), p. 738-245, 1989.
  172. STOJILJKOVIC, Z.; CLOT, J. - Integrated Behavior of Artificial Skin. **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, vol. 24(4), p. 396-398, 1977.
  173. SWEENEY, J. D. - Skeletal Muscle Response to Electrical Stimulation, In: REILLY, J. P. - **Electrical Stimulation and Electropathology**, Press Syndicate of the University of Cambridge, New York, USA, 1992, p.285-327.
  174. SZETO , A. Y. J.; SAUNDERS, F. A. – Electrocutaneous Stimulation for Sensory Communication in Rehabilitation Engineering. **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, vol. 29(4), p. 300-308, 1982.
  175. SZETO, A. Y. J.; CHUNG, Y. M. – Effects of Training on Human Tracking of Electrocutaneous Signals. **Ann. Biomed. Eng.**, vol. 14, p. 369-381, 1986.
  176. SZETO, A. Y. J.; LYMAN, J. – Comparison of Codes for Sensory Feedback Using Electrocutaneous Tracking. **Ann. Biomed. Eng.**, vol. 5(4), p. 367-383, 1977.
  177. SZETO, A. Y. J.; PRIOR, R. E.; LYMAN, J. – Electrocutaneous Tracking: A Methodology for Evaluating Sensing Feedback Codes. **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, vol. 26(1), p. 47-49, 1979.

- 
178. TAYLOR, P.; BURRIDGE, J.; HAGAN, S.; SWAIN, I. – Electrical Stimulation Exercise to Improve Hand Function and Sensation Following Chronic Stroke. **5<sup>th</sup> Vienna Int. Workshop on Functional Electrostimulation**, Austria, p. 359-362, 1995.
  179. THOMPSON, C. W.; FLOYD, R. T. – A Cintura Escapular. In: \_\_\_\_\_ - **Manual de Cinesiologia Estrutural**, 12 ed., Manole, São Paulo, 1997, p. 15-26.
  180. THOMSEN, M.; VELTINK, P. H. - Influence of Synchronous and Sequential Stimulation on Muscle Fatigue. **Med. Biol. Eng. Comput.**, vol. 35(5), p. 186-192, 1997.
  181. THROPE, G. B.; PECKHAM, P. H.; CRAGO, P. E. – A Computer Controlled Multichannel Stimulation System for Laboratory Use in Functional Neuromuscular Stimulation. **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, vol. 32(6), p. 363-370, 1985.
  182. TRIOLO, R.; NATHAN, R.; HANDA, Y.; KEITH, M.; BETZ, R. R.; CARROLL, S.; KANTOR, C. – Challenges to Clinical Deployment of Upper Limb Neuroprostheses. **J. Rehabil. Res. Dev.**, vol. 33(2), p. 111-122, 1996.
  183. TROYK, P. R.; JAEGER, R. J.; HAKLIN, M.; POYEZDALA, J.; BAJZEK, T. – Design and Implementation of an Implantable Goniometer. **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, vol. 33(2), p. 215-222, 1986.
  184. UPSHAW, B. J.; SINKJAER, T.; HAASER, J. – Natural Versus Artificial Sensors Applied in Peroneal Nerve Stimulation. **Art. Org.**, vol. 21(3), p. 227-231, 1997.
  185. VODOVNIK, L.; STEFANOVSKA, A.; BAJD, T. – Effects of Stimulation Parameters on Modification of Spinal Spasticity. **Med. & Biol. Eng. Comput.**, vol. 25(4), p. 439-442, 1987.
  186. WATERS, R.L.; SIE, I. H.; GELLMAN, H.; TOGNELLA, M. – Functional Hand Surgery Following Tetraplegia. **Arch. Phys. Med. Rehabil.**, vol. 77(1), p. 86-94, 1996.
  187. WEBSTER, J. G. – Artificial Sensors Suitable for Closed Loop Control of FNS. In: STEIN, R. B.; PECKHAM, P. H.; POPOVIC, D. B. – **Neural Prostheses: Replacing Motor Function after Disease or Disability**, Oxford University Press., New York, 1992, p. 88-98.
  188. WILHERE, G. F.; CRAGO, P. E.; CHIZECK, H. J. – Design and Evaluation of a Digital Closed Loop Controller for the Regulation of Muscle Force by Recruitment Modulation. **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, vol. 32(9), p. 668-676, 1985.
  189. YARKONY, G. M.; ROTH, E. J.; CYBULSKI, G.; JAEGER, R. J. – Neuromuscular Stimulation in Spinal Cord Injury: I- Restoration of Functional Movement of the Extremities. **Arch. Phys. Med. Rehabil.**, vol. 73(1), p. 78-86, 1992.

- 
190. ZANCOLLI, E. – Surgery for Quadriplegic Hand with Active, Strong Wrist Extension Preserved. **Clin. Orthop. Rel. Res.**, vol. 112(10), p. 101-113, 1975.
  191. ZHOU, B. H.; BARATTA, R. V.; SOLOMONOW, M. – Manipulation of Muscle Force with Various Firing Rate and Recruitment Control Strategies. **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, vol. 34(2), p. 128-139, 1987.
  192. ZHOU, B. H.; BARATTA, R. V.; SOLOMONOW, M.; OLIVIER, L. J.; NGUYEN, G. T.; DÁMBROSIA, R. – Evaluation of Isometric Antagonist Coactivation Strategies of Electrical Stimulated Muscles. **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, vol. 43(2), p. 150-160, 1996.
  193. ZHOU, B. H.; KATZ, S. R.; BARATTA, R. V.; SOLOMONOW, M.; DÁMBROSIA, R. D. – Evaluation of Antagonist Coactivation Strategies Elicited from Electrically Stimulated Muscles Under Load-Moving Conditions. **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, vol.44(7), p. 620-633, 1997.
  194. ZIAIE, B.; NARDIN, M. D.; COGHLAN, A. R.; NAJAFI, K. – A Single Channel Implantable Microstimulator for Functional Neuromuscular Stimulation. **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, vol. 44(10), p. 909-920, 1997.

---

# APÊNDICE

Apesar do enfoque do trabalho ter convergido para a reabilitação de membros superiores, a proposta original envolvia também os membros inferiores. Com esse propósito, alguns dispositivos foram desenvolvidos e algumas aplicações clínicas foram realizadas, sem que, contudo, fizessem parte do texto principal. Este capítulo destina-se, portanto, a apresentação dos sistemas visando à reabilitação de membros inferiores.

A estimulação elétrica neuromuscular também tem sido aplicada à restauração de movimentos dos membros inferiores, especificamente, no condicionamento da musculatura das pernas e à restauração da marcha. O sistema de estimulação neuromuscular desenvolvido pode também ser aplicado em membros inferiores. A figura 8.1 mostra a sua utilização durante uma sessão de condicionamento do músculo quadríceps, que tem por função a extensão da articulação do joelho. A seqüência de estimulação alterna a ativação do membro direito e esquerdo, e utiliza um ciclo de trabalho de 1/3 visando retardar o processo de fadiga do músculo estimulado artificialmente. Além disso, a modulação de largura de pulso entre as fases de transição asseguram um movimento suave. Devido a posição do membro (inicialmente em flexão) o próprio peso funciona como carga para o fortalecimento da musculatura.

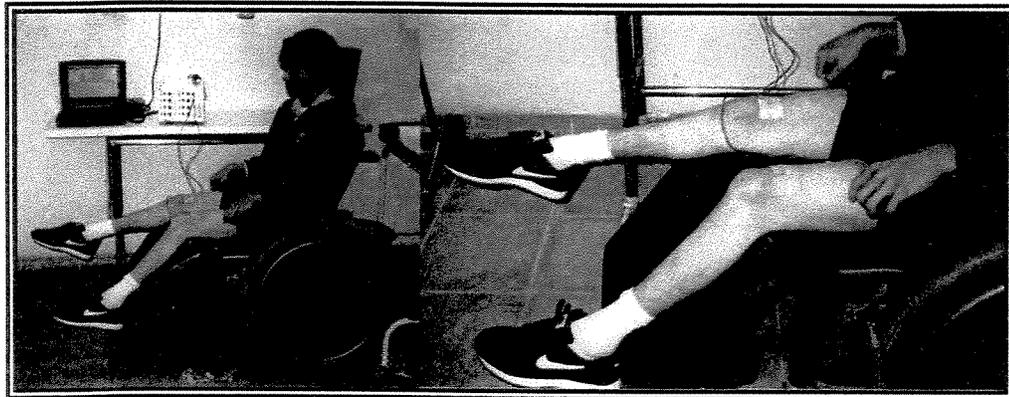


Figura 8.1 – Condicionamento do músculo quadríceps.

O sistema poderia também ser aplicado à restauração da marcha, mediante a programação de uma seqüência de ativação adequada. A estimulação seria liberada automaticamente segundo a temporização definida. Mas pela falta de propriocepção, o desempenho do indivíduo, com a utilização de um sistema como esse, é limitada. A alternativa que tem se mostrado mais atrativa e adequada é a utilização de um sinal de comando que dispare a estimulação de acordo com a intenção do indivíduo, possibilitando que ele se prepare e ajuste uma postura adequada para a execução de cada passo. Por esse motivo, apesar de possível, a aplicação do sistema de estimulação na

restauração da marcha, não foi realizada. Por outro lado, a substituição do notebook por um módulo analógico de geração do sinal, com entrada para um sinal de comando, poderia ser facilmente implementada, disponibilizando quatro canais de estimulação para cada membro (direito e esquerdo), viabilizando a utilização do sistema na restauração da marcha.

Dentre os parâmetros que caracterizam a marcha, destacam-se a força de contato com o solo (fase de apoio) e o grau de flexão do joelho (fase de balanço). Esses parâmetros poderiam ser utilizados para a avaliação do movimento obtido artificialmente, bem como, servir como realimentação de um sistema de controle automático ou de propriocepção artificial. As figuras 8.2 e 8.3 mostram dois sistemas desenvolvidos visando a monitoração desses parâmetros.

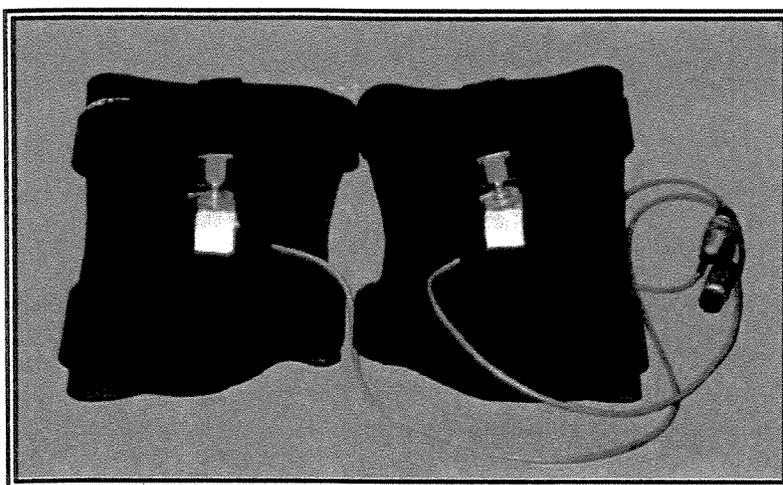


Figura 8.2 – Eletrogoniômetro de joelho.

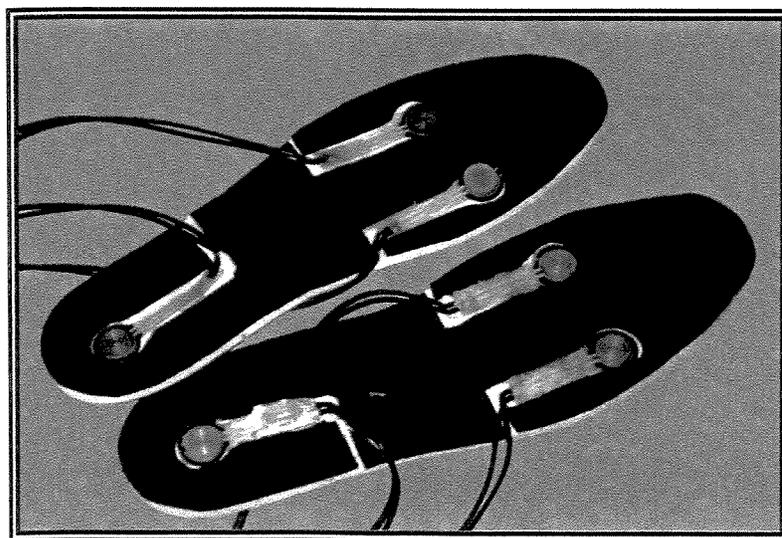


Figura 8.3 – Palmilha instrumentalizada.

O eletrogoniômetro apresenta ainda um sistema de ajuste na articulação, possibilitando compensar um pequeno deslocamento lateral das hastes que ocorre durante o movimento de flexão da articulação.

A palmilha instrumentalizada utiliza FSRs para medir a força de contato com o solo nas regiões do calcanhar, primeiro e quinto metatarsos, resultando na representação gráfica apresentada na figura 8.4, destacando um pico de força na região do calcanhar, no início da fase de suporte; a distribuição das forças com o pé inteiramente em contato com o solo; e um pico de força na região dos metatarsos, pouco antes do início da fase de balanço. O eletrogoniômetro de joelho utiliza um potenciômetro, fixado a duas hastes metálicas, formando a articulação. A fixação do dispositivo é feita por meio de joelheiras.

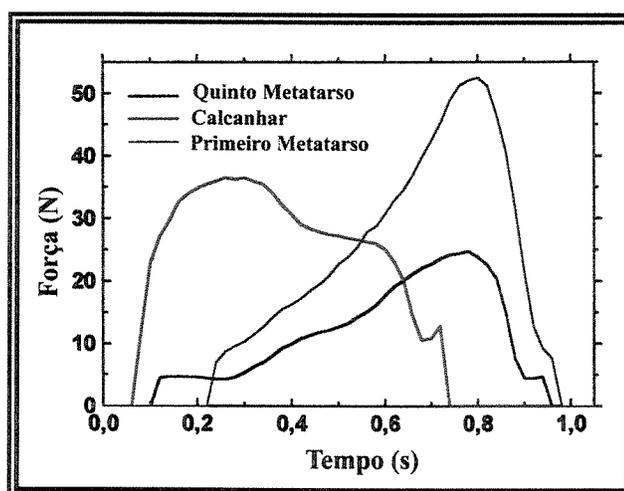


Figura 8.4 – Distribuição das forças de contato com o solo nas regiões do calcanhar e primeiro e quinto metatarsos, durante um passo da marcha de um indivíduo normal.

A figura 8.5 mostra a marcha de vários indivíduos paraplégicos, obtida a partir da utilização de um estimulador portátil comandado por duas chaves, que liberam o sinal de estimulação para o membro direito ou esquerdo, para a execução do passo. Apesar da performance dos indivíduos ser boa, um ponto em comum, que pode ser visualizado nas imagens, é que todos eles estão olhando para os pés. Como mencionado anteriormente (no capítulo Sistemas Artificiais), pela falta de propriocepção, o indivíduo só consegue comandar o sistema por meio de realimentação visual. Neste caso, para se certificar se pode comandar mais um passo, o indivíduo necessita olhar para os pés para verificar se ambos estão em contato com o solo. O sistema de estimulação eletrotátil desenvolvido também pode ser aplicado para realimentação sensorial na reabilitação de membros superiores.

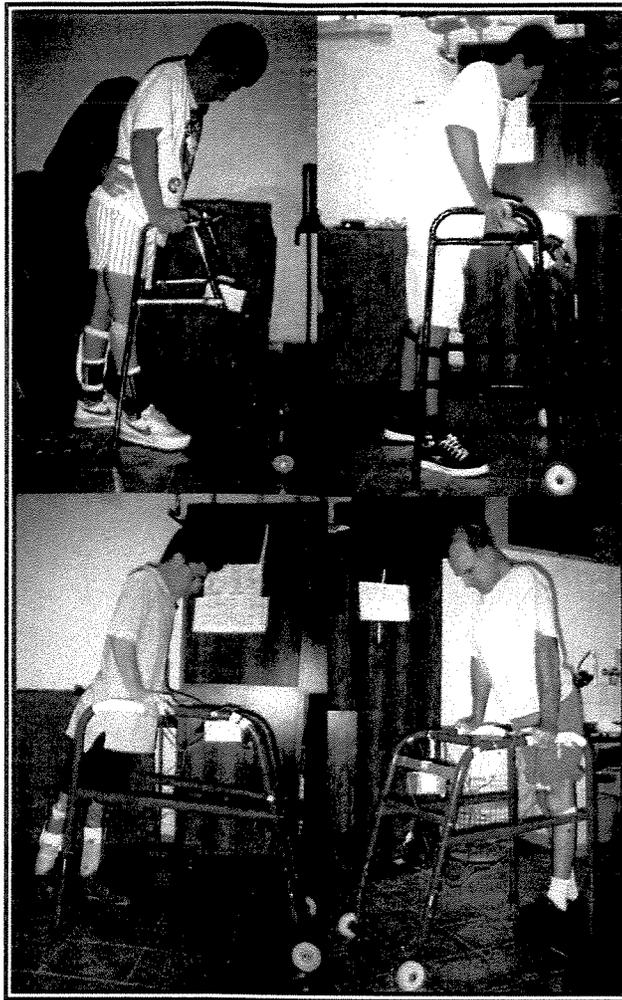


Figura 8.5 – Marcha, de indivíduos paraplégicos, obtida a partir da aplicação de estimulação elétrica neuromuscular.

Durante o procedimento de pesquisa de parâmetros (descrito no capítulo de Materiais e Métodos), foram também avaliados cinco indivíduos paraplégicos, tendo sido possível a percepção dos diferentes padrões da imagem composta em movimento (descrito no capítulo de Resultados), correspondendo ao desenho da elipse e às suas variações. Esse fato incentivou a realização de um procedimento para a integração sensoriomotora durante a marcha, para a indicação da fase de balanço. Para essa aplicação, a informação que se deseja transmitir, corresponde, portanto, a ausência de contato do pé com o solo. Em função disso, optou-se pela utilização de um código mais simples do que aquele proposto para a realimentação sensorial em membros superiores. O código baseou-se na sensação pulsátil em dois canais, cujos eletrodos foram posicionados nas extremidades opostas dos ombros, de maneira a sinalizar os membros direito e esquerdo separadamente. A palmilha instrumentalizada foi utilizada para indicar quando o pé deixava o solo, liberando o sinal de estimulação do lado correspondente. Com o contato do pé com o solo, a resposta dos sensores da

palmilha ultrapassa um limiar pré estabelecido, cessando a estimulação. Dessa forma, os indivíduos não tinham mais a necessidade de olhar para os pés, contribuindo conseqüentemente para melhorar a postura durante a marcha.

A figura 8.6 mostra a distribuição de forças de contato com o solo, durante dois passos da marcha de um indivíduo, obtida através da estimulação elétrica neuromuscular. Comparando as curvas de força entre os membros percebe-se uma assimetria significativa, e nenhum dos padrões apresentados se assemelha com o padrão normal. Pelas curvas apresentadas, no gráfico correspondente ao membro direito, pode-se dizer que o calcanhar e o primeiro metatarso estão em contato com o solo o tempo todo, sem mostrar a transferência das forças de um ponto para o outro. Outro ponto relevante corresponde ao valor das forças que não ultrapassam 16 N, enquanto no padrão normal as forças de contato do calcanhar e do primeiro metatarso atingem, respectivamente, 35 e 50 N. Esse fato evidencia uma característica básica que é a sobrecarga dos membros superiores no suporte do corpo. A utilização do sistema de propriocepção artificial poderia contribuir para diminuir esse esforço dos membros superiores, a medida que sinaliza as fases da marcha, melhorando, assim, a performance do indivíduo na locomoção obtida artificialmente.

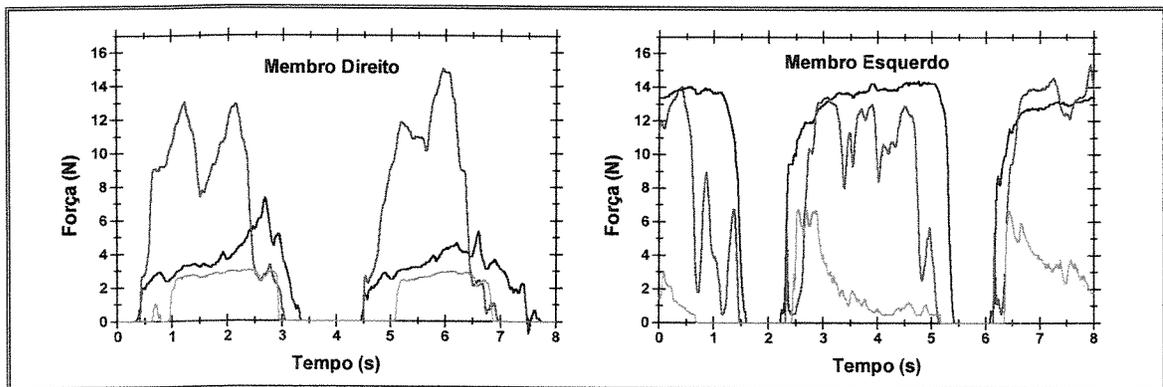


Figura 8.6 – Distribuição das forças de contato com o solo nas regiões do calcanhar (linha vermelha) e primeiro e quinto metatarsos (linhas preta e verde, respectivamente), durante dois passos da marcha obtida artificialmente.