

Pontifícia Universidade Católica do Paraná
Centro de Ciências Exatas e de Tecnologia
Departamento de Informática

Investigação em Locomoção Artificial
através de Estimulação Elétrica Neuromuscular:
Instrumentação e Estratégias

Trabalho Apresentado
em Concurso para Professor Titular

Percy Nohama

Curitiba
1997

Pontificia Universidade Católica do Paraná
Centro de Ciências Exatas e de Tecnologia
Departamento de Informática

Investigação em Locomoção Artificial
através de Estimulação Elétrica Neuromuscular:
Instrumentação e Estratégias

Trabalho Apresentado
em Concurso para Professor Titular

Banca Examinadora

Prof. Celso Kaestner
Prof. Flávio Bortolozzi
Prof. Romualdo Wandressen

Curitiba, Outubro de 1997

*... "os surdos ouvirão, os cegos voltarão a enxergar,
os coxos andarão, os leprosos serão purificados...
e aos pobres será restituída a dignidade."
(Lc 7, 22)*

Sumário

Agradecimentos	v
Capítulo 1: Introdução	3
Capítulo 2: Aspectos Fisiológicos e Biomecânicos da Marcha Humana	7
2.1 O Músculo Esquelético	7
2.2 Considerações sobre a Locomoção Humana.....	10
2.2.1 Passagem da posição Sentado para a Posição Ortostática	10
2.2.2 Posição Ortostática	12
2.2.3 Movimentos de Subir e Descer Escadas.....	13
2.2.4 Marcha.....	17
Capítulo 3: Propriocepção.....	21
3.1 Introdução	21
3.2 Proprioceptores	22
3.3 Integração Central	23
Capítulo 4: Estimulação Elétrica Neuromuscular.....	25
Capítulo 5: Estimulação Elétrica Sensorial	35
Capítulo 6: O Fenômeno Phi Táctil	53
Capítulo 7: O Estimulador Sensorial.....	58
7.1 Introdução	58
7.2 O Estimulador de Três Canais	58
7.2.1 Descrição do <i>Hardware</i>	60
7.2.2 Descrição do <i>Software</i>	68
7.2.2.1 Descrição do Programa Principal	70
7.3 Resultados	73

Capítulo 8: O Estimulador Neuromuscular.....

8.1 Introdução	
8.2 Descrição do <i>Hardware</i>	
8.3 O Programa Principal.....	
8.4 Resultados	

Capítulo 9: Protocolos Experimentais para Comunicação Sensorial

9.1 Introdução	
9.2 Protocolo Experimental 1: Determinação de Limiares :	
9.3 Protocolo Experimental 2: Discriminação Sensorial:.....	
9.4 Protocolo Experimental 3: Fenômeno Phi Táctil:.....	
9.4.1 Limiar de Discriminação entre Dois Pontos (TPDT).	
9.4.2 Distância entre os Canais Estimulatórios para Evocação de Imagem Composta em Movimento.....	
9.4.3 Relação entre Correntes Estimulatórias para Obtenção de Imagem Composta em Movimento Distribuída Simetricamente sob os Eletrodos.....	111
9.4.4 Avaliação dos Parâmetros Estimulatórios.	112
9.5 Protocolo Experimental 4: Treinamento	112
9.6 Resultados dos Protocolos Aplicados.....	113
9.6.1 Parâmetros Ótimos para Estimulação PAM	113
9.6.2 Discriminação Sensorial	117
9.6.3 Fenômeno Phi Táctil Evocado por Inibição Temporal	118
9.6.4 Fenômeno Phi Táctil Evocado por Inibição de Amplitude	119
9.6.5 Treinamento e Discriminação de Categorias de Imagens	127

Capítulo 10: Protocolos Experimentais para Controle Motor 129

10.1 Introdução	129
10.2 Descrição dos Protocolos e os Pacientes Voluntários	130
10.3 Resultados Obtidos até o Presente.....	134

Capítulo 11: Discussão e Conclusões 139

11.1 Introdução	139
-----------------------	-----

11.2 Sobre a Instrumentação.....	140
11.3 Sobre a Metodologia.....	141
11.4 Trabalhos Futuros	142
11.5 Conclusões	143
Referências Bibliográficas	145

Agradecimentos

à Andréa Lopes, que trabalhou no desenvolvimento do sistema de estimulação sensorial;

ao Alessandro Zagheni, que vem trabalhando incessantemente no desenvolvimento do estimulador neuromuscular;

à Denise Nohama, que voluntariamente vem colaborando nos protocolos *in vivo*

aos pesquisadores K. Kaczmarek e M. Tyler, pela acolhida no Laboratório de Reabilitação da Universidade de Wisconsin, USA, pelo material bibliográfico fornecido e pelas discussões técnicas;

aos voluntários, que se dispuseram a contribuir com a pesquisa experimental;

aos meus orientados no CEFET e na PUC, pela contribuição efetiva ao estudo e ao desenvolvimento de projetos na área de reabilitação,

à CAPES e ao CNPq/PCDT, pelas bolsas e à Fundação Bamerindus, pelos recursos doados para a pesquisa;

a todos que direta ou indiretamente deram sua parcela de contribuição ao desenvolvimento da pesquisa;

e a Deus, que vem me nutrindo com perseverança e fé nessa longa, longa, jornada.

Capítulo 1

Introdução

A Engenharia de Reabilitação (um dos quatro ramos da Engenharia Biomédica) trata do desenvolvimento e aplicação de instrumentação biomédica visando melhorar a qualidade de vida de pessoas deficientes, ajudando a torná-las mais independentes e a se integrarem de forma produtiva à sociedade. Apesar de relativamente nova, ela vem se consolidando desde o final da II Guerra, fato que impulsionou o desenvolvimento de próteses e membros artificiais, à princípio, para veteranos de guerra (McNeal, 1980).

A cada ano, nos EUA, ocorrem cerca de 8000 a 10000 novos casos de paralisia em virtude de acidentes ou doenças progressivas, segundo o National Institute of Handicapped People (Cybulski et al., 1984). No Brasil, pesquisas do IBGE indicam 0,3 % de portadores de deficiência física, dos quais 70 % devido a acidentes de trânsito, 10 % por acidentes de trabalho, 10 % devido à violência e outros 10 % decorrentes de doenças adquiridas (IBGE, 1991). Na maioria dos casos, ocorrem lesões no cérebro (casos de AVCs) e/ou na medula (SCI). Os músculos esqueléticos ficam paralisados porque os impulsos nervosos que normalmente ativam esses músculos tornam-se incapazes de atravessar as áreas lesadas do sistema nervoso central (SNC) ou da medula. Quando os músculos e sua inervação não se encontram danificados, suas funções podem ser restauradas com impulsos nervosos gerados artificialmente (estimulação elétrica neuromuscular, NMES).

A utilização da NMES objetiva, essencialmente, auxiliar o paciente hemi, para ou tetraplégico nas atividades de locomoção e preensão, tais como a ação de sentar/levantar, formas simples de caminhar, transferir, flexão e extensão de cotovelo, preensão de um objeto, entre outros; que são importantes nas atividades diárias, além de evitar complicações decorrentes da lesão (como úlcera de decúbito e/ou dores devido à pressão, contraturas, atrofia muscular ou desmineralização óssea) (Andrews et al., 1986).

Além disso, há outros fortes argumentos (Meadows et al., 1987):

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. A estimulação serve para mover músculos e articulações e impedir incapacidades musculares e contraturas das

articulações. Melhorias na atividade cardiovascular são obtidas por meio de um programa de exercícios bem conduzidos. Reduzem-se também os riscos de fraturas devido à osteoporose;

2. em casos de paralisia parcial, nos quais pode ocorrer "recuperação" neurológica gradualmente (em até dois anos); se não houver um programa de estimulação elétrica, ocorre atrofia muscular antes da recuperação neurológica;
3. a estimulação elétrica pode ser aplicada como um método permanente de restauração da função muscular de pacientes permanentemente paralisados.

Associada às órteses, a NMES tem-se mostrado o único método eficiente para reabilitação funcional de membros paralisados, figura 1.1. Dependendo do nível da lesão, o paciente perde, além da função motora, a sensorial; carecendo então, de propriocepção. Sem esta, o paciente perde equilíbrio e coordenação e passa a depender da visão e da audição como meios de controle postural e cinestésico. Para recriar essa realimentação, é possível evocar propriocepção artificialmente através de imagens codificadas, em uma região do corpo com suficiente sensibilidade tátil. Essas figuras podem representar movimento, posição, força, ângulo, momento, ... de braços e pernas e suas articulações (Nohama et al., 1995a, b). A estimulação eletrotáctil pode evocar uma sensação com a mesma intensidade subjetiva que a força de preensão (medida por um sensor externo, colocado em uma luva instrumentalizada, como em Cleland & Winfield, 1985; Wertsch & Bach-y-Rita, 1986; Castro & Cliquet Jr., 1996; ou como nos exemplos citados por Mackenzie, 1995) produzida naturalmente pela mão. Por isso, o trabalho proposto envolve a utilização de propriocepção artificial (figura 1.1).

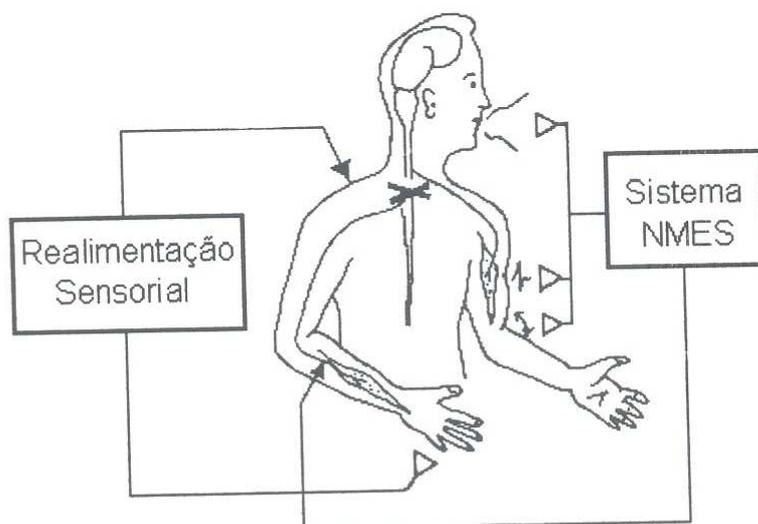


Figura 1.1. Representação de um sistema completo de NMES empregando realimentação sensorial e controle por voz, sinal eletromiográfico ou eletrogoniométrico (adaptado de Hoshimiyia et al., 1987).

A relevância do trabalho decorre de sua originalidade pois não há até o presente nenhum sistema de NMES que contenha, um elo de realimentação proprioceptiva, utilizando o conceito de ilusão táctil e, por propiciar (potencialmente) uma eficiência maior aos efeitos motores e equilíbrio ao paciente. Por outro lado, no Brasil, há carência de pesquisas nessa área, existindo tão somente um especialista atuando no Depto. Eng. Biomédica da UNICAMP e nenhum sistema de estimulação neuromuscular de dezesseis canais.

Os objetivos gerais que norteiam essa pesquisa são:

- (1) desenvolvimento de instrumentação eletrônica capaz produzir estimulação elétrica motora e sensorial, que envolve o projeto, a implementação e a aplicação *in vivo* de um estimulador elétrico neuromuscular de 16 canais independentes, modulados em PAM, PWM e PFM, controlado por computador; operando em malha aberta, quando aplicado em membros inferiores de pacientes hemiplégicos e paraplégicos, com ou sem o uso de órteses;
- (2) investigação de estratégias de estimulação elétrica neuromuscular em sistemas multicanal em malha aberta, que suscitem, de modo eficaz, locomoção e outros movimentos importantes para o dia a dia dos pacientes hemi, para e tetraplégicos, e que venham propiciar um grau crescente de liberdade de ação e movimentação;
- (3) investigação em propriocepção artificial por meio de estimulação elétrica, empregando o fenômeno Phi Táctil, o que implica no projeto, implementação e aplicação *in vivo* de um estimulador elétrico sensorial de 3 canais independentes, modulados em PAM, a fim de propiciar a evocação do fenômeno Phi Táctil;
- (4) proposição de sistema em malha fechada utilizando controle eletromiográfico, eletrogoniométrico, ou de força; o que representa o projeto e a implementação de uma interface de aquisição de sinais (eletromiográficos, eletrogoniométricos e de força) para o estimulador neuromuscular; visando uma futura configuração de um sistema em malha fechada contendo realimentação proprioceptiva;
- (5) investigação e criação de rotinas e estratégias estimulatórias (número de canais, parâmetros estimulatórios e sequência de estímulos) que criem artificialmente movimentos funcionais (futuramente convertidos em ações específicas como permanecer em pé, andar, sentar, subir escadas e descer escadas, empregando sistema híbrido (com auxílio de órtese) ou somente a NMES, empregando o sistema sem realimentação.

Para os sistemas desenvolvidos, procurou-se levar em consideração os seguintes critérios (Marsolais, 1987):

(1) eficácia na função desejada: um sistema da NMES aceitável deve possuir algumas características básicas, tais como:

(a) membros inferiores: permitir permanência em pé por um intervalo longo (pelo menos 1 h); caminhada rápida para pequenas distâncias e lenta para longas; levantar-se da cadeira de rodas, andar através de rampas, subir e descer escadas, etc;

(b) membros superiores: permitir flexão e extensão do cotovelo, abertura da mão para pegar objetos, manutenção da mão aberta, fechamento da mão, por meio da flexão dos dedos e preensão de objetos cilíndricos;

(2) facilidade de uso e funcionalidade: permitindo que tanto usuários quanto pesquisadores da área médica aprendam rapidamente a manusear os sistemas eletrônicos, atendendo aos requisitos de ergonomia para interfaces homem-máquina;

(3) consumo de energia: estudos indicam que um indivíduo não continua usando métodos de mobilização que exijam mais que 50% de sua capacidade aeróbica máxima;

(4) versatilidade e programabilidade: propiciando aplicações não previstas inicialmente e uso por grande número de pacientes que apresentam lesões ou efeitos diferenciados.

A monografia encontra-se dividida em dez capítulos, onde se encontram: no Capítulo 1, a apresentação e objetivos da pesquisa; no Capítulo 2, aspectos fisiológicos e biomecânicos da marcha humana; no Capítulo 3, uma breve abordagem sobre propriocepção; no Capítulo 4, o estado da arte em estimulação elétrica neuromuscular; no Capítulo 5, uma revisão bibliográfica em estimulação elétrica sensorial; no Capítulo 6, uma descrição sucinta sobre o fenômeno Phi Táctil; no Capítulo 7, uma apresentação sobre o projeto e os resultados obtidos com o estimulador sensorial; no Capítulo 8, uma descrição do sistema de estimulação de dezesseis canais; no Capítulo 9, apresentam-se os protocolos e os resultados dos experimentos sensoriais; no Capítulo 10, descrevem-se os protocolos aplicados na investigação motora e no Capítulo 11, discutem-se os resultados obtidos e propõem-se novas pesquisas. Por fim, listam-se as referências bibliográficas empregadas durante o trabalho.

Capítulo 2

Aspectos Fisiológicos e Biomecânicos da Marcha Humana

2.1 O Músculo Esquelético¹

A função do músculo é a de se contrair e, ao fazê-lo, realizar trabalho. A musculatura esquelética constitui cerca de 40% do corpo. O músculo compõe-se de numerosas fibras musculares, cujos diâmetros variam de 10 a 80 μm (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 próximo ao seu centro.

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

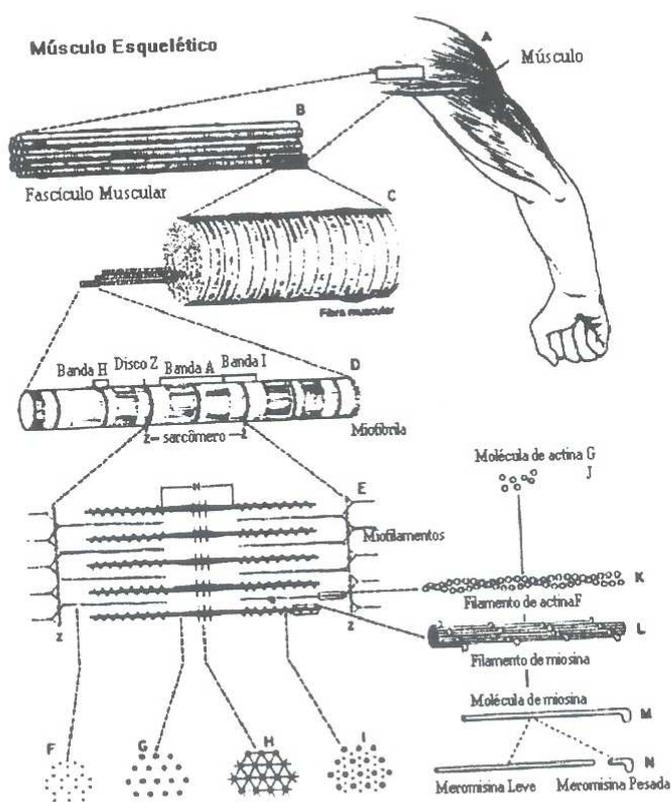


Figura 2.1. Organização do músculo esquelético do nível macroscópico ao molecular. F, G, H e I são seções transversais nos níveis indicados (de Guyton, 1984).

¹ As informações deste item foram extraídas de Guyton, 1984.

Cada fibra muscular contém de várias centenas a muitos milhares de miofibrilas, que são representadas pelos pequenos círculos da secção transversal na figura 2.1c. Observando as miofibrilas através de um microscópio eletrônico, nota-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 de 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, sendo que 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 escura (*disco Z*), formado por outro tipo de proteína, a alfa-actina.

A contração dos músculos é causada por um deslizamento dos filamentos finos em relação aos filamentos espessos. 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 dois discos é chamado de sarcômero.

As miofibrilas estão suspensas no interior da fibra muscular numa matriz denominada sarcoplasma, que é composta dos constituintes intracelulares habituais. O líquido sarcoplasmático contém grandes quantidades de potássio, magnésio, fosfato e enzimas. Também existe 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, que na fibra muscular denomina-se retículo sarcoplasmático, que é extremamente importante no controle da contração muscular.

Cada neurônio motor que deixa a medula normalmente inerva muitas fibras musculares diferentes, cujo número vai depender do tipo de músculo. Todas as fibras musculares inervadas por uma única fibra nervosa motora denomina-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 segmento 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, como após a poliomielite, é possível desenvolver-se ocasionalmente unidades motoras maiores, que podem conter cerca de cinco vezes o número normal de fibras musculares. É evidente que isto diminui o grau de controle que se pode ter sobre esses músculos, porém permite que os músculos readquiram sua função.

O ser humano possui mais de 600 músculos esqueléticos, os quais diferem de forma e tamanho, conforme a função que cada um desempenha. 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.

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 de unidades motoras múltiplas e somação de onda (ou somação especial e temporal).

A somação de unidades motoras múltiplas ocorre pelo fato de haver variação do 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 contrair.

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 em 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 tétano e a frequência mais baixa na qual isto ocorre é conhecido como frequência crítica.

Na 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 do ATP, a miosina se solta e volta a se ligar em outro ponto da molécula de actina, puxando-a outra vez. Desse modo, os filamentos movem-se entre si como os dentes de duas engrenagens (teoria do mecanismo de catraca da contração ilustrado na figura 2.2). Cessado o impulso nervoso, o cálcio é bombeado por transporte ativo e armazenado novamente no retículo, enquanto que as ligações com a miosina deixam de existir, relaxando o músculo.

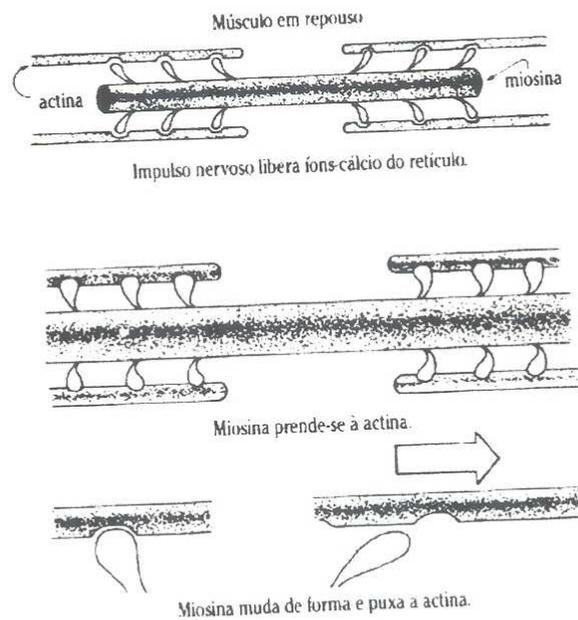


Figura 2.2. Processo de contração muscular.

2.2 Considerações sobre a Locomoção Humana²

2.2.1. Passagem da Posição Sentado para Posição Ortostática

A transição da posição sentado para a ortostática envolve uma ação harmônica e controlada, naturalmente, da musculatura esquelética, pelo sistema nervoso central ou,

² As informações deste item foram extraídas de Kendall, 1980; Fraccaroli, 1981; Pereira & Pereira, 1984.

artificialmente, pela estimulação elétrica neuromuscular via NMES.

Os movimentos realizados pelos membros superiores (com auxílio da barra paralela), figura 2.3, devem ser realizados ativamente pelo paciente, já a musculatura de membros inferiores (em pacientes paraplégicos), será estimulada através da corrente elétrica gerada pelo sistema de NMES, aplicada aos principais grupos musculares, de modo sincronizado e controlando-se a duração e/ou frequência dos pulsos e/ou *bursts*.

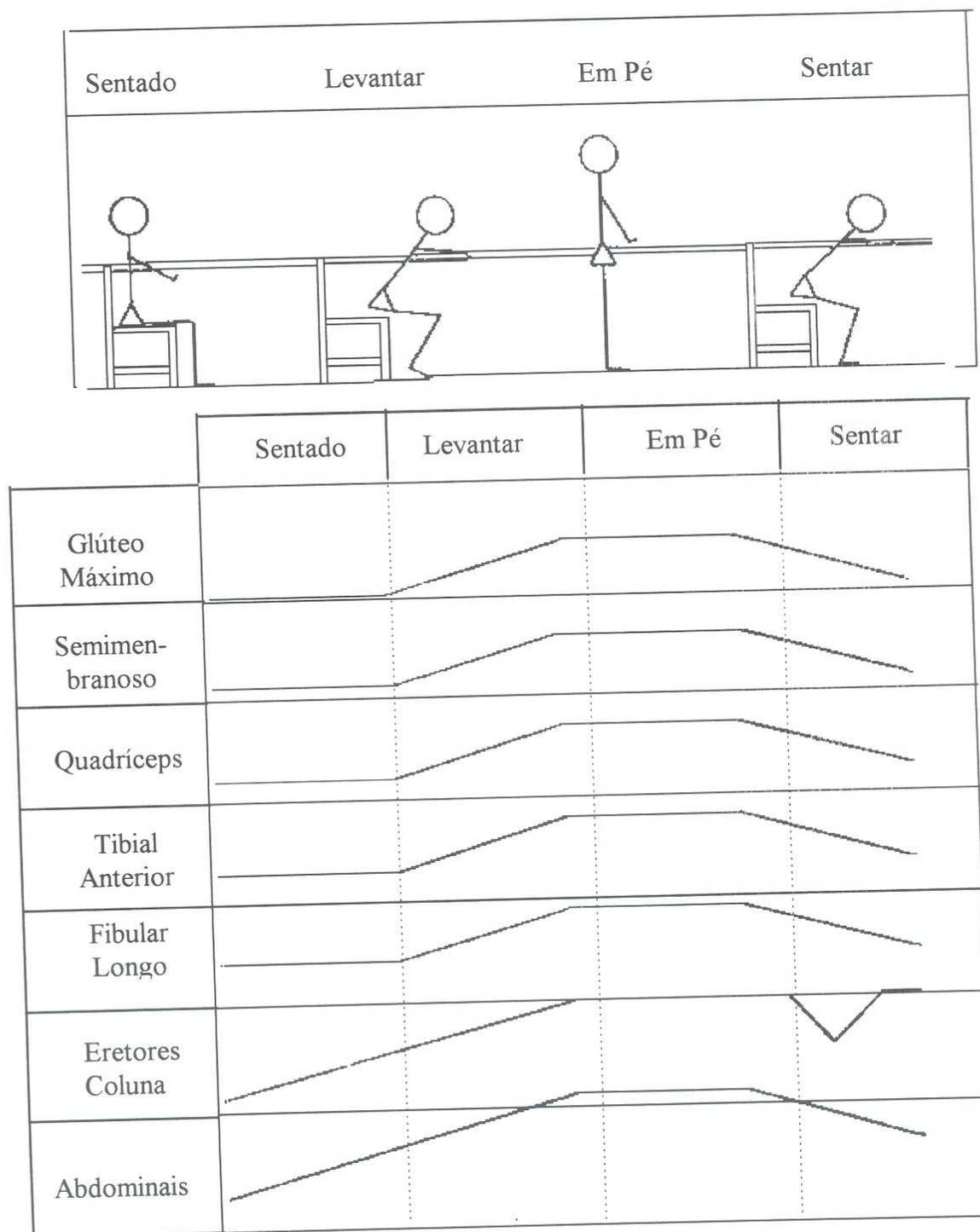


Figura 2.3. Representação das atividades de levantar e sentar.

Nesta fase, é fundamental que a musculatura de membros superiores já esteja com força suficiente para auxiliar o movimento. Os músculos extensores realizam a fixação deste.

Os músculos trapézio, rombóide e grande dorsal são responsáveis pela fixação da escápula e do tórax, a musculatura abdominal também é de grande importância para o movimento.

É importante para este movimento que o paciente esteja o mais próximo possível da borda da cadeira, para que seja mais fácil a realização do movimento. Este deverá projetar o tronco para frente e para cima, ocorrendo com isso, adução das escápulas, extensão do punho e contração dos abdominais.

Os movimentos realizados nos membros inferiores ocorrem gradativa e simultaneamente.

Análise dos músculos motores primários relativos a cada movimento:

-extensão do quadril: músculo semimembranoso e glúteo máximo.

-extensão do joelho: músculo quadríceps.

-dorsiflexão de tornozelo: músculos tibial e fibular longo.

Esses movimentos são realizados em conjunto com a musculatura sinergista (que auxilia o movimento), antagonista (que se relaxa para que o músculo agonista possa realizar o movimento) e os músculos fixadores (que estabilizam o movimento, como, os abdutores e adutores do quadril e os músculos eversores e inversores de tornozelo). Esses movimentos devem ocorrer simultaneamente para que o movimento seja harmônico e coordenado.

O sentido inverso do movimento ou seja, a passagem da posição ortostática para sentado ocorre de forma inversa e os movimentos são realizados de forma inversa aos citados.

2.2.2 Posição Ortostática

Na posição ortostática, além da estimulação dos reflexos posturais e dos músculos antigravitacionais, tem-se, também, um alongamento terapêutico dessa musculatura. Ainda são estimulados os proprioceptores, exteroceptores e as reações posturais. Esse equilíbrio dinâmico (sem movimento) tem como finalidade: (1) deposição óssea (há maior deposição de cálcio à nível dos membros inferiores); (2) ativação circulatória (arterial, venoso e linfática);

(3) estimulação respiratória e cardíaca; (4) estimulação psíquica.

Os músculos responsáveis pela postura ortostática ou a musculatura anti-gravitacional são: (1) músculos anteriores : tibial anterior, quadríceps, flexores de quadril (sartório, tensor da fáscia lata, grácil e iliopsoas), (2) abdominais, flexores do pescoço; (3) músculos posteriores: eretores da coluna, glúteos, ísquio tibiais e tríceps sural.

Deve-se levar em conta quatro fatores importantes na manutenção da posição ortostática (equilíbrio): (1) harmonia entre os músculos das cadeias anteriores e posteriores do corpo, para que haja equilíbrio; (2) força de ação da gravidade, que age em todo o corpo, o seu centro está localizado próximo à primeira e segunda vértebras sacrais (S1 e S2). Neste ponto está concentrada toda a energia do corpo; (3) linha de gravidade: é uma linha imaginária que passa ligeiramente à frente do centro de gravidade. Quando esta linha incide próximo à base de sustentação, o equilíbrio torna-se estável; (4) base de sustentação: quanto mais larga for a base de sustentação, maior será o equilíbrio.

2.2.3 Movimentos de Subir e Descer Escadas

A regularidade típica do andar normal e seus detalhes básicos estabelecem-se ao longo da ontogênese e este processo é regulado pelas interações dinâmicas entre o sistema neuromotor e as forças externas na medida em que este responde a um contexto funcional, bem como às mudanças nas propriedades biomecânicas inerentes ao organismo (Thelen, 1985).

Apesar deste elevado grau de regularidade, a redundância característica do sistema motor humano cria a necessidade de um mecanismo flexível de controle que gera padrões de movimentos coordenados em tempo real diante de um ambiente imprevisível. Esta flexibilidade pode ser investigada através de um estudo de diferentes formas de locomoção e da identificação de como o padrão do andar normal é alterado a fim de adaptar-se às exigências ambientais.

Uma variação do andar normal, o andar sobre um plano inclinado, foi estruturada para fins de compreensão dos processos de regulação e controle do ato locomotor. Da mesma forma que em situação de plano inclinado, um ambiente de subir ou descer escadas pode alterar parâmetros do andar normal (figura 2.4).

Sob o ponto de vista mecânico, o problema da locomoção é solucionado de maneiras diferentes no subir e descer escadas, quando comparados com o andar no plano.

O trabalho muscular no ato de subir e descer é bastante variado, iniciando-se no momento em que o paciente se encontra na posição bípede, frente ao aparelho, e desenvolvendo um trabalho estático dos músculos antigravitacionais.

Pode-se dividir o trabalho muscular em cinco momentos:

Fase Ascendente (figura 2.4A, superior)

1º Momento: o membro inferior direito através do trabalho concêntrico dos músculos flexores do quadril, joelho e tornozelo, fica em suspensão por alguns segundos, enquanto o membro inferior esquerdo continua em trabalho estático sustentando o peso do corpo.

2º Momento: o membro inferior direito intensifica a flexão das articulações e toca o solo do primeiro degrau. O membro inferior esquerdo continua em trabalho estático.

3º Momento: o membro inferior esquerdo, que estava em extensão, inicia um trabalho concêntrico dos flexores do quadril, joelho e tornozelo e oscila por alguns segundos. Simultaneamente o membro inferior direito, que estava em flexão estende-se através do trabalho concêntrico dos extensores do quadril, joelho e tornozelo, para sustentar o peso do corpo em um trabalho estático.

4º Momento: o membro inferior esquerdo intensifica a flexão do quadril, joelho e tornozelo para tocar o solo do degrau superior, enquanto o membro inferior direito continua em extensão, sustentando o peso do corpo num trabalho estático.

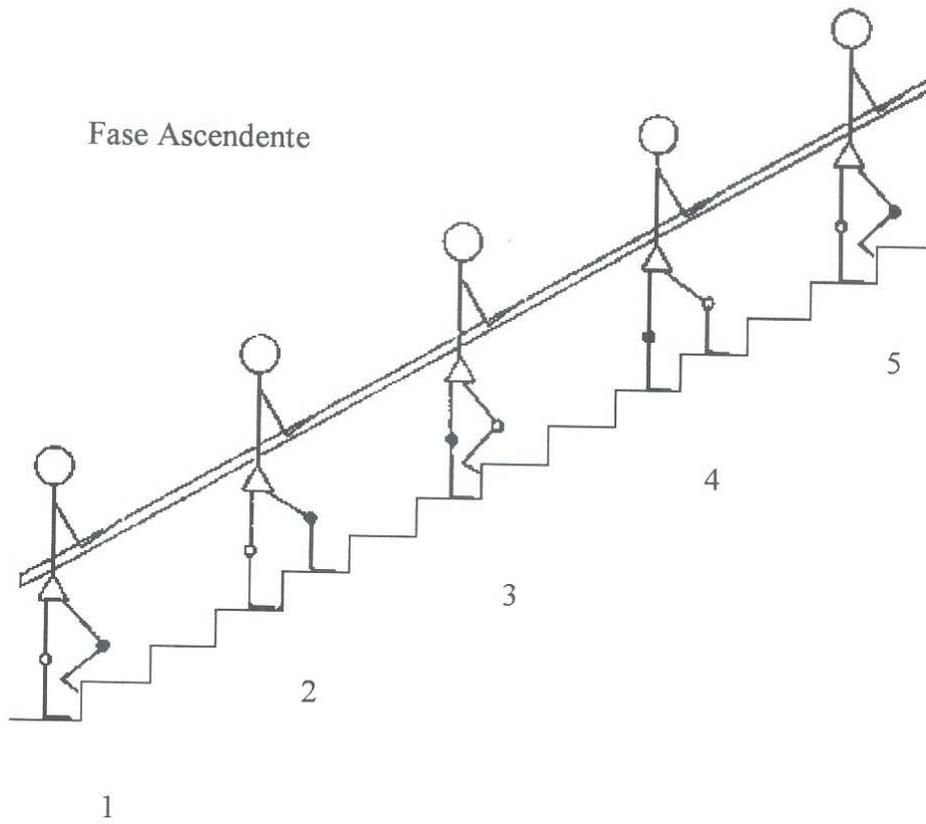
5º Momento: o membro inferior direito, através de um trabalho concêntrico dos músculos flexores das articulações do quadril, joelho e tornozelo é suspenso, enquanto o membro inferior esquerdo se estende através de um trabalho concêntrico dos extensores para sustentar o peso do corpo.

Durante esta fase, o tronco participa, inclinando-se para frente, com o objetivo de projetar o centro de gravidade o mais próximo possível da linha de força exercida pela perna propulsora, favorecendo, assim, o impulso do corpo.

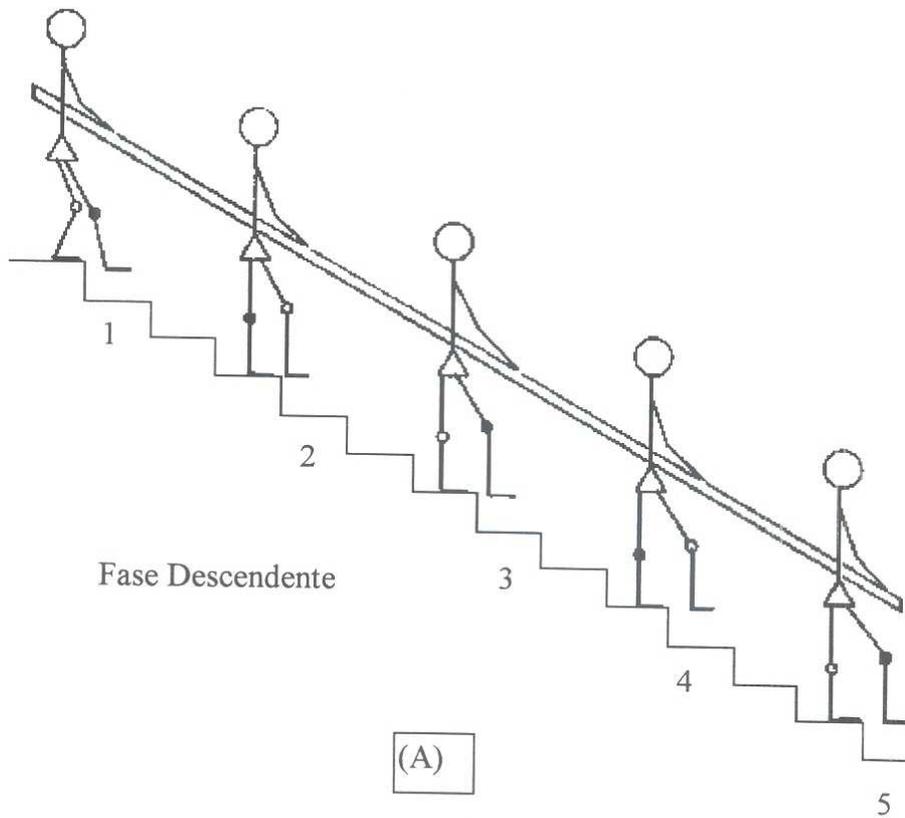
Fase Descendente (figura 2.4A, inferior)

1º Momento: o membro inferior direito através do trabalho concêntrico dos músculos flexores do quadril, joelho e tornozelo, fica em suspensão por alguns segundos, enquanto o membro inferior esquerdo continua em trabalho estático sustentando o peso do corpo.

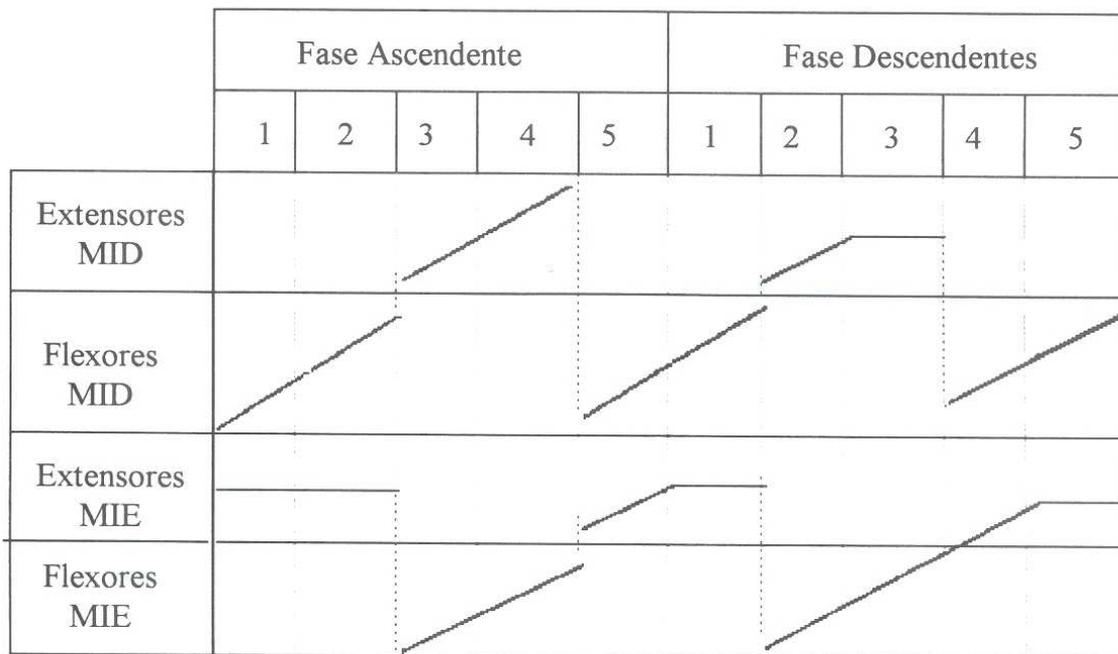
Fase Ascendente



Fase Descendente



(A)



(B)

Figura 2.4. Representação da ação de subir e descer escada (A) e a ativação dos principais grupos musculares (B).

2º Momento: o membro inferior direito que estava em suspensão, toca o solo através do trabalho concêntrico dos extensores. O membro inferior esquerdo realiza simultaneamente, a flexão do quadril, joelho e tornozelo através do trabalho concêntrico e excêntrico. Quando o pé toca o solo, através da extensão das articulações, ocorre uma discreta flexão do joelho controlada pelo músculo quadríceps num trabalho excêntrico.

3º Momento: o membro inferior esquerdo oscila através da flexão das articulações do quadril, joelho, e tornozelo num trabalho concêntrico, enquanto o membro inferior direito permanece em extensão, num trabalho estático dos extensores para sustentar o peso do corpo.

4º Momento: o membro inferior esquerdo, através de um trabalho concêntrico dos extensores, se estende e toca o solo do degrau inferior. O membro inferior direito flexiona as articulações do quadril, joelho e tornozelo para depois oscilar, reiniciando a seqüência de movimento anteriores.

Durante a fase descendente, o tronco se inclina em hiperextensão com o objetivo de projetar a componente vertical da gravidade sobre o membro posterior de apoio, evitando seu deslocamento para frente justamente com o membro de oscilação, o que levaria o indivíduo à queda. Esta participação do tronco torna-se possível graças ao trabalho concêntrico dos

extensores da coluna.

Durante a realização das duas fases, os membros superiores colaboram, ativamente, visando o equilíbrio geral no impulso da fase ascendente e, como freio, na fase descendente, especialmente nos pacientes que sofrem de grande debilidade dos membros inferiores.

Em comparação com a marcha no plano regular a marcha “subindo a escada” promove:

- 1- maior trabalho do músculo glúteo máximo já que exige uma maior flexão do quadril, acima de 45°, situação que favorece o trabalho do referido músculo;
- 2- maior grau de inclinação do tronco para resultar num maior impulso;
- 3- maior grau de flexão de quadril, joelho e tornozelo.

2.2.4 Marcha

Um ciclo normal de marcha processa-se em duas fases distintas: acomodação de posição (*stance phase*), quando o pé entra em contato com o solo, e oscilação (*swing phase*), quando o movimento é empreendido (figura 2.5). A fase de acomodação de posição ocupa cerca de 60% do ciclo normal e os 40% restantes compreendem a fase de oscilação. Cada fase, por sua vez, divide-se em componentes menores.

Fases da Marcha

Fase de Acomodação

A fase de acomodação inicia-se com o contato inicial do pé (normalmente, calcanhar toca o solo) e termina quando o pé (normalmente, as cabeças dos metatarsos e os artelhos) deixa o solo (denominada impulso).

O joelho deverá permanecer flexionado, inclusive durante o apoio do calcanhar, com isso, impedindo o deslocamento vertical excessivo do centro de gravidade.

A fase de acomodação subdivide-se em:

- apoio do calcanhar, em que há transmissão do impacto da perna ao solo;
- aplanamento do pé, na qual o membro suporta sozinho todo o peso corporal e consiste em um movimento de absorção de forças;
- apoio intermediário, em que o peso é distribuído igualmente por todas as partes do pé;
- impulso, compreendendo os movimentos ativos contra a resistência do solo e da gravidade, o levantamento do pé do chão, juntamente com a propulsão para frente através dos

músculos da panturrilha.

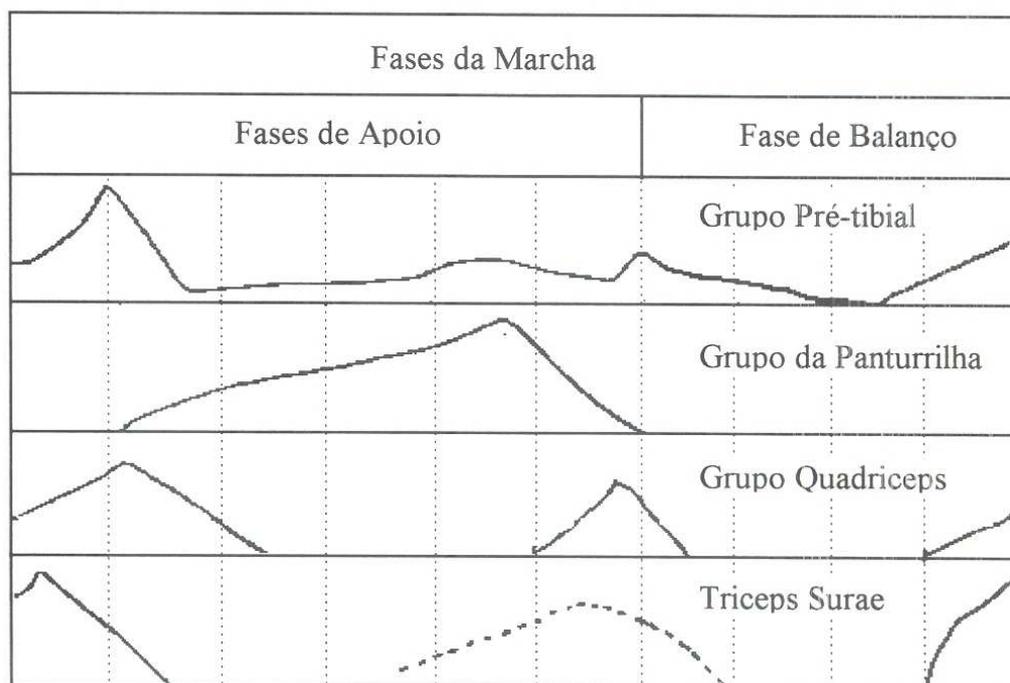
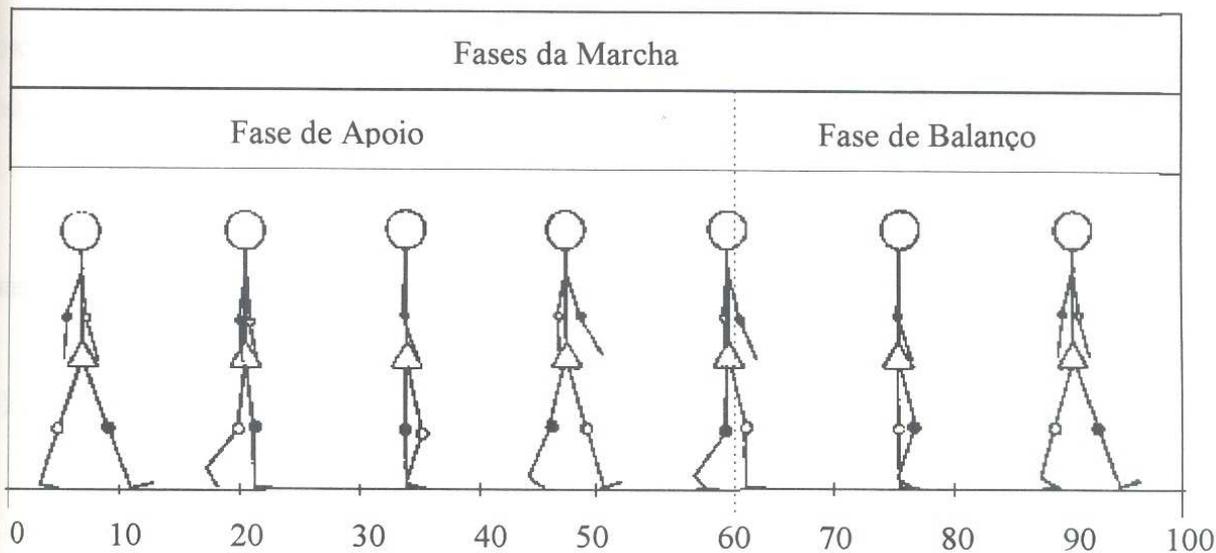


Figura 2.5. Representação de um ciclo da marcha e a atuação dos principais grupos musculares envolvidos.

Fase de Oscilação

Durante a fase de oscilação, o membro inferior oscilante vai realizar um semi-arco de movimento pendular na direção anterior e contra a gravidade. Inicia-se com o levantamento do

pé do chão e termina com o apoio do calcanhar do mesmo membro no chão.

Pode-se subdividi-la em três etapas:

-aceleração, em que os flexores dorsais do tornozelo ficam ativos durante toda a fase oscilatória. Eles auxiliam no encurtamento do membro e mantêm o tornozelo em posição neutra;

-oscilação intermediária, em que o pé encontra-se fora do apoio;

-desaceleração, onde a musculatura da coxa se contrai para desacelerar a oscilação, antes que o apoio do calcanhar se faça; desta forma, o apoio será gradativo e controlado.

O ciclo da marcha

Durante a deambulação, cada membro inferior realiza alternadamente estas duas fases do ciclo, na fase de apoio, o outro se encontra na fase de balanço.

Durante a marcha, a movimentação das pernas ainda imprime ao quadril e ao tronco mais três movimentos distintos:

1- o centro de gravidade sofre, durante cada ciclo de cada membro inferior, um deslocamento para cima e para baixo, com extensão de mais ou menos 50mm, onde o ponto mais alto se situa na passagem da sola do pé pela linha de gravidade do quadril, e o ponto mais baixo se situa no momento de apoio de ambos os membros no chão (calcanhar de um membro e dos dedos do pé do outro);

2- como o peso do corpo é ritmicamente transferido de um membro ao outro, há um deslocamento lateral da pelve e do tronco. Este deslocamento é da ordem de 50mm e as linhas de apoio de cada pé apresentam uma distância de 50 a 100mm em relação ao outro (base estável da caminhada);

3- devido ao deslocamento alternado do ponto de apoio através dos membros inferiores, a bacia sofre dois movimentos: um, em forma de rotação anterior/posterior e outro em forma de báscula.

Durante a deambulação, há três articulações principais em movimento: o quadril, o joelho e o tornozelo. As articulações metacarpianas e interfalangeanas (articulação do pé) e a articulação sacro-íliaca (articulação da pelve com a coluna) são de menor importância.

A articulação do quadril com o fêmur proporciona uma movimentação, trazendo a perna para frente devido à musculatura extensora e flexora da coxa. A articulação realiza um duplo movimento de flexão e extensão em cada passo. Após o apoio do calcanhar (início da

fase de apoio), o joelho realiza uma flexão de até 20° , com a dupla finalidade de diminuir o movimento de elevação do quadril (até 50mm) e, com isso, amortecer o choque do peso corporal. O segundo movimento de flexão do joelho até o valor de 70° acontece durante a segunda fase do passo, isto é, durante a fase de balanço, para evitar que o pé se arraste pelo chão. Para esta movimentação do joelho, torna-se necessário a ação conjunta de ambos os grupos musculares da coxa, os extensores do joelho que durante a fase de apoio são responsáveis pelo suporte do peso corporal, e os flexores do joelho que realizam uma flexão de 20° .

Na fase do deslocamento do membro inferior para a frente, os músculos extensores deslocam o membro para a frente e os músculos flexores fazem com que este deslocamento (coxa e perna) aconteça com o joelho flexionado em 70° , para que o pé não toque no chão.

Em relação à articulação do tornozelo, pode-se dizer que durante a fase de apoio os músculos da panturrilha através da extensão do pé, dão o impulso para frente, os músculos pré-tibiais evitam a queda da ponta do pé e, portanto, o contato com o chão.

Capítulo 3

Propriocepção

3.1 Introdução³

Ao caminhar, uma pessoa em estado de normalidade, mantém-se consciente da orientação, posição e sincronização de seus membros inferiores, dos movimentos das articulações e a resistência ao movimento pretendido. Juntas, essas habilidades constituem o que se denomina de sensibilidade profunda, que incluem os sentidos de posição, de movimento e de força. Neste caso, os receptores envolvidos estão localizados primariamente nos músculos, tendões e articulações. Como esses receptores recebem estímulos do próprio corpo e não do ambiente ao redor, são denominados de proprioceptores, e a sensibilidade profunda é chamada de propriocepção.

Mesmo com os olhos fechados ou no escuro, uma pessoa consegue identificar a posição e a orientação de seus braços. Essa propriedade proprioceptiva é chamada de senso de posição. Em sentido estrito, essa sensação informa sobre o movimento angular de cada articulação e conseqüentemente, a posição relativa dos membros. Caso não ocorra nenhum movimento por um longo tempo, esse sentido é, geralmente, bem preservado, pois, aparentemente, sofre pequena ou nenhuma adaptação.

Quando se produz uma rotação em uma articulação, sem controle visual, como, por exemplo, uma flexão ou extensão de braço relativa ao cotovelo, percebe-se tanto a direção quanto a velocidade do movimento. Esta propriedade proprioceptiva é conhecida como sensação de movimento.

A habilidade para estimar a quantidade de força muscular que deve ser exercida para executar um movimento ou manter a posição de uma articulação contra uma resistência, é também uma propriedade proprioceptiva, denominada sensação de força.

³ As informações deste capítulo foram extraídas de Guyton, 1989 e Schmidt, 1986.

3.2 Proprioceptores

Os receptores das articulações têm suas fibras nervosas aferentes atuando em conjunto nas articulações especiais ou nos nervos articulares. Cada nervo de articulação contém um número de fibras mielinizadas grossas (grupo II) e fibras mielinizadas finas (grupo III) como também aferentes não mielinizadas (grupo IV). Há, geralmente, um número bem maior de fibras deste último grupo do que dos demais. As fibras do grupo II e uma parcela do grupo III terminam nas estruturas receptoras corpusculares mecanossensitivas (principalmente, os corpúsculos de Golgi-Manzoni e Pacini e as terminações de Ruffini). As demais fibras do grupo III e todas as do grupo IV encerram-se em terminações nervosas livres que inervam as cápsulas das articulações e ligamentos. Por exemplo, a inervação aferente do joelho consiste de cerca de 400 fibras aferentes mielinizadas (grupos II e III) e 800 não mielinizadas (e ainda, cerca de 800 eferentes simpáticas não mielinizadas).

Quando se move uma articulação, a cápsula da articulação é comprimida e distendida. Portanto, os receptores corpusculares mecanossensitivos poderiam fornecer informações sobre a posição da articulação assim como a direção e velocidade de movimento. A princípio, eles podem mediar a sensação de posição e de movimento mas não de força. Parece que esses receptores respondem, fundamentalmente, à fase do sinal, e são estimulados por movimentos omnidirecionais. Por exemplo, devido à flexão, extensão e rotação da articulação.

Pouco se conhece a respeito das características de resposta das terminações nervosas livres com fibras não mielinizadas ou com bainha de mielina fina (grupos III e IV) (Schmidt, 1986). Provavelmente, muitas dessas fibras aferentes apresentam funções nociceptivas, ou seja, elas não emitem nenhuma resposta até que o movimento da articulação ultrapasse a faixa de trabalho fisiológico ou quando provoque danos à articulação (decorrentes de lesão ou inflamação). Aparentemente, os nociceptores das articulações, como os demais nociceptores, podem ser estimulados não somente por estímulos mecânicos fortes mas também por certos estímulos químicos (tais como bradicinina, serotonina, prostaglandina, íons K^+), pois apresentam uma característica multimodal. A excitação desses receptores produz dor na articulação.

As terminações nervosas livres não nociceptivas parecem ser, principalmente, receptores mecanossensitivos, ativados tanto por estímulos locais (pressão na cápsula da articulação) quanto por movimentos das articulações. Parece que as componentes tônicas (estáticas) de suas respostas são mais pronunciadas que com os receptores de articulação

corpúscular. Não obstante, ainda não é possível chegar a conclusões confiáveis sobre a posição da articulação a partir da descarga de um único receptor ou mesmo um número de receptores desse tipo.

No conjunto, dadas as propriedades conhecidas dos receptores de articulação de limiar baixo, parece que esses receptores contribuem na mediação da sensação de movimento, embora eles possam funcionar como sensores de posição.

Mas os receptores fusos-musculares estão também envolvidos na sensação de posição e movimento. Se esses receptores são seletivamente estimulados com vibrações de pequena amplitude aplicadas ao tendão, o julgamento da pessoa referente à posição real da articulação deteriora em grau significativo.

A maior parte dos detectores das sensações de força são receptores de distensão da musculatura: fusos musculares e órgãos tendinosos. Mas deve-se lembrar que a taxa de descarga das fibras aferentes do fuso muscular depende não somente do comprimento momentâneo do músculo como também da atividade das fibras musculares intrafusais excitadas pelos axônios motores γ .

Somados aos receptores articulares, musculares e tendões, os receptores da pele sobre as articulações possivelmente contribuem para a propriocepção. As terminações de Ruffini, em particular, são excitadas por distensão da pele. Os extremamente sensíveis corpúsculos de Pacini, com seus amplos campos receptores, também são ativados pelos movimentos das articulações (Schmidt, 1986). Experimentos em seres humanos têm mostrado que os movimentos das articulações excitam os quatro mecanorreceptores, principalmente os corpúsculos de Pacini e as terminações de Ruffini. Porém, a função dos receptores da pele não deve ser superestimada porque a capacidade proprioceptiva é deteriorada apenas levemente quando as regiões sobre as articulações sofrem anestesia local.

3.3 Integração Central

Nenhum dos conjuntos de receptores apresentados é capaz de mediar independentemente as informações necessárias para uma ou outra propriedade proprioceptiva. Isto implica em que a percepção, nesta modalidade deve requerer a ativação simultânea dos vários receptores em combinações particulares e a integração central de tais entradas aferentes (figura 3.4). Este processo integrativo, como no caso de outras entradas sensoriais, começa no núcleo sensorial subcortical.

Essa integração central envolve também sinais das fontes não sensoriais. Tal entrada, que constitui um importante e ainda pouco conhecido aspecto de processamento do SNC, deriva de sistemas motores centrais. Parece que eles enviam uma “cópia” (cópia eferente ou descarga corolária) dos seus sinais aos músculos, para interagir a nível central, com as entradas sensoriais dos proprioceptores. Essa cópia eferente fornece antecipadamente uma informação sobre a atividade muscular pretendida e os movimentos que irão resultar. Assim, eles podem ser usados para eliminar ambiguidades na informação aferente. Nos fusos musculares, por exemplo, a ambiguidade é trazida pela atividade das fibras γ . Outros receptores podem ser ativados por estímulos externos como também pelos movimentos (em geral, mecanorreceptores localizados próximos às articulações).

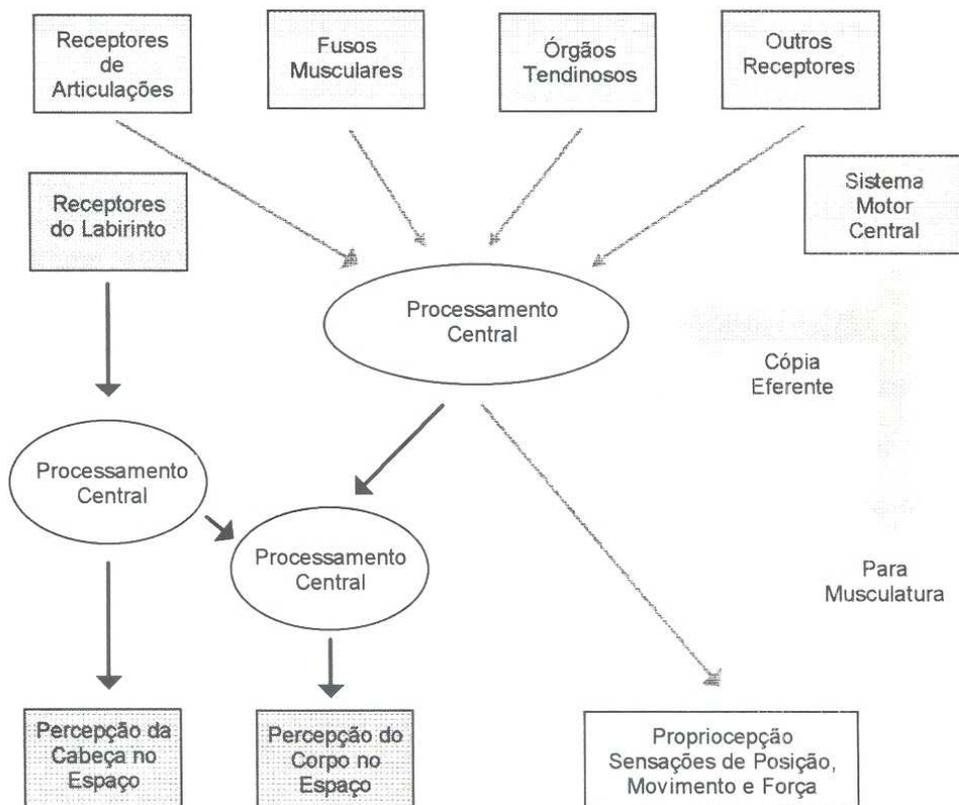


Figura 3.1. Origem das sensações propioceptivas. As entradas aferentes dos proprioceptores são integradas com as cópias de eferência motora no sistema nervoso, para permitir a percepção de posição, movimento e força. A informação vinda dos receptores do aparelho vestibular, juntamente com a propriocepção, contribui para a percepção do corpo no espaço (extraído de Schmidt, 1986).

Capítulo 4

Estimulação Elétrica Neuromuscular

Quando se reproduz um estímulo nervoso através da estimulação elétrica neuromuscular, o estímulo que detona o processo é artificial, evidentemente, mas o processo de contração muscular de uma fibra é fisiológico.

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. Através do gráfico ilustrado na figura 4.1 mostra-se que o estímulo elétrico deve satisfazer alguns critérios para causar contração. O estímulo deve ter uma amplitude e duração suficientes para igualar ou exceder ao limiar de excitação do tecido. Normalmente opta-se pela excitação do nervo, visto as propriedades do nervo e do músculo mostradas na figura 4.1, onde se observa que a excitação neuromuscular requer menores níveis de tensão (energia) do que a estimulação diretamente no músculo (Peckham, 1981).

A curva característica do músculo é denominada *desnervação* (sem inervação), enquanto que a curva característica do nervo é rotulada de *normal*. Em ambos os casos é observado que à medida que a duração do estímulo diminui, a força muscular aumenta e que a duração mínima eficaz para o músculo é muito mais longa no músculo que no nervo.

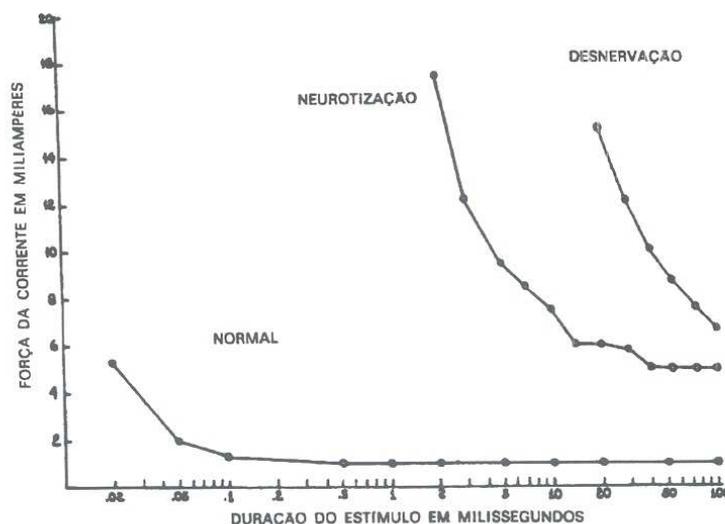


Figura 4.1. Relação entre força e duração do estímulo eficaz para músculo desnervado, neurotizado e normalmente inervado.

Denomina-se reobase ao limiar de tensão para excitação de uma fibra muscular. O tempo necessário para que essa tensão mínima estimule a fibra é denominado de tempo de utilização. E chama-se cronaxia a duração relacionada a uma intensidade igual ao dobro da reobase. Este valor é freqüentemente utilizado como meio de se expressar a excitabilidade relativa de diferentes tecidos excitáveis.

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 4.2). O *período refratário relativo* ocorre no 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 (Carpenter, 1990).

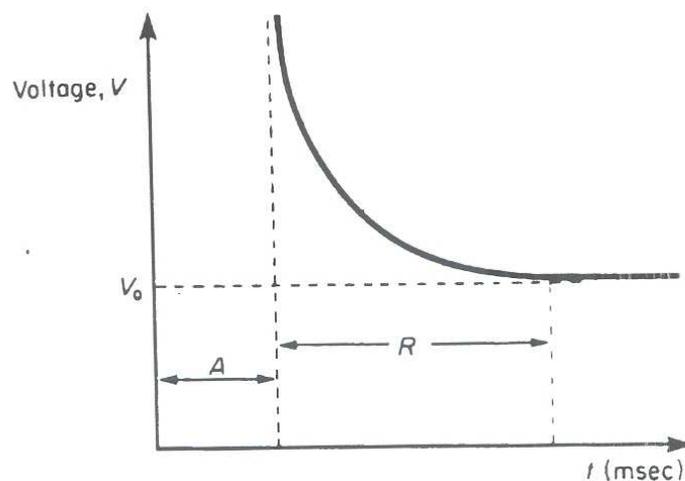


Figura 4.2. Período refratário absoluto (A) e relativo (R) do nervo.

Efeitos Fisiológicos da Corrente 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 sangüínea, 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 pode se tornar perigoso durante um tratamento. Os principais efeitos fisiológicos são apresentados nos próximos parágrafos.

A estimulação sensitiva origina um reflexo vasodilatador dos vasos sangüíneos superficiais, produzindo um ligeiro avermelhamento da pele. Como a vasodilatação se limita 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 induzindo contrações musculares. Se o estímulo é mantido durante longos períodos de tempo sem relaxamento muscular, ocorrerá a fadiga muscular, devido, principalmente, à deficiência na irrigação do músculo estimulado.

Efeitos da contração muscular

Quando o músculo se contrai por meio 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 provocam vasodilatação e, por conseguinte, um aumento do fluxo sangüíneo.

O binômio contração-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 das fibras musculares (hipertrofia) e da potência muscular.

Efeitos Químicos

Quando uma corrente contínua circula através de um eletrólito, pode ocorrer uma série de trocas químicas entre os eletrodos, que podem originar, como por exemplo, queimaduras químicas. Este risco é muito menor quando se utiliza correntes variáveis com pulsos

despolarizados, 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, 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).

Durante uma seqüência de estimulação, é importante considerar os seguintes parâmetros (Moreno-Aranda & Seireg, 1981):

1. o pico de sensibilidade de dor ocorre em baixa frequência, entretanto para minimizar a irritação da pele deve-se utilizar frequências altas;
2. a máxima atividade muscular ocorre dentro da faixa de 50 a 110Hz, entretanto cada fibra possui uma frequência própria dentro desta faixa;
3. o período refratário é de 4 a 5ms, por isso, para ter um desempenho melhor, é interessante utilizar pausas de 5 ms;
4. o estimulador deve ser capaz de produzir contrações por um determinado tempo e relaxar no outro período;
5. algia, coceiras, cócegas e todas as sensações desconfortáveis (quando perceptíveis ao paciente) causadas pela estimulação devem ser minimizadas;
6. de modo geral, para minimizar a polarização do sinal deve-se ter a componente média DC do sinal estimulatório igual a zero.

Sistemas de Estimulação Elétrica Neuromuscular: Estado da Arte

Uma das primeiras aplicações científicas contra a lesão medular foi relatada por Kantrowitz em 1960. Os músculos quadríceps e glúteo de um paraplégico (T-3) foram estimulados utilizando eletrodos de superfície para ativar a postura em pé por alguns minutos. O curto intervalo de tempo em pé foi decorrente do aparecimento de fadiga muscular (Strojnjk

et al., 1979).

Após os estudos do Dr. Kantrowitz, um grande número de grupos de pesquisa começou a utilizar a NMES com o intuito de obtenção de marcha e postura em pé em paraplégicos, por meio da estimulação dos músculos da perna.

Ainda em 1960, um grupo de pesquisadores, liderados por Liberson, deu impulso a várias pesquisas quando produziram a estimulação elétrica dos dorsiflexores do tornozelo em pacientes hemiplégicos, de modo sincronizado com a marcha (Liberson, 1961).

Milner, Quanbury e Edwards (1969) investigaram a possibilidade do desenvolvimento de uma unidade de estimulação programável para excitar a musculatura dos membros inferiores de paraplégicos. A estimulação era superficial e usava pulsos de onda quadrada com 200 μ s de duração, em *bursts* de pulsos de 20 ms, por 980 ms de intervalo.

Nos anos 70, na Irlanda, foi desenvolvido um exercitador elétrico muscular para uso comercial, pela Slendertone-Redutronic. Este estimulador utilizava pulsos controlados por tensão, com uma frequência de 75 Hz, tensão variando entre 0 e 14V. Empregaram-se eletrodos superficiais arredondados com diâmetro de 9,5 cm, feitos de borracha condutiva.

Em 1971, Kralj e sua equipe desenvolveram um dos primeiros sistemas de estimulação portáteis, destinado à marcha de pacientes hemiplégicos (Kralj et al., 1971).

Em 1971, foi usado no Centro de Reabilitação do Hospital Rancho Los Amigos, na Califórnia, um estimulador monocanal para extensão do quadril, estimulando os músculos glúteo médio e máximo.

Borisov et al (1977) utilizaram um estimulador para membros inferiores com a finalidade de corrigir defeitos na marcha de pessoas deficientes. A estimulação era feita em intervalos de 25 ms, com *bursts* de pulsos variando entre 0,2 a 0,5 s e pulsos variando de 10 a 350 μ s. A contração efetiva dos músculos era conseguida com pulsos de aproximadamente 60V de amplitude (Moreno-Aranda et al., 1981).

Para o estudo de locomoção em pacientes paraplégicos, o grupo de Stanic projetou um estimulador de 6 canais com saída em tensão, que permitia variar a amplitude do sinal em até 150V, ajustar a frequência de *burst* entre 30-40Hz e a duração dos pulsos entre 150-300 μ s (Stanic et al., 1978).

Um 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* em 20-60Hz e a largura dos pulsos entre 100-1000 μ s (Strojnik et al., 1979).

Em 1981, a equipe de Peckham desenvolveu um estimulador implantável de quatro canais de estimulação com saída em corrente, sendo três canais disparados seqüencialmente e o último, controlado independentemente. Este sistema permitia gerar pulsos bifásicos com amplitudes de até 20mA, duração de 3-300 μ s e freqüência de *burst* de 5-50Hz para os três canais seqüenciais e de 15-50Hz para o canal idenpendente. A freqüência de *burst* e largura dos pulsos eram controladas independentemente através de um sistema externo por meio de um sinal de rádio freqüência (RF) de 25MHz (Peckham et al., 1981).

Petrofsky e equipe (1983) desenvolveram um estimulador controlado por um sistema microprocessado utilizando Z80. Para interfacear o Z80 ao paciente foram utilizados conversores D/A. Para efetuar a estimulação foi implementado um amplificador de pulso de alta tensão com transistores de potência e transformadores de isolação, criando, desta forma, uma fonte isolada de 300V. O *software* foi desenvolvido em CPM e era armazenado em 64 kBytes de memória dinâmica. Cada canal estimulava um grupo específico de músculos (Petrofsky et al., 1983). Neste mesmo ano, Bajd e colaboradores projetaram um estimulador de quatro canais com saídas em tensão. Este sistema permitia gerar pulsos monofásicos com amplitudes de até 150V, com uma carga de 1,5k Ω , controlar a freqüência de *burst* entre 5-500Hz e a largura dos pulsos entre 50-3000 μ s (Bajd et al., 1983).

Na Case Western Reserve University, USA, Mortimer e Peckham chefiam uma equipe que trabalhou na reabilitação de tetraplégicos. Eles implantaram um estimulador de 8 canais utilizando múltiplos eletrodos intramusculares. No Rehabilitation Engeneering Center, em Ljubljana, Iugoslávia, o Dr. A. Kralj e colaboradores realizaram experiências derivadas do uso de NMES multicanal, em pacientes debilitados, para a correção da posição dos pés e para obter um prolongamento da caminhada e da postura em pé (Cybulski, 1984).

Em 1985, Naumann descreveu um projeto de um estimulador de dois canais com saída em corrente, que permitia controlar a largura e a freqüência dos pulsos (normalmente ajustadas em 220 μ s e 40Hz) e gerar pulsos com amplitudes de até 70mA com uma carga de 1k Ω (Naumann et al., 1985). Thorpe e colaboradores desenvolveram um estimulador realimentado para controle de membros inferiores ou superiores de pacientes tetraplégicos. O estimulador consistia de uma CPU DEC PDP-11/23 ligada a um conversor D/A, um conversor A/D, uma saída e uma entrada digital de 16 bits. A CPU enviava o estímulo através do conversor D/A, que possuía um circuito PWM para modular o sinal em freqüência, e um estágio de potência na saída, para excitar os músculos. Sensores conectados aos músculos faziam a leitura do estímulo e, via A/D, realimentava a CPU que podia controlar os estímulos pelas entrada e saída

digitais (Thrope et al., 1985).

Petrofsky apresentou, em 1986, o projeto de um estimulador microprocessado de seis canais com saída em corrente e dezesseis entradas de monitoração (Petrofsky et al, 1986). Este estimulador utilizava um microprocessador Z80 e era capaz de gerar pulsos bifásicos com $300\mu\text{s}$ de largura e frequência de burst de 40Hz, possibilitando apenas o controle da amplitude. Neste mesmo ano, Belikan apresentou em 1986, 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 10-500 μs e ajustar a frequência de *burst* entre 0,5-50Hz (Belikan et al. 1986).

Em 1988, a equipe de Buckett desenvolveu um estimulador para membros inferiores e superiores, utilizando um microprocessador de 8 bits (MC146805E2), 16 linhas de entrada e saída, *timer* programável de 8 bits, 112 bytes de memória RAM; além de conversores D/A e A/D de 8 bits e uma EPROM com 8 kbytes de programa. O ponto interessante deste sistema é que o mesmo foi desenvolvido para oferecer um controle interativo em tempo real dos movimentos, ou seja, as entradas para o sistema eram os comandos gerados pelo próprio paciente. Sensores de posição eram colocados nos ombros e no tórax do paciente, para cada movimento realizado entre ombro e tórax gerava-se um potencial diferente que era lido pelo conversor A/D, o qual era processado e gerava um padrão estimulatório diferente em cada um dos oito canais (Buckett et al., 1988). Bohs et al. desenvolveram um sistema de reconhecimento de voz para um estimulador de NMES para pacientes tetraplégicos, através de um computador PC-AT. Não apresentaram entretanto, os resultados obtidos (Bohs et al., 1988).

Pesquisa de Bajd et al. (1989) com pacientes portadores de lesões incompletas na medula espinhal, empregando dois canais estimulatórios no nervo fibular, provaram que essa estratégia é eficiente para o controle do tônus exagerado dos extensores de joelho daqueles pacientes.

Em 1989, o grupo do Dr. Y. Handa descreveu 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 (com 8 bits de resolução) e três entradas de monitoramento, sendo duas analógicas (8 bits de resolução) e uma digital (Handa, et al, 1989). A duração dos pulsos era fixa em $200\mu\text{s}$ e uma frequência de *burst* média de 20Hz.

Jaeger desenvolveu 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 2-30Hz (Jaeger et al, 1989). Borges projetou um estimulador multicanal com saída em corrente e que permitia variar a largura dos pulsos de 1-255 μs e a frequência de *burst* de 4-200Hz (Borges et al., 1989).

Ainda em 89, Meadows apresentou o projeto de um estimulador de quatro canais controlado por computador, que era conectado no *slot* de um IBM PC/AT ou compatível (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 permitia utilizar até quatro placas simultaneamente, totalizando 16 canais, e gerar pulsos com larguras máximas de 32ms.

Em 1990, Bogataj desenvolveu um estimulador de dois canais com saída em corrente, que permitia o ajuste da corrente em até 50mA, controlar a duração dos pulsos de estimulação entre 50 e 500 μs e ajustar a frequência de *burst* entre 5-120Hz (Bogataj et al., 1990). Um estimulador multicanal com características similares também foi descrito por Guttemberg (Guttemberg et al., 1990). O Prof. Steven Morse desenvolveu um estimulador usando múltiplos processadores paralelos em uma configuração mestre-escravo, para prover uma estimulação elétrica funcional multicanal. Cada canal operava como uma unidade estimuladora independente, sob o controle do sistema mestre. Este comandava os canais escravos por intermédio de programas residentes ou via interface com o usuário. Os parâmetros das formas de onda dos estímulos podiam ser alterados dinamicamente a fim de se obter um melhor ajuste durante a estimulação (Morse, 1990).

Em 1991, Eilinger apresentou um estimulador de oito canais controlado por computador. Este sistema também 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* de cada canal. A amplitude podia ser ajustada entre 0-100mA com 16 bits de resolução, enquanto a largura dos pulsos podia variar entre 0-470 μs e a frequência de *burst* entre 12-120Hz (ambas com 8 bits de resolução). Como o estimulador permitia variar seu endereço base, proporcionava o uso de mais de uma placa, ampliando o número de canais estimulatórios. O estimulador possuía, ainda, quatro entradas analógicas para monitoramento (Eilinger et al, 1991).

Jerrolds e Petrofsky 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* de 1-40Hz e largura máxima dos pulsos de 25ms (Petrofsky et al., 1992). O sistema utilizava um microprocessador Motorola 68HC805B6, que já possui internamente um conversor A/D com oito entradas, e que são utilizadas para monitoração.

A equipe japonesa dos Drs. Handa e Hoshimiyia tem realizado inúmeras pesquisas em NMES tanto com eletrodos de superfície quanto implantáveis e percutâneos. Em 1992, apresentaram um sistema de 30 canais controlado por computador e acionado por voz, e outro, microprocessado, com 64 canais. Ambos para aplicações percutâneas ou com eletrodos implantáveis (Handa et al., 1992).

Em 1993, Minzly desenvolveu um estimulador microprocessado portátil com seis canais de estimulação independentes, com saída em corrente, possibilitando a geração de pulsos retangulares monofásicos com amplitudes de até 400mA, duração entre 100-300 μ s e frequência de *burst* ajustável entre 10-50Hz (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. A nível 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 tensão de bateria (o que garantia que os circuitos do estimulador teriam energia suficiente para funcionar corretamente) e um sistema de segurança que não permitia utilizar o estimulador durante recarga da bateria.

Ilíc, Vasiljevic e Popovic também apresentaram, em 1994, um estimulador microprocessado (microcontrolador 68HC11) de quatro canais que é programado por um computador IBM PC/AT através da porta serial RS232 (Ilíc et al., 1994), semelhante ao estimulador de Minzly. O sistema possibilitava gerar pulsos bifásicos ou monofásicos com duração entre 10-500 μ s, frequência de *burst* de 6-99Hz e amplitude de corrente de 0-140mA. O estimulador era isolado opticamente do computador, e apresentava facilidade de operação.

Em 1995, Mcpartland e Mook descreveram um estimulador em corrente controlado por computador (486DX 33MHz) através da porta paralela LPT1. O sistema permitia gerar pulsos retangulares bifásicos complexos, com larguras de 3-1000 μ s, frequência de *bursts* de 10-60Hz e amplitudes entre -50mA e 50mA (McPartland et al., 1995).

No Brasil, pode-se destacar o trabalho que vem sendo desenvolvido pelo grupo do Prof. Cliquet, UNICAMP, onde F. Sovi desenvolveu um estimulador de 8 canais, com saídas em tensão, controlado por computador (Sovi, 1992) em que utiliza a porta paralela, para

controlar os sinais de estimulação, empregando ambiente DOS, para o qual outros colaboradores vêm tentando desenvolver métodos e interfaces para tornar esse sistema mais eficaz.

Os sistemas em malha aberta têm-se mostrado eficientes, porém são limitados, porque carecem de elos de realimentação que: (a) gerem propriocepção artificial (o que melhoraria o equilíbrio e liberaria a visão para olhar o mundo) e (b) tenham um controle mais preciso dos padrões estimulatórios gerados (criando movimentos mais naturais) (Kostov et al., 1995; Graupe & Kordylewski, 1995).

Os sistemas implantáveis têm a vantagem de gerar movimentos finos, mais naturais. Por outro lado, exigem grande número de eletrodos, manipulação cirúrgica e são susceptíveis a quebras, principalmente na conexão eletrodo-fio (decorrentes da ação muscular durante a própria estimulação). Por isso, ainda, são muito pouco empregados. Dentro desse contexto, optou-se por trabalhar com estimulação superficial.

Capítulo 5

Estimulação Elétrica Sensorial

5.1 Introdução

A sensação táctil constitui uma alternativa bastante atraente para substituição da visão, audição ou propriocepção. Dentre suas vantagens, pode-se citar: liberação dos sentidos intactos para tarefas mais importantes, eficiência, pequeno volume e peso, boa apresentação cosmética e imunidade a ruídos (Geldard, 1957, 1960; Szeto e Saunders, 1982; Saunders, 1983).

Diversas técnicas podem ser implementadas para evocação da sensação táctil, pois tanto estímulos elétricos quanto mecânicos, térmicos ou químicos são percebidos pelos receptores, seus periféricos e as fibras nervosas aferentes (Geldard, 1972). Entretanto, somente os dois primeiros têm sido empregados em sistemas de substituição ou ampliação sensorial. Os painéis tácteis baseados em vibradores mecânicos são volumosos e consomem muita energia. Os eletrotácteis podem ser miniaturizados, geram informação de elevada resolução e em regiões bem definidas, não apresentam partes móveis, mantêm bom contacto com a pele, são mais fáceis de construir, têm baixo consumo e permitem controle seguro da intensidade e frequência da sensação produzida (Gilmer, 1961; Sherrick, 1984; Szeto & Riso, 1990).

A estimulação sensorial aplicada a uma prótese de membros pode, por exemplo, informar a posição de um braço ou a força de preensão, por meio das propriedades auditivas, tácteis ou visuais. Como auxílio à locomoção, permite, por exemplo, indicar a existência de obstáculos à frente de um deficiente visual. Entretanto, a aplicação de estimulação elétrica ou mecânica como transmissora de informação envolve algum tipo de codificação, para a qual o usuário deve capacitar-se a reconhecer (Solomonow & Lyman, 1977; Hoshimiya et al., 1986; Szeto & Riso, 1990).

De modo geral, no entanto, suas limitações, estão relacionadas à faixa dinâmica considerada estreita (Szeto, 1982) e sua reduzida capacidade para transmissão de informações (Kaczmarek et al., 1991).

Sensação

As sensações geralmente descritas variam desde leve toque (frequências abaixo de 10 Hz), pressão, a toques mais firmes e pressão profunda quando a intensidade aumenta (intensidade da corrente ou duração dos pulsos). O aumento da frequência gera toques mais frequentes até atingir a sensação de vibração (*fluttering*), a partir de 30 Hz (Neuman et al., 1990).

Quando se estimula com frequências acima de alguns quilohertz, a sensação passa a gerar uma certa tensão muscular ou de “aperto”, desaparecendo rapidamente (Pfeiffer, 1968). Outras formas de percepção podem ser descritas como calor, frio, coceira, picada, agulhada, desagradável, dor, repuxo, ardor (Bishop, 1943; Tashiro & Higashiyama, 1981; Larkin et al., 1986).

Eletrodos pequenos (aproximadamente 1 mm) provocam uma sensação desconfortável de agulhadas que se tornam doloridas em níveis acima do limiar de sensação (Pfeiffer, 1968; Saunders, 1973). Eletrodos maiores resultam em sensação mais confortável (descrita como toque ou vibração), porque tanto fibras que conduzem a sensação de dor quanto de toque são estimuladas e a sensação de toque mascara-as parcialmente. Devido à grande variedade de métodos experimentais e às vagas descrições da literatura, fica difícil prever que forma de onda, local,... evocam determinado tipo de sensação (Kaczmarek et al., 1991; Kaczmarek & Bach-y-Rita, 1995).

A grande desvantagem da estimulação eletrotáctil é a sensação de dor. Os três tipos mais comuns são: sensação de picada (qualquer nível de estimulação), pontadas repentinas (níveis baixos e moderados de estimulação) e sensação de ardor (níveis altos de estimulação).

Limiares de Sensação e Dor

Apesar das sensações geradas pelos estímulos elétricos assumirem diferentes formas, uma característica é facilmente definida: o limiar no qual a presença do estímulo é percebida. Em menor grau de exatidão, o limiar em que o estímulo torna-se desconfortável ou dolorido.

Tradicionalmente, a faixa dinâmica de estimulação eletrotáctil é definida como o quociente entre o limiar de dor e o limiar de sensação (LD/LS), variando, de acordo com a literatura, entre 2 e 10, 6 a 20 dB (Kaczmarek et al., 1991, 1992). Comparando esses valores com os equivalentes a outros sentidos (visão, 3162 ou 70 dB; audição, 1 milhão ou 120 dB)

e mesmo a sensação vibrotátil (100 ou 40 dB), observa-se que são extremamente menores.

Segundo Kaczmarek et al., 1991, as discrepâncias encontradas nos resultados das várias pesquisas decorrem: (1) de não haver uma definição consensual de dor, (2) das condições psicológicas e treinamento, que alteram o limiar de dor (e a tolerância à dor, conforme Rollman & Harris, 1987), (3) das características do estímulo, que pode elevar ou reduzir o limiar de dor, e (4) da relação LD/LS, a qual depende do tamanho, material, posição e colocação dos eletrodos e dos parâmetros da onda estimulatória.

Além disso, as condições da pele afetam na faixa dinâmica e no conforto da sensação evocada, pois a pele seca possui alta impedância e evoca uma sensação ardente de picada (Pfeiffer, 1968). Por isso, torna-se necessária uma preparação da pele através de um pré-umidecimento com água ou substância salina, durante 20 min (além do que constatou-se que em um período de 3 a 10 min sob estimulação, ocorre uma variação periódica no limiar de sensação (Kaczmarek et al., 1990). Outra variável que influencia é o tamanho do eletrodo, cujo diâmetro apresenta uma relação inversa com relação à faixa dinâmica (Kume & Ohzu, 1980). Saunders mediu uma faixa dinâmica entre 2 e 4, para pacientes novos e 6 a 8, para pessoas treinadas (Saunders, 1983). Solomonow e Prados, 1982, mostraram que a faixa dinâmica é afetada pela frequência dos pulsos do estímulo tanto quanto por outros parâmetros da forma de onda mas que a dependência diminui com o treinamento.

Como função da carga elétrica, experimentos de Saunders indicam um limiar médio de 62 nC (considerando a duração dos pulsos entre 1 e 100 μ s, a frequência de repetição entre 60 e 200 Hz e amplitude variando entre 1 e 20 mA (Saunders, 1983).

As experiências de Rollman mostram que o limiar de sensação aumenta com o decréscimo da largura de pulso (figura 5.1), sugerindo que o limiar seja determinado pela carga do pulso (Rollman, 1973). E tendo em vista que o limiar de carga aumenta para pulsos superiores a 100 μ s, Rollman, 1973 e Girvin et al., 1982, concluíram que ocorre integração temporal de carga de modo parcial entre 100 μ s e 5 ms, devido a dois mecanismos: acúmulo de cargas na interface eletrodo-pele (constante de tempo entre 10 μ s e 1 ms) e acúmulo temporário de cargas na membrana da fibra aferente. Por isso, pulsos de corrente inferiores a 500 μ s tornam-se mais convenientes. Pulsos mais prolongados reduzem o limiar de dor mais rapidamente que o limiar de sensação, indicando que diferentes mecanismos de integração determinam os limiares de sensação e dor (Kaczmarek et al., 1991). A relação LD/LS cresce com as dimensões dos eletrodos até a extinção da sensação de agulhada, coexistindo, no

entanto, um compromisso entre eletrodos maiores (maior LD/LS) e eletrodos menores (menor incidência da sensação de agulhada). Para Saunders, em regiões de pele com pelos, a área ótima varia em torno de 10-15 mm²; para Gibson, de 175 a 700 mm² mas 50 mm², em locais de pele glabra. Já Solomonow e Preziosi, 1982, determinaram os limiares de sensação e dor com eletrodos coaxiais, de aço inox, de 8,4 (cátodo) e 11,84 (ânodo) mm² e pulsos de 100 µs. Encontraram um limiar de sensação de 2 mA em regiões do tronco e 7 mA, nas superfícies palmar e plantar (Kaczmarek et al., 1991).

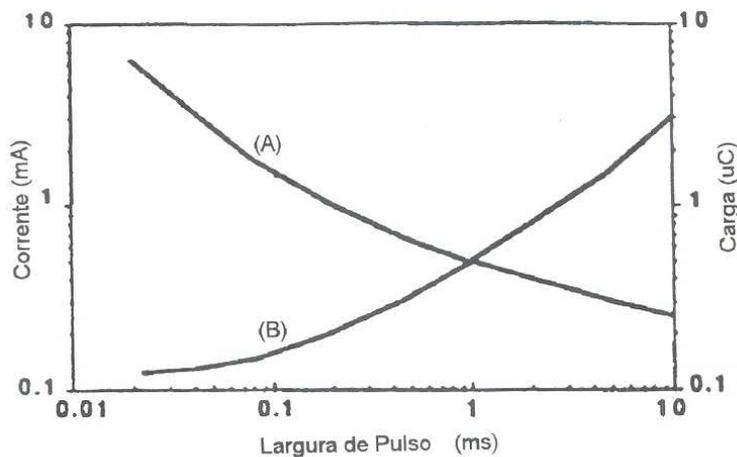


Figura 5.1. Relação limiar de Sensação versus largura de pulso. A curva (A) representa a corrente e a (B) a carga transferida.

No tronco, os limiares de sensação e de dor são mais ou menos constantes, elevando-se acentuadamente nas pontas dos dedos e sola dos pés, não ocorrendo diferenças significativas entre homens e mulheres. Por outro lado, a faixa dinâmica é maior nessas regiões (Solomonow & Preziosi, 1982).

Intensidade Subjetiva

A intensidade subjetiva (ou sensação percebida) de um pulso ou trem de pulsos aumenta com o aumento da amplitude ou da largura dos pulsos e, em menor grau, com sua frequência. Para quantificá-la, pode-se aplicar a Lei de Stevens (Stevens, 1962; McCallum & Goldberg, 1975):

$$\psi = (\phi - \phi_0)^n \quad (\text{eq.1})$$

onde: Ψ = intensidade subjetiva

ϕ_0 = limiar de sensação

ϕ = nível do estímulo (corrente)

n = taxa de crescimento da intensidade subjetiva

O expoente n configura-se como um valor questionável, não havendo unanimidade nos valores encontrados. Segundo Kaczmarek et al., 1991, varia de 2,3 a 3, aumentando com o número de pulsos do *burst* (de 1 a 30); de 1,6 a 2,1, segundo Higashiyama & Rollman (1991).

A estimativa da intensidade percebida pode ser representada por funções de potência, cujos expoentes decrescem na medida em que a duração dos pulsos aumenta, de 100 μ s a 6,4 ms, segundo Babkoff, 1978.

A intensidade percebida de um trem de pulsos contínuo decresce com o tempo de estimulação devido à adaptação. E a taxa de adaptação varia com a frequência (pequena, em 10 Hz; segundos, para 1 kHz).

Duração do Pulso (PW)

As experiências indicam que com o aumento na duração dos pulsos, o limiar de sensação se reduz (Kume & Ohzu, 1980), mais acentuadamente até a faixa de 500 μ s e bem suavemente após esse valor (Girvin et al., 1982). Para Walter et al., já acima de 160 μ s o limiar de sensação sofre uma atenuação suave (Walker et al., 1977; McLeod et al., 1987).

Gibson sugere que se limite a duração do pulso a 500 μ s pois, “nesse valor, o pico de corrente é reduzido significativamente quando comparado a durações da ordem de 10 ou 20 μ s”. Acima daquele valor, no entanto, o limiar de dor torna-se muito baixo (Gibson, 1968), o que reduz fortemente a faixa de resposta. Szeto e Saunders sugerem que se empreguem pulsos de 150 μ s modulados a uma taxa de 30 Hz, tanto para pulsos monofásicos quanto com fase alternada (pulsos bifásicos com intervalo interfases); 50 μ s para pulsos bifásicos (sem intervalo interfases), aplicados em *bursts* de 15 pulsos e repetidos a uma taxa de 30 Hz (Szeto & Saunders, 1982).

De acordo com Rollman, há uma “duração crítica” que corresponde ao limite do período da somação temporal completa (100 μ s), onde o produto $I \times t$ é constante e acima do

qual o limiar de sensação torna-se independente da duração (Rollman, 1969; McLeod et al., 1987). Já Babkoff et al., 1975, concluíram que ocorre integração parcial até 1 ou 2 ms, para pulsos simples, e até 200 ms para trens de pulsos; e Higashiyama & Tashiro, 1983, consideram até 0,6 ou 1 ms. Para pulsos de maior duração, no entanto, a carga transferida para evocar o mesmo limiar de sensação é maior que o produto $I \times t$ (Saunders & Collins, 1971).

Intervalo interpulsos

Higashiyama & Tashiro estudaram o processo de integração temporal aplicando pulsos duplos com intervalo interpulsos de (1) zero a 10 ms e (2) zero a 400 ms e concluíram que ocorre integração parcial a nível de limiar de sensação e integração aditiva a nível supralimiar; o limite temporal de integração de pulsos duplos pode ser mais longo a nível supralimiar que a nível limiar de sensação; e pulsos duplos são percebidos mais intensamente com intervalo interpulsos de 7 ms (Higashiyama & Tashiro, 1988).

Com relação à carga transferida, Saunders, 1973, mostrou que a carga contida em um pulso estimulatório é retida na derme até que um pulso de polaridade oposta seja aplicado. Assim, a utilização de um intervalo de 15 a 40 us entre o pulso positivo e o negativo resolve o problema de acumulação de cargas, sem afetar a sensação gerada (Szeto & Lyman, 1977; Szeto & Saunders, 1982; Saunders, 1983; Szeto & Farrenkopf, 1992).

Intervalo interestímulos (ISI)

O intervalo interestímulos, que representa o intervalo entre o término de um estímulo (um canal) e o início de outro (segundo canal) é um parâmetro importante para definição do TPDT e obtenção de movimento aparente. De acordo com a literatura, o período ideal para ISI varia entre +70 ms e -70 ms (Kirman, 1974), para estimulação mecânica, na ponta dos dedos. A sensação de sucessividade, entretanto, é afetada pela duração dos estímulos, melhorando com o prolongamento da duração até aproximadamente 200 ms. Para estimulação elétrica os valores de ISI atingem, em média, 40 ms. A percepção de não-simultaneidade é reduzida para aproximadamente 10 ms. dependendo da região do corpo (Saunders, 1974, apud Marks et al., 1982c).

Intervalo de surgimento interestímulo (ISOI)

De modo análogo, o intervalo de surgimento interestímulo (ISOI) representa outro parâmetro essencial para avaliação da capacidade de processamento de informação temporal. ISOI representa o intervalo entre o início de um estímulo (primeiro canal) e o início do segundo (segundo canal).

De acordo com Marks et al., 1982a, abaixo de 100 ms a identificação correta de cada canal estimulatório piora muito. Já Sherrick & Rogers, 1966, encontraram 110 ms ($PW=1ms$) como ótimo para percepção de movimento. Para Kirman, aplicando estimulação mecânica, um valor médio de 70 ms de ISOI seria melhor (Kirman, 1974), apesar que para dois estimuladores o melhor intervalo seria 90 ms e para quatro, 50 ms (Kirman, 1975). Entretanto, os dois últimos empregaram estimulação mecânica e não elétrica. Segundo Saunders, a separação temporal mínima que permite a identificação correta de dois estímulos vale aproximadamente 40 ms, e a mínima separação que permite a percepção de não simultaneidade é de 9 ms para a região da frente e 12 ms para o abdome (Saunders, 1974, apud Marks et al., 1982c).

As diferenças entre os autores decorrem do método empregado (aplicação de um único pulso ou trens de pulsos, único eletrodo ou arranjo linear de vários, orientação espacial, estimulação elétrica ou mecânica).

A partir do estudo do ISOI, Helson & King descobriram o efeito Tau, que corresponde à percepção da distância (na pele) como função do intervalo entre estímulos sucessivos (Helson & King, 1931).

Número de Pulsos (N)

Tanto o limiar de sensação quanto o de dor decrescem com o aumento do número de pulsos. Exemplificando, para pele com pelos, Gibson descreve uma redução no limiar de sensação de aproximadamente 50% para trens de pulsos com 20 pulsos em relação a um único. Para pele glabra, a relação é de 1,3 para 1 (Gibson, 1968). Com frequências mais baixas, a diferença entre os limiares de sensação e dor, a uma taxa constante, aumenta na medida em que o número de pulsos do trem diminui (Pfeiffer, 1968). Estudando a relação entre o número de pulsos, a duração dos pulsos e a frequência de repetição, Sachs e equipe concluíram que

para manter a mesma sensação, se houver decuplicação do número de pulsos, deverá haver uma redução proporcional na frequência de repetição ou uma elevação de apenas 25 % na duração dos pulsos (Sachs et al., 1980).

Frequência de Repetição de Pulsos

Pesquisa de Lechett com sinais visuais, auditivos e cutâneos, indicam que a discriminação de um único evento táctil decai com o aumento da frequência de repetição, quase linearmente na faixa de 3 a 8 sinais por segundo (Lechelt, 1973). Experimentos de Kume & Ohzu mostram que tanto o limiar absoluto quanto o de dor reduzem-se com o aumento da frequência (Kume & Ohzu, 1980).

O limiar de dor é mais sensível às variações da taxa de repetição que o limiar de sensação (Pfeiffer, 1968; Gibson, 1968). Em frequências baixas, o limiar de dor é bastante alto.

Experimentos com frequências mais altas indicam uma certa integração temporal dos estímulos (Pfeiffer, 1968). Parece que caminhos neurais para o tato não são os mesmos para pulsos rápidos e para trens de pulsos longos. *Clickes* curtos podem viajar para centros mais altos do sistema nervoso sem sofrer inibição devido às conexões laterais. McLeod et al. recomendam o emprego de *bursts* de 1ms, contendo pulsos quadrados de 50 kHz (McLeod et al., 1987).

Relação entre Duração de Pulso e Frequência de Repetição

Experimentos do grupo de pesquisas do Dr. Szeto indicam que para manter a mesma sensação, quando a largura dos pulsos, PW (30 a 1000 us), diminui deve haver um aumento na frequência de repetição, PR (1 a 100 Hz), de modo a manter uma relação exponencial (1 pulso/*burst*), de acordo com a eq. 5.2 (Szeto et al., 1977; Szeto, 1985; Szeto & Farrenkopf, 1992):

$$\log PW = 2.82 - 0.412 \log PR \quad (\text{eq. 5.2})$$

Sachs et al. chegaram à conclusão que para uma decuplicação na taxa de repetição deve haver uma redução de apenas 25 % na duração do pulso, para manter a mesma sensação percebida (Sachs et al., 1980).

Mais recentemente, estudando a relação de dependência entre a duração dos *bursts* e a carga transferida (correspondente à relação entre duração de pulsos e frequência, da pesquisa do grupo do Dr. Szeto), concluíram que não há uma dependência significativa entre esses parâmetros (Menia & Van Doren, 1994).

Formas de Onda

Uma variedade de trens de pulsos tem sido empregada nos dispositivos de substituição sensorial. Quando empregando acoplamento capacitivo, todos os estímulos tornam-se inerentemente bifásicos. Mas dependendo da constante RC do estágio de saída do estimulador, poderão parecer monofásicos. A figura 5.2 ilustra três formas de onda possíveis. A largura, a frequência e a amplitude dos pulsos de corrente listados representam valores típicos.

Teoricamente, a forma de onda bifásica produz pouca alteração eletroquímica na derme (menor variação do pH resultante de eletrólise na junção eletrodo-pele e eletroforese das componentes do tecido (Girvin et al., 1982; Szeto & Saunders, 1982; McLeod et al., 1987). Considerando o conforto do estímulo, a melhor forma de onda foi a bifásica (Szeto & Saunders, 1982; Kantor et al., 1994); a monofásica necessita de menor intensidade de corrente para gerar nível semelhante de sensação, porém, é menos confortável. Como a duração de cada fase da onda bifásica é menor, sua intensidade aumenta, produzindo, por isso, uma quantidade maior de avermelhamento, de adaptação sensorial e outras alterações reversíveis (Szeto et al., 1979b). Como conclusão prática, as três formas de onda são clinicamente seguras (Szeto & Saunders, 1982; Szeto & Riso, 1990; Kantor et al., 1994).

Efeitos da Polaridade

Segundo Reilly & Larkin, os limiares de sensação, empregando pulsos monofásicos de polaridade negativa (catódica) são 23% inferiores aos limiares com estímulos positivos (anódicos) (Reilly & Larkin, 1983). Para Gibson, essa relação chega a 50-75% (Gibson, 1968). Aplicando pulsos na faixa de 63 a 100 μ s, Girvin et al. encontraram uma razão de 23% para pulsos mais curtos e 37% para os mais longos (Girvin et al., 1982). Entretanto, Gibson afirma que a estimulação anódica é menos dolorosa e para estimulação de longo prazo, é mais confortável e produz menos avermelhamento da pele. Nesse caso, a bidirecional é ainda

melhor, segundo pesquisas mais recentes (Szeto & Riso, 1990; Kaczmarek et al., 1991; 1992).

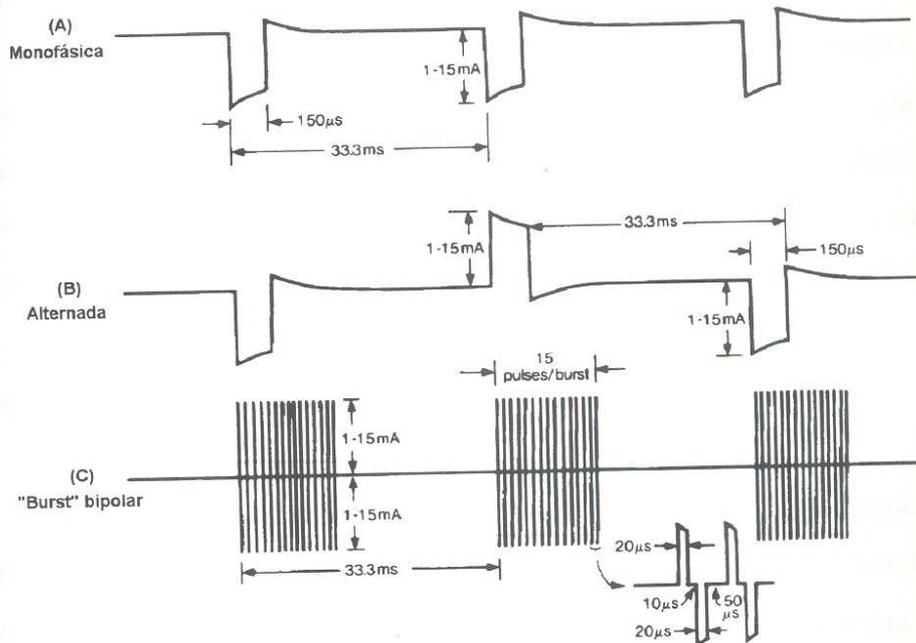


Figura 5.2. Formas de onda de estimulação: (a) monofásica, (b) alternada (c) *bursts* bifásicos (de Szeto & Riso, 1990).

Efeito de Estabilização (*Warm up*)

Tendo em vista a redução da impedância do conjunto pele-eletrodo e os efeitos de acomodação, um período de estabilização sob estimulação supralimiar é recomendado (Aiello & Valenza, 1984); por um mínimo de alguns segundos (acrescidos de 10 min com os eletrodos em repouso) (Saunders & Collins, 1971); de 30 s (Szeto & Saunders, 1982); 2 min (Saunders, 1973; Newman et al., 1990), 5 min (Ekman et al., 1964); 20 min (Zhu, 1988); Sachs et al., 1980; Poletto & Van Doren, 1995).

Acredita-se que o efeito de estabilização decorre de vasodilatação e/ou ativação de glândulas sudoríparas resultantes da passagem de corrente elétrica.

Fontes de Variabilidade

As variações nas medidas sensoriais recaem sobre três categorias: variações de tentativa-para-tentativa, *drift* de sensibilidade ao longo-tempo, e diferenças de pessoa para pessoa. No primeiro caso, as variações dependem do método de aplicação do estímulo. No segundo caso, são inerentes à imprecisão de julgamento da pessoa e suas condições psicofísicas de momento. E a terceira e mais preponderante, reflete as diferenças individuais.

As diferenças de sensibilidade não correspondem a variáveis temporárias, pelo contrário, apresentam alto grau de invariância. Testes realizados com diferentes voluntários podem ser relacionados com outros usando simples transformação multiplicativa. Consequentemente, estudos básicos de sensibilidade não requerem um grande número de pacientes (Reilly, 1992). De acordo com Larkin et al., a sensibilidade depende primordialmente do tamanho do corpo e, como consequência, do peso corporal. As demais relações decorrem disso, como por exemplo, o sexo, a profissão, entre outros (Larkin et al., 1986).

Adaptação

De modo geral, a adaptação pode ser definida como uma característica dependente do tempo de uma resposta psicofísica a um estímulo (Hahn, 1968). A estimulação eletrotáctil causa adaptação, a qual eleva temporariamente o limiar de sensação e reduz a intensidade da estimulação percebida (Szeto & Saunders, 1982). Na opinião da equipe do Dr. Kaczmarek, a adaptação afeta mais o limiar de sensação que valores supralimiais (Kaczmarek et al., 1991). Segundo Kaczmarek, 1991, a elevação do limiar durante a aplicação de um estímulo condicionante segue uma função exponencial com constante de tempo de 0.3 a 1.2 min, somada à subida lenta até, no mínimo 15 min, do tempo total de adaptação. A elevação do limiar cresce sete vezes na medida em que a frequência de repetição dos *bursts* cresce de 5 para 45 Hz. A recuperação, após a fase de adaptação segue o mesmo comportamento exponencial, retornando ao limiar inicial após 15 min. Segundo a literatura, a adaptação ocorre mais rapidamente com estímulos de alta frequência (Kume & Ohzu, 1980; Szeto & Saunders, 1982; Kaczmarek et al., 1991). Em aplicações de substituição sensorial, a adaptação torna-se importante quando transmitindo sinais muito lentos (abaixo de 2 Hz) ou estáticos, por 30 min ou mais (Szeto & Lyman, 1977).

Para impedir os efeitos da adaptação, recomenda-se o emprego de *bursts* com pulsos de alta frequência (100 a 400 Hz) modulados em baixa frequência (até 30 Hz) (Kume & Ohzu, 1980; Kaczmarek et al., 1991).

Mascaramento

Quando a sensação gerada por um estímulo é prejudicada ou alterada por outra, diz-se que está ocorrendo mascaramento. A estimulação mecânica pode produzir efeitos de

mascaramento sobre a sensação evocada eletricamente pois ambos excitam os mesmos caminhos neurais na pele. O efeito de mascaramento por toque é maior para os estímulos elétricos de menor duração (Reilly, 1992).

Os efeitos de mascaramento são determinantes em painéis tácteis de duas dimensões. Por vezes, esses efeitos limitam a informação espacial de alta frequência que pode estar presente, por exemplo, em um painel de informação visual.

Tempo de Reação (reaction time)

Outro parâmetro extremamente importante na utilização da sensação táctil como meio de transferência de informações é o tempo de resposta, que define o intervalo necessário para o reconhecimento de um dado estímulo.

Experimentos de Poletto & Van Doren, 1995, objetivando determinar o tempo de resposta a estímulos com diferentes intensidades e frequências, levaram à conclusão que o tempo médio de reação vale 445,9 (frequência) e 449,95 (intensidade) ms, quando individualmente considerados e 447,8 ms, quando os dois sofrem alterações conjuntas.

Determinação espacial e temporal de sensibilidade

O processamento cutâneo da filtragem espaço-tempo não pode ser separado em componentes independentes de espaço e tempo.

Até o momento, a única medida direta de sensibilidade espacial disponível baseia-se nos experimentos usando alvos de dois pontos e grades espaciais de formas de onda quadrada de amplitude constante. O limiar de discriminação de dois pontos (TPDT) é um bom indicador de resolução espacial como função do local e da direção dos eletrodos no corpo.

Considerando primariamente o aspecto funcional do sentido táctil, os fatores subjacentes mais importantes são as propriedades mecânicas estáticas da pele e o deslocamento de ondas de vibração, resultantes da estimulação dinâmica.

A sensação de vibração converte-se em uma sensação de pressão constante a uma taxa de repetição de *bursts* de algumas centenas de hertz, análogo à vibração mecânica e as diferenças mínimas estimáveis (JNDs) nessas frequências são muito grandes. No entanto, pulsos simples de 10 μ s e carga de 100 - 200 nC aplicados no abdome podem ser percebidos, sendo que o intervalo mínimo entre pulsos para percepção de não simultaneidade gira em torno

de 12 ms e a ordem de apresentação dos dois estímulos pode ser identificado com intervalo de 40 ms (Saunders, 1973; Szeto & Saunders, 1982). Para a faixa de 1 a 100 Hz (bastante empregada), o tamanho dos JNDs varia entre 16 e 38 % (Szeto et al., 1979a).

Resolução Espacial

Tanto com estimulação mecânica quanto elétrica constatou-se que a pele apresenta um comportamento anisotrópico, sendo a percepção da distância maior em algumas partes do corpo que em outras, além de dependente da orientação (maior para estímulos aplicados na dimensão longitudinal) em que ocorrem os estímulos (Marks et al., 1982a, 1982b).

A percepção da distância é frequentemente medida pelo TPDT, que é definido como a distância mínima para a qual dois estímulos podem ser percebidos como um único. Solomonow & Lyman, 1980, determinaram o TPDT para inúmeros códigos de estimulação: espacial (pulsos simultâneos de mesmas características), temporal (pulsos sequenciados) e de frequência sobre frequência (pulsos com frequências diferentes). Suas principais conclusões podem ser resumidas em: (1) o TPDT varia com a frequência; (2) o valor mínimo do TPDT ocorre em frequências diferentes para indivíduos diferentes; (3) o valor mínimo ocorre nas extremidades do corpo; (4) o TPDT é afetado pelo código empregado, tendo-se mostrado mínimo com frequência sobre frequência; (5) a sensação subjetiva mais confortável ocorre na frequência em que o TPDT é mínimo; (6) o TPDT é função da largura de pulso e do código empregado; (7) o TPDT é função da relação de fase, sendo mínimo com 180°; (9) a frequência em que o TPDT é mínimo é constante e independente da largura dos pulsos, código e local (Solomonow & Lyman, 1980).

Por meio da Tabela 5.1, resumem-se os valores de TPDT encontrados para diversas regiões do corpo. Os menores valores ocorrem nas pontas dos dedos, palma das mãos e sola dos pés. Esses estudos indicam que o TPDT é aplicável somente para posições relativas, nunca absolutas (Solomonow & Lyman, 1977; Solomonow et al., 1977, 1978). Como uma determinação psicofísica, o TPDT é reduzido com o treinamento mas deteriora-se com a fadiga e a distração (Boring, 1942).

Interação Espaço-Temporal em Sistemas Multieletrodos

Se a razão entre as intensidades de eletrodos adjacentes variar, uma sensação “fantasma” será percebida em um local que depende exatamente da razão entre as magnitudes. Por outro lado, um intervalo adequado entre os estímulos gerados em eletrodos adjacentes também pode gerar o mesmo tipo de sensação, comumente denominada de “sensação fantasma” (fenômeno Phi Táctil).

Tabela 5.1. TPDT. Os valores indicados foram extraídos de Weinstein, 1968 (a); Bliss, 1973 (b); Bach-y-Rita, 1972 (c); Solomonow et al., 1977 (d); Collins & Madey, 1974 (e).

Local do Corpo	Toque estático (a)	Vibrotáctil	Eletrotáctil (d)
Ponta dos dedos	3	2 (b)	< 7
Palma da mão	10	-	8
Fronte	17	-	-
Abdome	36	-	10
Braço	38	-	9
Costas	39	11-18 (c)	5 (e) - 10
Coxas	43	-	10
Antebraço	44	-	9
Panturrilha	46	-	9

Apesar do TPDT ser um parâmetro bastante empregado, experimentos de Loomis & Collins, 1978 e de Loomis, 1981, indicam que a resolução espacial da pele é melhor que o TPDT sugere. Por outro lado, o TPDT é uma grandeza que depende do tipo de estímulo aplicado e da tarefa a ser realizada (Dellon, 1981) e afinações temporais e intensivas fornecem informações espaciais ao nível perceptivo (Johnson & Philips, 1984). Além disso, efeitos de tunelamento tornam mais complexo o processamento espacial, já que mecanismos neurais superiores às fibras periféricas aferentes participam do fenômeno (Gardner & Spencer, 1972; Békési, 1967), de tal modo que a projeção das sensações evocadas pelas duas pontas do compasso (estimulação mecânica) podem ser de importância crítica, já que essas projeções são função dos campos receptores das unidades mecanorreceptoras excitadas, não somente a somatória delas mas resultado de estreitamento por mecanismos centrais como a inibição espacial (Torebjörk et al., 1984).

Treinamento

O uso efetivo de informação gerada em um sistema de substituição sensorial ocorre devido à plasticidade do cérebro (Bach-y-Rita, 1989). E isto exige tempo e treinamento. A aquisição de atributos proprioceptivos, de telepresença ou de próteses visuais ou auditivas, não acontece imediatamente mas requer treinamento a fim de formar um modelo mental de aferência (padrões percebidos no painel táctil) como função da eferência (controle voluntário) (Loomis, 1992).

O processo de aprendizagem pode ser similar ao que ocorre nas crianças ou adultos aprendendo um idioma estrangeiro ou o Código Morse ou um surdo aprendendo a linguagem de sinais. À medida que o aprendizado evolui, o processo de extração das informações torna-se automático e inconsciente. Por exemplo, usuários do sistema Optacon (conversão de informações visuais em tácteis) conseguem reconhecer imediatamente linhas verticais, horizontais, diagonais. Com 45 h de treino, consegue-se leitura de 10-20 palavras/minuto, passando a 28/ palavras/minuto depois de alguns meses (Kaczmarek & Bach-y-Rita, 1995), até atingir em torno de 30-60 palavras/minuto após 1 ou 2 anos de experiência (Craig, 1977).

Segundo Solomonow & Prados (1982), os limiares de sensação e dor são função do tempo, de tal modo que o limiar de sensação decresce no período de 14 dias de estimulações sucessivas mantendo-se constante depois disso e o limiar de dor, por outro lado, aumenta de 1 a 3 vezes nesse período, em relação ao primeiro dia.

Empregando a técnica de rastreamento, Szeto & Chung verificaram que o erro médio no reconhecimento de imagens tácteis chegou a 3,8% (painel unidimensional) e 5,6% (bidimensional), com uma redução média de tempo, para oito sessões, de 12,7 e 13,8 min, respectivamente. O desempenho na tarefa de reconhecimento melhorou em 21,6 e 22,9 %, respectivamente (Szeto & Chung, 1986). Também Alluisi e equipe haviam percebido que os maiores índices de erro ocorriam nos três primeiros dias de treinamento, com índices descendentes de 35 para 27 % (Alluisi et al., 1965).

A Estimulação Superficial da Pele

A forma menos invasiva e mais empregada de estimulação táctil ocorre com a aplicação de pulsos elétricos via superfície da pele. Como descrito, a pele consiste de epiderme, derme e subderme. Em um contínuo processo de regeneração, as células epiteliais

escamosas migram da camada mais profunda da epiderme para fora em um período de poucos dias, resultando no *stratum corneum*. Durante a migração, os núcleos morrem e o tecido epitelial resultante exibe uma resistência elétrica elevada (50 a 200 k Ω), quando seca (Saunders, 1973; Pfeiffer, 1968). Ao absorver umidade, no entanto, a resistência do tecido cai para menos de 10 k Ω (Saunders, 1973; Szeto & Riso, 1990).

De modo geral, mecanicamente, reduz-se essa resistência através do uso de gel condutor ou por abrasividade. Eletricamente, pela aplicação de estímulos com características específicas, tais como maior largura de pulso, entre outras.

O epitélio varia em espessura e sua resistência depende do local do corpo e do contacto mecânico. A palma da mão e a planta do pé são geralmente mais espessas que outras partes do corpo e de maior resistência. São, porém, mais inervadas por receptores especializados (corpúsculos de Meissner e Iggo), associados às rugosidades dérmicas e aos corpúsculos de Pacini nos tecidos mais profundos. Com isso, apresentam uma faixa de vibração maior e uma melhor resolução para discriminação entre dois pontos. Entretanto, devido à utilidade e reduzida área que ocupam, não são apropriadas para construção de painéis sensoriais multieletrodo (Szeto & Saunders, 1982).

Um bom local para colocação de um painel eletrotáctil seria uma área do tronco isenta de pelos, relativamente livre de invaginações induzidas por movimentos e úmida para hidratar o epitélio. O abdome tem se mostrado satisfatório para mostradores de uma ou duas dimensões. Também as superfícies internas dos braços ou coxas são igualmente boas, embora de reduzida área. Uma vez molhada, a pele sob o painel de eletrodos tende a permanecer úmida e com impedância baixa, em parte, devido à ação vasodilatadora da corrente estimulatória, em parte, pela retenção passiva da umidade sob o eletrodo (Saunders, 1973; Szeto & Saunders, 1982).

Resumidamente, pode-se afirmar que a estimulação elétrica da pele resulta de dois processos: a estimulação dos nervos periféricos ou órgãos terminais e a estimulação de fibras nervosas mais profundas (Pfeiffer, 1968).

Impedância

Se um pulso monofásico da ordem de 10 mA é aplicado ao eletrodo ativo, uma curva de carga negativa estabiliza a impedância em 5 a 7 k Ω . Inicialmente, a impedância é um pouco

maior (10 a 15 k Ω); porém, diminui depois de 30 s, devido à dilatação de vasos periféricos (Saunders & Collins, 1971) ou ativação de glândulas sudoríparas, ocasionadas pela passagem da corrente elétrica. Quanto maior a corrente aplicada, menor a impedância do tecido (Pfeiffer, 1968) até o limite onde a característica I x V resulta no chamado efeito zener (Szeto & Saunders, 1982).

Apesar dos esforços para caracterizar as propriedades elétricas da pele, não se tem alcançado sucesso almejado, devido a sua heterogeneidade e variação de características com o tempo. Um modelo comumente aceito contém três componentes (Kaczmarek & Webster, 1989): uma associação paralela de um capacitor com um resistor, em série com outro resistor. Valores típicos, para pele limpa e eletrodo 0,8 cm²: 100 a 500 k Ω (Rp); 50 a 150 pF (Cp) e 2 a 200 k Ω (Rs), respectivamente (figura 5.4). Com gel, esses valores podem chegar a: 5-50 k Ω , 1 a 5 nF e 0.5 a 1 k Ω (Kume & Ohzu, 1980), respectivamente.

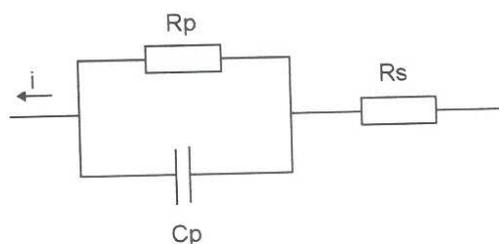


Figura 5.4. Circuito equivalente da pele.

Eletrodos

Com estimulação superficial, tem sido freqüente o emprego de eletrodos concêntricos, que limitam o espalhamento da corrente e garantem uma localização precisa da sensação evocada (discriminação de pontos adjacentes). Ao utilizá-los, alguns cuidados devem ser tomados, de acordo com Szeto & Saunders, 1982; Saunders, 1983; Szeto & Riso, 1990: (1) o centro ativo do eletrodo concêntrico deve ter área pelo menos 10 vezes menor que a do eletrodo indiferente, de modo que a densidade de corrente seja maior no elemento central; (2) a área recomendada do elemento central é de 7 a 15 mm², com densidade de corrente de 1 mA/mm²; (3) para assegurar contacto estável, o multielectrodo deve ser montado sobre um material flexível e que respire; (4) a distância entre eletrodos adjacentes deve ser maior que 10 mm, para regiões do tronco e membros, e 8 mm para mãos, para evitar integração temporal (Higashiyama & Tashiro, 1983).

Além disso, como o eletrodo converte fluxo eletrônico em iônico, podem surgir irritações e mesmo lesões na pele. Assim, o eletrodo não deve introduzir íons não-nativos na pele nem reagir quimicamente de modo a produzir uma camada isolante entre o eletrodo e a pele. Os materiais mais comumente empregados são: titânio, ouro, platina, prata e aço inox (Kaczmarek et al., 1991; Kaczmarek & Bach-y-Rita, 1995). Carbono tem sido preterido devido à porosidade e a tendência à contaminação por excreções na pele. Tântalo vem sendo rejeitado devido à fragilidade e dificuldade de usinagem (Gilmer, 1961).

Reilly e Larkin, 1994, verificaram a relação entre a área do eletrodo e a sensibilidade perceptiva e concluíram que para a pele não tratada (sem gel condutor), o tamanho do eletrodo só é crítico para diâmetros maiores que 1 mm, mantendo-se constante abaixo disso. Supõe-se que para pele seca a corrente circule através de canais discretos sob o eletrodo, de modo que a densidade de corrente depende do número e tamanho desses canais e, não simplesmente, do tamanho do eletrodo (Reilly, 1992).

A relação entre o limiar de sensação e a área do eletrodo não é simplesmente inversa devido à não uniformidade da condução de corrente sob o eletrodo. Mesmo empregando gel condutor, que reduz drasticamente essa não-uniformidade, ainda assim, não se pode desprezar a presença de “pontos quentes” e corrente de borda de eletrodo. Com gel, o limiar de sensação na ponta do dedo aumenta duas vezes (Forbes & Bernstein, 1935).

Para gerar uma sensação confortável e facilmente controlável, a onda estimulatória, composta por pulsos de corrente constante, deve ser preferencialmente acoplada através de capacitor (para impedir acumulação de cargas decorrente da alteração do balanço iônico e do pH, após longos períodos de estimulação). Correntes constantes são preferíveis (em relação às tensões constantes) por evitarem variações nos níveis de excitação ao ocorrerem variações na impedância da pele (dependente também do estado emocional), devido à umidade do *stratum corneum* ou às variações de pressão do contacto eletrodo-pele.

Capítulo 6

O Fenômeno Phi Táctil

Quando dois estímulos são aplicados na pele simultaneamente e em locais adjacentes, eles não são percebidos separadamente mas como uma única sensação, em alguma região entre os estimuladores (Békési, 1967; Gibson, 1968; Alles, 1970). Esta imagem composta, habitualmente chamada de sensação fantasma, é consequência do Fenômeno Phi Táctil (Békési, 1967) ou do Efeito Saltatório (Geldard, 1982). A sensação é determinada pela distância entre os eletrodos, suas amplitudes relativas e sua ordem temporal (Békési, 1967; Alles, 1970; Gibson, 1968; Hoshimiyia et al., 1987; Nohama et al., 1992, 1994, 1995).

A literatura reporta-se a Wertheimer (1912) como criador do termo Phi aplicado a percepção de movimento aparente, nesse caso, visual, e resultante de processo neural primário. Em termos de movimento táctil aparente, von Frey e Metzner (1902) haviam noticiado a respeito do movimento aparente parcial entre dois pontos de pressão estimulados sequencialmente (Sherrick & Rogers, 1966). Estudo mais completo foi desenvolvido por Benussi (1916), que verificou a influência de fatores como distância, duração, intervalo entre estímulos, sem nunca encontrar as condições ideais para obtenção de movimento puro. De modo semelhante, outros pesquisadores também tiveram dificuldades em registrar tal fenômeno.

De acordo com Sherrick, Bice, dos laboratórios da Virginia University, USA, realizou os primeiros estudos com movimento háptico induzido por *bursts* sucessivos de vibração em seis posições do tórax. Continuando esses estudos, Sumbly, em 1955, demonstrou que vibrações geradas com *bursts* de 200 ms produzem movimento háptico completo e que a variável mais importante é o intervalo de surgimento interestímulos (Sherrick & Rogers, 1966).

A gênese dessa espécie de “sensação fantasma” pode ser atribuída às inibições temporal e de intensidade (Békési, 1967; Alles, 1970). A inibição temporal ocorre quando dois estímulos de mesma sensação subjetiva ocorrem em sequência, de modo a evocar uma única sensação, cuja posição depende do atraso entre os dois estímulos. A inibição de intensidade ocorre quando dois estímulos simultâneos são aplicados na pele com amplitudes equivalentes (mesma

sensação subjetiva). Uma sensação fantasma aparece no ponto médio entre os eletrodos. Se o intervalo entre os estímulos variar, a posição relativa variará; se as amplitudes relativas dos estímulos variarem, a sensação aparente deslocar-se-á em direção ao estímulo mais forte (Békési, 1967; Alles, 1970).

De acordo com Békési (1967), a inibição sensorial é causada pela inibição lateral que ocorre como consequência das conexões laterais entre receptores e fibras nervosas (figura 6.1a). A inibição lateral apresenta uma ação de tunelamento que inibe os efeitos dos estímulos menores e agrupa os mais fortes em um único caminho (1b). Na figura 6.1b(a), representam-se conexões laterais entre receptores e fibras nervosas a nível de células ganglionares de primeira ordem. Juntamente, há uma representação da taxa de repetição dos impulsos gerados pelo estímulo mecânico, que tanto maior quanto maior a intensidade do estímulo. Da primeira camada ganglionar, a estrutura repete-se até o nível mais alto, como mostrado em (b) e (c). Como resultado dessas interconexões laterais ocorre uma redução ou tunelamento do espalhamento lateral a uma seção progressivamente localizada, na rede neural, como indicado na parte superior da figura. A área inibitória pode variar grandemente com os padrões temporal e espacial de estimulação. Além do efeito de inibição, um efeito de somação também ocorre, resultado da interação dos dois estimuladores (figura 6.2). Quando os estímulos são muito fracos, há somente somação. A inibição lateral requer a aplicação de estímulos fortes (Békési, 1967).

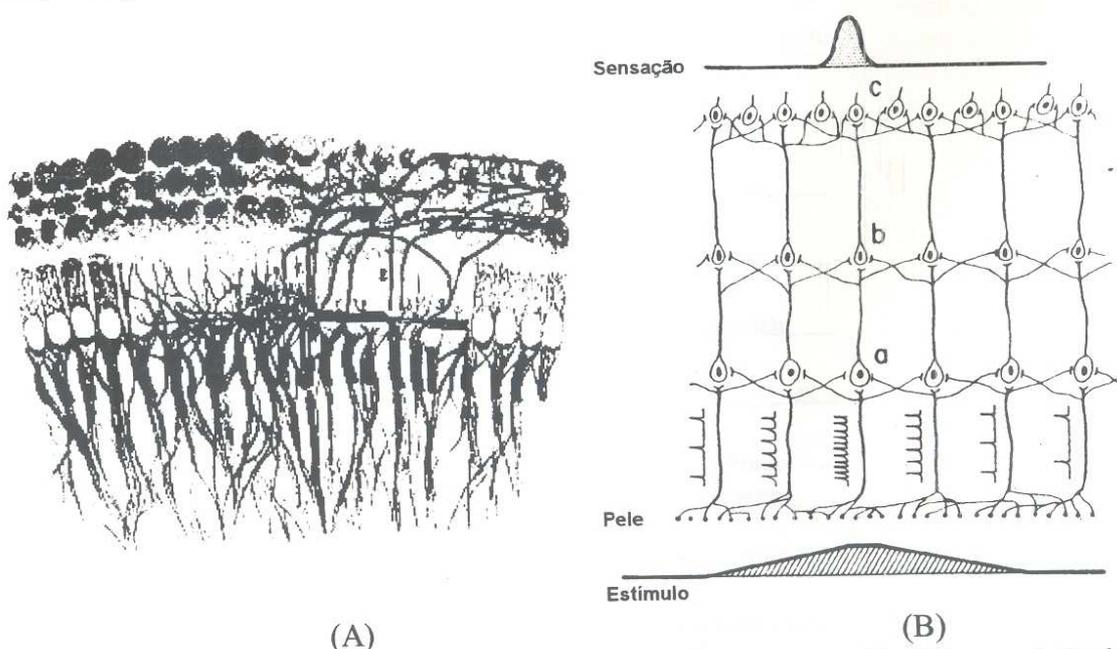


Figura 6.1. Exemplo de conexões laterais entre receptores e fibras nervosas. Em (A), reprodução de interconexões das células ciliadas da cóclea (de Bethe, 1926; apud: Békési, 1967). Em (B), esquema simplificado de conexão de fibras laterais e ascendentes somente, procurando demonstrar o efeito de inibição lateral em função de diferentes níveis de interação lateral (de Ruch & Fulton, 1960; apud: Békési, 1967).

O fenômeno Phi Táctil evocado eletricamente foi pouco e superficialmente estudado como método de comunicação tátil (Gibson, 1968; Szetto & Riso, 1990), em parte porque a maioria dos pesquisadores direcionaram-se para sistemas matriciais de evocação de imagens para cegos e, em parte, devido ao descrédito na obtenção de “imagens fantasmas” (ilusão tátil); não existindo nenhuma outra pesquisa neste assunto nos últimos cinco anos, pelo menos (além da pesquisa realizada pelos autores deste artigo). O método consiste em evocar uma imagem composta em movimento através de dois ou mais pares de eletrodos colocados próximos uns dos outros, quando: 1) os estímulos são aplicados em sequência (Gibson, 1968; Kirman, 1974; Tanie et al., 1977; Nohama et al., 1995), figura 6.3(a) ou 2) a intensidade das correntes estimulatórias variam temporal e complementarmente (Hoshimiyia et al., 1987; Gibson, 1968; Nohama et al., 1992; 1995), como mostrado na figura 6.3(b), para três canais estimulatórios. As imagens criadas na pele são fundamentalmente figuras de Lissajous e podem ser percebidas como um lápis desenhando na pele. As imagens são, de fato menos complexas que aquelas obtidas com painéis electrocutâneos matriciais 2-D (geralmente usados para amplificação ou substituição da visão ou da audição), porém, requerem muito menos eletrodos (Nohama et al., 1995).

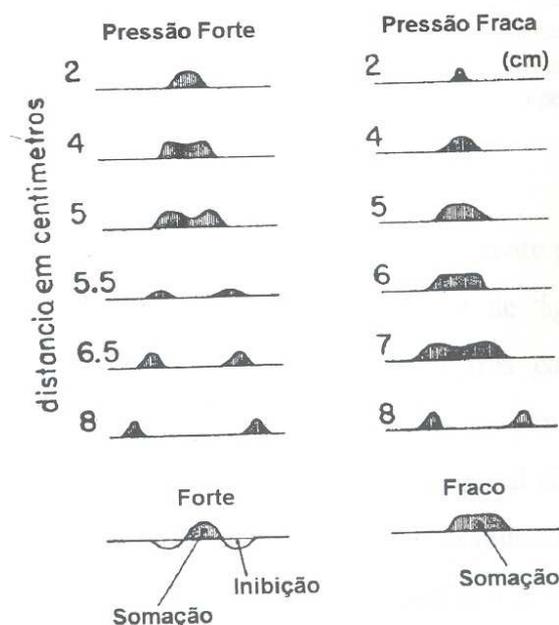


Figura 6.2. Ilustração dos fenômenos de inibição e somação mostrando a distribuição da amplitude sensorial como função da pressão estimulatória (extraído de Békési, 1967).

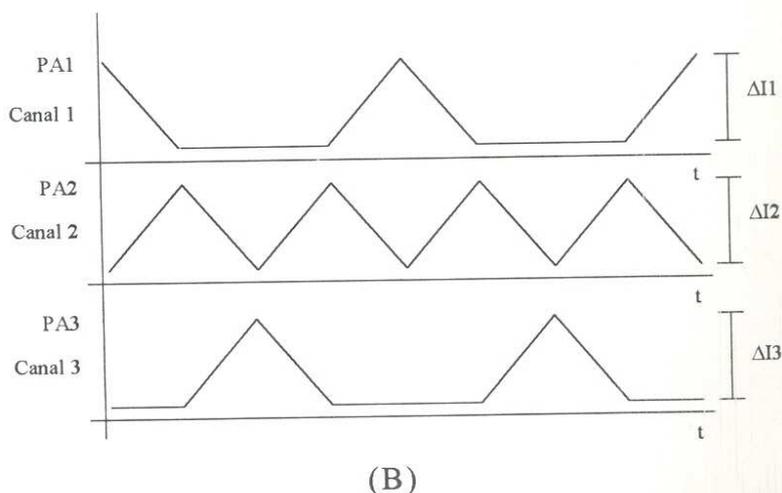
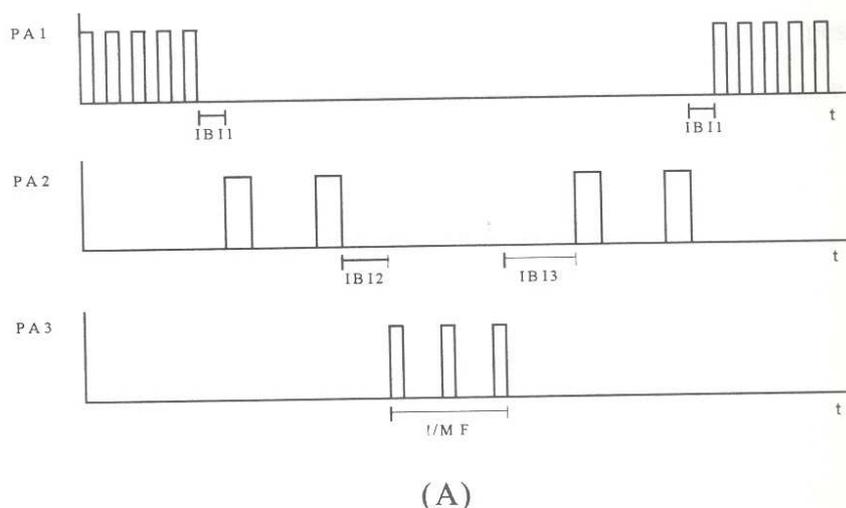


Figura 6.3. Relação de fase entre as correntes estimulatórias necessárias para evocação do fenômeno Phi Táctil através das técnicas de: seqüência de estímulos (A); e variação de amplitude com envoltória triangular (B); ambos para três canais. PA representa a amplitude máxima dos pulsos de corrente; ΔI representa a variação da corrente estimulatória; IBI corresponde ao intervalo interbursts e $1/MF$, o período do sinal modulante.

O fenômeno Phi Táctil parece ser um método extremamente poderoso para substituição proprioceptiva. Permite a criação, na pele, de uma série de figuras em movimento (de diferentes tamanhos e posições), com somente dois ou três canais estimulatórios. Alles trabalhou com estimulação vibrotáctil: a sensação fantasma era controlada pela separação dos estímulos mecânicos, suas amplitudes relativas e ordem temporal (Békési, 1967; Alles, 1970). Usando um sistema experimental básico, Hoshimiya et al. examinou algumas possibilidades de aplicar a sensação fantasma evocada eletricamente e sugeriu a aplicação deste método como realimentação sensorial no controle de membros superiores paralisados (Hoshimiya et al., 1987).

Como a sensação fantasma evocada pela variação da amplitude parece gerar um efeito

mais contínuo e com mais discriminação que a sensação produzida por atraso entre estímulos, além de praticamente nunca ter sido empregada eletricamente, optou-se por pesquisar e aplicar aquele princípio como método de transmissão de informações proprioceptivas e cinestésicas.

Capítulo 7

O Estimulador Sensorial

7.1 Introdução

Com o objetivo de investigar a resposta sensorial à estimulação elétrica, a fim de avaliar a psicofísica da sensação e verificar a possibilidade de aplicar o fenômeno Phi Táctil como meio de transmissão de informações proprioceptivas, desenvolveu-se um sistema computadorizado de três canais. O estimulador gera quatro perfis de envoltória: elíptica, senoidal, triangular e quadrada e proporciona flexibilidade na investigação de fenômenos eletrotácteis, tal como a saltação táctil, o efeito Tau e o efeito Kappa, assim como possibilita a evocação do fenômeno Phi por meio de inibição temporal e de amplitude. Mais ainda, propicia a realização de outros experimentos, tais como a verificação dos efeitos subjetivos qualitativos da estimulação, e a reprodução temporizada dos padrões definidos para treinamento e o reconhecimento das sensações e imagens evocadas.

7.2 O Estimulador de Três Canais

O instrumento de três canais foi desenvolvido como se fosse um gerador de funções programável controlado por computador, especialmente projetado para evocar os fenômenos Phi e de Saltação Táctil, mas flexível suficiente para permitir outros estudos sobre sensação e mesmo em aplicações de controle motor. Este sistema PAM gera quatro tipos diferentes de envoltórias: triangular, senoidal, elíptica e retangular. Permite a programação e a visualização dos principais parâmetros: largura de pulso (PW) e frequência de pulso (PF), frequência modulante (MF), amplitude máxima de corrente (PA), índice de modulação de amplitude (AMI) e intervalo *interburst* (IBI), cujas especificações encontram-se ilustradas nas figuras 7.1a e b. O estimulador fornece pulsos monopolares de corrente, capacitivamente acoplados ou não, e os três canais são inteiramente independentes e isolados entre si. Para o primeiro modo de evocação do fenômeno Phi, os três canais mantêm uma relação de fase específica entre suas formas de onda, cujas amplitudes variam no tempo de forma complementar (figura

6.3(B), Capítulo 6). Para o segundo modo de evocar o fenômeno Phi eletricamente (também o efeito de Saltação), há um atraso (intervalo *interburst*) entre os *bursts* dos pulsos retangulares dos três canais (figura 6.3(A), Capítulo 6).

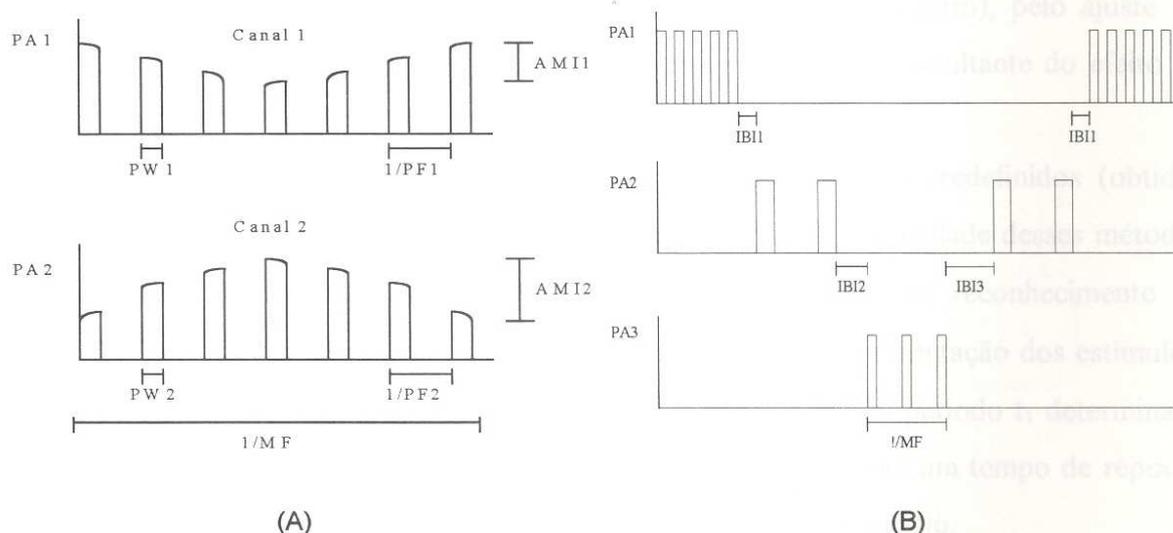


Figura 7.1. Representação das envoltórias das ondas estimulatórias para evocação do Fenômeno Phi Táctil. Em (A), parâmetros estimulatórios para dois canais e, em (B), parâmetros estimulatórios para envoltória retangular.

Na envoltória retangular, o parâmetro IBI, intervalo entre *bursts*, substitui o parâmetro AMI, fator de modulação de amplitude, devido às características da forma de onda. Os demais parâmetros são: PA, amplitude máxima da corrente; PW: largura do pulso quadrado; 1/PF: período do pulso quadrado; MF: período da envoltória do sinal modulante.

Funcionalmente, o sistema de estimulação permite realizar duas operações principais: protocolos experimentais básicos em psicofísica da sensação e protocolo para treinamento.

No primeiro caso, quatro tipos diferentes de pesquisa podem ser desenvolvidos:

1. determinação dos limiares de sensação (LS) e de dor (LD), limiares inferior (LISO) e superior (LSSO) de sensação ótima, permitindo, com isso, calcular a faixa dinâmica de sensação para transmissão de informação e comunicação através da pele e, portanto, a tradicional razão LD/LS e uma nova abordagem, definida por LSSO/LISO, como a faixa dinâmica útil;
2. sensação subjetiva, a qual permite a avaliação do efeito subjetivo (qualitativo e quantitativo) na sensação causada por diferentes formas de onda e valores específicos de parâmetros estimulatórios. Neste tipo de experimento, parâmetros como PF, MF, PW, AMI e IBI podem ser analisados, individualmente;
3. protocolo Phi Táctil (evocado mediante o método de inibição de intensidade) é usado para determinar limiares e parâmetros que melhor produzam “imagens fantasma” em movimento,

decorrentes da evocação do fenômeno Phi: limiares absoluto e de dor para cada canal estimulatório, limiares absoluto e de dor para imagem, limiares inferior e superior para obtenção de imagens ótimas (e portanto, a faixa dinâmica útil para transmissão de imagens via fenômeno Phi);

4. fenômeno Phi evocado por inibição temporal (também efeito Saltatório), pelo ajuste do intervalo *interburst* (IBI) para obtenção da melhor sensação fantasma resultante do efeito de movimento contínuo ou do melhor saltoção.

Para o protocolo de treinamento, oito grupos de parâmetros predefinidos (obtidos previamente) podem ser selecionados com o objetivo de avaliar a capacidade desses métodos de comunicação táctil, permitindo então, a determinação da taxa de reconhecimento de imagens. Pode-se utilizar sequências predefinidas ou aleatórias de apresentação dos estímulos. Por exemplo, estimula-se com uma certa programação P_1 durante um período t_1 determinado e, em seguida, uma programação P_2 durante um período t_2 , (Ton) com um tempo de repouso (toff) entre as estimulações. Estes valores podem ser alterados pelo usuário.

O estimulador permite o uso de três ou dois canais, sempre preservando o defasamento de 180° existente entre os canais. Ele foi projetado para gerar os seguintes valores de parâmetros: amplitude de 0 a 20 mA, largura do pulsos de 10 a 10000 μ s, frequência do pulsos de 50 a 50000 Hz, frequência da envoltória de 0,1 a 10 Hz, fator de modulação de 0 a 100 % e intervalo entre pulsos de 0 a 500 ms. Uma vez mais, apenas o parâmetro MF é programado com um único valor para todos os canais, sendo os demais parâmetros totalmente independentes. Não são possíveis valores diferentes de MF, pois, para se obter o padrão de estimulação, deve haver uma defasagem constante de 180° entre os canais, e com valores diferentes de MF isto não seria possível.

7.2.1 Descrição do *Hardware*

A figura 7.2 mostra o diagrama de blocos do sistema. Nos parágrafos que seguem, apresentam-se informações resumidas sobre o circuito.

Microcomputador

Um computador do tipo IBM-PC 386 DX-33 (ou superior) controla todo o sistema, processando as envoltórias das formas de onda programadas e os valores dos parâmetros, e

gera a forma de onda desejada (Meadows & McNeal, 1989; Derenzo, 1990; Eggebrecht, 1991; Kaczmarek et al., 1991; McPartland & Mook, 1995). Emprega interrupção de *hardware*, define a programação dos contadores externos e dialoga com a placa digital/analógica através da porta de interface paralela, LPT1 (Tompkins & Webster, 1988; Eggebrecht, 1991; Schildt, 1992).

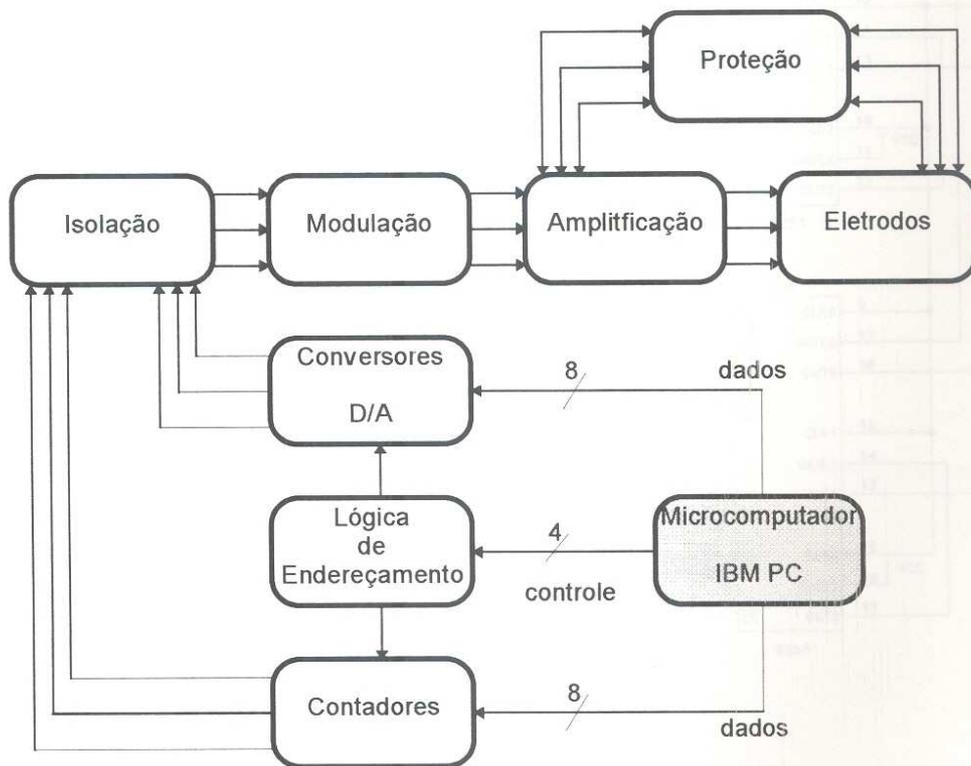


Figura 7.2. Diagrama de blocos do estimulador.

Contadores

Os contadores (figura 7.3) são programados por *software* e geram a frequência da portadora que irá compor a onda modulada.

A frequência da portadora é gerada por dois contadores de um CI 8253, programados nos modos 1 (um disparo programável) e 2 (oscilador). No modo 2, a frequência de *clock* é dividida por um valor N programado e no último ciclo de contagem, a saída vai à zero e reinicializa a contagem automaticamente (contador 2, figura 7.4). A saída deste contador é aplicada à entrada de gatilhamento do segundo contador (programado no modo 1). No modo 2, a saída vai a "0" lógico quando o contador inicia a contagem e permanece neste estado até o seu final. Então, retorna ao "1" lógico. A contagem é reiniciada somente quando um pulso é

aplicado à entrada de gatilho (contador 1, figura 7.4).

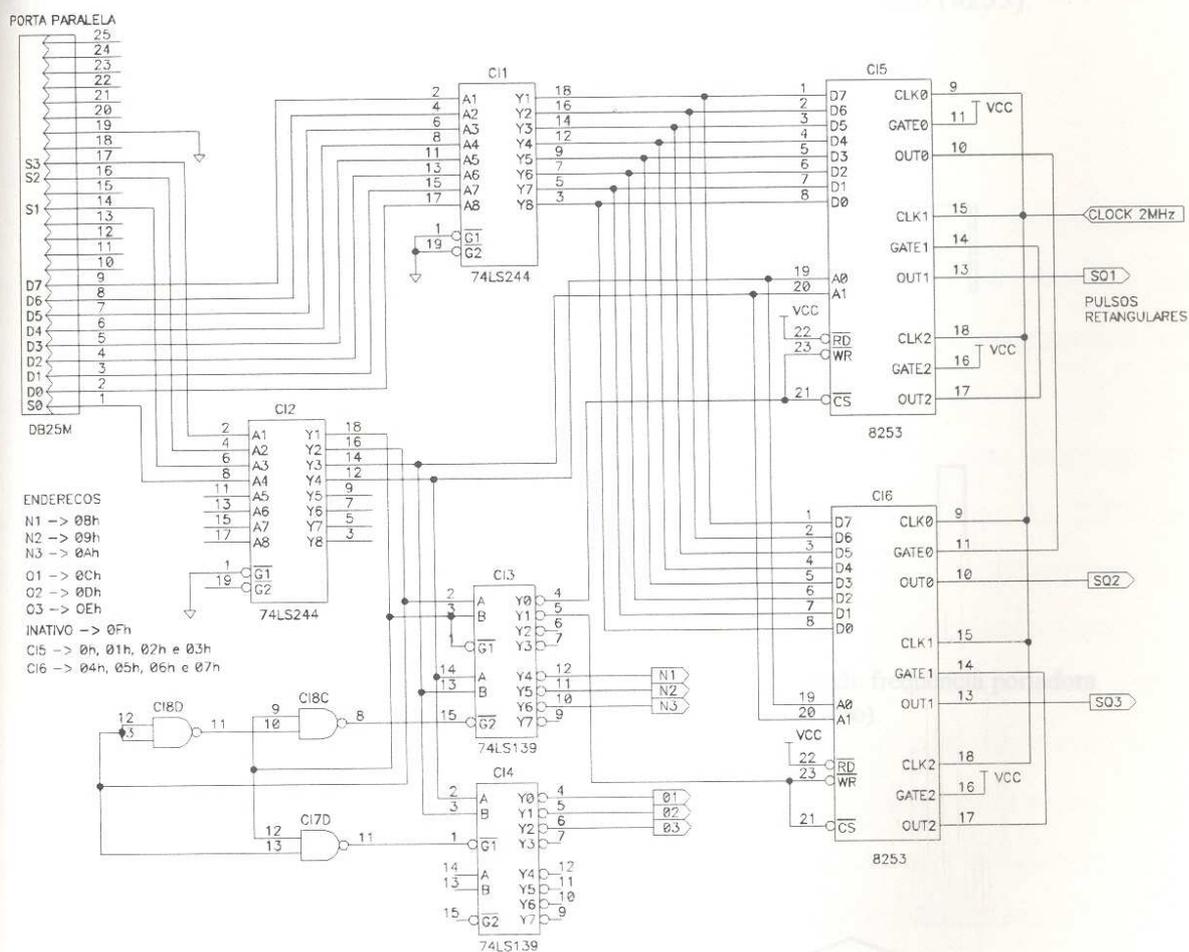


Figura 7.3. Diagrama esquemático dos estágios contador e de endereçamento.

Para compor a frequência portadora, o contador 2 controla o contador 1, que já apresenta a frequência portadora em sua saída. No contador 2, programa-se o parâmetro 1/PF. O contador 1 é ajustado com a diferença entre 1/PF e PW. Para compor o sinal modulado, a envoltória gerada nos conversores D/A passa através do estágio modulador, que é controlado pela frequência portadora, como ilustrado na figura 7.5.

Lógica de endereçamento

O estágio lógico de endereçamento (figura 7.3) é responsável pela habilitação dos conversores D/A e dos contadores, através dos sinais de controle enviados para a porta

paralela do PC. Dois *buffers tri-state*, 74LS244 (CI1 e CI2) foram usados para conectar os sinais do barramento de dados e de controle à placa externa. A interface é feita diretamente ao barramento da porta de saída paralela (CI1) com os contadores CI5 e CI6 (8253).

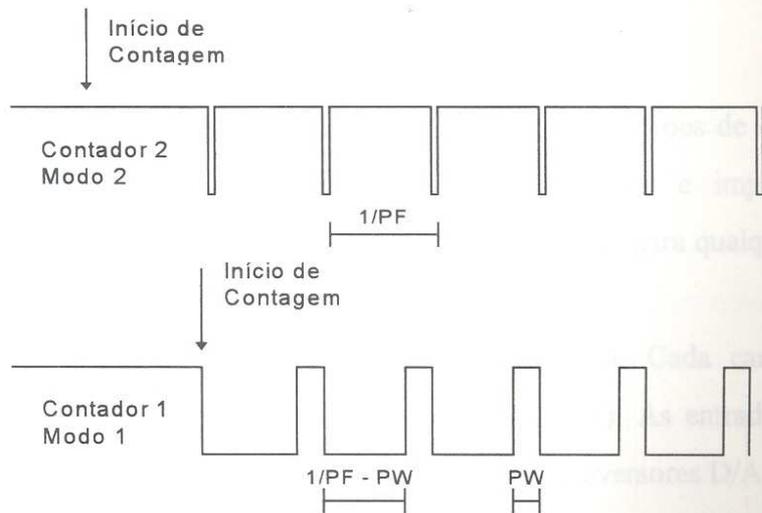


Figura 7.4. Diagrama de tempo dos contadores ilustrando a geração frequência portadora (PW: largura de pulso e PF: frequência do pulso).

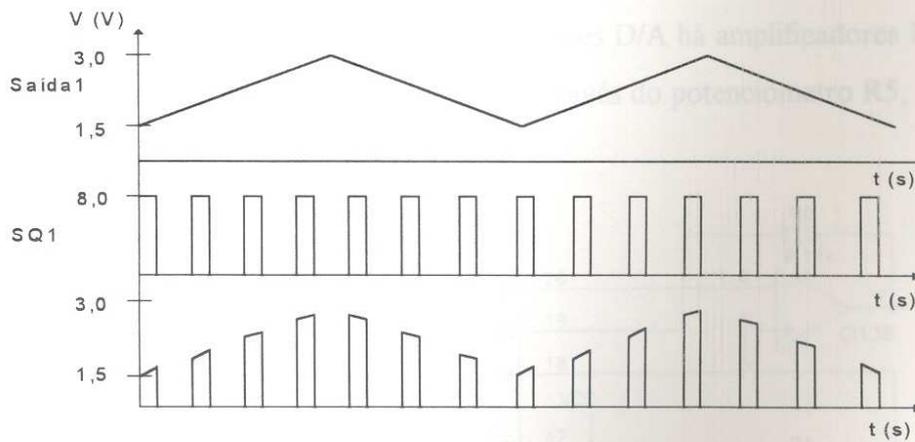


Figura 7.5. Método de geração da onda de saída de um dos canais. A forma de onda superior representa o sinal modulante de entrada (envoltória triangular); a ilustração do meio corresponde frequência portadora gerada nos contadores. A forma de onda inferior mostra o sinal PAM de saída obtido na chave analógica.

O outro *buffer tristate* (CI2) foi empregado para interconectar os quatro sinais de controle da porta paralela aos decodificadores CI3 e CI4 (74LS139).

O contadores estão interligados e programados de modo a obter pulsos retangulares nas suas saídas (em SQ1, SQ2 e SQ3), como explicado anteriormente. Esses são os pulsos que compõem a portadora do sinal estimulatório. O frequência de *clock* dos contadores provem das portas NAND (CI7) e do crystal de 2MHz.

Conversores D/A

Os conversores D/A fornecem uma tensão relativa aos padrões de onda selecionados pelo usuário. Os canais são programados independentemente e implementou-se uma configuração que assegura sempre a mesma (e máxima) resolução para qualquer intensidade de corrente (Nohama et al., 1992).

A figura 7.6 ilustra o circuito gerador de envoltória. Cada canal emprega dois conversores D/A de um *chip* AD7528 (CI10, para o canal 1). As entradas A1 (MSB)-A8 (LSB) são diretamente conectadas à porta paralela. Os dois conversores D/A são acessados via pino de seleção conectado em N1, N2 e N3, de acordo com o canal selecionado (figura 7.3). Quando esses sinais estão em nível lógico 1, o conversor B do AD7528 atua, senão o conversor A. O conversor A gera o nível de referência aplicado ao pino de entrada REFB, propiciando a variação de amplitude do sinal de saída, enquanto o conversor B supre o desvio de frequência do sinal. Esta arquitetura assegura a mesma resolução para qualquer amplitude de sinal de entrada. Na saída de corrente dos conversores D/A há amplificadores I/V (TL082, CI13). A tensão de saída do conversor A é ajustada através do potenciômetro R5, de tal modo que no conversor B existe um máximo de 4 V.

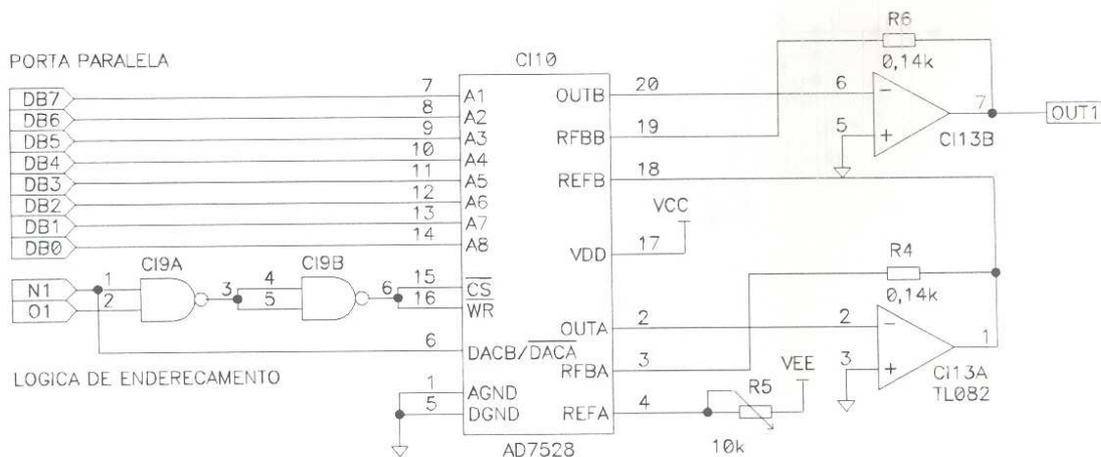


Figura 7.6. Diagrama esquemático do circuito gerador de envoltória.

Isolação e Modulação

O estágio de isolação constitui o bloco eletrônico responsável por isolar o estágio digital do analógico e de alta tensão. Um novo método para isolar os sinais PAM em estimuladores electrotácteis, empregando um amplificador isolador e um optoacoplador, foi implementado.

O circuito desenvolvido, ilustrado na figura 7.7, une as vantagens da alta velocidade dos optoacopladores com a linearidade e compensação de temperatura dos amplificadores isoladores. O circuito tem duas entradas: através da primeira entra o sinal modulante (envoltória da onda) e através da segunda provem a portadora (pulsos retangulares). O primeiro sinal passa através do amplificador isolador e o último via um optoacoplador. Ambos os sinais isolados resultantes são aplicados à unidade moduladora PAM.

O ISO 122 é um amplificador de precisão projetado para amplificar e medir sinais de baixo nível em presença de elevadas tensões de modo comum, rompimento de laços de terra e conexões de terra de fonte (Burr-Brown, 1994). Sua resposta em frequência chega a 50 kHz, muito além das necessidades nesta aplicação em particular (10 Hz para as envoltórias empregadas). Um filtro passa-baixa (50 kHz), composto pelo resistor de 1.2 k Ω , a resistência de saída do ISO e o capacitor de 2.2 nF, elimina os efeitos do processo de amostragem do ISO.

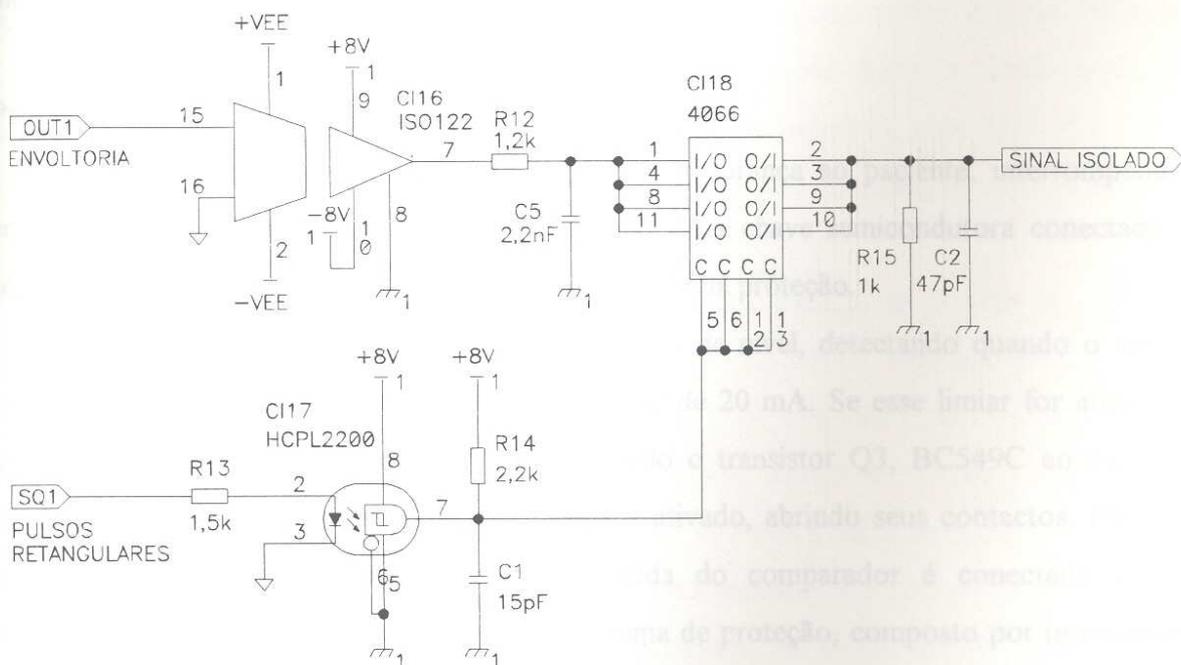


Figura 7.7. Diagrama esquemático dos estágios isolador e modulador PAM.

O *chip* HCPL 2200 é um optoacoplador de GaAsP, de alta velocidade (10 MBd) compatível com dispositivos TTL/CMOS (HP, 1992). Requer baixa corrente de entrada (1.6 mA), isolamento entrada-saída de 2500 V, *rise time* de 24 ns e *fall time* de 10 ns.

A tensão de saída do conversor D/A (envoltória) é aplicada à entrada do CI16, o amplificador isolador ISO122. A saída dos contadores (portadora) é aplicada ao optoacoplador HCPL 2200. Quando ambos os sinais são aplicados ao modulador (CI18), já estão isolados. A envoltória (CI16, pino 7), segue pela entrada da chave analógica (CI18) e os pulsos retangulares para seu terminal de controle. CI 4066 (figura 7.7) compõe o sinal modulado em sua saída, conforme ilustrado na figura 7.5.

Amplificação

O estágio de amplificação é composto por conversores de tensão-corrente (figura 7.8) e libera a corrente através dos eletrodos, cuja intensidade pode chegar a 20 mA.

O sinal de tensão é convertido em corrente através do bloco formado pelo OP AMP TL081, CI 19, o transistor TIP 48, Q1 e R17, aplicando uma taxa de conversão de 0,2 V/mA ($R17 = 200 \Omega$). O potenciômetro R16 permite o ajuste da excursão máxima da tensão de saída no OP AMP. O led D1, em série com a carga (RL//R18), indica visualmente o efeito da modulação e o sinal estimulatório na carga biológica.

Proteção

O estágio de proteção (figura 7.8) garante segurança ao paciente, interrompendo a corrente estimulatória quando superior a 20 mA. Uma chave semicondutora conectada em série com uma chave eletromecânica fornecem uma dupla proteção.

O CI 20A (LM393), atua como comparador de nível, detectando quando o sinal de saída, em R17, ultrapassa o limiar pré-estabelecido de 20 mA. Se esse limiar for atingido, a saída do comparador comuta para + Vcc, levando o transistor Q3, BC549C ao estado de saturação. Para segurança do paciente, um relé é ativado, abrindo seus contactos. Ele não é rápido mas abre fisicamente o circuito. A saída do comparador é conectada a outro comparador, com o objetivo de ativar outro sistema de proteção, composto por um transistor 2N6211 que entra em estado de corte, desconectando a linha de alta tensão. O transistor atua rapidamente mas não abre o circuito mecanicamente.

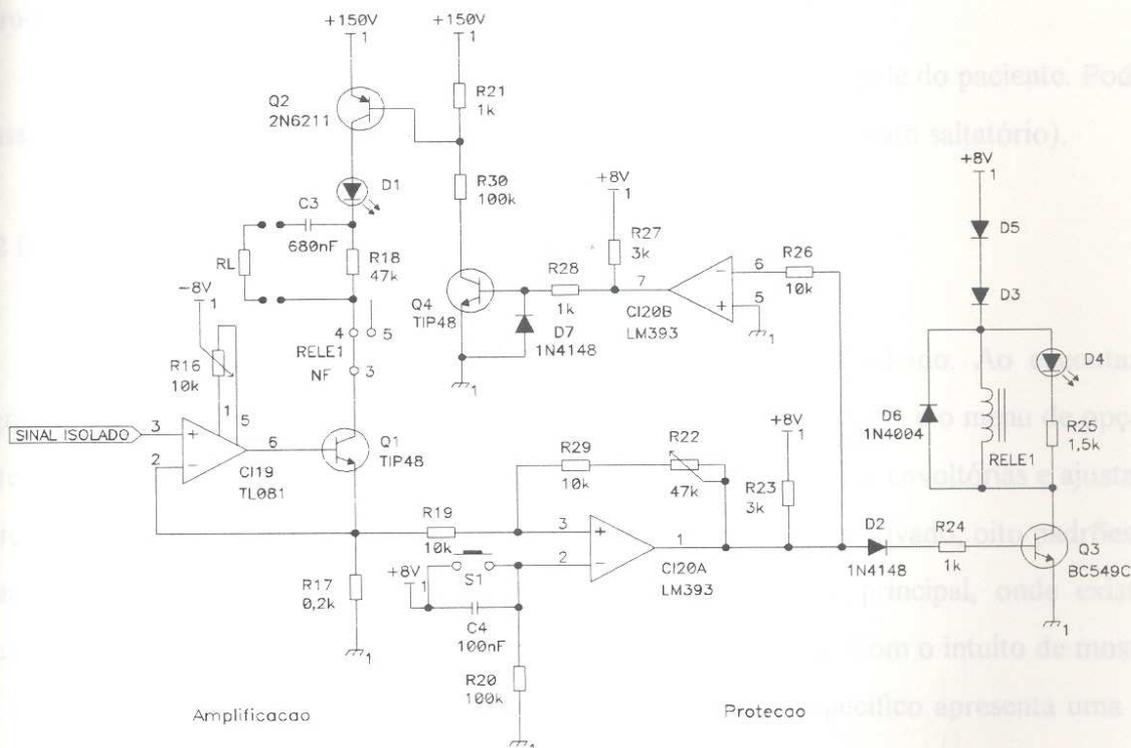


Figura 7.8. Diagrama esquemático dos estágios de saída e de proteção.

Fonte de Alimentação

Com o objetivo de manter completa isolamento entre os três canais, a solução implementada envolveu o projeto de uma fonte de alimentação com saídas isoladas. Há quatro fontes estabilizadas independentes para ± 8 V (uma para parte digital e blocos analógicos comuns e três para os circuitos analógicos dos três canais isolados), uma de 5 V (interface digital e contadores), e três fontes de alta tensão (150 V) para alimentar os amplificadores de transadmitância de saída.

Para alimentar todo o circuito com uma única bateria, o projeto da fonte foi desenvolvido com reguladores chaveados: um FH585R-12-5/12D (Hobbecco Inc.), que gera 5V (3 A) e ± 12 V (400 mA) quando alimentado com 12 V; três FH520SR-5-12D/100 (MGT Inc.), que fornece ± 12 V (100 mA) quando alimentado com 5 V; e três 12AV150 (Pico Electronics Ltd), que gera saída não-regulada de 150 V, 8 mA a partir de 12 V. Para regular a tensão de saída em 8 V, reduzir o *ripple* gerado internamente nos conversores chaveados e fazer o papel de carga para os conversores chaveados, as saídas de 12 V de todos os reguladores foram conectadas a reguladores lineares (7808 e 7908).

Eletródos

Os eletródos são usados para transferir a corrente excitatória à pele do paciente. Podem ser usados eletródos de ECG (para o fenômeno Phi) e coaxial (para o efeito saltatório).

7.2.2 Descrição do Software

A figura 7.9 mostra o fluxograma geral do *software* desenvolvido. Ao executar o programa, cria-se a primeira janela e todos os comandos ficam disponíveis e o menu de opções é apresentado. Na opção protocolo, o usuário seleciona uma das quatro envoltórias e ajusta os valores dos parâmetros estimulatórios. Quando o modo treinamento é ativado, oito padrões de parâmetros estimulatórios são mostrados em uma segunda janela principal, onde existem pequenos campos para serem preenchidos com a sequência desejada. Com o intuito de mostrar qual padrão está presentemente ativado, a coluna do parâmetro específico apresenta uma cor mais brilhante durante este intervalo.

O *software* gera e controla os parâmetros estimulatórios e permite sua visualização. Foi implementado para aplicações em ambiente DOS, desenvolvido em linguagem C (Pappas & Murray, 1991; Schildt, 1992), através do pacote C++, versão 3.1, da Borland Inc. Sinais de controle são enviados para a porta paralela, controlando a placa analógica/digital e gerando as formas de onda dos três canais. O sistema requer, ainda, um monitor do tipo VGA. Duas telas são geradas para mostrar as funções e os comandos. Entrada de dados é feita através de pequenos campos. A visualização e a operação são facilitadas pelo uso de teclas e padrões coloridos e janelas 3-D. O *software* realiza a validação dos dados de entrada antes que a sessão estimulatória se inicie, evitando assim, a presença de valores inválidos para os parâmetros dos estímulos.

Uma interface amigável permite ao usuário a seleção dos protocolos experimentais e o ajuste de valores dos parâmetros. Eles podem ser reajustados a qualquer momento que o usuário necessite. Dois ou três canais podem ser empregados para estudar o Fenômeno Phi, pois a relação de fase entre os canais é sempre preservada (figura 6.3). A opção Protocolo permite selecionar o método experimental a ser utilizado (phi tátil, efeito saltatório, limiares ou sensações subjectivas). A opção treinamento gera até oito padrões independente que podem ser liberados em uma sequência predefinida ou de um modo aleatório. Os intervalos ativado e de repouso, *Ton* e *Toff* (0.2 -10 s), podem ser programados pelo usuário. Em todas as opções apresentadas, há total independência entre os canais e padrões estimulatórios. Teclas

especiais de controle podem ser ativadas para salvar os valores dos parâmetros medidos, evitando atrasos e erros na visualização e escrita dos resultados. Existe uma opção de ajuda com informações úteis sobre os comandos do estimulador.

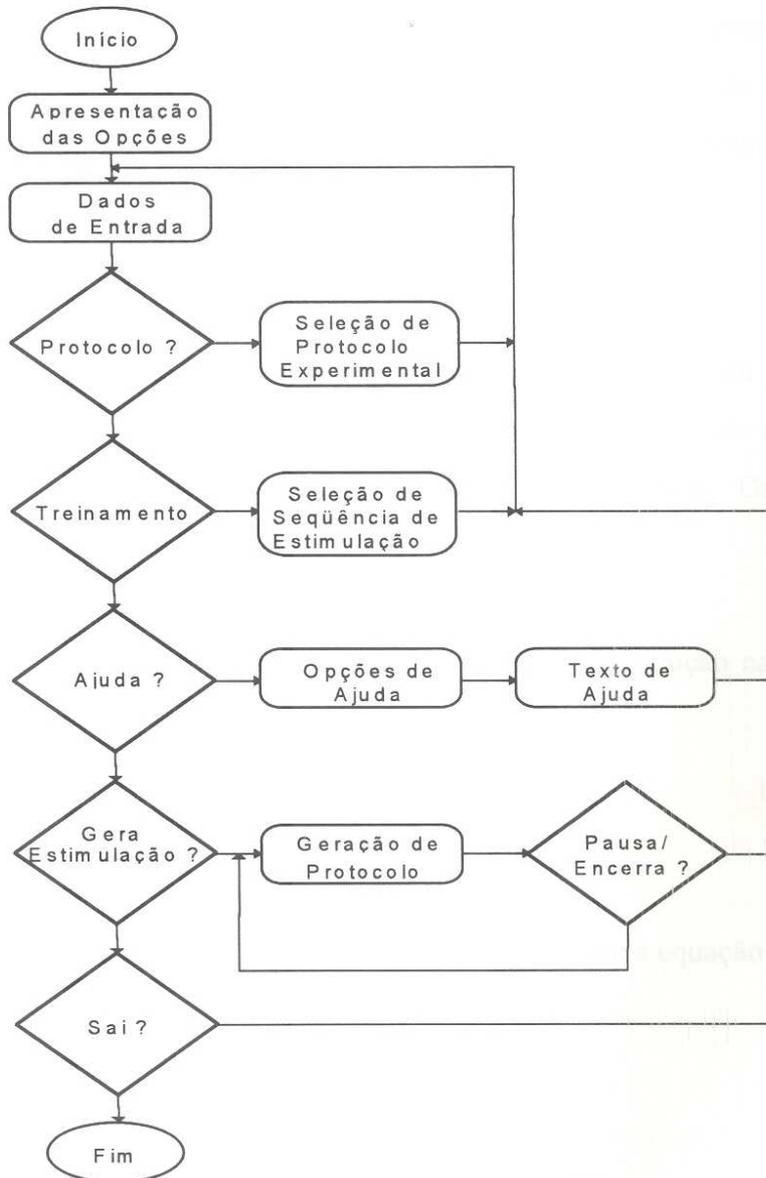


Figura 7.9. Fluxograma geral do programa que gera os protocolos experimentais e sua visualização na tela.

Para armazenar e imprimir o protocolo experimental (valores pré-ajustados, limiares e outras variáveis), um arquivo ASCII é criado quando uma nova sessão estimulatória começa. Estes valores são agrupados em colunas de modo a facilitar a interação com programas gráficos e processadores de texto. Quando o comando Ajuda é acionado, mostra na tela os tópicos de operação básica do sistema. O comando Sair resseta todos os valores armazenados

e encerra a sessão estimulatória.

7.2.2.1 Descrição do programa principal

O programa foi desenvolvido em dois módulos distintos: um, para controlar a placa digital/analógica externa e outro, para entrada e saída de dados através do teclado e os dados relativos às telas. Os sinais de controle da porta paralela habilitam a lógica de operação do circuito.

Criação do *Buffer*

As envoltórias triangular, elíptica e senoidal são armazenadas em um *buffer* de 256 pontos. O *buffer* é criado observando-se a equação característica de cada sinal em particular. Assim, torna-se simples construir outras formas de onda específicas. Os seguintes passos devem ser observados:

- (1) faixa máxima de 100% para AMI;
- (2) determinação do efeito do fator de modulação, que produz redução na excursão máxima do sinal de saída e acrescenta um nível DC. Por exemplo:

$$\text{buffer1}^1 = 255 * \sin(\text{PI} * i / 255) \quad (\text{eq. 7.1})$$

- (3) para AMI diferente de zero, um nível DC é somado conforme a equação 7.2, resultando em um novo *buffer*, descrito na equação 7.3.

$$\text{DC} = 255 - (\text{modulação} * 255) / 100 \quad (\text{eq. 7.2})$$

$$\text{buffer2} = \text{buffer1} * (\text{modulação} / 100) + \text{DC} \quad (\text{eq. 7.3})$$

Quando ambos AMI e o nível DC são zero, o *buffer2* iguala-se ao *buffer1*. Então, a excursão do sinal vai de 00h a FFh, sem qualquer nível DC. Por exemplo, com AMI igual a 50%, o nível DC será 127.5. Todos os valores do *buffer1* serão multiplicados por 0.5, o que corresponderá a um valor máximo de 80h. *Buffer2* terá todos os valores do *buffer1*, somados do valor correspondente ao nível DC. Assim, o valor mínimo corresponderá ao nível DC e o

¹ A expressão escrita em negrito corresponde à linguagem de programação C.

máximo, a FFh;

(4) A amplitude pico da corrente é determinada pela equação 7.4, onde PA é a magnitude real e a intensidade o valor programado (de 00h a FFh).

$$\text{Magnitude} = \text{PA} * 255 / 20 \quad (\text{eq. 7.4})$$

O sinal é controlado pela interrupção 08 do PC. O contador interno do microcomputador é reprogramado e as interrupções são habilitadas quando uma INT 8 ocorre, o programa principal é desviado e é executada a rotina de interrupção.

Rotina de Interrupção para ELI, TRI e SIN

A rotina de interrupção segue os seguintes passos:

1. inibição de todos os dispositivos periféricos (conversores D/A e contadores);
2. transferência do valor correspondente à magnitude de corrente;
3. habilitação do nível de tensão de referência do primeiro conversor D/A;
4. inibição de todos os dispositivos periféricos;
5. transferência do valor do *buffer* e
6. habilitação do segundo conversor D/A, de acordo com a geração da forma de onda.

A inibição dos dispositivos periféricos é necessária porque como os dados enviados para a paralela porta são armazenado em *latches*, poderia ocorrer alguma incompatibilidade com dados enviados para outro dispositivo.

Este processo se repete para os três canais, testando o valor do *buffer* para verificar se chegou ao último valor. Quando isto ocorre, o *buffer* é reinicializado.

O contador interno é programado para que os 256 pontos forneçam a frequência MF.

Determinação do valor do contador Interno

A frequência de *clock* do contador é 1.193180 Mhz, a qual é programada por um tempo de interrupção que resultará em uma MF de 256 pontos (eq. 7.5):

$$\text{Contador} = 1193180 / (\text{MF} * 256) \quad (\text{eq. 7.5})$$

As considerações matemáticas apresentadas acima levam em consideração o período da forma de onda. Para definir os *buffers* para dois ou três canais, é necessário considerar a

relação de fase entre eles. Assim, o *buffer* do canal 1 inicia-se em FFh e gera um semiciclo da forma de onda. O *buffer* do canal 3 inicia-se depois de outro semiciclo e o *buffer* do canal 2 começa em zero. Este processo requer dois períodos de forma de onda para completar o sinal desejado. Os *buffers* têm 512 pontos. Para dois canais, os *buffers* são gerados para os dois canais e a relação de fase específica é criada (atraso de 180°).

Criação do *buffer* da forma de onda retangular

Para a envoltória retangular, existe uma diferença na criação do *buffer*, mas o cálculo da corrente de saída é o mesmo. Há uma sequência correta nos valores enviados para a saída: “canal 1”, “canal 2”, “canal 3”, “canal 2”, “canal 1”, e assim por diante.

Como a forma de onda retangular requer somente valores 0 e FFh, um *buffer* de 256 pontos não é necessário. Não existe mais um fator de amplitude de modulação (AMI) mas sim um intervalo *interburst* (IBI). Todos os sinais são enviados para a porta paralela, de acordo com a sequência já descrita.

Primeiramente, o canal 1 é igual a FFh, os canais 2 e 3 são zero. Na sequência, o canal 2 vai para FFh e os canais 1 e 3 vão para zero. Num terceiro momento, o canal 3 valerá FFh e os canais 1 e 2 serão zero. Em seguida, o canal 2 corresponderá à FFh e os canais 1 e 3 corresponderão a zero. Neste caso, IBI foi considerado zero. Se IBI assumir qualquer valor diferente de zero, um valor zero deverá ser enviado para todos os canais no momento correto. Por exemplo, se IBI entre os canais 1 e 2 for diferente de zero, durante o intervalo entre aqueles canais, zeros deverão ser enviados para os outros canais. Nesta situação, o contador interno do PC é programado com a valor fixo (597h), o qual corresponde uma interrupção de 500 μ s, que equivale à resolução de IBI. A rotina de interrupção para a envoltória retangular é similar às demais formas de onda.

Interrupção rotina para o treinamento modo

Para o modo treinamento, ocorrem algumas mudanças na rotina de interrupção. O sinal estimulatório de saída é liberado somente durante o período “ativado” (*Ton*). Durante o intervalo “em repouso” (*Toff*), a corrente de saída permanece em zero. A rotina de interrupção que transfere os valores do *buffer* para a saída é desviada para a subrotina que envia um zero valor depois intervalo “ativado”. Depois disso, o programa é desviado para a rotina anterior mas agora, gerando um novo valor padrão.

A sequência de padrões enviada para a saída pode ser programada ou liberada

aleatoriamente (através da instrução **rand**).

Como os intervalos “ativado” e “em repouso” podem ser diferentes, já que o contador interno é sempre reprogramado quando aquelas rotinas são reinicializadas.

Determinação de *Ton* e *Toff*

O valor de *Ton* é determinado em função da frequência da envoltória (equação 7.6). O valor de *Toff* é determinado através de um valor fixo dado pelo contador2 igual a 59659, isto é, uma interrupção a cada 50 ms (eq. 7.7). Este valor é suficiente para obter-se uma resolução de 100 ms para os parâmetros *Ton* e *Toff*. O máximo valor programável do contador é 65535.

$$Ton = MF * 1193180 / \text{contador} \quad (7.6)$$

$$Toff = MF / 0.05 \quad (7.7)$$

7.3 Resultados

O estimulador sensorial configura-se como um sistema de instrumentação virtual que permite, além das formas de onda geradas, com a inserção de uma rotina gerenciadora e protocolos específicos, gerar outras formas desejadas, tanto para investigação em estimulação sensorial quanto para estimulação motora ou em outras aplicações eletrofisiológicas. Em particular, o sistema foi projetado para evocar os fenômenos Phi e de Saltação tácteis, por isso, gera padrões específicos modulados em amplitude de pulsos (PAM) e em *bursts* de pulsos (PBM).

Em termos de *hardware*, o estágio de isolamento apresentou-se como o mais crítico, tendo em vista as características dos pulsos. Juntamente com o estágio modulador, os principais resultados obtidos foram: duração de pulso maior que 500 ns (tempo de subida de 100 ns e tempo de descida de 300 ns), frequência de pulso até 1 MHz, frequência modulante senoidal de até 50 kHz, variação máxima da tensão de saída de 70% da tensão de alimentação índice de modulação de amplitude de 100 %. Outras especificações técnicas desses blocos: erro de linearidade de 0,05 %, variação do ganho em função da temperatura maior que 10 ppm/°C, variação da tensão de *offset* de 0,2 mV/°C e CMRR de 70 dB. Testes realizados com o sistema todo mostraram que o protótipo fornece pulsos com duração de 0,01 a 10 ms, frequência desde 50 Hz até 50 kHz, amplitude máxima de corrente de 20 mA, frequência modulante de 0,1 a 10 Hz, índice de modulação de amplitude de até 100 % e intervalo

interburst até 500 ms, como resumido na tabela 7.1. O sistema de proteção transistorizado atua com atraso de 5,2 μ s e a abertura dos contactos do relé ocorre depois de 4,9 ms.

Tabela 7.1. Parâmetros das formas de onda dos estímulos gerados pelo sistema de 3 canais.

Parâmetro	Símbolo	Faixa	Resolução	Padrão SI
Largura de pulso	PW	10-10.000	10	μ s
Frequência de pulso	PF	50-50.000	10	Hz
Frequência Modulante	MF	0.1-10	0.1	Hz
Amplitude máxima de corrente	PA	0-20	0.1	mA
Fator de modulação de amplitude	AMI	0-100	1	%
Intervalo <i>interburst</i>	IBI	0-500	0.5	ms
Intervalo para treinamento	Ton/Toff	0.2-10	0.1	s

As formas de onda moduladas mantêm a relação de fase necessária para evocar o fenômeno Phi com dois e três canais e o intervalo *interburst*, tanto para o fenômeno Phi quanto o de Saltação, conforme ilustram as figuras 7.10 - 7.13, onde se encontram exemplos das envoltórias geradas. Na figura 7.14 ilustram-se os pulsos que constituem as portadoras daqueles sinais.

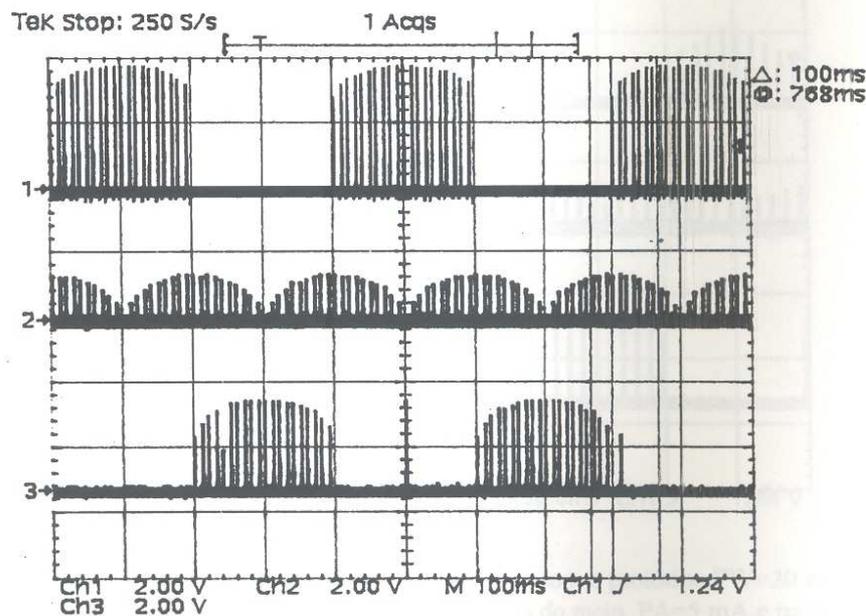


Figura 7.10. Exemplo de formas de onda elípticas geradas com o protótipo. PW=10 μ s, PF=100 Hz, MF=5 Hz, a forma de onda superior tem AMI=25% e PA=17 mA, a do meio, AMI=100% e PA=5 mA, a forma de onda inferior, AMI=50% e PA=13 mA.

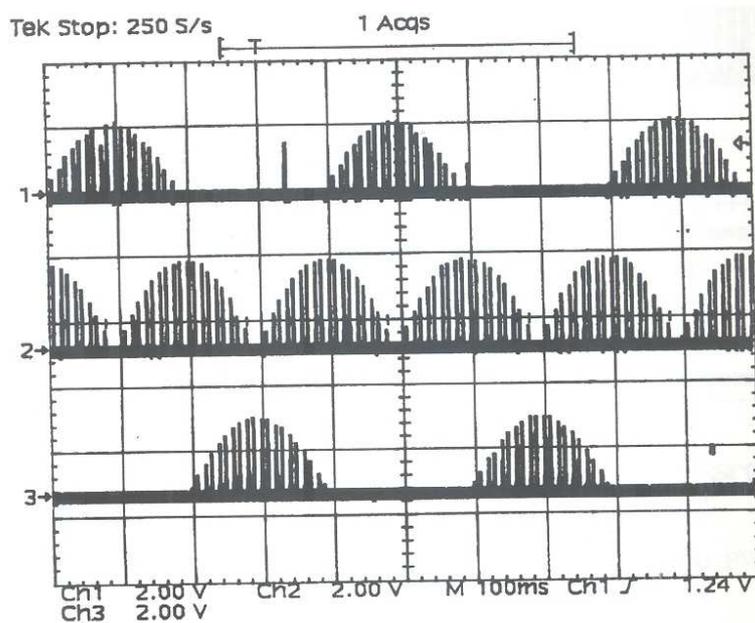


Figura 7.11. Exemplos de formas de onda senoidais geradas com o protótipo. Para as três formas de onda, PW=20 us, PF=100 Hz, MF=5 Hz, AMI=100% e PA=10 mA.

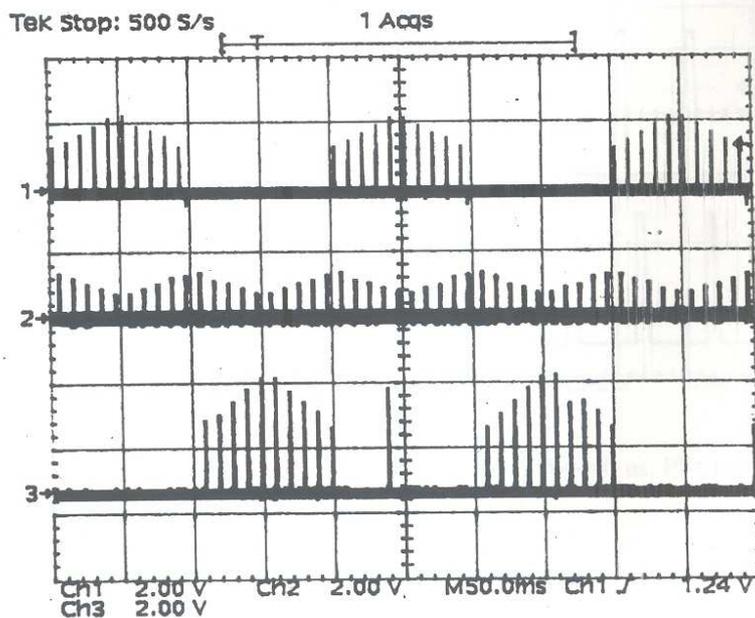


Figura 7.12. Exemplos de formas de onda triangulares geradas com o protótipo. PW=20 us, PF=100 Hz, MF=10 Hz e AMI=50%. Na forma de onda superior, PA=10 mA, na do meio, PA=5 mA e na inferior, PA=17 mA.

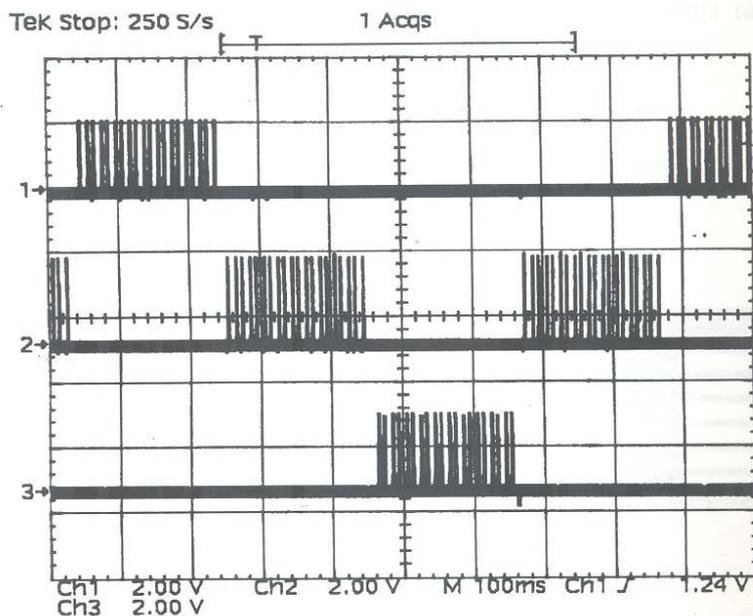


Figura 7.13. Exemplos de formas de onda retangulares geradas com o protótipo. PW=20 μ s, PF=100 Hz, MF=5 Hz, IBI=10 ms e PA=10 mA.

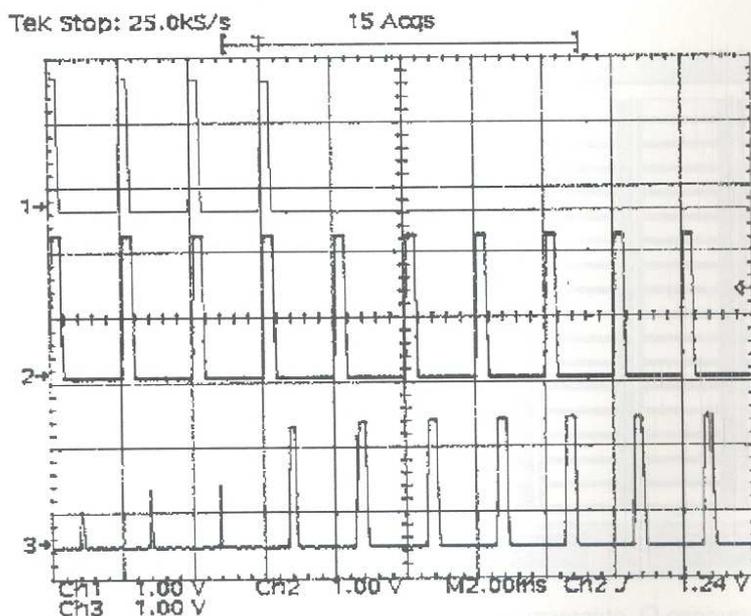


Figura 7.14. Exemplos de pulsos gerados com o protótipo. PW=400 μ s, PF=100 Hz, MF=5 Hz, IBI=10 ms e PA=12 mA.

Nas figuras 7.15 e 7.16 ilustram-se as duas telas principais do sistema (protocolos experimental e de treinamento). Com a primeira tela, o usuário pode selecionar os valores de todos os parâmetros desejados, o tipo de envoltória e o protocolo experimental. Caso necessário, pode recorrer às informações adicionais oferecidas na opção Ajuda. A segunda tela

permite ao usuário programar e executar até oito padrões de imagens tácteis, dispostas em uma sequência pré-determinada ou aleatoriamente.

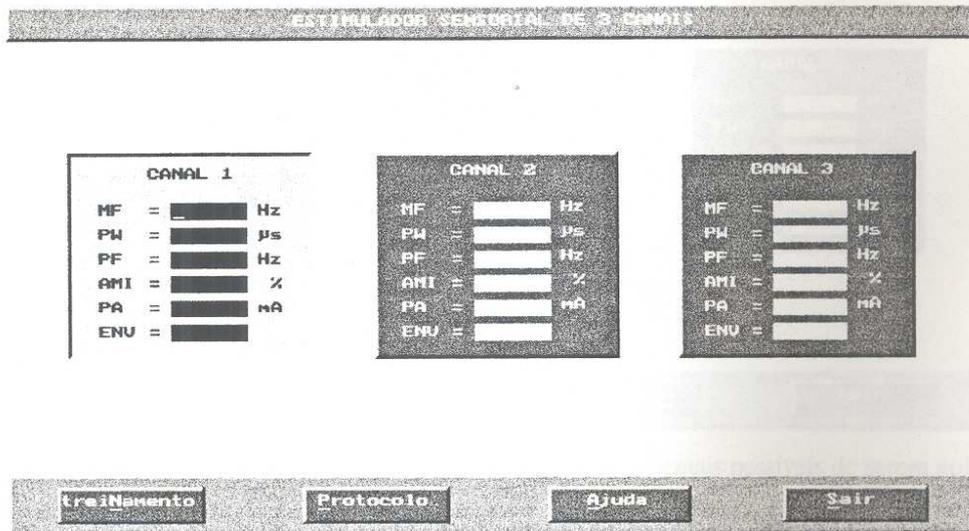


Figure 7.15. Janela principal mostrando a seleção dos parâmetros para os três canais. O canal ativado aparece com diferenciação de cor.

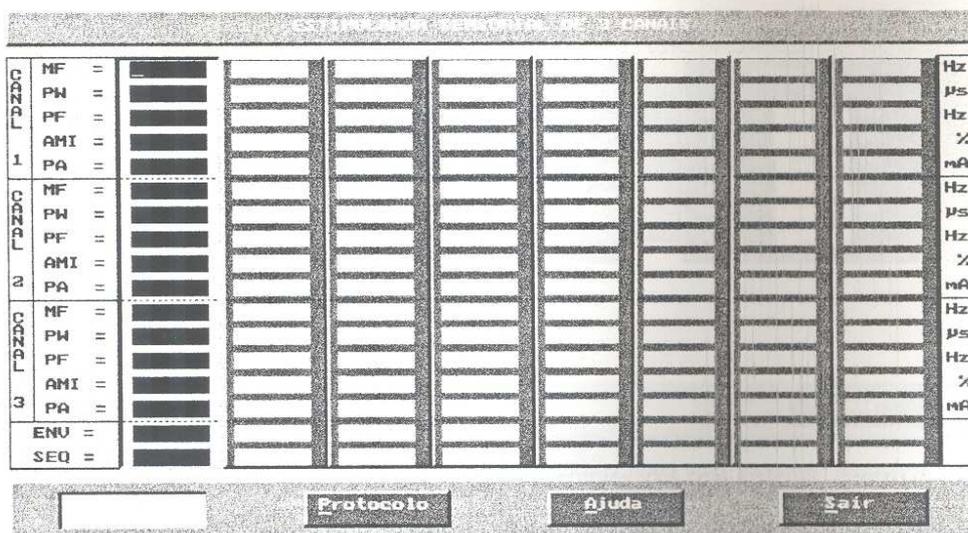


Figura 7.16. Segunda Janela principal mostrando o protocolo de treinamento. O conjunto de padrões ativados é mostrado também com diferenciação de cor durante o tempo em que permanece ativo (Ton).

Na figura 7.17 ilustra-se o modo de seleção do protocolo experimental: determinação de limiares, discriminação sensorial, fenômeno Phi e Saltação táctil.

A figura 7.18 mostra a opção Ajuda, através da qual o usuário pode obter informações importantes para a realização dos experimentos *in vivo*, tais como os comandos do sistema, os parâmetros estimulatórios, os vários protocolos possíveis e os formatos de arquivos gerados.

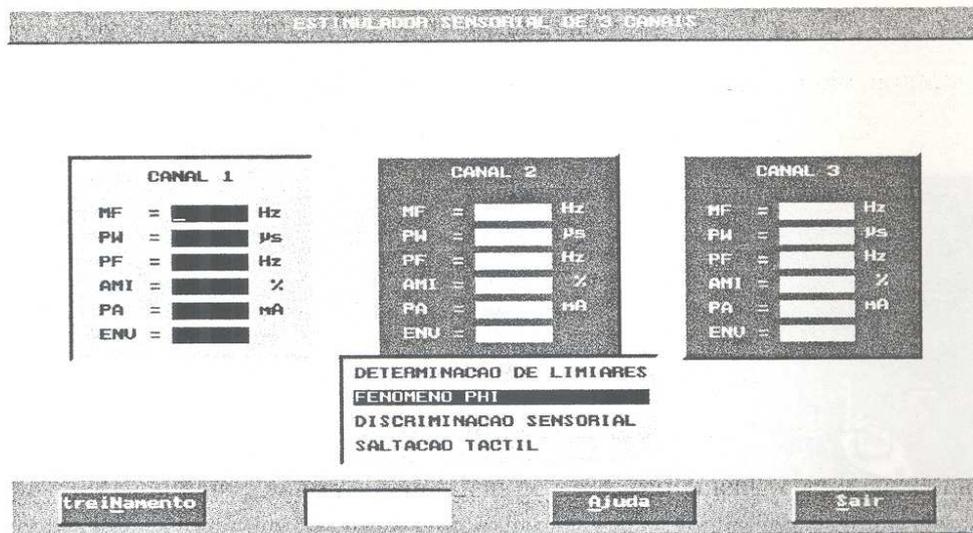


Figure 7.17. Janela mostrando a seleção dos protocolos experimentais possíveis de serem aplicados.

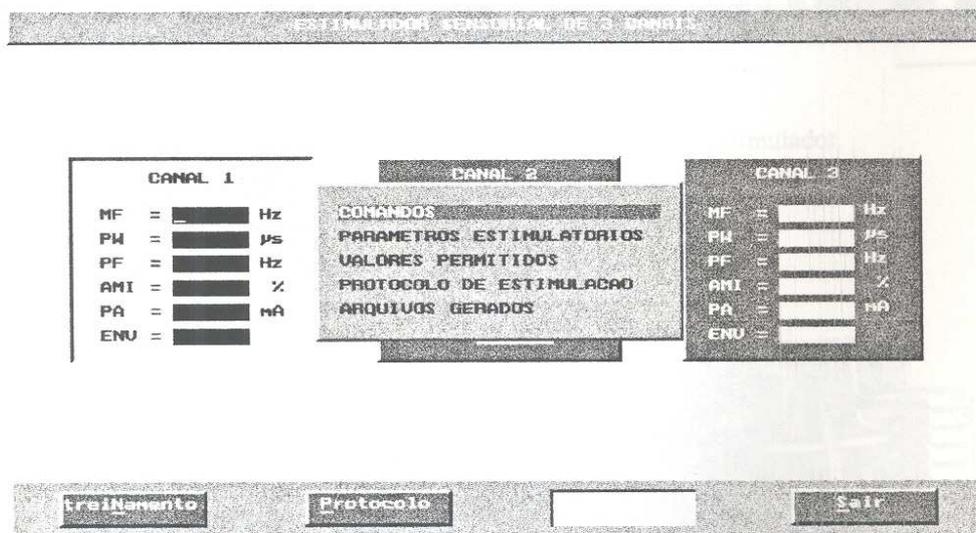


Figure 7.18. Janela apresentando a chamada de comandos empregados pelo sistema, dentro da opção Ajuda.

A figura 7.19 mostra uma fotografia do módulo de interface e geração de sinal do estimulador. A foto de sua fonte de alimentação encontra-se na figura 7.20.

A tabela 7.2 ilustra um exemplo de arquivo gerado para posterior tratamento estatístico e apresentação gráfica. Neste caso, armazenam-se os valores dos parâmetros inicialmente ajustados e os valores das amplitudes máximas dos pulsos de corrente para cinco situações distintas: LSEN (limiar de sensação), LIFG (limiar inferior de surgimento de imagem fantasma), LOFG (amplitude em que a imagem composta é ótima) LSFG (limiar superior de

imagem onde começa a perda de resolução) e LDOR (limiar de dor). Para cada um dos quatro protocolos, há um arquivo específico com seus parâmetros e medidas. A coluna da esquerda foi incluída apenas para fins didáticos.

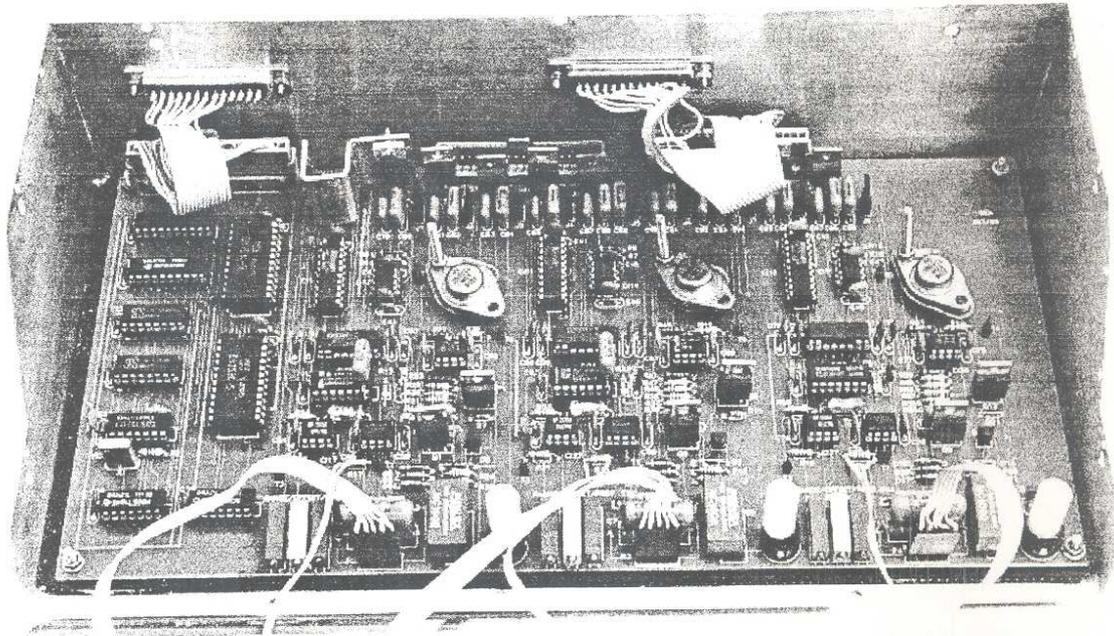


Figura 7.19. Foto do módulo de geração de sinal do estimulador.

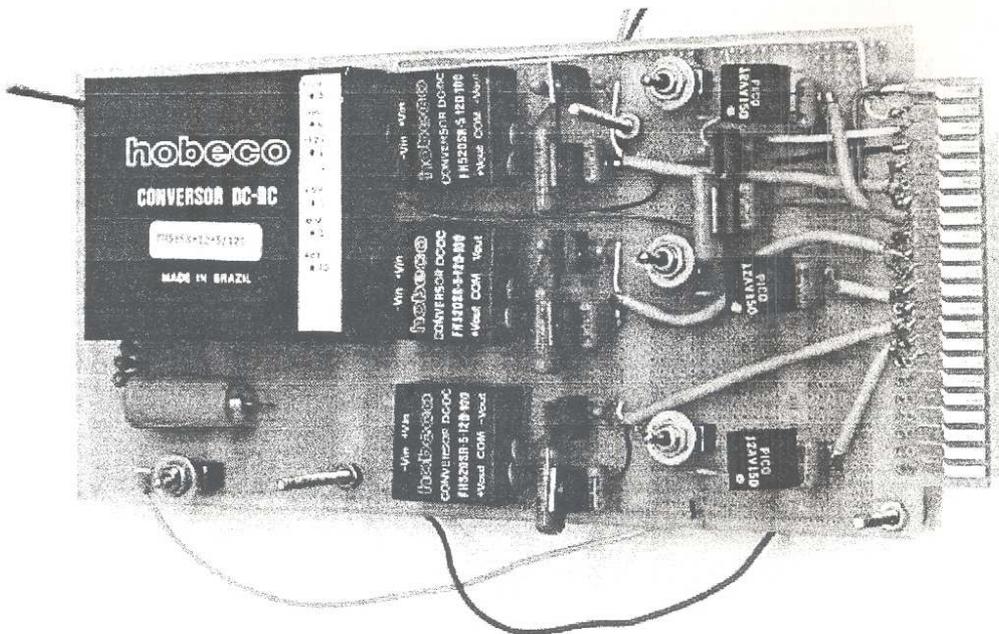


Figura 7.20. Foto do módulo fonte de alimentação.

Tabela 7.2. Exemplo de arquivo gerado para o protocolo Fenômeno Phi. LSEN: limiar de sensação, LIFG: limiar inferior de surgimento de imagem fantasma, LOFG: amplitude em que a imagem composta é ótima, LSFG: limiar superior de imagem onde começa a perda de resolução e LDOR: limiar de dor.

MF (s)	0.5 ;	0.5 ;	0.5
PW (μ s)	100 ;	100 ;	100
PF (Hz)	100 ;	125 ;	250
AMI (%)	20 ;	40 ;	20
PA (mA)	0 ;	0 ;	0
Distância entre Eletrodos	5.5 ;	5.5 ;	5.5
Distância entre Canais	5.5 ;	5.5 ;	
LSEN	5.1 ;	4.7 ;	3.9
LIFG	7.3 ;	7 ;	6.7
LOFG	12.1 ;	12.4 ;	11.2
LSFG	15.8 ;	15.6 ;	14.1
LDOR	18.7 ;	19.1 ;	18

Capítulo 8

O Estimulador Neuromuscular

8.1 Introdução

A função principal de um estimulador elétrico neuromuscular multicanal é induzir ações e movimentos funcionais dos membros paralisados. Para isso, o estimulador gera estímulos com duração, frequência, amplitude e sequência controlados. O *software* deve conter as rotinas de estimulação e os parâmetros de ajuste, indicando qual dos canais deve ser ativado a cada instante da marcha. Como cada pessoa possui um padrão cinesiológico próprio, então, o estímulo precisa ser programado individualmente. A adequação entre o movimento desejado e o paciente prossegue até o momento em que se encontra um padrão estimulatório apropriado para obtenção de um movimento específico, com boa eficiência biomecânica e com um mínimo de fadiga muscular. Desse modo, o paciente capacita-se a se movimentar de acordo com a estimulação programada, mas subordinado a sua vontade.

Com o propósito de investigar parâmetros, tipos de estímulos, seqüências e estratégias estimulatórias destinadas à locomoção e/ou preensão de pacientes com lesão medular, desenvolveu-se um sistema de NMES multicanal controlado por computador (em ambiente Windows) que apresenta uma característica inovadora: combina técnicas de modulação em amplitude (PAM), frequência (PFM) e largura dos pulsos (PWM), com os propósitos de: (1) aumentar a seletividade no recrutamento de fibras nervosas; (2) produzir uma contração muscular bem localizada (a fim de propiciar controle motor fino e movimentos precisos); (3) reduzir os efeitos de fadiga muscular (comuns em estimuladores sem modulação de pulsos); e (4) prolongar o período de estimulação (prolongando o tempo de uso do sistema).

O instrumento desenvolvido contém dezesseis canais estimulatórios independentes (para ativar a quantidade de músculos necessários a uma marcha tendendo ao natural), permitindo controle das durações de pulso e de *burst*, do número de pulsos por *bursts* e da amplitude do sinal. Possui oito entradas analógicas para monitoração eletromiográfica, eletrogoniométrica, força, torque, entre outros, e/ou implementação de um sistema em malha fechada e permite, ainda, conexão com outros dispositivos, como um reconhecedor de voz

(para acionamento por parte de pacientes tetraplégicos) e o estimulador sensorial apresentado no Capítulo 7 (para evocar propriocepção artificialmente).

Os sistemas em malha aberta têm se mostrado eficientes, porém limitados, porque carecem de elos de realimentação que: (a) mantenham um controle mais preciso sobre os padrões estimulatórios gerados (criando movimentos mais naturais) (Kostov et al., 1995; Graupe & Kordylewski, 1995) e (b) gerem propriocepção artificial (o que melhoraria o equilíbrio e liberaria a visão para olhar o mundo). Por isso, o sistema inclui um estágio de aquisição de sinais e a possibilidade de conexão com o estimulador sensorial ou a utilização de alguns canais como meio de codificação de informações proprioceptivas.

Os sistemas implantáveis têm a vantagem de gerar movimentos finos, mais naturais. Em contrapartida, exigem grande número de eletrodos, manipulação cirúrgica e são susceptíveis a quebras, principalmente na conexão eletrodo-fio (decorrentes da ação muscular durante a própria estimulação). Por isso, ainda são muito pouco empregados. E no Brasil, constituem, no mínimo, um método ainda prematuro. Assim, optou-se por trabalhar com estimulação superficial.

8.2 Descrição do Hardware

O *hardware* do instrumento, representado pelo diagrama de blocos da figura 8.1, consiste em um computador da linha IBM PC (mínimo de 50 MHz, 16 MB RAM), dezesseis módulos de estimulação, um circuito de monitoração e um circuito de interface.

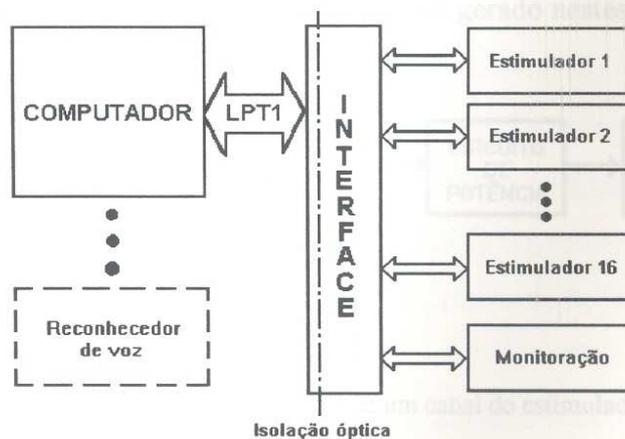


Figura 8.1. Diagrama de blocos simplificado do estimulador.

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

O módulo de monitoração possui oito canais de entrada, permitindo a leitura de sinais entre 0-5V, com 8 bits de resolução. Os sinais medidos poderão servir como sinais de realimentação aos canais de estimulação quando forem utilizados sensores para determinar forças de reação, torques, posição ou eletrodos de captação de sinais eletromiográficos dos membros estimulados.

Como o projeto deste estimulador representa uma continuidade e um avanço para a pesquisa em locomoção artificial, iniciada com outros sistemas menores; o circuito desenvolvido possui muita semelhança com o *hardware* do estimulador sensorial de três canais. Por isso, neste capítulo, serão descritos apenas os estágios de potência (que se configura como de tensão constante e não de corrente como no caso do outro estimulador) e de monitoração (não existente no estimulador sensorial).

A figura 8.2 mostra o diagrama de blocos de um canal isolado do estimulador. Os blocos “conversor D/A de amplitude”, “conversor D/A de ganho” e “gerador de *burst* e portadora” constituem-se nos blocos em que o computador pode atuar através da interface, informando a amplitude e o ganho do sinal desejado e programando o circuito de tempo. Os demais blocos são utilizados para processamento do sinal gerado nestes três blocos.

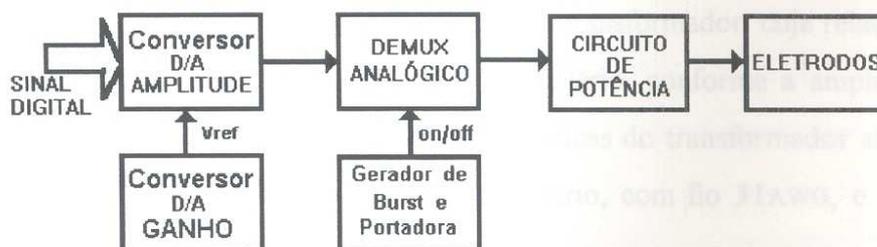


Figura 8.2 - Diagrama de blocos de um canal do estimulador.

Os dois blocos de conversão D/A são responsáveis pela envoltória do sinal de estimulação. A modulação por amplitude de pulsos (PAM) é obtida com o conversor D/A de

amplitude. O controle do ganho permite que a resolução de conversão seja máxima para qualquer amplitude de entrada (Capítulo 7, figura 7.6).

O gerador de *burst* e *portadora* permite controlar a duração do tempo de alta (*on*) e de baixa (*off*) dos pulsos do *burst* e da portadora, sendo responsável pelas modulações por largura de pulso (PWM) e por frequência de pulsos (PFM). O *demux* analógico é responsável pela modulação do sinal PAM, combinando o sinal de amplitude com o gerador de *burst* e *portadora*.

O sinal obtido já representa o sinal estimulatório, mas com baixa amplitude, necessitando amplificação, a qual é feita no circuito de potência, que eleva o sinal para os níveis de tensão desejados. Os eletrodos excitam o nervo, induzindo à contração muscular.

O Circuito de Potência

O estágio de saída ajusta 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. Além disto, permite chaveamentos rápidos ($\pm 40ns$), suportando tensões V_{DS} de até 100V e picos de correntes de 14 A.

No circuito de potência (figura 8.3), dois amplificadores operacionais são responsáveis por ajustar o sinal para níveis de tensão dentro da faixa de operação do MOSFET IRF530. Desta forma, o primeiro amplificador (CI17:A) inverte e isola o sinal do circuito de modulação, enquanto o segundo é responsável pelo ganho do sinal (através do potenciômetro P1), pelo *offset* (através do potenciômetro P2) e também pela inversão do sinal.

Assim, quando circula corrente pelo primário do transformador, cuja relação de espiras vale 1:40, induz-se uma tensão de até 200V no secundário, conforme a amplitude do sinal aplicado ao gatilho do MOSFET. As principais características do transformador são: 20 espiras no primário, com fio 24AWG e 800 espiras no secundário, com fio 31AWG, e dimensões de $2.8 \times 2.5 \times 1.0$ cm.

O diodo D1, ligado em paralelo com o primário do transformador, impede a geração de tensões reversas, auto-induzidas nos momentos de corte do MOSFET e que podem danificá-lo.

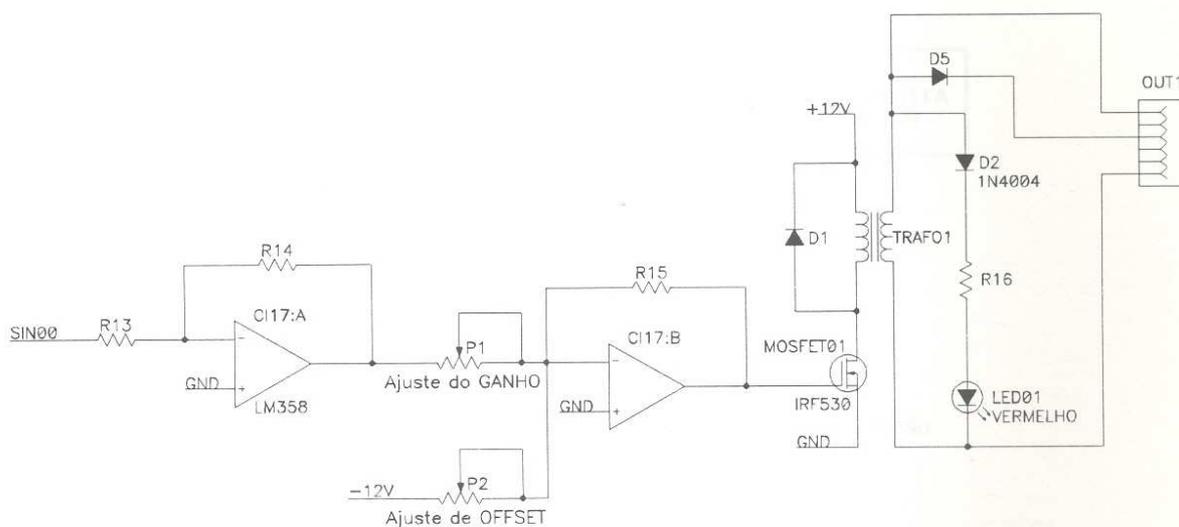


Figura 8.3 - Diagrama esquemático do circuito de potência.

Há dois tipos de saída: (1) saída alternada (pino 1 do conector OUT1), consistindo do sinal vindo do secundário do transformador; e (2) saída monofásica (pino 3 do conector OUT1), que é retificada pelo diodo (D5), onde o pino 6 do conector OUT1 é comum as duas saídas. O LED (LED01) fornece informação luminosa sobre o sinal presente na saída do transformador. O resistor R16 e o diodo retificador D2 limitam a corrente e impedem a aplicação de tensões reversas elevadas sobre o LED.

O Estágio de Monitoração

A figura 8.4 mostra o diagrama de blocos do estágio de monitoração. Ele é formado por um conversor analógico/digital, um multiplexador quádruplo 2:1 e um oscilador para o conversor.

O conversor ADC0808 possui internamente um demultiplexador analógico 8:1, endereçado pela entrada através dos bits A, B e C do barramento de endereços. Um oscilador fornece a base de tempo para o conversor A/D. Como a porta B possui apenas 4 bits e são necessários ler 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).

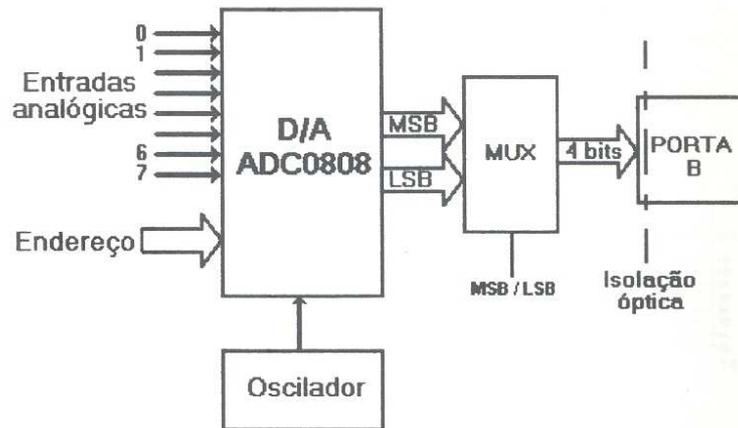


Figura 8.4 - Diagrama em blocos do circuito de monitoração.

A figura 8.5 ilustra o diagrama esquemático do circuito de monitoração montado. As oito entradas analógicas do conversor A/D (C17) correspondem aos pinos IN0-IN7 sendo endereçadas pelos pinos A, B e C do *latch* de endereços e que são ligados nos pinos AD0, AD1 e AD2 do conversor A/D. O capacitor C1 e o resistor R12 geram a constante de tempo para o multivibrador astável (C18) 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 $100\mu\text{s}$ aproximadamente.

Ao término de uma conversão, o próprio pino EOC do conversor A/D, que indica fim de conversão, habilita as saídas digitais, pelo pino OE (habilitar saídas), para que possam ser lidas pelo computador. Esta leitura é realizada em duas etapas pela porta paralela, primeiro, lê-se os *bytes* LSB, onde o *bit* A/B da porta C deve permanecer em nível lógico baixo, e depois pode-se ler os *bytes* MSB, mantendo em nível alto o *bit* A/B.

Este circuito, possibilita ler sinais variando entre 0 e 5V, que poderão trazer diversas informações, como, por exemplo, quando se utiliza transdutores de deslocamento e de força para fornecer a posição e a força dos membros estimulados, podendo também utilizar estas entradas para fornecer uma realimentação ao sistema.

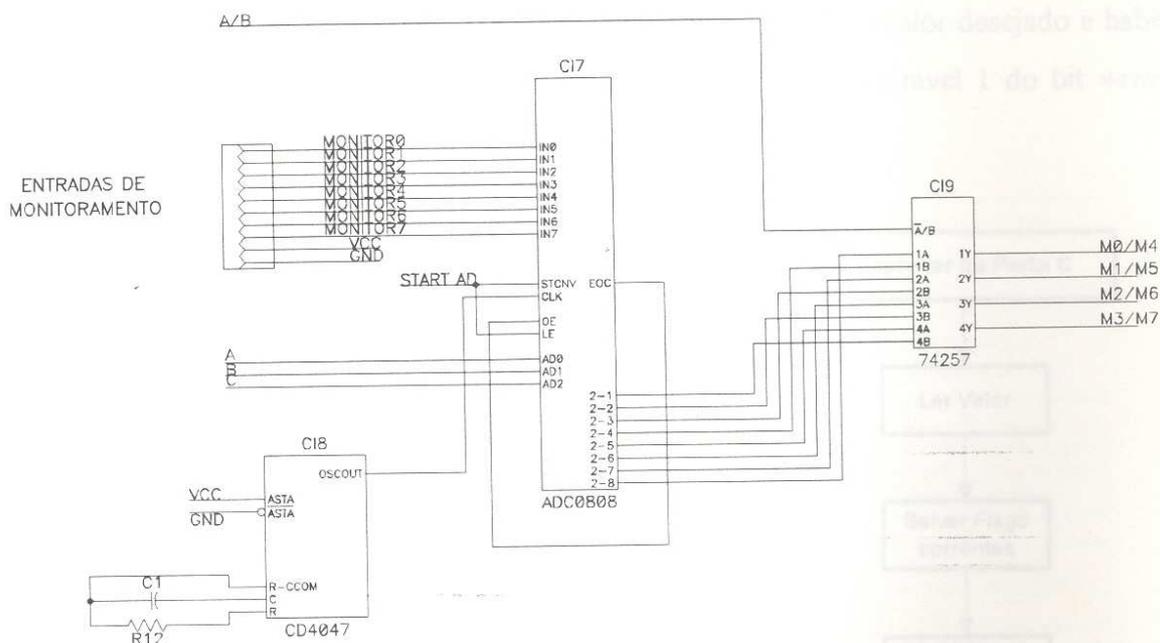


Figura 8.5. Diagrama esquemático do circuito de monitoração.

Funções para comunicação

O hardware do estimulador comunica-se com o computador através da porta paralela LPT1. Um conjunto de funções foi desenvolvido para facilitar a escrita das rotinas do programa referentes à comunicação entre o computador e a placa externa. As funções de escrita e leitura através da porta paralela seguem o modelo do fluxograma ilustrado na figura 8.6. No fluxograma 8.6(a), que possui estrutura semelhante ao 8.6(c), antes de se carregar o conteúdo da variável *valor* na porta A, os dois blocos “Salvar Flags” e “Mascarar Interrupções” são responsáveis por 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. Isto também é feito no início do fluxograma 8.6(b). Após isto, o bloco “Recuperar Flags” é responsável por retornar o *flag* ao seu *status* anterior.

Com estas funções definidas, podem, então, criar outras funções para programar o estimulador de acordo com as operações desejadas (escrever ganhos e amplitudes nos conversores D/A, programar tempos de contagens e ler entradas de monitoração).

A figura 8.7a ilustra o fluxograma utilizado para escrever nos conversores D/A o ganho ou a amplitude. Este fluxograma começa endereçando o componente que se deseja programar.

Depois carrega-se no barramento de dados ou endereços (porta A) o valor desejado e habilita-se a leitura neste componente com uma transição momentânea para nível 1 do bit *write* da porta de controle.

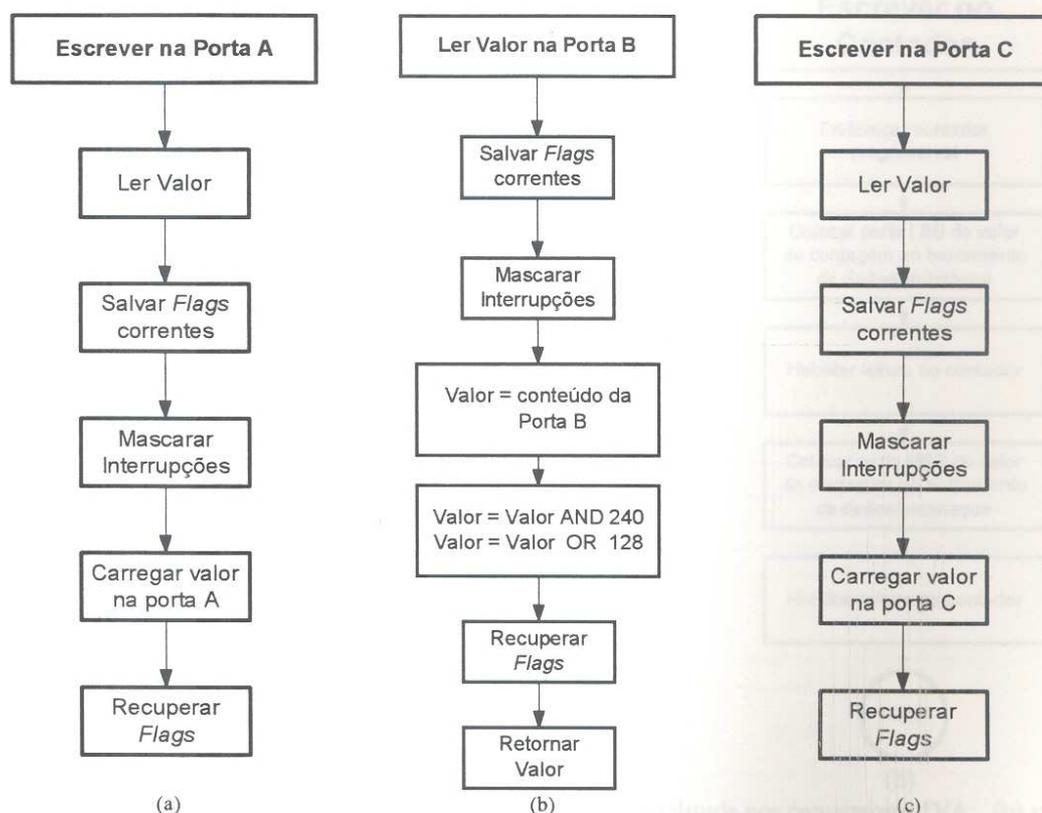


Figura 8.6. Fluxograma das rotinas utilizadas para escrever nas portas paralelas.

O fluxograma da figura 8.7b é utilizado para programar os contadores. Como estes contadores são de 16 bits e o barramento tem apenas oito, é necessário dividir o valor de contagem em duas partes: MSB e LSB. Desta forma, após endereçado o contador desejado, coloca-se a parte LSB do valor de contagem no barramento de dados ou endereços e habilita-se o contador para leitura. Depois disso, basta repetir este processo para carregar a parte MSB do valor de contagem.

A leitura de um dos 8 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 8.8.

Isto é necessário pois o conversor analógico-digital utilizado necessita de 100 μ s para realizar a conversão. Desta forma, após ter executado a rotina de “iniciar a conversão”, que consiste basicamente em endereçar o canal de monitoração e ativar momentaneamente o bit 4 da porta C (figura 8.8a), 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.

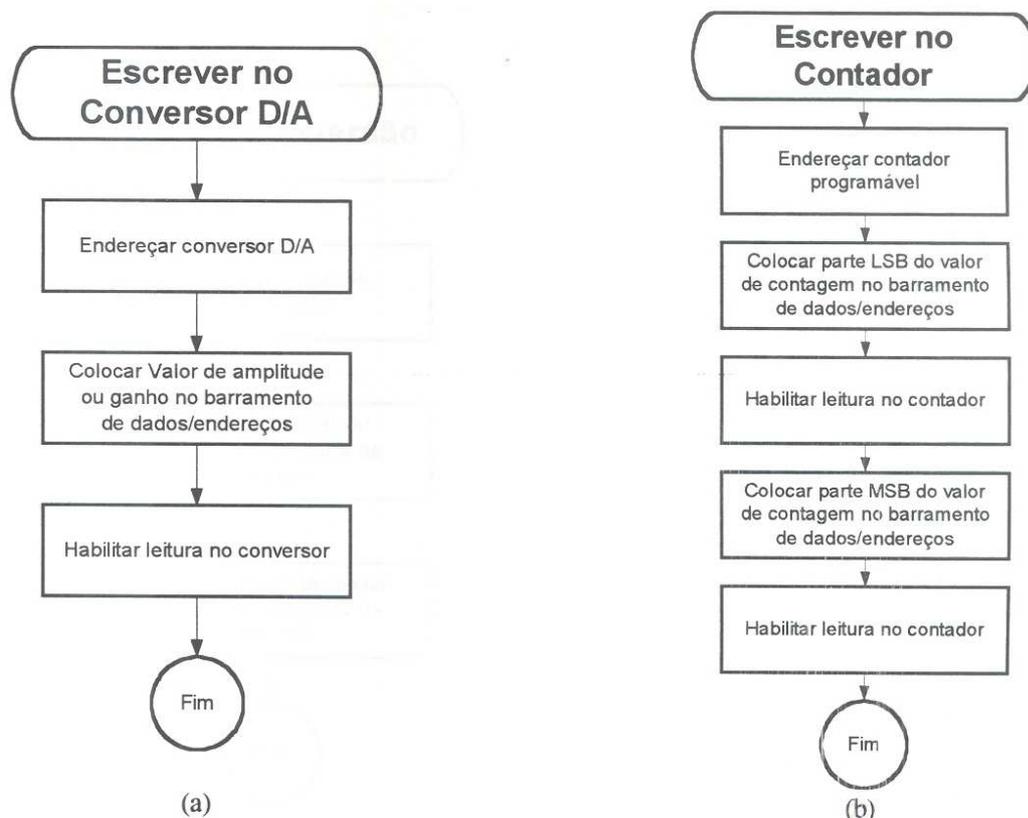


Figura 8.7. (a) Fluxograma utilizado para escrever ganho ou a amplitude nos conversores D/A; (b) utilizado para programar tempo de contagem nos contadores 8253.

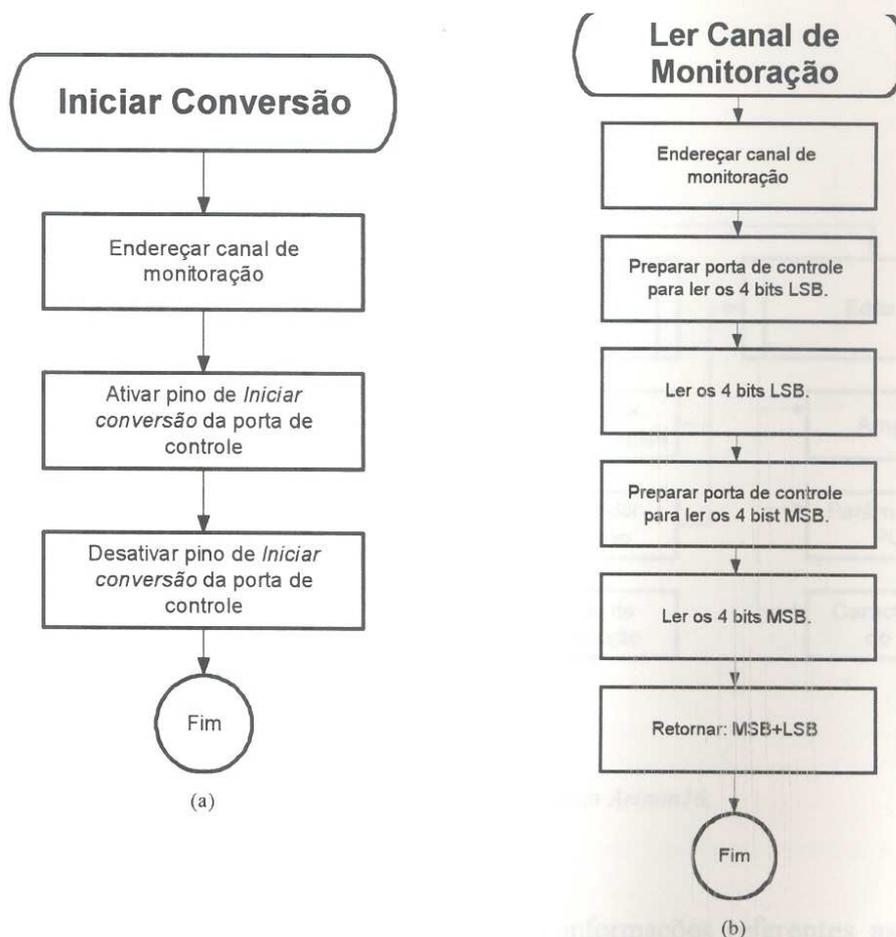
Após um intervalo de tempo superior a $100\mu\text{s}$, pode-se utilizar o fluxograma 8.8b para ler as entradas de monitoração. Esta operação também é realizada em duas etapas, pois a porta B possui apenas 4 bits. Desta forma, lê-se primeiro a parte menos significativa do byte e depois a parte mais significativa. O valor final pode ser obtido associando estas duas partes.

8.3 O Programa Principal

Utilizando as funções para comunicação com o sistema descritas anteriormente, desenvolveu-se o programa denominado *Ariana16*, escrito em 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 de acordo com suas principais

funções, que são: manipular arquivos de dados, configurar o sistema, editar os parâmetros de estimulação e controlar o estimulador. A figura 8.9 ilustra a estrutura básica do programa desenvolvido.



8.8. Fluxograma para ler pelos canais de monitoração.

A primeira rotina que deve ser realizada pelo programa é a configuração do sistema, ou seja, configuração da porta paralela para escrita e leitura, programação de todos os conversores D/A com zero e programar todos os contadores com valores padrões.

Utilizando a estrutura apresentada no fluxograma da figura 8.9, criou-se o *Menu principal* do programa *Ariana16*, mostrado na figura 8.10.

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 de dados através da opção *Novo*, acessar dados antigos de estimulação do paciente (opção *Abrir*), e armazenar os dados em *winchester* ou em disquetes pela opção *Salvar*. A opção *Sair* é utilizada para finalizar o programa.

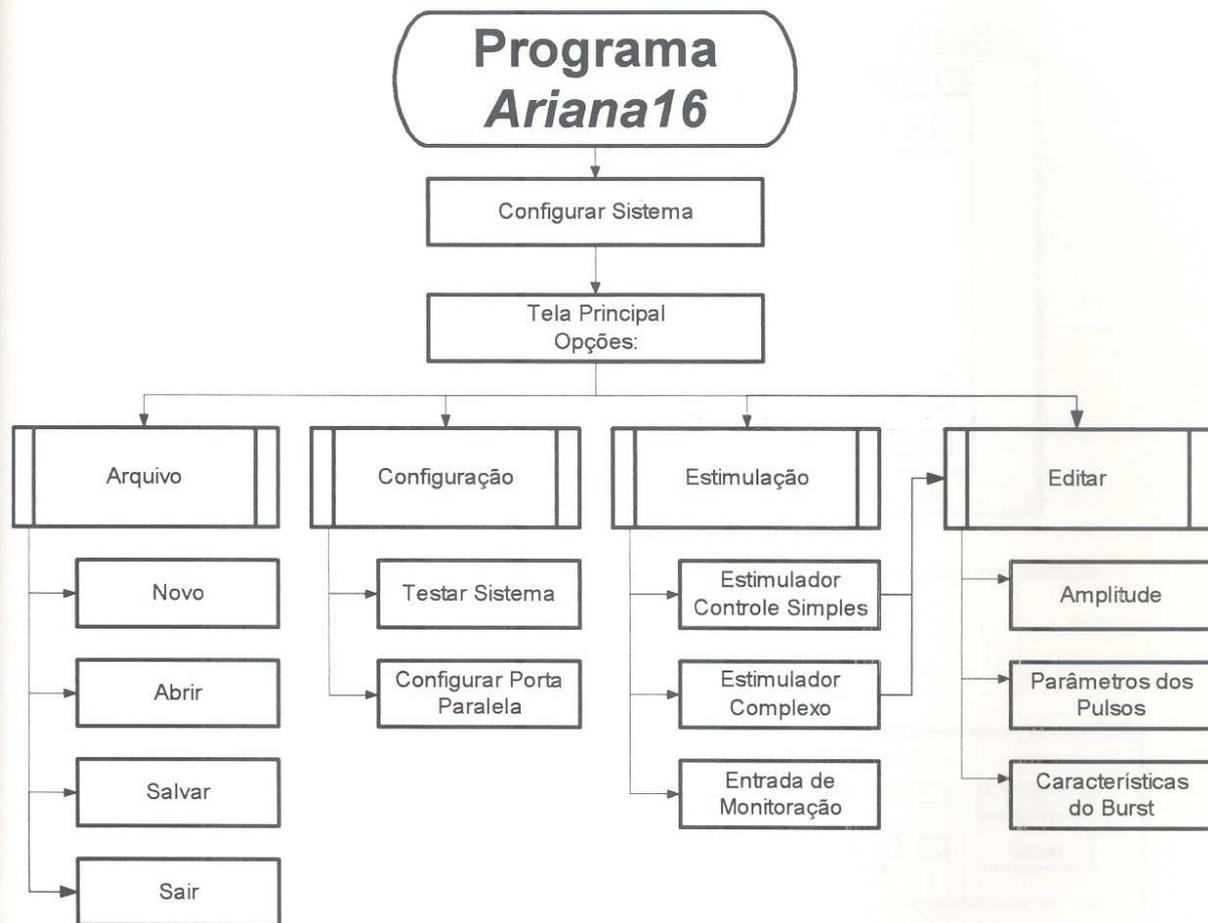


Figura 8.9. Fluxograma geral do programa *Ariana16*.

Este arquivo de dados (*.dat) contém todas as informações referentes as principais características do estímulo (amplitude, ganho, tempo 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).

Através do bloco de *Configuração* pode-se verificar se o computador consegue programar corretamente todos os canais de estimulação, através de uma rotina para *Testar Sistema*, ou configurar o endereço da porta paralela de impressora manualmente (bloco *Configurar Porta Paralela*) nos casos em que ele for diferente de 278H (888d). A figura 8.11 mostra as duas telas para configuração e teste do sistema, respectivamente.

Ao executar a rotina de *Teste do Sistema*, o estimulador é 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 8.11b.

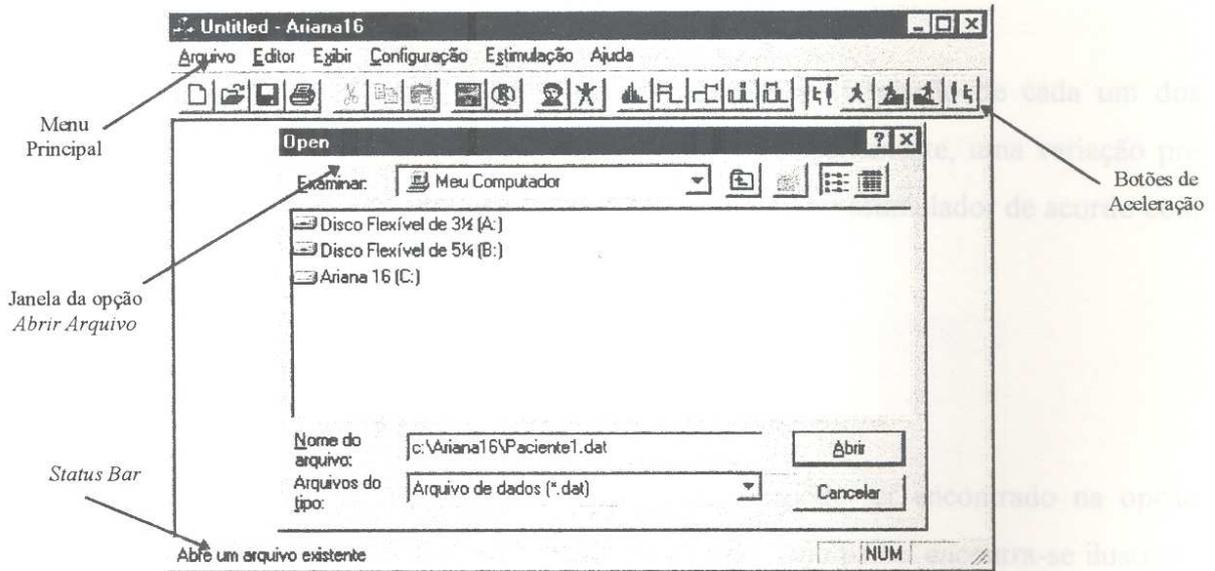


Figura 8.10. Tela principal do programa *Ariana16* com a opção *Abrir Arquivo* ativada.

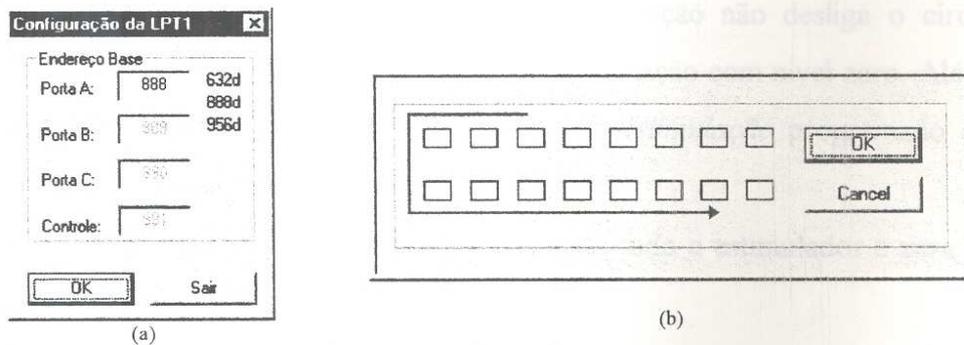


Figura 8.11. Telas do programa *Ariana16* para a configuração da porta paralela (a) e teste do sistema (b).

A forma como o usuário controla o sistema irá depender 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 através da opção *Entrada de monitoração*.

A programa também permite visualizar e modificar os parâmetros dos pulsos de estimulação através do bloco *Editar*. Estes parâmetros podem ser visualizados ou modificados tanto pelo menu principal como por uma das opções de controle do estimulador. 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 o painel de um estimulador comum, onde alguns parâmetros variam de forma pré-definida, 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 pré definida, e uma rotina de *disparo* será responsável por programar o estimulador 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*, cujo painel encontra-se ilustrado na figura 8.12.

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

Ligado: ativa ou não 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 da tela ilustrada na figura 8.13.

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

Som: gera um som de *beep* sempre que um dos canais atinge o nível de platô.

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 (*sliders*). Este é um botão *default*, ou seja, sempre que for pressionado *Enter*, ele será ativado também.

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 através do *mouse*, clicando 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 8.12 são os quadros de edição, que indicam a amplitude ajustada nos controles *sliders*, e os mostradores analógicos de progresso, que informam como ou 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 *slider* assumo seu valor mais alto (255); *End*, faz com que o *slider* assumo 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* ativa o botão *Aplicar*.

Ao pressionar os botões *A1-A8* e *B1-B8*, uma nova tela surgirá, mostrando os parâmetros dos pulsos de estimulação, conforme mostra a figura 8.13.

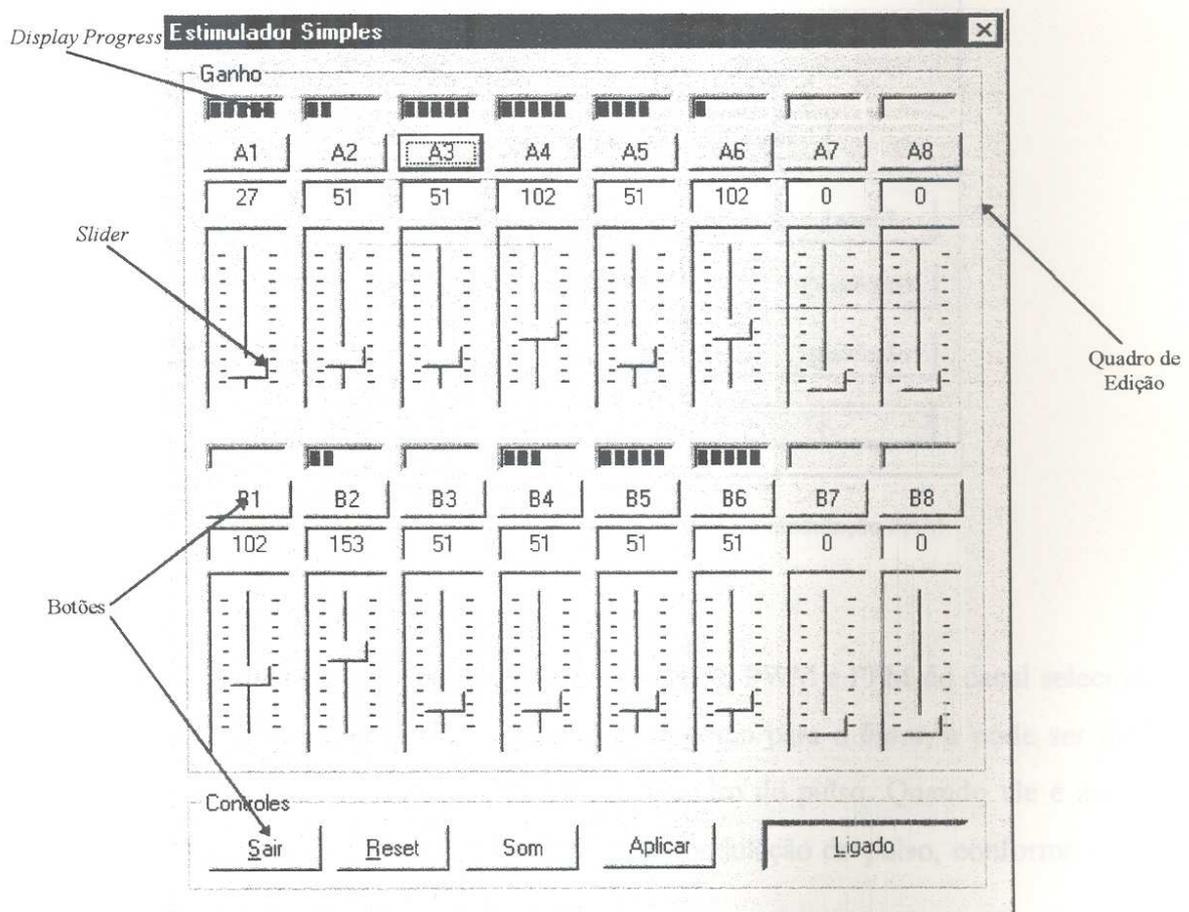


Figura 8.12. Controle Simples do Estimulador.

No quadro de *Pulso* pode-se definir os tempos de alta e baixa do pulso de estimulação, enquanto que no quadro de *burst* pode-se especificar os tempos de duração do *burst*. Os botões de *Tempo* e *Frequência* permitem calcular 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 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.

Modulação PAM [X]

A3 - Canal 11

Pulso:

Tempo de alta (μ s): 50

Tempo de baixa (μ s): 950

Frequência (Hz): 1000

Opções

Burst:

Tempo de alta (ms): 4

Tempo de baixa (ms): 21

Frequência (Hz): 40

Opções

Ciclo de Estimulação (s):

Repouso Inicial Subida Platô Descida Repouso Final

0 1 2 1 1

Tempo?

Frequência?

Modulação

Cancelar OK

Figura 8.13. Definição dos parâmetros do pulso e modulação PAM.

O botão *Modulação* ativa ou desativa a modulação PWM e PFM do canal selecionado. Esta modulação pode ser definida tanto para o pulso como para o *burst*, e pode ser definida através do botão *Opções*, presente dentro de cada quadro do pulso. Quando ele é acionado, uma nova tela é aberta para definir os parâmetros da modulação do pulso, conforme mostra a figura 8.14.

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 tempo 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 ficam 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 do pulso, definindo automaticamente as durações do pulso final de acordo com os parâmetros de entradas, conforme ilustra a figura 8.15.

A estrutura de programação desenvolvida é responsável em programar corretamente o estimulador de acordo com todos os parâmetros definidos nos quadros de controle do

Estimulador Simples mostrados anteriormente (figuras 8.12 a 8.15) é ilustrada no fluxograma da figura 8.16.

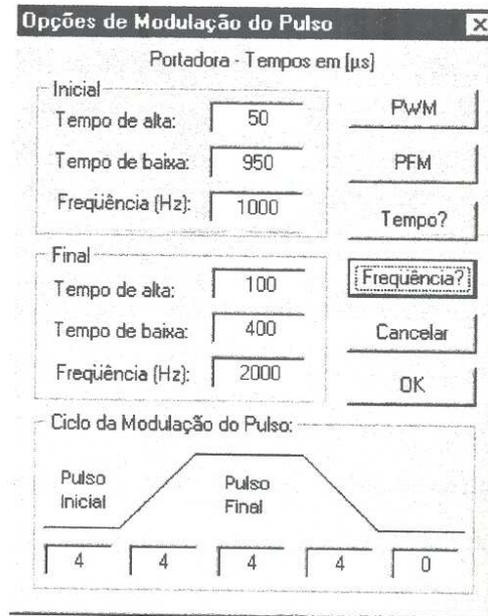


Figura 8.14. Definição da modulação do pulso (PWM e PFM).

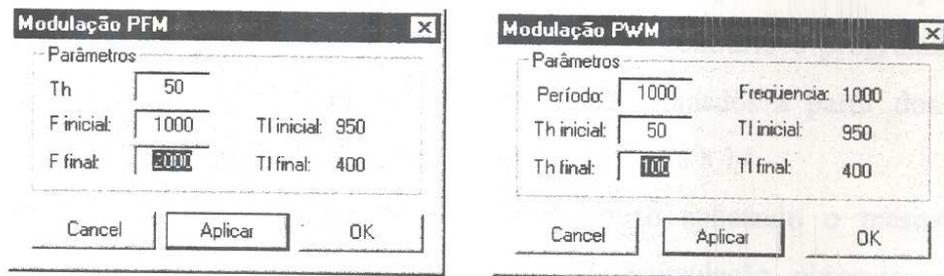


Figura 8.15. Menu para modulação PFM e PWM.

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

Se o ganho é igual a zero, o computador programa somente este canal com nível zero, finalizando esta rotina apenas para esse canal. Se o ganho é maior que zero, determina-se a amplitude do canal com base na variável t responsável pelo tempo corrente deste canal e nos intervalos de tempos definidos no *Ciclo de Estimulação*, citados na figura 8.13.

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

$$\text{Amplitude} = \frac{255 \times (t - T_{is})}{T_{fs} - T_{is}} \quad (\text{eq. 8.1})$$

$$\text{Amplitude} = \frac{255 \times (T_{fd} - t)}{T_{fd} - T_{id}} \quad (\text{eq. 8.2})$$

T_{is} , T_{fs} , T_{id} e T_{fd} significam, respectivamente, os tempos iniciais e finais dos intervalos de subida e descida da onda trapezoidal, enquanto que a variável t representa o tempo corrente do ciclo de estimulação. A equação 8.1 é utilizada para calcular a amplitude durante o intervalo do tempo de subida, enquanto a equação 8.2 determina a amplitude durante o intervalo de tempo de descida.

Um som de *BEEP* 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 8.13, é responsável por ativar ou não a modulação em largura dos pulsos. Se ele estiver desativado, o programa seguirá normalmente para uma rotina que incrementará o tempo corrente responsável pelo ciclo de estimulação e, depois, finalizará esta tarefa; caso contrário o programa calculará e reprogramar os contadores com os novos tempos, determinados a partir dos parâmetros definidos no quadro de modulação do pulso, ilustrado na figura 8.14.

Podem-se determinar as novas larguras de pulso aplicando o mesmo raciocínio empregado para calcular as amplitudes durante ciclo de estimulação, observando apenas que em vez de um nível zero e um nível máximo de 255, teremos 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 8.14, enquanto que durante as rampas de subida e descida do curva do *Ciclo de Modulação do Pulso*, o computador variará gradualmente a largura dos pulsos conforme com as equações:

$$Largura = \frac{(L2 - L1) \times (t' - T_{is}')}{T_{fs}' - T_{is}'} + L1 \quad (\text{eq. 8.3})$$

$$Largura = \frac{(L2 - L1) \times (Tfd' - t')}{Tfd' - Tid'} + L1 \quad (\text{eq. 8.4})$$

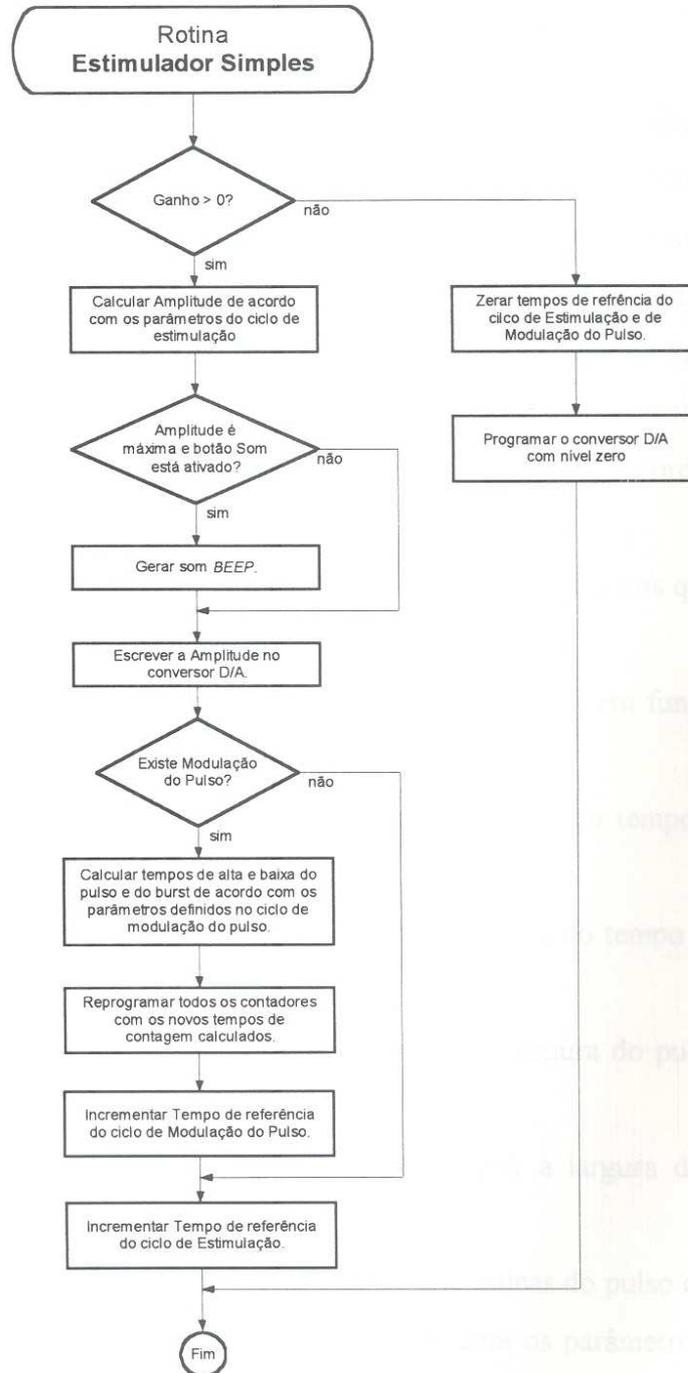


Figura 8.16. Fluxograma utilizado para gerenciar as saídas de estimulação através do painel de controle do *Estimulador Simples*.

O símbolo “ ’ ” indica que os tempos são referentes ao *Ciclo de Modulação do Pulso* e não ao *Ciclo de Estimulação*, enquanto que $L1$ e $L2$ são as larguras iniciais e finais definidas

no quadro *Inicial e Final*. Neste caso, as equações 8.3 e 8.4 são utilizadas para determinar a largura do pulso durante a rampa de subida e descida, respectivamente.

Estimulador Controle Complexo

Este painel de controle, figura 8.17, é ativado através da opção *Automático Simples* presente no menu *Estimulação*. Nesta opção, define-se a forma como os parâmetros de estimulação (amplitude, 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 como era utilizada no *Controle Simples*.

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.

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

Amplitude: chama a tabela responsável por definir a amplitude em função do tempo (figura 8.15).

Burst Alto: chama a tabela responsável por definir a largura do tempo de alta do *burst* em função do tempo.

Burst Baixo: chama a tabela responsável por definir a largura do tempo de baixa do *burst* em função do tempo.

Portadora Alta: chama a tabela responsável por definir a largura do pulso de alta em função do tempo.

Portadora Baixa: chama a tabela responsável por definir a largura do pulso de baixa em função do tempo.

Estado de Parada: chama a janela que define as características do pulso do estado de parada

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

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

Slider de Tempo: define a duração do ciclo de estimulação em segundos. Ele pode ser

controlado da mesma maneira que o *slider de ganho*.

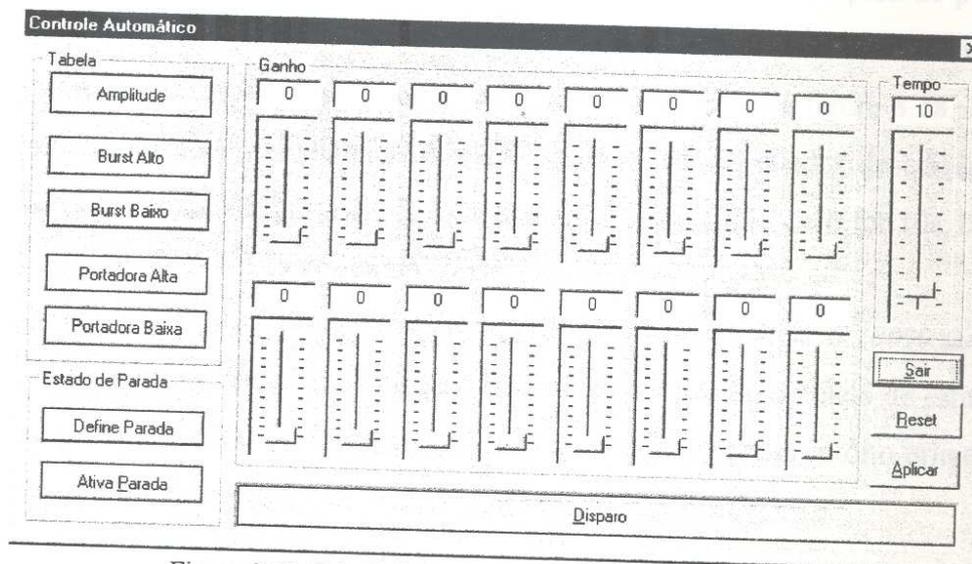


Figura 8.17. Painel de Controle do *Estimulador Complexo*.

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

Através dos botões de *Amplitude*, *Burst Alto*, *Burst Baixo*, *Portadora Alta* e *Portadora Baixa*, chama-se a tabela correspondente ao parâmetro que se deseja programar. A figura 8.18 ilustra a tabela de *Amplitude*, utilizada para definir como a variação da amplitude em função do tempo.

Nome da Tabela: **AMPLITUDE**

Canais de Estimulação: 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10

Índice: 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10

	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
9	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
10	10%	20%	30%	40%	50%	60%	70%	80%	90%	100%

Canal Baixo: Copiar 255 Sair OK

Figura 8.18. Tabela para definir a 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 este ciclo em 100 unidades, onde cada unidade corresponde a um quadro de edição da tabela da figura 8.18. Esse tempo total de estimulação pode ser definido através do *slider* ou do quadro de edição presentes dentro da caixa de tempo na figura 8.17. Assim, se o tempo total do ciclo for 10s, cada quadro de edição corresponderá a 0,1s do tempo total.

Os botões 10%, 20%, 30%, 40%, 50%, 60%, 70%, 80%, 90% e 100% são utilizados para editar os 10 valores de cada canal correspondente ao intervalo do ciclo de estimulação na tabela. Quando o botão *Canal Baixo* está ativado, mostram-se apenas os oito primeiros canais (1-8); quando ele estiver desativado, serão mostrados os canais de 9 à 16.

Através do botão *Copiar* e do quadro de edição que se encontra 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, acionando o quadro de edição desejado.

O botão *Estado de Parada*, presente na figura 8.17, chama uma nova janela (figura 8.19) 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* é pressionado, o computador programa o estimulador com os parâmetros definidos no estado de parada.

Com todos os parâmetros definidos nas tabelas de estimulação, pode-se ativar o botão de *Disparo*, que abrirá uma nova janela (figura 8.20), 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 que os botões assumirão as seguintes funções:

Ativado: ativa ou não as saídas de estimulação.

Pausa: quando ativado, ele impede o cursor de avançar, mantendo as características dos estímulos o instante em que ele foi ativado.

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

Sair: retorna a tela do *Estimulador Simples*, 14.

	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

Cancel OK

Figura 8.19. Tela para definir estado de parada de estimulação.

Após 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 torna-se necessário para não produzir um estímulo indesejável no início do ciclo de estimulação.

Tempo Percentual

0 10 20 30 40 50 60 70 80 90 100%

Ativado Pausa Cíclico Sair

Figura 8.20. Janela de *Disparo* do Estimulador Complexo.

Com o estimulador programado corretamente para 1%, o programa passa a executar a rotina *Estimulador Complexo* 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 seguirá normalmente.

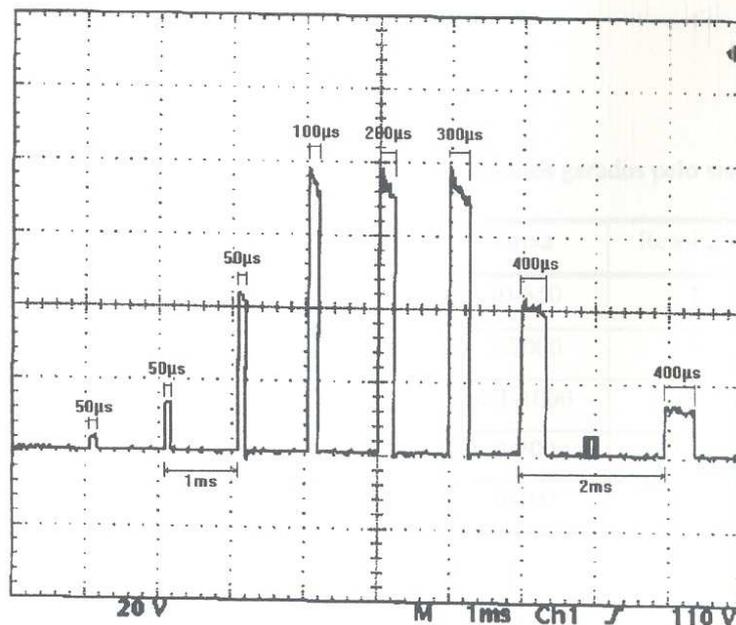
Nos casos em que T for igual a 100 e o botão *Cíclico* estiver ativado, inicia o ciclo de estimulação com T igual a zero; caso contrário, ele permanecerá nesse estado.

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

8.4 Resultados

O estimulador pode gerar sinais complexos, como mostrado na figura 8.21, permitindo simultânea e independentemente as modulações PAM, PFM e PWM, para cada canal. Na parte superior ilustra-se um sinal modulado em largura de pulso e na parte inferior da figura, um exemplo de padrão estimulatório para um ciclo hipotético de atividade diária, tal como levantar (quando sentado), ficar em pé, andar e novamente sentar.

A duração dos pulsos da portadora varia de 30 a 350 μ s, atingindo níveis de tensão até 200V. Para os *bursts*, a duração varia de 10 a 320ms. Isto permite gerar portadoras com frequência entre 3 e 7000Hz e *burst* com frequência entre 0.1 e 1000Hz, correspondendo às faixas usuais de estimulação, de acordo com Aranda & Seireg, 1981. A tabela 8.1 resume os parâmetros controlados pelo estimulador.



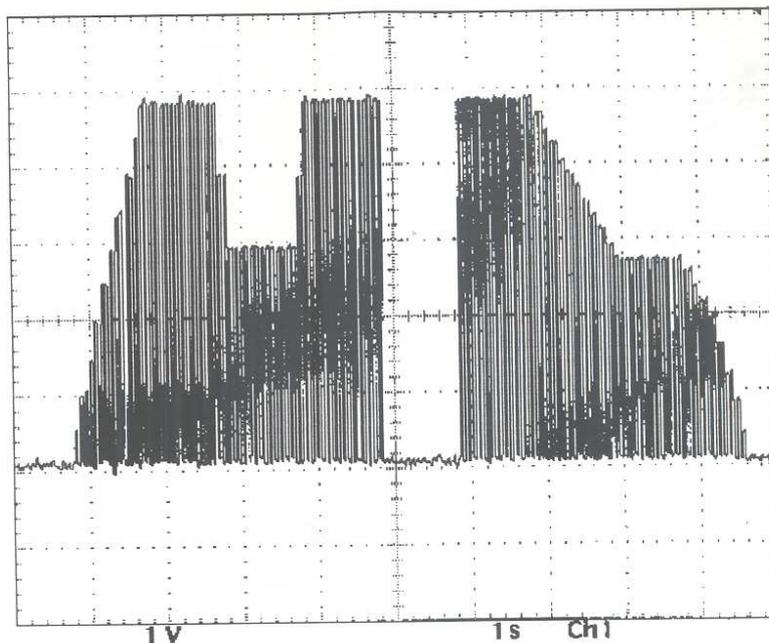


Figura 8.21. Exemplos de formas de onda geradas pelo estimulador neuromuscular desenvolvido. Na primeira figura, exemplo de modulações PAM, PFM e PWM simultâneas dentro de um único *burst*, onde a amplitude varia de 0-80V, a largura dos pulsos de 50-400 μ s e a freqüência dos pulsos varia entre 500-1000Hz.

Na segunda ilustração, exemplo de padrão estimulatório para um ciclo hipotético de levantar, ficar em pé, dar um passo e sentar.

Na figura 8.22 ilustram-se as respostas dos estágios de potência dos dezesseis canais estimulatórios como função da tensão de controle digital aplicada no gatilho do MOSFET. Na ordenada encontra-se a tensão real de saída do estimulador sobre carga de 1 k Ω . Como a relação é não linear, foi necessário desenvolver um programa de linearização para os MOSFETs.

Tabela 8.1. Parâmetros das formas de onda dos estímulos gerados pelo sistema de 16 canais.

Parâmetro	Símbolo	Faixa	Resolução	Padrão SI
Largura de pulso	PW	30-350	1	μ s
Frequência de pulso	PF	3-7000	1	Hz
Frequência de burst	MF	0.1-1000	0.1	Hz
Amplitude máxima de tensão	Vo	0-200	0.1	V
Fator de modulação de amplitude	AMI	0-100	1	%

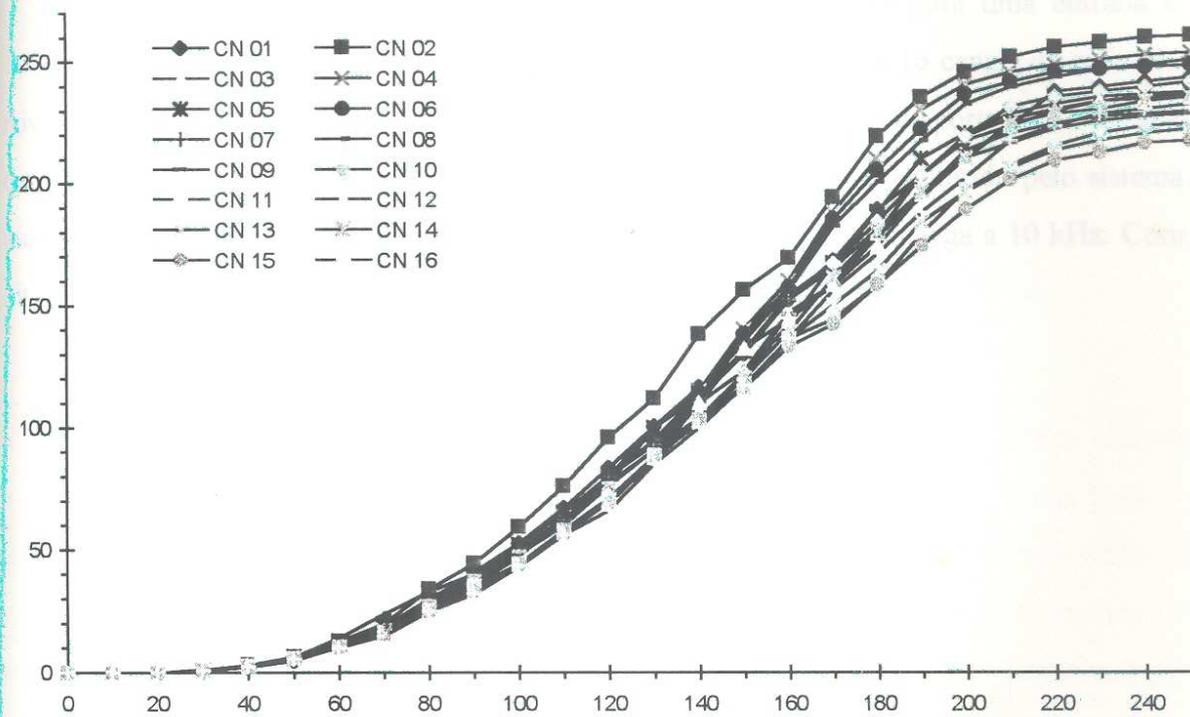


Figura 8.22. Tensão de saída do estimulador sobre carga de 1 kΩ em função da tensão de controle aplicada no gatilho do MOSFET.

Onda senoidal de 400Hz

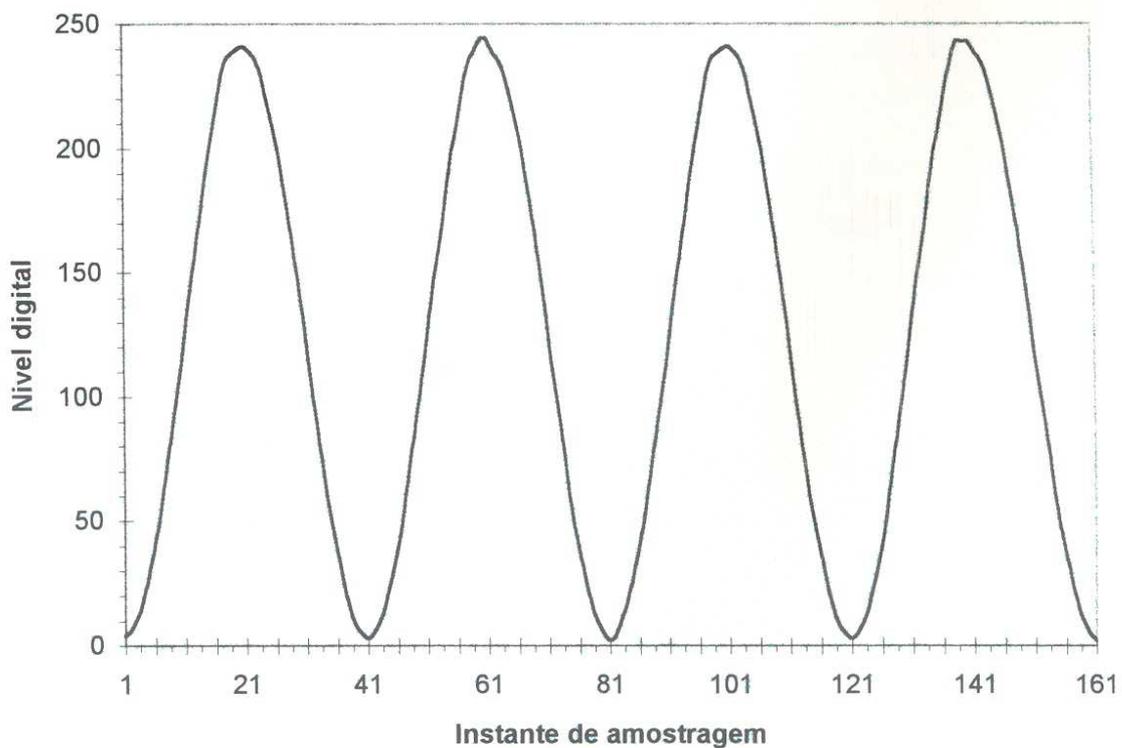


Figura 8.23. Exemplo de sinal amostrado por meio do sistema de monitoração.

No circuito de monitoração, o tempo médio de conversão para uma entrada é de $100\mu\text{s}$. O sistema NMES 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. A figura 8.23 ilustra um exemplo de sinal adquirido pelo sistema de monitoração. Com um único canal, a máxima frequência monitorada chega a 10 kHz . Com os oito atuando, entretanto, a resposta cai para 1 kHz .

Capítulo 9

Protocolos Experimentais para Comunicação Sensorial

9.1 Introdução

Este capítulo descreve a série de experimentos *in vivo* e seus principais resultados, realizados com a instrumentação descrita no capítulo 7. A primeira parte dos protocolos empregados visou a determinação de parâmetros ótimos para a transmissão de informação através de estimulação elétrica, mediante a aplicação de corrente com pulsos monopolares, modulados em amplitude, e contendo envoltórias triangular e elíptica. Com o segundo conjunto de protocolos procurou-se avaliar os efeitos de percepção subjetiva provocados por variações nos parâmetros estimulatórios. A terceira série de experimentos teve por objetivo a obtenção de imagens compostas em movimento, na região compreendida pelos eletrodos, através do fenômeno Phi Táctil. O quarto protocolo representa a fase de treinamento para obtenção da taxa de transmissão e reconhecimento das imagens tácteis evocadas.

9.2 Protocolo Experimental 1: Determinação de Limiares

Tendo em vista que toda a literatura descreve e discrimina limiares de sensação e de dor para pulsos retangulares, *bursts* de pulsos quadrados e, em alguns casos, onda senoidal, tornou-se imprescindível a determinação desses parâmetros, assim como da correspondente faixa dinâmica para estímulos com as envoltórias utilizadas na tentativa de evocação do fenômeno Phi. Os experimentos foram realizados com um único canal do estimulador sensorial de três canais, empregando pulsos monopolares de corrente e envoltórias triangular e elíptica, cuja duração (PW) foi ajustada entre 0.05 e 1 ms, com frequência de pulsos (PF) entre 100 Hz e 2 kHz, frequência modulante (MF) entre 0 e 2 Hz, fator de modulação de amplitude (AMI) entre 0 e 100 % e intensidade de pulso (PA) até 20 mA. Foram empregados eletrodos de ECG, 76 mm², colocados a 5.5 cm um do outro (distância considerada propícia para evocação do fenômeno Phi, em virtude do tamanho do TPDT na região sob estudo), acoplados com gel condutor e fixos nos ombros (região supraclavicular, dominada pelo tronco médio das divisões

posteriores dos nervos torácicos), conforme ilustrado na figura 9.1, por meio de fita adesiva de uso médico. A região escolhida apresenta sensibilidade preservada em pacientes com lesão a nível C₅-C₆ (Riso et al., 1991). Os voluntários (6 estudantes sem qualquer lesão no sistema nervoso e um paciente tetraplégico com lesão entre os níveis C₅ e C₆) foram acomodados em uma poltrona confortável (o paciente, na cadeira de rodas).

Para estabilização da impedância da interface eletrodo-pele, empregou-se intervalo de 15 min sem estimulação mais 2 min com estimulação supralimiar. A estimulação era controlada pelo pesquisador através do teclado do estimulador e monitorada com um osciloscópio digital via amplificador de transimpedância. Os limiares de sensação e de dor, e os limiares inferior e superior de sensação ótima foram medidos pelo método de varredura simples (ascendente) e dupla.

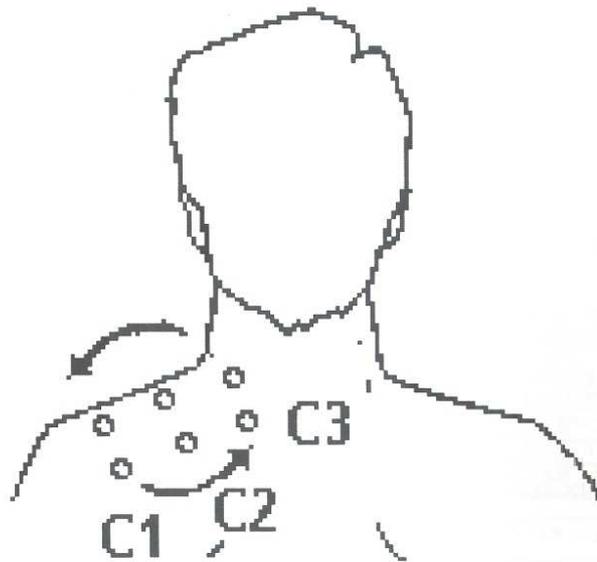


Figura 9.1. Ilustração do esquema de conexão dos eletrodos durante os experimentos *in vivo*.

O protocolo experimental envolveu a medida das intensidades de corrente correspondentes aos limiares de sensação e dor e à faixa de percepção ótima (limiares inferior e superior de sensação). Para acentuar efeitos de diferenciação, empregou-se uma sequência de estímulos à moda de aproximações sucessivas, variando os parâmetros sob análise dos extremos para o valor médio da faixa avaliada. Para evitar problemas de adaptação sensorial, após cada protocolo, aguardava-se um período de repouso de pelo menos 20 min e o número

de sessões nunca ultrapassou a seis por dia (dois em cada turno).

Os limiares foram determinados para os principais parâmetros estimulatórios empregados e controlados pelo sistema, ou seja, duração dos pulso (PW), frequência dos pulsos (PF), frequência do sinal modulante (MF) e índice de modulação de amplitude (AMI). Mais de 5000 medidas foram realizadas com os sete voluntários.

A tabela 9.1 mostra a tela de ajustes e medidas dos limiares para o estimulador sensorial. Tanto os valores ajustados quanto os resultados das medidas ficam armazenados na memória e salvos em arquivos específicos para posterior registro em papel. Os valores medidos aparecem nas janelas inferiores (LSEN, limiar de sensação e LISO, limite inferior de sensação ótima, nesse exemplo) e são visualizados até seu armazenamento, passando, então, a mostrar o próximo limiar a ser medido, LSSO (limiar superior de sensação ótima) e, posteriormente, LDE (limiar de dor).

Tabela 9.1. Janela apresentando protocolo experimental para determinação de limiares. LSEN e LISO correspondem aos limiares de sensação e inferior de sensação ótima, para envoltória elíptica (ELI).

ESTIMULADOR SENSORIAL			
Protocolo de determinação de limiares para envoltória elíptica (ELI)			
CANAL 1 MF = 1 Hz PW = 200 μs PF = 500 Hz AMI = 100 % PA = 10 mA ENV = ELI LSEN = <input type="text"/> LISO = <input type="text"/>	CANAL 2 MF = 1 Hz PW = 250 μs PF = 400 Hz AMI = 40 % PA = 10 mA ENV = ELI LSEN = <input type="text"/> LISO = <input type="text"/>	CANAL 3 MF = 1 Hz PW = 800 μs PF = 200 Hz AMI = 75 % PA = 10 mA ENV = ELI LSEN = <input type="text"/> LISO = <input type="text"/>	
<input type="button" value="Retornar"/>	<input type="button" value="Protocolo"/>	<input type="button" value="Ajuda"/>	<input type="button" value="Sair"/>

9.3 Protocolo Experimental 2: Discriminação Sensorial

A realização do protocolo de discriminação sensorial teve por objetivo, a análise qualitativa dos efeitos produzidos pela variação dos parâmetros estimulatórios, principalmente, devido ao emprego dessas envoltórias específicas. Todos os procedimentos desenvolvidos seguiram os mesmos itinerários do protocolo para determinação de limiares, porém, nesse

caso, solicitou-se dos voluntários a descrição relativa à sensação percebida. Este protocolo complementou as informações necessárias para definição dos parâmetros que seriam empregados na tentativa da evocação do fenômeno Phi.

Basicamente, o procedimento envolveu o ajuste de um nível de corrente supralimiar, dentro da faixa considerada ótima e daí, então, o parâmetro sob análise (PW, PF, AMI e MF) foi ajustado entre o limiar absoluto e o limiar de dor.

9.4 Protocolo Experimental 3: Fenômeno Phi

O objetivo principal da a instrumentação sensorial desenvolvida e dos protocolos anteriores era a evocação do fenômeno Phi eletrotáctil. O alvo dos experimentos era a descoberta de figuras em movimento, resultantes da composição espacial e temporal dos estímulos aplicados; imagens essas que pudessem ser empregadas como signos de comunicação.

Na primeira fase desse grupo de experimentos, procuram-se parâmetros e rastrearam-se faixas de valores que propiciassem a percepção de imagens definidas, não apenas uma onda vibratória e difusa sobre determinada região intereletrodos, com significado ambíguo. Como não havia referências precisas na literatura (pois o fenômeno Phi foi extensivamente estudado com estimulação vibrotáctil) sobre o tipo exato de imagens percebidas (e aqui aparece mais um fato original da pesquisa realizada), o trabalho inicial foi árduo e demorado até que fossem descobertas as primeiras imagens fantasma concretas. A partir dessa constatação, efetuou-se a medida do limiar de discriminação entre dois pontos (TPDT) na região estudada.

9.4.1 Limiar Discriminação entre Dois Pontos (TPDT)

A medida do TPDT na região sob estudo é necessária considerando que o fenômeno Phi corresponde a um código espacial, portanto, dependente da resolução espacial da área estimulada, por conseguinte, da distância entre os canais estimulatórios. Baseado no TPDT, simplifica-se a tarefa de definição da distância requerida.

A medida do TPDT envolveu o seguinte procedimento:

(1) emprego de estímulos baseados em *bursts* de pulsos, estes com duração de 100 μ s e frequência de 100Hz, período dos *bursts* de 100 ms e intervalo *interbursts* de 100 ms (medida com estímulos seqüenciados) e sem intervalo *interbursts* (medida com estímulos simultâneos),

e amplitude de corrente duas vezes maior que o limiar de sensação (dentro da faixa LISO-LSSO);

(2) distância inicial de 12 cm e final de 2 cm, variando-se com passo de 1 cm, reduzindo-se para 5 mm na região limítrofe;

(3) para cada distância ajustada, resposta do voluntário sobre a percepção de um ou dois pontos estimulados.

9.4.2 Distância entre os Canais Estimulatórios para Evocação de Imagem Composta em Movimento

Para verificar o efeito da distância sobre a existência e a qualidade da imagem composta em movimento, aplicou-se o seguinte teste: com envoltória retangular (*bursts* de pulsos), com intervalo *interbursts* igual ao valor determinado no protocolo de fenômeno Phi por inibição temporal, alterou-se a distância entre os eletrodos (concêntricos), desde 2 até 12 cm).

9.4.3 Relação entre Correntes Estimulatórias para Obtenção de Imagem Composta em Movimento Distribuída Simetricamente sob os Eletrodos

Como experimentos anteriores, realizados por Gibson (1968) e Hoshimiya et al. (1987), indicavam que correntes iguais não produziam uma imagem fantasma centralizada, e que para tal seria necessária uma certa relação entre as correntes, procurou-se identificar essa relação com os padrões de onda utilizados.

Empregando dois canais com estímulos supralimíares e envoltória elíptica, uma distância de 5,5 cm entre os canais e 1,5 cm entre os eletrodos de cada canal. Após verificada a existência da uma imagem fantasma, variou-se a intensidade das correntes e verificou-se a equalização da imagem sob os eletrodos. Os parâmetros empregados foram: duração de pulsos de 100 μ s, frequência dos pulsos de 100 Hz, fator de modulação de amplitude de 50 %, frequência da envoltória de 1 Hz.

9.4.4 Avaliação dos Parâmetros Estimulatórios

Para situar o voluntário a respeito do experimento, foram dadas as informações pertinentes, solicitando-se, inclusive, comentários referentes às sensações percebidas. Neste conjunto de experimentos, contou-se com a colaboração de quatro voluntários, três estudantes e o paciente tetraplégico mencionado.

Com dois canais conectados, verificou-se o limiar de imagem (intensidade de corrente na qual surgia a fusão dos estímulos criando uma imagem composta). Tendo sido percebida a imagem composta, buscou-se a região de melhor percepção (limiares inferior e superior de imagem ótima). Esse experimento procurou avaliar, principalmente, os parâmetros que se mostraram mais influentes na definição da imagem fantasma, ou sejam, a amplitude da corrente (PA), o índice de modulação de amplitude (AMI), a frequência modulante (MF) e a distância entre os canais estimulatórios.

Posteriormente, empregando três canais, ampliou-se o estudo, estendendo o número de imagens criadas. Basicamente, não houve mais alteração dos parâmetros inicialmente determinados, apenas medidas de interrelação entre os parâmetros fundamentais (AMI, MF e PA) foram realizadas.

Como a evocação do fenômeno Phi através do princípio de inibição temporal permite apenas geração de imagens com significado em termos de comunicação quando evocada em painéis tácteis matriciais, para efeitos desse estudo, apenas verificou-se a possibilidade de evocação da sensação fantasma. Para tal, foram programados parâmetros dentro da faixa considerada ótima e apenas o parâmetro ISI (intervalo interestímulos) foi ajustado até obtenção da sensação de movimento aparente.

9.5 Protocolo Experimental 4: Treinamento

Como o emprego de qualquer linguagem requer o domínio do código, também o uso da sensação táctil como meio de comunicação exige treinamento. Por isso, aplicou-se um protocolo de treinamento com os quatro voluntários (três estudantes e o paciente quadriplégico) durante 10 h, em períodos de duas horas diárias. Para tal, empregou-se o sistema de três canais que permite a aplicação de até oito padrões estimulatórios (oito imagens distintas), em sequência pré-determinada ou aleatória, com ajuste dos tempos de ativação (*Ton*) e desativação (*Toff*) e permite a interrupção em qualquer momento.

Inicialmente, foram selecionados e agrupados os padrões das melhores "imagens fantasma" obtidas nos experimentos sobre evocação do fenômeno Phi (por inibição de amplitude). Daí, iniciando com apenas duas, progressivamente, procurou-se chegar até o máximo possível. No começo, a sequência era definida pelo pesquisador e posteriormente, deixada de forma aleatória. O período de estimulação de cada padrão variou de 10 a 2 s, dependendo do aprendizado e do padrão aplicado. Cada padrão foi apresentado de dez a vinte vezes e depois de cada tentativa, a resposta correta era apresentada ao voluntário.

Por fim, procurou-se identificar o número máximo de imagens (ou categorias) discrimináveis corretamente, a fim de se calcular a taxa de transmissão de informação possível com esse método.

9.6. Resultados dos Protocolos Aplicados

9.6.1 Parâmetros Ótimos para Estimulação PAM

Determinação de Limiares

O objetivo desse conjunto de medidas foi a avaliação psicofísica da sensação e a determinação de parâmetros ótimos aplicáveis à transmissão de informações na pele através de modulação PAM dos estímulos e código espacial.

Neste caso, descrevem-se os resultados decorrentes dos testes realizados para determinação dos limiares de sensação (LS) e de dor (LD), e os limiares inferior (LISO) e superior (LSSO) de sensação ótima, como função da duração e frequência dos pulsos, da frequência do sinal modulante e do seu fator de modulação de amplitude, conforme os protocolos descritos.

Os resultados foram normalizados face às diferenças individuais e aquelas decorrentes de interferências emocionais, erros de medida e diferenças na posição dos eletrodos. E indicam que: (1) a frequência não representa um fator determinante dos limiares de sensação (LSEM e LSTM) e dor (LDEM e LDTM) na faixa estudada; (2) há uma redução dos limiares quando a duração dos pulsos aumenta, destacando-se que para valores acima de 400 μ s as curvas decrescem suavemente e que para o limiar de dor ela apresenta uma derivada maior; observou-se também que para pulsos de 1 ms pode ocorrer inversão da inclinação da curva devido ao fenômeno de integração temporal; (3) a frequência do sinal modulante (MF) e o fator de

modulação de amplitude (AMI) não influenciam fortemente nos limiares medidos, tendo sido observado, entretanto, que 1 Hz representa um ponto de mínimo para os limiares medidos (fato não relatado em outros trabalhos); (4) o fator de modulação de amplitude mostrou tendência a atenuar os limiares quando a modulação é mínima ou máxima, com o máximo registrado em torno de 70 %; (5) os limiares inferior (LISO) e superior (LSSO) de sensação ótima apresentados nos mesmos gráficos demonstram maior consistência que os correspondentes limiares de sensação e dor; (6) esses limiares tendem a apresentar o mesmo tipo de comportamento que seus limiares vizinhos, o que indica a existência de uma alteração no comportamento da derme para baixos e altos níveis de estimulação; (7) os limiares medidos para envoltória elíptica são geralmente menores que para envoltória triangular, fato relacionado com o número de pulsos supralimiar existentes para cada tipo de envoltória, já que a intensidade percebida cresce com o número de pulsos em um *burst*; (8) quanto maior a duração dos pulsos, menores os limiares, havendo uma tendência de que com pulsos muito prolongados, os limiares se aproximem fortemente, o que não acarreta, entretanto, em uma redução da faixa útil para transmissão de informação através da pele.

As novidades desses resultados encontram-se na representação e verificação das variações dos limiares como função da frequência do sinal modulante, do fator de modulação de amplitude e na definição dos limiares ótimos.

Para completar a análise dos limiares e a identificação mais precisa dos parâmetros que determinam a faixa dinâmica, verificaram-se os valores mínimos e máximos médios e a média dos valores medidos para os quatro limiares, o tipo de envoltória e os valores dos parâmetros da forma de onda estimulatória (AMI, MF, 1/PF e PW) em que esses limiares tiveram maior ocorrência. Com esses dados, foi possível determinar a distribuição e a frequência de ocorrência dos parâmetros para os menores e maiores limiares, calcular a faixa dinâmica segundo a definição tradicional (LD/LS) e propor um novo método (LSSO/LISO), que se acredita ser mais realístico, especialmente vantajoso para aplicações com modulação por amplitude de pulsos.

As principais conclusões extraídas do conjunto de medidas foram: (1) os valores mínimos médios dos limiares de sensação foram 1,9985 mA para LSE, 2,4845 mA para LST e 1,567 mA para LS e as médias dos maiores correspondem a 5,4590, 5,6629 e 6,27mA, respectivamente; com a existência de modulação produzindo efeito de redução dos limiares e constatando-se, ainda, que para MF igual a 1Hz ocorrem os menores limiares, ascendendo em ambas as direções fora desse valor; (2) os valores mínimos médios dos limiares de dor (LDEM,

LDTM e LDM) equivalem a 7,7382, 8,3456 e 5,78 mA, respectivamente; ocorrendo com as durações (PW) e os períodos (1/PF) dos pulsos mais prolongados, os menores índices de modulação (AMI) e com a frequência modulante tendendo a 1 Hz; e a média dos maiores limiares de dor chegaram a 18,8516, 17, 9649 e 16,25mA, tendo ocorrido com as menores durações de pulso (PW), abaixo ou acima de 1 Hz (MF), para índices intermediários de modulação, e com frequência modulante de 1 Hz para modulações mínima ou máxima.

Definição da Nova Faixa Dinâmica

A inexistência de uma normalização dos parâmetros ótimos para estimulação eletrocutânea, em virtude das diferenças e inconstâncias nos limiares de sensação e dor, induziu a busca de um modo mais prático e universal para se estabelecer a faixa usual de trabalho para cada paciente, com isenção das variações intrínsecas às percepções de dor e de mínima sensibilidade. Para isso, além de quantificar os limiares de sensação (LSE, LST) e de dor (LDE, LDT) e determinar a relação entre eles, como função dos parâmetros elétricos do sinal estimulatório contendo as envoltórias elíptica e triangular, determinaram-se os limiares inferior (LISO) e superior (LSSO) de sensação ótima, relações mútuas e relação com os demais limiares. Dessa análise, surgiu a proposta de criação de um novo método para delimitar a faixa dinâmica. Ótimo, neste caso, significa sensação confortável mas com boa resolução para dar a impressão de um "desenho" sendo traçado ao longo da pele, isento da sensação de vibração, difusão ou amortecimento.

Na tabela 9.2 sintetizam-se os resultados obtidos nas medidas realizadas, apresentando os valores médios calculados com os valores medidos experimentalmente, para os dois tipos de envoltória e sem modulação (trem de pulsos). A análise dos resultados indica que os valores obtidos para a faixa dinâmica medida como a relação entre os limiares de dor e de sensação (LD/LS), varia de 2,7311 (8,7268 dB) a 4,8319 (13,6824 dB), com média de 3,5120 (10,9111 dB) para envoltória elíptica e de 2,4623 (7,8268 dB) a 5,1292 (14,2010 dB), com média de 3,3302 (10,4494 dB) para envoltória triangular. Pelo método proposto, obtido pela relação entre os limites superior e inferior de sensação ótima (LSSO/LISO), a faixa dinâmica reduziu-se para: 1,0338 (0,2887 dB) a 2,4571 (7,8084 dB), com média de 1,6568 (4,3854 dB) para envoltória elíptica e 1,0162 (0,1396 dB) a 2,6126 (8,3415 dB), com média de 1,61 (4,1365 dB) para envoltória triangular. Apesar da redução ocorrida (6,5256 dB e 6,3129 dB, respectivamente) a faixa dinâmica assim considerada apresenta-se mais constante ao longo das

variações dos parâmetros da forma de onda estimulatória. Sem modulação, os valores chegaram a um mínimo de 1,3444 (2,5706 dB) e máximo de 2,8147 (8,9886 dB), com uma média de 1,5342 (3,7176 dB) pela nova metodologia. Pelo método tradicional, foram obtidos: 2,219 (6,9231 dB), 4,98 (13,9446 dB) e 3,5120 (10,9111 dB), respectivamente. A faixa dinâmica sofreu uma redução de 7,1935 dB, um valor bastante expressivo, tendo em vista a já limitada faixa de atuação da pele como canal sensorial.

Tabela 9.2. Determinação da faixa dinâmica como função dos limiares médios de dor por sensação em (A), razão entre limiares inferior (B) e superior (C) de sensação ótima, e limiar de sensação e faixa dinâmica proposta como relação entre limiares superior e inferior de sensação ótima (D). LSE e LST: limiares de sensação para envoltórias elíptica e triangular; LDE e LDT: limiares de dor; LISO: limiar inferior de sensação ótima e LSSO: limiar superior de sensação ótima.

	Mínimo	Máximo	Média
LDE/LSE	2,7311 (8,7268 dB)	4,8319 (13,6824 dB)	3,5120 (10,9111 dB)
s.d.	0,9603	1,7077	1,2115
Total	57,000	45,000	588,000
LDT/LST	2,4623 (7,8268 dB)	5,1292 (14,2010 dB)	3,3302 (10,4494 dB)
s.d.	0,6594	2,8331	1,3750
Total	58,000	45,000	588,000
LD/LS	2,219 (6,9231 dB)	4,98 (13,9446 dB)	3,5120 (10,9111 dB)
s.d.	0,5388	1,4767	1,2780
Total	6	6	84,0000
	Mínimo	Máximo	Média
LISO/LSE	1,4090 (2,9782 dB)	2,0322 (6,1593 dB)	1,6781 (4,4964 dB)
s.d.	0,1915	0,5522	0,4360
Total	53,000	45,000	588,000
LISO/LST	1,4176 (3,0311 dB)	2,0260 (6,1328 dB)	1,6100 (4,1365 dB)
s.d.	0,2218	0,6679	0,4081
Total	55,000	45,000	588,000
LISO/LS	1,382 (2,8102 dB)	2,653 (8,4747 dB)	1,8286 (5,2424 dB)
s.d.	9,2246	0,5985	0,5765
Total	6	6	84,0000
	Mínimo	Máximo	Média
LSSO/LSE	2,1009 (6,4481 dB)	3,4620 (10,7865 dB)	2,7947 (8,9267 dB)
s.d.	0,4009	1,0822	0,8629
Total	56,000	45,000	588,000
LSSO/LST	2,0588 (6,2723 dB)	3,7037 (11,3727 dB)	2,8102 (8,975 dB)
s.d.	0,4392	1,8615	0,9565
Total	53,000	45,000	588,000
LSSO/LS	1,858 (5,3809 dB)	3,89 (11,7989 dB)	2,8162 (8,9937 dB)
s.d.	0,5334	0,821	0,9281
Total	6	6	84,000

	Mínimo	Máximo	Média
LSSOE/LISOE	1,0338 (0,2887 dB)	2,4571 (7,8084)	1,6568 (4,3854 dB)
s.d.	0,4765	0,55068	0,4360
Total	45,000	45,000	588,000
LSSOT/LISOT	1,0162 (0,1396 dB)	2,6126 (8,3415 dB)	1,6100 (4,1365 dB)
s.d.	0,5536	1,0416	0,4081
Total	45,000	45,000	588,000
LSSO/LISO	1,3444 (2,5706 dB)	2,8147 (8,9886 dB)	1,5342 (3,7176 dB)
s.d.	0,2543	0,3584	0,3978
Total	6	6	84,000

Em termos aplicativos, a grande vantagem da nova proposta de definição da faixa dinâmica é que ela se apresenta de modo uniforme em relação aos parâmetros estimulatórios analisados. Apesar das relações entre os limiares superior e inferior de sensação ótima e o limiar absoluto não se manterem constantes, porém, elas mantêm sempre proporcionalidade, o que acarreta em uma faixa de resposta sensorial plana. O limiar inferior de sensação ótima encontra-se, aproximadamente, 4,5 dB acima do limiar de sensação e em torno de 2 dB abaixo do limiar de dor. Em termos práticos, a faixa realmente útil pode ser determinada simplesmente medindo-se os limiares de sensação e de dor e a partir daí, somando-se 4,5 dB ao limiar de sensação e subtraindo 2 dB do limiar de dor, encontrando-se desse modo, a faixa realmente útil. Testes efetuados com voluntários ocasionais propiciaram a comprovação de tal procedimento, o qual, então, foi aplicado ao paciente tetraplégico. Com isso, minimizou-se o tempo necessário para realização dos demais protocolos experimentais.

9.6.2 Discriminação Sensorial

Com o protocolo de discriminação sensorial avaliou-se o efeito qualitativo da estimulação sobre a percepção táctil. Os resultados obtidos podem ser resumidos em:

(1) as sensações descritas variam de “leve toque, cócegas, vibração, formigamento, pontilhamento, *efeito serrinha*, a agulhada, picada, físgada, repuxo, ardência e dor (de dorzinha à dor insuportável)”; (2) com fator de modulação de amplitude maior, a envoltória triangular gera uma sensação menos suave que as duas outras (elíptica ou senoidal), porém, com maior definição, o que significa com menor grau de difusão ou espalhamento; (3) quando a duração do pulso aumenta, a intensidade subjetiva aumenta mas quando a duração cresce acima de meio período (1/2PF), a sensação torna-se ardida; (4) alterando o local de estimulação, mesmo que por alguns milímetros, uma sensação confortável pode converter-se

em ardida, mesmo dentro de uma faixa de parâmetros considerada ótima;

(5) em alguns casos, a sensação melhora em conforto quando se aumenta a amplitude da corrente, porém, de pontual e bem definida passa a difusa; (6) com frequência modulante e fator de modulação baixos, a sensação torna-se praticamente constante e ocorre mais frequentemente o efeito de espalhamento; (7) com frequência modulante muito elevada (acima de 4 Hz), a resolução fica prejudicada e percebe-se algo como uma “cordinha balançando” entre os eletrodos; (8) os pulsos com maior duração de pulsos causam maior irritação da pele (avermelhamento), pois a carga transferida pode atingir os limites recomendados (nos experimentos realizados chegou, no máximo, a 20,2 μC /pulso, quando da determinação do limiar de dor); (9) com modulação máxima e frequência modulante mínima, há percepção de melhor definição (menor efeito de difusão) e conforto até níveis elevados de corrente; próximo ao limiar de dor, surgem pontadas; (10) pulsos mais longos (com períodos maiores) geram sensações suaves, porém, amortecidas devido ao espalhamento gerado; (11) é a modulação quem dá a percepção de localização do estímulo, gerando uma sensação de percurso ao longo da pele; (12) com amplitudes de corrente menores (porém, supralimiais), a sensação de espalhamento é maior e parece mais superficial enquanto que com valores maiores parece concentrar-se e dar a impressão de excitação pontual (constatação extremamente positiva para evocação do fenômeno Phi); (13) sem modulação, a sensação é mais ardida; (14) com períodos do sinal modulante maiores, constata-se o denominado “efeito serrinha”, que se constitui em uma sobreposição da vibração decorrente dos pulsos de alta frequência e da variação de intensidade resultante do sinal modulante de baixa frequência. Com frequências modulantes maiores, prepondera o efeito de vibração, a sensação é agradável mas difusa; (15) com fator de modulação de amplitude elevado e baixa intensidade de corrente, somente parte dos estímulos alcançam valores supralimiais, o que produz percepção de somente os ápices das envoltórias (o que determina interrupção em parte do trajeto da figura composta evocada pelo fenômeno Phi); (16) as diferenças de percepção como função do local estimulado são maiores na medida em que a frequência dos pulsos é menor; (17) ocorre desvanescimento da sensação no momento em que a intensidade da corrente é reduzida (efeito de adaptação sensorial).

9.6.3 Fenômeno Phi Táctil Evocado por Inibição Temporal

Os protocolos experimentais que propiciaram a evocação do fenômeno Phi baseado no princípio de inibição temporal. As medidas efetuadas restringiram-se à verificação quantitativa

da sensação percebida como função do intervalo interestímulo (entre zero e 300 ms).

Com os demais parâmetros da forma de onda estimulatória fixos e a corrente ajustada em aproximadamente duas vezes o limiar de sensação, efetuou-se uma varredura no intervalo interestímulo de modo que inicialmente havia percepção de três pontos distintos sendo estimulados (foram utilizados três canais), reduzindo-se, em seguida, esse parâmetro até que surgisse uma sensação de movimento, através de uma sucessão de incontáveis pontinhos, entre os eletrodos. A sensação de movimento correspondia a uma linha sendo pontilhada, primeiramente, da esquerda para a direita e, em seguida, da direita para a esquerda. A tabela 9.3 mostra os resultados numéricos encontrados.

Três situações distintas foram constatadas:

- (1) com intervalo interestímulo longos e superiores a 255 ms, os três estímulos são percebidos;
- (2) reduzindo o intervalo interestímulo abaixo de 255 ms até o limite de 114 ms, percebe-se a fusão das sensações, porém, surge o movimento aparente através de uma sequência de minúsculos pontos excitatórios percorrendo a pele (efeito de saltação);
- (3) abaixo de 114 ms, a sensação se altera com o desaparecimento do pontilhamento e passa-se a perceber um movimento contínuo;
- (4) reduzindo-se o intervalo interestímulo abaixo de 66 ms, desaparece a sensação de movimento, dando lugar à percepção de um só estímulo estacionário (coincidência).

Tabela 9.3. Intervalos interestímulo que definem a existência de movimento aparente através dos efeitos de saltação tátil e fenômeno Phi (inibição temporal). Condições: PW: 200 μ s; PF: 100 Hz; MF: 10 Hz; PA1= 3,1 mA, PA2 = 3,3 mA, PA3 = 2,9 mA e PA4 = 3,1 mA.

Voluntário	Intervalo Interestímulo (ms)		
	Fim de percepção individual Início de Saltação	Fim de Saltação Início de fenômeno Phi	Fim da percepção de movimento aparente
P1	255,0000	114,0000	66,0000
P2	262,0000	120,0000	71,0000
P3	251,0000	112,0000	70,0000
P4	256,0000	125,0000	62,0000
Média (ms)	256,0000	117,7500	67,2500
s.d.	4,5461	5,9090	4,1130

9.6.4 Fenômeno Phi Tátil Evocado por Inibição de Amplitude

A primeira etapa dos testes deste protocolo propiciou a identificação da imagem

composta em movimento. Para tal, fixaram-se os dois pares de eletrodos (distância inicial de 15 mm e final de 55 mm entre os eletrodos de cada canal mas 55 mm entre os canais). Buscou-se a melhor sensação para a discriminação de imagens. Todos os cinco parâmetros e ainda a distância entre os eletrodos e a distância entre os canais, foram alterados de modo a evocar-se a imagem em movimento e o traçado mais homogêneo.

Medida do Limiar de Discriminação entre Dois Pontos (TPDT)

A medida do limiar de discriminação entre dois pontos (TPDT) foi efetuada mediante o emprego dos dois modos geralmente aplicados: com estímulos simultâneos e seqüenciados. Os valores médios atingiram 52,5 mm (s.d. = 2,8868 mm) e 35 mm, (s.d. = 4,0825 mm) respectivamente, e as medidas foram efetuadas com os quatro voluntários, um dos quais o paciente tetraplégico, empregando-se as seguintes condições: PW: 200 μ s; PF: 100 Hz; MF: 10 Hz; PA1= 3,1 mA, ISI1= 114 ms; PA2 = 3,3 mA, ISI2= 120 ms; PA3 = 2,9 mA, ISI3= 112 ms; e PA4 = 3,1 mA, ISI4= 125 ms.

Distância Ideal para Obtenção da Imagem Composta em Movimento

Para verificação da distância ideal entre os canais estimulatórios para obtenção de movimento aparente, elaborou-se uma escala normalizada de percepção relativa do fenômeno, tomando como referência a imagem composta obtida no protocolo sobre o efeito de saltação táctil, ou seja, empregando o intervalo interestímulo no qual surgiu a sensação de movimento contínuo (para o voluntário P1, por exemplo, ISI = 114 ms). A figura 9.3 representa os resultados obtidos com quatro voluntários, em três tentativas. Optou-se, então, pela distância de 5,5 cm, região na qual houve melhor percepção da imagem composta em movimento.

Normalização das Correntes Estimulatórias

Os experimentos para evocação do fenômeno Phi mostraram que a intensidade das correntes estimulatórias ocupa um papel fundamental, de sorte que intensidades muito baixas não são capazes de induzir o fenômeno e correntes muito altas produzem forte vibração por toda a região estimulada. Verificou-se também que, além das intensidades, a forma das envoltórias das correntes estimulatórias e a relação entre essas correntes também são

fundamentais. Para obtenção de um contorno de imagem bem definido e com igual intensidade ao longo de toda a extensão envolvida (tal qual o traçado de um lápis sobre o papel), a relação entre as correntes foi de 10,82 % (média de 240 medidas).

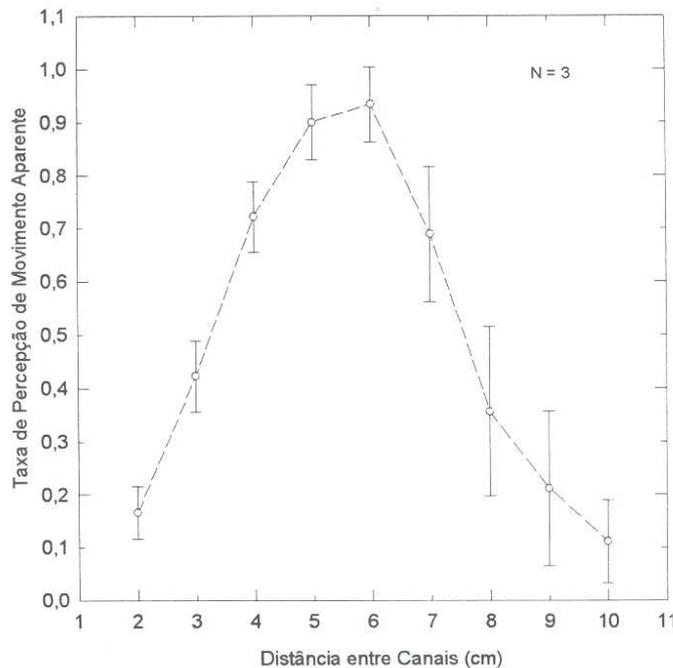


Figura 9.3. Representação do coeficiente de reconhecimento de movimento aparente como função da distância entre os eletrodos dos canais estimulatórios.

A Forma da Envoltória da Corrente Estimulatória

Para verificar a influência do perfil da envoltória das correntes estimulatórias, realizaram-se experimentos com os três tipos de envoltórias criados: elíptica, senoidal e triangular. As constatações *in vivo* indicam que a envoltória define a homogeneidade com que o contorno da imagem em movimento é percebido e o formato da própria imagem, além da suavidade com que é traçada ao longo da pele. A envoltória triangular não mantém equalizada a sensação do contorno traçado da figura criada. As outras duas envoltórias produziram resultados mais satisfatórios, tanto a nível de equalização da intensidade do traçado da imagem (em movimento), assim como no formato da imagem percebida, extremamente importante, já que essas imagens têm por objetivo a transmissão de informações proprioceptivas.

Com a envoltória triangular obtiveram-se percepções de traçado de uma ou duas retas, indo e voltando em direção aos eletrodos, com intensidade bem maior nos extremos e

velocidade mais alta que para envoltória elíptica; com as envoltórias senoidal e elíptica, a onda em movimento descreve uma elipse (ou variante) gerando uma sensação mais suave ao longo de toda a área envolvida; o tamanho e a posição da imagem e o sentido de deslocamento do traço podem ser alterados através de ajustes na relação de intensidade das correntes dos canais estimulatórios. Com isso, foi possível identificar pelo menos três figuras distintas (à esquerda, ao centro e à direita). A imagem composta nem sempre é completa, bem definida e confortável, às vezes, dá a impressão de pontilhar a pele ao construir a imagem ao longo do trajeto envolvido pelos eletrodos quando o valor mínimo das envoltórias das correntes estimulatórias não são inteiramente supra limiares; após atingida a intensidade para uma imagem ótima, aumentando-se a intensidade das correntes, surge uma sensação de vibração e dispersão que conduzem ao enfraquecimento da nitidez da imagem; uma boa imagem composta em movimento depende ainda da relação entre o fator de modulação de amplitude (AMI) e a frequência de modulação (MF), pois variações muito rápidas inibem a percepção da imagem sendo desenhada na pele e variações muito pequenas na intensidade das correntes produzem apenas imagens estacionárias, as quais não têm boa definição.

Parâmetros da Envoltória das Correntes PAM

Três parâmetros dos estímulos modulados em amplitude definem, fundamentalmente, o aparecimento das imagens compostas em movimento: a amplitude dos pulsos, a frequência do sinal modulante (envoltória) e o índice de modulação de amplitude (além, evidentemente, da relação de fase entre os canais, mantida constante nesses experimentos).

Testes realizados com a evocação do fenômeno Phi, utilizando a frequência modulante (MF) e índice de modulação de amplitude (AMI) ajustados independentemente, permitiram avaliar o modo como afetam na amplitude das correntes estimulatórias. As figuras 9.4 - 9.7 ilustram graficamente o comportamento dessas variáveis, que, basicamente, definem a faixa dinâmica para evocação de imagens em movimento através do fenômeno Phi.

Os resultados apresentados na figura 9.4 indicam uma corrente menor na região em que a frequência da envoltória (sinal modulante) tende a 1 Hz, crescendo em ambas as direções. Os valores médios para toda a faixa analisada foram 3,56 mA, para o limiar de sensação, 4,77 mA para o limiar inferior de imagem composta em movimento, 5,78mA para a região de imagem ótima e 6,28 mA para o limiar superior (região em que começa um efeito de vibração e difusão da sensação).

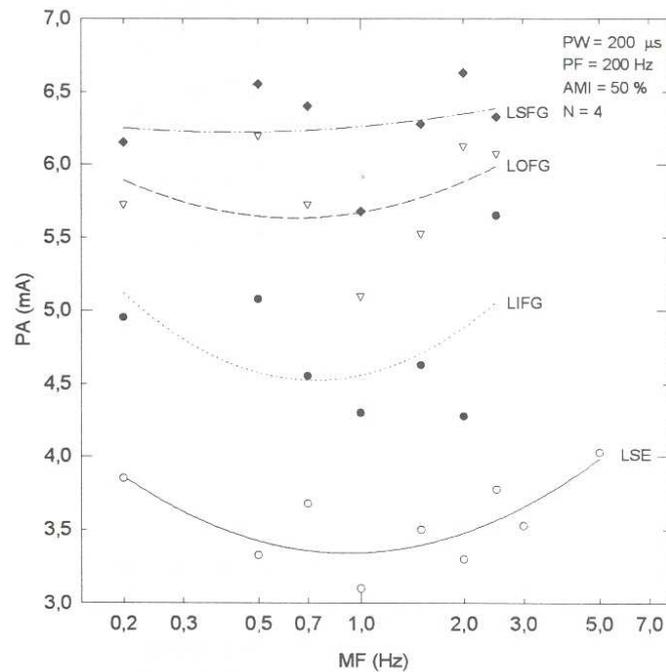


Figura 9.4. Curvas representando os limiares de sensação (LSE), de início de imagem composta em movimento (LIFG), de imagem ótima (LOFG) e de final de percepção de imagem (LSFG), em função da frequência do sinal modulante (MF), para envoltória elíptica.

Na figura 9.5 percebe-se que os limiares são menores com índices de modulação mais baixos. Os valores médios totais correspondem a: 2,97 mA para limiar de sensação, 4,53 mA para o limiar inferior de imagem composta em movimento, 5,51 mA para a região de imagem ótima e 5,22 mA para o limite superior de existência de imagem.

A faixa dinâmica de imagem composta, definida pelas relações entre os limiares inferior (LIFG/LS), superior (LOFG/LS) e de imagem ótima (LOFG/LS) e o limiar de sensação, representados na figura 9.6, indicam que a faixa é mais ampla ao se empregar frequência modulante ao redor de 1 Hz. Na média, os limiares chegaram a: 1,366 (s.d.: 0,144) para LIFG/LSE, 1,659 (s.d.: 0,1859) para LOFG/LSE e 1,806 (s.d.: 0,192) para LSFG/LSE.

A faixa dinâmica, como função de AMI, figura 9.7, mostrou comportamentos distintos para os limiares estudados: para a relação LIFG/LSE diminuiu com o aumento do fator de modulação; para a relação de imagem ótima (LOFG/LSE), ao contrário, cresceu com AMI e manteve-se praticamente constante para a relação LSFG/LSE. Na média, os limiares chegaram a: 1,5330 (s.d.: 0,1566) para LIFG/LSE, 1,8618 (s.d.: 0,1455) para LOFG/LSE e 2,11 (s.d.: 0,1721) para LSFG/LSE.

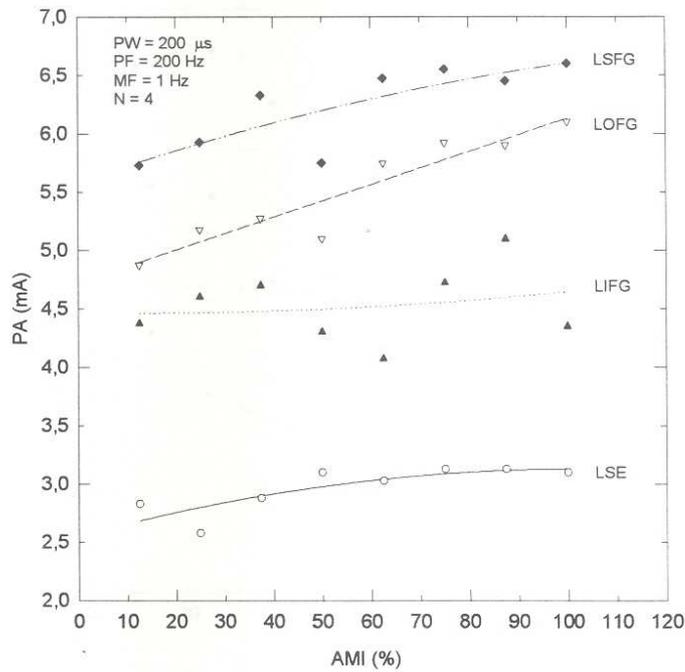


Figura 9.5. Curvas representando os limiares de sensação (LSE), de início de imagem composta em movimento (LIFG), de imagem ótima (LOFG) e de final de percepção de imagem (LSFG), em função do índice de modulação de amplitude (AMI), para envoltória elíptica.

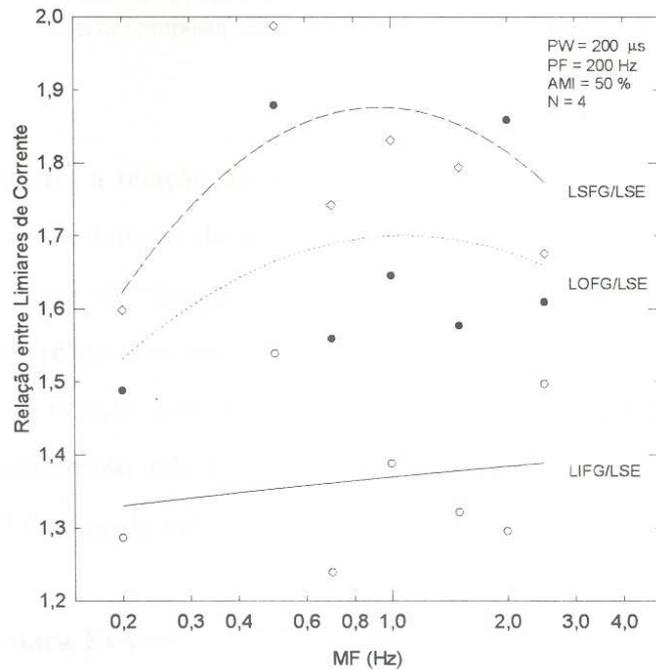


Figura 9.6. Representação da faixa dinâmica baseada nos vários parâmetros estudados como função da frequência de modulação (MF). LIFGE/LSE corresponde à relação entre limiar inferior (surgimento) de imagem composta em movimento e o limiar de sensação; LOFG/LSE representa a relação entre os limiares de imagem ótima e de sensação e LSFG/LSE corresponde à relação entre o limiar superior de percepção de imagem composta em movimento e o limiar de sensação.

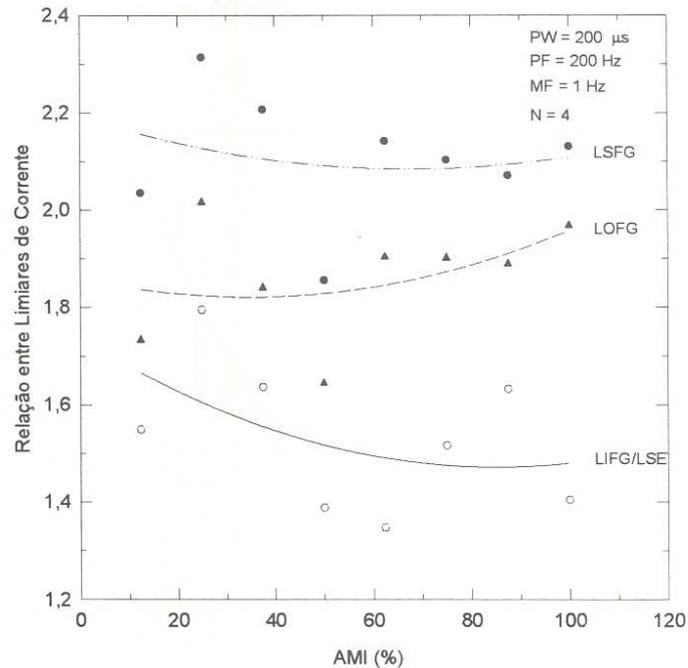


Figura 9.7. Representação da faixa dinâmica baseada nos vários parâmetros estudados como função da frequência de modulação (MF). LIFGE/LSE corresponde à relação entre limiar inferior (surgimento) de imagem composta em movimento e o limiar de sensação; LOFG/LSE representa a relação entre os limiares de imagem ótima e de sensação e LSFG/LSE corresponde à relação entre o limiar superior de percepção de imagem composta em movimento e o limiar de sensação.

A figura 9.8 ilustra a relação de dependência entre os parâmetros frequência do sinal modulante e o fator de modulação de amplitude, para três voluntários, como uma medida de limiar de percepção ótima da “imagem fantasma” gerada. A curva mostra claramente uma relação exponencial entre os dois parâmetros. Apesar da ampla faixa de valores, em termos práticos, entretanto, os valores que apresentam melhores resultados em termos definição da imagem em movimento estão compreendidos na faixa de 0,7 a 2 Hz, para a frequência modulante e 25 a 75 % índice de modulação.

Parâmetros Ótimos para Evocação da Imagem em Movimento

Os valores encontrados que resultaram na melhor discriminação da imagem composta em movimento foram: (1) duração dos pulsos quadrados (PW), na faixa de 100 a 200 μ s; (2) frequência dos pulsos quadrados (PF), na faixa de 100 a 200 Hz; (3) frequência da envoltória do sinal, (MF), de 0,7 a 2 Hz; (4) fator de modulação de amplitude (AMI), entre 25 e 75 %; (5) amplitude dos pulsos (PA), de 1,5 a 2,5 vezes o limiar de sensação; (6) distância entre os

eletrodos e entre os canais (d), entre 50-60 mm.

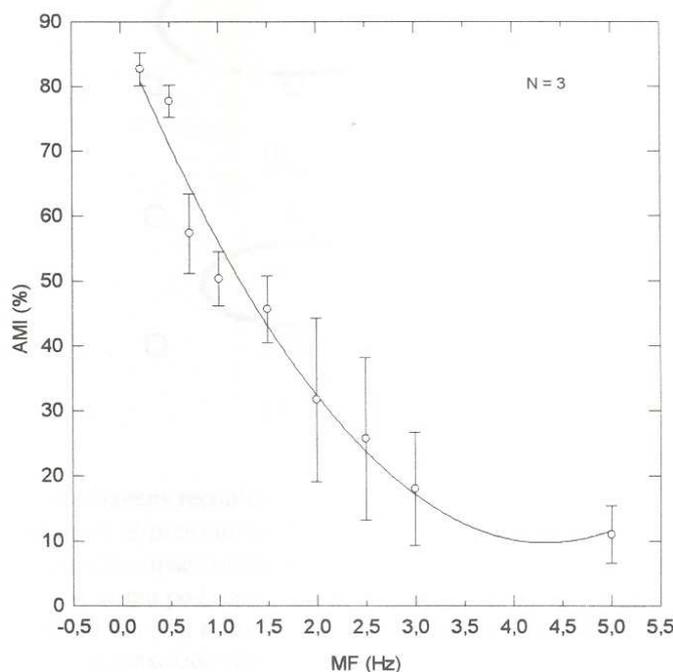


Figura 9.8. Relação de dependência entre o fator de modulação de amplitude e a frequência do sinal modulante para evocação de imagens compostas em movimento.

A alteração da posição das figuras entre os eletrodos foi obtida com variações da intensidade de corrente de um canal em relação ao outro, variando entre 1 e 3,5 vezes o limiar de sensação. A variação do tamanho da imagem pode ser obtida mediante a variação das intensidades e/ou dos fatores de modulação de amplitude, mantendo uma relação inversa de proporcionalidade. Como indicado por Békési, 1967, com intensidades reduzidas, torna-se difícil perceber a imagem composta. Porém, intensidades muito elevadas resultam em sensação dolorida, o que não inibe a percepção da figura mas torna-a desconfortável.

Exemplos Reais de Imagens Tácteis Percebidas

A figura 9.9 ilustra exemplos de imagens obtidas durante os experimentos. Os desenhos foram reproduzidos a partir das descrições dos voluntários e dão uma idéia das imagens realmente evocadas.

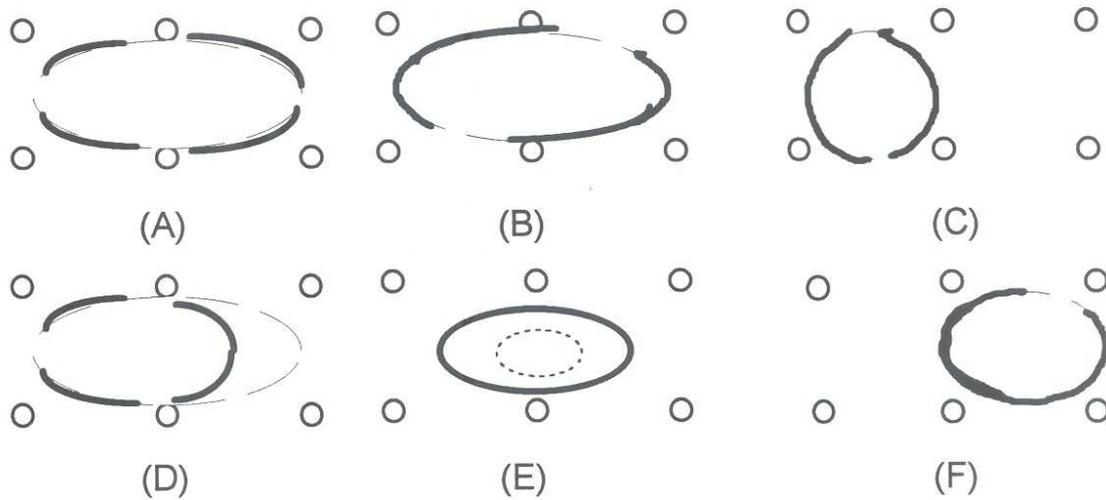


Figura 9.9. Exemplos de imagens reconhecidas pelos voluntários empregando dois ou três canais.

Em (A) e (B) ilustram-se elipses envolvendo toda a região circunscrita pelos seis eletrodos. Em (C) e (F) mostram-se pequenas elipses resultantes da ativação de dois canais: ou os canais da esquerda ou os da direita. Em (D) ilustra-se como pode ser alterado o tamanho da imagem táctil em função do ajuste da amplitude de um dos canais. E em (E), a variação das dimensões da imagem pela alteração conjunta das intensidades de corrente em ambos os canais.

9.6.5 Treinamento e Discriminação de Categorias de Imagens

Foram realizados testes de discriminação com dois e três canais. Para três imagens distintas, dentro dos ajustes considerados ótimos, a taxa de reconhecimento correto atingiu 100 %, tanto para dois quanto para três canais. Neste caso, as imagens padronizadas localizavam-se nos extremos e no centro (identificação de posição). Com três canais, um mínimo de cinco repetições foram suficientes como treinamento. A taxa de reconhecimento, representada na figura 9.10, apresentou, assim como observado qualitativamente, dependência do fator de modulação de amplitude, da frequência do sinal modulante e da amplitude das correntes (e sua relação de amplitudes).

Para os demais testes, consideraram-se três condições distintas: tamanho, posição e velocidade de traçado. No primeiro caso, induziram-se variações de dimensões por meio da variação das intensidades de corrente. Chegou-se apenas a quatro categorias. A taxa de reconhecimento médio atingiu 73 %, 5,4 % s.d. (dois canais, quatro voluntários). Ajustando-se a frequência de modulação, a velocidade de rastreamento com que a figura é traçada se altera. Medido o JND para esse parâmetro, tendo-se encontrado um valor médio de 3, os testes de reconhecimento atingiram a média de 79 % (6,4 % s.d.). Produzindo variações no fator de

modulação de amplitude, altera-se a extensão do percurso da imagem traçada, estendendo-se em direção ao canal que apresenta AMI menor. Por outro lado, cria a sensação de sentido de movimento. Neste caso, foram aplicados dois testes: um para determinar o grau de reconhecimento do sentido de movimento e outro, para avaliar a dimensão das figuras. Os resultados indicam que o sentido é reconhecido em 79 % (4,6 % s.d.) dos testes e as imagens podem ser classificadas em quatro classes, apresentando coeficiente de reconhecimento de 73%.

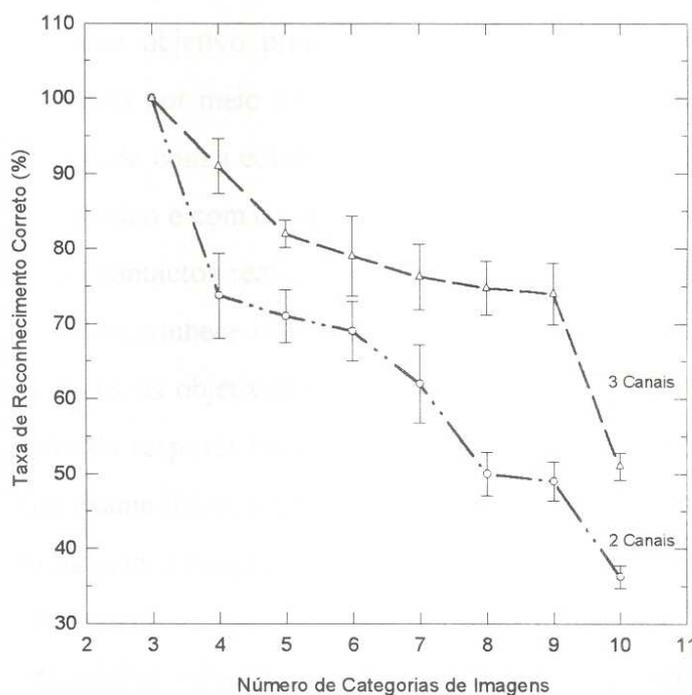


Figura 9.10. Representação da taxa de reconhecimento correto em função do número de categorias de imagens evocadas.

A partir desses resultados, determinou-se a taxa de transmissão de informação (I) para uma taxa de reconhecimento correto de 73 % (representando seis imagens distintas) em dois canais, obtendo-se 2 bits/mensagem, para variações de modulação (AMI) ou na amplitude (PA). Para imagens relacionadas com a variação de MF, o valor da taxa de transmissão de informação vale 1,59 bits/mensagem. No total, para três canais e as combinações possíveis, a transmissão de informação chegou a 2 bits/mensagem.

Capítulo 10

Protocolos Experimentais para Controle Motor

10.1 Introdução

Este capítulo descreve a série de experimentos *in vivo* realizados com a instrumentação descrita no capítulo 8, cujo objetivo principal é a indução de movimentos funcionais dos membros paralisados, obtidos por meio da estimulação elétrica neuromuscular. A pesquisa foi e continua sendo desenvolvida com a colaboração de seis voluntários: quatro paraplégicos, um tetraplégico e um monoparético e com o suporte clínico de uma fisioterapeuta.

Após os primeiros contactos realizados com o paciente, em geral, via telefone, marca-se a sessão inicial, na qual se conhece o paciente, explica-se o tipo e enfoque da pesquisa que vem sendo realizada e quais os objetivos da NMES, e efetuam-se os testes com estimulação elétrica para averiguação da resposta motora dos membros paralisados. Após a realização da anamnese, realiza-se um exame físico, atendo-se detalhadamente à sensibilidade e espasticidade apresentadas, o estado da pele, à função muscular dos músculos não afetados e a amplitude de movimento (ADM) dos membros afetados. Posteriormente, inicia-se a seleção dos grupos musculares a serem estimulados, observando-se suas respostas à estimulação elétrica.

Na sequência, passa-se ao rastreamento dos parâmetros estimulatórios, objetivando o levantamento dos pulsos que melhor produzam uma contração vigorosa, com mínimo de irritação da pele (hiperemia), com boa seletividade neural (o que melhora o controle do movimento) e maior resistência à fadiga; sempre respeitando o limiar de sensibilidade da pele. No primeiro mês e meio de pesquisa, o paciente comparece a uma sessão por semana, depois, a duas sessões semanais.

Em uma terceira etapa, desenvolve-se a fase de treinamento de movimentos combinados, através da estimulação simultânea e/ou sequencial dos músculos selecionados para obtenção dos movimentos desejados.

Tendo em vista o *deficit* físico apresentado pelo paciente, principalmente, o aparecimento de osteoporose, o que pode debilita a estrutura óssea, antes de tentar colocar um paciente paraplégico em pé, sob controle artificial, solicitam-se os exames de densitometria

óssea, RX e eletromiografia dos membros afetados.

A quarta fase envolve a colocação do paciente na posição ortostática, exercícios de movimentação, marcha e ações de levantar e sentar. Até o presente, somente o paciente JCC chegou a esta fase por apresentar baixo grau de comprometimento e não ser usuário de cadeira de rodas.

10.2 Descrição dos Protocolos e os Pacientes Voluntários

Voluntário 1

Nome: JCS

Data da avaliação ou anamnese: 09/06/97

Idade: 42 anos

Diagnóstico clínico: lesão medular à nível de T11

Diagnóstico de incapacidade: paraplegia

Primeiro contato com o paciente: 06/06/97.

Com pulsos de 150 - 850 μ s (1000Hz), com *bursts* de 8 - 17ms (40Hz), modulados com onda trapezoidal de tempos de subida e descida de 0,5 s, tempo de platô de 3s e tempo de repouso de 5s, conectaram-se quatro conjuntos de eletrodos (4 canais) em pontos motores da coxa afetada para verificar a resposta muscular (existência de contração). A resposta foi positiva.

Iniciou-se, então, na sessão seguinte, a aplicação dos protocolos experimentais, nos quais procurou-se induzir movimentos de extensão da perna e dorsiflexão do pé e fortalecimento da musculatura em posições tais como sentar e levantar.

Voluntário 2

Nome: JCC

Data da Anamnese: 04/06/97

Idade: 57 anos

Diagnóstico clínico:ependinoma a nível de T8-T12 (ressecção total)

Diagnóstico de incapacidade: monoparético (MIE)

Primeiro contato com o paciente: 21/05/97.

Do mesmo modo, repetiram-se as explicações sobre o trabalho realizado no Laboratório de Engenharia de Reabilitação empregando NMES e realizaram-se os testes para detectar a possibilidade de aplicar o protocolo experimental. Observou-se boa resposta muscular mas o paciente referiu-se à hipersensibilidade ao estímulo quando se elevou a intensidade do estímulo (desencadeando dor).

Iniciou-se, então, a aplicação dos protocolos experimentais, nos quais procurou-se induzir movimentos de extensão da perna, flexão do joelho e eversão do pé e algumas ações como sentar, levantar e desenvolvimento da marcha.

Voluntário 3

Nome: N M

Data da Anamnese: 16/06/97

Idade: 33 anos

Diagnóstico clínico: lesão medular incompleta a nível T2-T3

Diagnóstico de incapacidade: paraplegia

Primeiro contato com o paciente: 08/06/97.

Com a realização dos testes de resposta à estimulação elétrica, observou-se resposta satisfatória (boa força de contração), portanto, com musculatura inervada e assim, com possibilidades de sucesso em locomoção por controle artificial. Foram empregados pulsos de 80 a 130 μ s de duração (1000 Hz) e *bursts* com duração de 6ms (40 Hz).

Com o objetivo de se obter movimento de extensão dos membros inferiores, conectaram-se os eletrodos sobre o Reto femoral, o Vasto medial, o Vasto lateral e o Fibular longo e, para se obter a dorsiflexão, utilizaram-se os pontos motores do Tibial anterior, do Fibular longo, do Fibular curto e do Vasto lateral.

Voluntário 4

Nome: LCG

Data da anamnese: 28/07/97

Idade: 31 anos

Diagnóstico clínico: lesão medular à nível de T9

Diagnóstico de incapacidade: paraplegia

Primeiro contato com o paciente: 01/07/97.

Estimulando-se os eletrodos conectados no Reto femoral, Vasto medial, Vasto lateral e Fibular longo obteve-se uma ótima extensão da perna. O teste foi considerado satisfatório, para estímulos com duração superior a 100 μ s.

A partir de então, iniciou-se o protocolo experimental, mediante a aplicação de pulsos de 150 μ s (1000 Hz) e *bursts* com duração de 6ms (40 Hz). Foram estimulados os dois membros inferiores com a finalidade de obtenção de extensão da perna. Os eletrodos foram conectados nos grupos musculares Tibial anterior, Fibular longo, Fibular curto e Extensor longo, para evocação do movimento de dorsiflexão.

Voluntário 5

Nome: RMN

Data da anamnese: 28/07/96

Idade: 52 anos

Diagnóstico clínico: Seringomielia

Diagnóstico de incapacidade: monoparético

Primeiro contato com o paciente: 25/07/96.

O paciente não é portador de lesão medular mas sim de seringomielia, que é um processo lento de degeneração que diminui a sensibilidade gradativamente e, com o passar dos anos, produz atrofia dos membros.

Iniciou-se o trabalho com um sistema de estimulação de dois canais, com o objetivo principal de aumentar a força muscular dos grupos musculares. Estimularam-se pontos motores de braço, antebraço e na região de musculatura flexora, por meio de eletrodo tipo

caneta. Com o desenvolver da pesquisa, passou-se a utilizar conjuntos de eletrodos auto-adesivos, procurando a obtenção de movimentos de flexão de cotovelo, punho e mão.

Voluntário 6

Nome: EDB

Data da Anamnese: 14/01/97

Idade: 28 anos

Diagnóstico clínico: lesão medular a nível de C5-C6

Diagnóstico de incapacidade: tetraplegia.

O paciente consegue abduzir os braços e realiza flexão e extensão de joelhos com o desencadeamento de espasmos musculares (hipertônico); apresenta 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 executado em membros inferiores e observou-se boa resposta ao estímulo. Posteriormente, efetuou-se o teste de resposta à estimulação em membros superiores e abdome, 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 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 o membro superior direito (MSD) respondia bem com pulsos de 100 μ s (2000 Hz) e *bursts* de 6ms (40 Hz), enquanto o membro superior esquerdo (MSE) respondia melhor com pulsos de 100 μ s (1000 Hz) e *bursts* de 6ms (40 Hz). Já 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 também 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.

10.3 Resultados Obtidos até o Presente

Voluntário 1

Nome: JCS

Após dezessete sessões de estimulação elétrica com o objetivo de gerar movimentos de extensão da perna, dorsiflexão e correção do pé, vários parâmetros de pulsos foram testados. Algumas dificuldades foram enfrentadas, principalmente, em decorrência da massa do segmento, requerendo elevadas intensidades de estímulos. A corrente com que se obteve uma melhor extensão da perna e correção do pé (sem irritação da pele) ocorreu com pulsos de $200\mu\text{s}$ a $300\mu\text{s}$ (1000Hz) e período ativo de *burst* de 6 a 8ms (40Hz).

O paciente relatou que houve aumento da circulação sanguínea, aumentando a temperatura dos membros inferiores; os membros parecem mais leves, facilitando a transferência da cadeira; e ocorreu diminuição dos espasmos. Solicitado exame de densitometria óssea, comprovou-se osteoporose no paciente. Assim, levando-se em conta que a estrutura física do paciente é grande e pesada, não se tentou colocá-lo em pé, pois o risco de uma fratura seria muito grande. Assim, o trabalho de treinamento de movimentos continua até que haja condições de colocá-lo em pé com segurança.

Voluntário 2

Nome: JCC

No paciente JCC, a estimulação tem por objetivo a facilitação dos movimentos, pois devido à hipersensibilidade (algia), o estímulo necessário para realizar a extensão, por exemplo, torna-se dolorido.

Conectados eletrodos nos grupos musculares do Reto femoral, Vasto lateral, Vasto medial e Fibular longo, e aplicando-se a estimulação, facilitou-se a extensão da perna realizada ativamente pelo paciente. E para dorsiflexão do pé, conectaram-se eletrodos nos pontos motores dos músculos Tibial anterior, Fibular longo, Fibular curto e Extensor Longo. Durante a estimulação, o paciente realiza cinesioterapia ativa (treino de marcha).

Com o decorrer do tratamento, verificou-se que o pulso mais confortável foi o de $150\mu\text{s}$ (1000 Hz), onde a largura do *burst* reduziu-se gradativamente para 2ms (40 Hz), o que produziu aumento da intensidade do pulso (aproximadamente 5 níveis), onde manteve as características da contração muscular.

O paciente referiu-se, ainda, a uma provável melhora do sono, aumento da temperatura no membro inferior, membros mais leves, diminuição dos espasmos musculares à noite e maior facilidade para deambular.

Com o objetivo de facilitar a marcha, efetuou-se estimulação elétrica dos Glúteos, Quadríceps, Tibial anterior e Fibular longo, todos com pulsos de $150\mu\text{s}$ (1000 Hz) e *bursts* de 2ms (40 Hz). Com a estimulação do Semimembranoso, Glúteos (em dois pontos) e Fibular longo, o paciente consegue executar o movimento de flexão do quadril e do joelho, e a ação de abaixar-se.

A partir de outubro de 97, iniciou-se o treino da marcha estimulando-se Glúteos, Quadríceps, Tibial anterior e Fibular longo. A estratégia estimulatória foi determinada em tempos diferentes para contrair primeiro o Quadríceps e o Glúteo e depois, o Tibial anterior e Fibular longo.

Voluntário 3

Nome: N M

Com o objetivo de se obter movimentos de extensão dos membros inferiores, conectaram-se os eletrodos sobre o Reto femoral, Vasto medial, Vasto lateral e Fibular longo; e para gerar dorsiflexão, estimularam-se os pontos motores do Tibial anterior, Fibular longo, Fibular curto e Vasto lateral. Estes movimentos foram conseguidos com pulsos de 100 μ s (1000Hz) e período ativo de 6ms (40Hz); pulsos de 150 μ s (1000Hz) e período ativo de 6ms (40Hz); pulsos de 150 μ s (500Hz) e período ativo de 6ms (40Hz); que deram respostas musculares extremamente eficazes.

Com o decorrer do tratamento, o paciente relatou melhora da evacuação, diminuição da espasticidade em cerca de 90%, diminuição dos movimentos involuntários reflexos que aconteciam no início do tratamento, fortalecimento muscular e movimento de extensão da perna e dorsiflexão. Com pulsos de 120 μ s (1000 Hz) e *bursts* de 6ms (40 Hz), obtiveram-se excelentes respostas com intensidades entre 100 e 135 V. Observou-se que com estas características de pulsos, o paciente apresentou fortes contrações do abdômen, simultaneamente com a estimulação.

Com o intuito de tornar o movimento de extensão mais natural, experimentou-se desativar sequencialmente, com intervalos de 0,5s, os músculos extensores Reto femoral, Vasto lateral, Vasto medial e Fibular longo (este com o Reto). Verificou-se que o paciente é capaz de executar 12 movimentos sequenciais de extensão completa (níveis de aproximadamente 93 V). Pulsos com larguras de 100 μ s (5000 Hz) e *bursts* de 0,6ms (40 Hz), também produziram bons resultados. Os níveis de contração aumentaram cerca de 8 %. Durante 10 minutos, o paciente realizou 50 movimentos de extensão. Observou-se também que a perna direita, capaz de realizar mais de 50 movimentos, aparentemente respondeu melhor que a esquerda, entretanto, a esquerda necessitou de pulsos com intensidades menores para a contração (aproximadamente 18 V menor).

Observou-se que com transcorrer de aplicação do protocolo, o limiar de estimulação do paciente foi reduzindo e os movimentos ficaram mais seletivos. Os parâmetros que melhor vêm respondendo são: pulsos de 200 μ s (1000 Hz) com *bursts* de 2ms (40 Hz), podendo chegar até 4ms (40 Hz).

Voluntário 4

Nome: LCG

Apenas dois canais de estimulação foram utilizados para obtenção do movimento de extensão e dorsiflexão, com bom resultado mas não muito vigoroso. Pulsos de 150 μ s de duração (1000 Hz) com *bursts* de 6ms (40 Hz); de 100 μ s (5000 Hz) com *bursts* de 0,6ms (25Hz); de 250 μ s (1000 Hz) e *bursts* de 3ms (40 Hz); de 150 μ s (1000 Hz), 250 μ s (1000 Hz) e *bursts* de 2ms (40 Hz), foram testados e todos provocaram os movimentos de extensão e dorsiflexão.

O paciente relatou aumento da temperatura, membros mais leves, diminuição dos espasmos e da ardência dos membros, efeitos esses que desaparecem depois de algumas horas. Relatou ainda que ocorre relaxamento do corpo por mais de duas horas, estendendo-se até 12 horas.

Voluntário 5

Nome: R M N

Segundo constatações empíricas e o relato do paciente, após 10 meses de tratamento, vem ocorrendo aumento da sensibilidade em todo o membro afetado e inclusive na mão; o membro tornou-se mais leve e mais solto, houve melhoria da postura, aumento da força muscular e ganho de ADM nos movimentos de flexão, extensão, abdução e adução do ombro; extensão de antebraço e de punho; leve esboço de flexão de antebraço, punho, dedos e movimento de pinça. Paralelamente, houve um aumento da temperatura do membro, decorrente de uma melhoria da circulação.

Voluntário 6

Nome: EDB

Até o momento, foram realizadas 43 sessões de estimulação elétrica e cinesioterapia

passiva ao final das sessões, 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 vêm respondendo melhor com pulsos de 100 μ s (1000Hz/2000Hz) e período ativo de 6ms (40Hz); os membros inferiores respondem melhor com pulsos de 100 μ s (5000Hz) e período ativo de 12,5ms (40Hz).

Capítulo 11

Discussão e Conclusões

11.1 Introdução

O emprego da NMES na reativação de músculos paralisados vem sendo progressivamente estudado nos últimos 40 anos. As primeiras pesquisas incluíam o uso de estimulação elétrica do nervo frênico, objetivando o controle respiratório. Sistemas mais sofisticados surgiram nos anos 80, com a finalidade de restauração dos movimentos dos membros inferiores e superiores. A NMES propicia melhorias na marcha de pacientes hemiplégicos (que tiveram AVC), permite a obtenção de marcha (com certas limitações) em pacientes paraplégicos (que tiveram SCI), promove a restauração parcial de movimentos de preensão, movimentos de cotovelo e ombros, de pacientes tetraplégicos. Apesar desses benefícios, alguns problemas vêm sendo enfrentados: (1) o controle da musculatura é bastante crítico, obrigando ao desenvolvimento de estratégias estimulatórias quase que exclusivamente individuais (pois dependem das condições físicas atuais dos pacientes); (2) o número de canais depende do tipo de movimento desejado; (3) surgimento prematuro de fadiga muscular (impedindo o uso prolongado da estimulação); (4) uso de sistemas em malha aberta, dificultando o controle neuromuscular e exigindo intervenção de uma segunda pessoa; e (5) ausência de propriocepção.

Para manter o estado de equilíbrio do corpo, desenvolver uma seqüência de marcha ou posicionar os braços para efetuar uma ação de preensão, algum tipo de realimentação proprioceptiva deve ser empregada, a fim de indicar quando a posição desejada, a intensidade da força ou o estado foi precisamente atingido. A realimentação é requerida continuamente porque, mesmo quando imóvel, torna-se necessária para fazer leves ajustes na atividade muscular, de modo a evitar quedas (Phillips et al., 1991; Riso et al., 1991). Por outro lado, o estímulo que mantém o controle motor também requer monitoração e medida para continuar ajustado à função que lhe foi determinada, considerando o dinamismo das grandezas biomecânicas e fisiológicas de um organismo vivo que busca um determinado estado de equilíbrio.

A realimentação visual tem sido o meio mais empregado pelos usuários de próteses, órteses e/ou estimulação elétrica. Porém, seu uso continuado gera complicações indesejáveis, tais como sobrecarga mental, inabilidade subconsciente para operar dispositivos de controle motor, pouca familiaridade e integração psicológica com o dispositivo (Szeto & Lyman, 1977; Riso et al., 1991).

A sensação tátil aparece como alternativa para substituir a visão, a audição ou o próprio tacto, na transmissão de informação sensorial proprioceptiva (Peckham et al., 1980, e Szeto & Saunders, 1982) e permitir o controle mais preciso e consistente de próteses e órteses neurais (van Doren et al., 1991). A comunicação tátil traz vantagens mesmo quando os outros sentidos não se encontram lesados; os mostradores tácteis podem ser colocados sob as roupas (aceitabilidade cosmética e privacidade das informações), podem ser eficientes, portáteis, alimentados à bateria e principalmente, eles podem liberar os demais sentidos para tarefas mais importantes (Geldard, 1957; Szeto & Saunders, 1982).

Os painéis electrotácteis podem transmitir densos pacotes de informação (considerando as limitações impostas pela deficiência adquirida), com elevada resolução, dentro de uma faixa de resposta espaço-temporal útil de comunicação, ampla faixa de parâmetros estimulatórios, baixa potência, pequeno tamanho, e são relativamente simples para serem projetados (Pfeiffer, 1968; Szeto & Saunders, 1982; Kaczmarek et al., 1991).

Desse modo, a pesquisa descrita procurou atender aos requisitos de seletividade de excitação das fibras nervosas que controlam os movimentos, buscando, por meio das modulações de pulso e *bursts*, reduzir a incidência de fadiga muscular e, com os dezesseis canais, ativar um número suficiente de grupos musculares que permitam criar movimentos naturais. Por outro lado, empregando o fenômeno Phi eletrotáctil, possa evocar propriocepção artificialmente, através da criação de imagens tácteis realísticas e dinâmicas que permitam representar as ações controladas pelo sistema de NMES.

11.2 Sobre a Instrumentação

Os estimuladores desenvolvidos configuram-se como sistemas de instrumentação virtual, cujos parâmetros estimulatórios abrangem uma ampla faixa de valores e cujas interfaces gráficas facilitam a interação com o usuário. Propiciam a seleção dos parâmetros que melhor atendam à sensibilidade do paciente e/ou ao recrutamento das fibras musculares, abrangendo os limites indicados em outras pesquisas. Possuem isolamento galvânica entre a rede

elétrica e a saída dos estimuladores e entre os canais estimulatórios, são facilmente conectados ao computador hospedeiro e mesmo não sendo exatamente portáteis, permitem transporte quando ligados em um *notebook*.

Tecnicamente, o estimulador sensorial resolveu um problema que sempre atormentou os projetistas de interfaces para estimuladores electrotácteis controlados por computador: a isolação entre os blocos de baixo nível (5V, $\pm 12V$) e alta-tensão (até 150 V), e quando necessário, a isolação entre as saídas do próprio estimulador (para evitar *cross talk*). Isso pode tornar-se caro, dissipar muita energia e consumir um longo tempo no projeto de tal circuito quando trabalhando com modulação PAM (envoltória de baixa frequência e pulsos de duração mínima de 10 μs) e amplitude de pulsos máxima de 150 V. Em função desses problemas, recorrem-se a sistemas sem isolação ou com interruptores de circuito contra falha de terra (GFCI) (Kackzmarek et al., 1991); e/ou sistemas sem qualquer tipo de isolação entre canais (Collins, 1971; Meadows & McNeal, 1989; Kackzmarek et al., 1991).

Outras características relevantes dos circuitos são: a arquitetura dos conversores D/A projetada para gerar a envoltória das formas de onda, e que garante a máxima resolução do sinal independentemente de sua amplitude; o uso de contadores programáveis independentes do computador, os quais tornam a programação e geração dos parâmetros das formas de onda rápida e flexível e quase que independentes da própria máquina; e a dupla proteção para evitar choque elétrico (uma eletrônica e rápida, via corte de transistor; outra mecânica, pela abertura dos contactos de um relé eletromecânico).

O sistema de estimulação neuromuscular desenvolvido permite ajustar os principais parâmetros dos pulsos e *bursts* e criar outros códigos, além dos já implementados (PAM, PFM, PWM). Possibilita, ainda, evocar o fenômeno Phi com poucas implementações de *software*. Com a entrada de monitoração do estimulador, torna-se fácil interfacear os sensores que controlarão os movimentos do membro paralisado (dando maior precisão e exatidão).

As três limitações atuais desses sistemas são: impossibilidade de impressão dos protocolos e seus resultados enquanto a sessão experimental se realiza, inexistência de um *link* entre eles, necessidade de duas portas paralelas de um computador.

11.3 Sobre a Metodologia

O objetivo principal da pesquisa surgiu da necessidade de se investigar locomoção artificial empregando estimulação elétrica neuromuscular de modo a reproduzir movimentos

naturais. Por isso, optou-se por estudar um meio de gerar realimentação sensorial para o estimulador neuromuscular, a fim de que fornecesse propriocepção artificial para pacientes com lesão medular, visando substituir as informações essenciais para as atividades do cotidiano, tais como estabilidade de postura quando em pé, equilíbrio ao caminhar, a posição dos membros, força de preensão, abertura e fechamento dos dedos, extensão e flexão de cotovelo, ... Para esse tipo de informação, as imagens compostas em movimento evocadas pelo fenômeno Phi Táctil provaram seu potencial como código sensorial de comunicação.

A descoberta mais relevante da pesquisa desenvolvida na área de comunicação eletrotáctil refere-se à criação de imagens tácteis cujos contornos parecem estar sendo desenhados na pele em uma região desprovida de quaisquer eletrodos. O movimento aparente delineado durante a elaboração da imagem é muito nítido, porque a frequência do sinal modulante empregada é muito baixa (menor que 2 Hz).

Com relação ao controle motor, a metodologia aplicada progride na medida em que o paciente apresenta progressos no controle motor. Esses progressos são lentos, tendo em vista que a lesão foi adquirida há vários anos, gerando seqüelas tais como atrofia muscular, irrigação sanguínea deficiente nos membros, osteoporose e má postura (muitas vezes, por efeito de compensação). Por se tratar de uma pesquisa de longo prazo e desenvolver-se, intensamente, há somente nove meses, ainda não foi possível aplicar toda a sequência de protocolos desejados e muito menos colocar os pacientes para desenvolver a deambulação, prevendo-se para daqui dois meses os primeiros testes.

11.4 Trabalhos Futuros

Comunicação Eletrotáctil

O efeito de ilusão táctil carece ainda de muitos esforços para se transformar, efetivamente, em um meio de transmissão de informações. Potencialmente, representa uma técnica poderosa para comunicação de grandezas dinâmicas de variações lentas, o que não traz limitações sérias quando se trata de um lesado medular, por isso, sugere-se a continuação da pesquisa, empregando outros tipos de envoltória, frequências múltiplas (verificação de coincidência com as figuras de Lissajous), na tentativa de evocar maior número de categorias de imagens. É preciso investigar mais profundamente a relação existente entre o fator de modulação de amplitude e a frequência do sinal modulante. Outra pesquisa contemplaria o

uso de modulação PWM para evocação do fenômeno Phi.

Outro incremento à pesquisa consiste na implementação de um *phantom* que permita o estudo, a quantificação e o modelamento das correntes excitatórias na região de interesse. Com isso, poder-se-ia tentar distinguir entre o que se processa a nível periférico e a nível central durante a evocação do fenômeno.

Tendo em vista os comentários dos voluntários de que em certos casos havia percepção de um efeito de penetração do estímulo no tecido, seria importante verificar a possibilidade de evocação de “imagens fantasma” tridimensionais.

Controle Motor

Considerando que as pesquisas em locomoção artificial encontram-se em uma fase primária de evolução, muitos trabalhos podem ser sugeridos, dentre eles citam-se: (1) estudo da fadiga muscular em função dos parâmetros estimulatórios; (2) estudo das variações dos produtos metabólicos, principalmente, ácido láctico, face à estimulação elétrica maciça e continuada; (3) definição de sequências estimulatórias para obtenção de movimentos definidos como descer e subir escadas, preensão de objetos cilíndricos, prioritariamente, marcha, levantar e sentar; (4) estudo de estratégias de controle para um estimulador realimentado via sinais eletromiográficos, ou de força, ou de posição, ...; (5) desenvolvimento do sistema eletrônico de aquisição e processamento desses sinais; (6) conexão do sistema de estimulação neuromuscular com o de estimulação sensorial ou a implementação de uma rotina para geração dos estímulos sensoriais no próprio estimulador neuromuscular.

11.5 Conclusões

O estimulador neuromuscular configura-se como um gerador de funções arbitrárias capaz de gerar ondas complexas e padrões específicos para estimulação motora funcional. Com as modulações simultâneas PAM, PFM e PWM, pode-se conseguir maior suavidade e controle fino nos movimentos induzidos, menor carga transferida minimizando irritações da pele e, principalmente, redução da fadiga muscular pelas técnicas de *N-Let Pulses Train* (Karu et al. 1995) ou pela variação dos pulsos de *burst* (Jones et al., 1979).

Com a instrumentação virtual desenvolvida, as pesquisas em estratégias estimulatórias tornam-se mais flexíveis, permitindo a criação ou modificação do sinal estimulatório

rapidamente, além do armazenamento destes sinais e das informações do paciente. Com o estágio de monitoração implementado, será possível criar o primeiro sistema de NMES realimentado do país.

Apesar que os resultados experimentais ainda não atingirem plenamente os objetivos propostos, em breve, tornar-se-ão realidade, considerando os progressos já alcançados.

As principais contribuições desta pesquisa podem ser resumidas em: (1) é possível evocar uma imagem composta em movimento e realmente controlada; (2) empregando envoltórias elíptica ou senoidal, a imagem composta em movimento descreve uma figura geométrica tal como uma elipse, mais perceptível sob os eletrodos; (3) a imagem se movimenta entre os eletrodos, cuja posição e sentido de deslocamento depende das intensidades das correntes nos canais, da relação dessas intensidades e da relação entre os fatores de modulação em amplitude dos canais; (4) a elipse nem sempre se completa numa imagem bem definida e confortável (depende fortemente do fator de modulação de amplitude e da frequência de variação da envoltória), e dá a impressão de pontilhar a pele ao construir a imagem; (5) após atingida a intensidade para uma imagem ótima, havendo incremento da intensidade de corrente, percebe-se uma sensação de vibração que reduz a nitidez da imagem evocada; (6) há uma relação de dependência entre o fator de modulação de amplitude e a frequência de modulação, de modo tal que quanto maior o fator de modulação menor deve ser a frequência modulante; (7) pela primeira vez, conseguiu-se evocar uma linha de contorno definindo a figura gerada onde não existem eletrodos (só obtida com sistemas matriciais multieletrodos), ao invés da percepção de toda a área envolvida; (8) 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; (9) 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; (10) 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; (11) o emprego de talas forçando o posicionamento correto de uma articulação contribui significativamente para a melhoria da sensibilidade e/ou do controle motor.

Referências Bibliográficas

- AIELLO, G.L.; VALENZA, M.A. (1984). Psychophysical response to electrocutaneous stimulation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-31, n. 8, pp. 558-560.
- ALLES, D.S. (1970). Information transmission by phantom sensations. *IEEE Trans Man-Mach Sys*, vol. MMS 11, n. 1, pp. 85-91.
- ALLUISI, E.A.; MORGAN, B.B.; HAWKES, G.R. (1965). Masking of cutaneous sensations in multiple stimulus presentations. *Perceptual and Motor Skills*, vol. 20, pp. 39-45.
- ANDREWS, B. J. et al. (1986). NMES based systems for restoring locomotion in spinal cord injured subjects. *Annual Scientific Meeting of the International Society for Prosthetics and Orthotics*, UK, pp. 13.
- ARANDA, J. M. & SEIREG, A. (1981). Electrical parameters for over-the-skin muscle stimulation. *Journal of Biomechanics*, vol. 14, n. 9, pp. 579-585.
- BABKOFF, H. (1978). Electrocutaneous psychophysical input-output functions and temporal integration. *Perception & Psychophysics*, vol. 23, n. 3, pp. 251-257.
- BABKOFF, H.; BRANDEIS, R.; BERGMAN Y. (1975). Partial integration of single electrocutaneous pulses. *Perception & Psychophysics*, vol. 17, n. 3, pp. 285-292.
- BACH-Y-RITA, P. (1972). *Brain mechanisms in sensory substitution*. Academic Press, New York, USA.
- BACH-Y-RITA, P. (1989). Physiological considerations in sensory enhancement and substitution. *Europa Medicophysica*, vol. 25, pp. 107-127.
- BAJD, T., KRALJ, A., TURK, R., BENKO, H., SEGA, J. (1989). Use of functional electrical stimulation in the rehabilitation of patients with incomplete spinal cord injuries. *J. Biomed. Engng*, vol 11, pp. 96-102.
- BÉKÉSI, G. (1967). *Sensory inhibition*. Princeton University Press, USA.
- BELIKAN, T; HOLLANDER, H. J.; VOSSIUS, G.(1986). Microprocessor controlled 8-channel stimulator with surface electrodes for FES of gait. *Proc. 2nd Int. Workshop on Functional Electro-stimulation*, Viena, Austria, September, pp. 71-73
- BISHOP, G.H. (1943). Responses to electrical stimulation of single sensory units of skin. *Journal of Neurophysiology*, vol. 6, pp. 361-82.
- BOGATAJ, V.; KELIH, B.; MALEZIC, M.; FILIPIC, D.; KLJAJIC, M. (1990). Dual-channel electrical stimulator for correction of gait. *Proceedings of Advances in External Control of Human Extremities*, Belgrade, pp. 327-333.
- BOHS, L., et al. (1988). A voice controlled FES system for restoring hand functions in quadriplegics. *Proc. IEEE Engng. Med. & Biol. Soc.*, pp. 1566.
- BORGES, G.; FERGUSON, K.; KOBETIC, R. (1989). Development and operation of portable and laboratory electrical stimulation systems for walking in paraplegic subjects. *IEEE Trans on Biomedical Engineering*, vol. BME-36, pp. 798-801.
- BUCKETT, JAMES R.; PECKHAM, P. HUNTER; THROPE, GEOFFREY B.; BRASWELL, STEVEN D.; KEITH, MICHAEL W.(1988). A flexible, portable system for neuromuscular stimulation in the paralyzed upper extremity. *IEEE Transactions on Biomededical Engineering*, vol. 35, n. 11, pp. 897-904.

- BURR-BROWN. (1994). IC data book: linear products. Burr-Brown Corp., USA, vol. 33, pp. 5.84-96.
- CARPENTER, R. H. S. (1990). *Neurophysiology*. Edward Arnold, 2nd. ed., London.
- CASTRO, M.C.F.; CLIQUET JR., A. (1996). Uma luva instrumentalizada para tetraplégicos. *Revista Brasileira de Engenharia, Caderno de Engenharia Biomédica*, vol. 12, n. 1, pp. 41-56.
- CHIZECK, H. J.; LAN, N. & CRAGO, P. E. (1991) Feedback control of electrically stimulated muscle using simultaneous pulse width and stimulus period modulation. *IEEE Trans Bio Engng*, vol. 38, n. 12, pp:1224-1234.
- CHIZECK, H.J.; KOBETIC, R.; MARSOLAIS, E.B.; ABBAS, J.J.; DONNER, I.H.; SIMON, E. (1988). Control of functional neuromuscular systems for standing and locomotion in paraplegics. *Proceedings of the IEEE*, vol. 76, n. 9, pp.1155-65.
- CLEALAND, J.G.; WINFIELD, D.L. (1985). NASA workshop proceedings: extravehicular activity gloves. Research Triangle Park NC: Research Triangle Institute. Apud: TAN B.T. Sensor application to the space-suit glove. In: WEBSTER, J.G. *Tactile Sensors for Robotics and Medicine*. John Wiley & Sons, USA, pp. 331-340.
- COLLINS, C.C. (1971). A portable seeing aid prototype. *Journal of Biomedical Systems*, vol. 2, n. 5, pp. 3-9.
- COLLINS, C.C.; MADEY, J.M.J. (1974). Tactile sensory replacement. *Proceedings of the San Diego Biomedical Symposium*, vol. 13, pp. 15-26.
- CYBULKI, G. R., PENN, R. D., JAEGER, R. J. (1984). Lower extremity functional neuromuscular stimulation in cases of spinal cord injury. *Neurosurg*, vol. 15, pp. 132-46.
- DELLON, A.L. (1981). Evaluation of sensibility and re-education of sensation of the hand. Williams and Wilkins eds., Baltimore. Apud: KACZMAREK, K.A., WEBSTER, J.G., BACH-y-RITA, P.; TOMPKINS, W.J. (1991). Electrotactile and vibrotactile displays for sensory substitution systems. *IEEE Trans. Biom. Engng*, vol. BME-38, n. 1, pp. 1-16.
- DERENZO, S. E. (1990) *Interfacing: a laboratory approach using the microcomputer for instrumentation, data analysis, and control*. Prentice Hall, USA.
- EGGEBRECHT, L. C. (1991). *Interfacing to the IBM-PC Personal Computer*. SAMS, USA.
- EILINGER, T.; WILD, M.; GERBER, H.; STRÜSSI, E. (1991). An eight-channel computer controlled stimulator for functional electrical stimulation. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, vol. 13, n. 14, pp. 1803-1804.
- EKMAN, G.; FRANKENHAEUSER, M.; LEVANDER, S.; MELLIS, I. (1964). Scales of unpleasantness of electrical stimulation. *Scan. J. Psychol.*, vol. 5, pp, 257 261.
- FORBES, T.W.; BERNSTEIN, A.L. (1935). The standardization of sixty-cycle electric shock for practical use in physiological experimentation. *J. Genet. Psychol.*, vol. 12, pp. 436.
- FRACCAROLI, J.L. (1981). *Biomecânica análise dos movimentos*. Editora Cultura Médica, 2ª ed., Rio de Janeiro.
- GARDNER, E.P.; SPENCER, W.A. (1972). Sensory funneling. I. Psychophysical observations of human subjects and responses of cutaneous mechanoreceptive afferents in the cat to patterned skin stimuli. *J. Neurophysiology*, vol. 35, pp. 925-953.
- GELDARD, F.A. (1957). Adventures in tactile literacy. *The American Psychologist*, vol.

- 12, pp. 115-24.
- GELDARD, F.A. (1960). Some neglected possibilities of communication. *Science*, vol. 131, n. 3413, pp. 1583-88.
- GELDARD, F.A. (1972). *The Human Senses*. John Wiley & Sons, 2nd ed., New York, USA.
- GELDARD, F.A. (1982). Saltation in Somesthesia. *Psychological Bulletin*, vol. 92, n. 1, pp. 136-175.
- GIBSON, R.H. (1968). Electrical stimulation of pain and touch. In: KENSHALO, D.R. (1968). *The Skin Senses*. Charles C. Thomas Publisher, Springfield, Illinois, USA, pp. 223-260.
- GILMER, B. H. (1961). Toward Cutaneous Electro-pulse communication. *The Journal of Psychology*, vol. 52, pp. 211-22.
- GIRVIN, J.P.; MARKS, L.E.; ANTUNES, J.L.; QUEST, D.O.; O'KEEFE, M.D.; NING, P. e DOBELLE, Wm.H. (1982). Electrocutaneous stimulation II. The estimation of distance between two points. *Perception & Psychophysics*, vol. 32, n. 6, pp. 524-528.
- GRAUPE, D.; KORDYLEWSKI, H. (1995). Artificial neural network control of FES in paraplegics for patient responsive ambulation. *IEEE Trans Bio Engng*, vol. 42, n. 7, pp. 699-707.
- GUTEMBERG, V.; HOLLANDER, H.J. & VOSSIUS, G. (1990). 16-Channel stimulation systems for the use of FES and related applications. *Proceedings of Advances in External Control of Human Extremities*. Belgrade, pp. 319-326.
- GUYTON, A.C. (1984,1989). *Tratado de Fisiologia Médica*. Guanabara Koogan, 7. e 8. eds., Rio de Janeiro.
- HAHN, J.F. (1968). Tactual adaptation. In: KENSHALO, D.R. (1968). *The Skin Senses*. Charles C. Thomas Publisher, Springfield, Illinois, USA, pp. 322-330.
- HANDA, Y. et al. (1987). EMG - based stimulation patterns of FES for the paralyzed upper extremities. *Proceedings of the IX International Symposium on External Control of Human Extremities*, Belgrade, pp. 329-337.
- HANDA, Y. et al. (1992). Functional electrical stimulation (fes) systems for restoration of motor function of paralyzed muscles - versatile systems and a portable system. *Frontiers Med Biol Engng*, vol 4, n. 4, pp. 241-55.
- HELSON, H.; KING, S.M. (1931). The Tau Effect: an example of psychological relativity. *Journal of Experimental Psychology*, vol. 14, pp. 202-217.
- HIGASHIYAMA, A.; ROLLMAN, G.B. (1991). Perceived locus and intensity of electrocutaneous stimulation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-38, pp. 679-686.
- HIGASHIYAMA, A.; TASHIRO, T (1988). Temporal integration of double electrical pulses. *Perception & Psychophysics*, vol. 43, pp. 172-178.
- HIGASHIYAMA, A.; TASHIRO, T. (1983). Temporal and spatial integration for electrocutaneous stimulation. *Perception & Psychophysics*, vol. 33, n. 5, pp. 437-442.
- HOSHIMIYA, N.; IZUMI, T.; FUJII, A.; FUTAMI, R.; IFUKUBE, T.; HANDA, Y. (1986). Sensory feedback for FNS system. *Activities Report on Functional Electrical Stimulation (FES)*, pp. 68-70.
- HOSHIMIYA, N.; IZUMI, T.; TSURUMA, M.; FUTAMI, R.; IFUKUBE, T. e HANDA, Y. (1987). Electrocutaneous phantom sensation as a sensory feedback method. *Proceedings of the IX Symposium on External Control of Human Extremities*, Belgrade, pp. 341-51.
- ILIC, M.; VASILJEVIC, D.; POPOVIC, D.B. (1994). A programmable electronic

- stimulator for fes systems. *IEEE Trans. Rehabilitation Engng*, vol. 2, n. 4, pp. 234-239.
- JAEGER, R. J.; YARKONY, G. M. & SMITH, R. M. (1989). Standing the spinal cord injured patient by electrical stimulation: refinement of a protocol for clinical use. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-36, pp. 20-28.
- JOHNSON; K.O.; PHILIPS, J.R. (1984). Spatial and nonspatial neural mechanisms underlying tactile spatial discrimination. In: v. EULER, C. FRANZEN, O.; LINDBLOM, OTTOSON, D. (eds.). *Somatosensory Mechanisms*. Macmilanm 1984, pp. 237-248. Apud: KACZMAREK, K.A., WEBSTER, J.G., BACH-y-RITA, P.; TOMPKINS, W.J. (1991). Electrotactile and vibrotactile displays for sensory substitution systems. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-38, n. 1, pp. 1-16.
- JONES, D. A; BIGLAND-RITCHIE, B. & EDWARDS, R. H. T. (1979). Excitation frequency and muscle fatigue: mechanical response during voluntary and stimulated contractions. *Experimental Neurology*, vol. 64, p. 401-413.
- KACZMAREK K.A., KRAMER K.M., WEBSTER J.G., RADWIN R.G. (1991). A 16-channel 8-parameter waveform electrotactile stimulation system. *IEEE Trans on Biom Engng*, vol. 38, n. 10, pp. 933-943.
- KACZMAREK, K.A., WEBSTER, J.G. (1989). Voltage-current characteristics of the electrotactile skin-electrode interface. *Proceedings of the Annual Int Conf of the IEEE Engng in Medicine and Biology Society*, vol. 13, n. 4, pp. 1805-1806.
- KACZMAREK, K.A., WEBSTER, J.G., BACH-y-RITA, P.; TOMPKINS, W.J. (1991). Electrotactile and vibrotactile displays for sensory substitution systems. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-38, n. 1, pp. 1-16.
- KACZMAREK, K.A., WEBSTER, J.G.; RADWIN, R.G. (1990). Periodic Variations in the Electrotactile Sensation Threshold. *Proceedings of The Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, vol. 12, n.3, pp. 1060-1.
- KACZMAREK, K.A., WEBSTER, J.G.; RADWIN, R.G. (1992). Maximal dynamic range electrotactile stimulation waveforms. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-39, n. 7, pp. 701-715.
- KACZMAREK, K.A.; BACH-Y-RITA, P. Tactile displays. In: W. BARFIELD, T. FURNESS III, *Virtual Environments and Advanced Interface Design*, Oxford University Press, USA, pp. 348-414, 1995.
- KANTOR, G.; ALON, G.; HO, H.S. (1994). The effects of selected stimulus waveforms on pulse and phase characteristics at sensory and motor thresholds. *Physical Therapy*, vol. 74, n. 10, pp. 951-962.
- KARU, Z. Z.; DURFEE, W. K. & BARZILAI, A. M. (1995). Reducing muscle fatigue in fes applications by stimulating with N-let pulse trains. *IEEE Trans. Bio. Engng*, vol. 42, n. 8, p.809-817.
- KENDALL, H.O. (1980). *Músculos; Provas e Funções*. Editora Manoele, São Paulo, 2^a ed.
- KIRMAN, J.H. (1974). Tactile apparent movement: the effects of interstimulus onset interval and stimulus duration. *Perception & Psychophysics*, vol. 15, n. 1, pp. 1-6.
- KIRMAN, J.H. (1975). The effect of number of stimulators on the optimal interstimulus onset interval in tactile apparent movement. *Perception & Psychophysics*, vol. 17, n. 3, pp. 263-267.
- KOSTOV, A.; ANDREWS, B.J.; POPOVIC, D.B.; STEIN, R.B.; ARMSTRONG, W.W. (!995). Machine learning in control of functional electrical stimulation systems for

- locomotion. *IEEE Trans. Bio. Engng*, vol. 42, n. 6, pp. 541-551.
- KRALJ, A., BAJD, T., TURK, R., KRAJNIK, J., BENKO H. (1983). Gait restoration in paraplegic patients: a feasibility demonstration using multichannel surface electrode fes. *Journal of Rehabilitation R&D*, vol. 20, pp. 3-10.
- KRALJ, A.; BAJD, T. (1989). *Functional Electrical Stimulation: Standing and Walking after Spinal Cord Injury*. CRC Press, Florida.
- KRALJ, A.; TRNKOCZY, A; ACIMOVIC, R. (1971). Improvement of locomotion in hemiplegic patients with multichannel electrical stimulation. *Proceedings of the Conference of Human Locomotor Engineering*, Sussex, England, pp. 60.
- KUME Y.; OHZU, H. (1980). Electrocutaneous stimulation for information transmission - I: optimum waveform eliciting stable sensation without discomfort, *Acupuncture & Electro-Therapeut. Res Int J*, vol. 5, pp. 57-81.
- LARKIN, W.D.; REILLY, J.P.; KITTLER, L.B. (1986). Individual differences in sensitivity to transient electrocutaneous stimulation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-33, n. 5, pp. 495-504.
- LECHELT, E.C. (1973). Some stimulus parameters of tactile numerosness perception. *Proceedings of the Conference on Cutaneous Communications Systems Development*, pp. 1-5.
- LOOMIS, J.M. (1981). Tactile pattern perception. *Perception*, vol. 10, pp. 5-27.
- LOOMIS, J.M. (1992). Distal attribution and presence. Presence: *Teleoperators and Virtual Environments*, vol. 1, n. 1, pp. 113-119.
- LOOMIS, J.M.; COLLINS, C.C. (1978). Sensitivity to shifts of a point stimulus: an instance of tactile hyperacuity. *Perception & Psychophysics*, vol. 24, pp. 487-492.
- MACKENZIE, I.S. (1995). Input devices and interaction techniques for advanced computing. In: W. BARFIELD, T. FURNESS III, *Virtual Environments and Advanced Interface Design*, Oxford University Press, USA, pp. 437-470.
- MAKIKAWA, M. et al. (1987). Development of a portable computerized fes controller. *Proceedings of the IX Symposium on External Control of Human Extremities*, Belgrade, pp. 233-247.
- MARKS, L.E.; GIRVIN, J.P.; NING, P.; ANTUNES, J.L.; DOBELLE, W.H. (1982a). Perceptual processing os spatio-temporal patterns of electrocutaneous stimulation. *IEEE Frontiers of Engineering and Computing in Health Care*, pp. 333-337.
- MARKS, L.E.; GIRVIN, J.P.; O'KEEFE, M.D.; NING, P.; QUEST, D.O.; ANTUNES, J.L.; DOBELLE, Wm.H. (1982c). Electrocutaneous stimulation III. The perception of temporal order. *Perception & Psychophysics*, vol. 32, n. 6, pp. 537-541.
- MARKS, L.E.; GIRVIN, J.P.; QUEST, D.O.; ANTUNES, J.L., NING, P.; O'KEEFE, M.D.; DOBELLE, Wm.H. (1982b). Electrocutaneous stimulation II. The estimation of distance between two points. *Perception & Psychophysics*, vol. 32, n. 6, pp. 529-536.
- MARSOLAIS, E. B. (1987). Establishing and fulfilling criteria for practical fns systems. *Proceedings of the IX International Symposium on External Control of Human Extremities*, Belgrade, pp. 105-109.
- McCALLUM, P.; GOLDBERG, H. (1975). Magnitude scales for electrocutaneous stimulation. *Perception & Psychophysics*, vol. 17, n. 1, pp. 75-78.
- McLEOD, K.J.; LOVELY, D.F.; SCOTT, R.N. (1987). A biphasic pulse burst generator for afferent nerve stimulation. *Med. & Biol. Engng.*, vol. 25, pp. 77-80.
- McNEAL, D. R. (1980). *Control of Skeletal Muscle by Eletrical Stimulation*. Rehabilitation Engineering Center at Rancho Los Amigos Hospital University of Southern California.

- McNEAL, D. R. (1980). Technology for the Disabled: a Challenge for the 80's. *IEEE Engineering, Medicine and Biology*, vol. 19, n. 4, pp. 12-14.
- MCPARTLAND M.D.; MOOK D.J. (1995). A robust transcutaneous electro-muscle stimulator (RTES): a multi-modality tool. *Med Eng Phys*, vol. 17, n. 4, pp. 314-318.
- MEADOWS, P.M. et al. (1987). Development of an implantable and percutaneous electrical stimulation system for gait applications in stroke and spinal cord patients. *Proceedings of the IX International Symposium on External Control of Human Extremities*, Belgrade, pp.51-64.
- MEADOWS, P.M.; MCNEAL, D.R. (1989). A four-channel IBM PC/AT compatible biphasic pulse generator for nerve stimulation, *IEEE Trans on Biom Engineering*, vol. 36, n. 7, pp. 802-1804.
- MENIA, L.L.; VAN DOREN, C. (1994). Independence of Pitch and Loudness of an electrocutaneous stimulus for sensory feedback. *IEEE Trans on Rehabilitation Engineering*, vol. 2, n. 4, pp. 197-206.
- MINZLY, J.; MIZRAHI, J.; ISAKOV, E.; SUSAK, Z. & VERBEKE, M. (1993). Computer-controlled portable stimulator for paraplegic patients. *J. Biomed. Eng.*, vol. 15, pp: 333-338.
- MORENO-ARANDA, J., SEIREG, A. (1981). Electrical parameters for over-the-skin muscle stimulation. *J. Biomechanics*, vol. 14, n. 9, pp. 579-85.
- MORSE, M. S. (1990). Multiple Channel, Parametrically Controlled, Computerized Stimulation System. *Journal of Clinical Engineering*, n. 1, pp. 23-32.
- NAUMANN, S.; MIFSUD, M.; CAIRNS, B. J.; MILNER, M. & HERBERT, M. A (1985). Dual-channel electrical stimulators for use by children with diaplegic spastic cerebral palsy. *Med & Bio Eng & Comput*, vol 23, pp. 435-444.
- NEUMAN, M.R.; CRAGO, P.E.; PECKHAM, Van DOREN, C. (1990). Prosthetic Sensory transducers. *Quarterly Progress Report Number 1 for the National Institute of Neurological and Communicative Disorders and Stroke*, Maryland, USA.
- NOHAMA P., LOPES A.M.V.A. e CLIQUET JR., A. (1995). Electrotactile stimulator for artificial proprioception. *Artificial Organs*, vol. 19, n. 3, pp. 225-30.
- NOHAMA P., LOPES, A.V.; CLIQUET JR., A. (1992). Estimulador para Evocação do Fenômeno Phi Táctil. *Anais do I Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde*, Caxambu, MG, Brasil, 20-24/11/92, pp. 192-5.
- NOHAMA P.; LOPES A.M.V.A.; CLIQUET JR A. A 3-channel electrocutaneous stimulator for tactile phi phenomenon investigation, *Proc. BES Symp. on Electrical Stimulation - Clinical Systems*, Univ. Strathclyde, Glasgow, Scotland, UK, 1995, pp. 75-76.
- 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*, vol. 2, pp. 1011-1015.
- NOHAMA. P., CLIQUET JR. A.(1994). Electrocutaneous stimulation: optimum waveform parameters for sensory transmission. *Physics in Medicine & Biology*, vol. 39a (suppl), pp. 872, 1994.
- NOHAMA. P., LOPES, A.M.V., CLIQUET JR. A.(1994). A microprocessed tactile phi phenomenon based stimulator. *Physics in Medicine & Biology*, vol. 39a (suppl), pp. 872.
- NOHAMA. P., LOPES, A.M.V., CLIQUET JR. A.(1995). Electrotactile Stimulator Artificial Proprioception. *Artificial Organs*, vol. 19, n. 3, pp. 225-30, 1995.
- O'RIAIN, M.D.; GIBBONS, D.T. (1987). Position proprioception in a microcomputer-controlled prostheses. *Med Biol Eng Comput*, vol. 25, pp. 294-8.

- PECKHAM, P. H. (1981). Functional neuromuscular stimulation. *Phys. Technol.*, vol. 12, p. 114-121.
- PECKHAM, P.H. (1987). Functional electrical stimulation: current status and future prospects of applications to the neuro-muscular system in spinal cord injury. *Paraplegia*, vol. 25, pp. 279-88.
- PEREIRA, M. T.; PEREIRA, M. G. (1984). *Mecanoterapia*, 1ª ed., Imprensa Oficial do Ceará.
- PETROFSKY, J. S. & PHILLIPS, C. A. (1986). A computer-Controlled Walking System: The Combination of an Orthosis with FES. *Clinical Engng.*, vol. 11, n. 2, p. 121-133.
- PETROFSKY, J.S.; PETROFSKY, S. (1992). A wide-pulse-width electrical stimulator for use on denervated muscles. *Journal of Clinical Engineering*, vol. 17, n. 4, pp. 331-338, 1992.
- PFEIFFER, E.A. (1968). Electrical stimulation of sensory nerves with skin electrodes for research, diagnosis, communication and behavioral conditioning: a survey. *Med. & Biol. Engng.*, vol. 6, pp. 637-651.
- PHILLIPS, C.A.; KOUBEK, R.J.; HENDERSHOT, D.M. (1991). Walking while using a sensory tactile feedback system: potential use com a functional electrical stimulation orthosis. *J Biomed Eng* , vol. 13, pp. 91-96.
- POLETO, C.J.; Van DOREN, C.L. (1995). Perceptual interactions between electrocutaneous loudness and pitch. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 3, n. 4, pp. 334-342.
- QUEVEDO, A.A.F.; CLIQUET JR., A. (1995). A paradigm for design of closed loop neuromuscular electrical stimulator control systems. *Artificial Organs*, vol. 19, n. 3, pp. 280-284.
- REILLY, J.P. *Electrical Stimulation and Electropathology*. Cambridge University Press, USA, 1992.
- REILLY, J.P.; BAUER, R.H. (1987). Application of a neuroelectric model to electrocutaneous sensory sensitivity: parameter variation study. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-34, n. 9, pp. 752-4.
- REILLY, J.P.; LARKIN, W.D. (1983). Electrocutaneous stimulation with high voltage capacitive discharges. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-30, n. 10, pp. 631-641.
- RISO, R.R.; IGNANI, A.R.; KEITH, M.W. (1991). Cognitive feedback for use with FES upper extremity neuroprostheses. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 38, n. 1, pp. 29-38.
- ROLLMAN, G.B. (1969). Electrocutaneous stimulation: psychometric functions and temporal integration. *Perception & Psychophysics*, vol. 5, n. 5, pp. 289-293.
- ROLLMAN, G.B. (1973). Electrocutaneous stimulation. In: GELDARD, F.A. (Ed.) (1973). *Proceedings of the Conference of Cutaneous Communication Systems and Devices*. Psychonomic Society, pp. 38-51.
- ROLLMAN, G.B.; HARRIS, G. (1987). The detectability, discriminability, and perceived magnitude of painful electrical shock. *Perception & Psychophysics*, vol. 42, n. 3, pp. 257-268.
- SACHS, R.M., MILLER, J.D.; GRANT, K.W. (1980). Perceived magnitude of multiple electrocutaneous pulses. *Perception & Psychophysics*, vol. 28, n. 3, pp. 255-262.
- SAUNDERS, F.A. (1973). Electrocutaneous displays. In: GELDARD, F.A. (1973). *Conference on Cutaneous Communication Systems and Devices*. Psychonomic Society, Austin, TX, USA, pp. 20-26.
- SAUNDERS, F.A. (1983). Information transmission across the skin: high-resolution

- tactile sensory aids for the deaf and the blind. *Intern J Neuroscience*, vol. 19, pp. 21-8.
- SAUNDERS, F.A.; COLLINS, C.C. (1971). Electrical stimulation of the sense of touch. *The Journal of Biomedical Systems*, vol. 2, n. 7, pp. 27-37.
- SCHILDT, H. (1992). Turbo C⁺⁺: Guia do Usuário. McGraw-Hill, Rio de Janeiro, Brasil.
- SCHMIDT, R.F. (1986). Somatovisceral sensibility, in SCHMIDT, R.F. *Fundamentals of Sensory Physiology*, Springer-Verlag, 1986; pp. 30-67.
- SHERRICK, C.E. (1984). Basic and Applied Research on Tactile Aids for Deaf People: Progress and Prospects. *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 75, n. 5, pp. 1325-42.
- SHERRICK, C.E.; ROGERS, R. (1966). Apparent haptic movement. *Perception & Psychophysics*, vol. 1, pp. 175-180.
- SHIAMI, R. (1985). Electromyographic Patterns in Adult Locomotion: A Comprehensive Review. *Journal of Rehabilitation R&D*, vol. 22, n. 3, pp. 85-98.
- SOLOMONOW, M.; LYMAN, J. (1980). Electrotactile stimulation relevant to sensory-motor rehabilitation: a progress report. *Bulletin of Prosthetics Research*, vol. 17, n. 1, pp. 63-72.
- SOLOMONOW, M.; LYMAN, J. (1977). Artificial sensory communications via the tactile sense - space and frequency optimal displays. *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 5, pp. 273-86.
- SOLOMONOW, M.; LYMAN, J.; FREEDY, A. (1977). Electrotactile two point discrimination as a function of frequency, body site, laterality, and stimulation codes. *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 5, n. 1, pp. 47-60.
- SOLOMONOW, M.; PRADOS, D. (1982). Further evidence on learning in the tactile sense. *IEEE Frontiers of Engineering and Computing in Health Care*, pp. 339-42.
- SOLOMONOW, M.; PREZIOSI, (1982). Electrotactile sensation and pain thresholds and ranges as a function of body site, laterality and sex. *Proceedings of IEEE Frontiers of Engineering in Health Care Conference*, pp. 329-331.
- SOLOMONOW, M.; RAPPLEE, L.; LYMAN, J. (1978). Electrotactile two point discrimination as a function of frequency, pulse width and pulse, time delay. *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 6, pp. 117-25.
- SOVI, F.X. (1992). Estimulador neuromuscular controlado por microcomputador para restauração da locomoção de paraplégicos e tetraplégicos. *Dissertação de Mestrado*, Faculdade de Engenharia Elétrica, UNICAMP.
- STEVENS, S.S. (1962). The psychophysics of sensory function. In: Rosenblith, W.A. (Ed.) (1962). *Sensory communication: contributions to the symposium on principles of sensory communication*. MIT Press, New York, USA, pp. 1-33.
- STROJNIK, P., KRALJ, A., URSIC, I. (1979). Programmed six-channel electrical stimulator for complex stimulation of leg muscles during walking *IEEE Trans Biomed Engng*, vol. 26, pp. 112-6.
- SZETO A.Y.J., CHUNG, Y-M. (1986). Effects of training on human tracking of electrocutaneous signals. *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 14, pp. 369-381.
- SZETO A.Y.J.; LYMAN J.; PRIOR, R.E. (1979a). Electrocutaneous pulse rate and pulse width psychometric functions for sensory communications. *Human Factors*, vol. 21, n. 2, pp. 241-249.
- SZETO A.Y.J.; LYMAN, J. (1977). Comparison of codes for sensory feedback using electrocutaneous tracking, *Ann Biomed Eng*, vol. 5, pp. 367-383.
- SZETO A.Y.J.; PRIOR, R.E.; LYMAN, J. (1979b). Electrocutaneous tracking: a methodology for evaluating sensory feedback codes. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-26, n. 1, pp. 47-49.

- SZETO, A.Y.J. (1982) Electrocutaneous code pairs for artificial sensory communication systems. *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 10, pp. 175-182.
- SZETO, A.Y.J. (1985). Relationship between pulse rate and pulse width for a constant-intensity level of electrocutaneous stimulation. *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 13, pp. 373-383.
- SZETO, A.Y.J.; FARRENKOPF, G.R. (1992). Optimization of single electrode tactile codes. *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 20, pp. 647-65.
- SZETO, A.Y.J.; RISO, R.R. (1990). Sensory feedback using electrical stimulation of the tactile sense. In: SMITH, R.V. e LESLIE JR., J.H. (1990), *Rehabilitation Engineering*; CRC Press, USA, pp. 29-78.31.
- SZETO, A.Y.J.; SAUNDERS, F.A. (1982). Electrocutaneous stimulation for sensory communication in rehabilitation engineering. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-29, n. 4, pp. 300-08.
- TASHIRO, T.; HIGASHIYAMA, A. (1981). The perceptual properties of electrocutaneous stimulation: sensory quality, subjective intensity, and intensity-duration relation. *Perception & Psychophysics*, vol. 30, n. 6, pp. 579-586.
- THROPE, G. B., PECKHAM, P.H., CRAGO, P. E. (1985). A Computer-Controlled Multichannel Stimulation System for Laboratory Use in Funtional Neuromuscular Stimulation, *IEEE Trans. Biomed Engng.*, vol 32, n. 6, pp. 363-70.
- TOMPKINS, W.J.; WEBSTER, J.G. (1988). *Interfacing Sensors to the IBM-PC*. Prentice Hall, USA.
- TORBJÖRK, H.E.; SCHADY, W.; OCHOA, J. (1984). Sensory correlates of somatic afferent fibre activation. *Human Neurobiology*, vol. 3, pp. 15-20.
- TREGGAR, R.T. *Physical functions of the skin*. Academic Press, NY, USA. Apud: SAUNDERS, F.A. (1973). Electrocutaneous displays. In: GELDARD, F.A. (1973). *Conference on Cutaneous Communication Systems and Devices*. Psychonomic Society, Austin, TX, USA, pp. 20-26.
- Van DOREN, C.L.; RISO, R.R.; MILCHUS, K. (1991). Sensory feedback for enhancing upper extremity neuromuscular prostheses. *Journal of Neurological Rehabilitation*, vol. 5, n. 1, pp. 63-74.
- WALKER, C.F.; LOCKHEAD, G.R.; MARKIE, D.R.; McELHANEY, J.H. (1977). Parameters of stimulation and perception in an artificial sensory feedback system. *Journal of Bioengineering*, vol. 1, pp. 251-260.
- WERTSCH, J.J.; BACH-Y-RITA, P. (1986). Pilot studies in the area of sensory substitution. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 24, n. 1, pp. 302-303. In: MOKSHAGUNDAM, A. Sensor application to peripheral neuropathy of the hand. Apud: WEBSTER, J.G. (1988). *Tactile Sensors for Robotics and Medicine*. John Wiley & Sons, USA, pp. 299-307.
- ZHU, H. (1988). Electrotactile Stimulation. In: WEBSTER, J.G. *Tactile Sensors for Robotics and Medicine*. John Wiley & Sons, USA.