

Nº 134

CENTRO FEDERAL DE EDUCAÇÃO TECNOLÓGICA DO PARANÁ
Curso de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial

DISSERTAÇÃO
apresentada ao CEFET-PR
para obtenção do título de

MESTRE EM CIÊNCIAS

por

ALESSANDRO LEDRA ZAGHENI

**SISTEMA EENM MULTICANAL CONTROLADO
POR COMPUTADOR PARA APLICAÇÕES EM
LOCOMOÇÃO ARTIFICIAL**

Banca Examinadora :

Presidente e Orientador:

Prof. Dr. PERCY NOHAMA

CEFET-PR

Examinadores:

Prof. Dr. ALBERTO CLIQUET JR

UNICAMP-SP

Prof. Dr. PAULO JOSÉ ABATTI

CEFET-PR

Prof. Dr. PEDRO MIGUEL GEWEHR

CEFET-PR

Curitiba, 09 de junho de 1998.

Zagheni, Alessandro Ledra, 1972

Sistemas EENM multicanal controlado por computador para aplicações em locomoção artificial / Alessandro Ledra Zagheni. --- Curitiba : CEFET-PR, 1998.

69 f. : ilustr. ; 30 cm

Orientador: Prof. Dr.: Percy Nohama

Dissertação (Mestrado) - Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná. Curso de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. Curitiba, 1998.

1. Estimulação elétrica neuromuscular. 2. Instrumentação. I. Nohama, Percy. II. Título.

CDD: 616.80645

CDU: 681:612.063

SUMÁRIO

Lista de Figuras	x
Lista de Tabelas	xiv
RESUMO	xv
ABSTRACT	xvi
1 Introdução	1
1.1 Introdução.....	1
2 O Estado da Arte	5
2.1 Introdução.....	5
2.2 História da Estimulação	5
2.3 O Músculo Esquelético	8
2.3.1 Tipos de articulações e movimentos:	13
2.4 A Medula Espinhal.....	16
2.5 Lesões Medulares	19
2.5.1 Cuidados com o músculo denervado:	26
2.6 Estimulação Elétrica.....	27
2.7 Pontos Motores	28
2.8 Efeitos Fisiológicos da Estimulação Elétrica	31
2.9 Revisão dos Sistemas Estimulatórios já Implementados	32
2.10 Mecânica da marcha.....	39
2.10.1 Fases da Marcha	39
2.10.2 Energia Consumida Durante a Marcha	42
2.10.3 Trajeto do Centro de Gravidade	43

2.10.4 Atividade Muscular	44
2.11 Conclusão	51
3 O Sistema de Estimulação Elétrica Neuromuscular .	53
3.1 Introdução	53
3.2 Desenvolvimento do Sistema.....	53
3.2.1 O Circuito de Interface.....	55
3.2.2 Módulos de Estimulação.....	58
3.2.3 Osciladores	64
3.2.4 Módulo de Monitoração	65
3.3 Protocolo de Comunicação do Estimulador.....	67
3.3.1 Escrevendo no Conversor D/A	67
3.3.2 Escrevendo nos Contadores Programáveis	68
3.3.3 Leitura das Entradas de Monitoração.....	69
3.4 Descrição do Programa Desenvolvido	70
3.4.1 Funções para comunicação	70
3.4.2 O Programa <i>Ariana16</i>	78
3.5 Conclusão	92
4 Resultados da Instrumentação.....	93
4.1 Introdução	93
4.2 Módulo de Estimulação.....	93
4.3 Módulo de monitoração	99
4.4 Conclusão	102
5 Experimentos <i>in vivo</i>.....	103
5.1 Introdução	103
5.2 Protocolo de estimulação.....	103
5.3 Evolução dos Resultados com os Pacientes.....	106
5.4 Conclusão	120
Estudo do Caso 1: Voluntário J. C. S.....	105
Estudo do Caso 2: Voluntário J. C. C.	111
Estudo do Caso 3: Voluntário N. M.	117
Estudo do Caso 4: Voluntário E. D. B.....	119

AGRADECIMENTOS

Inicialmente agradeço ao meu orientador Prof. Dr. Percy Nohama pela orientação deste trabalho, pelo incentivo profissional, pela paciência nas horas dedicadas à elaboração desta dissertação, por sua dedicação à pesquisa e, sobretudo, pela amizade.

Agradeço à Fisioterapeuta Denise N. e a estudante de fisioterapia Viviane P. S. pelo trabalho de pesquisa realizado com os pacientes e pelo auxílio na elaboração desta dissertação; aos meus amigos e colegas do Laboratório de Engenharia de Reabilitação e do prédio de elétrica da PUC, Jochen M. L., Cristina S. Y., Sandro G., Andréia V., Carlos K., Edson L., Alessandra B. e Alexandre G. pelo apoio e companheirismo; a todos os voluntários, E. B., J. C. S., J. C. C, N. M. e R. P., pela amizade e por acreditarem nos trabalhos de pesquisa desenvolvidos no laboratório; ao motorista Elias que sempre foi prestativo com o transporte dos voluntários; ao fotógrafo Oziel R. pelo trabalho fotográfico realizado; à todas as demais pessoas que, direta ou indiretamente, contribuíram para a realização deste trabalho científico.

Sou muito grato aos meus pais Agostinho Zagheni e Leontina Ledra Zagheni por terem me apoiado e tornado possível meu encaminhamento acadêmico; aos meu irmãos (Antônio Roberto e André) e a Dra. Eugênia Leoni Ledra pelo apoio e incentivo aos estudos; à Josiani Carvalho pelo seu carinho e apoio neste trabalho.

ALESSANDRO LEDRA ZAGHENI

**SISTEMA EENM MULTICANAL CONTROLADO POR COMPUTADOR
PARA APLICAÇÕES EM LOCOMOÇÃO ARTIFICIAL**

Dissertação apresentada ao Curso de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial do Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná (CEFET-PR) como requisito parcial a obtenção do título de “Mestre em Ciências” - Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Percy Nohama

CURITIBA

1998

6 Discussão	121
6.1 Introdução.....	121
6.2 O Programa Ariana16.....	121
6.3 O Circuito	123
6.4 As pesquisas.....	125
7 Conclusão.....	129
Apêndice.....	131
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	135

Lista de Figuras

Figura 2.1 - Organização do músculo esquelético do nível macroscópico ao molecular. F, G, H e I são secções transversais nos níveis indicados (de Guyton, 1984).	8
Figura 2.2a - Ilustração dos músculos esqueléticos superficiais, vista anterior (da série Atlas Visuais - O Corpo Humano, 1994).	11
Figura 2.2b - Ilustração dos músculos esqueléticos superficiais, vista posterior (da série Atlas Visuais - O Corpo Humano, 1994).	12
Figura 2.3 - Processo de contração muscular (de Linhares & Gewandsnajder, 1994).	13
Figura 2.4 - Ilustração da medula espinhal (da série Atlas Visuais - O Corpo Humano, 1994).	16
Figura 2.5 - Ramificações do Sistema Nervoso Central e Periférico (da série Atlas Visuais - O Corpo Humano, 1994).	17
Figura 2.6 - Níveis vertebrais da medula espinhal (de Carpenter, 1990).	18
Figura 2.7 - Relação entre força e duração do estímulo eficaz para músculo denervado, neurotizado e normalmente inervado (adaptado de Peckham, 1981).	27
Figura 2.8 - Período refratário absoluto (A) e relativo do nervo (Tratado de Fisiologia Médica, Gyton).	28
Figura 2.9 - Pontos motores do tronco anterior (de Johnson & David, 1996).	29
Figura 2.10 - Pontos motores do membro inferior anterior (de Johnson & David, 1996).	29
Figura 2.11 - Pontos motores do tronco posterior (de Johnson & David, 1996).	30
Figura 2.12 - Pontos motores do membro inferior posterior (de Johnson & David, 1996).	30
Figura 2.13 - Tipos de estímulos elétricos (De Johnson et al., 1996).	33
Figura 2.14 - Diagrama genérico de um estimulador (Adaptação do diagrama apresentado por Trnkoczy, 1978).	33
Figura 2.15 - Exemplo de geração de um sinal estimulatório monofásico retangular.	34
Figura 2.16 - Ciclo da Marcha (de Johnson et al., 1996).	40
Figura 2.17 - Parâmetros da marcha (de Johnson et al., 1996).	42

Figura 2.18 - A esquerda a rotação pélvica e a direita a rotação do joelho e trajetória do centro de gravidade (de Johnson & David, 1996).....	43
Figura 2.19 - Ação física durante a marcha dos grupos musculares pré-tibial, panturrilha, quadríceps e dos posteriores da coxa (de Johnson & David, 1996).	46
Figura 2.20 - Ação física durante a marcha dos grupos musculares abdutor, adutor, glúteo máximo e do eretor da coluna (de Johnson & David, 1996).	47
Figura 3.1 - Diagrama em blocos do sistema desenvolvido.....	54
Figura 3.2 - Circuito de isolamento óptica, onde GND COMPUTER equivale ao terra do computador; GND ao terra do circuito do estimulador; ALE ao pino para seleção de endereço ou dados; write ao pino para habilitar escrita; START DA ao pino de início conversão analógico-digital.....	55
Figura 3.3 - Circuito de interface de entrada e saída.	57
Figura 3.4 - Diagrama em blocos do estimulador.....	58
Figura 3.5 - Diagrama esquemático dos Conversores Digital-Analógico.....	59
Figura 3.6 - Diagrama do circuito de temporização.	61
Figura 3.7 - Diagrama esquemático do gerador de <i>burst</i> e portadora.....	62
Figura 3.8 - Diagrama esquemático do circuito de potência.	63
Figura 3.9 - Diagrama esquemático do circuito dos osciladores.....	65
Figura 3.10 - Diagrama em blocos do circuito de monitoração.....	65
Figura 3.11 - Diagrama esquemático do circuito de monitoração.....	66
Figura 3.12 - Fluxograma das rotinas utilizadas para escrever nas portas paralelas.....	71
Figura 3.13 - Fluxograma utilizado para escrever o ganho ou a amplitude nos conversores D/A.....	73
Figura 3.14 - Fluxograma de programação dos contadores 8253.....	76
Figura 3.15 - Fluxograma para ler pelos canais de monitoração.....	77
Figura 3.16 - Fluxograma geral do programa <i>Ariana16</i>	78
Figura 3.17 - Tela principal do programa <i>Ariana16</i> com a opção <i>Abrir Arquivo</i> ativada.....	79
Figura 3.18 - Telas do programa <i>Ariana16</i> para a configuração da porta paralela (a) e teste do sistema (b).....	80
Figura 3.19 - Controle Simples do Estimulador.....	81
Figura 3.20 - Definição dos parâmetros do pulso e modulação PAM.....	82
Figura 3.21 - Definição da modulação do pulso (PWM e PFM).....	83
Figura 3.22 - Menu para modulação PFM e PWM.....	84
Figura 3.23 - Fluxograma utilizado para gerenciar as saídas de estimulação através do painel de controle do <i>Estimulador Simples</i>	85
Figura 3.24 - Painel de Controle do <i>Estimulador Complexo</i>	87
Figura 3.25 - Tabela para definir variação da amplitude durante o tempo.....	88

Figura 3.26 - Tela para definir estado de parada de estimulação.	89
Figura 3.27 - Janela de <i>Disparo</i> do Estimulador Complexo.	90
Figura 3.28 - Fluxograma da rotina Estimulador Complexo.	91
Figura 4.1 - Ilustração dos parâmetros estimulatórios: amplitude (A), duração do tempo de alta do pulso (T_{PH}), duração do tempo de baixa do pulso (T_{PL}), duração do tempo de alta do <i>burst</i> (T_{BH}), duração do tempo de baixa do <i>burst</i> (T_{BL}), frequência do pulso (F_P) e frequência dos <i>bursts</i> (F_B).	94
Figura 4.2 - Exemplo de modulações PAM, PFM e PWM simultâneas dentro de um único <i>burst</i> , onde a amplitude varia de 0-80V, a largura dos pulsos de 50-400 μ s e a frequência dos pulsos varia entre 500-1000Hz.	95
Figura 4.3 - Exemplo de padrão estimulatório para um ciclo hipotético de levantar, ficar em pé, dar um passo e sentar.	96
Figura 4.4 - Sinal estimulatório real (destacando o sinal de <i>burst</i>) com pulsos de 100 μ s à 1000Hz com amplitude de 240V modulados com um sinal de <i>burst</i> de 3ms à 40Hz.	97
Figura 4.5 - Sinal estimulatório real (destacando os pulsos de estimulação) com pulsos de 100 μ s à 1000Hz com amplitude de 240V modulados com um sinal de <i>burst</i> de 3ms à 40Hz.	97
Figura 4.6 - Curvas do nível digital programado versus tensão dos canais de estimulação, para uma carga resistiva de 1k Ω	98
Figura 4.7 - Sinal digitalizado de uma onda senoidal de 400Hz, obtido através de uma das entradas de monitoração.	100
Figura 4.8 - Sinal digital de uma onda triangular de 400Hz, obtido através de uma das entradas de monitoração.	100
Figura 4.9 - Resultado da aquisição do sinal de ECG obtido através de uma das entradas de monitoração do sistema.	101
Figura 4.10 - Resultado da aquisição do sinal de ECG utilizando um osciloscópio digital.	101
Figura 5.1 - Ciclo de estimulação padrão.	104
Figura 5.2 - Pontos motores utilizados no paciente J. C. S. para extensão da perna.	106
Figura 5.3 - Pontos motores utilizados no paciente J. C. S. Para realização de movimentos de dorsiflexão.	107
Figura 5.4 - Movimento de extensão do membro inferior esquerdo.	109
Figura 5.5 - Movimento de dorsiflexão do pé esquerdo.	110
Figura 5.6 - Foto dos pontos motores do membro inferior anterior do paciente J. C. C. estimulados durante extensão do membro inferior esquerdo.	112
Figura 5.7 - Foto dos pontos motores do membro inferior posterior do paciente J. C. C. estimulados para extensão da perna.	113
Figura 5.8 - Ciclo de Marcha utilizado nos músculos do MIE do paciente J.C.C.	114
Figura 5.9 - Seqüência de fotos do ciclo de marcha do paciente sem correção (sem estimulação elétrica).	115
Figura 5.10 - Seqüência de fotos do ciclo de marcha do paciente obtido com o sistema desenvolvido utilizando a estratégia de estimulação ilustrada na figura 5.8.	116

Figura 5.11 - Ciclo de estimulação	118
Figura A.1 - Foto da Placa Mãe, mostrando a distribuição dos componentes responsáveis pelos circuitos de interface, isolamento ótica, osciladore e módulo de monitoração	131
Figura A.2 - Foto da placa do Módulo de Estimulação, indicando a distribuição dos componentes de acordo com sua função nos blocos de conversão D/A, geradores de burst e de pulsos, circuito modulador e circuito de potência.....	132
Figura A.3 - Foto superior do sistema de estimulação desenvolvido, destacando a distribuição dos elementos que compõem o circuito.....	133
Figura A.4 - Foto frontal do sistema estimulatório desenvolvido.....	133

Lista de Tabelas

Tabela 3.1 - Nomenclatura dos <i>bits</i> da Porta paralela após o banco de opto-acopladores.....	56
Tabela 3.2 - Nomenclatura dos pinos nos <i>latches</i> de dados e endereços.....	57
Tabela 3.3 - Endereços dos demultiplexadores 4x16.....	58
Tabela 3.4 - Formato da palavra de controle para programação dos contadores.	61
Tabela 3.5 - Endereços dos contadores.....	68
Tabela 4.1 - Características das Saídas de estimulação.....	96

RESUMO

Esta dissertação apresenta um sistema de estimulação elétrica neuromuscular (EENM), desenvolvido para investigar a locomoção artificial em pacientes paraplégicos. O sistema implementado possui 16 canais independentes de estimulação (tensão constante), capazes de gerar formas de onda complexas, permitindo combinar simultaneamente técnicas de modulação em amplitude, largura e frequência de pulsos (PAM, PWM e PFM). Contém 8 entradas de monitoração que possibilitam a leitura de sinais analógicos de grandezas como forças de reação, posição ou sinais eletromiográficos, que poderão servir para a criação de um sistema de estimulação em malha fechada.

O estimulador é controlado por computador através de uma interface amigável, desenvolvida em *Visual C++™*, onde se pode controlar individual e independentemente os 16 canais do estimulador, editar, modificar, armazenar os padrões estimulatórios e visualizar os sinais de monitoração. Os principais parâmetros controlados são: largura de pulsos (de 30 a 500 μ s), frequência dos pulsos (de 3 a 7600Hz), duração dos *bursts* (de 0,1 a 320ms), frequência de *burst* (de 0,1 a 1000Hz) e amplitude dos pulsos (de 0 a 250V).

Por meio de um protocolo experimental aplicado durante aproximadamente um ano, investigou-se o controle motor através da estimulação elétrica neuromuscular. Aplicando pulsos com durações entre 100 a 300 μ s com frequência de 1kHz, *bursts* na faixa de 3 a 5ms com frequência de 40Hz, com a amplitude do ciclo variando de forma trapezoidal, desenvolveram-se estratégias com 2, 4 e 6 canais.

Resultados clínicos obtidos com quatro voluntários mostraram a eficácia funcional do método. Para um paciente hemiparético, conseguiu-se implementar uma estratégia funcional que produziu considerável correção da marcha, melhorando a postura do corpo e aumentando a velocidade do passo.

ABSTRACT

This thesis describes a neuromuscular electrical stimulation (NMES) system developed to investigate artificial gait in paraplegic individuals. The system has 16 independent stimulation channels (constant voltage), capable of creating complex profile waveforms, allowing to combine simultaneously pulse amplitude, pulse width and pulse frequency modulating techniques (PAM, PFM and PWM). Through its 8 monitoring inputs, it is possible to acquire analog signals, such as reaction forces, joint position or EMG signals, which will provide feedback for implementing closed loop systems.

The stimulator is computer-controlled through an user-friendly interface developed in *Visual C++™*, where it is possible to control the 16 channels independently, edit, change and store the stimulating signals, and observe the monitoring signals. Its main adjustable parameters are: pulse width (30 up to 500 μ s), pulse frequency (3 up to 7600 Hz), burst width (0.1 up to 320 ms), burst frequency (0.1 up to 1000 Hz) and pulse amplitude (up to 250 V).

With the goal of investigating the application of NMES in the control of muscular functional movements, an experimental protocol was performed during one year. Strategies were developed with 2, 4, and 6 output channels, yielding pulses with duration of 100 up to 300 μ s (1000 Hz) and bursts between 3 and 5 ms (40 Hz), with a trapezoidal envelope (amplitude modulation).

Clinical results achieved with four volunteers proved functional efficacy of this method. In terms of functional movements, the stimulating protocol applied to an hemiparetic subject resulted on gait correction, by the improvement of body posture and step velocity.

Capítulo 1

Introdução

1.1 Introdução

A lesão medular é um dos problemas graves que atinge o sistema nervoso central, pois acarreta mudanças drásticas e repentinas na qualidade de vida do paciente, bem como na de seus familiares, tornando-se mais agravante devido à dificuldade de se encontrar uma terapia eficaz (Cybulski et al., 1984).

Na maioria dos casos ocorrem lesões no cérebro, como Acidente Vascular Cerebral (AVC) ou na medula espinhal (Spinal Cord Injury - SCI). Os músculos esqueléticos ficam paralisados porque os impulsos nervosos, que normalmente ativariam esses músculos, tornam-se incapazes de atravessar as áreas lesadas do cérebro ou da medula espinhal (Chizeck et al., 1988).

No Brasil, pesquisas do IBGE indicam que 0,3% da população são portadores de deficiência física, dos quais 70% devido aos acidentes de trânsito, 10% por acidentes de trabalho, 10% devido à violência e outros 10% decorrentes de doenças adquiridas, correspondendo a um total de aproximadamente 208.572 pacientes hemiplégicos, 201.592 paraplégicos e 46.998 tetraplégicos (IBGE, 1991). De uma forma geral, estimativas da Organização das Nações Unidas indicam que qualquer país, em tempos de paz, apresenta 10% de sua população com um grau maior ou menor de incapacidade (Lianza, 1982).

Trata-se, portanto, de um grave problema social devido a sua grandeza pois, além das implicações de ordem pessoal e familiar, a comunidade é atingida pelos encargos econômicos que deve assumir para reintegração do indivíduo à sociedade.

A Engenharia de Reabilitação, um ramo recente da engenharia, surgiu no final da II Guerra Mundial e impulsionou o desenvolvimento de próteses e membros artificiais para veteranos da guerra. Hoje, busca a melhoria da qualidade de vida de pessoas deficientes, através do desenvolvimento e aplicação de instrumentação biomédica (McNeal, 1980; Kralj et al., 1989).

A eletricidade pode gerar vários efeitos nas células ou nos tecidos, entre eles, a possibilidade de evocar um potencial de ação nas células nervosas. Quando os músculos e sua inervação não se encontram lesados, suas funções podem ser restauradas com impulsos nervosos gerados artificialmente. Esta técnica, que é conhecida como estimulação elétrica neuromuscular (EENM), abriu um novo horizonte para a Engenharia de Reabilitação (Cybulsky et al., 1984; Handa et al., 1989; Kralj et al., 1989).

A estimulação elétrica neuromuscular programada tem se mostrado um método eficaz na restauração da função motora de membros inferiores ou superiores de pacientes com lesão medular, buscando essencialmente auxiliar os deficientes físicos (hemiplégicos, paraplégicos e tetraplégicos) nas suas atividades básicas diárias (locomoção, alimentação, preensão de objetos) e procurando evitar as complicações decorrentes da lesão (Peckham, 1981; Petrofsky et al., 1989; Karu et al., 1995).

Neste sentido, há fortes argumentos (Meadows et al., 1987; Petrofsky et al., 1992):

1. a estimulação elétrica pode ser empregada para exercícios terapêuticos, com o propósito de preservar a massa muscular e a forma dos músculos das pernas; serve para mover músculos e articulações e impedir incapacidades musculares e contraturas das articulações; aumenta a atividade cardiovascular quando há um programa de exercícios bem conduzidos; reduz também os riscos de fraturas devido à osteoporose;
2. em casos de paralisia parcial em que pode ocorrer "recuperação" neurológica gradualmente. A estimulação elétrica evita a atrofia muscular antes de ocorrer esta recuperação;
3. a estimulação elétrica pode ser aplicada como um método permanente de restauração da função muscular de pacientes permanentemente paralisados.

Inúmeros estimuladores neuromusculares já foram projetados, variando desde estruturas simples, com apenas um canal de estimulação, até sistemas sofisticados contendo 8, 16, 32 até 48 canais (Belikan et al., 1986; Donaldson, 1986; Buckett et al., 1988; Graupe & Kohn, 1988; James et al., 1991).

De acordo com Ilié (1995), esses sistemas possuem aplicações específicas, razão pela qual seu uso fica muito limitado em outras aplicações, entre elas a pesquisa em estratégias estimulatórias para a obtenção da locomoção artificial, uma vez que cada paciente possui um padrão específico de estimulação para obtenção dos movimentos de marcha, o que sugere o desenvolvimento de sistemas mais flexíveis.

Partindo desta constatação e tendo em vista que no Brasil não há um sistema semelhante, concluiu-se que seria de grande valia a elaboração de um estimulador elétrico que suprisse as necessidades dos pesquisadores, correspondendo a um sistema com maior

flexibilidade, que possibilitasse variações plenas dos parâmetros estimulatórios. Um número maior de canais foi também estabelecido, a fim de proporcionar movimentos mais naturais e permitir a sua expansão para aplicações não previstas inicialmente, inclusive, o seu uso em casos diversos de paralisia.

Para a obtenção da deambulação artificial com maior equilíbrio, controle e harmonia dos movimentos, faz-se necessário ativar vários grupos musculares de forma independente. Daí, a grande vantagem de se possuir 16 canais que permitam um ajuste da seqüência de estimulação mais adequada para a obtenção dos movimentos. Outra vantagem do estimulador é armazenar informações que poderão ser utilizadas para programação de sistemas portáteis de estimulação futuramente; além disso, várias são as possibilidades de estudos e aplicações futuras, como a realimentação.

O objetivo desta dissertação é o desenvolvimento de um novo conceito de estimulador elétrico programável, um sistema flexível com 16 canais independentes de estimulação, capazes de gerar qualquer padrão estimulatório, combinando modulações em amplitude (PAM), largura (PWM) e frequência dos pulsos (PFM) simultaneamente, com o propósito de aumentar a seletividade no recrutamento de fibras nervosas, propiciar controle motor fino e movimentos precisos; reduzir os efeitos de fadiga muscular, comuns aos estimuladores e também prolongar o tempo de uso do sistema com parâmetros otimizados. As 8 entradas analógicas do sistema, efetuam a monitoração das leituras de sinais eletromiográficos, eletrogoniométricos, força, torque, entre outros, além de realizar também a conexão com outros dispositivos (reconhecedor de voz) e sistemas de realimentação (que permitirão o desenvolvimento de sistemas fechados).

O programa que controla o estimulador contém uma interface de fácil acesso e compreensão pelo usuário, permitindo editar, construir, armazenar e modificar rapidamente os sinais de estimulação, induzindo contrações musculares de forma controlada para a produção de movimentos funcionais (caminhar, subir e descer escada).

Com esse estimulador, será possível investigar e desenvolver rotinas e estratégias estimulatórias (número de canais, parâmetros estimulatórios e seqüência de estímulos) que gerem artificialmente as ações de levantar, permanecer em pé, andar, sentar, subir e descer escadas, empregando sistema híbrido (com auxílio de órtese) ou somente a EENM para, pelo menos, quatro pacientes paraplégicos, empregando o sistema com ou sem realimentação.

Os textos introdutórios apresentados no Capítulo 2 trazem informações sobre a história da estimulação, explicações fisiológicas do músculo esquelético, alguns tipos de lesão, processo de propagação do potencial de ação e da contração muscular através da estimulação

elétrica e do princípio de funcionamento de um estimulador. Uma análise da marcha é apresentada no final deste capítulo, mostrando a função muscular dos principais grupos musculares dos membros inferiores durante a marcha.

O Capítulo 3 contém informações sobre o programa e o circuito do estimulador desenvolvido. Este capítulo foi subdividido em diversos itens, de acordo com a função de cada parte do circuito ou das rotinas desenvolvidas para o programa *Ariana16*.

Os resultados obtidos em testes de bancada com o estimulador são apresentados no Capítulo 4, enquanto que os resultados *in vivo* se encontram no Capítulo 5. Uma seqüência de estimulação objetivando a locomoção artificial de um paciente hemiparético também é ilustrada neste capítulo.

No capítulo 6 é feita uma análise dos resultados obtidos com o instrumento desenvolvido e das pesquisas realizadas, contendo sugestões para futuros projetos.

Uma análise dos resultados obtidos com o instrumento desenvolvido e das pesquisas realizadas se encontram no Capítulo 6, que também contém sugestões para projetos futuros.

Capítulo 2

O Estado da Arte

2.1 Introdução

Este capítulo inicia-se com um breve histórico sobre a evolução dos instrumentos utilizados para a estimulação elétrica neuromuscular. Depois descreve-se o sistema nervoso e o processo fisiológico da contração muscular natural, para mostrar a contração muscular por um estímulo elétrico. Neste capítulo, também é apresentada uma análise da marcha normal, uma classificação das lesões neurológicas e uma explicação sobre o princípio de funcionamento das partes que compõem o estimulador.

2.2 História da Estimulação

O uso da eletricidade como recurso terapêutico é antigo (Lianza, 1993). O peixe torpedo (*Torpedinidae*) foi o primeiro instrumento elétrico utilizado com propósitos médicos, iniciando com o médico romano *Scribonius Largus*, em 46 a.C., que recomendou a descarga elétrica deste peixe para o tratamento da dor de cabeça. Este animal possui organelas especiais que podem gerar cargas elétricas, utilizadas para dar choques em suas presas e em determinados predadores. Seu uso na medicina ficou limitado por não ser um dispositivo médico terapêutico conveniente mas, assim mesmo, novas aplicações foram sendo descobertas no tratamento de outras doenças, entre os séculos XVI e XVIII (Hambrecht & Reswick, 1977).

Com o gerador eletrostático, desenvolvido por *Otto von Guericke* em 1672, capaz de produzir força elétrica suficiente para gerar faíscas visíveis, e a garrafa de *Leyden* em 1745, permitindo armazenar a eletricidade, houve um aumento da utilização da eletricidade pelos médicos que puderam tratar, com sucesso, casos de paralisia, hemiplegia e epilepsia.

Um dos primeiros casos registrados sobre tratamento e cura com a eletricidade foi registrado em 1753 por *Samuel Quelmals*:

Um jovem hemiplégico, durante dois anos não era capaz de ficar em pé ou caminhar, além de ter perdido a fala. Seus dedos eram mantidos por flexões involuntárias, seu braço não possuía movimento e sua mão não tinha sensação. Sua mãe pediu-me para administrar a eletricidade porque ela tinha ouvido muito sobre os seus efeitos maravilhosos. Apliquei alguns choques em suas mãos de manhã e novamente à tarde. Após alguns dias ele retornou e já podia mover seu braço mais livremente e também falar com grande facilidade. Choques elétricos foram dados uma ou duas vezes por semana. Ele recuperou tantas funções que não demorou muito para se queixar de não conseguir dedilhar o violino como dedilhava antes (Hambrecht & Reswick, 1977).

Luigi Galvani foi o primeiro a demonstrar a estimulação elétrica do nervo e do músculo (Hambrecht & Reswick, 1977). Em um de seus experimentos ele descobriu que um dispositivo, construído com dois metais diferentes, induzia uma contração muscular quando tocados no nervo ou no músculo da perna de uma rã. Ele concluiu incorretamente que o metal fornecia um caminho para descarregar a *eletricidade animal* ou *força vital* inerente ao músculo.

Alessandro Volta confirmou os resultados de *Galvani*, mas logo começou a questionar a validade do conceito da *eletricidade animal* criado por *Galvani*, quando ele descobriu que o arco condutor dos dois metais diferentes era essencial para as contrações. Em 1793, ele atribuiu corretamente à fonte de eletricidade para a haste metálica e não para o animal, contrariando as conclusões de *Galvani* e iniciando uma controvérsia que perdurou por alguns anos. Neste meio tempo surgiu uma nova fonte de eletricidade: a pilha voltaica. Porém, um dos maiores avanços da eletricidade veio em 1831 com *Michael Faraday*, através do gerador elétrico de *Faraday*.

Alguns anos depois surgiram os primeiros trabalhos sobre choques elétricos, sendo que *Weiss*, em 1901, conseguiu levantar a curva de limiar de corrente (intensidade mínima de corrente suficiente para provocar contração muscular em determinada frequência) do nervo ciático de uma rã (Hambrecht & Reswick, 1977).

No meio do século XIX, *G. B. Duchenne (pai da eletroterapia)* foi responsável por identificar os pontos motores e a ação de todos os músculos no corpo, sendo um dos maiores expoentes no conhecimento de anatomia dos músculos em sua época.

Com o aprofundamento dos conhecimentos da eletrofisiologia, o desenvolvimento de novos dispositivos, tais como baterias e bobinas de indução, os médicos passaram a aplicar cada vez mais estes conhecimentos na cura de doenças. Em 1900, a maior parte dos médicos na América já tinha pelo menos um destes dispositivos em seu consultório, como o *gerador eletromagnético* (usado para produzir alívio de dores nos braços), as *bobinas de indução* (utilizadas para aliviar dores devido a cortes, contusões, fraturas, lesões, reumatismo e insônia) e as *banheiras hidroelétricas* (utilizadas por mulheres no tratamento de inflamações crônicas do útero) (Hambrecht & Reswick, 1977).

A partir dos anos 60 viveu-se a época de ouro da eletricidade médica, devido à aceleração das pesquisas nessa área, principalmente pelo desenvolvimento de aparelhos para medida de atividade elétrica (eletrocardiógrafos, e eletromiógrafos) (Kantor & Robinson, 1989). Durante a Segunda Guerra Mundial, o grande número de lesões medulares dos combatentes aumentou o interesse dos pesquisadores pelo uso da corrente elétrica, tanto para diagnóstico quanto para manutenção e estimulação de músculos periféricos denervados. *Liberson*, em 1961, desenvolveu um sistema monocanal que foi usado em pacientes hemiplégicos, com o objetivo de produzir dorsiflexão do tornozelo na fase de balanço da marcha (Liberson et al., 1961; Vodonik & Grobelnik, 1977).

Nos últimos 20 anos, vários sistemas foram desenvolvidos com o propósito de restabelecer a marcha. Nos anos 70, iniciaram-se as aplicações da estimulação multicanal durante a fase de balanço, quando começaram a aparecer também publicações sobre os problemas da seleção e da determinação de padrões otimizados, para estimulação multicanal sincronizada (Aranda & Seireg, 1981).

A partir dos anos 80, a *Engenharia de Reabilitação* foi crescendo cada vez mais com novas publicações de trabalhos em todo o mundo. Hoje, a pesquisa sobre a estimulação elétrica neuromuscular (EENM) continua, na esperança de aprimorar cada vez mais as técnicas de estimulação e descobrir novas soluções que tornem o deficiente físico mais independente e integrado, social e economicamente, à sociedade.



2.3 O Músculo Esquelético

A função do músculo é a de se contrair e, ao fazê-lo, realizar trabalho (Mountcastle, 1982). A musculatura esquelética constitui cerca de 40% do corpo, com outros 5 a 10% correspondendo à musculatura lisa e cardíaca. O músculo compõe-se de numerosas fibras musculares, cujo diâmetro varia entre 10 e 80 μ m (Figura 2.1). Na maioria dos músculos, as fibras se estendem por todo o comprimento do músculo e cada uma é inervada por uma única terminação nervosa, localizada próxima ao seu centro.

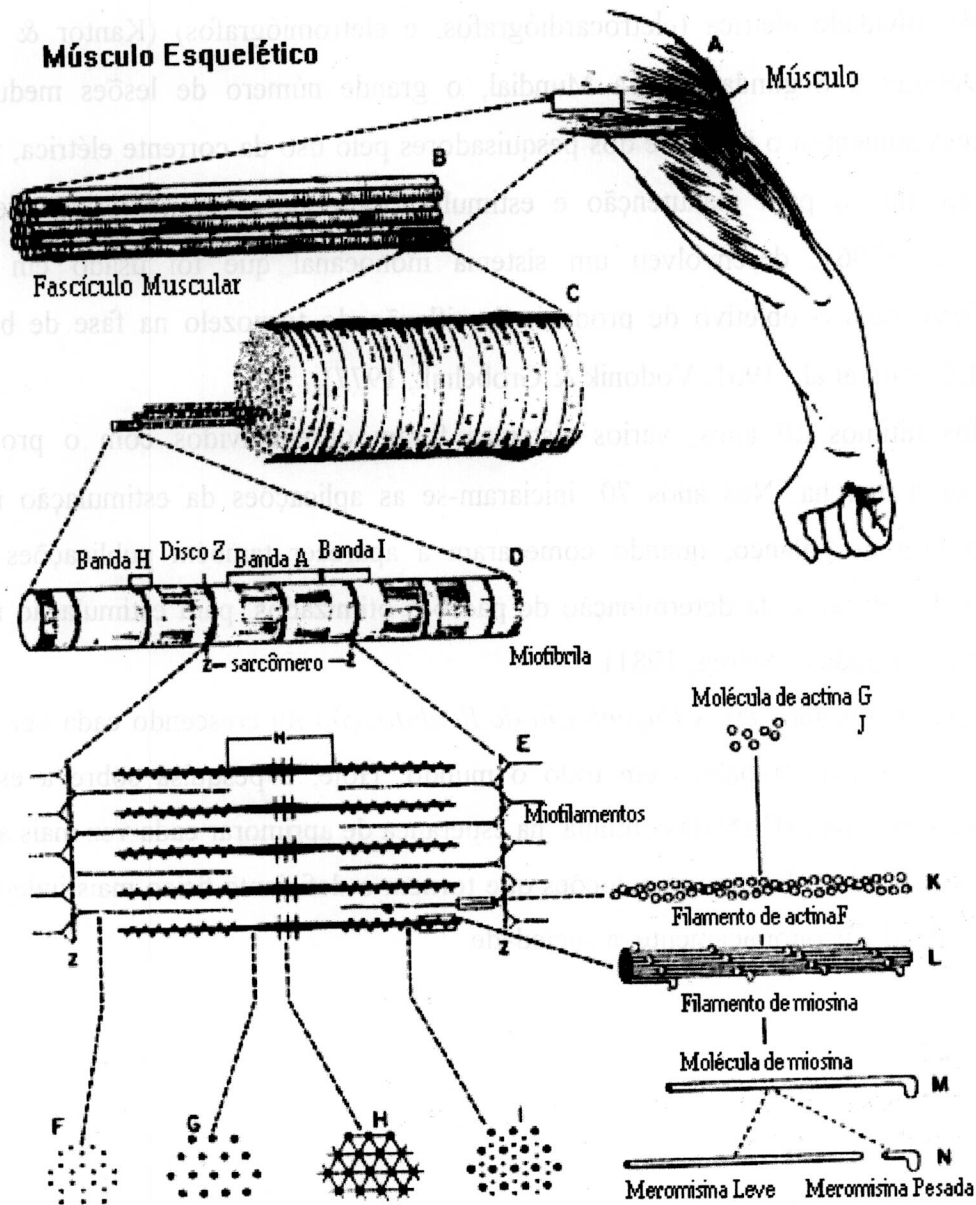


Figura 2.1 - Organização do músculo esquelético do nível macroscópico ao molecular. F, G, H e I são seções transversais nos níveis indicados (de Guyton, 1984).

A membrana celular de uma fibra muscular é chamada de *sarcolema*. Nas extremidades das fibras, o sarcolema funde-se com as fibras tendinosas, que formam os tendões musculares para inserirem-se nos ossos.

Cada fibra muscular contém de centenas a milhares de *miofibrilas*, as quais são representadas pelos pequenos círculos da seção transversal na figura 2.1c. Observando-se as miofibrilas através de um microscópio eletrônico, percebe-se que elas são formadas por dois tipos de filamentos: os espessos e os finos. Os filamentos espessos são formados por uma proteína chamada *miosina*, e os finos são constituídos, principalmente, por moléculas de uma proteína denominada *actina*.

A disposição dos filamentos de actina e miosina produzem regiões escuras (*banda A*) alternadas com regiões mais claras (*banda I*), como mostra a figura 2.1d. As regiões escuras são formadas pela superposição dos dois tipos de filamentos. Nas regiões mais claras a actina prevalece. No centro do disco escuro, há uma faixa um pouco mais clara (*banda H*) e, no centro do disco claro, há uma linha mais escura (*disco Z*), formada por outro tipo de proteína: a alfa-actina.

A contração dos músculos é causada por um deslizamento dos filamentos finos em relação aos filamentos grossos. Esse deslizamento ocorre quando a molécula de miosina forma ligações químicas com a actina. Como resultado do deslizamento, a banda H desaparece e a distância entre os dois discos Z diminui. Esse espaço entre os discos é chamado de *sarcômero*.

As miofibrilas estão suspensas no interior da fibra muscular em uma matriz denominada sarcoplasma, que é composta dos constituintes intracelulares habituais. O líquido sarcoplasmático contém grandes quantidades de potássio, magnésio, fosfato e enzimas. Há também um grande número de *mitocôndrias*, que se localizam entre e paralelamente às miofibrilas, indicando a grande necessidade de ATP para que ocorra contração das miofibrilas. No sarcoplasma há também um amplo e difuso retículo endoplasmático (na fibra muscular é denominado *retículo sarcoplasmático*), extremamente importante no controle da contração muscular.

Normalmente cada neurônio motor, que deixa a medula, inerva muitas fibras musculares diferentes, cujo número vai depender do tipo de músculo. As fibras musculares inervadas por uma única fibra nervosa motora denominam-se *unidade motora*. É comum as fibras musculares de unidades motoras adjacentes se superporem com pequenos feixes de 10 a 15 fibras de uma unidade motora, localizando-se entre feixes similares de uma segunda unidade motora. Essa interdigitação permite que unidades motoras separadas se contraíam,

sustentando-se umas às outras, ao invés de atuarem como segmentos completamente individuais.

A perda de algumas das fibras nervosas de um músculo determina que as fibras remanescentes cresçam e inervem muitas das fibras musculares paralisadas. Quando isto ocorre, por exemplo, após uma poliomielite, é possível desenvolver, ocasionalmente, *unidades macromotoras*, que podem conter cerca de cinco vezes o número normal de fibras musculares. Isto permite que os músculos readquiram sua função, entretanto, o grau de controle que se pode ter sobre esses músculos fica diminuído.

O ser humano possui mais de 600 músculos esqueléticos, que diferem em forma e tamanho, conforme a função que cada um desempenha (Guyton, 1984). Os músculos esqueléticos estão ligados direta ou indiretamente (via tendões) aos ossos e trabalham em pares antagônicos, ou seja, enquanto um músculo do par se contrai, o outro, que causa o deslocamento oposto da articulação, relaxa. As figuras 2.2a e 2.2b ilustram alguns dos principais músculos esqueléticos presentes no corpo.

Na contração voluntária, o comprimento do músculo, a fim de determinar movimentos rápidos e fortes, é regulado de duas maneiras diferentes: pelo aumento do número das unidades motoras que se contraem simultaneamente e pelo aumento da rapidez de contração de unidades motoras individuais, que se denominam, respectivamente, de *somação espacial* e *somação temporal*.

A somação espacial ocorre pelo fato de haver variação no tamanho e número de fibras musculares nas diferentes unidades motoras (uma unidade motora pode ser 50 vezes mais potente que a outra), de forma que as unidades motoras menores são excitadas com mais facilidade, pois elas são inervadas por fibras nervosas menores, cujos corpos celulares na medula apresentam naturalmente um maior nível de excitabilidade. Este efeito faz com que as graduações de força muscular, durante contrações fracas, ocorram a intervalos muito pequenos, enquanto que os intervalos se tornam progressivamente maiores com o aumento da intensidade de contração, porque as unidades motoras maiores começam, então, a se contrair (Guyton, 1984).

Na somação temporal, o aumento da contração muscular se dá pelo aumento da frequência de disparo de ativação da unidade motora. Quando o músculo é estimulado com frequências progressivamente maiores, atinge-se, por fim, uma frequência em que as contrações sucessivas se fundem e não podem ser distinguidas uma das outras. Este estado é denominado de *tetanização* e a frequência mais baixa, na qual isto, ocorre é conhecida como *frequência crítica*.

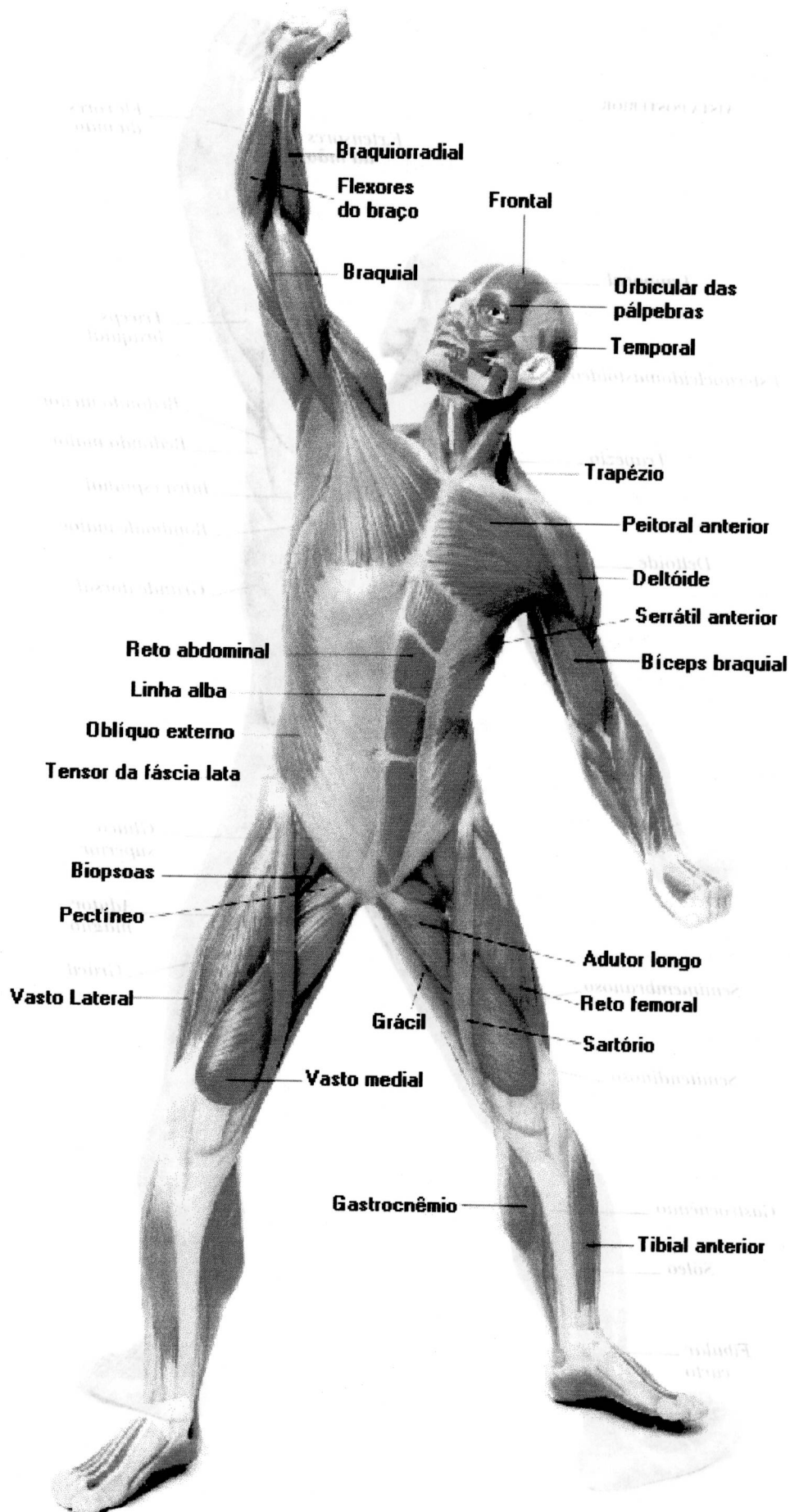


Figura 2.2a - Ilustração dos músculos esqueléticos superficiais, vista anterior.
 (da série Atlas Visuais - O Corpo Humano, 1994).

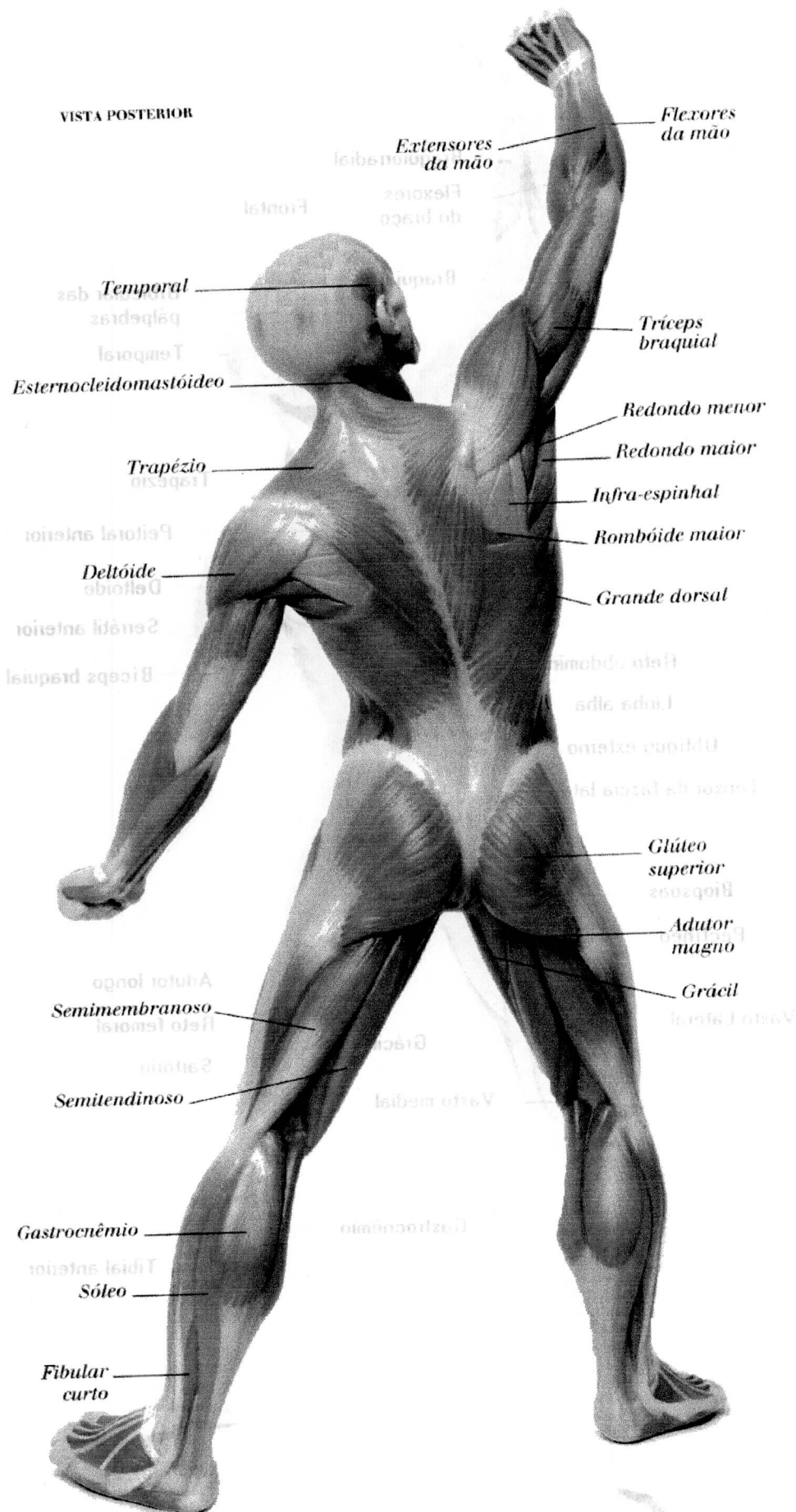


Figura 2.2b - Ilustração dos músculos esqueléticos superficiais, vista posterior.
 (da série Atlas Visuais - O Corpo Humano, 1994).

Durante a contração, o músculo recebe um estímulo do nervo na forma de substâncias químicas liberadas pelas células nervosas, dando origem a um estímulo elétrico na membrana plasmática da célula muscular, provocando a liberação de íons cálcio armazenados no retículo sarcoplasmático. O cálcio liberado promove uma união entre as moléculas de miosina e actina.

Com a energia das moléculas de ATP, a miosina puxa a actina, fazendo-a deslizar e, novamente com a energia da ATP, a miosina solta-se e volta a se ligar em outro ponto da molécula de actina, puxando-a outra vez (Linhares e Gewandsznajder, 1994). Desse modo, os filamentos movem-se entre si como os dentes de duas engrenagens (teoria do mecanismo de catraca da contração ilustrado na figura 2.3). Cessado o impulso nervoso, o cálcio é bombeado por transporte ativo e armazenado novamente no retículo sarcoplasmático, enquanto as ligações com a miosina deixam de existir, relaxando o músculo.

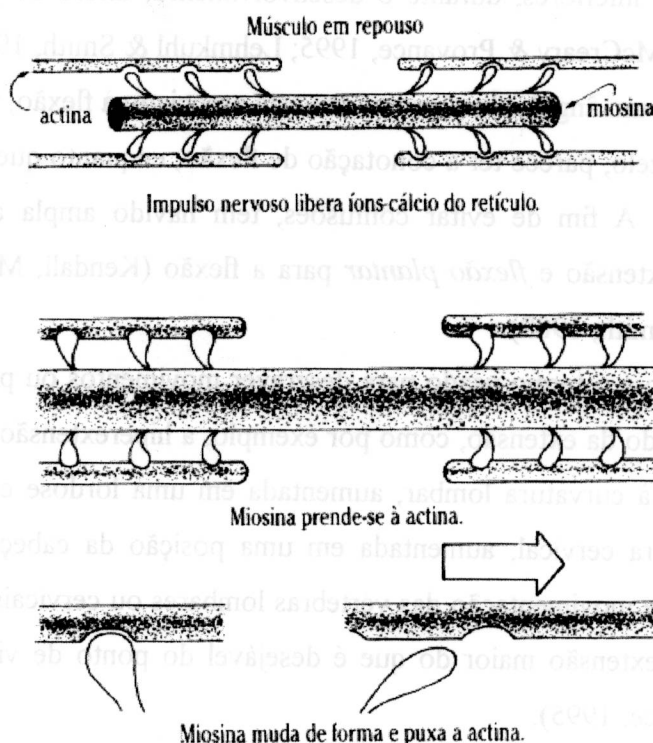


Figura 2.3 - Processo de contração muscular (de Linhares & Gewandsznajder, 1994).

2.3.1 Tipos de Articulações e Movimentos:

Articulações são mecanismos através dos quais os ossos são mantidos unidos. Em alguns casos, os ossos são mantidos tão próximos que não há movimento apreciável; em outros, os ossos são unidos frouxamente para permitir liberdade de movimento (Kendall, McCreary & Provance, 1995). Algumas articulações proporcionam grande estabilidade, outras

proporcionam estabilidade em uma direção, mas permitem liberdade de movimentos na direção oposta e outras permitem liberdade de movimento em todas as direções.

Os principais movimentos articulares são:

Flexão e Extensão

Se o plano frontal pudesse ser dobrado em um de seus eixos, ele seria dobrado apenas para trás e para frente. Quando o corpo se move para frente e para trás a partir desse plano em uma direção sagital, ocorrem os movimentos de *flexão* e *extensão* (Kendall, McCreary & Provance, 1995).

A flexão representa o movimento na direção anterior para a cabeça, pescoço, tronco, membro superior e quadril. A extensão é o movimento na direção oposta à flexão. Contudo, a flexão do joelho, tornozelo e artelhos compreende o movimento na direção posterior, porque o padrão dos membros inferiores, durante o desenvolvimento, difere do padrão dos membros superiores (Kendall, McCreary & Provance, 1995; Lehmkuhl & Smith, 1989).

Como reduzir um ângulo freqüentemente está associado à flexão, trazer o pé para cima, dobrando-se o tornozelo, parece ter a conotação de flexão, enquanto que apontá-lo para baixo parece ser extensão. A fim de evitar confusões, tem havido ampla aceitação dos termos *dorsiflexão* para a extensão e *flexão plantar* para a flexão (Kendall, McCreary & Provance, 1995; Lehmkuhl & Smith, 1989).

Hiperextensão é o termo usado para descrever movimentos ou posições excessivos ou não naturais no sentido da extensão, como por exemplo, a hiperextensão dos joelhos. Também é usado em relação à curvatura lombar, aumentada em uma lordose com inclinação pélvica anterior e à curvatura cervical, aumentada em uma posição da cabeça para frente. Nesses casos, a amplitude de movimentação das vértebras lombares ou cervicais não é excessiva, mas possui um grau de extensão maior do que é desejável do ponto de vista postural (Kendall, McCreary & Provance, 1995).

Abdução, Adução e Flexão Lateral

Um eixo sagital estende-se horizontalmente de frente para trás e fica sobre o plano sagital. Se o plano sagital pudesse ser dobrado em um de seus eixos, ele poderia ser dobrado apenas para os lados, não podendo dobrar para frente ou para trás, nem torcer-se sobre ele mesmo. Quando o corpo move-se para os lados a partir desse plano, em direção frontal, ocorrem os movimentos de *adução*, *abdução* e *flexão lateral* (Kendall, McCreary & Provance, 1995).

A abdução e a adução são movimentos no plano frontal. A abdução é o movimento afastando-se do plano mediosagital do corpo e a adução ao movimento aproximando-se do plano mediosagital do corpo. Isto para todos os membros, exceto polegar, dedos e artelhos. Quanto aos dedos, abdução e adução são movimentos afastando-se e aproximando-se da linha axial que se estende através do terceiro dedo. Quanto aos artelhos, a linha axial estende-se através do segundo dedo. Quanto ao polegar, adução e abdução são os movimentos perpendiculares ao plano da palma, a adução sendo em direção à palma e a abdução afastando-se da palma (Kendall, McCreary & Provance, 1995; Lehmkühl & Smith, 1989).

A flexão lateral é o termo usado para denotar movimentos laterais da cabeça, pescoço e tronco. Ocorre sobre um eixo sagital direcionando-se para os lados (Lehmkühl & Smith, 1989).

De acordo com a função do músculo na produção de movimento articular, pode-se classificar os músculos basicamente em:

Agonista

Um músculo ou grupo muscular considerado como principal na produção de um movimento articular ou na manutenção de uma postura é denominado como um agonista ou motor primário. O agonista sempre se contrai ativamente para produzir uma contração concêntrica (encurtamento do músculo), isométrica (contração do músculo para produzir força sem mudar o ângulo da contração) ou excêntrica (alongamento do músculo) (Lehmkühl & Smith, 1989).

Antagonista

O antagonista é um músculo ou grupo muscular que domina a ação anatômica oposta à do agonista. Normalmente, ele é um músculo que não se contrai, nem auxilia, nem resiste ao movimento, mas que se alonga ou encurta-se passivamente (Lehmkühl & Smith, 1989).

Sinergista

Um músculo pode ser definido como sinergista sempre que contrair ao mesmo tempo que o agonista. A ação de um sinergista pode ser idêntica à do agonista. Os sinergistas, em geral, agem isoladamente em articulações bem afastadas do movimento primário, no sentido de fixar ou estabilizar as articulações proximais (Lehmkühl & Smith, 1989).

2.4 A Medula Espinhal

A medula espinhal inicia-se com o prolongamento do bulbo do tronco encefálico a nível do forame magno e, no adulto, estende-se até o nível da segunda vértebra lombar, terminando como cone medular. A medula espinhal é anatômica e fisiologicamente dividida em segmentos (figura 2.4). Cada um dos trinta e um segmentos dá origem a um par de nervos espinhais, que contribuem para a formação do sistema nervoso periférico. Como consequência do crescimento, os segmentos da medula se localizam acima em relação às vértebras. As raízes nervosas, que eram originalmente horizontais, assumem uma direção oblíqua e para baixo, como ilustrado na figura 2.5.

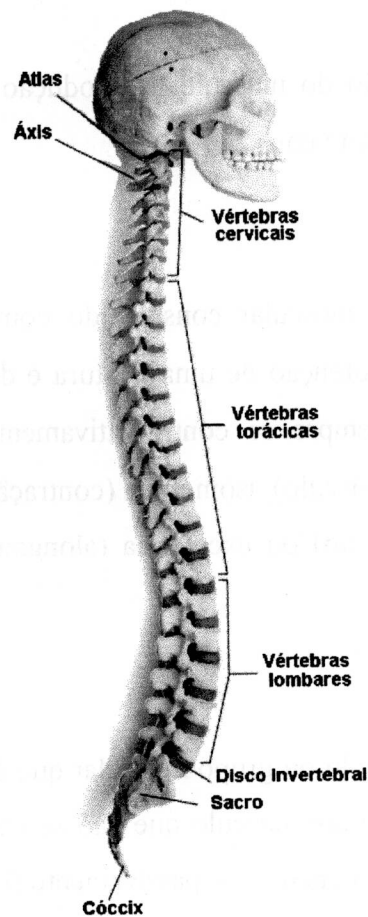


Figura 2.4 - Ilustração da medula espinhal (da série Atlas Visuais - O Corpo Humano, 1994).

Os nervos espinhais emergem abaixo de suas vértebras correspondentes, exceto nas vértebras cervicais, onde os nervos cervicais emergem entre o occipital e o *atlas* (1ª vértebra cervical). O segundo par de nervos espinhais emerge embaixo do atlas e dirige-se para a periferia. Os nervos espinhais continuam a emergir do canal vertebral através do *forame intervertebral*, acima da vértebra correspondente por toda a região cervical. O oitavo par de nervo espinhal cervical emerge entre a sétima vértebra cervical e a primeira torácica. Cada par de nervo espinhal tem um segmento espinhal e uma vértebra correspondente.

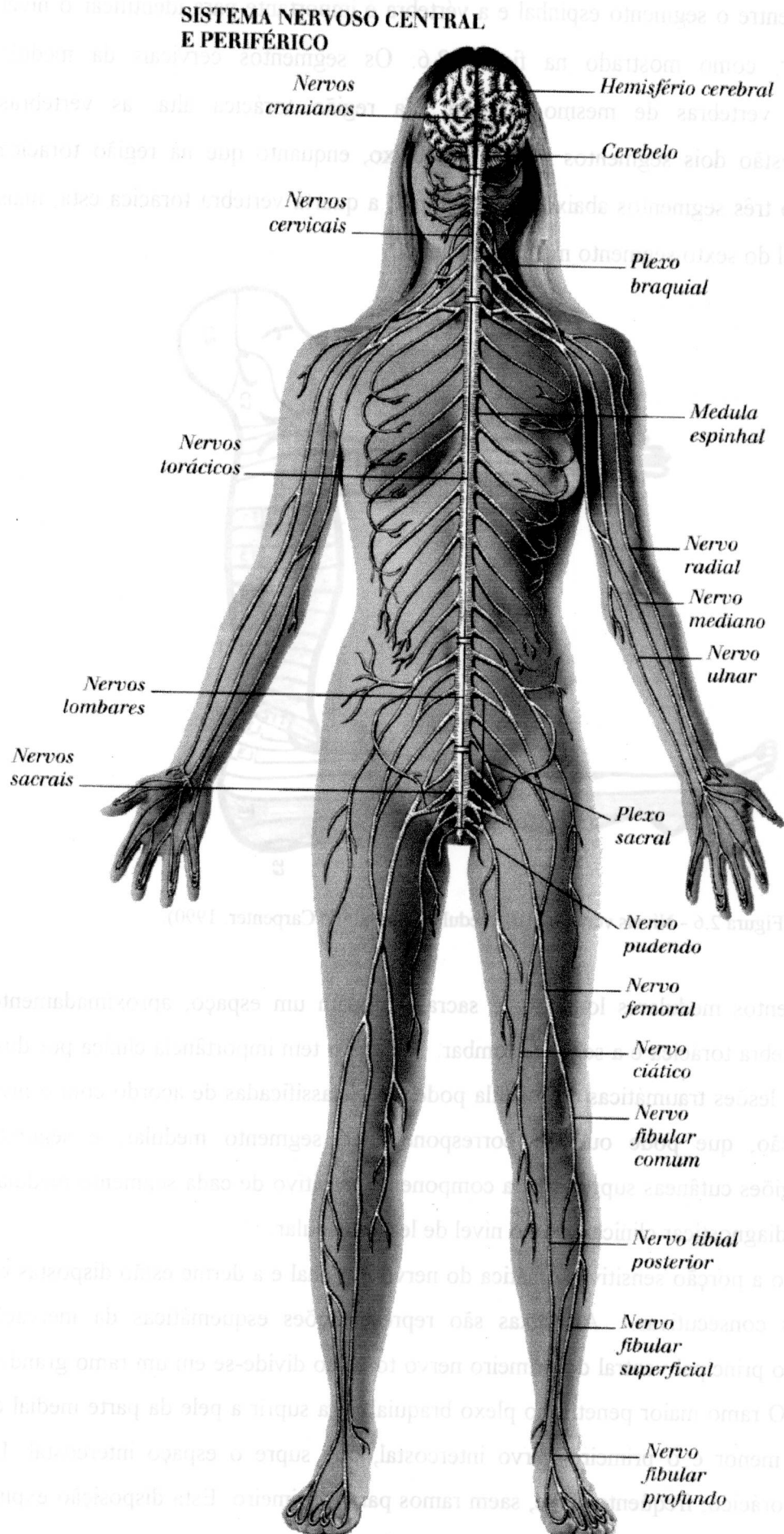


Figura 2.5 - Ramificações do Sistema Nervoso Central e Periférico (da série Atlas Visuais - O Corpo Humano, 1994).

A relação entre o segmento espinhal e a vértebra é importante para identificar o nível de lesão medular, como mostrado na figura 2.6. Os segmentos cervicais da medula correspondem às vértebras de mesmo número. Na região torácica alta, as vértebras correspondentes estão dois segmentos medulares abaixo, enquanto que na região torácica inferior, elas estão três segmentos abaixo. Por exemplo, a quarta vértebra torácica está, mais ou menos, no nível do sexto segmento medular torácico.

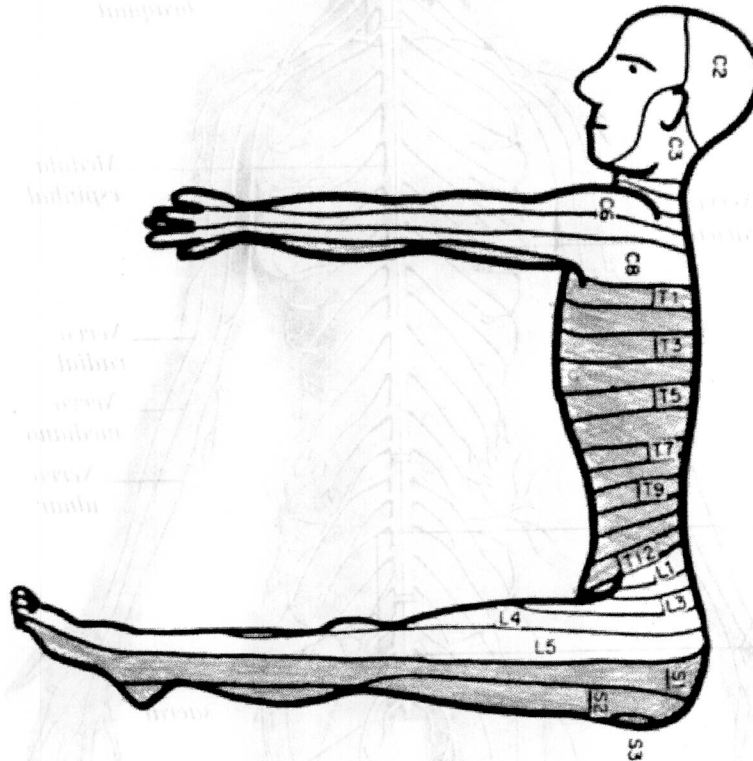


Figura 2.6 - Níveis vertebrais da medula espinhal (de Carpenter, 1990).

Os segmentos medulares lombares e sacrais ocupam um espaço, aproximadamente, entre a nona vértebra torácica e a segunda lombar. Este fato tem importância clínica por duas razões: primeira, lesões traumáticas da medula podem ser classificadas de acordo com o nível vertebral da lesão, que pode ou não corresponder ao segmento medular; e segunda, *dermatomas*, regiões cutâneas supridas pela componente sensitiva de cada segmento medular, são usadas para diagnosticar clinicamente o nível de lesão medular.

No tronco a porção sensitiva somática do nervo espinhal e a derme estão dispostas em faixas circulares consecutivas. As faixas são representações esquemáticas da inervação sensitiva. O ramo principal ventral do primeiro nervo torácico divide-se em um ramo grande e outro pequeno. O ramo maior penetra no plexo braquial para suprir a pele da parte medial do braço. O ramo menor é o primeiro nervo intercostal, que supre o espaço intercostal. Do segundo nervo torácico, freqüentemente, saem ramos para o primeiro. Esta disposição explica a falta do dermatomo T1 representado na parede anterior do tórax.

Nos membros, devido à formação dos plexos, a distribuição segmentar se torna obscurecida. Como resultado do crescimento dos membros inferiores durante o desenvolvimento, os segmentos lombo-sacrais proximais estão alinhados em tiras alongadas ao longo da face medial de cada membro. As porções distais estão distribuídas pósterolateralmente. Os membros superiores são rodados em direção lateral durante o desenvolvimento; assim, os segmentos medulares estão representados nos membros superiores da seguinte maneira: C5 e C6 estão na face lateral, C7 está na linha média da mão e C8 e T1 estão na face medial. Os nervos que suprem os dermatômos adjacentes se sobrepõem, de modo que uma raiz nervosa dorsal produz um decréscimo de sensibilidade ao invés de uma perda total.

2.5 Lesões Medulares

Uma das causas mais comuns de lesão medular advém de *trauma*, que pode ser tanto por compressão como por contusão. As lesões na medula podem ocorrer após ferimento penetrante por faca ou bala, fratura com deslocamento resultando numa transecção da medula, compressão por tumor, osteomielite, aracnoidite, abscesso extradural, hérnia de disco ou um desabamento vertebral. Outra causa comum de lesão medular decorre de déficit vascular, que resulta de trombose em vasos da medula, embolia ou hemorragia. Há também causas congênicas como mielomeningocele, infecções como mielite transversa e sífilis, doenças como esclerose múltipla e, finalmente, paralisia histérica (Palmer & Toms, 1987).

As lesões medulares podem resultar em envolvimento completo, parcial ou combinado do sistema nervoso sensorial, motor e autônomo. Apesar de rara, a lesão completa é causada por uma transecção ou compressão da medula e nenhuma sensibilidade, ou motricidade voluntária, é observada abaixo do nível da lesão. Uma lesão incompleta pode ser resultante de uma transecção parcial ou contusão medular e, neste caso, alguma evidência de sensibilidade, ou motricidade é preservada abaixo do nível da lesão. Com a contusão da medula há edema, hemorragia e choque medular no nível da lesão e abaixo dele, levando a uma perda da função medular por um período de tempo variável. Geralmente, o choque medular dura de 3 a 6 semanas. Entretanto, algumas complicações podem prolongá-lo.

Paralisia é a perda temporal ou permanente da função, sensação ou movimento voluntário dos músculos, originada geralmente por lesão dos nervos ou destruição das células nervosas, que regulam a função dos músculos ou tecido muscular atingido. Um exemplo de

paralisia constitui a secção de um nervo motor, como pode ocorrer no caso de lesão no pulso ou antebraço. Os músculos estimulados por aquele nervo deixam de funcionar e começam a degenerar. A menos que uma cirurgia seja capaz de propiciar a união das extremidades seccionadas e que as fibras nervosas voltem a se desenvolver na antiga raiz, tais músculos permanecerão inativos para sempre (Fishbein, 1974).

A lesão das células ou fibras nervosas pode originar-se por doença, pressão ou lesão destrutiva do cérebro ou medula, qualquer uma podendo ocasionar uma paralisia parcial ou total de vários músculos. A paralisia causada por lesão cerebral tende a ser do tipo que ocasiona rigidez e a originada por lesão de células da medula, geralmente do tipo que determina flexibilidade diminuída e flacidez.

Para descrever os diversos tipos de paralisia utilizam-se termos específicos. A paralisia de braços e pernas denomina-se *quadriplegia* ou *tetraplegia*. A paralisia de um lado só do corpo, causada por lesão dos centros ou vias do sistema piramidal, denomina-se *hemiplegia*. A *diplegia* é uma paralisia bilateral, de pares similares de cada lado do corpo. A *monoplegia* consiste na paralisia de um único braço ou perna ou de um único músculo ou grupo de músculos, tais como os de um lado do rosto. A paralisia motora de ambas as pernas denomina-se *paraplegia*, sendo que também se aplica este termo para a paralisia dos dois braços. A experiência da Segunda Guerra Mundial, com seus milhares de incapacitados, demonstrou a importância da supervisão médica no tratamento dos doentes deste tipo, resultando na reabilitação de um grande número de paraplégicos (Fishbein, 1974).

A *paralisia cerebral* é uma disfunção neuromuscular que afeta o sistema nervoso central imaturo. É causada por lesão do cérebro antes, durante e após o nascimento, podendo ocorrer até dois anos de idade. Uma vez lesado, o cérebro não se regenera sem deixar seqüelas e são destruídas zonas de sua superfície, que não voltam a funcionar. Até o momento presente, não se conseguiu evitar nem curar a paralisia cerebral (Fishbein, 1974).

Embora a invalidez resultante da paralisia cerebral constitua uma complicação física, a causa origina-se de lesão primária do cérebro, com diferentes graus de incapacidade física, perda de faculdades e atraso mental. O doente pode sofrer espasmos, ter falta de coordenação, debilidade, tremores, rigidez e dificuldades de visão, audição e fala.

Outras afecções patológicas do sistema nervoso são a *paralisia agitante*, *síndrome* ou *mal de Parkinson*, que é um distúrbio do sistema extrapiramidal (lesão do globo pálido), em que há predomínio do tônus flexor, com rigidez muscular, fáceis imóveis, tremor, diminuição dos movimentos voluntários, salivação e transtornos da palavra; *síndrome coreica* ou *hipotônico hiperkinética*, devido a distúrbios extrapiramidais, com aparecimento de movimentos involuntários, bruscos, violentos, sem finalidade, arrítmicos e irregulares e *atetose*,

caracterizada por uma hipercinesia atetósica, apresentando movimentos involuntários, semelhantes aos coréicos mas muito mais lentos.

As *síndromes polineuríticas* são lesões motoras e sensitivas em diversos troncos nervosos. Quando as raízes espinhais são afetadas, constitui-se na chamada polirradiculoneurite; a lesão de um só tronco chama-se mononeurite ou simplesmente neurite.

Os indivíduos atacados por sífilis por um período longo chegam, às vezes, durante os últimos estágios da doença, a uma situação conhecida por *paralisia geral, demência paralítica* ou *neurossífilis parética*, três a cinco vezes mais freqüente entre os homens.

Ao tratar a paralisia, devem-se considerar tanto os nervos como os músculos. Nas paralisias do tipo neurológico a tendência à recuperação é grande, uma vez que a enfermidade subjacente tenha cessado. A paralisia devido a pressão sobre um nervo, tende a desaparecer se for eliminada antes que as células ou fibras nervosas tenham sofrido destruição total. O procedimento consiste em tratar a parte do tecido que provoca pressão sobre o nervo, assim como tratar os músculos afetados.

Os músculos paralisados devem ser protegidos até que sejam de novo estimulados por impulsos nervosos. É de suma importância evitar que os músculos paralisados sofram distensões pela atividade dos músculos sãos, em conseqüência, de posições viciosas no leito. Isto se consegue por meio da imobilização com talas ou tipóias. Também devem-se manter aquecidos os músculos paralisados e conservar seu tônus através de massagem suave, que deve tornar-se mais vigorosa, à medida que se obtenham melhoras.

De acordo com *Palmer & Toms* (1987) a capacidade funcional dos principais tipos de lesão na medula pode ser descrita como:

C-5

O paciente com lesão exatamente abaixo de C-5, tem completa inervação para o trapézio, esternocleidomastóideo e os paravertebrais cervicais superiores. Essa musculatura combinada permite ao paciente estabilizar e girar o pescoço e elevar e rodar a escápula. O paciente possui razoável controle sobre o rombóide, o deltóide e todos os músculos principais do manguito rotator, por estarem parcialmente inervados, pois eles também recebem inervação de C-6. Esses músculos fazem adução escapular, abdução gleno-umeral, rotação externa e interna e uma leve flexão e extensão. As funções de flexão, extensão, abdução e adução fortes estão ausentes no ombro. A flexão do cotovelo é possível porque o bíceps e o braquiorradial permanecem parcialmente inervados. Não há função muscular no punho e na

mão. Infelizmente, a falta dos principais músculos do ombro e a inervação incompleta dos estabilizadores impedem que a musculatura remanescente seja funcional. O paciente terá dificuldade em rolar e se sentar na cama. Poucos pacientes são capazes de comer sozinhos com ajuda de dispositivos especiais de apoio. Eles podem ser capazes de controlar cadeira de rodas elétrica com equipamento adaptado. A resistência do paciente é baixa, devido à diminuição da reserva respiratória. Esses pacientes necessitam um enfermeiro que os ajude nos cuidados pessoais, que os tire e os coloque na cadeira de rodas, entre outros.

C-6

Neste nível, é acrescida uma capacidade funcional substancial. O manguito rotator torna-se completamente innervado e o serrátil anterior, o grande dorsal e o peitoral maior recebem inervação parcial, mas significativa. A inervação para o bíceps é completa. A inervação muscular do punho é feita pelo extensor radial do carpo e, frequentemente, inclui o flexor radial do carpo.

O forte manguito rotator permite, neste caso, bom uso da rotação e abdução da articulação gleno-umeral. Os principais músculos motores são agora os adutores, flexores, extensores e os protractores da escápula. Estas funções dos músculos principais não estão completamente desenvolvidas em C-6, devido à inervação incompleta, à variabilidade de seus níveis de maior suprimento nervoso e à falta de boa estabilização nas origens dos músculos. A reserva respiratória ainda é baixa. O bíceps, naturalmente, produz forte flexão de cotovelo, assistido pelo bráquio-radial que ganhou outro segmento de inervação, quando comparado ao caso do C5. O extensor radial do punho e os flexores, originalmente, estendem e fletem o punho, mas o extensor tem importante função secundária. O extensor pode usar a elasticidade remanescente dos flexores dos dedos para esboçar uma leve flexão dos dedos (fechamento da mão - contratura em tenodese). Desta forma, em algumas circunstâncias, objetos grandes e leves podem ser preendidos "ativamente".

A força muscular do ombro de pacientes com lesão a nível de C-6 permite que eles ajudem a rolar na cama. Eles não podem se mover independentemente após terem deitado, pois não conseguem levantar seu peso corporal com a musculatura existente. Alguns pacientes são capazes de se levantar para fazer a transferência para a cadeira de rodas e também de se alimentar com ajuda de dispositivos especiais fixados sobre as mãos, mas a marcha é impossível e os pacientes ficam confinados à cadeira de rodas.

C-7

O paciente com lesão do segmento C-7 da medula tem três importantes movimentos funcionais: o tríceps, o flexor longo e o extensor comum dos dedos. A inervação principal de cada grupo varia entre C-7 e C-8. Grande funcionabilidade está preservada com lesão em C-7. O tríceps está bem forte porque recebe inervação de níveis acima de C-6. Um tríceps forte permite ao paciente estabilizar o cotovelo em extensão, de forma que os depressores do ombro possam agir através do cotovelo para levantar o peso corporal. As vantagens da preensão e da abertura da mão, fornecidas pelos extensores e flexores de dedos, não precisam ser enfatizadas. Entretanto, esta preensão e esta abertura da mão não são fortes. A musculatura intrínseca da mão não está inervada e há falta de força e destreza.

Neste nível, o paciente é capaz de ser completamente independente na cadeira de rodas. Esses pacientes podem rolar, sentar na cama e até se moverem na posição sentada. É necessário ajuda para levantar a pélvis do paciente quando este estiver deitado e para os cuidados pessoais, mas podem comer independentemente.

Alguns pacientes com lesão em C-7 são capazes de deambular com muletas, por certa distância, se estiverem adequadamente aparelhados. O flexor dos dedos permite segurar as muletas e o tríceps provê estabilidade para o cotovelo. Para manter a postura em pé, o paciente precisa de tutores longos com cinto pélvico preso à porção superior da coluna. A única marcha funcional possível é a pendular que não ultrapassa a linha das muletas.

T-1

Pacientes que tiverem lesão completa de T1 têm total inervação dos membros superiores, incluindo a musculatura intrínseca da mão. Eles têm força e destreza para abrir e fechar a mão. Também têm a musculatura proximal inervada. A face ulnar do punho tem sua inervação completa, o que melhora a marcha com muletas. O paciente ainda não tem estabilidade de tronco, reserva respiratória dada pelos intercostais e fixação no tronco dos principais músculos motores dos membros superiores.

Os pacientes com lesão em T-1 são independentes no leito. São capazes de se transferir para a cadeira de rodas, apesar de alguns ainda precisarem de ajuda. São independentes nos cuidados pessoais, exceto para aquelas atividades que requerem a elevação da pélvis como, por exemplo, vestir-se. Com os membros superiores funcionais, tutores longos e cinto pélvico com fixação alta do tronco, o paciente pode realizar marcha pendular. O tutor torna mais difícil que o paciente se coloque em pé, necessitando de ajuda para isso. Portanto, a deambulação não

pode ser considerada funcional, devendo ser feita como exercício. Uma cadeira de rodas bem adaptada, que permita boa aproximação à cama da mesma altura desta, é essencial.

Atividades da vida diária e trabalhos fora de casa que usem as mãos são possíveis para pacientes com lesão em T-1 ou abaixo. Alguns pacientes conseguem, na posição sentado, um equilíbrio suficiente para dirigir um carro adaptado; porém, apesar de conseguirem passar da cadeira para o carro independentemente, precisam de ajuda para colocar a cadeira neste.

T-6

Os pacientes T-6 apresentam uma completa e forte faixa de ação muscular que envolve os membros superiores e o tórax, estabilizando-os com a bem coordenada cintura escapular. A inervação, nesse caso, também chega aos músculos longos da parte superior das costas, aos intercostais superiores e aos transversos do tórax. Assim, o paciente tem uma preensão forte, suportada pela musculatura proximal que se fixa com o tórax, estabilizando-se e, assim, possibilita o levantamento de pesos. Os músculos intercostais inervados dão ao paciente um aumento da capacidade respiratória, aumentando sua resistência.

Esses acréscimos de funcionalidade são suficientes para dar independência em todas as fases dos cuidados pessoais. Até mesmo a colocação de tutores longos é possível. Os pacientes podem estabilizar seus membros superiores adequadamente para usá-los para levantar a pélvis. Transferências para a cadeira de rodas tornam-se possíveis com facilidade, usando-se a cintura escapular e o tríceps. Conseqüentemente, o paciente não precisa de ajuda externa. Mesmo assim, a cadeira de rodas ainda precisa ser adaptada. Quando o paciente é fixado por um colete, cinto pélvico e tutores longos, ele é capaz de ficar em pé por longo período de tempo.

Como seus membros superiores estão fortes e estabilizados, esses pacientes são capazes de fazer uma marcha pendular ultrapassando a linha das muletas. Infelizmente, o uso da marcha é restrito, por ser muito lenta e pela dificuldade em obter a posição em pé. Somente os pacientes que desenvolvem forte musculatura em membros superiores, bom equilíbrio e coordenação, podem deambular funcionalmente em superfícies planas ou em interiores. A maior parte dos pacientes com esse nível de lesão tem equilíbrio suficiente para dirigir um carro adaptado e alguns aprendem a pôr e tirar a cadeira de rodas do carro. O trabalho deve ser, necessariamente, sedentário com as possíveis modificações, para ficar em pé.

T-12

O paciente com lesão em T- 12 tem inervação completa do reto, oblíquo e transversos abdominais e todos os músculos do tórax. Ainda há fraqueza da musculatura baixa das costas, onde a musculatura lombar não é inervada. O paciente não tem inervação nos principais músculos do quadril, no quadrado lombar e nos eretores inferiores de coluna. A flexão de quadril pode ser obtida com os flexores secundários de quadril, incluindo os oblíquos interno e externo e o grande dorsal. Com essa musculatura, o paciente torna-se independente para os cuidados pessoais, atividades na cadeira de rodas e marcha. Os pacientes são fixados com tutores longos, podem ou não necessitar de cinto pélvico, dependendo do seu padrão de marcha. Eles podem usar marcha em dois pontos alternados, em quatro pontos ou pendurar, ultrapassando a linha das muletas, de acordo com suas conveniências. As marchas em quatro pontos e em dois pontos alternados são obtidas graças aos flexores secundários de quadril. Os pacientes são comumente independentes para a marcha. Podem andar em superfícies razoavelmente irregulares, dentro e fora de casa. Eles também podem parar, jogando suas pernas para cima (a articulação do quadril ficando livre intero-posteriormente) ou para frente, jogando-se para cima como continuação de uma marcha pendular.

O paciente T-12 tem poucas limitações para trabalhos sedentários fora de casa. Mesmo rampas ou escadas não são mais impedimentos. O paciente não precisa de ajuda externa e, geralmente, não usa a cadeira de rodas durante suas atividades cotidianas. Entretanto, a cadeira de rodas deve ser usada dentro de casa (como para ir ao banheiro, por exemplo). A adaptação da cadeira é feita de acordo com as necessidades da casa.

L-4

O paciente com lesão abaixo de L-4 tem um acréscimo funcional, através da atividade muscular do quadrado lombar, eretores inferiores da coluna, quadríceps e flexores principais do quadril. Os principais estabilizadores do quadril estão ausentes e o tornozelo permanece inativo. Esses fatores predeterminam a marcha e a aparelhagem do paciente. O joelho permanece em extensão pelo quadríceps, de forma que não são necessários os tutores longos. Os tornozelos paralisados precisam ser estabilizados. Para isso, usa-se um tutor curto. É aconselhável, na maioria dos casos, usar uma trava de movimento (permitindo 15° de movimento para a dorsiflexão). A trava posterior serve como suporte para prevenir a queda do pé durante a fase de balanço da marcha. A trava anterior substitui, de maneira rudimentar, a estabilização dada pela musculatura da panturrilha durante a fase de impulso.

A marcha, neste caso, poderia desenvolver-se sem o uso de muletas ou bengalas. Entretanto, devido às deformidades que surgem a longo prazo pelo uso de marcha sem suporte, bengalas ou muletas bilaterais são prescritas profilaticamente. Minimizando os desvios laterais e posteriores excessivos da pélvis e com treinamento cuidadoso de marcha, a lordose lombar e o *recurvatum* podem ser reduzidos. Essa redução, de forças deformantes, protege contra o desenvolvimento de uma compressão por curvatura lombar e de artrite traumática do joelho.

O paciente L-4 é completamente independente para cuidados pessoais e deambulação. A sua maior limitação está em levantar-se. Como os isquiotibiais e o glúteo máximo estão ausentes, a elevação deve ser feita com o quadríceps. É difícil mas pode ser feita, se as mãos estiverem segurando firmemente as muletas, bengala ou um corrimão. Devido a estrutura, as Bengalas canadenses são aconselháveis porque dão maior apoio que as bengalas de madeira. Ainda é conveniente uma cadeira de rodas para ser usada em casa ou no trabalho. Restam algumas limitações para o trabalho. Não se pode pedir que fique em pé por muito tempo ou que faça um trabalho que exija que ele se levante freqüentemente.

2.5.1 Cuidados com o músculo denervado:

Cuidados especiais devem ser tomados com o músculo denervado, pois, caso contrário ele entrará em rápido processo de atrofia e fibrose. Uma vez restabelecida a inervação, caso o músculo não se encontre em condições satisfatórias, ficará perdida por falta de órgão efector. A estimulação elétrica com corrente pulsada é importante, tendo como objetivo: diminuir a aglutinação intrafascicular e interfascicular e a esclerose do tecido areolar; melhorar a circulação sanguínea e linfática e, conseqüentemente, a nutrição do músculo; aumentar o retorno venoso evitando a estagnação sanguínea, com todas as suas complicações e retardar o processo de atrofia muscular.

A reeducação muscular, aliada aos exercícios, facilitará o retorno venoso, evitando a formação de edemas. A prescrição de órteses, para manter a articulação em posição funcional, evita contraturas musculares e, por conseguinte, deformidades articulares.

2.6 Estimulação Elétrica

Quando se reproduz o estímulo nervoso através da estimulação elétrica neuromuscular, o estímulo é artificial mas o processo de contração muscular de uma fibra é fisiológico, sendo exatamente igual ao descrito anteriormente (Kottke et al., 1984).

As correntes elétricas são altamente eficazes para a estimulação do nervo e do músculo, e como podem ser medidas com precisão e graduadas em vários níveis, elas são mais apropriadas que os outros métodos de estimulação para produzir contração dos músculos, diretamente ou por intermediação dos nervos (Kottke et al., 1984).

A curva característica do músculo é denominada *desnervação*, enquanto a curva característica do nervo é rotulada *normal* (Figura 2.7). Em ambos os casos, observa-se que à medida que a duração do estímulo diminui, a força aumenta e que a duração mínima eficaz para o músculo é muito mais longa do que para o nervo.

A estimulação elétrica pode ser feita excitando diretamente o músculo ou excitando-se o nervo, ou um fino ramo deste, que inerva o músculo desejado. A curva característica do músculo é denominada *desnervação*, enquanto a curva característica do nervo é rotulada *normal* (Figura 2.7). Em ambos os casos, observa-se que à medida que a duração do estímulo diminui, a força aumenta e que a duração mínima eficaz para o músculo é muito mais longa do que para o nervo.

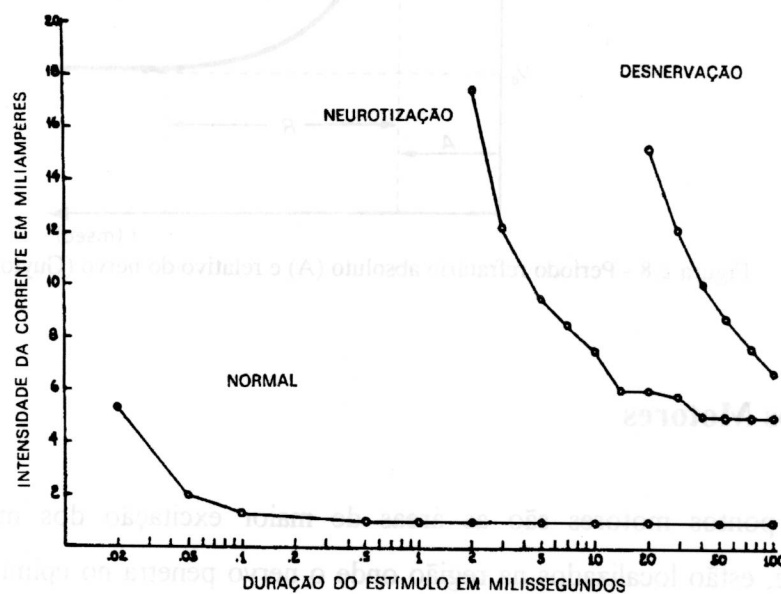


Figura 2.8 - Relação entre força e duração do estímulo eficaz para músculo denervado, neurotizado e normalmente inervado (adaptado de Peckham, 1981).

O estímulo deve ter amplitude e duração suficientes para igualar ou exceder o limiar de excitação do tecido. Normalmente, opta-se pela excitação do nervo, pois a excitação

neuromuscular requer menores níveis de energia que a estimulação do músculo, devido às propriedades do nervo (Peckham, 1981).

Denomina-se *reobase* à menor tensão necessária para a excitação de uma fibra muscular. O tempo necessário para que essa tensão mínima estimule a fibra é denominado de *tempo de utilização*. A duração relacionada a uma intensidade igual ao dobro da reobase é chamada de *cronaxia* (Boccolini, 1986). Este valor é frequentemente utilizado como meio de se expressar a excitabilidade relativa de diferentes tecidos (Guyton, 1984).

Quando um nervo é estimulado com um par de estímulos, sendo que o intervalo de tempo entre eles é reduzido gradualmente, haverá um ponto em que não será mais possível ativar o nervo com o segundo estímulo. Este período de tempo, no qual não é possível mais estimular o nervo, é conhecido como *período refratário absoluto*, que ocorre enquanto a membrana ainda estiver despolarizada pelo potencial de ação precedente (figura 2.8). O *período refratário relativo* ocorre ao término da despolarização, onde apenas estímulos com grandes intensidades podem estimular a fibra. A existência do período refratário é considerada funcionalmente importante, visto que isto faz com que o estímulo se propague em apenas uma direção (Boccolini, 1986; Carpenter, 1990).

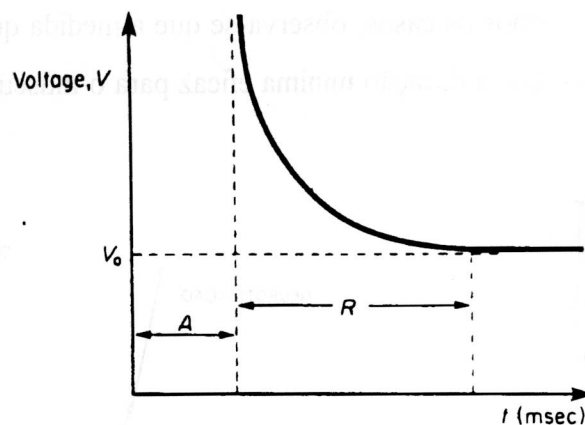


Figura 2.8 - Período refratário absoluto (A) e relativo do nervo (Guyton, 1984).

2.7 Pontos Motores

Os pontos motores são as áreas de maior excitação dos músculos esqueléticos. Usualmente, estão localizados na região onde o nervo penetra no epimísio. O estímulo limiar para o músculo será mais baixo naquele ponto (Kottke et al., 1984).

Os mapas de pontos motores, ilustradas nas Figuras 2.9 a 2.12, mostram suas localizações aproximadas no corpo, porém, certa exploração local necessita ser efetuada para localização precisa no indivíduo (Kottke et al., 1984).

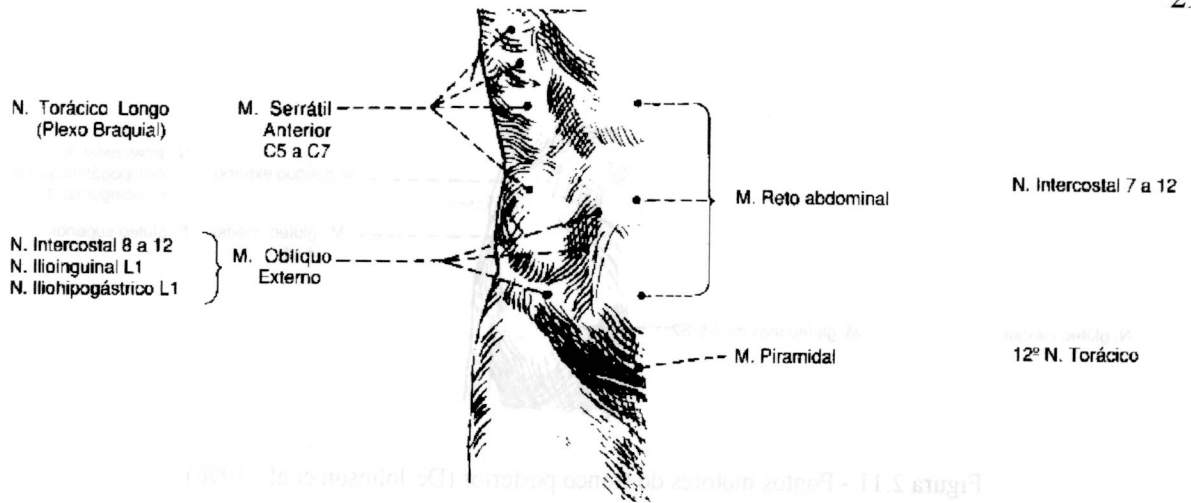


Figura 2.9 - Pontos motores do tronco anterior (De Johnson et al., 1996).

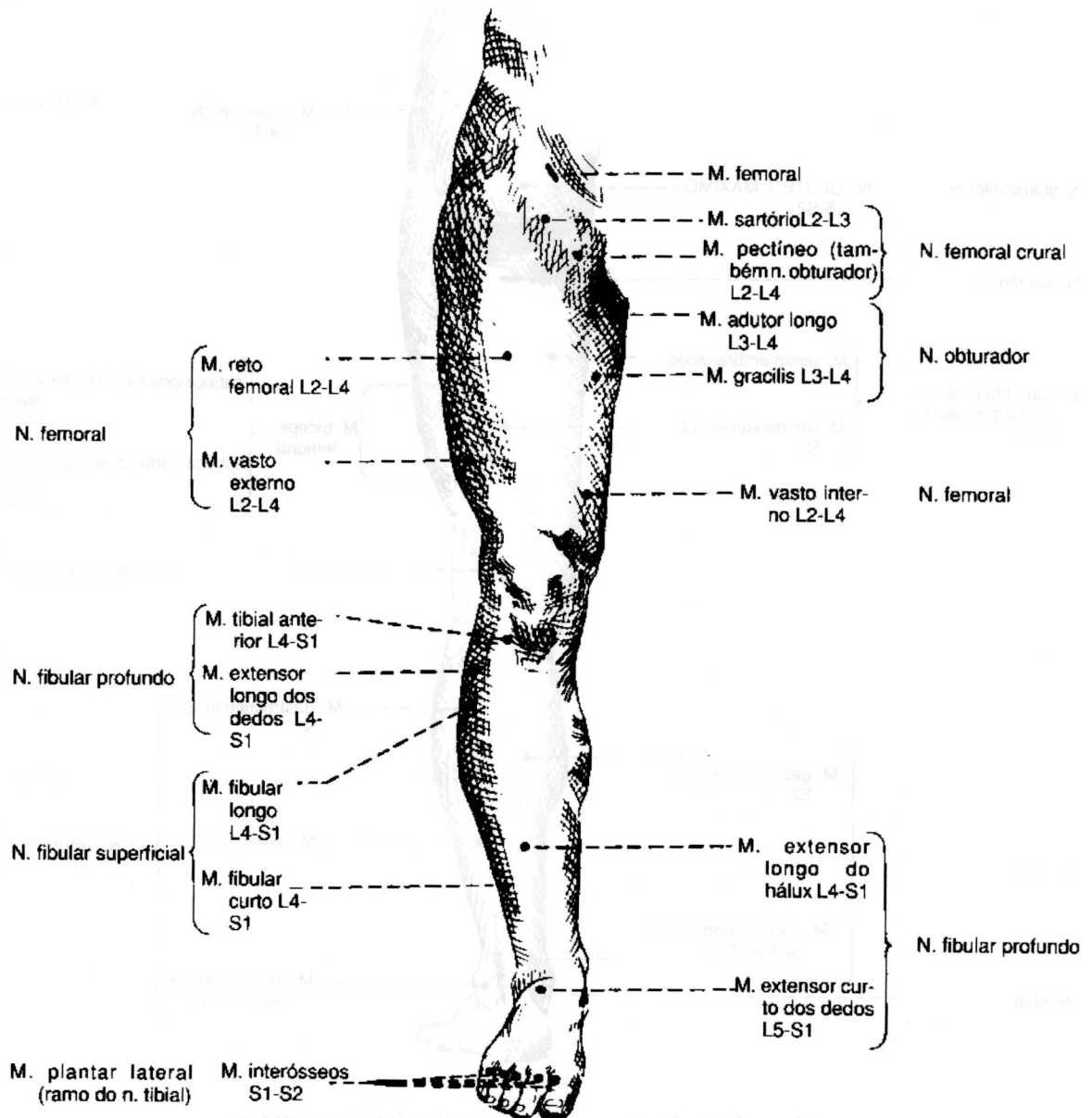


Figura 2.10 - Pontos motores do membro inferior anterior (De Johnson et al., 1996).

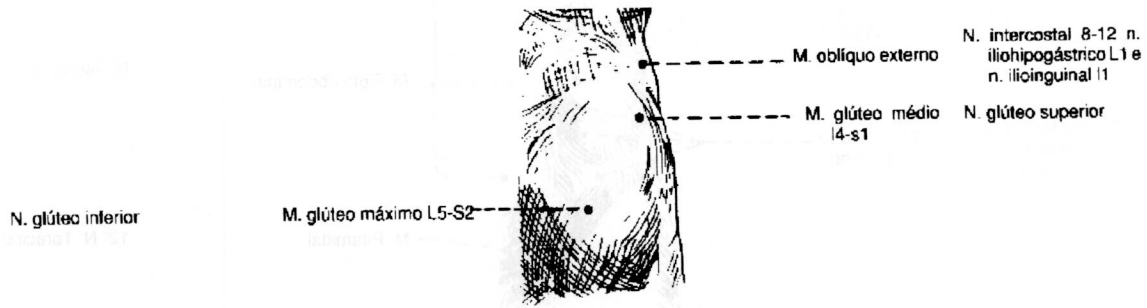


Figura 2.11 - Pontos motores do tronco posterior (De Johnson et al., 1996).

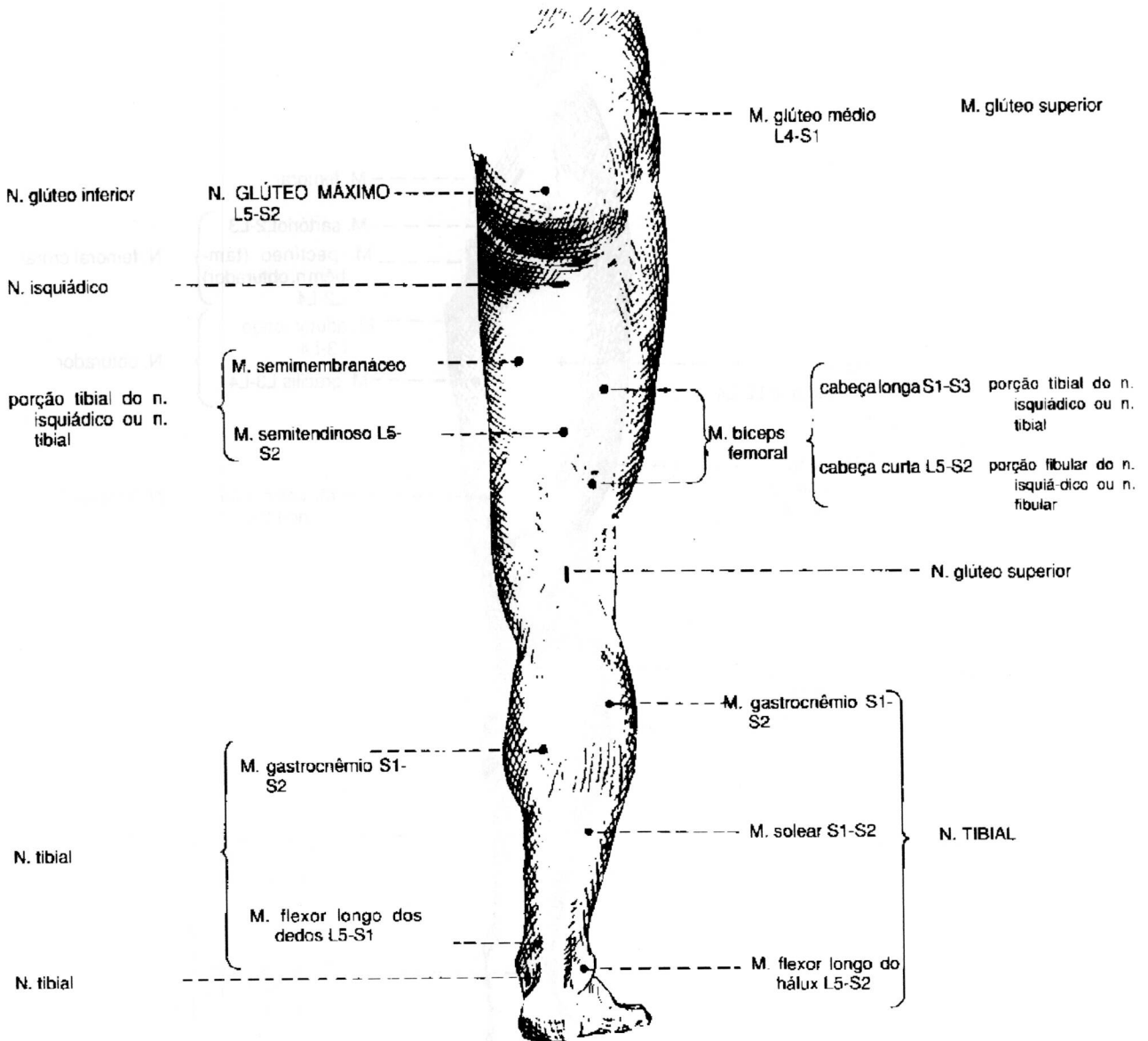


Figura 2.12 - Pontos motores do membro inferior posterior (De Johnson et al., 1996).

2.8 Efeitos Fisiológicos da Estimulação Elétrica

Os tecidos são capazes de conduzir a corrente elétrica devido, à presença de íons nos líquidos orgânicos. Assim, a condutividade de corrente dos diferentes tecidos varia no organismo, segundo a quantidade de líquido que eles contêm. Desta forma, os músculos que possuem boa irrigação sanguínea são, conseqüentemente, bons condutores, enquanto que o tecido adiposo é um mau condutor.

Este tipo de corrente iônica pode produzir diversas alterações químicas que, em alguns casos, podem se tornar perigosas durante um tratamento. Os principais efeitos fisiológicos são apresentados nos próximos parágrafos.

Estimulação dos nervos sensitivos

Quando se aplica uma corrente elétrica, experimenta-se uma sensação do tipo cócegas ou formigamento, sendo que ela é mais suave quando os pulsos de estimulação possuem curta duração, não sendo uma sensação muito confortável para pulsos de larga duração.

A estimulação sensitiva origina um reflexo vasodilatador dos vasos sanguíneos superficiais, produzindo uma ligeira hiperemia da pele. Como a vasodilatação limita-se apenas aos tecidos superficiais, isto faz com que ela possua pouco valor prático.

Estimulação dos nervos motores

Correntes elétricas com intensidade suficientes, são capazes de estimular nervos motores, produzindo contrações musculares. Se o estímulo é mantido durante longos períodos de tempo sem relaxamento muscular, ocorrerá fadiga devido, principalmente, à deficiência na irrigação do músculo estimulado.

Efeitos da contração muscular

Quando o músculo se contrai sob a ação da estimulação elétrica, os efeitos fisiológicos que ocorrem são os mesmos da contração voluntária, ou seja, ocorre um aumento do metabolismo que resulta do aumento do consumo de oxigênio e liberação de produtos metabólicos, que provocarão vasodilatação e aumentando do fluxo sanguíneo.

O mecanismo de contração e relaxamento muscular funciona como uma bomba sobre as veias e os vasos linfáticos junto aos músculos e no interior dos mesmos, aumentando o

retorno venoso e linfático. Os estímulos elétricos proporcionam ainda um aumento do tamanho das fibras musculares (hipertrofia) e um aumento de sua potência.

Efeitos químicos

Quando uma corrente contínua circula através de um eletrólito, pode ocorrer uma série de trocas químicas entre os eletrodos, que podem originar em queimaduras químicas, entre outros efeitos. Este risco é muito menor quando se utilizam correntes variáveis com pulsos despolarizados (que não possuem componente de corrente contínua), já que a onda invertida reduz a formação de substâncias químicas, minimizando irritações na pele.

Aplicações terapêuticas das correntes elétricas

Além de provocar contrações musculares, as correntes elétricas podem ser utilizadas para aliviar dores, facilitar a contração muscular tornando a fibra mais sensível (diminuição do limiar de excitação), ajudar a inibir ou habilitar os músculos da bexiga, aumentar a circulação sanguínea e nutrição em certas partes do corpo, melhorar o retorno venoso e linfático, promover crescimento ósseo, excitar os neurônios da medula espinhal, controlar a respiração, aumentar a potência e a massa muscular, evitar a ossificação das articulações e ajudar a melhorar o grau de movimento das articulações (Kralj & Bajd, 1989).

2.9 Revisão dos Sistemas Estimulatórios já Implementados

As variáveis mais importantes para caracterizar o pulso de estimulação são: forma, amplitude e largura do pulso e frequência de *burst*.

Quanto à forma do pulso, são vários os tipos de estímulos produzidos pelos estimuladores disponíveis (Kottke et al., 1984). Alguns exemplos de diferentes formas de onda de estímulos são mostrados na figura 2.13: a corrente galvânica ou contínua (G), a corrente galvânica interrompida ou pulsos retangulares monofásicos (IG), a corrente bifásica retangular ou pulsos bifásicos retangulares (B), a corrente senoidal (S) ou alternada (A), a corrente alternada em surto (SA), a corrente farádica (F), a corrente monofásica fixa (MF) e a corrente difásica fixa (DF) (Kottke et al., 1984).

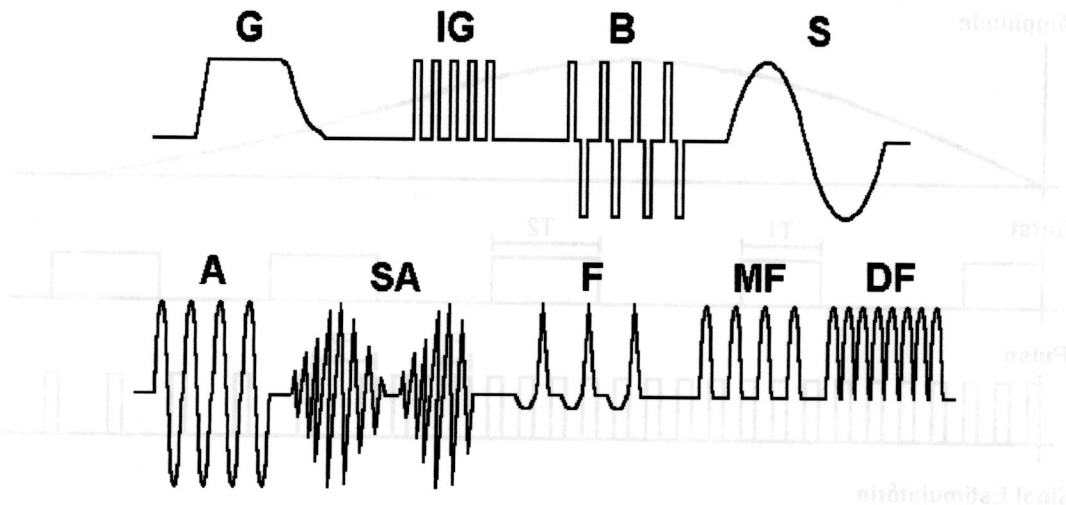


Figura 2.13 - Tipos de estímulos elétricos (De Johnson et al., 1996).

A figura 2.14 representa um diagrama em blocos simplificado dos principais módulos de um estimulador: *Controle de Amplitude*, *Gerador de Burst e de Pulsos*, *Modulador*, *Circuito de Potência* e *Eletrodos*.

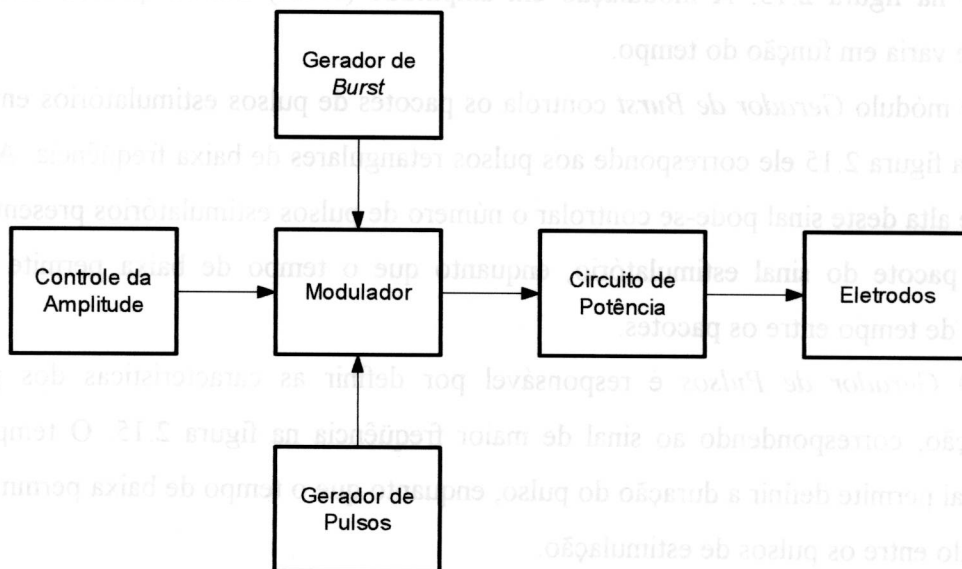


Figura 2.14 - Diagrama genérico de um estimulador

(Adaptação do diagrama apresentado por Trnkoczy, 1978).

A figura 2.15 ilustra o processo de geração de um sinal estimulatório a partir da combinação das ondas geradas nos blocos *Controle de Amplitude* e *Gerador de Burst e de Pulsos*.

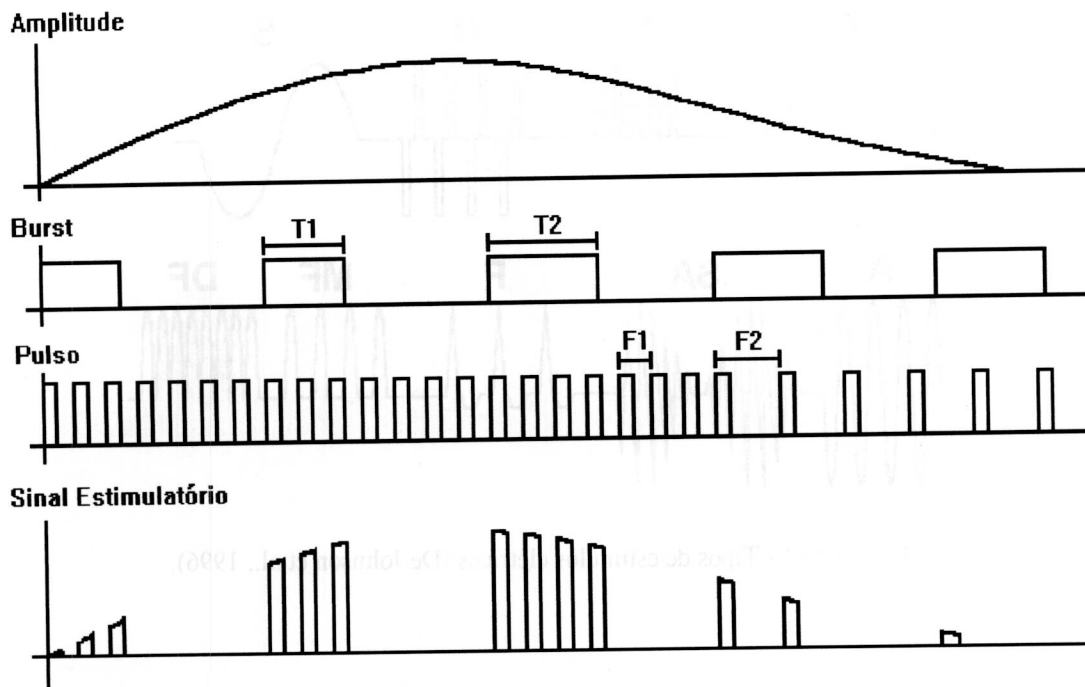


Figura 2.15 - Exemplo de geração de um sinal estimulatório monofásico retangular.

A função do bloco *Controle de Amplitude* é possibilitar o ajuste da amplitude dos pulsos de estimulação, o que corresponde à envoltória do sinal de estimulação, no exemplo mostrado na figura 2.15. A modulação em amplitude (PAM) ocorre quando este sinal de amplitude varia em função do tempo.

O módulo *Gerador de Burst* controla os pacotes de pulsos estimulatórios enviados ao nervo. Na figura 2.15 ele corresponde aos pulsos retangulares de baixa frequência. Através do tempo de alta deste sinal pode-se controlar o número de pulsos estimulatórios presentes dentro de cada pacote do sinal estimulatório, enquanto que o tempo de baixa permite ajustar o intervalo de tempo entre os pacotes.

O *Gerador de Pulsos* é responsável por definir as características dos pulsos de estimulação, correspondendo ao sinal de maior frequência na figura 2.15. O tempo de alta deste sinal permite definir a duração do pulso, enquanto que o tempo de baixa permite definir o intervalo entre os pulsos de estimulação.

A modulação em largura de pulsos (PWM) ou em frequência dos pulsos (PFM) pode ser conseguida variando as durações dos pulsos retangulares definidos nos blocos *Gerador de Burst e Pulsos*, como mostra a figura 2.15. A modulação em largura de pulsos (PWM) é obtida pela variação da largura do sinal de *burst* de T1 para T2, sem variar sua frequência, enquanto que a modulação em frequência (PFM) é obtida pela variação da frequência de F1 para F2 do sinal de pulso, mantendo a duração do nível alto dos pulsos constante.

O circuito *Modulador* combina os sinais provenientes dos blocos definidos anteriormente para produzir um trem de pulsos, dando origem ao sinal estimulatório.

O bloco *Circuito de Potência* elevará o sinal estimulatório para níveis de tensão e potência desejados. É este bloco que define se o estimulador terá saída sob forma de *corrente constante* ou *tensão constante*. Os estimuladores com saídas em corrente constante permitem somente um fluxo de corrente limitado. Isso produz uma estimulação bem controlada, mas não produz compensação para situações como, por exemplo, um eletrodo parcialmente descolado, onde uma corrente, ao mesmo tempo que está fixada em um nível nominalmente confortável, flui através de uma área reduzida e produz uma densidade de corrente dolorosa. A limitação da tensão constante, por outro lado, refere-se a tensão máxima de estimulação. Essa abordagem evita grandes intensidades de corrente, como ocorre na situação anterior (Kottke et al., 1984).

A função dos eletrodos é transformar a corrente elétrica da saída do estimulador em corrente iônica no tecido, excitando os nervos com o sinal de estimulação gerado e induzindo a contração dos músculos estimulados. Eles são geralmente colocados em pontos motores musculares específicos ou sobre nervos e podem ser superficiais, percutâneos ou implantados, com vantagens e desvantagens em cada método.

De acordo com *Lehmann* (Kottke et al., 1984), os eletrodos superficiais são facilmente posicionados e colados. Contudo, eles podem se mover e produzir irritação da pele pois requerem intensidades de estimulação altas e são “grotescos”. Eletrodos percutâneos permitem localização mais precisa, mas penetram a pele e requerem inserção habilidosa. Cerca de um terço deles pode quebrar num período de quatro meses. Eletrodos implantados são colocados subcutaneamente e são supridos por sinais transmitidos através da pele. Esses eletrodos são complexos e requerem colocação cirúrgica, embora venham sendo usados para estimulação do nervo fibular, não são encontrados com facilidade (Kottke et al., 1984).

De acordo com *Minzly* (Minzly et al., 1993), o primeiro sistema externo de estimulação portátil relatado foi desenvolvido em 1971, destinado à deambulação de hemiplégicos em ambientes de laboratório, sendo projetado por *Kralj* e sua equipe (Kralj et al., 1971).

A partir deste estimulador, outros sistemas foram desenvolvidos para o estudo de movimentos em paraplégicos, diferenciando apenas no número de canais, nas características dos pulsos de estimulação e em outras opções de entrada e saída do sinal. Entre tantos exemplos, pode-se citar o estimulador de seis canais com saída em tensão, reportado por *Stanic*, que permitia variar, através de controles colocados sobre o painel, a amplitude do sinal em até 150V e ajustar a frequência de *burst* entre 30 e 40Hz; a largura dos pulsos entre 150 e 300 μ s (Stanic et al., 1978).

Outro sistema de estimulação semelhante foi apresentado por *Strojnik* em 1979, que também possuía 6 canais de estimulação e permitia ajustar a frequência de *burst* entre 20 e 60Hz e a largura dos pulsos entre 100 e 1000 μ s (Strojnik et al., 1979).

Em 1981, *Peckham* apresentou um estimulador implantável de quatro canais de estimulação com saída em corrente, sendo três canais disparados sequencialmente e o outro controlado independentemente. Este sistema permitia gerar pulsos bifásicos com amplitudes de até 20mA, larguras de 3 a 300 μ s e frequência de *burst* de 5 a 50Hz para os três canais sequenciais e de 15 a 50Hz para o canal independente. A frequência de *burst* e a largura dos pulsos eram controlados independentemente, através de um sistema externo, empregando um sinal de rádio frequência (RF) de 25MHz (*Peckham et al.*, 1981).

Em 1983, *Bajd* e sua equipe desenvolveram um estimulador de quatro canais com saídas em tensão. Este sistema permitia gerar pulsos monofásicos com amplitudes de até 150V sobre uma carga de 1,5k Ω , controlar a frequência de *burst* entre 5 e 500Hz e a largura dos pulsos entre 50 e 3000 μ s (*Bajd et al.*, 1983).

Naumann descreveu, em 1985, um projeto de um estimulador de dois canais com saída em corrente, que permitia controlar a largura e a frequência dos pulsos (normalmente ajustados em 220 μ s e 40Hz, respectivamente) e gerar pulsos com amplitudes de até 70mA sobre uma carga de 1k Ω (*Naumann et al.*, 1985).

Também em 1985, *Thrope, Peckham e Crago* desenvolveram um estimulador com doze canais de estimulação controlado por computador (*Thrope et al.*, 1985). O sistema possuía 16 entradas de monitoração através de um conversor A/D de 12 bits de resolução. O controle da amplitude era feito através de um conversor D/A de 12 bits, permitindo 4096 níveis de tensão. O sistema também permitia ajustar a frequência de *burst* e a duração dos pulsos entre 1 e 500 μ s, sendo este ajuste igual para todos os canais.

Petrofsky apresentou, em 1986, o projeto de um estimulador microprocessado de seis canais com saída em corrente e dezesseis entradas para monitoração (*Petrofsky & Phillips*, 1986, *Franken et al.*, 1995). Este estimulador utilizava um microprocessador Z80 e era capaz de gerar pulsos bifásicos com 300 μ s de largura e frequência de *burst* de 40Hz, possibilitando apenas o controle da amplitude. Neste mesmo ano, *Belikan* desenvolveu um estimulador microprocessado de oito canais com saída em corrente. Este sistema permitia, além do ajuste da amplitude da corrente em até 100mA, variar a largura dos pulsos de estimulação de 10 e 500 μ s e ajustar a frequência de *burst* entre 0,5 e 50Hz (*Belikan et al.*, 1986).

Em 1989, *Yasunobu Handa* apresentou um estimulador microprocessado que também utilizava o microprocessador Z80, mas que era acoplado a um computador portátil (NEC PC-98LT). Este sistema possuía dezesseis canais de estimulação e três entradas de monitoramento, sendo duas analógicas e uma digital (*Handa et al.*, 1989). A duração dos pulsos era fixa em 200 μ s e a frequência de *burst* em 20Hz.

Jaeger descreveu um estimulador com saída em tensão de dois canais, que permitia gerar pulsos com até $400\mu\text{s}$ de largura e frequências de *burst* de 2 a 30Hz (Jaeger et al., 1989).

Borges desenvolveu um estimulador multicanal com saída em corrente e que permitia variar a largura dos pulsos de 1 a $255\mu\text{s}$ e a frequência de *burst* de 4 a 200Hz (Borges et al., 1989)

Também nesse ano, *Meadows* apresentou o projeto de um estimulador de quatro canais controlado por computador, que era conectado no *slot* de um IBM PC/AT (Meadows et al., 1989). O sistema utilizava conversores D/A de 12 bits para a geração dos pulsos bifásicos com tensões entre $\pm 5\text{V}$, necessitando amplificação e isolamento do computador, e três contadores 8253 (16 bits) para controlar a duração dos pulsos. Este sistema permitiu utilizar até quatro placas simultaneamente, totalizando 16 canais, e gerar pulsos com larguras máximas de 32ms.

No ano seguinte, *Bogataj* desenvolveu um estimulador de dois canais com saída em corrente (Bogataj et al., 1990), permitindo o ajuste da corrente em até 50mA, o controle da duração dos pulsos de estimulação entre 50 e $500\mu\text{s}$ e o ajuste da frequência de *burst* entre 5 e 120Hz. Um estimulador multicanal com características similares também foi reportado por *Guttemberg*, neste mesmo ano (Guttemberg et al., 1990).

Em 1991, *Eilinger* apresentou um estimulador de oito canais controlado por computador (Eilinger et al., 1991). Este sistema utilizava o *slot* de um computador IBM PC/AT para transmissão dos dados e se apresentou bastante flexível, pois permitia o controle independente da amplitude, da largura dos pulsos e da frequência de *burst*, para cada canal. A amplitude podia ser ajustada entre 0 e 100mA, enquanto a largura dos pulsos podia variar entre 0 e $470\mu\text{s}$ e a frequência de *burst* entre 12 e 120Hz. Como o estimulador permitia variar seu endereço base, permitia-se utilizar mais de uma placa, aumentando o número de canais facilmente. O estimulador possuía quatro entradas analógicas para monitoração que também podiam ser expandidas para até 16 entradas.

Petrofsky e *Jerrolds* projetaram, em 1992, um estimulador microprocessado com saída em corrente, que possibilitava gerar pulsos com envoltórias de forma senoidal, quadrada, retangular, triangular e dente de serra, com amplitude de até 125mA, frequência de *burst* entre 1 e 40Hz e largura máxima dos pulsos de 25ms (Petrofsky et al., 1992). O sistema utilizava um microprocessador Motorola 68HC805B6, que já possuía internamente 8 conversores A/D, e que eram utilizados nas entradas de monitoração.

Em 1993, *Minzly* desenvolveu um estimulador microprocessado portátil com seis canais independentes de estimulação, com saída em corrente, possibilitando a geração de pulsos retangulares monofásicos com amplitudes de até 400mA, larguras entre 100 e $300\mu\text{s}$ e frequência de *burst* ajustável entre 10 e 50Hz (Minzly et al., 1993). Um computador IBM PC/AT ou compatível era utilizado para programar o estimulador através da porta serial

RS232. Uma vez programado, o estimulador podia trabalhar remotamente ou continuar ligado ao computador. Como medida de segurança elétrica, o sistema possuía bancos de isoladores ópticos (que isolavam a porta serial do estimulador, evitando riscos elétricos oriundos do computador), circuito de monitoração de nível de tensão de bateria, garantindo energia suficiente para os circuitos do estimulador funcionarem corretamente) e um sistema de segurança que não permitia utilizar o estimulador durante a recarga da bateria.

Ilié, Vasiljevic e Popovic, ainda em 1994, relataram o projeto de um estimulador microprocessado (microcontrolador 68HC11) de quatro canais que era programado por um computador IBM PC/AT através da porta serial RS232 (Ilié et al., 1994). O sistema possibilitava gerar pulsos bifásicos ou monofásicos com larguras entre 10 e 500 μ s (resolução de 10 μ s), frequência de *burst* entre 6 e 99Hz e amplitudes de corrente entre 0 e 140mA. O estimulador era isolado opticamente do computador, de fácil operação e baixo consumo.

Em 1995, *McPartland e Mook* descreveram um estimulador de corrente controlado por computador (i486DX 33MHz) através da porta paralela LPT1. O sistema permitia gerar pulsos retangulares bifásicos complexos, com larguras de 3 a 1000 μ s, frequência de *burst* de 10 a 60Hz e amplitudes entre -50mA e 50mA (McPartland & Mook, 1995).

No Brasil há também alguns projetos de estimuladores que podem ser destacados. *Sovi e Cliquet Jr.* construíram um estimulador neuromuscular de 8 canais, com saídas em tensão, controlado por microcomputador. Este sistema utilizava a porta paralela de impressora para controlar a temporização dos sinais de estimulação (Sovi & Cliquet Jr., 1992).

Teixeira desenvolveu, em 1995, um estimulador elétrico neuromuscular microcontrolado de 8 canais independentes, permitindo ajustes da duração do pulso desde 50 μ s a 150 μ s e variação da frequência de *burst* entre 20 a 100Hz, com amplitudes de até 230V de pico (Teixeira, 1995). Neste sistema, a largura do pulso e a frequência de *burst* era a mesma em todos os canais.

Em 1996, *Zarza e Moraes* relataram o projeto de um estimulador microcontrolado de oito canais independentes. O estimulador utilizava um microcontrolador 80C32 e permitia gerar pulsos bifásicos com modulações em amplitude (PAM), em frequência (PFM) ou em largura de pulsos (PWM). As especificações dos pulsos eram: larguras entre 0,1 e 1,6 ms, amplitudes entre 0 e 120mA, intervalo entre pulsos de 6 e 1000 μ s e frequência de *burst* entre 30 e 100Hz. O estímulo pode ser configurado através de oito parâmetros: tempos de repouso, de subida, de sustentação e de descida, amplitude, frequência, largura do pulso e intervalo entre os pulsos (Zarza & Moraes, 1996).

2.10 Mecânica da Marcha

A marcha pode ser definida, em um sentido amplo, como um tipo de locomoção (*locus*=lugar e *movere*=mover): mover-se de um lugar para outro (Lehmkuhl & Smith, 1989). Outros tipos de locomoção incluem o engatinhar ou o uso de uma cadeira de rodas. No ser humano, o padrão bípede de locomoção é adquirido na infância. Com a prática, o sistema sensoriomotor torna-se muito adaptado a gerar automaticamente um conjunto repetitivo de comandos de controle motor, para permitir a uma pessoa caminhar sem esforço consciente (Lehmkuhl & Smith, 1989).

Doenças ou lesões no sistema nervoso ou no sistema músculo-esquelético podem quebrar o padrão normal da marcha. Uma grande variedade de mecanismos compensatórios podem ser colocados em ação, num esforço para manter a deambulação normal. Essas compensações manifestam-se como padrões anormais de marcha (Kottke et al., 1984).

O conhecimento da marcha humana normal propicia a base para a compreensão e tratamento dos desvios que ocorrem nas pessoas, em que a função dos membros inferiores está comprometida (Willibald, 1976). A biomecânica da marcha foi o primeiro aspecto da marcha a ser analisado meticulosamente e, por conseguinte, a maior parte dos conhecimentos exatos sobre a marcha dizem respeito a esta área (Basmajian et al., 1980). A marcha humana é o resultado de uma série de movimentos dos braços, pernas e tronco que se alteram ritmicamente, objetivando a locomoção do corpo com o gasto mínimo de energia (Perry, 1967; Willibald, 1976; Basmajian et al., 1980).

2.10.1 Fases da Marcha

Para facilitar a análise da marcha, pode-se assumir que os movimentos relacionados a ela são movimentos periódicos, iniciando quando um dos pés entra em contato com o chão. Normalmente, utiliza-se a perna direita como referência para a análise da marcha mas a mesma análise pode ser aplicada à perna esquerda (Vaughan et al., 1992).

O ciclo da marcha consiste em duas fases principais: a *fase de apoio* (ou de estância ou de parada) e a *fase de balanço* (ou de oscilação ou de passagem) (Perry, 1967; Vaughan et al., 1992; Willibald, 1976; Basmajian et al., 1980). A trajetória desde o golpe do calcanhar de uma perna ao seguinte golpe do calcanhar com a mesma perna perfaz 100% de um ciclo de marcha, como mostra a figura 2.16 (Johnson et al., 1996).

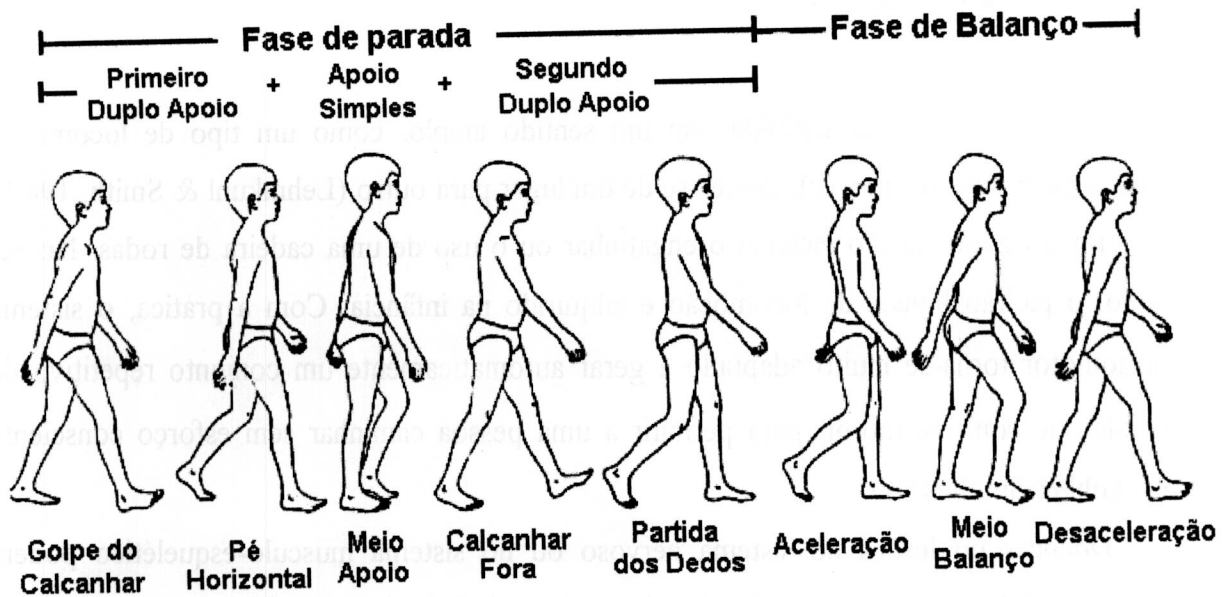


Figura 2.16 - Ciclo da Marcha (de Johnson et al., 1996).

Pode-se identificar pontos específicos no tempo durante esse ciclo. A fase de apoio começa quando a sola de um pé bate no solo e termina quando os dedos do mesmo pé se afastam do chão. A fase de balanço começa com o levantar dos dedos do pé do chão e termina quando o calcânhar bate de novo no piso, após a perna ter sido trazida para frente (Willibald, 1976). Aproximadamente 70% do ciclo da marcha corresponde a fase de apoio e 30% deste ciclo a fase de balanço (Vaughan et al., 1992; Willibald, 1976).

A fase de apoio ainda pode ser subdividida em três fases distintas: *Primeiro Duplo Apoio*, quando ambos os pés estão em contato com o chão; *Apoio Simples*, quando somente o pé direito está em contato com o chão; *Segundo Duplo Apoio*, quando ambos os pés entram em contato com o chão novamente (Vaughan et al., 1992).

O ciclo da marcha pode ser subdividido em oito eventos, onde cinco destes eventos ocorrem na fase de apoio e os outros três na fase de balanço. Na nomenclatura tradicional, os eventos da fase de apoio são conhecidos como:

1. *Golpe do calcânhar* ou *batida do calcânhar*: é o instante em que o calcânhar do pé direito toca o chão, correspondendo ao início do ciclo da marcha, representando o ponto em que o centro de gravidade do corpo está em sua posição mais baixa;
2. *Pé horizontal*¹: corresponde ao intervalo de tempo enquanto toda a superfície do pé toca o chão;

¹ Algumas literaturas não incluem os eventos *Pé horizontal*, *Partida dos dedos* e *Meio balanço* nas subdivisões do ciclo da marcha.

3. *Fase de postura* ou *meio apoio*: quando o pé esquerdo passa sobre o pé direito e o peso do corpo está diretamente sobre o pé, correspondendo ao ponto em que o centro de gravidade está em sua posição mais elevada;
4. *Calcanhar fora* ou *impulsão*: quando o calcanhar do pé direito perde o contato com o chão;
5. *Partida dos dedos*² ou *dedo fora*: corresponde ao fim da fase de apoio, quando o pé direito deixa o chão.

Os eventos da fase de balanço são:

6. *Aceleração*: começa tão logo o pé deixa o chão e o sujeito ativa os músculos flexores do quadril para acelerar o avanço da perna;
7. *Meio balanço*²: ocorre quando o pé direito passa sobre o pé esquerdo, que está em sua fase de meio apoio;
8. *Desaceleração*: acontece quando o movimento da perna direita é reduzido para controlar a posição do pé imediatamente antes do contato do calcanhar, para prepará-lo para um novo ciclo da marcha. Neste momento, a distância entre os calcânhares fica compreendida entre 50 e 70cm, variando apenas de acordo com as particularidades individuais da marcha e idade de cada pessoa.

Enquanto a figura 2.16 enfatiza os aspectos temporais do passo, a figura 2.17 ilustra como um conjunto de impressões do passo podem prover parâmetros úteis relativos à marcha (Vaughan et al., 1992; Kottke et al., 1984). Esses parâmetros são: *comprimento da passada*, definida como a distância percorrida por uma pessoa durante um passo, e pode ser medida como o comprimento que se estende do golpe do calcanhar ao próximo golpe de calcanhar do mesmo pé; *comprimento do passo*, que vai do golpe do calcanhar de um pé ao golpe de calcanhar do outro pé; *largura da passada*, que é determinada pela distância entre a linha mediana de um pé e a linha mediana do outro pé; *cadência*, que representa o número de passos por minuto (Kottke et al., 1984).

Em média, esses valores são aproximadamente 1,56m para o comprimento da passada e a metade desse valor para o comprimento do passo. A largura da passada é de $8\text{cm} \pm 3,5\text{cm}$, e o ângulo do pé, cerca de $6,7^\circ$ a $6,8^\circ$. A duração média do ciclo total da marcha é ligeiramente

² Algumas literaturas não incluem os eventos *Pé horizontal*, *Partida dos dedos* e *Meio balanço* nas subdivisões do ciclo da marcha.

mais que um segundo ($1,03s \pm 0,10s$) e a cadência é de aproximadamente 120 ou 60 passadas por minuto (Lehmkuhl & Smith, 1989; Kottke et al., 1984).

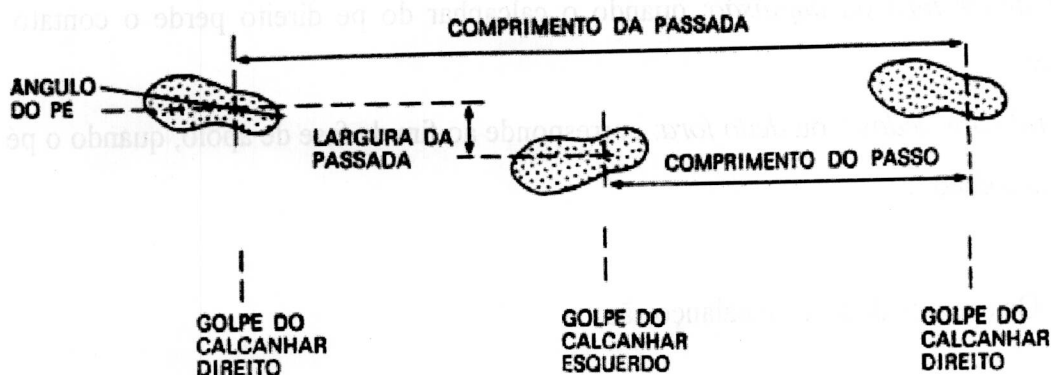


Figura 2.17 - Parâmetros da marcha (de Johnson et al., 1996).

2.10.2 Energia Consumida Durante a Marcha

Os músculos afetam o consumo energético do corpo durante o movimento, trabalhando sobre ele para aumentar a velocidade de movimento ou para erguer partes ou todo o corpo contra a gravidade. Um papel igualmente importante dos músculos é a desaceleração das diferentes partes e a estabilização de articulações, de modo que elas não se movam (Lehmkuhl & Smith, 1989).

Assim, a energia é consumida de dois modos: primeiro, quando a perna é desacelerada durante o final da fase de balanço (somado com a energia consumida também durante a absorção do choque do golpe durante o calcanhar), que faz com que o centro de gravidade do corpo tenda a continuar para frente devido à inércia e para baixo devido à gravidade. Esta contenção, exercida pelos músculos, é designada *absorção de choque* (Kottke et al., 1984).

Depois, será necessária energia para a propulsão durante a impulsão, quando o centro de gravidade é, na realidade, propelido para cima e para frente. A relação dos consumos energéticos das duas atividades é de 5:8 entre a propulsão de um lado e a absorção de choque/desaceleração do outro. Assim, biologicamente, consome-se mais energia para o controle do movimento para frente do que no movimento em si (Kottke et al., 1984).

A variável mais importante que influencia o consumo de energia é o caráter dos movimentos do centro de gravidade. O centro de gravidade move-se para cima e para baixo, para a direita e para a esquerda; a amplitude dessas excursões essencialmente determina a quantidade de consumo de energia durante a atividade de caminhar. A trajetória do centro de gravidade que solicitaria o menor consumo de energia seria uma linha reta paralela ao solo.

Essa linha somente é possível com rodas, mas o movimento translatório, durante a deambulação, ocorre como resultado de alterações angulares nas duas extremidades de bastões alavancas. Como uma linha reta não é exequível, a segunda melhor trajetória seria uma curva senoidal da menor amplitude possível (Kottke et al., 1984).

2.10.3 Trajeto do Centro de Gravidade

A curva de trajeto do centro de gravidade é modificada na realidade por seis variáveis (Kottke et al., 1984; Willibald, 1976; Basmajian et al., 1980). O primeiro determinante é devido à *rotação pélvica* (figura 2.18) de aproximadamente 8° , que ocorre nas fases de duplo apoio, fazendo com que o comprimento da passada seja eficientemente aumentado. O segundo determinante é a *inclinação pélvica* de 5° , onde a pelve cai para o lado da perna em oscilação, reduzindo em aproximadamente 4,5mm a elevação máxima do centro de gravidade do solo. Essa queda é controlada pelos abdutores do quadril (glúteo médio e mínimo) da perna de apoio.

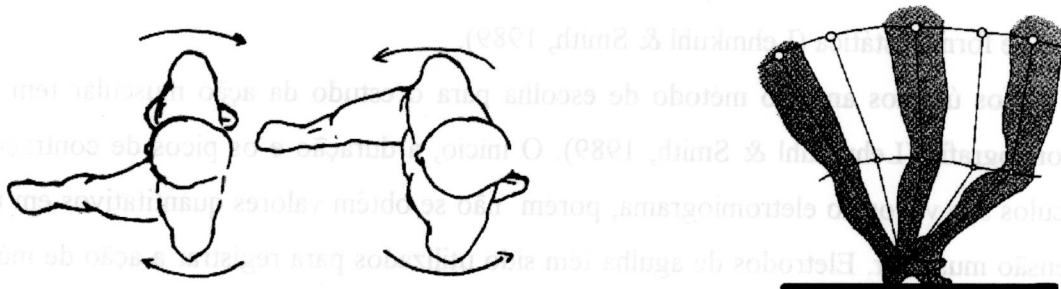


Figura 2.18 - A esquerda a rotação pélvica e a direita a rotação do joelho e trajetória do centro de gravidade (de Johnson et al., 1996).

A *flexão do joelho* de aproximadamente 15° , que ocorre na fase de meio apoio, é o terceiro determinante. Isto reduz eficazmente o comprimento da perna durante o meio apoio, quando o centro de gravidade atinge seu ponto mais alto, abaixando-o em pelo menos 10,5mm (Lehmkuhl & Smith, 1989). A soma das reduções causadas por estes três primeiros determinantes é aproximadamente de 2,5cm, reduzindo a amplitude total em pelo menos 4,25cm, com considerável economia de energia (Kottke et al., 1984; Corcoran et al., 1980).

O quarto e o quinto determinantes estão relacionados aos mecanismos do pé, tornozelo e joelho e às relações de seus deslocamentos angulares através do período da fase de apoio, procurando suavizar as alterações abruptas da aceleração no sentido vertical e a desaceleração

e, subseqüentemente, aceleração em torno do ponto mais baixo da trajetória do centro de gravidade (Lehmkuhl & Smith, 1989). Eles são o *movimento do joelho* e *movimento do tornozelo* responsáveis por produzir, em conjunto, uma trajetória senoidal suave do centro de gravidade com menos de 5cm de amplitude.

O último determinante consiste no *movimento do centro de gravidade no plano horizontal* (Kottke et al., 1984). Para ser estável, o centro de gravidade é trazido sobre o membro de sustentação. O valgo anatômico normal no joelho traz os pés para mais perto da linha mediana, conseguindo-se um desvio lateral menor. A excursão do movimento lateral é de aproximadamente 4,25cm em adultos. Como resultado, a trajetória do centro de gravidade descreve uma curva de trajetória senoidal suave, não somente para cima e para baixo mas também para um lado e para o outro (Kottke et al., 1984; Lehmkuhl & Smith, 1989).

2.10.4 Atividade Muscular

Para uma análise da contribuição dos músculos ao movimento, é necessário um conhecimento mais extenso do que o normalmente citado em livros de fisioterapia, que tratam o caso de forma estática (Lehmkuhl & Smith, 1989).

Nos últimos anos, o método de escolha para o estudo da ação muscular tem sido a eletromiografia (Lehmkuhl & Smith, 1989). O início, a duração e os picos de contração dos músculos são vistos no eletromiograma, porém não se obtêm valores quantitativos em termos de tensão muscular. Eletrodos de agulha têm sido utilizados para registrar a ação de músculos isolados durante a marcha e eletrodos de superfície são utilizados para o registro de grupos musculares (Lehmkuhl & Smith, 1989).

A análise das várias curvas eletromiográficas mostra que a atividade muscular é acentuada no início do primeiro duplo apoio (Lehmkuhl & Smith, 1989; Basmajian et al., 1980), enquanto no apoio simples ocorre uma atividade pequena ou quase nula dos vários grupos musculares. Na fase do segundo duplo apoio a atividade cresce novamente. Durante a fase de oscilação, estes registros mostram apenas uma atividade menor dos músculos investigados.

O início e queda rápida das curvas eletromiográficas indicam intervalos de tempos curtos de atividade muscular e de períodos relativamente longos de recuperação, sendo responsável, em parte, pela capacidade de caminhar distâncias relativamente longas, sem que os músculos entrem em fadiga (Lehmkuhl & Smith, 1989).

Na sequência, discutem-se as funções dos principais grupos musculares dos membros inferiores durante a marcha. Este texto baseia-se nos estudos realizados por *Klopsteg & Wilson*, citados por Kottke et al. (1984) e Lehmkühl & Smith (1989), sobre a força motora produzida pelos músculos durante o ciclo da marcha, tendo como base os registros eletromiográficos.

Dorsiflexores do Tornozelo (Pré-Tibial)

Observou-se que o grupo pré-tibial mostrado no gráfico da figura 2.19 é mais ativo durante a fase do golpe do calcanhar, onde uma contração dos dorsiflexores do pé, produzindo alinhamento, deixa o pé descer do golpe do calcanhar à posição de pé horizontal lentamente, de maneira controlada, para que o impacto do peso corporal sobre o calcanhar não faça com que o pé desabe vigorosamente sobre o chão. Devido à ação destes músculos, a sola do pé é abaixada até o chão de forma gradual e controlada.

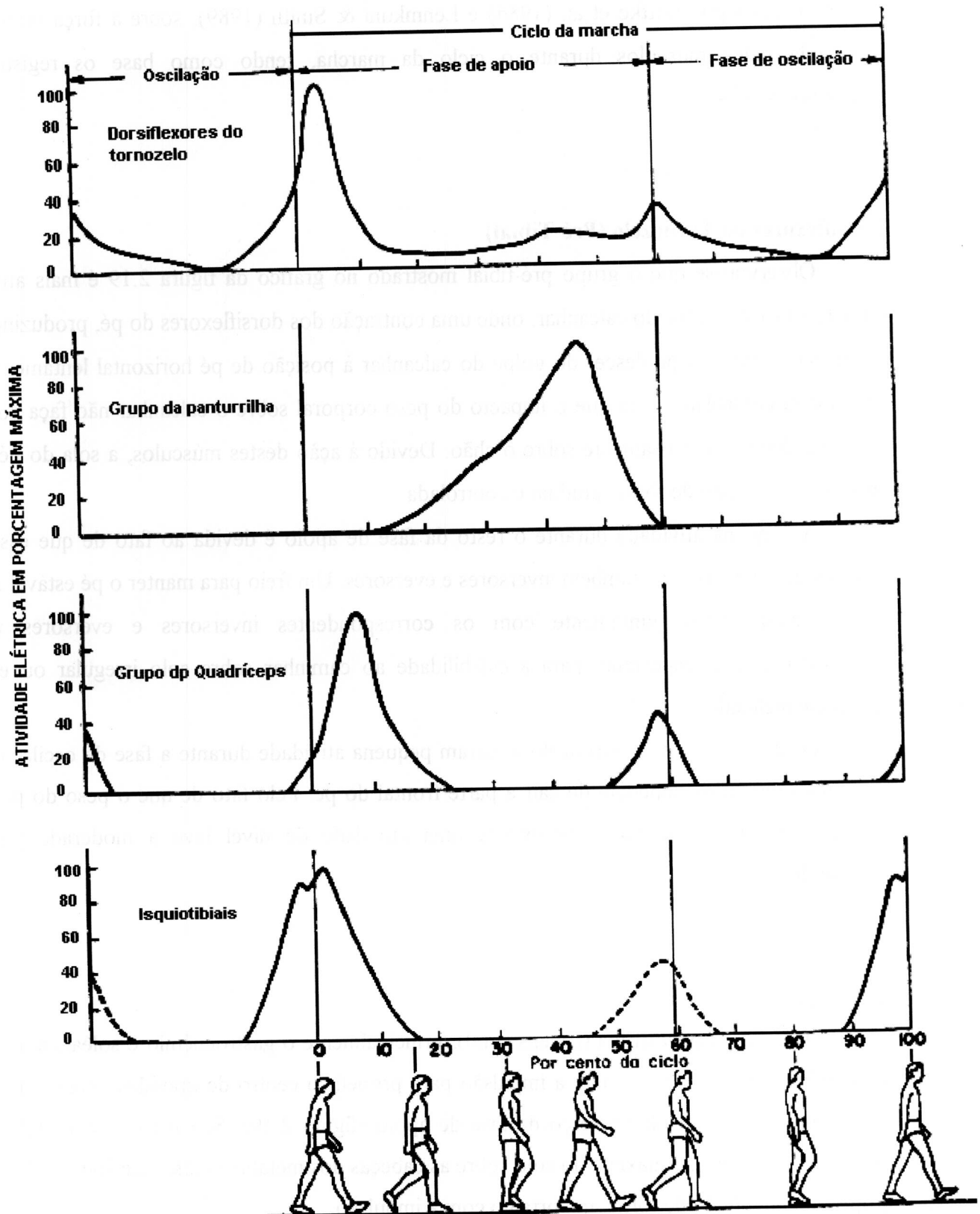
A pequena atividade durante o resto da fase de apoio é devida ao fato de que esses mesmos dorsiflexores são também inversores e eversores. Um freio para manter o pé estável na direção mediolateral, juntamente com os correspondentes inversores e eversores na panturrilha. Isso é importante para a estabilidade ao caminhar sobre solo irregular ou em superfície inclinada.

Os dorsiflexores do tornozelo mostram pequena atividade durante a fase de oscilação, na qual os músculos impedem de cair a parte frontal do pé. Pelo fato de que o peso do pé é comparativamente pequeno, é necessária uma atividade de nível leve a moderado para sustentá-lo.

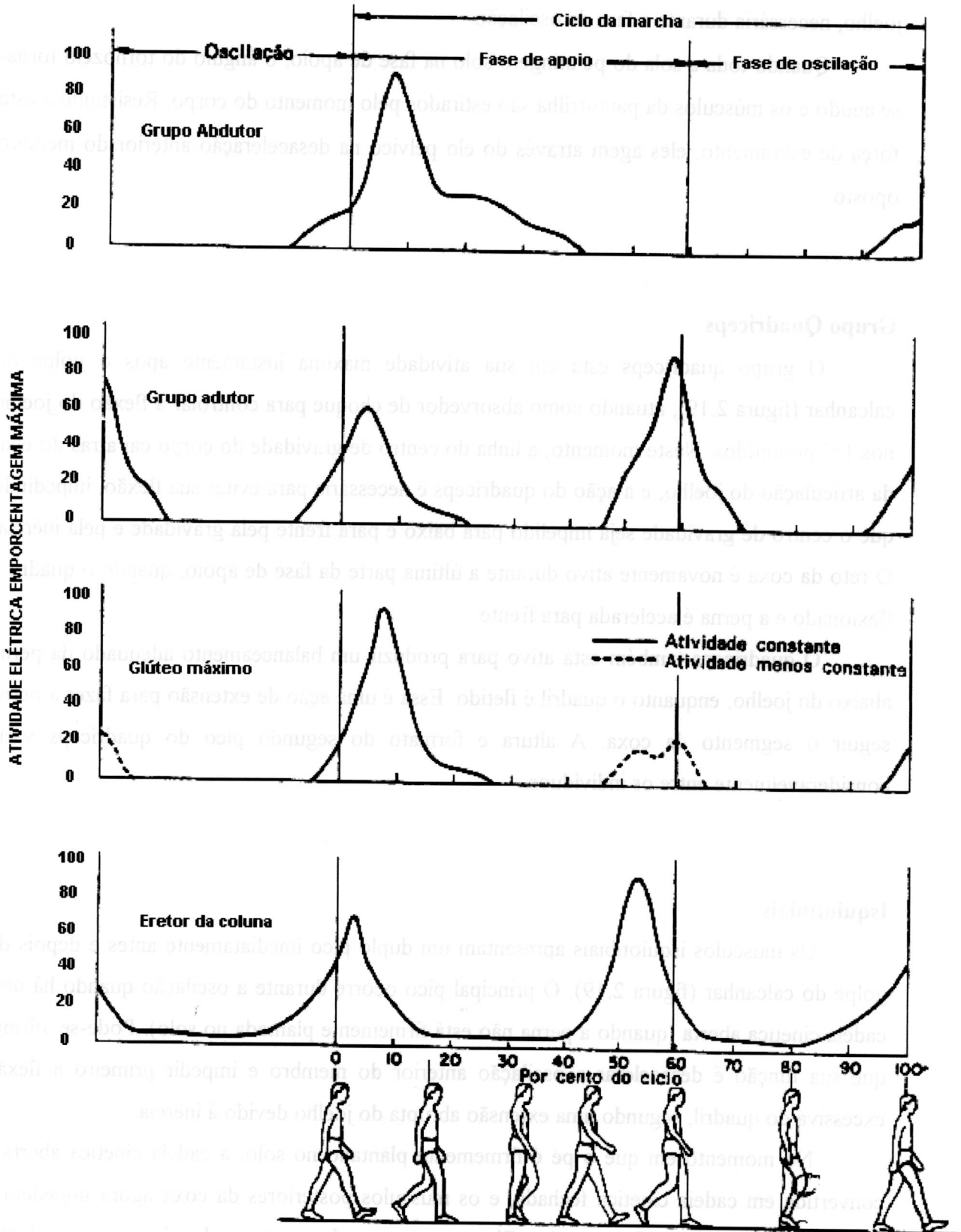
Grupo da Panturrilha

O grupo da panturrilha (tríceps sural), principalmente o gastrocnêmio e solear, mostra um máximo de atividade durante a impulsão para propelir o centro de gravidade para cima e para frente, durante o último terço da fase de apoio (figura 2.19). Seu pico de contração é síncrono com a relação máxima do solo sobre as cabeças dos metatarsianos, indicando que este grupo está envolvido de forma importante com a impulsão.

Se as articulações do membro inferior permanecessem estendidas, a flexão plantar do tornozelo exerceria uma força direta para frente e para cima do tronco. Entretanto, os registros mostram que o joelho flexionaria rapidamente conforme o tornozelo faz a flexão plantar e que, simultaneamente, o quadril também inicia o processo de flexão.



2.19 - Ação física durante a marcha dos grupos musculares pré-tibial, panturrilha, quadríceps e dos posteriores da coxa (de Johnson et al., 1996).



2.20 - Ação física durante a marcha dos grupos musculares abdutor, adutor, glúteo máximo e do eretor da coluna (de Johnson et al., 1996).

Com a contração do tríceps sural, no fim da fase de apoio, o calcanhar é elevado - sendo que neste momento o sóleo é ativado de forma mais significativa; há também a flexão do joelho, necessária durante a fase de oscilação.

Quando toda a sola do pé atinge o solo na fase de apoio, o ângulo do tornozelo torna-se agudo e os músculos da panturrilha são estirados pelo momento do corpo. Resistindo a esta força de estiramento, eles agem através do elo pélvico na desaceleração anterior do membro oposto.

Grupo Quadríceps

O grupo quadríceps está em sua atividade máxima justamente após o golpe do calcanhar (figura 2.19), atuando como absorvedor de choque para controlar a flexão do joelho nos 15° permitidos. Neste momento, a linha do centro de gravidade do corpo cai atrás do eixo da articulação do joelho, e a ação do quadríceps é necessária para evitar sua flexão, impedindo que o centro de gravidade seja impelido para baixo e para frente pela gravidade e pela inércia. O reto da coxa é novamente ativo durante a última parte da fase de apoio, quando o quadril é flexionado e a perna é acelerada para frente.

O quadríceps também está ativo para produzir um balanceamento adequado da perna abaixo do joelho, enquanto o quadril é fletido. Essa é uma ação de extensão para fazer a perna seguir o segmento da coxa. A altura e formato do segundo pico do quadríceps varia consideravelmente entre os indivíduos.

Isquiotibiais

Os músculos isquiotibiais apresentam um duplo pico imediatamente antes e depois do golpe do calcanhar (figura 2.19). O principal pico ocorre durante a oscilação quando há uma cadeia cinética aberta (quando a perna não está firmemente plantada no solo). Pode-se afirmar que sua função é desacelerar a oscilação anterior do membro e impedir primeiro a flexão excessiva do quadril, segundo uma extensão abrupta do joelho devido à inércia.

No momento em que o pé é firmemente plantado no solo, a cadeia cinética aberta é convertida em cadeia cinética fechada, e os músculos posteriores da coxa agora impedem o joelho de entrar em uma flexão maior. Eles atuam como absorvedores de choque e impedem o quadril de fletir. Junto com o quadríceps, atuam como extensores do joelho para limitar a flexão do joelho a 15°.

Os músculos posteriores da coxa podem mostrar um segundo pico de atividade ao término da fase de apoio, provavelmente, trabalhando no sentido da extensão de quadril e joelho para impulsão.

Glúteo Máximo

O glúteo máximo está mais ativo durante a fase de golpe do calcanhar, como mostra a Figura 2.20, quando o peso corporal está sendo transferido para o pé, que está à frente, atuando como amortecedor de choque. Sua função de extensão através do quadril evita que este venha a fletir-se durante o golpe do calcanhar.

Outra vez há um pico de atividade durante a impulsão, quando opera com os posteriores da coxa e a porção do adutor magno dos posteriores da coxa para estender o quadril e joelho para propulsão do centro de gravidade. Nota-se que ele age em sincronismo com o grupo quadríceps e que as fibras posteriores do glúteo máximo começam a se contrair primeiro e que a contração se move como uma onda.

Sua função também pode aumentar a rotação externa dos segmentos do membro. Além de oferecer controle ao quadril do lado do membro de apoio, o glúteo máximo também ajuda, através da ligação pélvica, na oscilação anterior do membro contralateral.

Flexores do Quadril

Grupo Abdutor: o grupo abductor, glúteo médio e mínimo, está principalmente ativo durante o golpe do calcanhar para estabilizar a inclinação da pelve em 5°, e sua curva de atividade eleva-se agudamente para um máximo durante o início da fase de apoio (figura 2.20), no momento em que o impacto do peso corporal deve ser impedido de abaixar a pelve do lado oposto. A atividade é mantida com uma intensidade menor durante a fase de apoio simples e desaparece gradualmente, quando começa o segundo duplo apoio. Nota-se que o pico de contração do glúteo médio está em sincronismo com o quadríceps e o glúteo máximo. Os glúteos médio e máximo mostram uma contração em forma de onda, que começam na porção posterior e avança para frente.

Grupo Adutor: o grupo adutor apresenta dois picos de atividade que ocorrem no início e no fim da fase de apoio. O primeiro pico é menor e é quase síncrono com os picos do quádriceps, isquiotibiais, glúteo máximo do grupo abductor. Assim, os adutores unem-se aos vários grupos musculares que mostram alta atividade logo após o contato do calcanhar. Em parte, esse pico

pode ser explicado pela porção posterior do adutor magno, controlando a flexão do quadril como o fazem os outros posteriores da coxa.

O grupo adutor pode auxiliar no movimento de rotação interna, embora os adutores sejam rotadores externos quando o membro está livre (cadeia cinética aberta). Diz-se que eles invertem sua função e atuam como rotadores internos com o pé plantado no solo (cadeia cinética fechada).

O segundo pico é visto no momento ou um pouco antes da impulsão. A explicação pode ser que eles atuam junto com outros flexores do quadril para acelerar o membro para frente, em preparação para a oscilação. Também é assinalado que, nesse momento, os segmentos do membro movem-se no sentido da máxima rotação externa.

Ao se interpretar a função do grupo adutor, deve-se ter em mente que: primeiro, este grupo está localizado parcialmente anterior e posterior ao eixo de flexão e extensão do quadril, e que, por isso, uma porção pode ajudar na flexão, outra na extensão; segundo, os adutores são mecanicamente capazes de realizar rotações transversas; terceiro, os grupos musculares como os abdutores e adutores freqüentemente agem em sinergia, quando é necessária uma firme estabilização da articulação. Pode-se afirmar que os músculos do grupo adutor não limitam suas atividades ao controle das oscilações laterais do corpo, mas podem estar significativamente envolvidos no controle de vários outros movimentos.

Grupo Eretor Espinhal

Dois períodos de atividade são registrados: um no início da fase de apoio, outro no final desta fase (figura 2.20). Após o contato do calcanhar do lado direito, os eretores espinhais direitos apresentam seu primeiro pico de atividade e após o contato do calcanhar do lado esquerdo, os eretores espinhais do lado direito apresentam seu segundo pico, sendo superior ao primeiro.

Como os eretores espinhais do lado esquerdo agem da mesma maneira que os do direito, os músculos dos dois lados suportam a coluna vertebral após o toque do calcanhar com o solo, quando o movimento anterior excessivo do tronco deve ser controlado, impedindo o tronco de dobrar-se para frente devido à inércia e à gravidade. Um efeito estabilizador destes músculos sobre a coluna vertebral, em uma direção lateral, também pode ser inferido de sua posição anatômica.

Músculos do pé e artelhos

Estudos eletromiográficos de seis músculos intrínsecos ao pé, feitos por Mann e Inman (Lehmkuhl & Smith, 1989), revelaram que durante a fase de oscilação da marcha em um terreno plano e nivelado, estes músculos permanecem inativos. No entanto, todos os seis demonstraram atividade na última metade da fase de apoio.

Músculos dos Braços

Registros eletromiográficos dos braços de indivíduos normais, durante a marcha, mostram atividades no deltóide posterior e médio um pouco antes que os braços iniciem sua oscilação posterior e isto continua durante o movimento. Durante a oscilação anterior os principais flexores de ombro permanecem inativos, sendo notada atividade apenas em alguns dos rotatores mediais (subescapular, grande dorsal, redondo maior). Há maior recrutamento do deltóide posterior, bem como a do deltóide médio e do redondo maior quando ocorre um aumento da cadência; contudo, não mostra qualquer aumento apreciável quando o indivíduo sobe uma rampa.

Essas funções descritas juntas, mostram que os músculos trabalham durante o ciclo da marcha apenas por curtos e limitados períodos de tempo. Por exemplo, os absorvedores de choque, como o quadríceps e os dorsiflexores do pé, trabalham cedo durante a fase de apoio, e os flexores plantares, o gastrocnêmio e o solear operam durante a fase de impulsão. Os músculos não são capazes de sustentar uma forte contração isométrica durante longos períodos de tempo. É preciso haver relaxamento entre as contrações para permitir que o fluxo sanguíneo se restaure completamente, a fim de suprir novamente de oxigênio e nutrientes o músculo e para que haja a remoção de detritos e dióxido de carbono. Em uma atividade como caminhar, que pode-se manter por longos períodos, é essencial que os músculos trabalhem com pequenos intervalos de repouso.

2.11 Conclusão

Conhecido o princípio de funcionamento de um estimulador genérico e com base nos dispositivos de estimulação existentes, desenvolveu-se um novo sistema de estimulação elétrica neuromuscular multicanal capaz de gerar sinais estimulatórios complexos, possibilitando aplicar diversas técnicas e métodos de estimulação, o qual será apresentado no capítulo 3.

Dos estudos realizados sobre a marcha, verificou-se que há 6 principais grupos musculares envolvidos para a obtenção da locomoção artificial, sendo eles: grupo da panturrilha, grupo do quadríceps, isquiotibiais, grupo abductor, grupo adutor e glúteo máximo.

Estes conhecimentos, associados aos conhecimentos sobre os pontos motores e as capacidades funcionais dos principais tipos de lesão, possibilitarão desenvolver um protocolo experimental (capítulo 5), que será aplicado no sistema desenvolvido durante as pesquisas desenvolvidas no Laboratório de Reabilitação (PUC PR) com os voluntários portadores de lesão, objetivando a obtenção da marcha artificial.

Capítulo 3

O Sistema de Estimulação Elétrica Neuromuscular

3.1 Introdução

A principal função do estimulador neuromuscular desenvolvido é de gerar estímulos elétricos para ativar, de forma controlada, os músculos dos membros inferiores, objetivando locomoção artificial. Este capítulo descreve o princípio de funcionamento do estimulador, explicando os diversos blocos que compõem o seu circuito para a geração do sinal estimulatório e a comunicação entre o computador e o sistema.

Este capítulo também descreve as principais sub-rotinas do programa Ariana 16, desenvolvido para controlar o estimulador por meio de painéis de controle, além de possibilitar a criação e a modificação do sinal estimulatório de forma simples e rápida.

3.2 Desenvolvimento do Sistema

O sistema desenvolvido é composto por um computador 486DX2 50MHz (ou superior, compatível com a linha IBM PC/AT), um circuito de interface, dezesseis módulos de estimulação e um módulo de monitoração (que possui oito entradas), conforme ilustrado na figura 3.1. O sistema permite conectar outros dispositivos, tais como um reconhecedor de voz, uma placa de aquisição de dados ou uma placa de processamento digital de sinais (DSP).

Toda comunicação entre os blocos de estimulação e o computador é realizada por meio da porta paralela de impressora (LPT1), através de um *protocolo de comunicação* que facilita o uso do estimulador em qualquer local, onde haja computadores compatíveis com a linha IBM PC/AT.

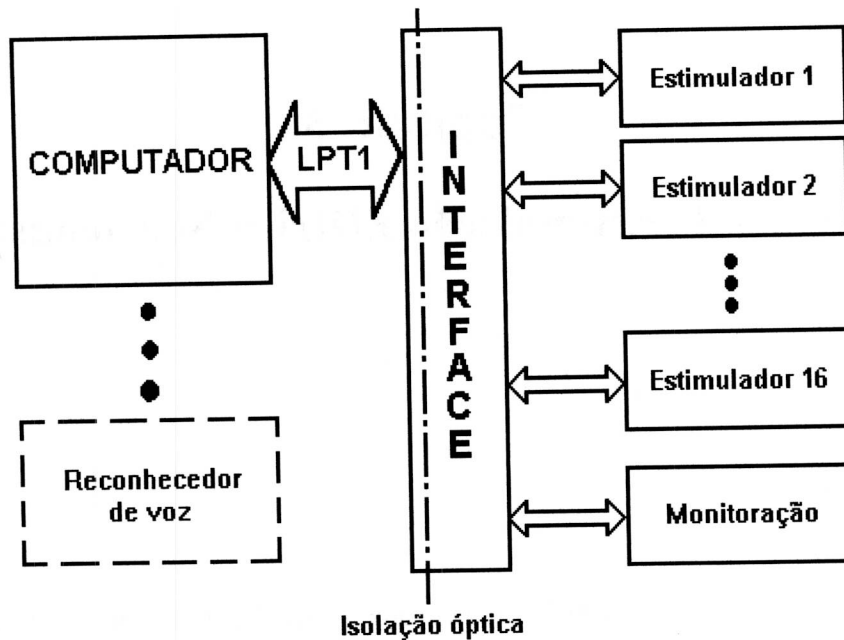


Figura 3.1 - Diagrama em blocos do sistema desenvolvido.

Um programa, desenvolvido para o sistema operacional *Windows 95*, controla o sistema e os sinais de monitoração, permitindo a modificação dos parâmetros de estimulação elétrica.

Cada módulo de estimulação pode ser controlado independentemente, permitindo o ajuste de amplitude, ganho, duração dos pulsos e frequência de *burst*. O sistema também permite modulações simultâneas em amplitude (PAM), em frequência (PFM) e em largura de pulsos (PWM).

O módulo de monitoração contém oito entradas analógicas que permitem a leitura de sinais variando entre 0 e 5V, com 8 *bits* de resolução e tempo médio de conversão de 100 μ s para cada canal. Os sinais medidos podem servir de realimentação ao sistema, quando se utilizam sensores para determinar forças de reação, torques, posição ou sinais de EMG de grupos musculares que poderão servir no controle do estimulador.

Neste sistema, o computador informa constantemente como a amplitude, a largura e a frequência dos pulsos serão modificadas ao longo do tempo. O computador executa, ainda, rotinas para preparar a placa do circuito do estimulador, configurando todos os contadores no modo de operação desejado e ajustando as amplitudes nas saídas em nível zero e, ainda, para desligar a placa.

3.2.1 O Circuito de Interface

O circuito de interface foi projetado para cumprir com dois requisitos: (1) isolar eletricamente o computador do paciente e da placa externa (protegendo o paciente de qualquer falha decorrente da rede elétrica e evitando que a placa externa, que opera com alta tensão, induza algum sinal de retorno aos barramentos do computador, prejudicando o funcionamento do sistema ou mesmo danificando algum dispositivo); e (2) permitir a comunicação entre o computador e a placa externa através da porta paralela de impressora (programação independente para cada canal e leitura de informações do módulo de monitoração).

Todos os pinos vindos da porta da impressora passam por um conjunto de optoacopladores, os quais são responsáveis pela isolação elétrica entre o computador e o estimulador, como mostra o diagrama esquemático ilustrado na figura 3.2. Cada pino da porta paralela possui um único isolador óptico, com exceção do pino de massa da LPT1, mas que também está isolado do terra do circuito do estimulador.

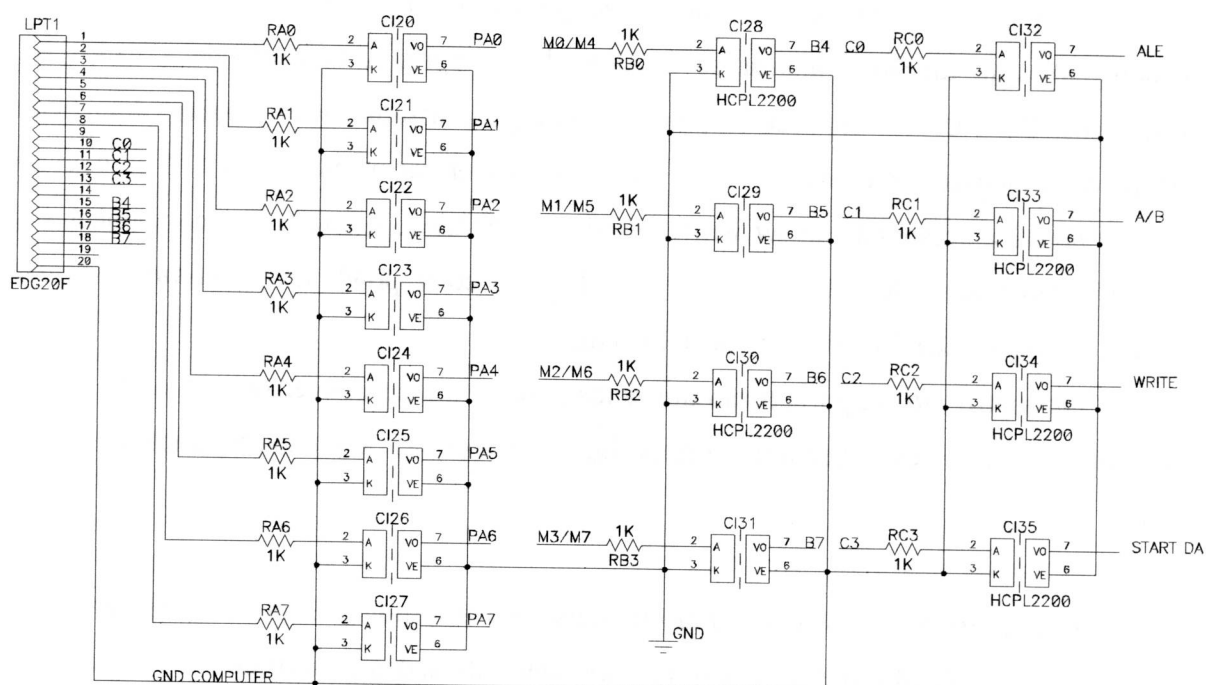


Figura 3.2 - Circuito de isolação óptica, onde GND COMPUTER equivale ao massa do computador; GND ao terra do circuito do estimulador; ALE ao pino para seleção de endereço ou dados; A/B ao pino para diferenciar ganho de amplitude ou LSB/MSB; WRITE ao pino para habilitar escrita; START DA ao pino de início conversão analógico-digital.

Após o conjunto de isoladores ópticos, os *bits* das portas A, B, e C são denominados, como mostra a tabela 3.1.

Tabela 3.1 - Nomenclatura dos *bits* da porta paralela após o banco de opto-acopladores.

<i>Bit</i>	7	6	5	4	3	2	1	0
Porta A	PA7	PA6	PA5	PA4	PA3	PA2	PA1	PA0
Porta B	M3/M7	M2/M6	M1/M5	M0/M4	-	-	-	-
Porta C	-	-	-	-	START AD	WRITE	A/B	ALE

Cada porta possui uma função específica, onde os *bits* da porta A (A0-A7) são utilizados como barramento de dados ou endereços (PA0- PA7), os *bits* da porta C (C0-C3) são utilizados como *bits* de controle e os da porta B como *bits* de leitura (B4-B7).

Na porta C, o *bit* C0 corresponde ao pino ALE (*Address Enable* - habilitação de endereços), cuja função é indicar se o conteúdo da porta A corresponde a dados ou a endereços. O *bit* C1 corresponde ao pino A/B, que pode assumir duas funções: diferenciar o ganho de amplitude nos conversores D/A e também diferenciar os *bits* MSB e LSB do conversor A/D. O *bit* C2 corresponde ao *bit* WRITE (escrita), habilitando a escrita nos componentes que foram endereçados pelo *latch* de endereços. O *bit* C3 corresponde ao pino *Start Conversion* (início de conversão) do conversor analógico digital.

Os quatro *bits* da porta B são utilizados para leitura do conversor A/D, onde o *bit* A/B (C1) indica se está sendo lida a parte mais significativa (MSB) ou menos significativa (LSB) do *byte*.

O circuito de interface mostrado na figura 3.3 é responsável por decodificar os sinais vindos da LPT1, transformando-os em um barramento de dados e outro de endereços. Quando o conteúdo da porta A corresponde a dados, seus *bits* são armazenados em um *latch* de dados (CI 2) como D0 a D7, após uma transição de subida sobre o pino ALE. Quando a porta A corresponde a endereços seu conteúdo é armazenado em um *latch* de endereços (CI 1), após uma transição de descida sobre o pino ALE, como mostra a tabela 3.2.

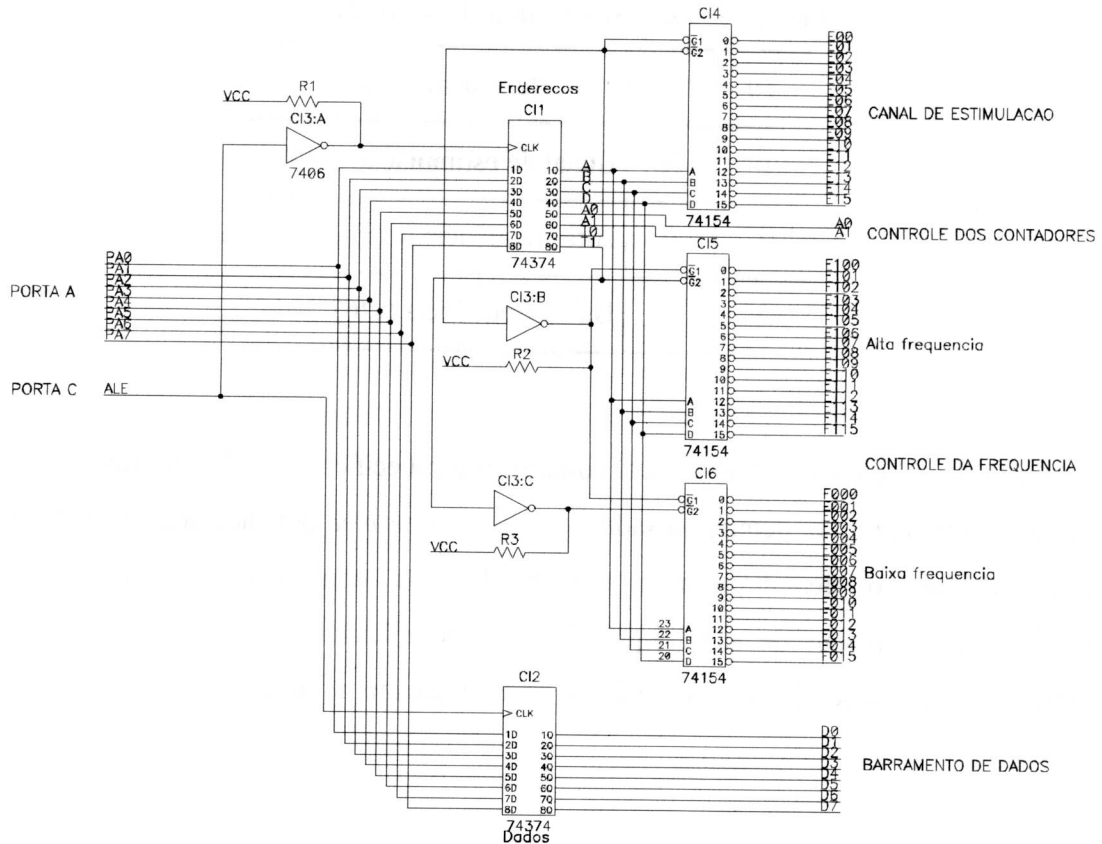


Figura 3.3 - Circuito de interface de entrada e saída.

Tabela 3.2 - Nomenclatura dos pinos nos *latches* de dados e endereços.

<i>Latch</i>	<i>PA0</i>	<i>PA1</i>	<i>PA2</i>	<i>PA3</i>	<i>PA4</i>	<i>PA5</i>	<i>PA6</i>	<i>PA7</i>
Dados (C12)	D0	D1	D2	D3	D4	D5	D6	D7
Endereços (C11)	A	B	C	D	A0	A1	T0	T1

No barramento de dados, os *bits* D0 a D7 constituem o *byte* que é armazenado no *latch* de dados, enquanto no *latch* de endereços os *bits* A, B, C e D são utilizados para indicar qual canal do estimulador está sendo utilizado. Um conjunto de demultiplexadores habilita os CIs endereçados neste canal. Os *bits* A0 e A1 são utilizados para endereçar os três contadores internos, presentes no contador 8253. Os *bits* T0 e T1 selecionam os demultiplexadores a serem habilitados de acordo com a tabela 3.3.

No circuito da figura 3.3, o inversor CI3:A é responsável pela inversão do nível da transição no *latch* de endereços, enquanto os CI3:B e CI3:C são utilizados para habilitação de um dos três demultiplexadores 4x16 (CI4, CI5 e CI6).

Tabela 3.3 - Endereços dos demultiplexadores 4x16.

T0	T1	Demultiplexador
0	X	Canal de estimulação (CI4)
1	0	Alta frequência (CI5)
1	1	Baixa frequência (CI6)

Cada demultiplexador habilita um componente específico de cada um dos 16 módulos de estimulação; assim, o demultiplexador CI4 é responsável por habilitar os conversores analógico-digitais; o demultiplexador CI5 habilita os contadores programáveis 8253 responsáveis pelos pulsos de alta frequência; o demultiplexador CI6 habilita os contadores responsáveis pelos pulsos de baixa frequência, como indicado na figura 3.3.

3.2.2 Módulos de Estimulação

O módulo de estimulação é responsável por gerar o estímulo elétrico conforme as características definidas pelo usuário. A figura 3.4 representa o diagrama em blocos do módulo de estimulação.

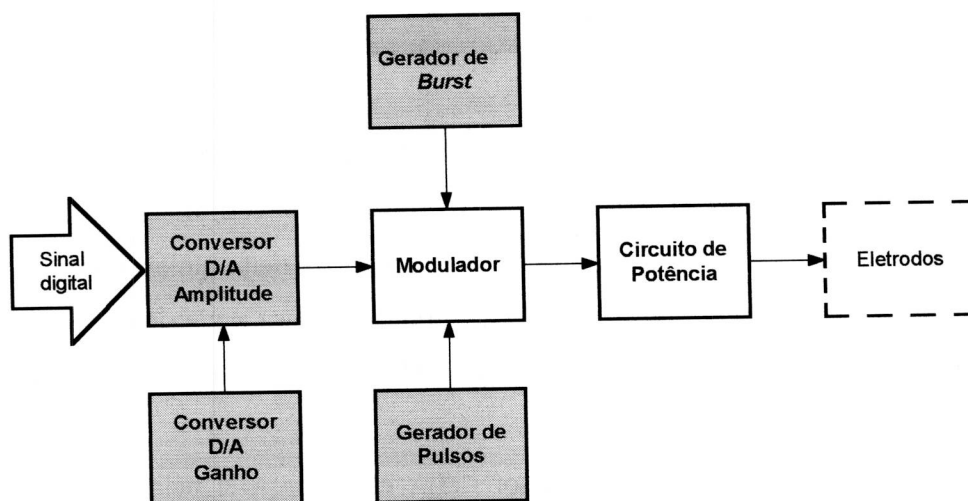


Figura 3.4 - Diagrama em blocos do estimulador

Os blocos grifados (Conversor D/A de Amplitude, Conversor D/A de Ganho e Geradores de *Burst* e de Pulsos) constituem-se nos blocos em que o computador pode atuar através da interface, informando a amplitude do sinal desejado ou mesmo programando o ganho desejado ou os parâmetros dos circuitos geradores de *burst* e portadora, respectivamente. Os demais blocos são utilizados para processamento do sinal gerado nestes três blocos.

Os dois blocos de conversão digital-analógica, mostrados na figura 3.4, são responsáveis por criar a envoltória do sinal de estimulação, obtida com o conversor digital-analógico (dispositivos CI10 e CI11 ilustrados na figura 3.5).

O diagrama esquemático desta etapa é mostrado na figura 3.5. Cada conversor isolado é endereçado pelo *latch* de endereços (CI1), que habilita o demultiplexador 4x16 (CI4) responsável pelo canal de estimulação, que atua no pino CE (*circuit enable*) do conversor D/A (CI10 e CI11) e internamente através do pino de seleção A/B. Uma vez endereçado, o conteúdo do barramento de dados será armazenado no *latch* interno do conversor, sempre que o pino de \overline{WR} estiver em nível baixo.

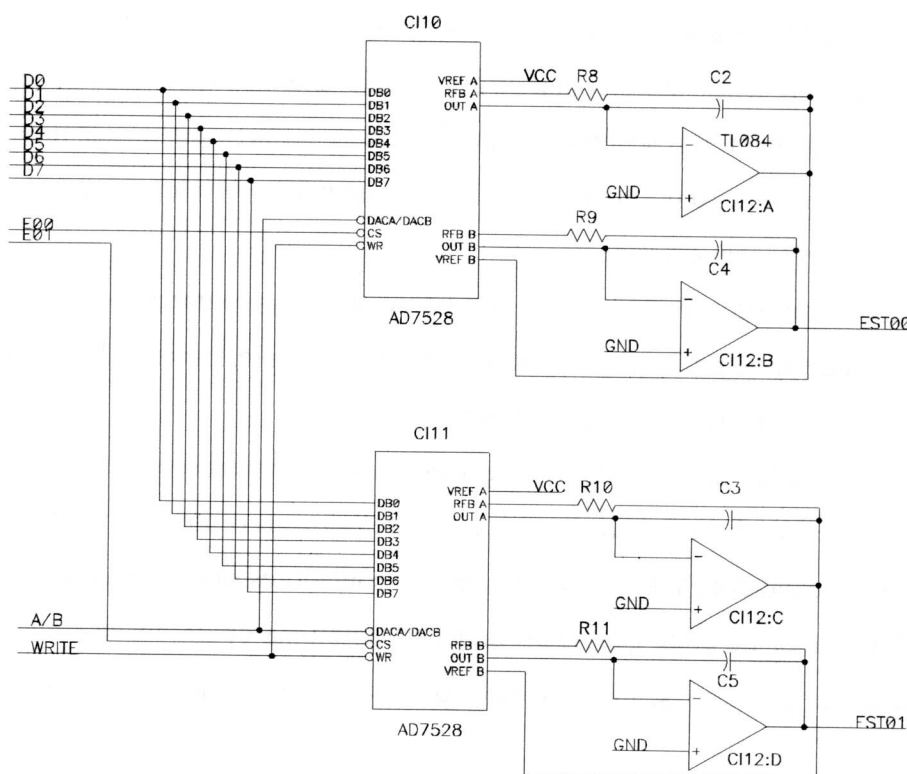


Figura 3.5 - Diagrama esquemático dos Conversores Digital-Analógico.

Como o conversor DA7528 possui saída em corrente, utilizam-se amplificadores operacionais (CI12) para converter a saída em corrente para níveis em tensão, variando entre 0-5V.

O controle do ganho é obtido utilizando um dos conversores D/A internos para fornecer a tensão de referência para outro conversor, que é responsável apenas pela variação da amplitude do sinal. Com o emprego dessa arquitetura, mantém-se a resolução do sinal de saída constante, independentemente da amplitude do sinal aplicado (Nohama et al., 1995).

Durante uma operação de escrita no conversor D/A informa-se, primeiro, qual conversor D/A interno será utilizado, através do *bit* A/B da porta C que atua sobre o pino DACA ou DACB do conversor, e o seu endereço pelo *latch* de endereços (CI1), que habilitará o pino de seleção do *chip* (\overline{CS} - *chip select*) do conversor. Depois, carrega-se o barramento de dados com o conteúdo desejado e força-se uma transição do pino \overline{WR} para o nível baixo, retornando logo em seguida ao nível alto, para carregar o conteúdo do *latch de dados* no conversor endereçado.

Os blocos Geradores de *Burst* e de Pulso são compostos por dois contadores programáveis 8253 e algumas portas lógicas. Optou-se pelo contador 8253 por possuir internamente 3 contadores programáveis independentes, de 16 *bits*, que podem ser configurados para trabalharem em seis diferentes modos de operação (Intel, 1991).

Outra característica deste contador é a de não alterar a contagem atual, enquanto um novo valor de contagem está sendo programado. Desta forma, para iniciar um novo ciclo de contagem, deve-se primeiro programar o contador com um novo valor de contagem e aguardar pelo término da contagem corrente.

Esta característica é importante porque se pode reprogramá-lo mesmo durante um período de contagem normal, sem alterar a contagem corrente, permitindo as modulações em frequência (PFM) e em largura de pulsos (PWM).

No estimulador desenvolvido, programaram-se os contadores internos com a palavra binária mostrada na tabela 3.4, onde SC1 e SC2 selecionam o contador (00-contador 0, 01-contador 1 e 10-contador 2). Com esta palavra, os contadores são programados para operarem no modo 3 (gerador de onda quadrada) onde, durante uma operação de leitura ou escrita, o *byte* LSB será lido primeiro, seguido do MSB, pois o seu barramento de dados possui apenas 8 *bits*.

No modo de operação 3, o número N de contagens é dividido em duas partes, onde a saída OUT do contador permanece em nível alto durante a primeira metade da contagem e em

nível baixo durante a outra metade do tempo de contagem. Neste modo, as entradas 0-2 servem para reiniciar a contagem, quando estiverem em nível baixo.

Tabela 3.4 - Formato da palavra de controle para programação dos contadores.

D7	D6	D5	D4	D3	D2	D1	D0
SC1	SC2	1	1	0	1	1	0

A função dos contadores é de definir as características dos tempos de alta e baixa dos sinais de *burst* (baixa frequência) e dos pulsos de estimulação (alta frequência). Ambos os tempos de alta e baixa destes sinais poderão ser gerados a partir do diagrama mostrado na figura 3.6.

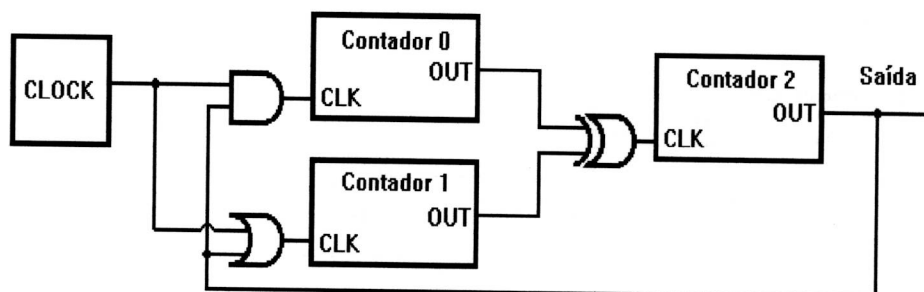


Figura 3.6 - Diagrama do circuito de temporização.

O *clock*, nesse diagrama, é responsável pela resolução da duração dos pulsos. Assim, para baixa frequência utiliza-se uma frequência de 200kHz e para alta frequência uma frequência de 2MHz, o que fornece uma resolução de 5 μ s e 0,5 μ s, respectivamente.

O CONTADOR 0 é responsável pela duração do pulso enquanto o CONTADOR 1 é responsável pelo tempo de repouso do pulso. A largura do pulso pode ser ajustada individualmente, de acordo com a contagem programada em cada um desses contadores. A equação para o cálculo da duração do pulso está descrita na eq. 3.1.

$$T = \frac{N}{f}, \quad (3.1)$$

Onde T corresponde à largura de pulso programada no contador, N ao número de contagens e *f* à frequência do *oscilador*. Assim, para conseguir um sinal de *burst* com duração de 5ms e tempo de repouso de 15ms, utilizando-se a frequência de 200kHz, deve-se programar o CONTADOR 0 com N=1000 e o CONTADOR 1 com N=3000.

O CONTADOR 2 é programado com $N=2$, onde durante meia contagem ele permanece em nível alto e depois em nível baixo. Quando sua saída é alta, a porta AND habilita apenas o *clock* no CONTADOR 0, iniciando sua contagem. Quando termina de contar ocorre uma transição em sua saída, fazendo com que o CONTADOR 2 passe para nível baixo, habilitando o sinal do oscilador no CONTADOR 1 através da porta OR, iniciando a sua contagem e desabilitando o sinal do oscilador no CONTADOR 0 pela porta AND. O resultado disto é uma onda retangular com tempo de alta com duração conforme o período de contagem do CONTADOR 0 e tempo de baixa com duração do período de contagem do CONTADOR 1.

A figura 3.7 representa o circuito elétrico utilizado no estimulador para a geração dos sinais de *burst* e de pulsos.

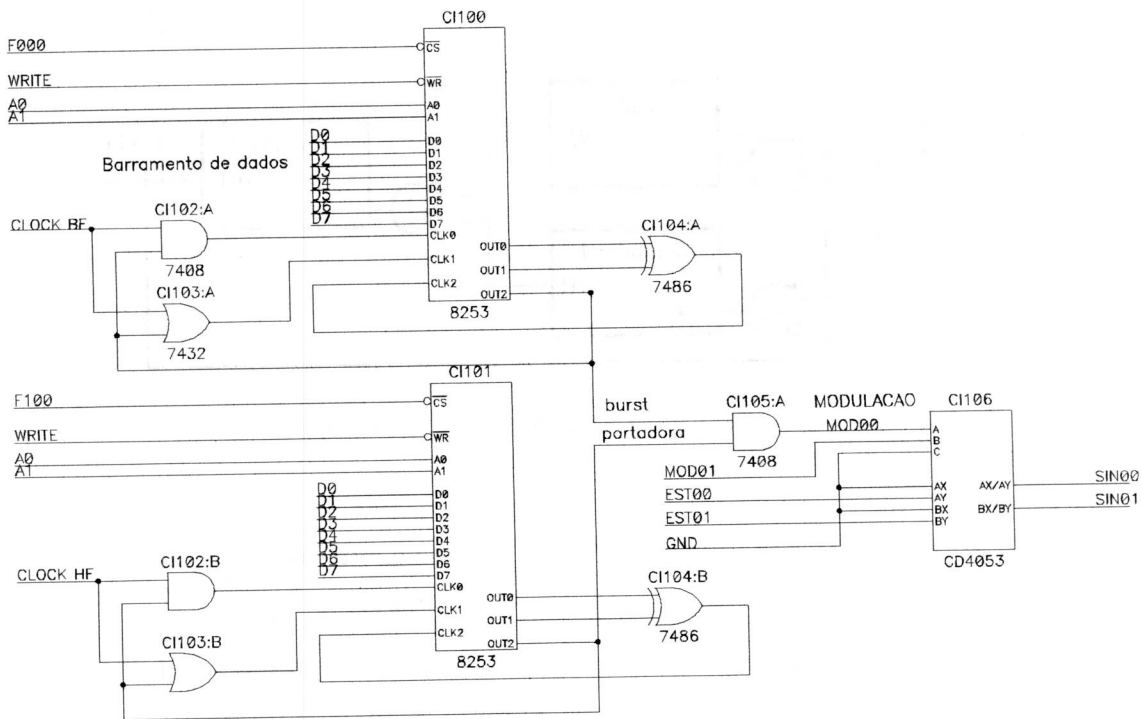


Figura 3.7 - Diagrama esquemático do gerador de *burst* e portadora.

Durante uma operação de escrita nos contadores 8253, primeiro escreve-se no barramento de endereços não só o endereço do contador desejado, que habilitará o pino CS do contador mas também o endereço do contador interno por meio dos pinos A0B e A1. Após ter endereçado o contador, carrega-se o barramento de dados com os *bytes* LSB do valor da contagem, seguido de uma rápida transição para o nível 0 do *bit* WRITE da porta C, que atua sobre o pino \overline{WR} do contador, retornando, logo em seguida, ao nível 1. Por fim, carrega-se novamente o barramento de dados com os *bytes* MSB do valor de contagem, seguido de uma

nova transição do *bit* de escrita da porta C para o nível 0, que retorna ao nível 1 logo em seguida, completando a operação de escrita no contador.

O bloco MODULADOR constitui-se do demultiplexador analógico (CI106) e de uma porta AND (CI105:A), ilustrados na figura 3.7. O demultiplexador analógico é responsável pela modulação do sinal, ou seja, combinação do sinal de amplitude com o gerador de *burst* e portadora, gerando o sinal de estimulação. Para isto, combinam-se os sinais de *burst* e portadora indicados na figura 3.7 (saídas *out2* dos CIs 100 e 101), através da porta AND (CI105:A) para habilitar o pino de seleção (A) do demultiplexador analógico, permitindo que o sinal de amplitude passe quando ambos os sinais de *burst* e portadora estiverem em nível alto. Caso contrário, ela mantém o sinal em nível zero.

O sinal gerado até aqui já consiste no sinal de estimulação, porém com baixa potência, pois sua amplitude varia apenas entre 0 e 5V, necessitando de amplificação, que é obtida no circuito de potência mostrado na figura 3.8. Este circuito acopla o sinal proveniente do demultiplexador analógico às necessidades do MOSFET IRF530, para que este trabalhe em sua região ativa.

O transistor de efeito de campo de potência IRF530 foi escolhido por possuir baixa resistência quando chaveado para o estado ligado ($R_{DS\ ON} = 0,18\Omega$) e alta resistência quando em estado desligado ($R_{DS\ OFF} = 1M\Omega$). Além disto, permite chaveamentos rápidos ($\pm 40ns$), suportando tensões V_{DS} de até 100V e picos de correntes de 14A.

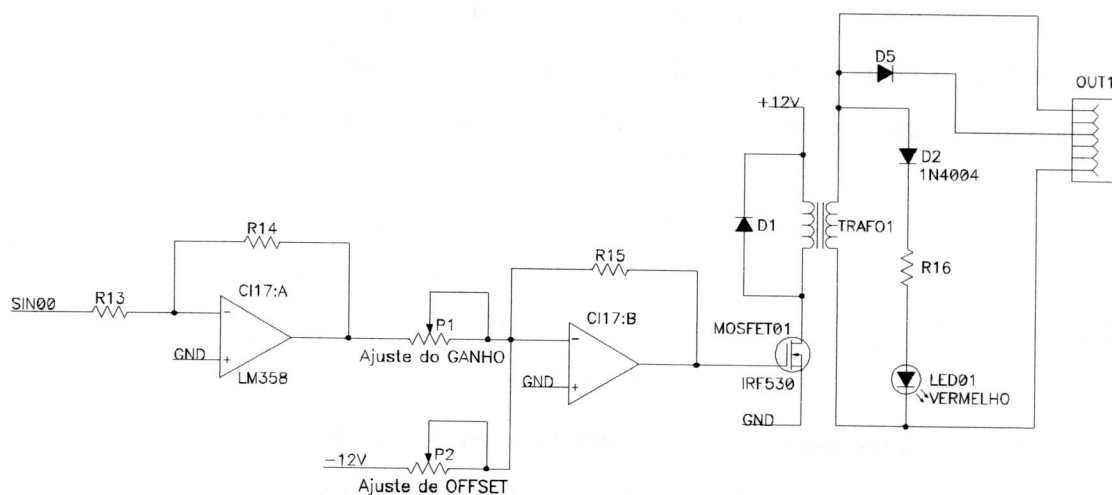


Figura 3.8 - Diagrama esquemático do circuito de potência.

No circuito de potência, dois amplificadores operacionais são responsáveis pelo ajuste do sinal para níveis de tensão dentro da faixa de operação do MOSFET IRF530. Desta forma, o primeiro amplificador CI17:A inverte o sinal do circuito de modulação, enquanto o segundo

(CI17:B) é responsável pelo ganho do sinal (por meio do potenciômetro P1), pelo *offset* (através do potenciômetro P2) e pela inversão do sinal.

Desta forma, uma corrente circula pelo transformador, que possui uma relação de espiras de aproximadamente 1:40, de acordo com o sinal que chega até pino de gatilho do MOSFET, elevando-o para níveis de tensão de até 200V. As principais características do transformador são: 20 espiras no primário, com fio 24AWG e 800 espiras no secundário, com fio 31AWG, e dimensões de $2.8 \times 2.5 \times 1.0 \text{cm}^3$.

O diodo D1, conectado em paralelo ao primário do transformador impede a geração de tensões reversas no primário, induzidas por tensões originadas no secundário do transformador, que podem danificar o MOSFET.

Também foi utilizado um dissipador sobre o MOSFET para manter sua temperatura dentro da faixa de operação, que pode chegar a um máximo de 150°C , evitando superaquecimentos.

No secundário do transformador, têm-se dois tipos de saída: (a) a saída alternada (pino 1 do conector OUT1), consistindo do sinal vindo diretamente do secundário do transformador; e (b) a saída monofásica (pino 3 do conector OUT1), que é retificada pelo diodo (D5), onde o pino 6 do conector OUT1 é comum às duas saídas. O *LED* (LED01) fornece indicação luminosa sobre o sinal presente na saída do transformador. O resistor R16 e o diodo retificador D2 limitam e impedem correntes excessivas e inversas sobre o *LED*.

Os ELETRODOS indicados na figura 3.4 e que são ligados aos pinos do conector OUT1, ilustrado na figura 3.8, são responsáveis por acoplar o estimulador com o tecido biológico, transformando o fluxo de corrente do estimulador em corrente iônica no tecido. Serão estas correntes iônicas que excitarão o nervo, dando origem à contração muscular.

3.2.3 Osciladores

Os osciladores são responsáveis por fornecer a base de tempo aos contadores 8253, para que estes gerem com precisão os sinais de *burst* e portadora.

Neste circuito, ilustrado na figura 3.9, utilizaram-se dois multivibradores astáveis: um responsável por gerar a base de tempo do sinal de *burst* (CI14) e outro para os pulsos (CI15). A saída do multivibrador astável, pino OSCOUT, é uma onda quadrada com frequência que depende do circuito RC ligado aos seus pinos R, C e R-CCOM. Os componentes R6 e C6

forneem a base de tempo de 200kHz, responsável pelo tempo do GERADOR DE BURST, R7 e C7 forneem a base de tempo de 2MHz ao gerador de portadora.

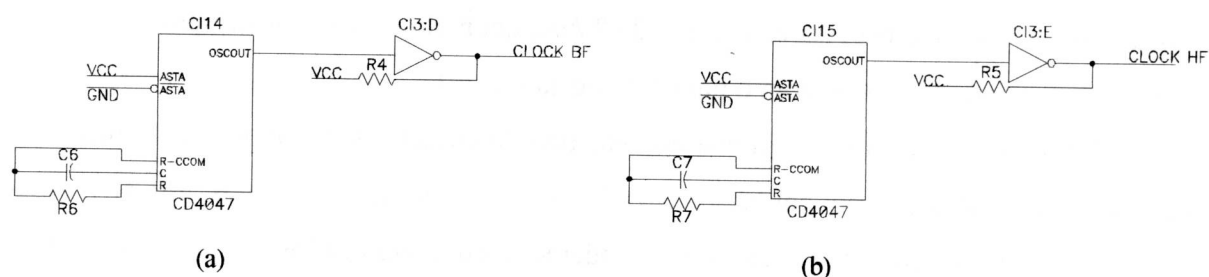


Figura 3.9 - Diagrama esquemático do circuito dos osciladores.

Como o circuito fornece a base de tempo para trinta e dois contadores programáveis 8253, é necessário utilizar uma porta inversora (CI3:D e CI3:E) com o resistor de *pull up* (R4 e R5), nas saídas dos multivibradores astáveis para aumentar a sua capacidade de corrente de saída.

É importante manter as frequências em 200kHz e 2MHz devido à influência direta que exercem sobre a duração dos pulsos programados nos contadores, conforme mostrado na eq. 3.1.

3.2.4 Módulo de Monitoração

A figura 3.10 mostra o diagrama em blocos do circuito de monitoração. Ele é formado, basicamente, por um conversor analógico/digital, um oscilador e um multiplexador quádruplo 2:1.

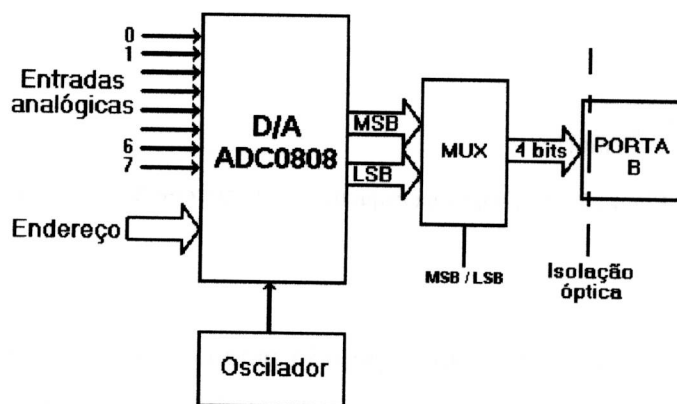


Figura 3.10 - Diagrama em blocos do circuito de monitoração.

O conversor ADC0808 possui internamente um demultiplexador analógico 8:1, endereçado pela entrada através dos *bits* A, B e C do barramento de endereços (tabela 3.2). O oscilador, neste diagrama, fornece a base de tempo para o conversor A/D. Como a porta B possui apenas 4 *bits* e é necessária a leitura de 8 *bits*, um multiplexador quádruplo 2:1 divide o *byte* em MSB e LSB, de acordo com o pino 1 da porta C (A/B).

A figura 3.11 ilustra o diagrama esquemático do circuito de monitoração montado. As oito entradas analógicas do conversor A/D (CI7) correspondem aos pinos IN0-IN7, sendo endereçadas pelos pinos A, B e C do *latch* de endereços e que são ligados aos pinos AD0, AD1 e AD2 do conversor A/D. O capacitor C1 e o resistor R12 fornecem a constante de tempo para o multivibrador astável (CI8) gerar uma onda quadrada de 1.2MHz, para a frequência de *clock* do conversor A/D.

Uma conversão é iniciada quando o pino START AD da porta C, ligado no pino STCNV do conversor A/D, sofre uma transição momentânea para o nível alto, retornando logo em seguida, ao nível baixo. Isto faz com que o nível do sinal na entrada do conversor A/D, que estava endereçada pelos pinos A, B e C do *latch* de endereços, seja convertido em uma informação digital através das saídas 2^{-1} a 2^{-8} , após 100 μ s, aproximadamente.

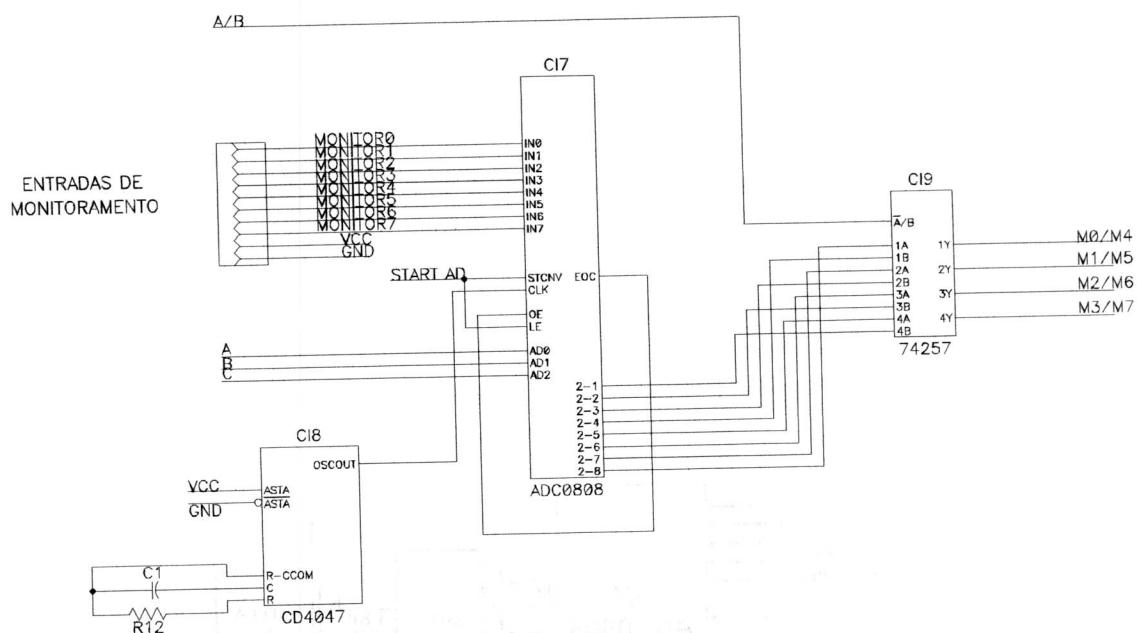


Figura 3.11 - Diagrama esquemático do circuito de monitoração.

Ao término de uma conversão, o próprio pino EOC (*end of conversion*) do conversor A/D que indica fim de conversão, habilita as saídas digitais pelo pino OE (*output enable*), para que possam ser lidas pelo computador. Esta leitura é realizada em duas etapas pela porta

paralela. Inicialmente, lêem-se os *bytes* LSB, onde o *bit* A/B da porta C deve permanecer em nível lógico baixo; em seguida, lêem-se os *bytes* MSB, mantendo em nível alto o *bit* A/B.

3.3 Protocolo de Comunicação do Estimulador

Toda comunicação entre o computador e o estimulador feita através da LPT1, deve ser realizada de forma ordenada, obedecendo a algumas regras chamadas de *protocolo de comunicação*. Este protocolo permite iniciar a placa do circuito do estimulador, programar os canais de estimulação e realizar leituras dos canais de monitoração.

Conflitos de *hardware* ou um *drive* de impressão ativado funcionando junto com o programa ou, ainda, o cabo da saída da LPT1 mal conectado, são exemplos de situações que podem alterar a comunicação entre o computador e a placa do estimulador, tornando-o instável, podendo trazer danos tanto ao circuito como também ao paciente. Para garantir bom funcionamento do sistema, devem-se seguir as regras citadas na seqüência.

Neste protocolo de comunicação, a primeira informação sempre é o endereço do componente que se deseja selecionar, sendo carregado no *latch* de endereços através da porta A após uma transição para nível baixo do pino ALE da porta C. Por isso, normalmente a porta C fica carregada com valor 5d ou 0101b, que corresponde aos *bits* START AD=0, WRITE=1, A/B=0 e ALE=1, indicando que o circuito externo está pronto para ler um endereço.

3.3.1 Escrevendo no Conversor D/A

Para escrever um valor em um dos conversores D/A, primeiro informa-se o endereço do conversor, escrevendo na porta A o valor do canal desejado (0-15). Depois, escrevem-se na porta C os *bits* ALE=0 e o A/B, de acordo com o conversor interno que se deseja carregar (0=GANHO e 1=AMPLITUDE). Isto faz com que o conteúdo da porta A seja escrito no *latch* de endereços, habilitando o pino CS do conversor endereçado.

Uma vez endereçado o conversor, carrega-se na porta A o valor que se deseja programar no conversor D/A (0-255), fazendo ocorrer novamente uma transição, do nível 0 para o 1 somente sobre o *bit* ALE da porta C, escrevendo o conteúdo da porta A no *latch* de dados. Finalmente, para completar a operação, o *bit* WRITE da porta C sofre uma transição do

nível 1 para o nível 0 e retorna, logo em seguida, ao nível 1, fazendo com que os *latches* internos do conversor armazenem o conteúdo do barramento de dados.

3.3.2 Escrevendo nos Contadores Programáveis

A operação que escreve um valor de contagem nos contadores é um pouco mais complexa que a rotina descrita anteriormente, visto que além dos contadores terem 16 *bits* e o barramento de dados apenas 8 *bits*, deve-se também endereçar o contador interno, conforme mostra a tabela 3.5.

Tabela 3.5 - Endereços dos contadores

Endereço	Contador	Função
64+CI	CONTADOR0 BF	Tempo de alta do <i>burst</i>
80+CI	CONTADOR1 BF	Tempo de baixa do <i>burst</i>
96+CI	CONTADOR2 BF	Saída do <i>burst</i>
112+CI	CONTROLE BF	Palavra de controle BF
192+CI	CONTADOR0 HF	Tempo de alta do pulso
208+CI	CONTADOR1 HF	Tempo de baixa do pulso
224+CI	CONTADOR2 HF	Saída do pulso
240+CI	CONTROLE HF	Palavra de controle HF

Na tabela 3.5, CI indica o endereço do canal selecionado, podendo variar entre 0 e 15, onde os contadores BF são responsáveis pelo sinal de *burst* e os contadores HF são responsáveis pela definição do pulso de estimulação. Estes endereços foram obtidos a partir das tabelas 3.2 e 3.3. Os endereços de controle são utilizados para configurar o modo de operação dos contadores internos.

Assim, durante uma operação de escrita nos contadores, deve-se primeiro escrever na porta A o valor correspondente ao endereço do contador desejado e, logo em seguida, carregar-se o *bit* ALE da porta C com nível baixo, mantendo os demais com seus valores normais (START

AD=0, WRITE=1 e A/B=0). Depois escreve-se na porta A somente os 8 *bytes* LSB do número de contagem desejado, seguido de uma nova transição de subida do *bit* ALE na porta C.

Essa operação selecionará o contador desejado, habilitando o pino CS do contador endereçado, colocando os *bytes* LSB do valor de contagem no barramento de dados. Para escrevê-los no contador, deve-se forçar para nível baixo o *bit* WRITE da porta C, retornando, em seguida, ao nível alto.

Como restam carregar os 8 *bytes* MSB do valor de contagem, é necessário realizar uma nova operação de escrita no contador selecionado. Caso esta operação não seja realizada na seqüência, o número de contagem não mudará, visto que o contador ficará aguardando a escrita dos *bytes* MSB.

Para escrever os oito *bytes* MSB do valor de contagem, após a escrita dos *bytes* LSB, carrega-se novamente a porta A com o mesmo endereço selecionado anteriormente e depois escreve-se na porta C o *bit* ALE=0, reescrevendo o endereço do contador no *latch* de endereços. Depois disso, escreve-se na porta A o conteúdo MSB do valor de contagem, seguido de uma transição para o nível 1 do *bit* ALE da porta C, que carrega o conteúdo da porta no *latch* de dados. Finalmente, para carregar o conteúdo do barramento de dados no contador, basta forçar uma transição momentânea do *bit* WRITE da porta C para nível 0, retornando, logo em seguida, ao nível 1.

Dessa forma, é possível escrever as duas partes LSB e MSB do valor de contagem no contador selecionado. Todos esses passos devem ser seguidos rigorosamente na seqüência apresentada (primeiro a parte LSB e, logo em seguida, a parte MSB). Caso contrário, o valor de contagem não corresponderá ao valor desejado.

3.3.3 Leitura das Entradas de Monitoração

Durante uma operação de leitura de um canal de monitoração, escreve-se primeiro na porta A o endereço da entrada que se deseja ler, podendo variar entre 0 e 7, para depois forçar uma transição de descida sobre o *bit* ALE da porta C, mantendo os demais *bits* com seus valores normais (START AD=0, WRITE=1 e A/B=0), carregando o conteúdo da porta A no *latch* de endereços.

O início da conversão ocorre pela alteração momentânea do estado do *bit* START AD da porta C para nível alto. Durante os próximos 100 μ s, o computador pode realizar outras tarefas

como, por exemplo, alterar os níveis de ganho e amplitude ou reprogramar os contadores ou, ainda, outras rotinas do seu próprio processamento, pois este é o intervalo de tempo que o conversor ADC0808 necessita, para converter o sinal na entrada para níveis digitais.

Para ler os *bytes* do sinal, convertido em níveis digitais, deve-se carregar a porta A com o endereço da entrada selecionada anteriormente (0-7) e escrever na porta C o *bit* ALE=0 e A/B=0, o que faz com que o endereço da entrada seja carregado no barramento de endereços, direcionando os *bytes* LSB do valor convertido para a porta B, através do pino A/B que atua sobre o pino de seleção do demultiplexador quádruplo 2:1 (C19).

Depois disto, o computador pode ler os *bytes* LSB do valor convertido através da porta B, sendo que este valor está multiplicado por 16, pelo fato da porta B possuir apenas os quatro *bytes* mais significativos presentes nos pinos da porta paralela de impressora. Depois, podem-se ler os *bytes* MSB do valor convertido simplesmente alterando o nível do *bit* A/B da porta C para nível 1, realizando uma nova operação de leitura pela porta B. O valor convertido pode ser obtido associando estas duas partes.

3.4 Descrição do Programa Desenvolvido

Para facilitar o controle e a visualização dos parâmetros estimulatórios e seqüências de estímulos do estimulador, na investigação de locomoção artificial, desenvolveu-se um programa que controla o sistema através de interfaces amigáveis semelhantes a painéis de controle de um instrumento eletrônico. O programa permite ainda, criar, editar, armazenar e modificar rapidamente todas as estratégias aplicadas a cada paciente.

3.4.1 Funções para Comunicação

A porta paralela de impressora é composta por três portas internas: A (8 bits), B (4 bits) e C (4 bits), as quais podem ser configuradas para escrita ou leitura. Assim, para realizar a comunicação entre o estimulador e o computador, optou-se por utilizar a porta A para barramento de dados ou endereços, a porta B para leitura de dados e a porta C para controle.

Um conjunto de funções foi desenvolvida em C++ para facilitar a escrita das rotinas do programa referentes à comunicação do computador com a placa externa. As funções de escrita e leitura, através da porta paralela, seguem o modelo do fluxograma ilustrado na figura 3.12.

Os três blocos “Salvar Flags”, “Mascarar Interrupções” e “Recuperar Flags”, presentes em todos os três fluxogramas da figura 3.12, são necessários para transformar a comunicação através da porta paralela, invisível ao gerenciador de impressão e outros *drivers* de impressão, que poderiam interferir nesta comunicação, tornando o sistema mais lento e menos confiável.

Como só os quatro bits mais significativos (MSB) da porta B são utilizados, deve-se retirar a parte LSB através da operação “valor = valor AND 240”. A instrução “valor = valor OR 128” inverte o bit 7 da porta B, que é negado.

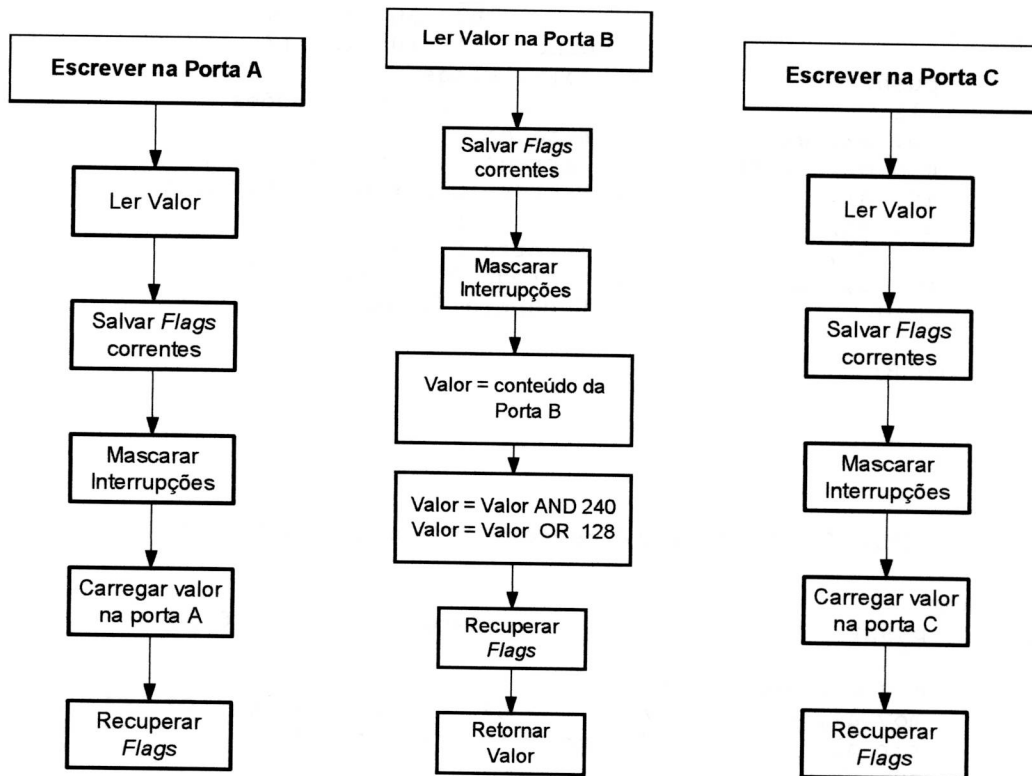


Figura 3.12 - Fluxograma das rotinas utilizadas para escrever nas portas paralelas.

A configuração da porta paralela consiste apenas em carregar *zero* no endereço da porta de controle. Seguindo a estrutura apresentada nos fluxogramas, as funções foram escritas como¹:

```
void WritePortA(char A) // escreve "A" na porta A da LPT1
```

¹ As variáveis *PortA*, *PortB*, *PortC* e *PortD* são os respectivos endereços das portas A, B, C e de Controle presentes dentro da porta paralela.

```

{
    __asm
    {
        //          A7  A6  A5  A4  A3  A2  A1  A0
        // pino    09  08  07  06  05  04  03  02
        //          endereço: 888d ou 856d
        pushf // Salva Flags
        cli // Desabilita Interrupções
        mov dx, PortA // Carrega DX com o endereço da Porta A
        mov al, A // Carrega AL com o Valor desejado (A)
        out dx, al // Escreve AL na porta endereçada por DX
        popf // Recupera Flags
    }
}

```

```

int ReadPortB() // Retorna um número com apenas os quatro bits mais
{ // significativos presentes na porta "B" da LPT1
    unsigned char B; // endereço: 889d ou 857d
    __asm
    {
        //          B7  B6  B5  B4  B3  B2  B1  B0
        // pino    11  10  12  13  **  **  **  **
        pushf // Salva Flags
        cli // Desabilita Interrupções
        xor ax, ax // Zera AX
        mov dx, PortB // Carrega DX com Endereço da porta B
        in al, dx // Escreve Conteúdo da porta B em al
        and al, 240 // Zera bits LSB
        xor al, 128 // Inverte bit B7
        mov B, al // Carrega AL na variável B
        popf // Recupera flags
    };
    return B;
}

```

```

void WritePortC(char C) // escreve "C" na porta C da LPT1
{
    __asm
    {
        //          endereço: 890d ou 859d
        pushf //
        cli //
        mov dx, PortC //
        mov al, C //
        xor al, 11 // pino    C7  C6  C5  C4  C3  C2  C1  C0
        out dx, al //          **  **  **  **  17  16  14  01
        popf //
    }
}

```

```

void ConfigPort() // Configura portas da LPT1
{
    __asm
    {
        mov dx, PortD
        mov al, 0
        out dx, al // A:escrita(8b), B:leitura(4b), C:escrita(4b)
    };
}

```

A função *ConfigPort()* é executada logo no início do programa, configurando as portas A e C como portas de escrita e a porta B como porta de leitura. Caso contrário, poderá haver erros na comunicação entre o computador e o estimulador. Todos os conversores D/A devem ser reprogramados com nível zero após execução desta função, eliminando a ocorrência de níveis de tensão indesejáveis na saída do estimulador.

Com estas funções definidas, criam-se outras funções para programar o estimulador conforme as operações desejadas, respeitando as regras citadas na descrição do *hardware*. Desta forma, a Porta A corresponderá ao *Barramento de Dados e Endereços*, os bits da Porta C serão utilizados para controle, conforme a tabela 3.1, e os bits da Porta B serão utilizados para leitura.

A figura 3.13 ilustra os fluxogramas utilizados para escrever nos conversores D/A o ganho ou a amplitude, de acordo com a seqüência de passos citados no item *Escrevendo no Conversor D/A*.

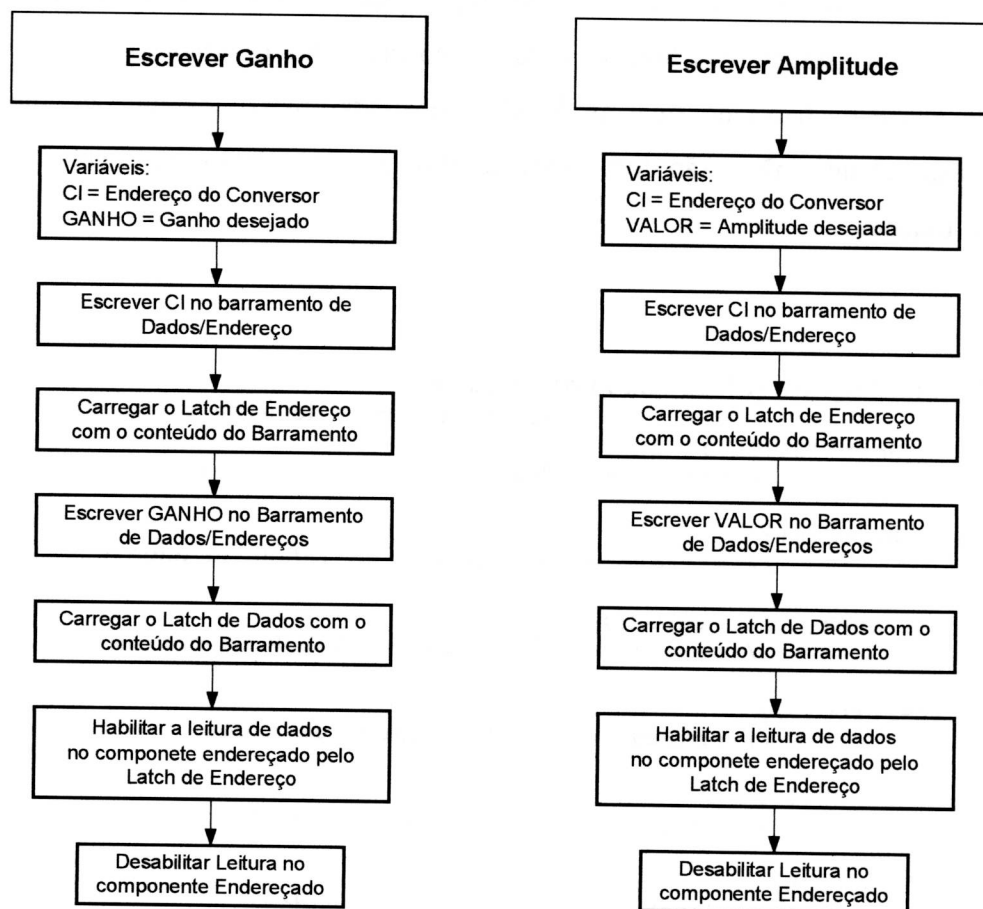


Figura 3.13 - Fluxograma utilizado para escrever o ganho ou a amplitude nos conversores D/A.

Através das estruturas de programação apresentadas na figura 3.13, as funções responsáveis por carregar os conversores D/A com os valores desejados foram escritas como:

```

void WriteGanho(char CI, char GANHO)
{
    WritePortA(CI);           // coloca o endereço de CI no barramento
    WritePortC(4);           // 0100 escreve endereço no latch de endereço
    WritePortA(GANHO);       // coloca o ganho no barramento
    WritePortC(5);           // 0101 escreve o dado no latch de dados
    WritePortC(1);           // 0001 escreve o dado no CI (pino /WR=0)
    WritePortC(5);           // 0101 desabilita leitura de dados (pino /WR=1)
}

```

```

void WriteCanal(char CI, char VALOR)
{
    WritePortA(CI);           // coloca o endereço de CI no barramento
    WritePortC(6);           // 0110 escreve endereço no latch de endereço
    WritePortA(VALOR);       // coloca valor no barramento
    WritePortC(7);           // 0111 escreve o dado no latch de dados
    WritePortC(3);           // 0011 escreve o dado no CI (pino /WR=0)
    WritePortC(7);           // 0111 desabilita leitura de dados (pino /WR=1)
}

```

Novamente, de acordo com a tabela 3.5, podem-se escrever as funções para programar e configurar os contadores 8253. A lógica de programação é ilustrada no fluxograma da figura 3.14, enquanto a listagem das funções utilizada no programa (*Ariana16*) para programar o tempo de alta e de baixa do sinal de *burst*, é mostrada abaixo. As funções que possuem estruturas semelhantes não serão documentadas passo a passo, sendo documentadas apenas as principais funções.

```

void WriteHighBF(char CI, int VALOR)
{
    //Define o tempo de alta do burst
    WritePortA(64+CI);
    // coloca o endereço do contador no barramento

    WritePortC(4);
    // escreve este endereço no latch de endereço

    WritePortA((char)VALOR);
    // coloca os 8 bits LSB de VALOR no barramento

    WritePortC(5);
    // escreve o VALOR no latch de dados

    WritePortC(1);
    // escreve VALOR no contador endereçado

    WritePortC(5);
    // desabilita a leitura de dados

    VALOR = VALOR >> 8;
    // desloca VALOR em 8 bits para direita

    WritePortA(64+CI);
    // coloca o endereço do contador no barramento

    WritePortC(4);
}

```



```

        // escreve este endereço no latch de endereço
WritePortA((char)VALOR);
        // coloca os 8 bits LSB de VALOR no barramento

WritePortC(5);           // escreve o VALOR no latch de dados
WritePortC(1);           // escreve VALOR no contador endereçado
WritePortC(5);           // desabilita a leitura de dados
}

```

```

void WriteLowBF(char CI,int VALOR)
        // Define o tempo de baixa do Burst
{
    WritePortA(80+CI);
    WritePortC(4);
    WritePortA((char)VALOR);
    WritePortC(5);
    WritePortC(1);
    WritePortC(5);
    VALOR = VALOR >> 8;
    WritePortA(80+CI);
    WritePortC(4);
    WritePortA((char)VALOR);
    WritePortC(5);
    WritePortC(1);
    WritePortC(5);
}

```

A rotina para configuração dos contadores é muito semelhante à rotina para escrever o ganho nos conversores D/A, diferenciando apenas no endereço e no conteúdo da *palavra* escrita em cada contador, seguindo a tabela 3.5.

Cada contador é configurado para operar no modo MODE 3 (gerador de onda retangular), no qual, durante uma operação de leitura ou escrita, o byte LSB será lido primeiro, seguido do *byte* MSB, pois o barramento de dados possui apenas 8 bits e o valor de contagem tem resolução de 16 bits. A contagem é binária e não BCD.

A leitura de um dos oito canais de monitoração é realizada através de duas etapas, uma para iniciar a conversão e outra para ler o sinal convertido digitalmente. Ambas são ilustradas nos fluxogramas da figura 3.15. Isto é necessário, pois o conversor analógico-digital utilizado necessita de 100 μ s para realizar a conversão. Desta forma, após ter sido executada a rotina de “iniciar a conversão”, que consiste basicamente em endereçar o canal de monitoramento e ativar momentaneamente o bit 4 da porta C, o sistema não necessita aguardar a resposta do conversor, podendo realizar outras tarefas como programar os conversores D/A com novos ganhos ou amplitudes ou, ainda, os contadores com novos intervalos de tempo.

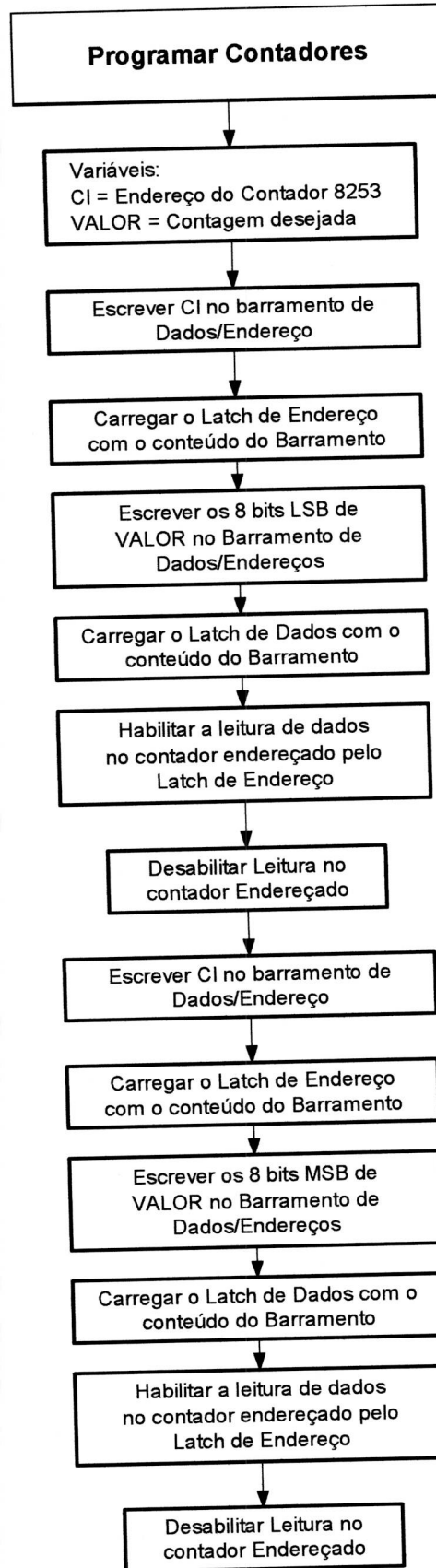


Figura 3.14 - Fluxograma de programação dos contadores 8253.

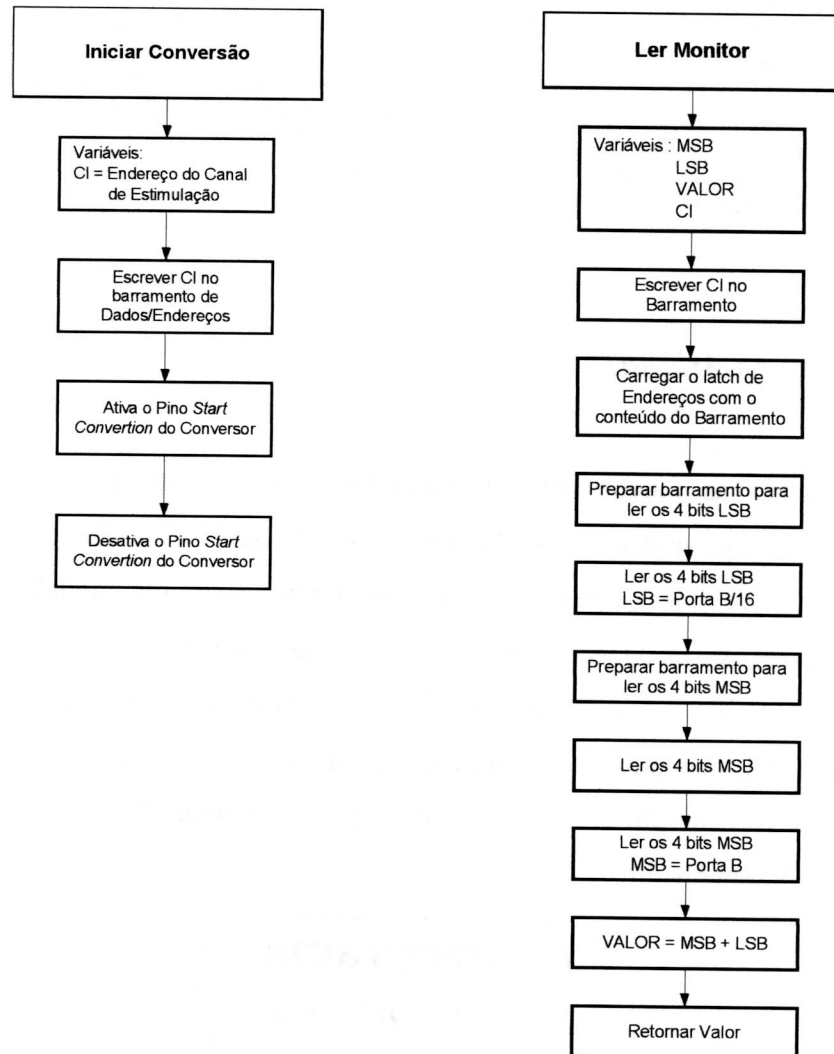


Figura 3.15 - Fluxograma para ler pelos canais de monitoração.

Após um intervalo de tempo superior a $100\mu\text{s}$, pode-se utilizar a rotina *Ler Monitor* para ler as entradas de monitoração. Esta operação também é realizada em duas etapas, visto a porta B possuir apenas 4 bits. Desta forma, lê-se primeiro a parte menos significativa do byte e depois a parte mais significativa. O valor final pode ser obtido associando-se estas duas partes.

De acordo com os passos do fluxograma da figura 3.15, as rotinas para “iniciar conversão” e “ler canal de monitoração” foram escritas como:

```

void StartConversion(char CI)
{
    WritePortA(CI);    // coloca o endereço CI no barramento
    WritePortC(6);    // 0110 escreve o endereço no latch de endereço
    WritePortC(12);   // 1110 ativa o pino Start Conversion do AD
    WritePortC(7);    // 0111 desativa o pino Start Conversion do AD
}

int ReadMonitor(char CI)
{
    unsigned int MSB, LSB, VALOR;
  
```

```

WritePortA(CI);           // Carregar CI no barramento de dados/endereço
WritePortC(6);           // Carregar conteúdo do BUS no Latch endereços
WritePortC(5);           // 0101 prepara para ler os 4 bits LSB do AD
LSB = ReadPortB();       // le os 4 bits LSB do AD enderecado por CI
WritePortC(7);           // 0111 prepara para ler os 4 bits MSB do AD
MSB = ReadPortB();       // le os 4 bits MSB do AD enderecado por CI
LSB = (int)(LSB/16);
VALOR = MSB + LSB;       // calcula o valor lido
return(VALOR);
}

```

3.4.2 O Programa *Ariana16*

Utilizando as funções para comunicação com o sistema descritas anteriormente, desenvolveu-se o programa *Ariana16*, escrito em Visual C++, que possibilita controlar o estimulador através de painéis virtuais, permitindo criar ou modificar rapidamente as características dos sinais de estimulação, facilitando as pesquisas em estratégias estimulatórias.

Para simplificar a estrutura, dividiu-se o programa conforme com suas principais funções, que são: manipulação de arquivos de dados, configuração do sistema, edição dos parâmetros de estimulação e controle do estimulador. A figura 3.16 ilustra a estrutura básica do programa desenvolvido.

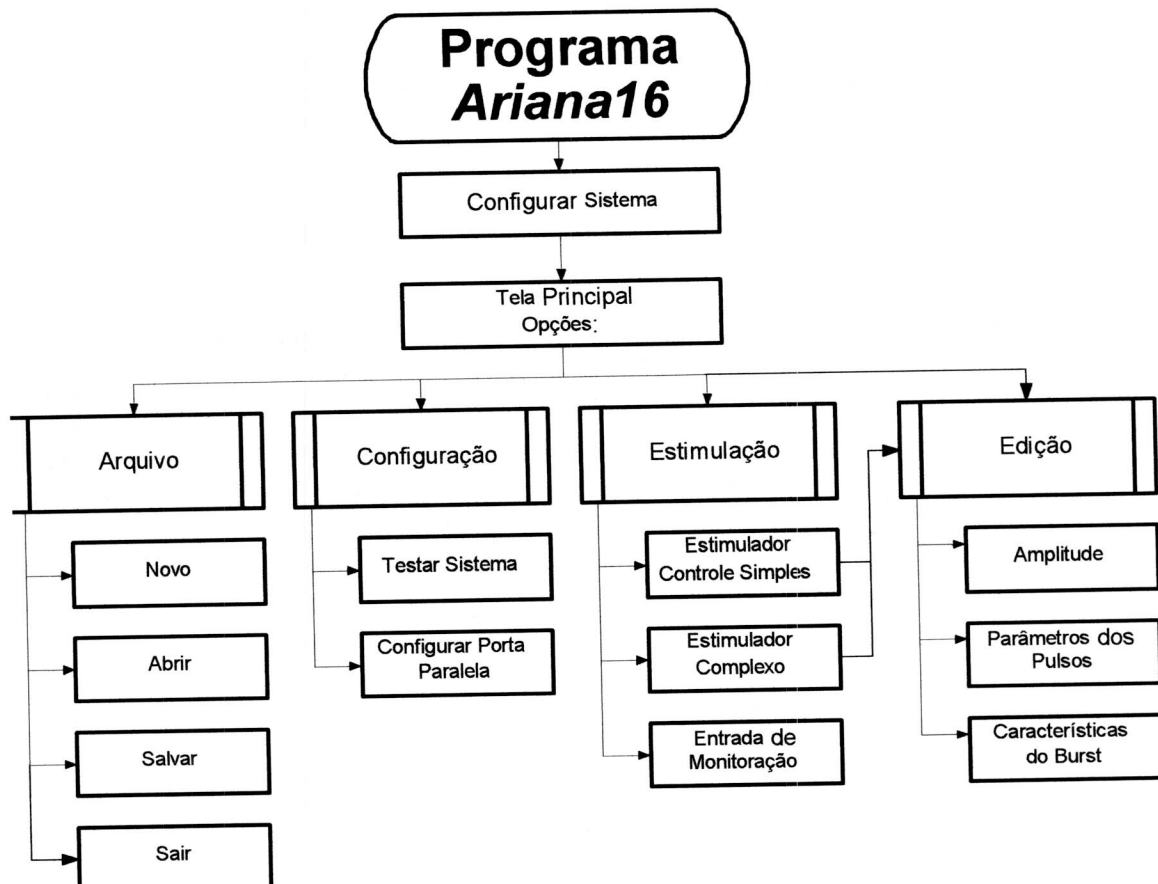


Figura 3.16 - Fluxograma geral do programa *Ariana16*.

A primeira rotina realizada pelo programa é de configuração e inicialização do sistema, ou seja, configurar a porta paralela para escrita e leitura, zeramento das saídas de todos os conversores D/A e programação de todos os contadores com valores padrões.

Utilizando a estrutura apresentada no fluxograma da figura 3.16, criou-se o *Menu principal* do programa *Ariana16*, mostrado na figura 3.17.

Com o sistema configurado, o bloco *Arquivo* do fluxograma é responsável pelas operações de gerenciamento do banco de dados, permitindo ao usuário criar um novo banco através da opção *Novo*, acessar dados antigos de estimulação do paciente (opção *Abrir*) e armazenar os dados em disco rígido ou em disquetes, pela opção *Salvar*. A opção *Sair* é utilizada para finalizar o programa.

Este arquivo de dados (*.dat) contém todas as informações referentes às principais características do estímulo (amplitude, ganho, tempos de alta e baixa dos pulsos e dos *bursts*, tempos de subida, descida, platô e repouso do ciclo de estimulação e parâmetros de modulação PFM e PWM).

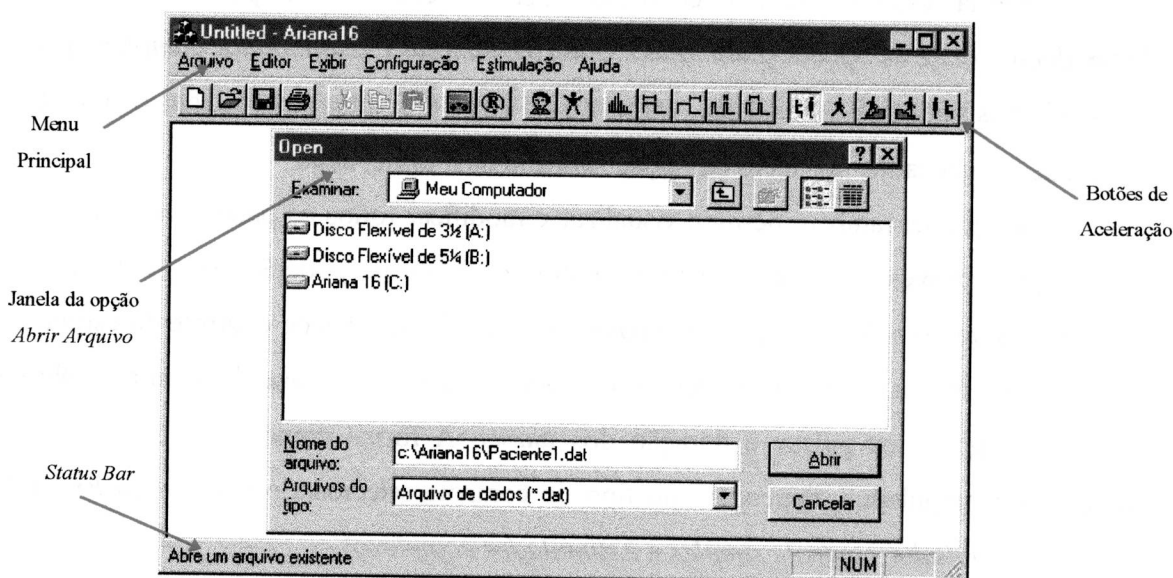


Figura 3.17 - Tela principal do programa *Ariana16* com a opção *Abrir Arquivo* ativada.

Por meio do bloco de *Configuração* pode-se configurar manualmente o endereço da porta paralela de impressora (bloco *Configurar Porta Paralela*), nos casos em que ele for diferente de 278H (888d) ou verificar se o computador consegue programar corretamente todos os canais de estimulação (através de uma rotina para *Testar Sistema*). A figura 3.18 mostra as telas para configuração e teste do sistema, respectivamente.

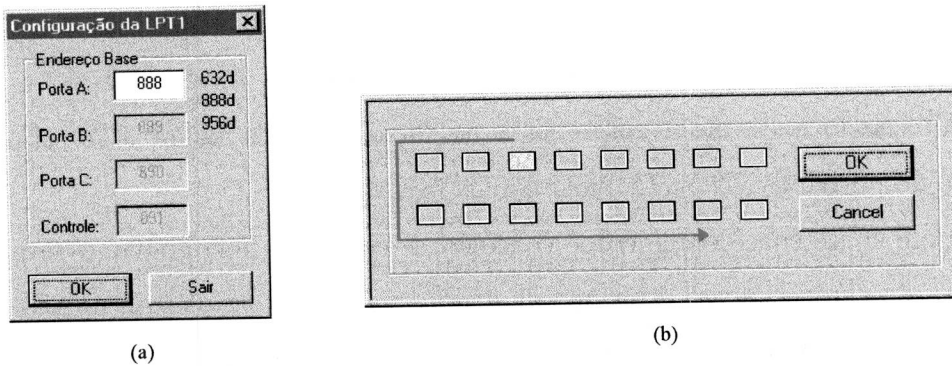


Figura 3.18 - Telas do programa *Ariana16*: (a) utilizada para configuração da porta paralela e (b) para teste do sistema.

Ao executar a rotina de *Teste do Sistema*, o estimulador será programado para ativar seqüencialmente cada canal durante 0,5s, no sentido anti-horário, simultaneamente com a tela que representa os *LEDs* no painel do estimulador, como mostrado na figura 3.18b.

A forma como o usuário irá controlar o sistema dependerá da opção escolhida no bloco *Estimulação*, onde as opções *Estimulador controle simples* e *Estimulador complexo* permitem atuar sobre as saídas de estimulação, enquanto os sinais presentes nas entradas de monitoração podem ser visualizados por meio da opção *Entrada de monitoração*.

O programa também permite visualizar e modificar todos os parâmetros dos pulsos de estimulação através do bloco *Editar*. Estes parâmetros poderão ser visualizados ou modificados, tanto pelo menu principal como por uma das opções de controle do estimulador.

Basicamente, o usuário poderá atuar sobre os parâmetros que definem a amplitude do estímulo, largura dos pulsos e duração dos *bursts*. A forma como estes parâmetros serão editados e manipulados, dependerá do tipo de controle selecionado pelo bloco *Estimulação* (blocos *Estimulador controle simples* e *Estimulador complexo*).

O controle simples reproduz um painel de um estimulador comum, onde alguns parâmetros variam de forma predefinida, como por exemplo, a amplitude que varia segundo uma onda trapezoidal, cabendo ao usuário especificar apenas as características do sinal de estimulação.

Já no controle complexo, o usuário define como será a variação de cada um dos parâmetros de estimulação em uma tabela, não seguindo necessariamente, uma variação predefinida. Uma rotina de *disparo* programa o estimulador seqüencialmente de acordo com os dados contidos nesta tabela.

Estimulador Controle Simples

O painel mais simples para controlar o estimulador pode ser encontrado na opção *Estimulador Simples*, que está dentro do menu *Estimulação*. A figura 3.19 ilustra o painel de controle do estimulador, quando se ativa esta opção.

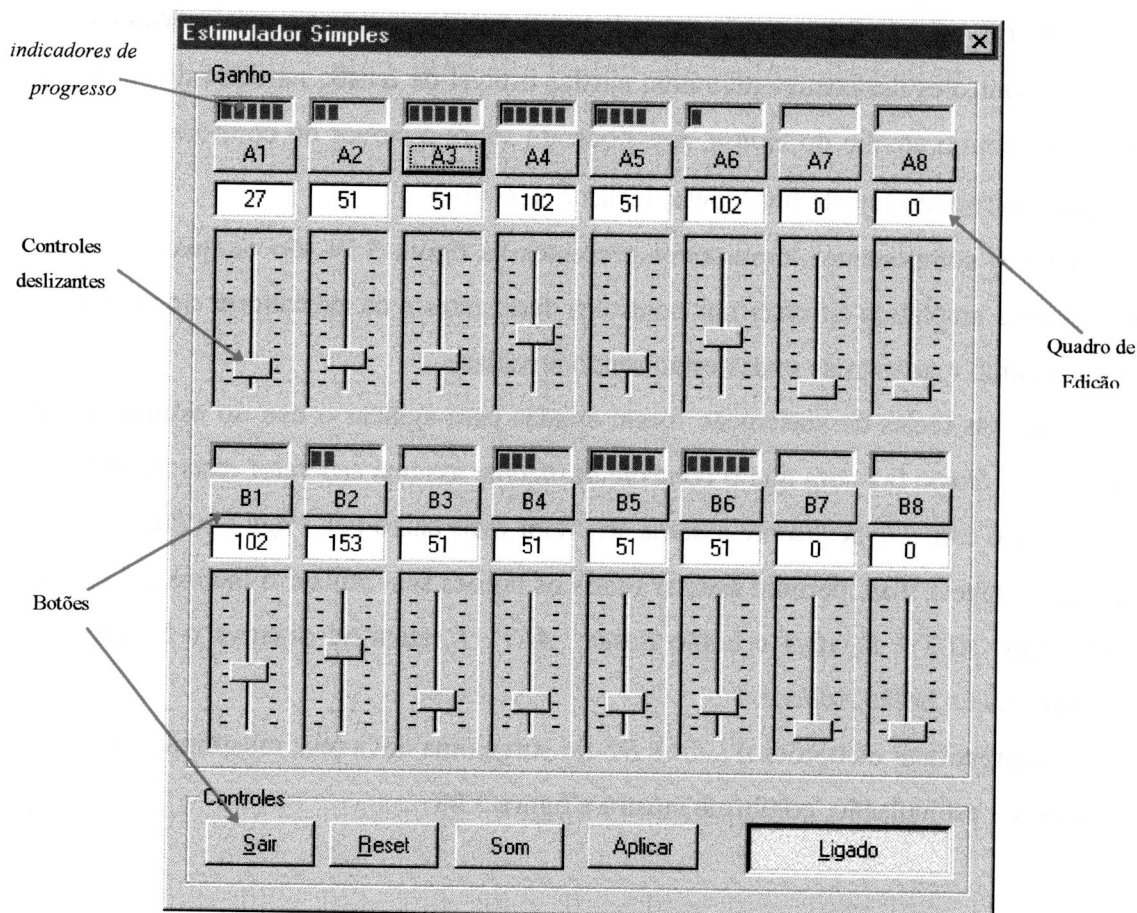


Figura 3.19 - Controle Simples do Estimulador.

Cada controle deste painel possui uma função específica, como descrito na seqüência:

Ligado: ativa as saídas de estimulação. Esta operação não desliga o circuito do estimulador mas apenas programa todas as saídas de estimulação com nível zero. Além disso, ele permite gerar sincronismo de acordo com o *ciclo de estimulação* programado em cada canal através do painel ilustrado na figura 3.20.

Reset: reinicia o sistema, programando novamente todo o estimulador com os valores definidos e zera todas as saídas de estimulação.

Som: quando ativo, gera um sinal sonoro sempre que um dos canais atingir o nível de platô.

Assim, é possível verificar se a contração máxima do músculo ocorre junto com o estímulo.

Aplicar: programa o estimulador com os valores de ganho escritos nos quadros de edição para cada canal, sem necessidade de ajuste manual dos controles deslizantes. Este é um botão que é ativado sempre que for pressionado *Enter* no teclado.

Sair: volta para a tela principal.

A1-A8 e B1-B8: edita todos os parâmetros do pulso de estimulação do canal selecionado.

Os controles deslizantes permitem ajustar o nível de tensão na saída de cada canal do estimulador com o auxílio do *mouse*, pressionando sobre o cursor do controle (ajuste grosso) ou através do teclado (ajuste fino), pelas teclas \uparrow , \downarrow , \leftarrow e \rightarrow .

Outros componentes importantes presentes na figura 3.19 são os quadros de edição, que indicam a amplitude ajustada nos controles deslizantes e os indicadores de progresso, que informam como e quando as saídas estão sendo ativadas.

Algumas teclas de aceleração foram criadas para agilizar o uso do estimulador como, por exemplo, *Home* faz com que o *controle deslizante* assumira seu valor mais alto (255); *End*, faz com que o *controle deslizante* assumira seu valor mais baixo (0); *Page Up/Page Down*, sobe ou desce 51 níveis; *Tab*, permite acessar todos os botões sem utilizar o mouse; *ALT + S*, ativa o botão *Sair*; *ALT + R*, ativa o botão *Reset*; *ALT + L*, ativa ou desativa o botão *Ligado*; e *Enter* que ativa o botão *Aplicar*.

Ao pressionar os botões *A1-A8* e *B1-B8* surge uma nova tela, mostrando os parâmetros dos pulsos de estimulação, conforme mostra a figura 3.20.

Modulação PAM

A3 - Canal 11

Pulso:

Tempo de alta (µs): 50

Tempo de baixa (µs): 950

Frequência (Hz): 1000

Burst:

Tempo de alta (ms): 4

Tempo de baixa (ms): 21

Frequência (Hz): 40

Ciclo de Estimulação (s):

Repouso Inicial: 0

Subida: 1

Platô: 2

Descida: 1

Repouso Final: 1

Opções

Opções

Tempo?

Frequência?

Modulação

Cancelar

OK

Figura 3.20 - Definição dos parâmetros do pulso e modulação PAM.

No quadro *Pulso* pode-se definir os tempos de alta e baixa do pulso de estimulação, enquanto no quadro de *burst* especificam-se os tempos de duração do *burst*. Os botões de *Tempo* e *Frequência* calculam automaticamente o tempo de baixa (de acordo com os valores definidos no tempo de alta e na frequência) e a frequência (a partir dos tempo de alta e tempo de baixa definidos).

Dentro do quadro do *Ciclo de Estimulação* pode-se gerar uma onda trapezoidal, ajustando os tempos de subida e descida e os tempos de repouso e platô. Outras variações de ondas também podem ser geradas como, por exemplo, uma onda quadrada (tempos de subida e descida iguais a zero), ou uma onda triangular (tempo de platô nulo), ou uma onda dente de serra (tempo de platô e de descida iguais a zero). O tempo de repouso inicial permite gerar um atraso em relação aos demais canais que são ativados sincronamente.

O botão *Modulação* ativa ou desativa as modulações PWM e PFM do canal selecionado. Esta modulação pode ser definida tanto para o pulso como para o *burst* e pode ser programado através do botão *Opções*, presente dentro de cada quadro do pulso mostrado na figura 3.20. Quando ele é acionado, uma nova tela é aberta para definir os parâmetros da modulação do pulso, conforme mostra a figura 3.21.

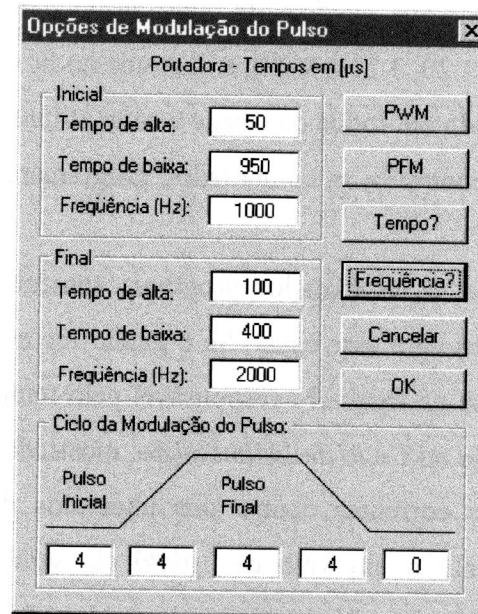


Figura 3.21 - Definição da modulação do pulso (PWM e PFM).

Os quadros *Inicial* e *Final* especificam como deve ser definida a modulação em largura ou em frequência do pulso. No quadro *Ciclo de Modulação do Pulso* pode-se ajustar a duração do período em que os pulsos permanecerão com as características definidas no quadro

Inicial, o intervalo de variação gradual das características do pulso e o tempo em que os pulsos ficarão com as características definidas pelo quadro *Final*. É importante ressaltar que os pulsos ou os *bursts* podem ser modulados em amplitude, largura e frequência, simultaneamente.

Os botões PFM e PWM facilitam os cálculos para modulações em largura e frequência de pulso, definindo automaticamente as durações do pulso final de acordo com os parâmetros de entrada, conforme ilustra a figura 3.22.

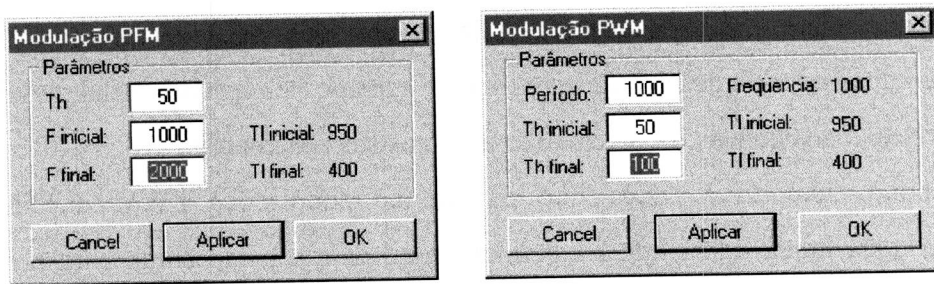


Figura 3.22 - Menu para modulação PFM e PWM.

A estrutura de programação desenvolvida para programar o estimulador de acordo com todos os parâmetros definidos nos quadros de controle do *Estimulador Simples*, mostrados anteriormente (figuras 3.19, 3.20, 3.21 e 3.22), é ilustrada no fluxograma da figura 3.23.

Esta rotina é executada em todos os canais a cada 100ms, sempre que o botão *Ligado* estiver pressionado. Caso contrário, o computador programará todas as saídas com níveis iguais a zero.

Se o ganho for zero, o computador programa somente este canal com nível zero, finalizando esta rotina apenas para esse canal. Se o ganho for maior que zero, determina-se a amplitude do canal com base na variável t responsável pelo tempo corrente deste canal e nos intervalos de tempo definidos no *Ciclo de Estimulação*, mostrados na figura 3.20.

Assim, para tempos correntes dentro dos intervalos de *repouso final* e *inicial* a amplitude será zero. Durante o intervalo de *platô* ela será máxima (255) e durante os intervalos de *subida* e *descida* a amplitude obedecerá às equações 3.2 e 3.3.

$$Amplitude = \frac{255 \times (t - T_{is})}{T_{fs} - T_{is}}, \quad (\text{eq. 3.2})$$

$$Amplitude = \frac{255 \times (T_{fd} - t)}{T_{fd} - T_{id}}, \quad (\text{eq. 3.3})$$

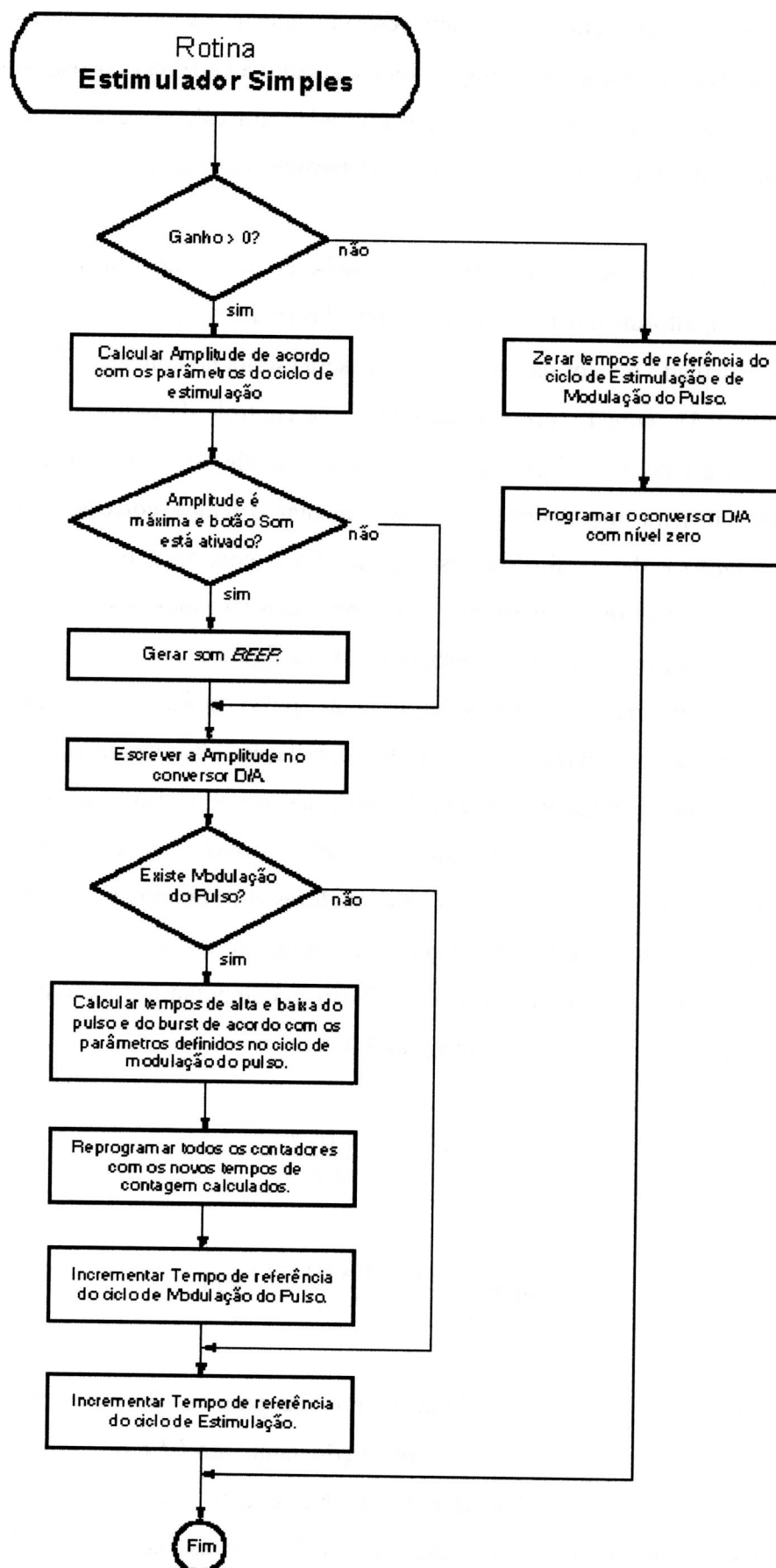


Figura 3.23 - Fluxograma utilizado para gerenciar as saídas de estimulação através do painel de controle do *Estimulador Simples*.

Onde T_{is} , T_{fs} , T_{id} e T_{fd} representam, respectivamente, os tempos iniciais e finais dos intervalos de subida e descida da onda trapezoidal, enquanto a variável t corresponde ao tempo corrente do ciclo de estimulação. A eq. 3.2 é utilizada para calcular a amplitude durante o intervalo do tempo de subida, enquanto a eq. 3.3 determina a amplitude durante o intervalo no tempo de descida.

Um sinal sonoro é gerado sempre que a amplitude atingir um máximo e o botão *Som* estiver pressionado, informando ao usuário que uma das saídas de estimulação atingiu seu nível máximo. Após calculado o valor da amplitude, esta será escrita no conversor D/A.

O botão de *Modulação*, presente no quadro de controle da figura 3.20, é responsável por ativar ou não a modulação por largura dos pulsos. Se ele estiver desativado, o programa segue normalmente para uma rotina que irá incrementar o tempo corrente responsável pelo ciclo de estimulação e depois finalizar esta tarefa. Caso contrário, o programa calculará e reprogramará os contadores com os novos tempos, determinados a partir dos parâmetros definidos no quadro de modulação do pulso, ilustrado na figura 3.21.

Podem-se determinar as novas larguras de pulso aplicando o mesmo raciocínio utilizado para calcular as amplitudes no ciclo de estimulação, observando apenas que ao invés de um nível zero e um nível máximo de 255, haverá uma largura inicial e uma largura final.

Assim, durante os intervalos de tempo do *Ciclo de Modulação do Pulso*, indicados por *Inicial* e *Final*, o computador programará os contadores com tempos fixos iguais aos tempos definidos nos quadros *Inicial* e *Final* da figura 3.21, enquanto que durante as rampas de subida e descida da curva do *Ciclo de Modulação do Pulso*, o computador irá variar gradualmente a largura dos pulsos, de acordo com as equações 3.4 e 3.5

$$Largura = \frac{(L2 - L1) \times (t' - T_{is}')}{T_{fs}' - T_{is}'} + L1, \quad (3.4)$$

$$Largura = \frac{(L2 - L1) \times (T_{fd}' - t')}{T_{fd}' - T_{id}'} + L1, \quad (3.5)$$

As variáveis t' , T_{is}' e T_{fd}' indicam que os tempos são referentes ao *Ciclo de Modulação do Pulso* e não ao *Ciclo de Estimulação*, enquanto $L1$ e $L2$ são as larguras iniciais e finais definidas nos quadros *Inicial* e *Final*. Neste caso, as equações 3.4 e 3.5 serão utilizadas para determinar as larguras dos pulsos durante as rampas de subida e descida, respectivamente.

Estimulador Controle Complexo

Este painel de controle, figura 3.24, é ativado através da opção *Automático*, presente no menu *Estimulação*. Nesta opção, define-se como todos os parâmetros de estimulação (amplitude e largura dos pulsos e dos *bursts*) variarão no tempo, por exemplo, o usuário pode programar o sistema para que a amplitude varie de forma exponencial ou senoidal, ao invés da forma trapezoidal que é utilizado no *Controle Simples*.

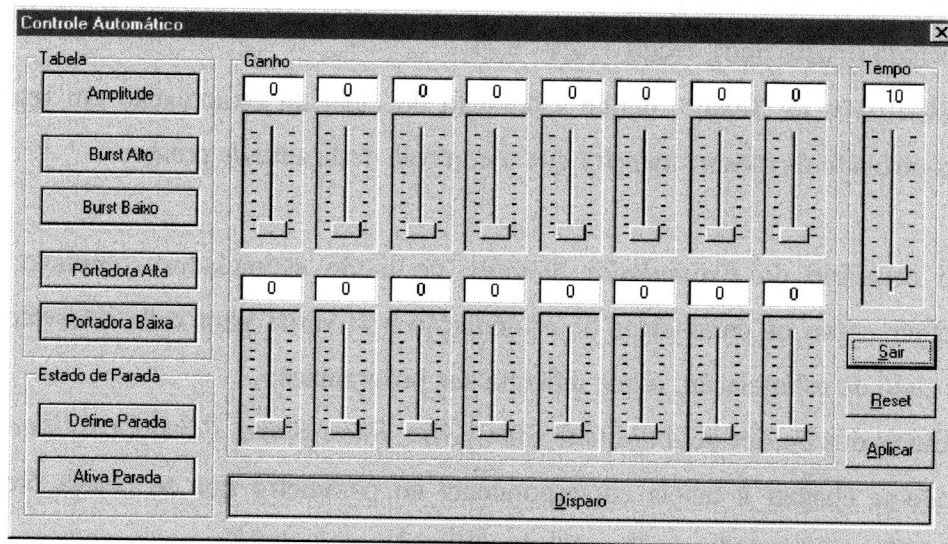


Figura 3.24 - Painel de Controle do *Estimulador Complexo*.

A seguir, apresenta-se uma breve descrição da função dos controles deste painel.

Disparo: executa a rotina que ativará as saídas de estimulação, de acordo com os parâmetros definidos pelo usuário.

Reset: reinicia o sistema, ou seja, programa novamente todo o estimulador e zera todas as saídas de estimulação.

Aplicar: programa o estimulador com os valores de ganho escritos nos quadros de edição para cada canal, sem necessidade de ajustar manualmente os controles deslizantes.

Amplitude: mostra a tabela de definição da amplitude em função do tempo (figura 3.25).

Burst Alto: mostra a tabela de definição da largura do tempo de alta do *burst* em função do tempo.

Burst Baixo: mostra a tabela de definição da largura do tempo de baixa do *burst* em função do tempo.

Portadora Alta: mostra a tabela de definição da largura do pulso de alta em função do tempo.

Portadora Baixa: mostra a tabela de definição da largura do pulso de baixa em função do tempo.

Estado de Parada: mostra a janela de definição das características do pulso do estado de parada.

Ativa Parada: Ativa saídas de estimulação de acordo com os parâmetros definidos no estado de parada.

Controles deslizantes de Ganho: permitem ajustar o nível de tensão na saída de cada canal do estimulador através do *mouse*, pressionando sobre o cursor do controle (ajuste grosso), ou por meio do teclado (ajuste fino), teclas \uparrow , \downarrow , \leftarrow e \rightarrow .

Controle deslizante de Tempo: define a duração do ciclo de estimulação em segundos. Ele pode ser controlado da mesma maneira que o controle deslizante *de ganho*.

Ao contrário do *Estimulador Simples*, no modo estimulador complexo, o usuário precisa definir como os parâmetros de estimulação irão variar para cada intervalo de tempo dentro do ciclo de estimulação, o que dificulta sua programação.

Através dos botões de *Amplitude*, *Burst Alto*, *Burst Baixo*, *Portadora Alta* e *Portadora Baixa*, pode-se chamar a tabela correspondente ao parâmetro que se deseja programar. A figura 3.25 ilustra a tabela de *Amplitude*, utilizada para definir como será a variação da amplitude em função do tempo.

		AMPLITUDE									
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1	0	255	200	150	100	50	100	200	255	0	
2	255	255	255	255	255	255	255	255	255	255	
3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
6	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
7	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
8	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
		10%	20%	30%	40%	50%	60%	70%	80%	90%	100%
Canal Baixo		Copiar		255		Sair		OK			

Figura 3.25 - Tabela para definir variação da amplitude durante o tempo.

Como não há um valor fixo do tempo do ciclo de estimulação, optou-se por trabalhar com valores percentuais sobre o ciclo de estimulação, dividindo-se este ciclo em 100 unidades, onde cada unidade corresponde a um quadro de edição da tabela da figura 3.25. Esse tempo total de estimulação pode ser definido através do controle deslizante ou dos quadros de edição presentes dentro da caixa de tempo na figura 3.24. Assim, se o tempo total do ciclo for 10s, cada quadro de edição corresponderá a 0,1s do tempo total.

Os botões *10%*, *20%*, ... e *100%* são utilizados para editar os 10 valores de cada canal correspondentes ao intervalo do ciclo de estimulação na tabela. Quando o botão *Canal Baixo* está ativado, mostram-se apenas os oito primeiros canais (1-8), caso ele estiver desativado, serão mostrados os canais de 9 a 16.

Através do botão *Copiar* e do quadro de edição localizada ao seu lado, pode-se escrever rapidamente o conteúdo deste quadro de edição, dentro de qualquer um dos quadros de edição do ciclo de estimulação, bastando apenas apertar o botão esquerdo do *mouse* sobre o quadro de edição desejado.

O botão *Estado de Parada*, presente na figura 3.24, chama uma nova janela (figura 3.26) que permite definir um período de repouso com estimulação como, por exemplo, na posição ereta enquanto não for ativado o botão de disparo. Desta forma, sempre que o botão *Ativar Parada* for pressionado, o computador programará o estimulador com os parâmetros definidos no estado de parada.

	Amplitude	Burst (ms)		Portadora (µs)	
		Baixo	Alto	Baixo	Alto
1	0	21	4	950	50
2	0	21	4	950	50
3	0	21	4	950	50
4	0	21	4	950	50
5	0	21	4	950	50
6	0	21	4	950	50
7	0	21	4	950	50
8	0	21	4	950	50
9	0	21	4	950	50
10	0	21	4	950	50
11	0	21	4	950	50
12	0	21	4	950	50
13	0	21	4	950	50
14	0	21	4	950	50
15	0	21	4	950	50
16	0	21	4	950	50

Figura 3.26 - Tela para definir estado de parada de estimulação.

Com todos os parâmetros definidos nas tabelas de estimulação pode-se ativar o botão de *Disparo*, que abrirá uma nova janela (figura 3.27) responsável por programar devidamente cada canal, com os parâmetros definidos nas tabelas anteriores. Nesta janela o cursor, presente dentro do quadro de *Tempo Percentual*, indicará a posição atual em porcentagem do ciclo de estimulação, enquanto os botões assumirão as seguintes funções:

Ativado: ativa ou não as saídas de estimulação.

Pausa: quando ativado, impede o cursor de avançar, mantendo fixas as características dos estímulos no instante em que ele foi ativado.

Cíclico: permite reiniciar o ciclo de estimulação, sempre que o cursor chega ao fim.

Sair: retorna à tela do *Estimulador Simples*, figura 3.19.

Após a abertura desta janela o programa prepara o sistema, ou seja, antes de programar os contadores e os conversores, com os parâmetros definidos nas tabelas para 1%, programam-se todas as amplitudes com zero para, depois, programar todos os ganhos com os valores definidos na tela do *Estimulador Simples*. Isto é necessário para não produzir um estímulo indesejável no início do ciclo de estimulação.

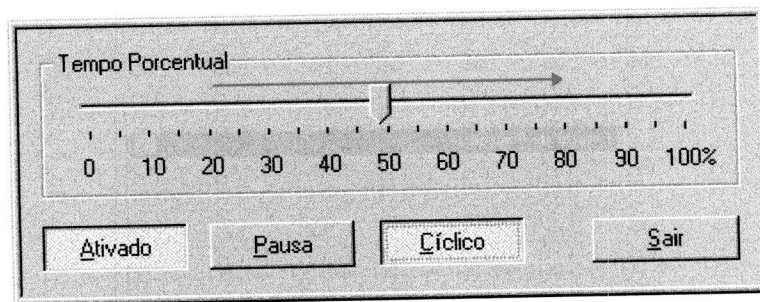


Figura 3.27 - Janela de *Disparo* do Estimulador Complexo.

Com o estimulador programado corretamente para 1%, o programa passa a executar a rotina *Estimulador Complexo* (figura 3.28) a cada intervalo de tempo correspondente a um centésimo do tempo total do ciclo de estimulação.

Se o botão *Pausa* não estiver pressionado, a variável responsável pelo tempo percentual T será incrementada e também será atualizada a posição do cursor na tela; caso contrário, ela permanecerá como está e o programa segue normalmente.

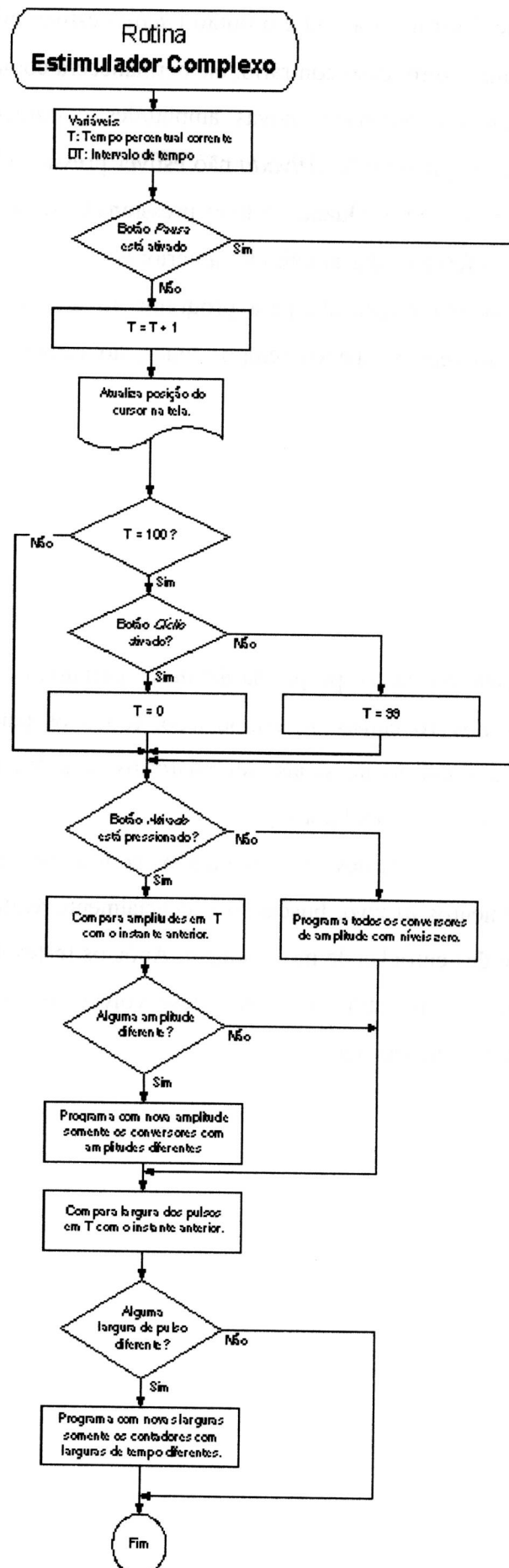


Figura 3.28 - Fluxograma da rotina Estimulador Complexo.

Nos casos em que T for igual a 100 e o botão *Cíclico* estiver ativado, inicia-se o ciclo de estimulação com T igual a zero; caso contrário, ele permanecerá como está.

Com o botão *Ativado* acionado, novas amplitudes e durações dos pulsos serão programadas. Nos casos em que o botão *Ativado* não estiver pressionado, todas as amplitudes serão programadas com níveis zero. Quando estiver pressionado serão reprogramadas apenas as amplitudes com níveis diferentes das amplitudes anteriores.

Este mesmo raciocínio é aplicado para programação dos tempos de contagem nos contadores, onde não são reprogramados tempos iguais ao instante anterior deste mesmo canal.

3.5 Conclusão

As interfaces desenvolvidas no programa *Ariana16* permitem controlar, com exatidão e de forma independente nos 16 canais de estimulação, todos os parâmetros estimulatórios, possibilitando a geração e edição de sinais estimulatórios complexos (incluindo sinais com modulações PAM, PFM e PWM simultâneas).

Diversos testes de bancada devão ser realizados com o sistema desenvolvido antes de iniciar a fase de experimentos *in vivo*, buscando excencialmente avaliar as características das saídas de estimulação e das entradas de monitoração. Após os testes de bancada, as interfaces do programa *Ariana16* serão utilizadas para desenvolver as estratégias funcionais de reabilitação e o protocolo experimental.

Capítulo 4

Resultados da Instrumentação

4.1 Introdução

Este capítulo destina-se à apresentação dos resultados técnicos obtidos com o protótipo desenvolvido, mostrando a potencialidade do estimulador para geração de sinais estimulatórios e para monitoração de sinais.

4.2 Módulo de Estimulação

O sistema de estimulação implementado configura-se como um gerador de funções virtual, permitindo a seleção e a visualização dos principais parâmetros da forma de onda gerada, tais como: amplitude de tensão na saída, duração e frequência de pulso e de *burst*; além dos tipos de modulação e seus parâmetros característicos.

Por se tratar de um circuito analógico-digital, nem todos os parâmetros programados digitalmente são fielmente produzidos na carga. Por exemplo, a etapa digital do circuito (blocos *conversor D/A de amplitude*, *conversor D/A de ganho*, *gerador de burst*, *gerador de pulsos* e *modulador* da figura 3.4) pode produzir pulsos com duração de $1\mu\text{s}$ a $3200\mu\text{s}$, entretanto, o transformador de saída (TRAFO1), ilustrado na figura 3.8, responde somente entre $30\mu\text{s}$ a $500\mu\text{s}$.

A Figura 4.1 ilustra os principais parâmetros que podem ser ajustados com o protótipo desenvolvido. Com o objetivo de determinar a faixa de resposta do sistema, aplicou-se-se cargas de $1\text{k}\Omega$ nas dezesseis saídas de estimulação e variou-se a amplitude e a duração dos pulsos e dos *bursts* (tempos de alta e de baixa). Com auxílio de um osciloscópio, constatou-se

que o sistema de estimulação implementado tem as características mostradas na tabela 4.1, correspondendo às faixas usuais de estimulação de acordo com a literatura (Moreno-Aranda & Seireg, 1981).

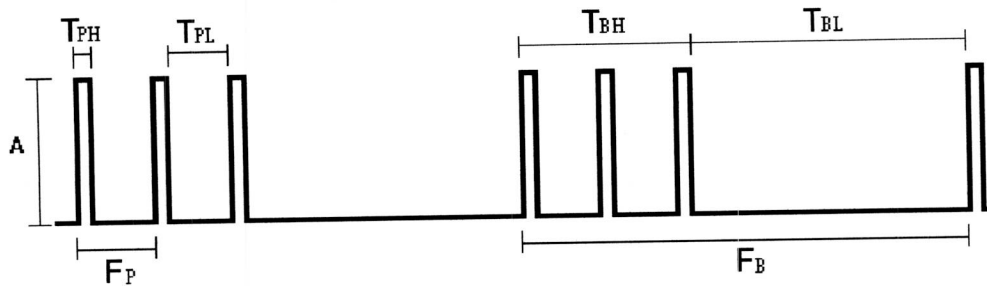


Figura 4.1 - Ilustração dos parâmetros estimulatórios: amplitude (A), duração do tempo de alta do pulso (T_{PH}), duração do tempo de baixa do pulso (T_{PL}), duração do tempo de alta do *burst* (T_{BH}), duração do tempo de baixa do *burst* (T_{BL}), frequência do pulso (F_P) e frequência dos *bursts* (F_B).

Tabela 4.1 - Características das Saídas de estimulação

Grandeza		Faixa de Variação	Unidade
Número de Canais		16	-
Amplitude de tensão		0 - 250	V
Potência nominal		35	W
Frequência de <i>Burst</i> (F_B)		0,1 - 5000	Hz
Frequência do Pulso (F_P)		3 - 7600	Hz
Duração do <i>burst</i> :	T_{BH}	0,1 - 3200	ms
	T_{BL}	0,1 - 3200	ms
Largura dos pulsos:	T_{PH}	30 - 500	μ s
	T_{PL}	100 - 3200	μ s

Para verificar a potencialidade do sistema para geração de sinais estimulatórios complexos, programou-se o estimulador para gerar, dentro de um único pulso *burst* (10ms), três formas de modulação simultaneamente (PAM, PFM e PWM).

Para isto, configurou-se o estimulador para gerar *bursts* com tempo de alta e de baixa de 10ms (frequência de *burst* de 50Hz) e pulsos de estimulação com amplitude variando de forma trapezoidal (rampa de subida de 4ms, tempo de platô de 3ms e rampa de descida de 3ms), largura dos pulsos variando entre 50 à 400 μ s e frequência dos pulsos variando entre 500 e 100-Hz. Através de um osciloscópio digital, pode-se observar o sinal programado nas saídas de estimulação sobre uma carga de 1k Ω , como ilustrado na figura 4.2.

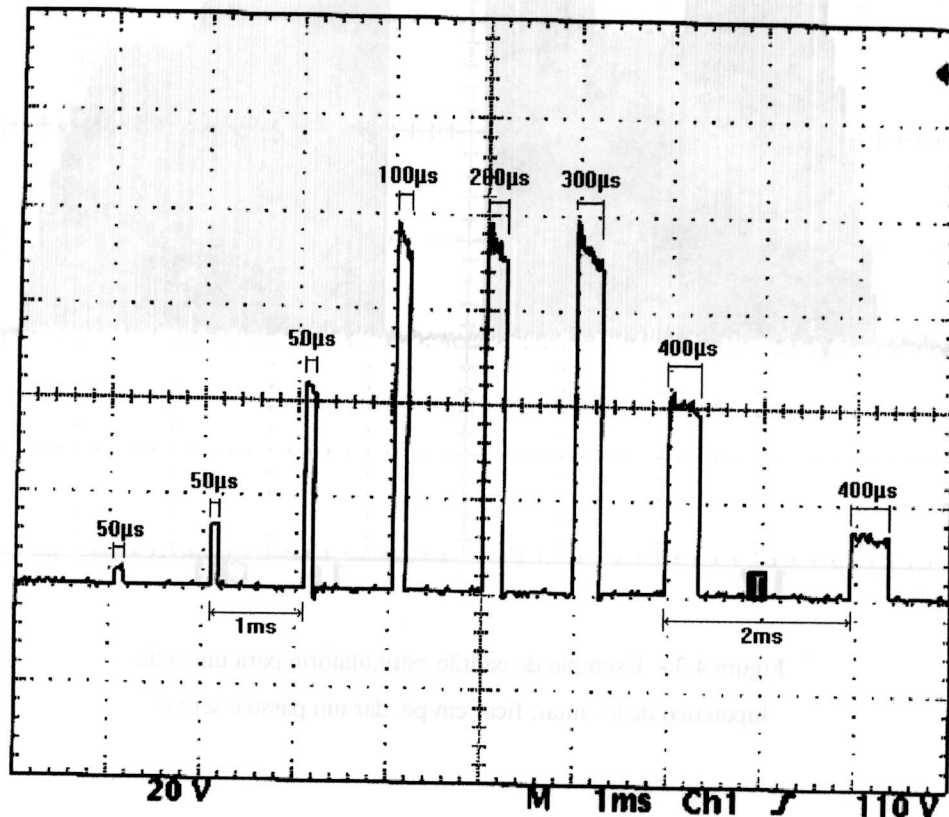


Figura 4.2 - Exemplo de modulações PAM, PFM e PWM simultâneas dentro de um único *burst*, onde a amplitude varia de 0 a 80V, a largura dos pulsos de 50 a 400 μ s e a frequência dos pulsos entre 500 e 1000Hz.

Verificou-se o comportamento do sistema na geração de um ciclo completo de atividade muscular, programando-se o estimulador para simular uma sequência hipotética: levantar, ficar em pé, dar um passo e sentar. A fim de melhorar a visualização do sinal no osciloscópio, visto que o período total do ciclo seria de 10s, o estimulador foi configurado com pulsos de 350 μ s, 1500Hz e *burst* com 1ms, 500Hz. Neste experimento, também se utilizou uma carga de 1k Ω . Utilizando um osciloscópio digital para monitorar a saída de estimulação, obteve-se o sinal da figura 4.3.

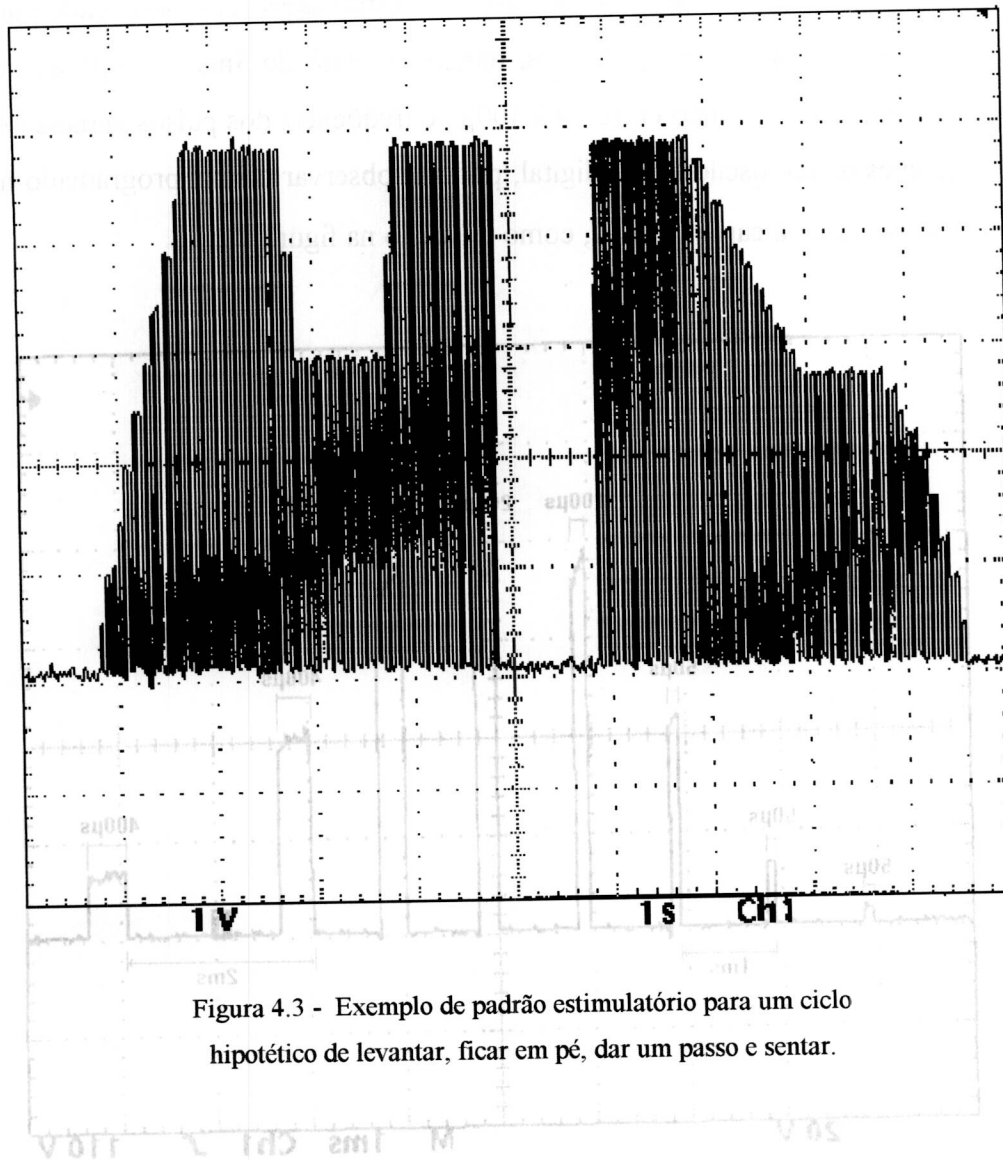


Figura 4.3 - Exemplo de padrão estimulatório para um ciclo hipotético de levantar, ficar em pé, dar um passo e sentar.

As figuras 4.4 e 4.5 ilustram um sinal estimulatório real utilizado durante as pesquisas desenvolvidas no Laboratório de Reabilitação (PUC PR). O sinal consiste em pulsos com amplitudes de 240V, com tempo de alta de 100 μ s e tempo de repouso de 900 μ s (com frequência dos pulsos de 1000Hz), modulados com um sinal de *burst* com tempo de alta de 3ms e tempo de baixa de 22ms (com frequência de *burst* de 40Hz). Ambas as figuras também foram obtidas aplicando-se este sinal sobre uma carga padrão de 1k Ω e monitoradas com um osciloscópio digital.

A figura 4.4 destaca o sinal de *burst*, que é responsável pelo número de pulsos de estimulação (três pulsos neste caso) e no intervalo entre estes pacotes de pulsos. Já a figura 4.5 ilustra as características dos pulsos de estimulação: tempo de alta e intervalo entre os pulsos.

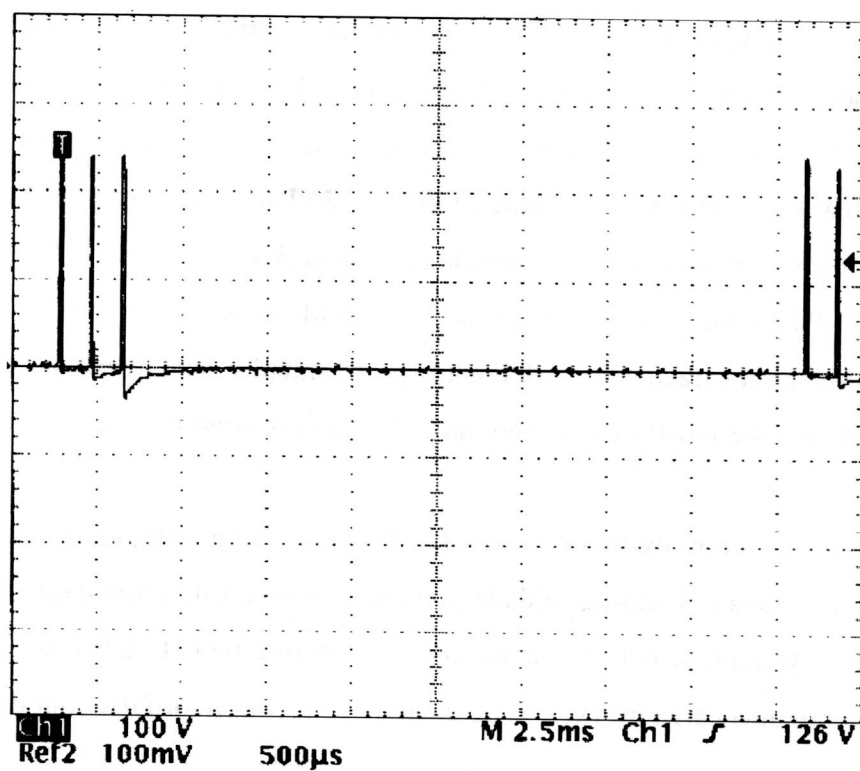


Figura 4.4 - Sinal estimulatório real (destacando o sinal de *burst*) com pulsos de $100\mu\text{s}$ à 1000Hz com amplitudes de 240V modulados com um sinal de *burst* de 3ms à 40Hz

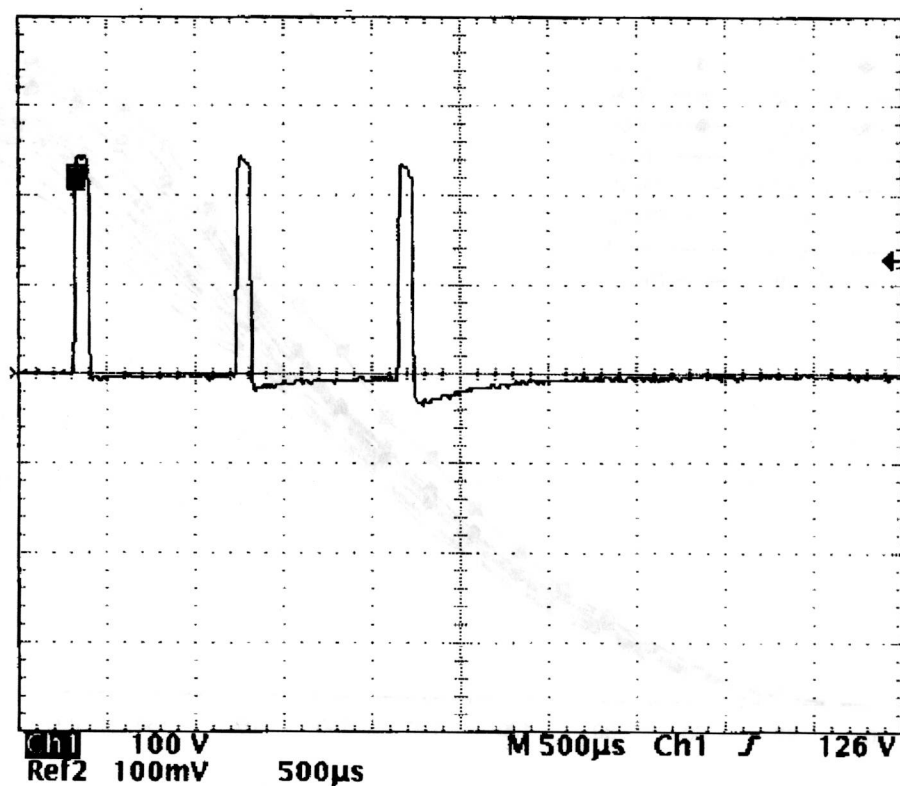


Figura 4.5 - Sinal estimulatório real (destacando os pulsos de estimulação) com pulsos de $100\mu\text{s}$ à 1000Hz com amplitudes de 240V modulados com um sinal de *burst* de 3ms à 40Hz

Analisando as figuras 4.2, 4.3, 4.4 e 4.5 pode-se verificar que é possível reproduzir diversos métodos de estimulação, entre eles a técnica *N-Let Pulse Train* desenvolvida por Karu (Karu et al., 1995), que atua sobre número de pulsos de estimulação objetivando reduzir a fadiga muscular (consistindo basicamente na modulação PWM sobre os pulsos de *bursts*).

Outra técnica interessante é a *excitação alternada de axônios com diferentes tamanhos* utilizada por Zi-Ping Fang e Rijkhoff (Zi-Ping Fang & Mortimer, 1991; Rijkhoff et al., 1995), que utiliza pulsos com características diferentes para estimular fibras nervosas com tamanhos diferentes. A figura 4.2 mostra claramente que o sistema desenvolvido é capaz de reproduzir esta técnica.

Para avaliar, com exatidão, a tensão fornecida com relação a um nível digital programado na entrada e a não-linearidade presente nas saídas de estimulação, causadas pelo transformador, aplicaram-se pulsos com larguras de $100\mu\text{s}$ a 1000Hz e *bursts* com larguras de 5ms a 40Hz sobre uma carga de $1\text{k}\Omega$. Programando-se o conversor D/A com diferentes níveis digitais, obteve-se uma tensão correspondente na saída. Com os dados obtidos deste experimento, traçaram-se os gráficos ilustrados na Figura 4.6, que mostram claramente a não linearidade do MOSFET, principalmente no início e no final da curva.

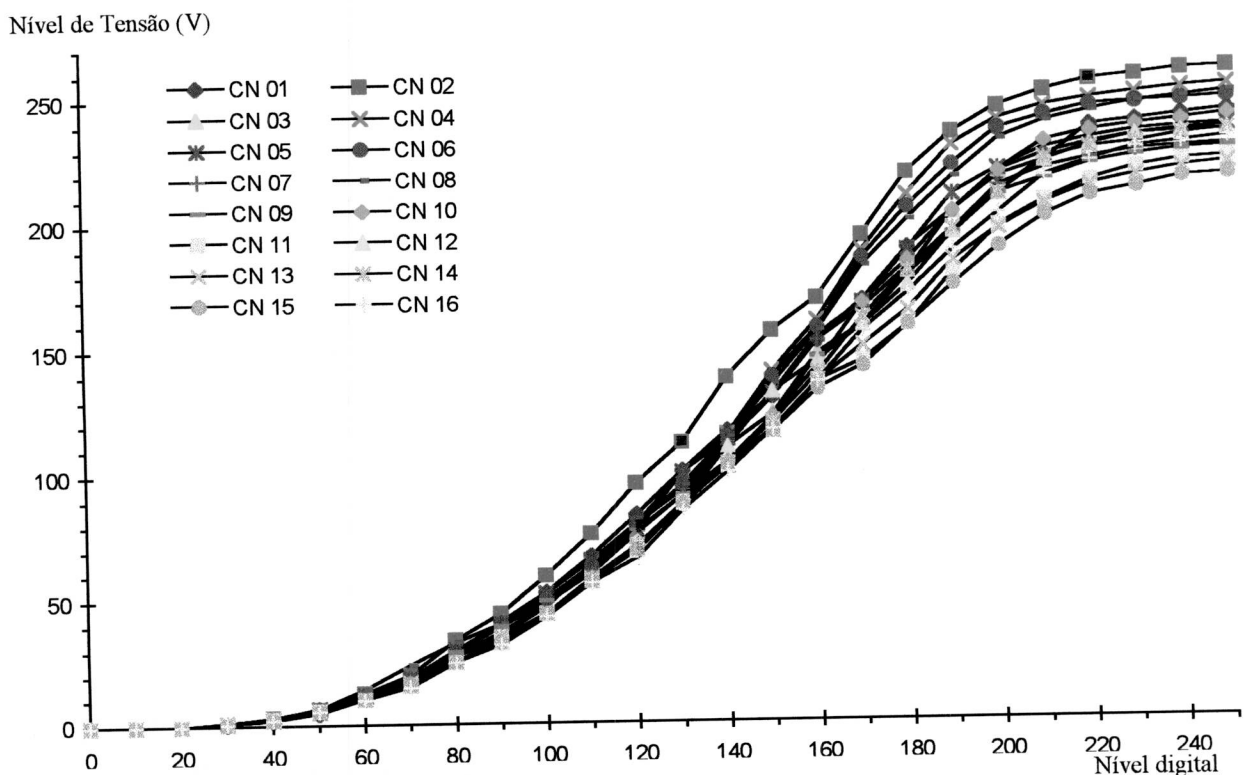


Figura 4.6 - Curvas do nível digital programado versus tensão dos canais de estimulação, para uma carga resistiva de $1\text{k}\Omega$.

Com os resultados das pesquisas desenvolvidas com os voluntários, observou-se que a faixa usual de trabalho está dentro dos níveis digitais de 70 à 190, correspondendo às tensões de aproximadamente 18 e 195V, respectivamente, onde a curva apresenta boa linearidade. Assim sendo, não houve preocupação em tentar linearizar a curva, sendo que isto poderia ser feito utilizando a mesma técnica apresentada por Teixeira (Teixeira, 1995), consistindo em compensar as saída por meio de *software*, com base no gráfico da figura 4.6.

4.3 Módulo de monitoração

No circuito de monitoração, o tempo médio de conversão para uma entrada é de 100 μ s mas o sistema de EENM responde a cada 2ms para programar nos 16 canais de estimulação novos ganhos, amplitudes, frequências de *bursts*, largura dos pulsos da portadora e ler as oito entradas de monitoração.

Como o sistema possibilita ativar de forma isolada as entradas de monitoração, pode-se programar o estimulador para varrer apenas algumas saídas ou privilegiar as entradas que necessitem de maior taxa de amostragem. Em ambas as soluções, consegue-se aumentar a taxa de amostragem em algumas entradas, mas acaba-se sacrificando as demais.

Para avaliar o desempenho do sistema de monitoração, configurou-se uma das entradas de monitoração para uma taxa de amostragem de 6800Hz, conectando-a a um gerador de sinais, ajustado para gerar uma onda senoidal com frequência de 400Hz, amplitude pico a pico de 4,9V e *offset* de 2,5V. Depois repetiu-se a mesma experiência com uma onda triangular com as mesmas características da onda senoidal. O resultado das aquisições é ilustrado nas figuras 4.7 e 4.8,.

Com o objetivo de testar o sistema durante a aquisição de sinais biomédicos, previamente processados por outros dispositivos, aplicou-se um sinal eletrocardiográfico (ECG) de 240 bpm nas entradas do sistema desenvolvido por Lima (Lima, 1997) para monitoração de sinais eletrofisiológicos e registrou-se o sinal ilustrado na figura 4.9. A figura 4.10 mostra a mesma experiência, mas utiliza um osciloscópio digital para registrar a saída do sistema de monitoração de sinais eletromiográficos. Comparando ambas as figuras, pode-se verificar a fidelidade do sistema para a aquisição desse tipo de sinal.

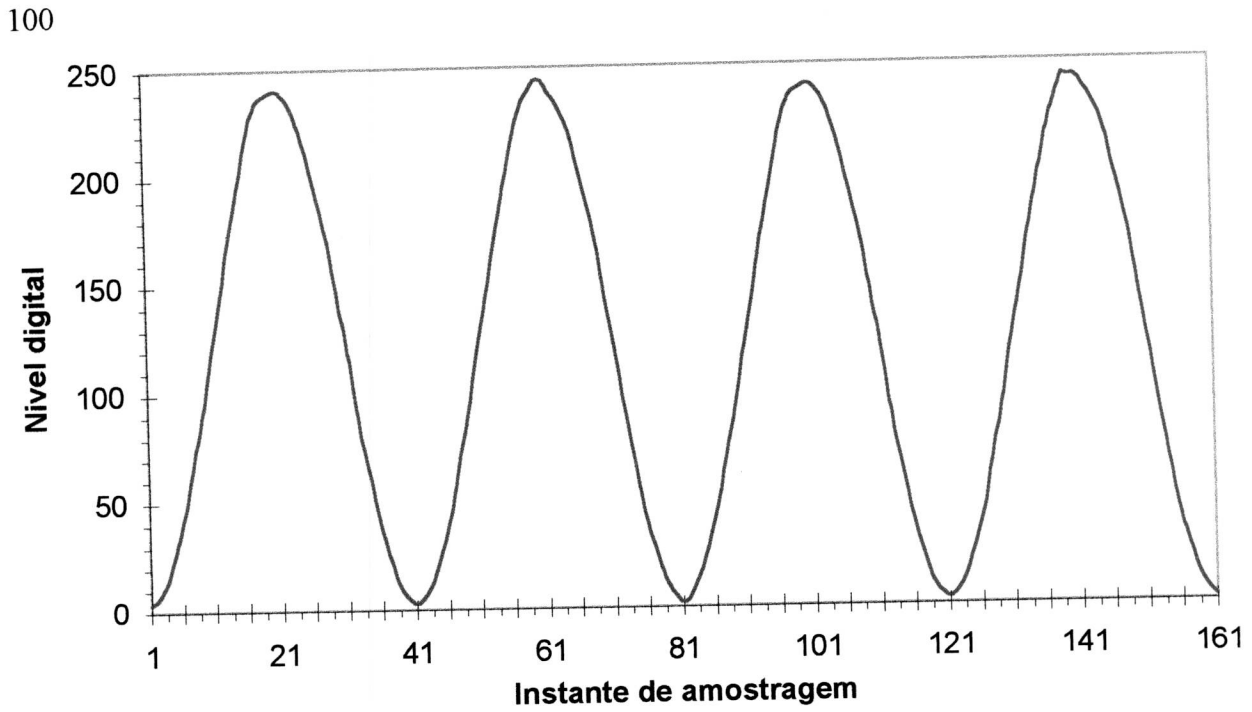


Figura 4.7 - Sinal digitalizado de uma onda senoidal de 400Hz, obtido através de uma das entradas de monitoração.

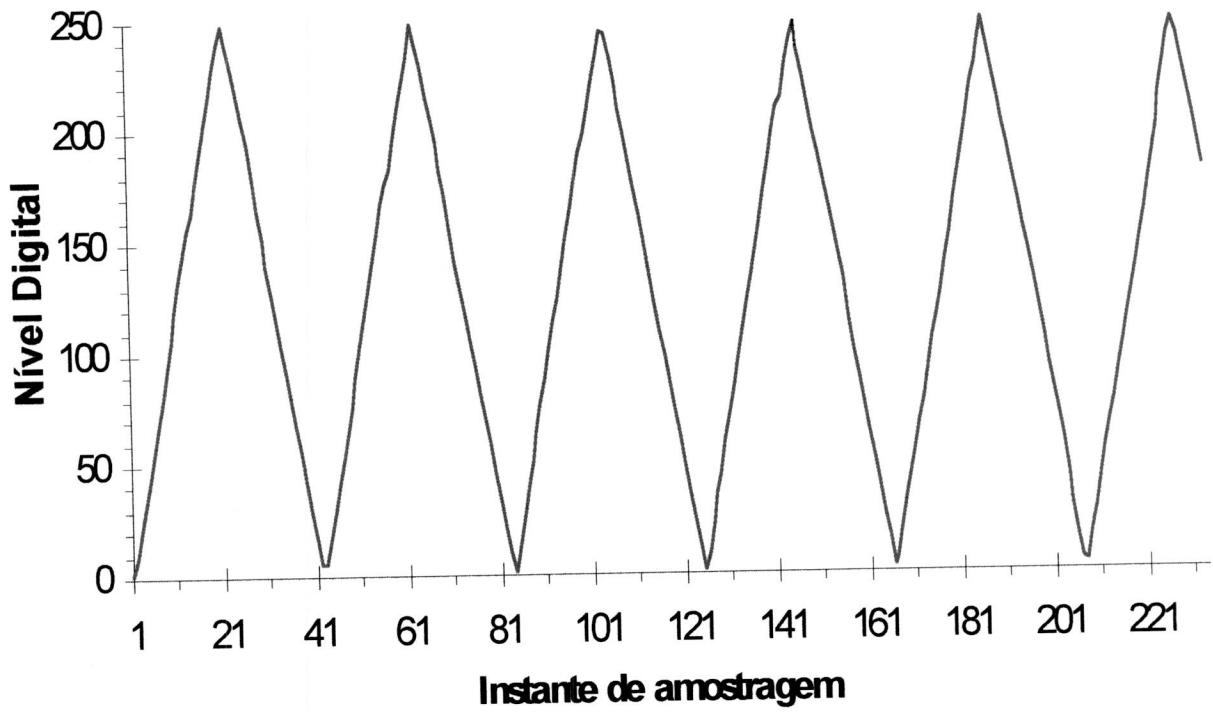


Figura 4.8 - Sinal digital de uma onda triangular de 400Hz, obtido através de uma das entradas de monitoração.

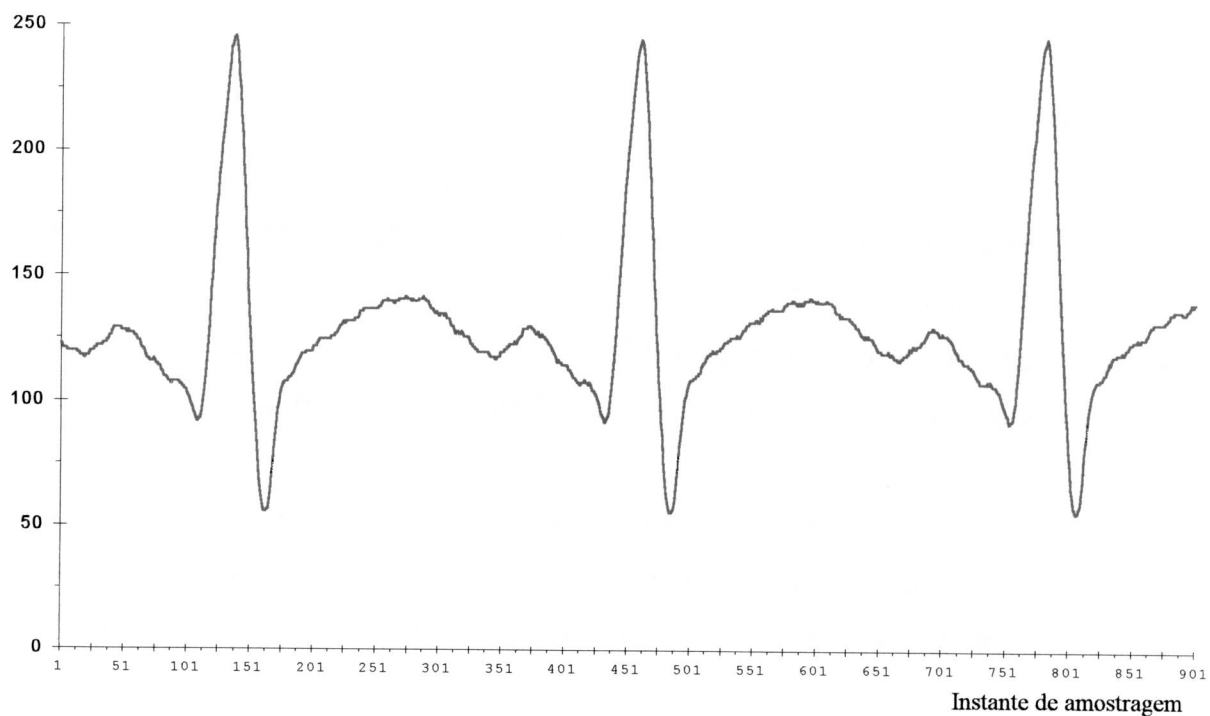


Figura 4.9 - Resultado da aquisição do sinal de ECG obtido através de uma das entradas de monitoração do sistema.

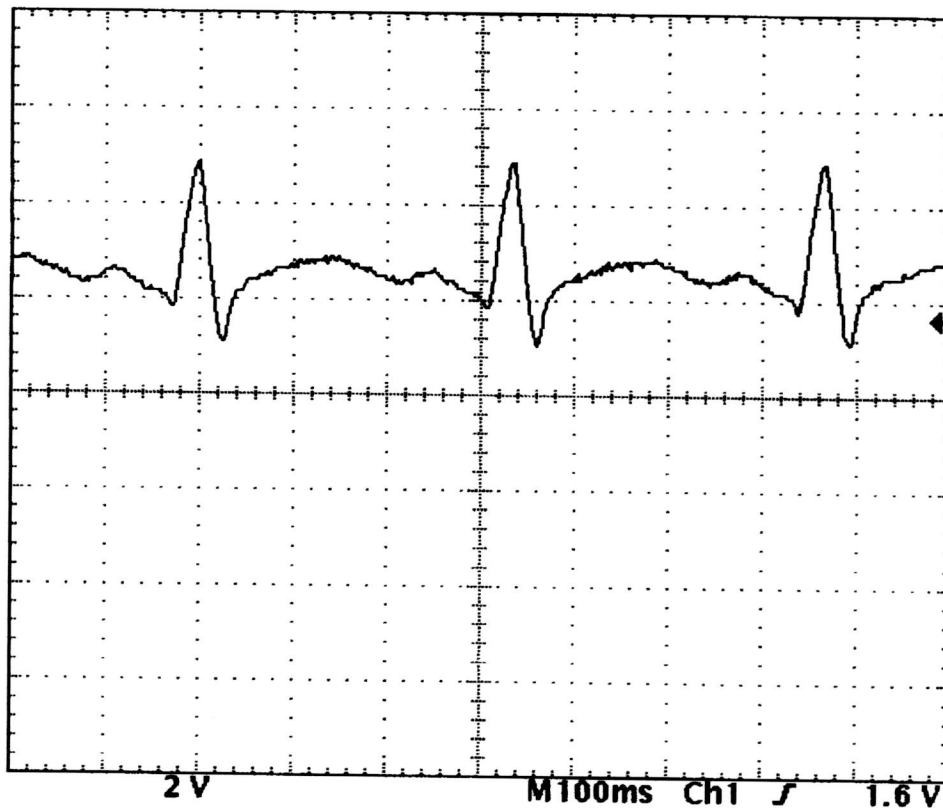


Figura 4.10 - Resultado da aquisição do sinal de ECG utilizando um osciloscópio digital.

4.4 Conclusão

A instrumentação desenvolvida constitui em uma ferramenta poderosa para pesquisa, possibilitando gerar sinais de estimulação complexos e reproduzir diversas técnicas de estimulação, como por exemplo a técnica *N-Let Pulse Train* (Karu et al., 1995) ou excitação alternada de axônios com diferentes tamanhos (Zi-Ping Fang & Mortimer, 1991; Rijkhoff et al., 1995).

Com base nos estudos desenvolvidos sobre fisiologia e marcha humana, apresentados no capítulo 2, pode-se iniciar a próxima etapa, que consiste nos experimentos com os voluntários e no desenvolvimento de um protocolo experimental para a obtenção da marcha.

Capítulo 5

Experimentos *in vivo*

5.1 Introdução

Este capítulo trata das pesquisas clínicas realizadas no Laboratório de Engenharia de Reabilitação (PUC-PR) com o sistema desenvolvido, apresentando o protocolo *in vivo* utilizando as estratégias e resultados obtidos durante as pesquisas com voluntários portadores de lesão medular.

Apesar do trabalho experimental ter envolvido outros pacientes voluntários, serão aqui reportados quatro estudos de casos envolvendo a estimulação elétrica de membros inferiores.

5.2 Protocolo de estimulação

Baseando-se nos trabalhos de Zoher, Cybulski e Kobetic (Karu et al., 1995; Cybulski, 1984; Kobetic, 1994), desenvolveu-se um protocolo experimental que foi utilizado durante as pesquisas desenvolvidas no Laboratório de Engenharia de Reabilitação. Este protocolo obteve aprovação do Conselho de Ética Médica da PUC-PR e foi executado sempre com a participação de um fisioterapeuta. Basicamente o protocolo possui nove etapas:

1. explicação do trabalho desenvolvido e resposta motora;
2. anamnese, exame físico e exame da amplitude de movimento (ADM);
3. seleção dos grupos musculares a serem estimulados;
4. rastreamento dos parâmetros estimulatórios;
5. fase de treinamento de movimentos combinados;
6. exames de densitometria óssea, Raio-X e eletromiografia;

7. fase de colocação do paciente na posição ortostática;
8. fase de sentar e levantar;
9. fase de desenvolvimento da marcha.

O primeiro contato com o paciente consistia em uma *explicação do trabalho desenvolvido*, junto com o *teste da resposta muscular* dos pontos motores dos grupos musculares do reto femoral, vasto lateral, vasto medial, fibular longo, fibular curto, tibial anterior e extensor longo dos dedos, frente a estímulos elétricos com as seguintes características: pulsos com 100 μ s de largura (1000 Hz) e *bursts* de 4ms (40 Hz) modulados sobre uma onda trapezoidal com tempo de platô de 3s, tempo de repouso de 5s e tempos de subida e descida de 0.5s, como ilustrado na Figura 5.1. Caso não existisse nenhuma resposta muscular, os parâmetros de estimulação eram alterados de acordo com o paciente. O paciente era considerado apto para prosseguir com o protocolo de estimulação, caso houvesse uma resposta muscular.

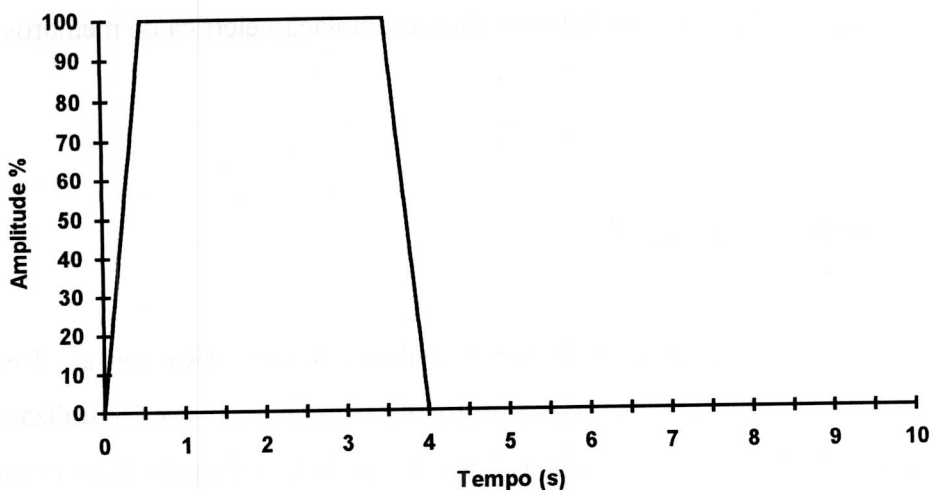


Figura 5.1 - Ciclo de estimulação padrão.

Na etapa seguinte realizava-se uma *anamnese*, buscando identificar o tipo de lesão do paciente, a causa da paralisia e conhecer suas principais queixas decorrentes da deficiência motora. Também era realizado um *exame físico* (para determinar o nível de sensação que o paciente apresentava ao tato, ao frio e ao calor), um *exame da função muscular* dos músculos afetados, *exame da ADM* dos músculos comprometidos e verificava-se o estado da pele.

De acordo com a deficiência de cada paciente, realizava-se um estudo para determinar os *grupos musculares a serem estimulados* para tentar restabelecer a marcha e os demais

futuros movimentos desejados (subir ou descer degrau e posição ortostática). Do estudo realizado sobre a marcha, observou-se que os principais grupos musculares utilizados para movimentos dos membros inferiores são: reto femoral, vasto lateral, vasto medial e fibular longo para extensão da perna; glúteo máximo e glúteo médio para impulsão do corpo; tibial anterior, fibular longo, fibular curto e extensor longo do hálux para dorsiflexão e inversão.

Definidos os grupos musculares a serem estimulados, fazia-se um *rastreamento dos parâmetros*, objetivando otimizar a localização dos eletrodos e os parâmetros dos sinais estimulatórios, a fim de se obter uma contração forte com baixo nível de irritação da pele (hiperemia), uma boa seletividade do movimento e maior resistência à fadiga muscular.

Nesta etapa, realizava-se a estimulação “isoladamente” para cada músculo selecionado, observando o grau do movimento gerado e o aumento de sua massa muscular. É importante destacar que esta etapa foi realizada, respeitando sempre o limiar de sensibilidade da pele de cada paciente.

Uma vez que se encontraram os parâmetros estimulatórios para cada grupo muscular do paciente, iniciou-se a fase de *treinamento de movimentos combinados*, através da estimulação simultânea dos músculos selecionados para a obtenção dos movimentos desejados. Nesta etapa, a estimulação era realizada em cada membro, isoladamente, e com o paciente sentado.

Neste mesmo período de tempo foram solicitados aos pacientes exames de Raios-X, eletromiografia e densitometria óssea (para a constatação de osteoporose ou não) para que ele pudesse, então, passar para a próxima etapa.

Se os resultados dos exames indicassem que a estrutura óssea do paciente não estava comprometida, iniciava-se a fase de *colocação do paciente na posição ortostática*. Após algumas sessões de estimulação, verificava-se o tempo em que o paciente conseguia fivar na posição na posição ortostática. Esta fase objetiva uma adaptação gradativa do paciente nesta posição, sempre associada à utilização de barra paralela e com acompanhamento da equipe de pesquisa.

Após um período de treinamento na fase anterior, iniciou-se a *fase de sentar e levantar*, buscando o fortalecimento dos grupos musculares estimulados.

Através do levantamento de uma estratégia de estimulação para a locomoção artificial (também feito na barra paralela), iniciou-se a última etapa que consiste na *fase de desenvolvimento da marcha*. Apenas um paciente chegou até a fase de desenvolvimanto da marcha, até o momento.

5.3 Evolução dos Resultados com os Pacientes

Apesar dos inúmeros casos estudados, é apresentado nesta dissertação os resultados experimentais do protocolo descrito em quatro voluntários, os quais participaram com muito interesse na pesquisa clínica realizada.

Estudo de Caso 1: Voluntário J. C. S.

J. C. S. (42 anos), é um paciente paraplégico do sexo masculino, com lesão medular de nível T11 decorrido de um acidente de moto em agosto de 1993 e que causou estrangulamento da medula.

Inicialmente, realizou-se o teste para averiguação da resposta motora do paciente com a estimulação elétrica. Após explicar ao paciente o objetivo da pesquisa com EENM, conectaram-se quatro canais nos pontos: *reto da coxa*, *vasto lateral*, *vasto medial* e *fibular longo*, conforme mostra a figura 5.2.

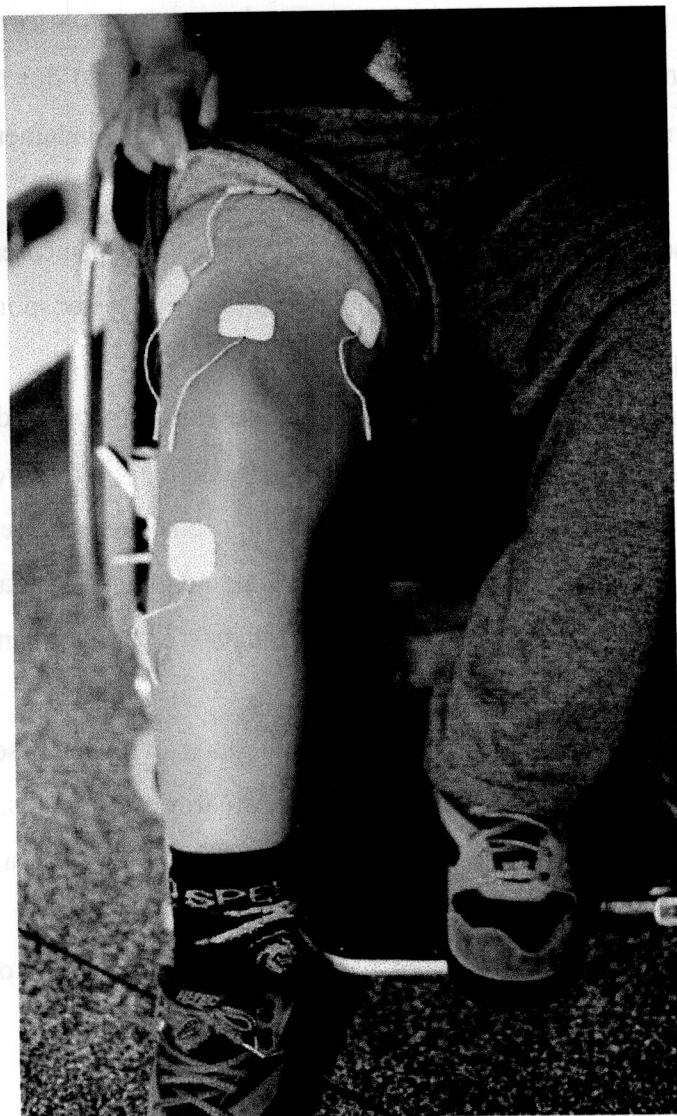


Figura 5.2 - Pontos motores utilizados no paciente J. C. S. para extensão da perna.

Observou-se uma resposta motora razoável estimulando simultaneamente estes canais com pulsos com $150\mu\text{s}$ de largura (1000Hz) e *bursts* com duração entre 8 e 17ms (40Hz), modulados com uma onda trapezoidal com tempos de subida e descida de 0,5s, tempo de platô de 3s e de repouso de 5s, como ilustrado anteriormente na figura 5.1.

Para a obtenção do movimento de dorsiflexão conectaram-se os eletrodos nos músculos tibial anterior, fibular longo, fibular curto e extensor longo, mostrados na figura 5.3. Os movimentos de dorsiflexão apresentaram contrações visíveis com níveis próximos de 100V, mas a amplitude dos movimentos foi prejudicada, pelo peso da perna e a aderência do tênis do paciente ao chão.



Figura 5.3 - Pontos motores utilizados no paciente J. C. S. Para realização de movimentos de dorsiflexão.

Uma avaliação realizada na sessão seguinte mostrou que o paciente não possuía sensações de tato, frio ou calor mas apresentava reflexo. Como queixa principal, o paciente relatou uma alteração cíclicatória onde constatou-se uma baixa temperatura dos membros inferiores.

Durante a fase de determinação dos parâmetros de estimulação, conseguiu-se uma extensão da perna, estimulando os pontos motores, citados anteriormente, com pulsos de $100\mu\text{s}$ (5000Hz) e *bursts* com duração de 12ms (40Hz), com níveis superiores a 210V. Como foram observadas pequenas irritações na pele nos pontos utilizados como referência, devido principalmente à elevada quantidade de carga dos sinais estimulatórios utilizados e/ou do mau contato do eletrodo de borracha utilizado, evitaram-se as frequências altas (superiores a 5000Hz) e optou-se por utilizar eletrodos auto-adesivos.

Desta forma, uma nova busca de parâmetros foi realizada, onde se optou pela utilização de pulsos com duração entre 120 e $150\mu\text{s}$ (1000Hz) e *bursts* com duração de 12ms (40Hz), obtendo-se boa resposta muscular, com pequena irritação da pele.

Verificou-se que ao utilizar pulsos com características diferentes, além de não se conseguir a mesma resposta de contração, outros grupos musculares acabavam sendo ativados. Isto pôde ser observado, mais facilmente, durante a primeira tentativa de modulação PWM com pulsos variando entre 70 e $200\mu\text{s}$ com frequências de (1000Hz). Optou-se então, pela aplicação de pulsos de $300\mu\text{s}$ (1000Hz) e *bursts* de 3ms (40Hz), com os quais se teve melhor resposta (contração) e sem muita irritação da pele do paciente.

Com a evolução da fase de treinamento de movimentos combinados, observou-se que a resposta muscular foi se tornando cada vez mais forte e seletiva. Verificou-se também que o limiar de excitação diminuiu, o que levou a uma redução tanto da fadiga e das irritações na pele (principalmente sobre o eletrodo de referência), visto que a quantidade de energia aplicada nos eletrodos é menor. As figuras 5.4 e 5.5 ilustram uma seqüência de movimentos de extensão da perna e dorsiflexão.

Apesar da grande massa corporal do paciente, o movimento de extensão foi obtido quase que completamente. O movimento de dorsiflexão foi prejudicado pelo calçado, visto que sua aderência ao solo era relativamente grande. Observou-se que a perna do paciente manteve aproximadamente o mesmo grau de extensão durante os 3s do platô do sinal de estimulação. O mesmo aconteceu para o movimento de dorsiflexão do pé, que também foi realizado de forma mais gradual.

O paciente relatou que houve aumento da circulação sanguínea, aumentando a temperatura dos membros inferiores; que os membros pareciam mais leves, facilitando a transferência da cadeira e diminuição dos espasmos.

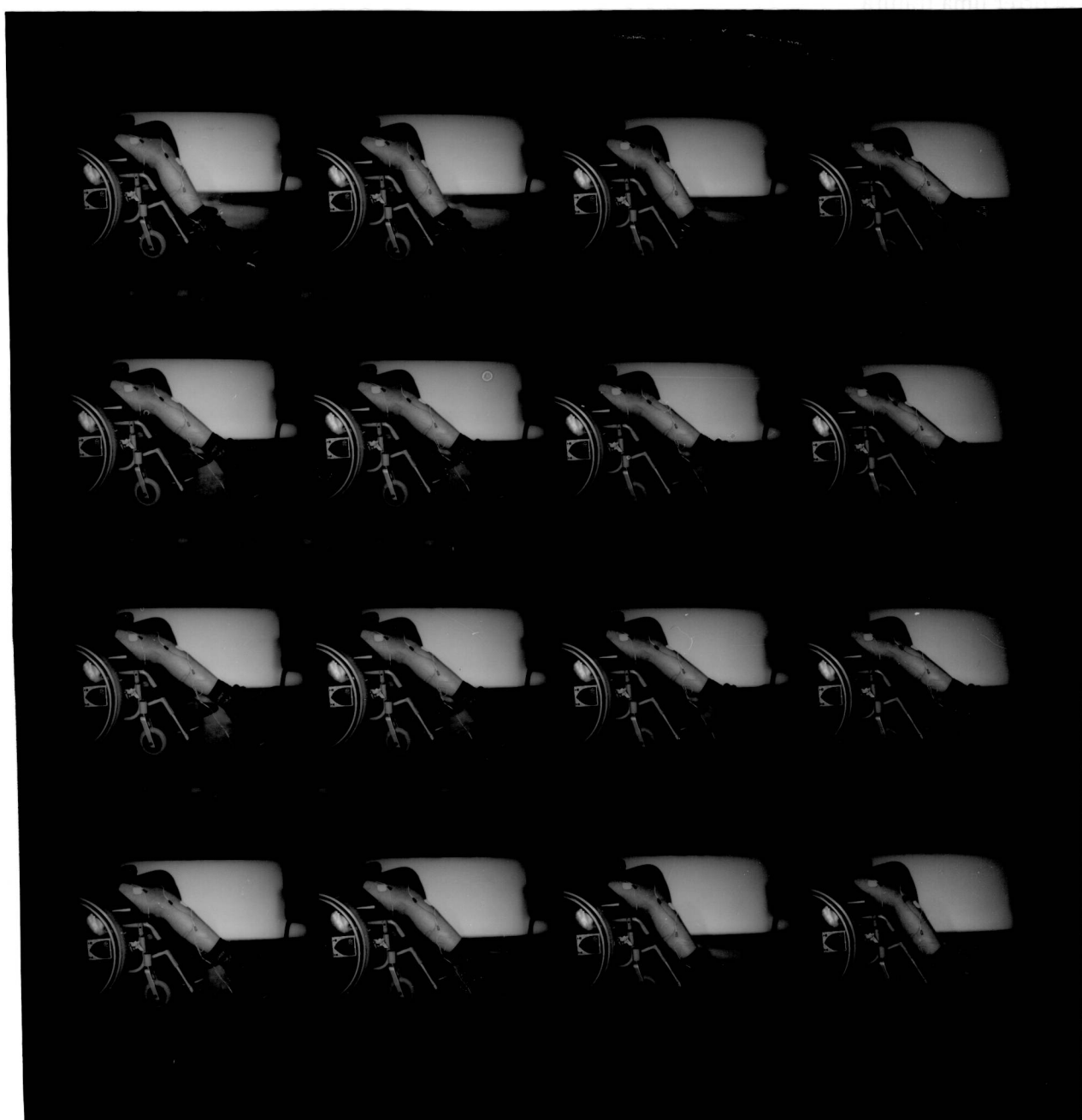


Figura 5.4 - Movimento de extensão do membro inferior esquerdo.

Ao final da fase de treinamento, observou-se que os músculos extensores da perna do paciente já possuíam força suficiente para mantê-lo na posição ereta, com ajuda da barra-paralela.

Como o exame de densitometria óssea indicou osteoporose, optou-se por não colocá-lo em pé, mantendo-se a fase de treinamento, junto com o tratamento de osteoporose, principalmente pela estrutura física do paciente ser grande e pesada, havendo o risco de ocorrer uma fratura.



Figura 5.5 - Movimento de dorsiflexão do pé esquerdo.

Estudo de Caso 2: Voluntário J. C. C.

O voluntário J.C.C. (57 anos) é monoparético (MIE) do membro inferior esquerdo, tendo diagnóstico clínico de ependinoma a nível de T8-T12 (ressecção total).

Em sua primeira avaliação explicou-se o trabalho realizado no laboratório com NMES. Em seguida, realizaram-se testes para detectar a possibilidade de executar o protocolo experimental, onde se verificou uma boa resposta muscular, mas com hipersensibilidade ao estímulo para altos níveis de intensidade (desencadeando dor).

Durante a anamnese, o paciente relatou suas principais queixas (espasmos que ocorrem à noite quando vai dormir, dificuldade de deambulação - dificuldade na dorsiflexão, eversão do pé e flexão do joelho). Verificou-se, também, que o paciente apresentava sensibilidade diminuída ao calor, frio, trato profundo, à pressão e hipersensibilidade a estímulos elétricos com duração de pulsos maior que 250 μ s.

Durante a determinação dos parâmetros de estimulação, constatou-se que dois tipos de pulsos geraram respostas relativamente boas: pulsos com duração de 150 μ s (1000Hz) ou duração de 200 μ s (2000Hz), ambos modulados com *bursts* de 6ms (40Hz); correspondendo ao mesmo ciclo de estimulação da figura 5.2, utilizado no voluntário J. C. S.

O objetivo da estimulação neste paciente era de proporcionar uma facilitação à movimentação pois, devido à algia, havia grande dificuldade de se realizar movimentos de extensão completos.

Com o início da fase de preparação dos grupos musculares, preocupou-se essencialmente com os movimentos de dorsiflexão e extensão da perna esquerda. Esta etapa foi realizada junto com cinesioterapia ativa, principalmente para o treino da marcha. Para obtenção dos movimentos de extensão da perna, colocaram-se os eletrodos sobre os pontos motores do reto femoral, vasto lateral, vasto medial; e para dorsiflexão, utilizaram-se o tibial anterior, o fibular longo, o fibular curto e o vasto lateral.

Durante as sessões subsequentes, observou-se que o pulso mais confortável era o de 150 μ s (1000Hz), onde a largura do pulso de *burst* foi reduzida gradativamente para 2ms (40Hz), porém com elevação significativa da intensidade do pulso (± 5 níveis), para manter as mesmas características da contração muscular.

Com o protocolo de estimulação, o paciente relatou uma diminuição dos espasmos musculares à noite (melhorando o seu sono). Observou-se que os seus músculos estavam respondendo melhor com a EENM (o paciente verificou isto com a realização dos movimentos

ativos, como ajoelhar-se), tornando mais fácil a realização dos movimentos de correção do pé, durante a marcha.

Como o paciente consegue se locomover com auxílio de muletas, pôde-se trabalhar no sentido de corrigir a marcha. Obteve-se uma deambulação estimulando-se o glúteo (para impulsão), o quadríceps (para extensão da perna), o fibular longo e curto (para a correção do pé), com pulsos de duração de $150\mu\text{s}$ (1000Hz) e *bursts* de 2ms (40Hz). Apesar do paciente ter conseguido realizar a marcha, observou-se a necessidade de estimular o tibial para melhorar a dorsiflexão.

Mais tarde, começou-se a estimular o semi-membranoso com pulsos de $150\mu\text{s}$ (1000Hz) e *bursts* de 2ms (40Hz). Uma nova varredura do ponto motor, utilizado para o reto femoral, mostrou que os pontos motores mais altos geram melhor contração sem produzir sensação desagradável. O paciente também relatou que após a sessão realizada com EENM, ele conseguia realizar os movimentos de dorsiflexão para a correção do pé durante horas.

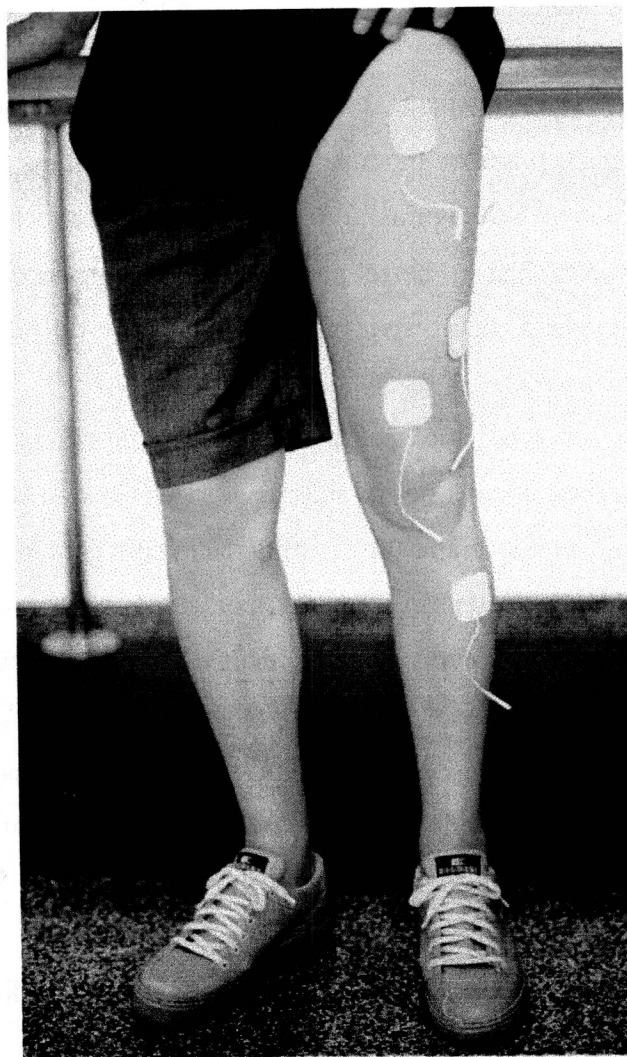


Figura 5.6 - Foto dos pontos motores do membro inferior anterior do paciente J. C. C. estimulados durante a extensão do membro inferior esquerdo.

Com o objetivo de reduzir a frequência de *burst* para 25Hz, ou pelo menos 30Hz, foram testadas algumas variações desta frequência, mas nenhuma obteve sucesso, razão pela qual preferiu-se manter a frequência de 40Hz.

Com a evolução da fase de treinamento da marcha, desenvolveu-se um ciclo de marcha que utilizava os grupos musculares do glúteo, quadríceps, tibial, semimembranoso e semitendinoso (figuras 5.6 e 5.7). A figura 5.8 ilustra como se ativaram os grupos musculares da perna esquerda durante a deambulação.

Este ciclo da marcha inicia com a perna esquerda no início da fase de oscilação, onde são estimulados os músculos semitendinoso e semimembranoso para flexão do joelho, o tibial para iniciar o movimento de dorsiflexão para correção do pé e o reto femoral para auxiliar na flexão do quadril.

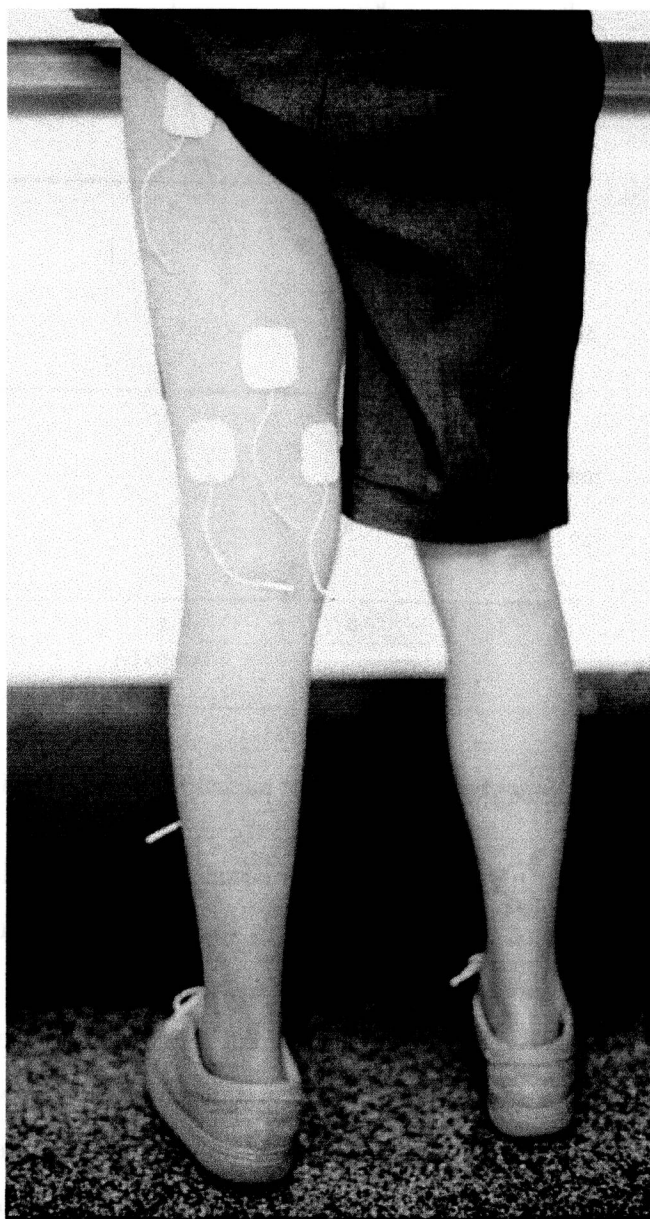


Figura 5.7 - Foto dos pontos motores do membro inferior posterior do paciente J. C. C. estimulados para extensão da perna.

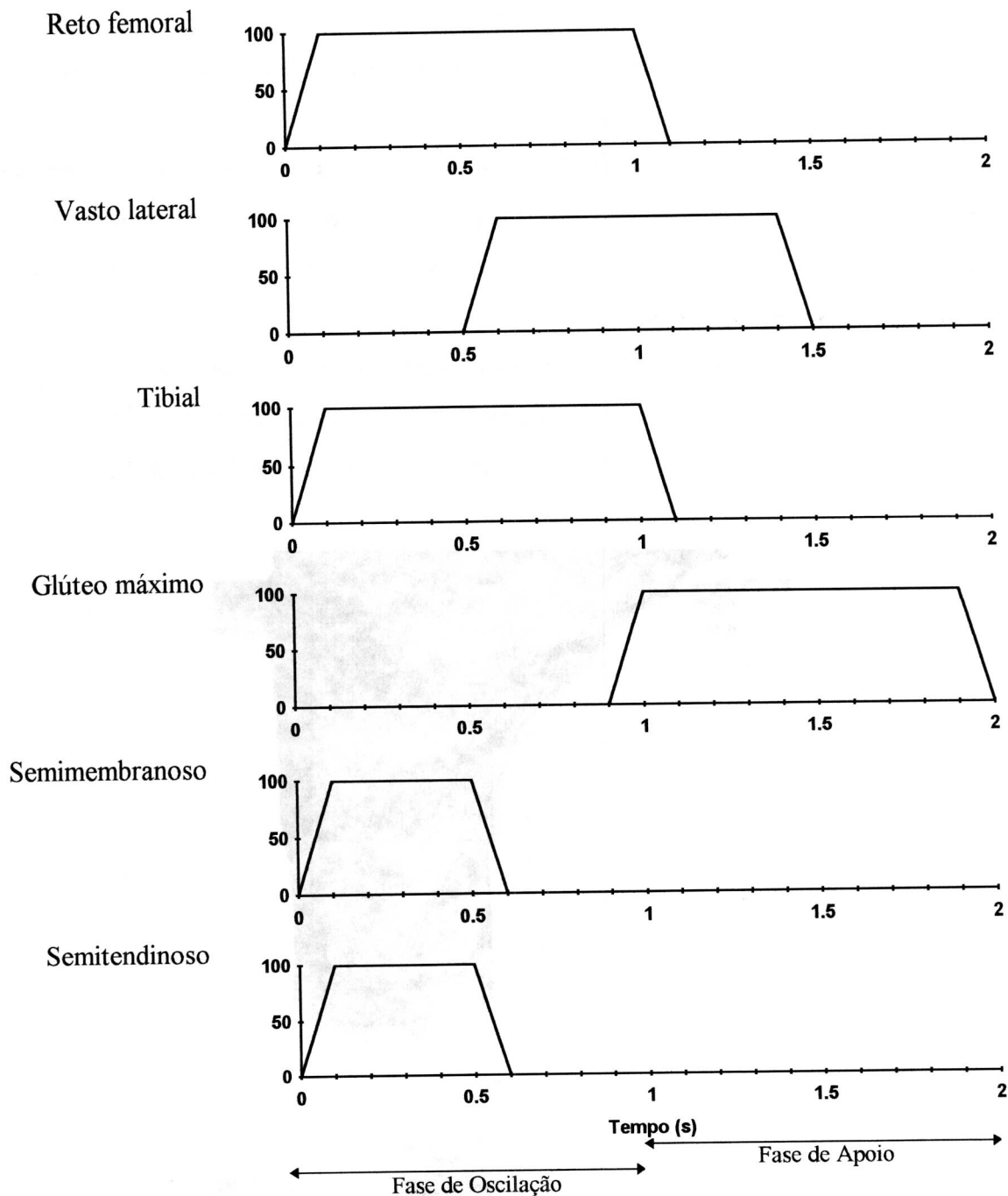


Figura 5.8 - Ciclo de Marcha utilizado nos músculos do MIE do paciente J.C.C.

Após um período de 0,5s, o vasto lateral começa a ser estimulado com o objetivo de estender o joelho, mantendo a dorsiflexão através do tibial, enquanto os flexores da perna (semimembranoso e semitendinoso) deixam de ser estimulados.

Depois de outro período de 0,5s o vasto lateral começa a atuar junto com o glúteo máximo objetivando obter extensão do quadril juntamente com a extensão do joelho para aumentar a estabilidade durante a fase de apoio. Após um período de 1s, o ciclo reinicia-se automaticamente. A figura 5.9 ilustra uma sequência da marcha do paciente sem a utilização da estimulação.

Observou-se que o paciente possui grande dificuldade para flexionar a perna esquerda e também para erguer e corrigir a posição do pé. Estas dificuldades acabam sendo compensadas parcialmente com a elevação do quadril, que busca erguer o pé para evitar que ele arraste.

Uma tentativa de melhoramento da marcha com a estimulação elétrica é apresentada na figura 5.10. Comparando ambas as seqüências de fotos, verificou-se uma considerável melhora da marcha, visto que se aumentou o movimento de flexão da perna e também de elevação e de correção do pé, tornando a marcha mais natural e segura, com menor risco do paciente “arrastar” o pé, além de não necessitar da compensação do quadril para elevá-lo.



Figura 5.9 - Seqüência de fotos do ciclo de marcha do paciente J. C. C. sem correção (sem estimulação elétrica).



Figura 5.10 - Seqüência de fotos do ciclo de marcha do paciente obtido com o sistema desenvolvido utilizando a estratégia de estimulação ilustrada na Figura 5.8.

O paciente ainda relatou que a marcha com estimulação oferece maior estabilidade durante a fase de apoio da perna esquerda, por impedir movimentos involuntários de flexão da perna.

Estudo de Caso 3: Voluntário N. M.

O voluntário N. M. (33 anos, sexo masculino) sofreu uma lesão medular incompleta a nível T2-T3 causada por acidente automobilístico, apresentou-se para realizar uma avaliação da sua sensibilidade e resposta muscular com estimulação elétrica. Após uma breve explicação sobre os objetivos do trabalho desenvolvido no laboratório, verificou-se uma resposta satisfatória à aplicação de NMES, onde era possível conseguir boa contração dos músculos com intensidades relativamente baixas (níveis de tensão entre 30 a 100V).

Os resultados de uma anamnese mostraram que o paciente percebia fracamente o calor, o frio, o tato profundo e a pressão. Ele também possuía equilíbrio mas apenas do tronco. Suas principais queixas foram espasticidade e baixa temperatura da perna esquerda, principalmente com a queda da temperatura ambiente e dificuldade para evacuação.

Para a obtenção dos movimentos de extensão da perna, conectaram-se os eletrodos sobre o reto femoral, vasto lateral, vasto medial e fibular longo; para se obter dorsiflexão utilizaram-se os pontos motores do tibial anterior, fibular longo, fibular curto e de vasto lateral.

Uma varredura inicial dos parâmetros de estimulação sobre estes pontos motores mostrou que a resposta motora mais eficiente ocorre com pulsos de duração de 100 μ s (1000Hz) e *bursts* de 6ms (40Hz), modulados com uma onda trapezoidal com platô de 3s, tempo de repouso de 5s e tempos de subida e descida de 0,5s. Estimulando-se estes pontos motores, conseguiram-se os movimentos de extensão e dorsiflexão dos membros inferiores, como desejado.

Com a evolução da fase de treinamento, o paciente relatou que as espasticidades diminuíram cerca de 90%. Uma nova varredura dos parâmetros de estimulação foi realizada nesse mesmo dia, no qual se obteve excelente resposta muscular com pulsos de 120 μ s de duração (1000Hz) para produzir a extensão completa da perna, porém com contrações reflexas no abdômen simultaneamente com as estimulações.

Apesar de que as contrações reflexas no abdômen do paciente diminuíram com a estimulação, realizou-se nova varredura buscando encontrar parâmetros que produzissem movimentos mais seletivos. Passou-se, então, a utilizar pulsos com duração de 200 μ s(1000Hz) para os músculos reto femoral, vasto lateral e vasto medial; para os músculos tibial anterior, fibular longo, extensor e fibular curto, que geram a dorsiflexão, pulsos com duração de 150 μ s

(1000Hz). A duração dos *bursts* para ambas as situações foi reduzido para 3ms, mantendo a frequência de 40Hz.

Para tornar mais natural o movimento de extensão, experimentou-se ativar e desativar seqüencialmente os músculos extensores com intervalos de 0,5s, como ilustra a figura 5.11. Verificou-se que o paciente era capaz de fazer doze movimentos seqüenciais de extensão completa (níveis de 50V).

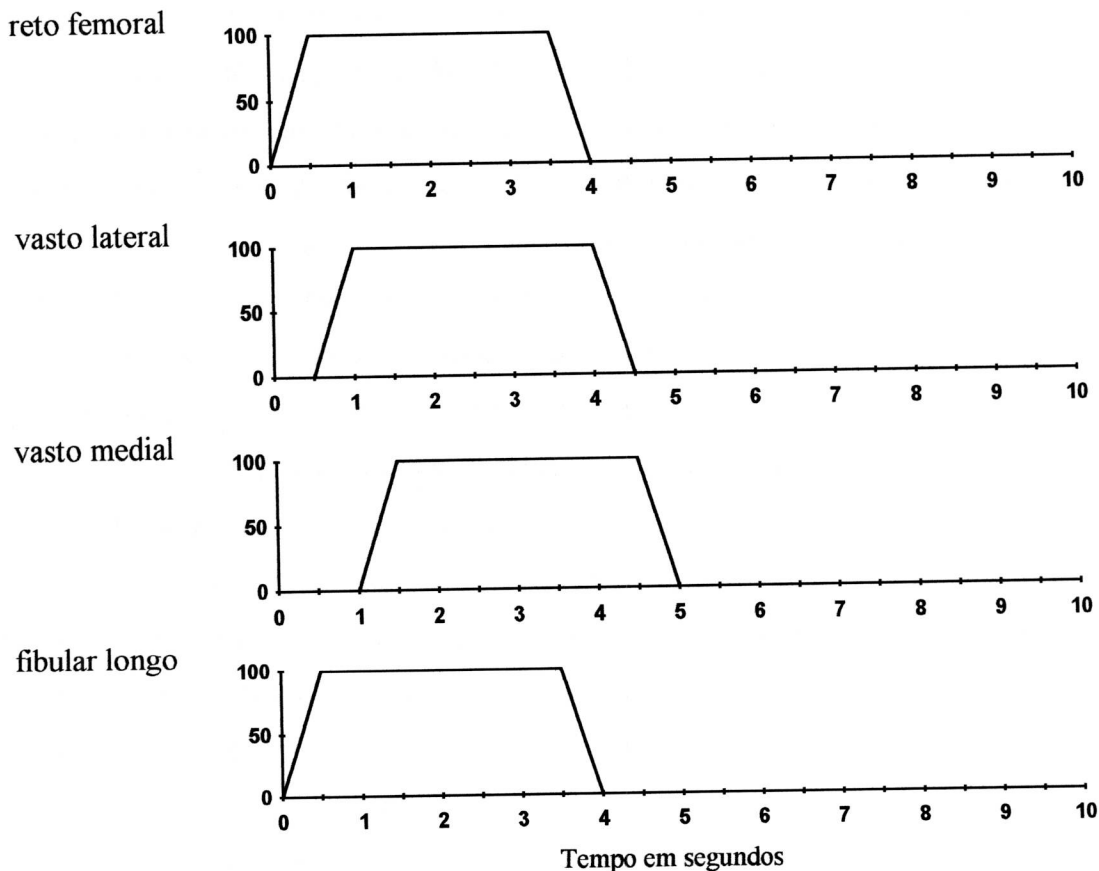


Figura 5.11 - Ciclo de estimulação

Durante a fase de treinamento, foram observados 50 movimentos de extensão completa com os parâmetros estimulatórios utilizados anteriormente, com níveis relativamente baixos (64V).

Verificou-se que com pulsos de duração de 100 μ s (5000Hz) e *bursts* de 0,6ms (40Hz) que também apresentaram bons resultados, os níveis de contração aumentaram (cerca de 20 níveis maiores).

Com a evolução da fase de treinamento, o paciente relatou uma diminuição da espasticidade de 70%. Novamente verificou-se que ele conseguiu realizar cinquenta movimentos de extensão completas durante dez minutos. Observou-se também que a perna

direita, que foi capaz de realizar mais de 50 movimentos, aparentemente respondeu melhor que a esquerda, mas na verdade a esquerda necessitou de pulsos com intensidades menores para a contração (± 20 níveis abaixo).

Observou-se que com a aplicação do protocolo, o limiar de estimulação do paciente foi reduzido e os movimentos ficaram cada vez mais seletivos.

Com isto, pôde-se reduzir a duração dos pulsos de *burst* para 2ms (40Hz), mantendo os pulsos com larguras de 200 μ s (1000Hz). Estes foram os melhores parâmetros encontrados para o paciente, apresentando boa resposta muscular e, principalmente, por não danificar os eletrodos adesivos, que estava ocorrendo com o pulso de frequência de 5000Hz.

Com o final da fase de treinamento o paciente foi dispensado, apesar de já possuir condições de iniciar a próxima fase do protocolo (boa contração muscular com alta resistência a fadiga), até realizar exames de eletromiografia, Raios-X e densitometria óssea.

Estudo de Caso 4: Voluntário E. D. B.

Voluntário tetraplégico, E.D.B. (28 anos), sexo masculino, com lesão medular a nível de C5-C6. Durante a anamnese, observou-se que o paciente conseguia abduzir os braços e realizar flexão e extensão de joelhos com o desencadeamento de espasmos musculares (hipertônico); apresentava percepção tátil no tronco até a altura dos mamilos e nos braços até o punho, com maior extensão e intensidade no lado dominante (direito); sensibilidade superficial nos dedos da mão direita; padrão flexor de punhos e dedos e padrão em inversão e plantiflexão nos pés.

O primeiro teste foi realizado em membros inferiores e observou-se boa resposta ao estímulo. Posteriormente, efetuou-se o teste de resposta à estimulação em membros superiores e abdômen, onde também foram obtidos bons resultados.

As primeiras sessões de estimulação foram realizadas na casa do paciente, este em posição de decúbito dorsal. A partir de abril de 1997, as estimulações em cadeira de rodas começaram a ser realizadas no Laboratório de Engenharia de Reabilitação/PUC PR, onde se iniciaram as pesquisas com o estimulador de 16 canais, procurando corrigir a flexão excessiva dos punhos e a plantiflexão e inversão dos pés.

Uma avaliação da resposta muscular mostrou que os membros inferiores responderam bem com pulsos de 100 μ s (5000 Hz) e *bursts* de 12,5ms (40 Hz).

Inicialmente, trabalhou-se separadamente em cada membro com apenas um canal, os eletrodos sobre os pontos motores e o paciente sentado na cadeira de rodas. Posteriormente, alteraram-se os parâmetros dos estímulos, de modo a melhorar o desempenho funcional do

membro sob estimulação.

Adotou-se também a técnica de relaxamento com massagem manual na região da cintura escapular, conectando-se eletrodos nesta região, com o objetivo de diminuir os espasmos e relaxar todo o membro superior, com movimentos de dissociação escapular manual.

Para obtenção do movimento de extensão dos membros inferiores, os eletrodos foram conectados em reto femoral, vasto medial, vasto lateral e fibular longo. Para a correção do pé e dorsiflexão, os eletrodos foram conectados em tibial anterior, extensor longo, fibular curto e fibular longo. Para membros superiores, conectaram-se os eletrodos no extensor dos dedos e no extensor do punho e para a flexão do cotovelo, no bíceps braquial e braquial.

Iniciaram-se sessões de estimulação elétrica e cinesioterapia passiva ao final das sessões de treinamento, com os objetivos de correção da postura viciosa dos punhos, quirodáctilos e pés, melhoria da circulação e aumento de massa muscular. Os pontos motores utilizados envolveram os músculos extensores de punho e dedos, bíceps braquial, extensores da perna, dorsiflexores e eversores do pé.

No decorrer do tratamento o paciente passou a fazer uso de uma tala, num período indicado de 2 horas diárias, com a finalidade de quebrar o padrão flexor dos membros superiores. Com isso, houve uma diminuição da rigidez da articulação do punho e mãos.

Com a evolução do tratamento, o paciente relatou aumento da sensibilidade nos braços (principalmente na palma da mão direita), diminuição da espasticidade e gradativa correção do posicionamento das mãos.

Os membros superiores responderam melhor com pulsos de $100\mu\text{s}$ (1000Hz/2000Hz) e período ativo de 2ms (40Hz); os membros inferiores responderam melhor aos pulsos de 150-200 μs (1000Hz) e período ativo de 3ms (40Hz).

5.4 Conclusão

A instrumentação mostrou-se eficaz para a realização das pesquisas desenvolvidas no Laboratório de Reabilitação (PUC PR), possibilitando o ajuste dos parâmetros de estimulação em cada paciente para se obter melhor resposta de estimulação.

Com a aplicação do protocolo experimental, uma estratégia funcional para correção da marcha pode ser implementada em um voluntário hemiparético, a qual apresentou bons resultados. Apesar de que os demais voluntários não apresentaram condições para a locomoção artificial, pode-se verificar boa seletividade e contração dos grupos musculares.

Capítulo 6

Discussão

6.1 Introdução

Neste capítulo efetua-se uma análise dos resultados obtidos do processo de desenvolvimento da pesquisa e das dificuldades encontradas. Também são apresentadas sugestões de melhoramentos e desenvolvimento de projetos futuros.

6.2 O Programa *Ariana16*

Com o início das pesquisas *in vivo*, observou-se a necessidade de desenvolvimento de novos painéis de controle para facilitar a utilização do estimulador. Desta forma, o programa foi crescendo de acordo com as necessidades de trabalho, o que acabou gerando diversas versões de telas para o controle do estimulador e edição dos parâmetros.

De uma maneira geral, o programa teve boa aceitação pela equipe de fisioterapeutas que o utilizou e colaborou para o desenvolvimento das pesquisas. As principais vantagens observadas foram: (a) interface simples com o usuário, possibilitando edição e visualização dos parâmetros estimulatórios; (b) possibilidade de armazenar os dados de cada paciente, permitindo configurar o sistema rapidamente com os parâmetros de estimulação utilizados em estratégias de estimulação anteriores; (c) rotina para “teste do sistema”, fornecendo maior segurança ao operador que pode verificar a funcionalidade do sistema, ativando as saídas de estimulação de acordo com uma seqüência de teste pré-definida.

O painel “Estimulador Simples” do programa *Ariana16* se mostrou a melhor interface para controle do estimulador, visto que ela permite configurar e editar todos os parâmetros de estimulação, além de prever modulações PWM e PFM. Este painel é voltado para a etapa de treinamento e possui teclas de aceleração que possibilitam o controle do estimulador com

apenas o teclado oferecendo ao usuário um controle mais preciso, visto que há situações em que o *mouse* não é adequado para efetuar ajustes finos com o auxílio dos controles deslizantes.

Apesar de existir no programa *Ariana16* um painel para visualização das entradas de monitoração, não foi desenvolvida nenhuma tela de controle que possibilitasse algum tipo de realimentação.

Verificou-se também que o programa ficou excessivamente lento, devido às rotinas de atualização de vídeo que são gerenciadas pelo ambiente operacional do *Windows 95*, reduzindo consideravelmente a reposta do sistema.

Por isso, como sugestão para melhoramento do sistema desenvolvido, sugere-se a criação de um novo programa que aproveite melhor a potencialidade do circuito, possuindo painéis com interfaces simples para controle e edição dos pulsos, possibilite gerar relatórios e, principalmente, para as aplicações que objetivaram obter locomoção artificial com realimentação, contendo telas para tratamento das entradas de monitoração.

Também devem ser previstos painéis de controle para configurar o estado de sustentação (posição ereta), início e final de marcha, impedindo contrações inesperadas do paciente e proporcionando um tempo para que ele possa se acomodar.

Além disto, como o sistema também possibilita a estimulação dos membros superiores, painéis de controles específicos para este tipo de estimulação podem ser incluídos no programa.

Esse programa deve ser construído com uma nova filosofia (multi-tarefa) utilizando dois programas executados simultaneamente, um responsável pela interface com o usuário, contendo as rotinas de vídeo (responsáveis por mostrar todos os painéis de controle) e rotinas gerais para a manipulação de arquivos e dados.

As informações necessárias para programar o estimulador deverão ser escritas em uma tabela, que poderá ser acessada por um segundo programa, que funcionará de forma residente e não conterá nenhuma interface visual com o usuário, cuja única função será a de carregar os dados desta tabela, programar o estimulador e ler as entradas de monitoração. Com esta técnica o programa terá melhor desempenho, possibilitando melhorar a taxa de comunicação entre o computador e o estimulador, aumentando conseqüentemente, a resposta em frequência dos canais de estimulação e monitoração.

6.3 O Circuito

As principais vantagens presentes no circuito do estimulador são a flexibilidade e facilidade para a geração dos sinais estimulatórios, bem como a possibilidade de programar com exatidão diversos parâmetros de estimulação independentemente nos 16 canais, permitindo modulações em amplitude, frequência e largura dos pulsos simultaneamente. A grande faixa de variação de amplitude, frequência e largura dos sinais estimulatórios abrem possibilidades para utilização do sistema em outros estudos além da locomoção artificial como, por exemplo, estimulação dos membros superiores e estudos sobre a fadiga muscular ou elaboração de novas estratégias de estimulação.

Além disso, o sistema permite monitoração e/ou realimentação através das 8 entradas de monitoração presentes no circuito e por dispositivos ligados ao computador como, por exemplo, reconhecedor de voz ou placas de aquisição de sinal, aumentando e facilitando as pesquisas futuras que buscam obter um sistema realimentado.

Como sugestão de melhoramento para projetos futuros, pode-se utilizar estas entradas para aquisição de sinais do “sistema de monitoração da força de preensão” desenvolvido por *Castro e Cliquet* (Castro e Cliquet, 1996) ou utilizar sinais de EMG de músculos com a resposta motora preservada, para ativar e controlar funções básicas da marcha sobre os músculos dos membros inferiores, de acordo com as técnicas de controle realimentado apresentadas por Graupe (Graupe & Kordylewski, 1995; Graupe & Kohn, 1988; Graupe et al., 1983).

Outra vantagem que pode ser destacada é a utilização da porta paralela LPT1 do computador para a comunicação com o estimulador, que está isolada por opto-acopladores, possibilitando a conexão do estimulador com diversos tipos de computadores da família IBM PC, entre eles os computadores portáteis (*notebooks*).

Além disso, o circuito da placa-mãe do estimulador foi projetado para que as placas de estimulação funcionem de forma independente das demais, não sendo necessário preencher o conjunto de 8 placas para que o estimulador funcione. Isto possibilita realizar manutenção preventiva do sistema sem que todos os canais sejam desativados ou, em caso de defeito, que a placa defeituosa seja trocada por outra rapidamente.

Outra característica da placa-mãe é a de permitir variações das placas de estimulação colocadas sobre os *slots*, onde estão presentes diversos pinos que compõem os barramentos de dados e endereços e a alimentação (+12V, -12V e 5V).

Um ponto que acabou limitando bastante as características dos sinais estimulatórios gerados foi o transformador. Dos vários protótipos desenvolvidos, chegou-se a um que respondia dentro de uma faixa satisfatória (30-500 μ s), capaz de elevar a tensão em até 250V.

Como sugestão para melhoramento de instrumentos indica-se o desenvolvimento de placas com saídas em corrente, possibilitando também a geração de pulsos bifásicos e placas com transformadores que respondam dentro da faixa de 5 a 300 μ s, para casos que necessitem pulsos com menores durações.

Por outro lado, para se obter um sistema mais flexível e independente nos dezesseis canais de estimulação, foi necessário enriquecer o circuito com um maior número de componentes, tornando o estimulador grande, pesado e com elevado consumo de energia, sendo necessário adaptar uma bateria automotiva e um carregador para garantir seu perfeito funcionamento por mais de 6 horas, o que limitou seu uso ao laboratório.

Outro ponto negativo é a dependência do sistema pelo computador para realizar qualquer tipo de controle, entre eles, o de configurar o estimulador. Com o objetivo de evitar possíveis problemas, diversas chaves presentes no painel do estimulador permitem ativar e/ou desativar as saídas de estimulação, de forma independente ou conjunta. Com estas chaves desativadas, pode-se manusear com segurança os eletrodos e os cabos de estimulação.

Observou-se também certa dificuldade de manusear o conjunto de cabos de estimulação, devido à quantidade de canais. Por isso, para projetos futuros, sugere-se o desenvolvimento de uma saída alternativa dos canais de estimulação em um único conector, levando consigo os 16 canais até o paciente, onde seriam distribuídos por seus pontos motores.

Outro problema observado foi a não-linearidade da saída do estimulador. Uma forma de tornar a resposta mais linear é compensar a deslinearidade da curva de tensão por meio do programa, ou seja, através do gráfico ilustrado na figura 4.4, é possível converter determinado nível digital em um nível de tensão. Isto poderia ser feito de forma automática por meio de uma rotina e uma das entradas de monitoração, que poderia ser usada para determinar o gráfico da figura 4.4 (Teixeira, 1995).

Como sugestão de melhoramento, recomenda-se o desenvolvimento de um estimulador portátil que possa ser programado pelo computador. O sistema atual seria utilizado durante a fase de treinamento e para as pesquisas que buscariam otimizar os parâmetros e estratégias estimulatórias.

6.4 As pesquisas

Como o Laboratório de Engenharia de Reabilitação (LER) é pioneiro em Curitiba no estudo de estratégias estimulatórias em locomoção artificial, as condições iniciais de pesquisa não eram as ideais, principalmente porque o laboratório não apresentava uma estrutura adequada para o desenvolvimento das pesquisas (estrutura de um laboratório de engenharia, sem barras paralelas ou demais equipamentos (móveis) necessários para fisioterapia) e teve pouco apoio por parte da área médica com carência de voluntários.

Os exames de raios-X e densitometria óssea não puderam ser realizados no início do protocolo devido ao alto custo. Pela necessidade de manter os voluntários, que poderiam desistir, preferiu-se solicitar estes exames posteriormente, com a evolução das pesquisas. Isto impediu a verificação quantitativa do aumento da massa muscular ou melhora da resposta neuromuscular do paciente após longo período de estimulação. Futuramente, espera-se solicitar ao paciente estes exames após a verificação positiva do teste da resposta muscular.

Com a apresentação do primeiro voluntário, surgiram novas dificuldades que não estavam previstas nos testes de bancada, necessitando de uma rápida adaptação para a realização do protocolo. Assim, desenvolveu-se uma nova tela para controle do estimulador denominada *Estimulador Simples*, voltada principalmente para a fase de treinamento mas que também possibilitava a geração de sinais mais complexos e confeccionaram-se novos cabos de estimulação, que contêm conjuntos de quatro canais, mais simples de manusear.

Com a execução do protocolo, observou-se uma redução gradativa da fadiga muscular e também uma variação gradativa dos parâmetros de estimulação de acordo com o tempo de tratamento, onde os estímulos elétricos estavam sendo aplicados com intensidades cada vez menores. Devido a grande faixa de variação dos parâmetros pôde-se ajustar em cada paciente, pulsos que melhor respondiam a estimulação e com baixa irritação da pele.

Durante o estudo realizado para determinar os *grupos musculares a serem estimulados* para restabelecer a marcha e os demais movimentos desejados (subir ou descer degrau, posição ereta) de acordo com o grau de deficiência de cada paciente, verificou-se que os principais grupos musculares utilizados para movimentos dos membros inferiores são:

- 1 - extensão da perna: reto femoral, vasto lateral, vasto medial.
- 2 - impulsão do corpo: glúteo máximo e glúteo médio.
- 3 - dorsiflexão e inversão: tibial anterior, fibular longo, fibular curto e extensor longo do hálux.

Os sinais estimulatórios utilizados variaram de acordo com as características de cada paciente. Pulsos com larguras de $150\mu\text{s}$ (1000Hz), amplitudes suaves entre 30 e 45V e *bursts* com duração de 2ms (40Hz) foram utilizados no paciente que possuía maior sensibilidade. O paciente com maior massa corporal, que não possuía nenhuma sensibilidade na perna, necessitou de pulsos mais fortes, com duração de $300\mu\text{s}$ (1000Hz), níveis de amplitude máximos próximos a 180V e largura de *burst* de 3ms (40Hz).

É importante destacar que, para os membros inferiores, as frequências dos pulsos (1000Hz) e dos *bursts* (40Hz) permaneceram constantes na maioria dos casos.

Pode-se verificar que pulsos com larguras superiores a $400\mu\text{s}$ causam fadiga mais rapidamente além de maiores danos ao tecido, porém apresentam forte contração nos primeiros momentos da estimulação.

Observou-se, inicialmente, que várias contrações involuntárias são desencadeadas, mas com a evolução do tratamento, estas contrações diminuem, os movimentos ficam mais seletivos e a carga total utilizada para gerar uma contração forte se reduz, permitindo forte contração muscular e boa resistência à fadiga com apenas dois pulsos de estimulação por *bursts*, verificando os resultados obtidos por Karu (Karu et al., 1995).

Com a realização dos exames, detectaram-se problemas de osteoporose em alguns voluntários. Por questões de segurança, optou-se por não arriscar uma tentativa de locomoção artificial, visto que poderia trazer sérios problemas ao paciente e iniciou-se o tratamento da osteoporose nestes pacientes.

Pelo fato do paciente J. C. C. conseguir se locomover pela auxílio de muletas, elaborou-se uma estratégia para melhorar a locomoção auxiliada com estimulação artificial utilizando seis canais. Esta estratégia consistia em melhorar a fase de oscilação da perna esquerda, que necessitava da correção do pé (com movimentos de dorsiflexão) e aumento da flexão do joelho.

Com a aplicação da estratégia, observou-se uma melhora significativa da marcha, possibilitando ao paciente uma maior flexão da perna esquerda e também a correção e elevação do pé, tornando a marcha mais natural. Com isto, o paciente não precisa elevar o quadril para compensar a marcha. A correção e a elevação do pé o impedia de arrastar o pé durante a fase de oscilação. Além disto, com a estimulação do glúteo máximo em conjunto com o vasto lateral, o paciente apresentou maior sustentação durante a fase de apoio, impedindo movimentos involuntários de flexão da perna esquerda.

Apesar de não ter sido possível submeter os demais voluntários à locomoção artificial, observou-se boa contração muscular dos membros estimulados e boa seletividade de seus grupos musculares.

Como sugestão para pesquisas futuras, além das pesquisas sobre métodos de realimentação para o sistema desenvolvido, indicam-se as aplicações de métodos que envolvam redução da fadiga muscular, como por exemplo, a técnica *N-Let Pulse Train*, desenvolvida por Karu (Karu et al., 1995) ou a excitação alternada de axônios com diferentes tamanhos utilizada por Zi-Ping Fang e Rijkhoff (Zi-Ping Fang & Mortimer, 1991; Rijkhoff et al., 1995).

Capítulo 7

Conclusão

Um sistema de estimulação elétrica neuromuscular multicanal, objetivando o restabelecimento de locomoção, foi projetado e testado em voluntários com deficiência neuromotora. Suas principais características podem ser sintetizadas em:

- (1) dezesseis canais independentes de estimulação, com saídas em tensão constante;
- (2) sistema controlado por computador, possibilitando controle independente da largura e frequência dos pulsos e dos *bursts*;
- (3) duração de pulsos variando entre 30 e 500 μ s (frequência de 3 a 7600 Hz), com amplitude máxima de 250V e duração de *burst* entre 0,1 a 32000 μ s (frequência de *burst* de 0,1 a 5000Hz);
- (4) modulações PAM, PWM e PFM independentes;
- (5) entradas analógicas para monitoração e/ou realimentação, que possibilitam a leitura de sinais variando entre 0 e 5V, com taxa de amostragem de até 500Hz;
- (6) isolamento óptica entre o computador e o estimulador, fornecendo maior segurança elétrica ao paciente.

O programa para controle do estimulador, denominado de *Ariana16*, foi desenvolvido em *Visual C++*, cujas principais características são:

- (1) programa de 32 bits desenvolvido para ambiente operacional *Windows 95*;
- (2) sistema controlado por meio de interfaces simples semelhantes a painéis de um gerador de funções, que possibilitam criar, editar e armazenar todos os sinais estimulatórios e estratégias aplicadas em cada paciente de forma independente para cada canal, além de permitir modificações dos parâmetros rapidamente;
- (3) interfaces auxiliares que possibilitam a configuração das modulações PWM e PFM sobre os pulsos de estimulação e o *burst*;
- (4) painel para leitura gráfica dos 8 canais de monitoração, além de armazenamento do resultado da monitoração em arquivo.

Da pesquisa *in vivo* realizada, pode-se concluir que:

- (1) a seletividade de fibras nervosas pode ser melhorada com o emprego de pulsos com diferentes durações, portanto o grau de recrutamento das fibras musculares pode ser reforçado ou atenuado em função dos parâmetros estimulatórios;
- (2) somente a estimulação motora é insuficiente para tratar de um paciente com lesão medular, tendo em vista os vários comprometimentos físicos que a paraplegia traz, como por exemplo deformação dos membros superiores e inferiores;
- (3) é possível reproduzir movimentos naturais por meio de controle artificial, porém somente com o desenvolvimento de estratégias específicas e individuais, o que requer tempo e um sistema de instrumentação versátil e poderoso.
- (4) Consegue-se o movimento funcional através da estimulação sincronizada de vários grupos musculares, obtendo-se assim os movimentos necessários para uma determinada função, como por exemplo, a seqüência de um passo durante um trajeto;
- (5) em alguns pacientes há aumento da área de sensibilidade tátil e da resolução da sensibilidade epicrítica e protopática.

Concluindo, o estimulador desenvolvido mostrou-se uma poderosa ferramenta para o estudo de estratégias estimulatórias voltadas à obtenção de movimentos funcionais. Apesar dos resultados experimentais ainda não atingirem plenamente os objetivos almejados, em breve torna-se-ão realidade, considerando os progressos já alcançados durante o transcurso dessa pesquisa.

Apêndice

O Sistema de Estimulação

A figura A.1 ilustra uma foto da placa mãe, onde se pode visualizar o circuito de interface (constituído pelo banco de isoladores ópticos, *latches* e multiplexadores), o bloco de monitoração, os osciladores de 200kHz e 2MHz, e os conectores EDG 72 vias elétrico.

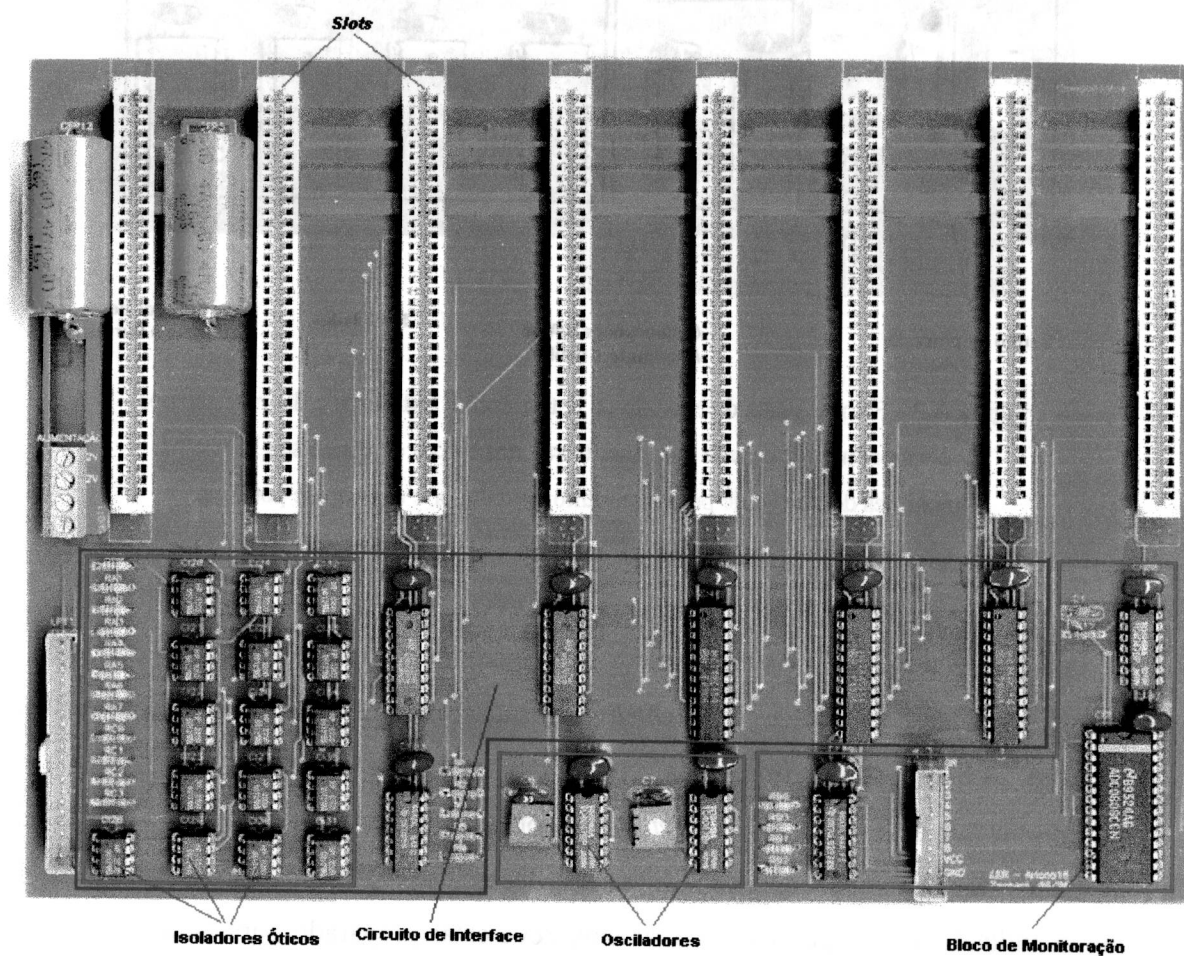


Figura A.1 - Foto da Placa Mãe, mostrando a distribuição dos componentes responsáveis pelos circuitos de interface, isolamento ótica, osciladores e módulo de monitoração.

As trilhas de alimentação de 12V, 5V e terra, responsáveis pelo fornecimento de energia aos módulos de estimulação, são reforçadas pelo fato da corrente chegar a picos superiores à 3A, em situações que exijam cargas excessivas nas saídas dos módulos de estimulação.

A placa de um dos módulos de estimulação, que são encaixados sobre os conectores *slots* da placa mãe, é ilustrada na figura A.2 Também procurou-se indicar a distribuição dos componentes de acordo com o diagrama de blocos ilustrado na figura 3.4, onde se pode visualizar o bloco responsável pela conversão digital analógico, o gerador de pulsos e de *burst*, o módulo de modulação e o circuito de potência.

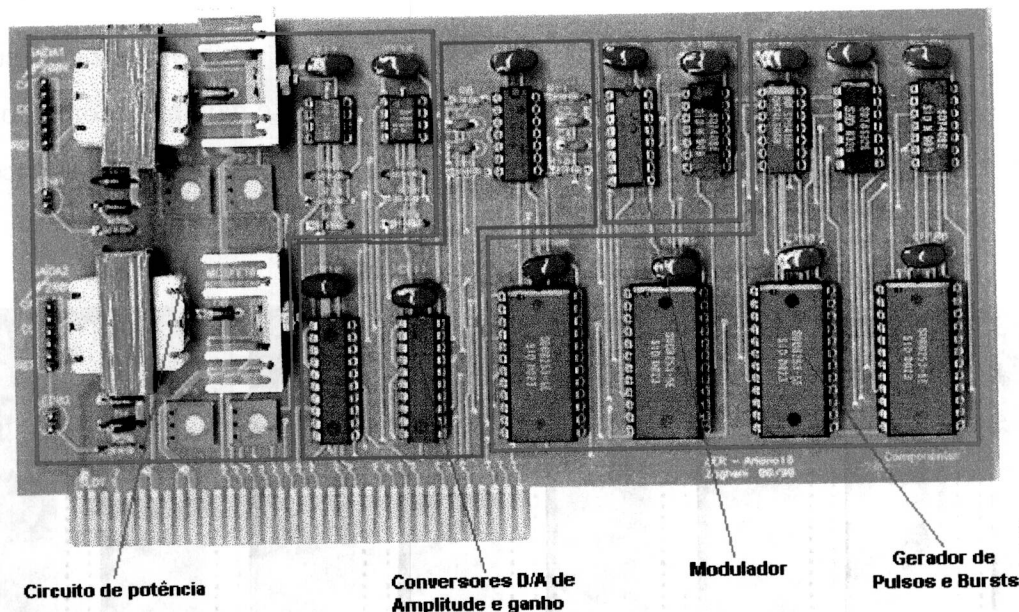


Figura A.2 - Foto da placa do Módulo de Estimulação, indicando a distribuição dos componentes de acordo com sua função nos blocos de conversão D/A, geradores de burst e de pulsos, circuito modulador e circuito de potência.

A figura A.3 ilustra o sistema aberto, onde pode-se visualizar a distribuição de outros elementos que compõem o sistema (as chaves utilizadas para ativar o sistema ou as saídas de estimulação, os fusíveis de segurança, as ventoinhas e uma fonte chaveada).

Apesar que durante os testes *in vivo* não houve aquecimento excessivo dos MOSFETs, os resultados dos testes em bancada indicaram a necessidade de se resfriá-los para sinais com grande quantidade de energia. Como o sistema deve estar preparado para gerar estes sinais a qualquer momento, optou-se por manter ligadas duas ventoinhas durante o funcionamento do estimulador, garantindo o resfriamento dos MOSFETs.



Figura A.3 - Foto superior do sistema de estimulação desenvolvido, destacando a distribuição dos elementos que compõem o circuito.

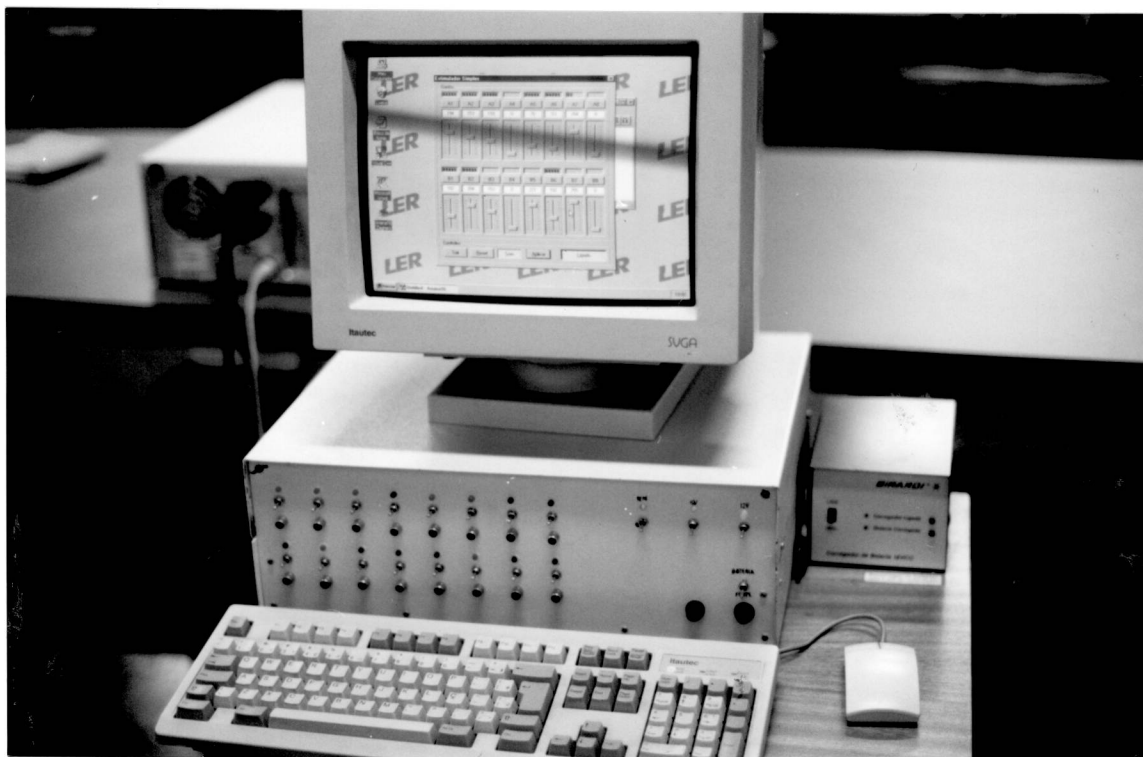


Figura A.4 - Foto frontal do sistema estimulatório desenvolvido.

A fonte chaveada, ilustrada na figura A.3, consiste em uma fonte de alimentação de 250W utilizada em computadores da linha PC AT. Apesar de não ser recomendado, ela pode ser utilizada para fornecer alimentação alternativa à bateria automotiva, quando esta apresentar defeito.

O sistema completo, como foi utilizado durante as seções de estimulação, pode ser visualizado na figura A.4.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. BAJD, A.; KRALJ, R.; TURK, R.; BENKO, H. & SEGA, J. **Use of functional electrical stimulation in the rehabilitation of patients with incomplete spinal cord injuries.** J. Biomed. Eng., v. 11., 1989.
2. BAJD, T.; KRALJ, A. & SEGA, J. **Use of a two-channel functional stimulator to stand paraplegic patients.** Phys. Ther., v. 61; pp 526-527, 1981.
3. BAJD, T.; KRALJ, A.; TURK, R.; BENKO, H. & SEGA, J. **The use of a four-channel electric stimulator as an ambulatory aid for paraplegic patients.** Phys. Ther., v. 63, pp: 1116-1120, 1983.
4. BELIKAN, T; HOLLANDER, H. J. & VOSSIUS, G. **Microprocessor controlled 8-channel stimulator with surface electrodes for FES of gait;** Proc. 2nd Int. Workshop on Functional Electrostimulation, Austria; pp. 71-73,1986.
5. BENTON, W.; **Enciclopédia Barsa;** Encyclopaedia Britannica Editores LTDA, Rio de Janeiro-RJ, v. 9, pp. 466-476, Sistema Nervoso, 1974.
6. BOCCOLINI, F. **Tratamento Fisiátrico;** Editora Sarvier, São Paulo-SP, cap. 3, pp. 14-25, 1986.
7. BOGATAJ, V.; KELIH, B.; MALEZIC, M.; FILIPIC, D. & KLJAJIC, M.. **Dual-channel electrical stimulator for correction of gait.** Ed. Advances in External Control of Human Extremities, Belgrade, pp. 327-333, 1990.
8. BORGES, G.; FERGUSON, K. & KOBETIC, R. **Development and operation of portable and laboratory electrical stimulation systems for walking paraplegic subjects.** IEEE Trans. Biomed. Eng., v. 36, pp. 798-801, 1989.

9. 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., v. 35, n. 11, pp. 897-904, 1988.
10. CARPENTER, R. H. S. **Neurophysiology - Physiological Principles of Medicine series**; British Library, 2ª Ed., pp. 1-82, 229-329, 1990.
11. CASTRO, M. C. F. & CLIQUET JR., A. **Sistema de monitoração da força de preensão visando a reabilitação dos membros superiores**; Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde, Campus do Jordão- SP, v. 1, pp. 211-212, 1996.
12. CASTRO, M. C. F. & CLIQUET JR., A. **Sistema de monitoração da posição dos dedos durante a manipulação de objetos visando o controle do movimento de preensão de tetraplégicos**; Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde, Campus do Jordão-SP, v. 1, pp. 213-214, 1996.
13. CHIZECK, H. J.; KOBETIC, R.; MARSOLAIS, E. B.; ABBAS, J. J.; DONNER, I. H. & SIMON, E. **Control of neuromuscular stimulation systems for standing and locomotion in paraplegics**; IEEE Trans. Biomed. Eng., n. 76, pp. 1155-1165, 1988.
14. CHIZECK, H. J.; LAN, N. & CRAGO, P. E. **Feedback Control of Electrically Stimulated Muscle Using Simultaneous Pulse Width and Stimulus Period Modulation**. IEEE Trans. Biomed. Eng., v. 38, n. 12, pp:1224-1234, 1991.
15. CORCORAN, P. J.; PESZCZYNSKI, M. & BASMAJIAN, J. V.; **Terapêutica por Exercício**; 3ª Ed.; Editora Manole, São Paulo-SP; pp: 331-351, 1980.
16. CRAGO, P. E.; PECKHAM, P. H. & THROPÉ, G. B. **Modulation of Muscle Force by Recruitment During Intremuscular Stimulation**; IEEE Trans. Biomed. Eng., v.27, n. 12, pp:679-684, 1980.
17. CRAGO, P. E.; PECKHAM, P. H. M., J. T. & VAN DER MEULEN, J. P. **The Choice of Pulse Duration for Chronic Electrical Stimulation via Surface, Nerve, and Intramuscular electrodes**; Annals of Biomedical Engineering, n. 2, pp. 252-264. 1974.
18. CYBULSKI, G. R. **Lower Extremity Functional Neuromuscular Stimulation in Cases of Spinal Cord Injury**; Neurosurgery, v. 15, n. 1, pp. 132-146, 1984.

19. DONALDSON, N. **A 24-output implantable stimulator for FES**; in Proc. 2nd Vienna Int. Workshop on Functional Electrostimulation, pp. 197-200, 1986.
20. DUMOULIN, J. & BISSCHOP, G. **Las Corrientes Excitomotoras en Reeducción Funcional**; Ed Panamericana, Buenos Aires, 1974.
21. EILINGER, T.; WILD, M.; GERBER, H. & STRÜSSI, E. **An eight-channel computer controlled stimulator for functional electrical stimulation**; Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, v. 13, No. 14, pp: 1803-1804, 1991.
22. FANG, ZI-PING & MORTIMER, J. T. **Alternate excitation of large and small axons with different stimulation waveforms: an application to muscle activation**; Med. & Biol. Eng. & Comput., n. 29, pp. 543-547, 1991.
23. FISHBEIN, M.; **Enciclopédia Familiar da Medicina e Saúde**, 4ª Ed.; Enc. Britânica, Rio de Janeiro-RJ, v. 2, pp. 557-561, 1974.
24. FRANKEN, H. M.; VELTINK, P. H.; BAARDMAN, G.; REDMEYER, R. A. & BOOM, H. B. K., **Cycle-to-cycle control of swing phase of paraplegic gait induced by surface electrical stimulation**. Med. & Biol. Eng. & Comput., v. 33, pp. 440-451, 1995.
25. GORMAN, P. H. & MORTIMER, J. T.; **The Effect of Stimulus Parameters on the Recruitment Characteristics of Direct Nerve Stimulation**; IEEE Trans. Biomed. Eng., v.30, n.7, pp:407-410, 1983.
26. GRAUPE, D. & KOHN, K.; **A critical review of EMG-controlled electrical stimulation in paraplegics**; J. Biomed. Eng.,v. 15., pp. 187-210, 1988.
27. GRAUPE, D. & KORDYLEWSKI, H; **Artificial Neural Network Control of FES in Paraplegics for Patient Responsive Ambulation**. IEEE Trans. Biomed. Eng.; v. 42, n. 7, pp. 699-707, 1995.
28. GRAUPE, D.; KOHN, K. H.; KRALJ, A. & BASSEAS, S.; **Patient Controlled Electrical Stimulation via EMG Signature Discrimination for Providing Certain Paraplegics with primitive Walking Functions**, J. Biomed. Eng., v. 5, pp. 220-226, 1983.

29. GRILL, W. M. & MORTIMER, J. T.; **The effect of stimulus pulse duration on selectivity of neural stimulation**; IEEE Trans. Biomed. Eng., v. 2, n. 2, pp. 161-166, 1996.
30. GUTTEMBERG, V.; HOLLANDER, H. J. & VOSSIUS, G.; **16-Channel stimulation systems for the use of FES and related applications**. Advances in External Control of Human Extremities, Belgrade, pp. 319-326, 1990.
31. GUYTON, A. C.; **Tratado de Fisiologia Médica**; tradução de Arthur C.; 6.^a ed. - Rio de Janeiro; Ed. Interamericana, 1984.
32. HALL, D. V.; **Microprocessors and Interfacing, Programming and Hardware**; McGraw-Hill, New York, 1986.
33. HAMBRECHT, F. T. & RESWICK, J. B.; **Functional Electrical Stimulation, applications in neural prostheses**; Biomed. Eng. Instr., Ed. Dekker, New York and Basel, v. 3, 1977.
34. HANDA, Y.; OHKUBO, K. & HOSHIMIYA, N.; **A portable multi-channel FES system for restoration of motor function of the paralyzed extremities**; Automedica, n.11, pp. 221-231, 1989.
35. HOPPENFELD, S., **Propedêutica ortopédica: coluna e extremidades**. 3. ed. Rio de Janeiro, Atheneu, pp. 139-148, 1980.
36. IBGE, **Censo demográfico**, URL: [http\www\ibge.gov.br](http://www.ibge.gov.br), outubro de 1997 .
37. ILIÉ, M.; VASILJEVIÉ, D. & POPOVIÉ, D. B.; **A Programmable Electronic Stimulator for FES Systems**; IEEE Trans Rehabil. Eng., v.. 2, n. 4, pp. 234-239; 1994.
38. INTEL MICROCOMPUTER, **Peripherals Data Book**, pp: 6.14 - 6.25; 1991.
39. JAEGER, R. J.; YARKONY, G. M. & SMITH, R. M.; **Standing the spinal cord injured patient by electrical stimulation: refinement of a protocol for clinical use**. IEEE Trans. Biomed. Eng., n. 36,pp. 20-28, 1989
40. JAMES, K.; WALDON, V.; POPOVIC, D. & STEIN, R.; **High power four channel stimulator for use in FES systems**; presented at the Engineering Foundation Conf.: Motor Control III - Neuroprostheses, Banff, pp. 25, 1991.

41. JOHNSON, E. W.; DAVID, O. W.; KOTTKE, F. J; STILLWELL, G. & LEHMANNM, J. F.; **Krusen: Tratado de Medicina Física e Reabilitação**; Editora Manole, São Paulo-SP, 4ª Ed. pp: 363-415, 1996.
42. JONES, D. A.; BIGLAND-RITCHIE, B. & EDWARDS, R. H. T.; **Excitation frequency and Muscle Fatigue: Mechanical Responses during Voluntary and Stimulated Contraction**; Academic Press, Experimental Neurology, n. 64, pp. 401-413, 1979.
43. KANTOR, G. & ROBSON, C. J.; **Introduction of A Special Issue on Fuctional Electrical Stimulation**; IEEE Trans. Biomed. Eng., v. 36, n. 7, pp. 641-643, 1989.
44. 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., v. 42, n. 8: pp. 809-817, 1995.
45. KENDALL, F. P.; MCCREARY, E. K. & PROVANCE, P. G.; **Músculos, provas e funções com postura e dor**; 4ª Edição; Ed. Malone, São Paulo, SP; pp. 11-26, 1995.
46. KOBETIC, Rudi; **Advancing step by step**; IEEE SPECTRUM, pp. 27-32, 1994.
47. KOTTKE, F. J; STILLWELL, G. & LEHMANNM, J. F.; **Krusen: Tratado de Medicina Física e Reabilitação**; Editora Manole, São Paulo-SP, 3ª Ed. pp: 86-101, 1984.
48. KRALJ, A.; TRNKOCZY A & ACIMOVIC, R.; **Hemiplegic gait improvement by means of a three-channel electrical stimulator**. Elektrotechnicni Vestnik, (4-5): A12-A15, 1971.
49. KRALJ, A. R.; BAJD, T.; **Functional Electrical Stimulation: Standing and Walking after Spinal Cord Injury**; J. Biomed. Eng., v. 11, pp. 96-100, 1989.
50. KRALJ, A.; BAJD, T.; TURK, R.; KRAJNIK, J. & BENKO, H.; **Gait Restoratiion in Paraplegic Patients: A feasibility demonstration using multichannel surface electrode FES**. Journal of Rehabilitation R&D, v.20, n. 1, pp. 3-20, 1983.
51. LACOTÊ, M.; CHEVALIER, A.-M.; MIRANDA, A.; BLETON, J. -P. & STEVENIN, P.; **Avaliação Clínica da Função Muscular**, Ed. Manole, São Paulo-SP; pp:318-406, 1987.
52. LEHMKUHL, L. D. & SMITH, L. K.; **Brunnstrom, Cinesiologia Clínica**; Ed. Malone, SP; 4ª ed., pp. 371-402; 1989.

53. LEITÃO, A.; **Fisioterapia Clínica, Bases Físicas, Fisiológicas e Terapêuticas**; Livraria Atheneu, Rio de Janeiro-RJ, pp: 86-91, 1979.
54. LIANZA, S.; **Estimulação elétrica funcional - FES e reabilitação**; Ed. Atheneu, Rio de Janeiro, RJ. pp. 1-80, 1993.
55. LIANZA, S.; **Medicina de reabilitação**; Ed. Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, RJ. pp. 266-297, 314-329; 1985.
56. LIBERSON, W. T.; HOMQUEST, H. J.; SCOTT, D. & DOW, M; **Nerve Synchronized with the swing phase of gait of hemiplegic patients**, Arch. Phys. Med, The Lancet, pp. 212-285, 1961.
57. LIMA, M. H. F.; **Relatório final de Estágio: Sistema de Biofeedback via Eletromiografia**. CEFET, Curitiba - PR, 1997.
58. LINHARES, S. & GEWANDSNAJDER, Fernando; **Biologia Hoje**; Ed. Ática; 5ª edição, v. 1, pp: 251-254, 1994.
59. **MAXIM Integrated Products, Cmos dual 8-Bit Buffered Multiplying DACs; MX7528/MX7628**, pp: 1-12, 1995.
60. MCCREERY, D. B.; AGNEW, W. F.; YUEN, T. G. & BULLARA, L. A.; **Relationship between stimulus amplitude, stimulus frequency and neural damage during electrical stimulation of sciatic nerve of cat**. Med. & Biol. Eng. & Comput., n. 33, pp. 426-429, 1995.
61. MCPARTLAND, M. D. & MOOK, D. J.; **A robust transcutaneous electro-muscle stimulator (RTES): a multi-modality tool**; Med. Eng. Phys., v. 17, n. 4, pp. 314-318, 1995.
62. MEADOWS, P. M & MCNEAL, D. R.; **A Four-Channel IBM PC/AT Compatible Biphasic Pulse Generator for Nerve Stimulation**; IEEE Trans. Biomed. Eng., v. 36, n. 7, pp: 802-804, 1989.
63. MINZLY, J.; MIZRAHI, J.; ISAKOV, E.; SUSAK, Z. & VERBEKE, M.; **Computer-controlled portable stimulator for paraplegic patients**; J. Biomed. Eng., v. 15, pp. 333-338, 1993

64. MORENO-ARANDA, J. & SEIREG, A.; **Electrical Parameters for Over-the-Skin Muscle Stimulation**; Journal of Biomechanics, v. 14, n. 19: 579-587, 1981.
65. MOUNTCASTLE, V. B.; **Fisiologia Médica**; tradução de N. Negrão e M. Rocha; 13.^a edição, Guanabara Koogan - Rio de Janeiro, v. 1, pp. 34-153, 1982.
66. NAUMANN, S.; MIFSUD, M.; CAIRNS, B. J.; MILNER, M. & HERBERT, M. A.; **Dual-channel electrical stimulators for use by children with diaplegic spastic cerebral palsy**; Med. & Bio. Eng & Comput., v. 23, p. 435-444, 1985
67. NOHAMA, P.; LOPES, A. M. V. A. & CLIQUET JR, A., 1995. **A 3-Channel Microcomputer Controlled PAM Electrotactile Stimulator for Sensory Communication**. Proc. IEEE SMC, v. 2, pp. 1011-1015.
68. PALMER, M. L. & TOMS, J. E.; **Manual para Treinamento Funcional**; Ed. Manole, 3^a Ed. São Paulo-SP, pp. 17-44, 1987.
69. PECKHAM, P. H.; **Functional Neuromuscular Stimulation**; Physics and Tecnology, v. 12, pp: 114-121 , 1981.
70. PECKHAM, P. HUNTER; POON, CHIE W.; KO, WEN H.; MARSOLAIS, Ernest B. & ROSEN, Jonathan J.; **Multichannel Implantable Stimulator for Control of Paralyzed Muscle**. IEEE Trans. Biomed. Eng., v. 28, n. 7, pp: 530-536, 1981.
71. PERRY, Jacquelin; **The Mechanics of Walking, a clinical interpretation** Phys. Ther., v. 47, n. 9, pp: 778-801, 1967.
72. PETROFSKY, J. S. & PHILLIPS, C. A., **A Computer Controlled Walking System: The Combination of an Orthosis with FES**. Clinical Engng., v. 11, n. 2, pp. 121-133, 1986.
73. PETROFSKY, J. S. & PETROFSKY, S.; **A Wide-Pulse-Width Electrical Stimulator for Use On Denervated Muscles**; Clinical Engng., v. 17, n. 4, pp. 331-338, 1992.
74. RIJKHOFF, N. J. M.; HOLSHEIMER, J.; DEBRUYNE, F. M. & WIJKSTRA, H.; **Modelling selective activation of small myelinated nerve fibres using a monopolar point electrode**; Med. & Biol. Eng. & Comput, n. 33, pp:762-768, 1995.

75. SÉRIE ATLAS VISUAIS: **O Corpo Humano**; Editora Ática, São Paulo - SP; pp: 18-34, 1994.
76. SHIAMI, R.; **Electromyographic patterns in adult locomotion: A comprehensive review**; Journal of Rehabilitation R&D, v. 22, n. 33, pp. 85-98, 1985.
77. SOVI, F. X.; **Estimulador neuromuscular controlado por microcomputador para restauração da locomoção de paraplégicos e tetraplégicos**; Faculdade de Engenharia Elétrica, Departamento de Engenharia Biomédica - Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP, 1992.
78. STANIC, U.; BAJD, T & GROS, N.; **Multichannel Electrical Stimulation for Correction of Hemiplegic Gait**; Scand, Journal of Rehab. Med., v. 10, pp. 75-92, 1978.
79. STAUFFER, E. S.; **Diagnosis and Prognosis of Acute Cervical Spinal Cord Injury**; Clinical-Orthopaedics and Related Research, n. 112, pp: 9-15, 1975.
80. STROJNIK, P.; KRALJ, A. & URSIC, I.; **Programmed Six-Channel Electrical Stimulator for Complex Stimulation of Leg Muscles During Walking**; IEEE Trans. Biomed. Eng., v. 26, n. 2, pp.112-116, 1979.
81. TEIXEIRA, C. C.; **Desenvolvimento de Instrumentação para Portadores de Deficiência Neuromotora, baseada em estimulação Elétrica Funcional (FES)**; Programa CNPq - Projeto Institucional n. 680028/92.7, CEFET-PR, 1995.
82. THROPE, G. B.; PECKHAM, P. H. & CRAGO, P.; **A computer-controlled multichannel stimulation system for laboratory use in functional neuromuscular stimulation**; IEEE Trans. Biomed. Eng., v. 32, n. 6, pp. 363-370, 1985.
83. TRNKOCZY, A.; **Functional Electrical Stimulation of Extremities: Its Basis, Technology and Role in Rehabilitation**; Automedica, n. 2, pp.59-100, 1978.
84. VAUGHAN, C. L.; DAVIS, B. L. & O'CONNOR, J. C.; **Dynamics Of Human Gait**; Human Kinetics Publishers, Champaign, Illinois, 1992.
85. VAUGHAN, C. L.; DAVIS, B. L. & O'CONNOR, J. C.; **Gait Lab**; Human Kinetics Publishers, Champaign, Illinois, 1992.

86. VODONIK, L. & GROBELNIK, S.; **Multichannel Functional Electrical Stimulation-Facts and Expectations**. *Prothetics and Orthotics International*, v. 1, pp. 43-46, 1977.
87. WILLIBALD, Nagler; **Manual de Fisioterapia**, Traduzido por Huberto A. Schoenfeldt; Ed. Universidade de São Paulo-SP, pp: 77-90, 1976.
88. XHARDEZ, Yvez; **Manual de Cinesioterapia**; Atheneu, São Paulo, SP, pp. 22-26, 1990;
89. ZARZA, Rogério Quiarim & MORAES, José Carlos Teixeira de Barros; **Avaliação clínica de um sistema microcontrolado multicanal portátil para estimulação elétrica funcional com deficientes motores**; Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde, Campos do Jordão - SP, v. 1, pp. 219-220 1996.
90. ZARZA, Rogério Quiarim & MORAES, José Carlos Teixeira de Barros; **Sistema microcontrolado multicanal portátil para estimulação elétrica funcional**; Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde, Campos do Jordão - SP, v. 1, pp. 221-222, 1996.

RESUMO:

Esta dissertação apresenta um sistema de estimulação elétrica neuromuscular (EENM), desenvolvido para investigar a locomoção artificial em pacientes paraplégicos. O sistema implementado possui 16 canais independentes de estimulação (tensão constante), capazes de gerar formas de onda complexas, permitindo combinar simultaneamente técnicas de modulação em amplitude, largura e frequência de pulsos (PAM, PWM e PFM). Contém 8 entradas de monitoração que possibilitam a leitura de sinais analógicos de grandezas como forças de reação, posição ou sinais eletromiográficos, que poderão servir para a criação de um sistema de estimulação em malha fechada.

O estimulador é controlado por computador através de uma interface amigável, desenvolvida em *Visual C++™*, onde se pode controlar individual e independentemente os 16 canais do estimulador, editar, modificar, armazenar os padrões estimulatórios e visualizar os sinais de monitoração. Os principais parâmetros controlados são: largura de pulsos (de 30 a 500 μ s), frequência dos pulsos (de 3 a 7600Hz), duração dos *bursts* (de 0,1 a 320ms), frequência de *burst* (de 0,1 a 1000Hz) e amplitude dos pulsos (de 0 a 250V).

Por meio de um protocolo experimental aplicado durante aproximadamente um ano, investigou-se o controle motor através da estimulação elétrica neuromuscular. Aplicando pulsos com durações entre 100 a 300 μ s com frequência de 1kHz, *bursts* na faixa de 3 a 5ms com frequência de 40Hz, com a amplitude do ciclo variando de forma trapezoidal, desenvolveram-se estratégias com 2, 4 e 6 canais.

Resultados clínicos obtidos com quatro voluntários mostraram a eficácia funcional do método. Para um paciente hemiparético, conseguiu-se implementar uma estratégia funcional que produziu considerável correção da marcha, melhorando a postura do corpo e aumentando a velocidade do passo.

PALAVRAS CHAVES

Estimulação Elétrica Neuromuscular / Instrumentação / Paraplegia

ÁREA/SUB-ÁREA DE CONHECIMENTO

Engenharia Biomédica / Instrumentação

1998

Nº: 134



MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO E DO DESPORTO
CENTRO FEDERAL DE EDUCAÇÃO TECNOLÓGICA DO PARANÁ
CURSO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENG^a ELÉTRICA E INFORMÁTICA INDUSTRIAL

**“SISTEMA NMES MULTICANAL CONTROLADO POR
COMPUTADOR PARA APLICAÇÃO EM LOCOMOÇÃO
ARTIFICIAL”**

por

ALESSANDRO LEDRA ZAGHENI

Esta Dissertação foi apresentada no dia 09 de Junho de 1998, como requisito parcial para a obtenção do título de MESTRE EM CIÊNCIAS - Área de Concentração: Engenharia Biomédica . Aprovada pela Banca Examinadora composta pelos professores:

Prof. Dr. PERCY NOHAMA
(Orientador – CEFET-PR)

Prof. Dr. ALBERTO CLIQUET JR.
(UNICAMP)

Prof. Dr. PAULO JOSÉ ABATTI
(CEFET-PR)

Prof. Dr. PEDRO MIGUEL GEWEHR
(CEFET-PR - Suplente)

Visto e aprovado para impressão:

Prof. Dr. Hipólito José Kalinowski
(Coordenador do CPGEI)