

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS - UNICAMP

FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA

DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

TÍTULO: ESTIMULADOR NEUROMUSCULAR MULTICANAL CONTROLADO POR  
MICROCOMPUTADOR PARA RESTAURAÇÃO DA LOCOMOÇÃO DE  
PARAPLÉGICOS E TETRAPLÉGICOS.

AUTOR: François-Xavier Sovi.

ORIENTADOR: Prof. Dr. Alberto Cliquet Júnior. OK

Tese apresentada ao Departamento de Engenharia Biomédica da  
Faculdade de Engenharia Elétrica da UNICAMP - Para obtenção do  
grau de Mestre em Engenharia Elétrica (Engenharia Biomédica).

Campinas - 1992.

Este exemplar corresponde à redação final da tese  
defendida por FRANÇOIS - Xavier Sovi  
e aprovada pela Comissão

Julgadora em 29/05/92.

Alberto Cliquet Jr.  
Orientador

Dedico este trabalho aos  
meus pais e irmãos.

## AGRADECIMENTOS

Agradeço aos amigos, professores e funcionários do Departamento de Engenharia Biomédica e do Centro de Engenharia Biomédica, que de alguma forma contribuíram na realização deste trabalho e na minha formação acadêmica.

Agradeço especialmente a meu orientador, Prof. Dr. Alberto Cliquet Júnior pela sua paciência e incentivo em meu aprendizado; ao aluno de iniciação científica, Antonio Quevedo pela participação no desenvolvimento do "hardware".

Agradeço também aos amigos Alexandre H. Hermini, Ana M. D. Canet, Antonio de Assis, Derles R. F. Quesnel, Eliene Ferrira Barros, Eugenio C. Carrara, Joaquim M. Maia, Josue B. de Paula, Karla de M. Rocha, Márcia S. I. Camargo, Márcio Nagae, Márcio T. Watoniki, Paulo H. D. Antonino, Ricardo F. Arantes, Rodrigo Franciscângelo e Rosemário Porfirio, todos do CEB/DEB.

---

## **Agradecimentos**

---

**Agradeço ao Serviço de Fisioterapia do Hospital das Clínicas (HC) da Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP).**

**Agradecimentos ao CNPQ e CAPES pela concessão de bolsas de estudo.**

---

## RESUMO

Para restaurar a locomoção de pacientes paraplégicos e tetraplégicos, foi desenvolvido um sistema de estimulação elétrica neuromuscular composto por um estimulador de tensão de oito canais independentemente programáveis e "software" de controle, escrito em linguagem C, para microcomputador compatível com a linha IBM PC-XT/AT. Cada canal possui quatro fases (levantar, ficar em pé, andar e sentar), compostas de quatro sub-intervalos programáveis. Os parâmetros de estimulação de cada canal, bem como suas sequencias e sincronização, são programadas e armazenadas para cada paciente. O programa dispõe de uma interface de fácil utilização pelo operador através de menus.

O sistema está sendo usado no Laboratório de Engenharia de Reabilitação (junto ao Serviço de Fisioterapia do Hospital das Clínicas) da Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP) e constitui uma ferramenta essencial para a implementação de várias estratégias de locomoção através de dispositivos especiais, como órteses e andadores, que proporcionam estabilidade à marcha do paciente.

**ABSTRACT**

This work was done aiming at the control of muscle groups under electrical stimulation, which are needed in order to restore ambulation to complete paraplegics and tetraplegics. The stimulator developed applies low intensity stimuli to the paralysed limbs, thus generating the necessary muscle contraction for the intended movements.

The microcomputer system allows for the synchronisation of 08 channels of stimulation. Each channel has 04 phases: (i) standing up; (ii) double stance; (iii) walking and (iv) sitting down. Each phase has a maximum time duration which can be subdivided into several minimum periods of stimulation, depending upon the patients needs, i.e., data input.

The required software was implemented in "C" language, using a microcomputer type PC-XT/AT IBM compatible and is presented through a 3 options "menu". The first option is the data input through which the phase sequences are defined together with the maximum and minimum periods. The second refers to data processing whereby the several stimulation sequences are shown on the screen. The third is the actual stimulation with interrupts being awaited (triggered by the keyboard): once the stimulation has started, the phases occur in a repetitive way, until an interrupt signal is received.

## Abstract

---

The system is under use in the Rehabilitation Engineering Laboratory (with the Service of Physiotherapy at the Hospital of the State University of Campinas), being an essential tool for the implementation of several locomotor strategies through the appropriate matching, for instance, between mechanical orthoses (that provide stability), and neuromuscular stimulation patterns (that permit the swing phases).

ÍNDICE

Resumo	i
Abstract	ii
índice	iv
Capítulo I - Introdução	1
Capítulo II - Conceitos básicos para estimulação neuromuscular	10
Capítulo III - Materiais e métodos	36
Capítulo IV - Resultados	55
Capítulo V - Conclusão	73
Capítulo VI - Sugestões para trabalhos futuros	75
Capítulo VII - Referências	76
Apêndice	82

**CAPÍTULO I- INTRODUÇÃO**

Para procurar alimentos, abrigar-se ou salvar-se dos perigos, os animais inferiores e superiores se locomovem, carregando da maneira mais eficiente possível a massa de seu corpo de um lugar para outro. Assim, caracterizam a movimentação como sendo a propriedade fundamental da maior parte da vida animal.

Nos animais simples unicelulares, o movimento e a locomoção dependem da contratilidade do protoplasma e da ação de órgãos acessórios tais como cílios, flagelos, etc. Os animais pluricelulares inferiores possuem mecanismos neuromusculares rudimentares (Chusid, 1982).

Nas formas superiores, o movimento é baseado na transmissão de impulsos desde um receptor, através de um neurônio aferente e célula ganglionar, para o músculo. Este princípio é encontrado no arco reflexo em animais superiores, incluindo o homem, nos quais a medula espinhal e o encéfalo desenvolvem mecanismos reguladores centrais que estão relacionados com a integração e iniciação de movimentos.

A locomoção, como qualquer outra atividade física, tem os cinco requisitos funcionais (Cliquet, 1988; Perry, 1975) a seguir: 1- fonte de movimento (no homem, ela é a unidade motora isto é, o músculo com sua inervação), 2- alavancas para transmitir o movimento no sentido de se obter a ação (articulações e juntas do esqueleto), 3- consciência

---

da qualidade do movimento necessário (a velocidade, a força, a direção do movimento e seus efeitos no corpo são não somente detectados pelos receptores do sistema nervoso, mas também interpretados e transformados em instruções apropriadas para o sistema motor),

4- controle para providenciar o movimento desejado (a qualidade do movimento produzido é promovida pelos neurônios motores superiores) e

5- energia para todo o sistema locomotor (energia suficiente e oxigênio fornecido pelo sistema cardiopulmonar).

Qualquer comprometimento dessas funções faz com que a sensação e a locomoção voluntárias sejam impossibilitadas e os reflexos involuntários (espásticos) possam ser exagerados (Stefanovska et al., 1986). Os padrões de lesão se colocam nessas categorias: insuficiência estrutural motora, enfraquecimento periférico da unidade motora e sensorial, disfunção do controle central e insuficiência energética (Chusid, 1982; Perry, 1975; Vander et al., 1981).

Na insuficiência motora provocada por lesão na medula espinhal, é importante determinar se o dano está no motoneurônio superior ou inferior.

Os distúrbios na força motora (fraqueza e paralisia) podem resultar de lesões das vias motoras voluntárias ou dos próprios músculos. A deficiência motora pode resultar de comprometimento do músculo, da junção mioneural, do nervo periférico ou do sistema nervoso central (SNC).

O neurônio motor inferior (NMI) consiste num corpo celular

---

localizado na porção anterior da medula espinhal ou do tronco cerebral e num axônio que integra os nervos periféricos e estende-se até a placa motora dos músculos. As lesões do (NMI) podem ser decorrentes de trauma, toxinas, infecções, problemas vasculares, processos degenerativos, neoplasias (produção de tecido diferente do normal) ou malformações congénitas. Os sinais de lesões no NMI compreendem paralisia flácida dos músculos comprometidos, atrofia muscular (com degeneração de fibras musculares) e reação de degeneração (10 - 14 dias após a lesão) (Chusid, 1982). Os reflexos do músculo comprometido estão diminuídos ou ausentes (Cliquet, 1991; Kral & Rajd, 1989).

É o neurônio motor superior (NMS) que conduz impulsos de áreas motoras cerebrais e que integra a atividade muscular voluntária. As lesões do NMS podem ser devidas a traumas de partos (paralisias cerebrais de infância), neoplasias, inflamação, hemorragia, trombose (coagulação de sangue no interior de vasos), processos degenerativos ou trauma. Os sinais de lesões do NMS compreendem paralisia espástica dos músculos envolvidos e pouca ou nenhuma atrofia muscular (atrofia de desuso). Os reflexos superficiais são diminuídos ou ausentes (Chusid, 1982).

O músculo pode ser incapaz de reagir normalmente aos estímulos conduzidos até ele pelo NMI, manifestando firmeza, paralisia ou contração tetânica, devido a distúrbios no próprio músculo ou na junção mioneural (Marsolais & Kobetic, 1983; Peckham, 1987; Perry, 1975; Yarkony et al., 1990).

---

Essas limitações neurológicas são geralmente permanentes (Chizeck et al., 1988).

A deficiência provocada por dano na medula espinhal depende do grau (nível) da lesão e de sua localização. As lesões na medula espinhal podem ser classificadas da seguinte maneira: cervical (C1-C8), torácica (T1-T12), lombar (L1-L5), e sacral (S1-S5) (Figura 1.1).

Em geral, quanto maior o nível da lesão, maior é a perda de função.

A lesão da medula espinhal ao nível torácico ou lombar pode levar à perda parcial ou total da sensação e da função motora de ambas as extremidades inferiores (paraplegia), ou das quatro extremidades (tetraplegia) no caso de lesão no nível cervical (Chusid, 1982; Chizek et al., 1988).

O dano à medula espinhal é um dos maiores danos do sistema nervoso. Todos os segmentos corpóreos abaixo do nível de secção ou da lesão são paralisados e anestesiados, de maneira que a sensibilidade e o movimento voluntário são abolidos. Isto resulta em uma mudança na qualidade de vida, frustrante para o paciente. O número desses pacientes não é desprezível; a Organização Mundial de Saúde (OMS) calcula que 10% da população nos cinco continentes possui algum tipo de deficiência e desses, 2% são deficientes físicos, 50% dos quais portadores de lesão medular. E a mobilidade desses pacientes é limitada ao uso de cadeira de rodas ou ao uso passivo de suporte

---

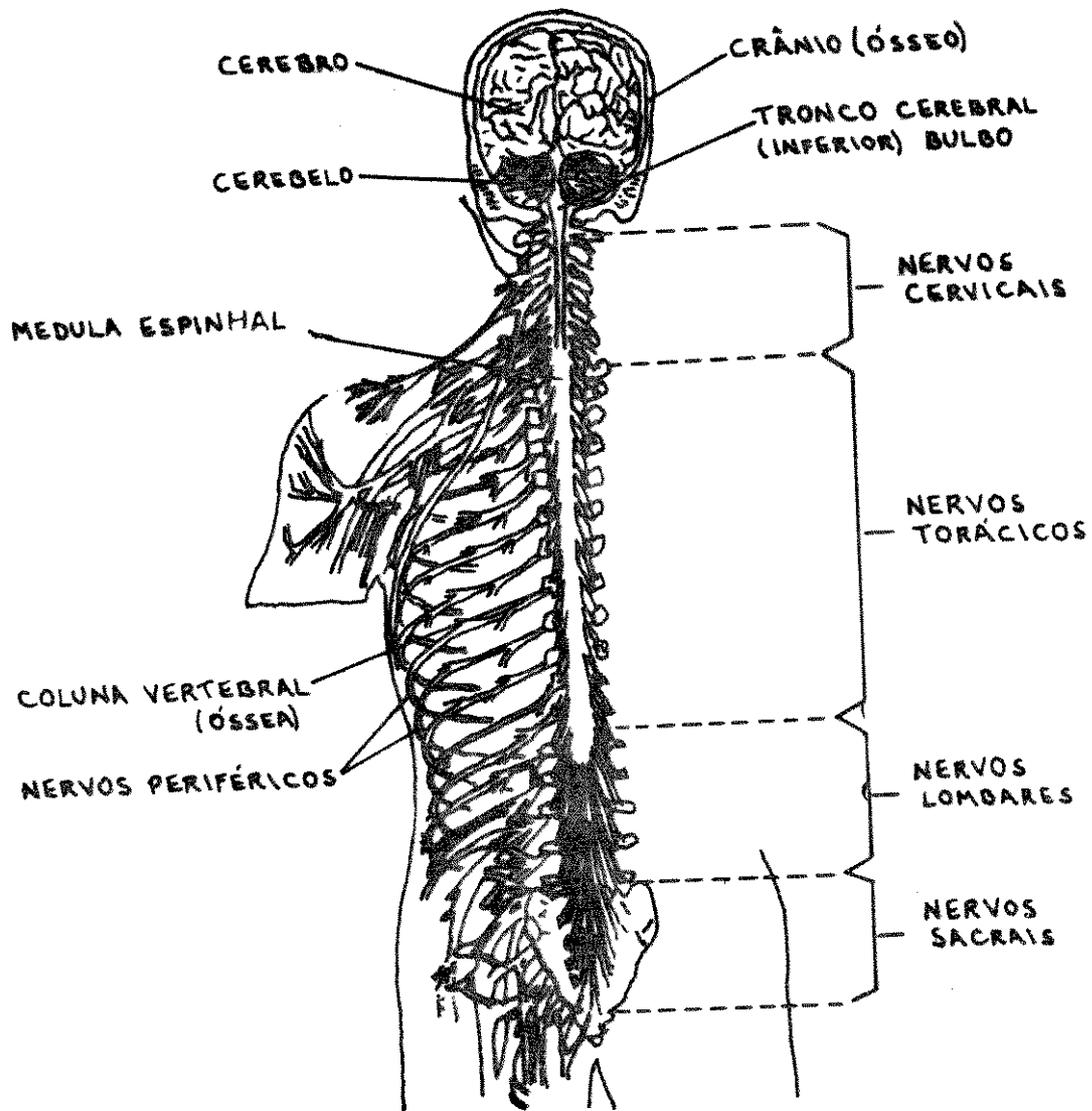


Figura 1.1. Níveis de lesões ao longo da medula espinhal.

(Extraído de Vander et al., 1981).

mecânico (órtese), que excepcionalmente permite o movimento com muletas.

A locomoção dos paraplégicos com dispositivos ortóticos mecânicos, os quais estabilizam as articulações do quadril, joelho e tornozelo, provoca a fadiga dos membros superiores, devido a sua limitada massa muscular (Cliquet, 1988).

Como os pacientes paraplégicos têm seu sistema nervoso central intacto acima do nível de lesão, e estudos de regeneração da medula ainda estão longe de serem viáveis (Cliquet, 1988; Kantor & Robinson, 1989), uma possibilidade para restituir parcialmente as funções perdidas é substituir o canal de comunicação original lesado por estímulos elétricos artificiais (Kralj & Badj, 1989; Peckham, 1987), podendo resultar em respostas de sensação e movimento.

Esse método é conhecido como "Estimulação Elétrica Neuromuscular (EEN)" e é usado para designar o controle externo do músculo paralisado com a finalidade de conseguir movimentos úteis (Borges et al., 1989; Benton et al., 1979).

Desde o ano 400 AC, o efeito terapêutico dos choques elétricos é conhecido com o uso do peixe torpedo para curar dores de cabeça, artrite, asma, etc. Mas só em 1740 é que as primeiras publicações sobre o uso da estimulação elétrica para gerar contração muscular foram feitas por Luigi Galvani. Outros pesquisadores não menos importantes fizeram com que em 1840 a aplicação da eletricidade aos músculos fosse recomendada com o objetivo de diagnóstico. Assim,

---

muitos pesquisadores notaram que os músculos paralisados respondiam às estimulações elétricas. Em 1907, começaram com Bordet as pesquisas sobre as características elétricas estimulatórias do nervo (Krajl & Badj, 1989). A diferença entre a acomodação do músculo inervado e denervado constituiu a base para testes eletrodiagnósticos (Baratta et al., 1989; Broman et al., 1985; Fang & Mortimer, 1991; Lacourse et al., 1985).

Em meados do século XX viveu-se a "época de ouro da eletricidade médica" por causa de aceleradas pesquisas nessa área, principalmente o desenvolvimento de aparelhos para medida de atividade elétrica (eletrocardiógrafos, marca-passos, eletromiógrafos) (Kantor & Robinson, 1989; Propst & Foster, 1980; Thrope et al., 1985).

Durante a segunda Guerra Mundial, o grande número de lesões do nervo motor dos combatantes aumentou o interesse dos pesquisadores pelo uso da corrente elétrica para diagnóstico, manutenção e estimulação de músculos periféricos denervados.

Uma das primeiras aplicações clínicas deste conceito de estimulação elétrica foi com Liberson et al. (Vodonik & Grobelnik, 1977) em 1961: um sistema monocanal foi usado em um paciente hemiplégico para a dorsiflexão do tornozelo, na fase de balanço da marcha.

Nos últimos vinte anos, vários sistemas foram desenvolvidos com o objetivo de restabelecer a marcha (Cliquet, 1988; Marsolais & Kobetic, 1983).

---

Nos anos 70, iniciaram-se as aplicações da EEN multicanal na fase de balanço (vide página 26) do ciclo da marcha (Hemami & Stokes, 1983; Kantor & Robinson, 1989; Liu et al., 1991; Marsolais & Kobetic, 1983; Strojnik et al., 1979).

Nesta época, apareceram publicações sobre os problemas da escolha e da determinação dos padrões otimizados para estimulação multicanal sincronizada (Carroll et al., 1989; Gilmore & Deluca, 1985; Gorman & Mortimer, 1983).

Recentemente se deu a introdução de microprocessadores e microcontroladores para controle em malha aberta (Peckham, 1989) e malha fechada (Chizeck et al., 1988; Hemami & Stokes, 1983) da marcha.

A EEN de nervos periféricos provocando contrações de músculos esqueléticos pode ser usada em pacientes com excitabilidade preservada do neurônio motor inferior, isto é, pacientes com paralisia resultante de lesão do neurônio motor superior (Yarkony, 1990).

É interessante combinar os benefícios do uso de órteses mecânicas no levantar e no andar de pacientes paraplégicos, com as possibilidades oferecidas pela EEN. Este método é chamado de sistema híbrido e foi proposto em 1973 (Tomovic et al., 1973; Cliquet, 1988; Krajl & Badj, 1989). Uma vantagem dos sistemas híbridos é a maior segurança. Órteses híbridas são usadas em alguns casos de lesões do neurônio motor superior, pois a EEN somente não oferece bons resultados. Com esse sistema, a parte mecânica suporta o peso do corpo e a estimulação elétrica provoca o impulso (Marsolais & Kobetic, 1988;

---

Strojnik et al., 1979).

Resultados experimentais evidenciaram a estabilidade, o baixo consumo energético, a simplicidade e a segurança dos sistemas híbridos (Cliquet, 1988; Cliquet, 1991; Marsolais & Kobetic, 1987; Strojnik et al., 1979).

Tendo em vista a importância social da reabilitação de pacientes paraplégicos e tetraplégicos, foi proposto no presente trabalho o desenvolvimento de um sistema de instrumentação para estimulação elétrica neuromuscular controlado por microcomputador que permita a restauração da locomoção, e que apresente as seguintes características:

- 1) confiabilidade para uso em pesquisa e clínica.
- 2) facilidade de programação.
- 3) versatilidade quanto à possibilidade de modificações futuras.

Nos capítulos a seguir serão descritos o projeto, a metodologia usada, os testes feitos e os resultados obtidos neste trabalho.

## CAPÍTULO II- CONCEITOS BÁSICOS DE ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR

### 2.1- Aspectos Anatômicos Do Músculo Esquelético

A grande massa dos músculos esqueléticos é constituída por fibras musculares individuais que são as unidades do sistema muscular. Cada fibra tem diâmetro que varia de 10 a 100 $\mu$ m e comprimento de até 30cm. Além das fibras, o músculo contém também tecido elástico e fibroso, incluindo tendões ligados aos ossos. As fibras musculares que são inervadas pelo mesmo neurónio motor formam a unidade motora (Figura 2.1).

Cada fibra muscular apresenta perto de seu centro uma terminação nervosa chamada de placa motora. O corpo celular de um neurónio motor que faz sinapse com esta placa motora é localizado no corno anterior da medula espinhal.

A fibra muscular é delimitada por uma membrana (sarcolema) e seu citoplasma apresenta-se preenchido por fibrilas paralelas (miofibrilas) que formam as unidades contráteis do músculo. As miofibrilas contém pelo menos quatro proteínas: miosina, actina, tropomiosina e troponina.

Ao microscópio, elas aparecem com estrias transversais, pela

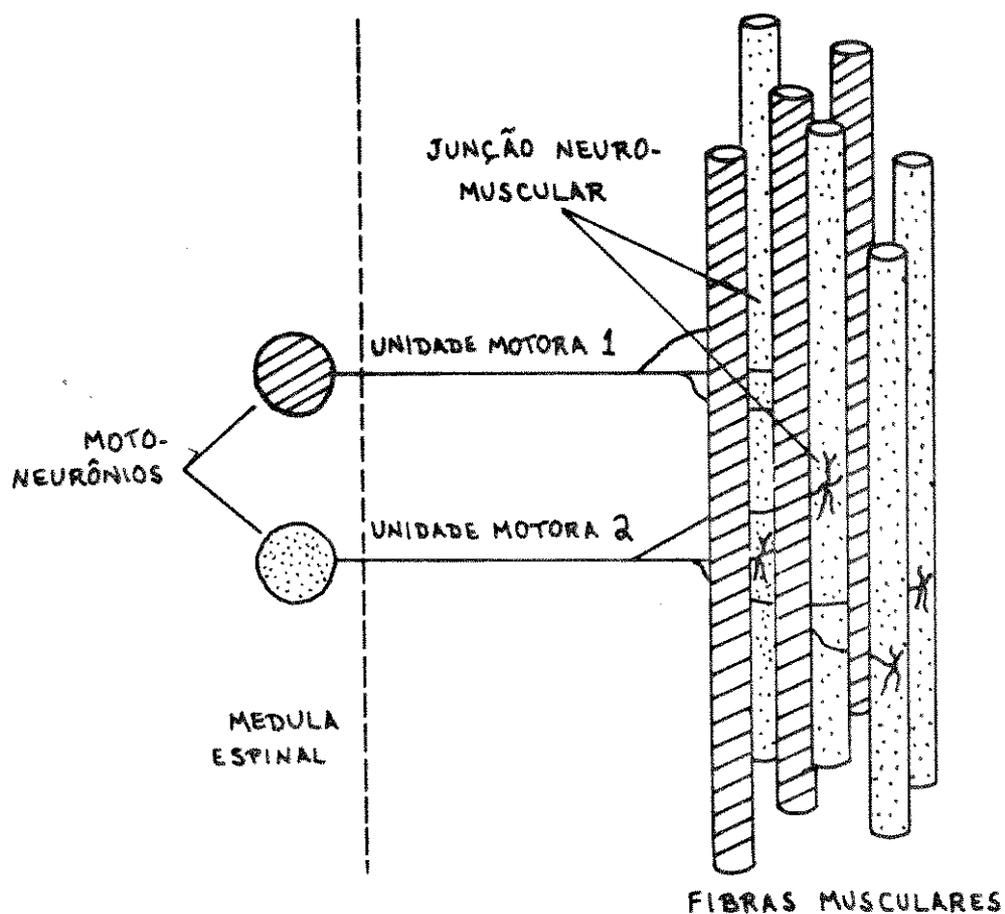


Figura 2.1. Fibras musculares associadas a dois motoneurônios, formando duas unidades motoras num músculo. (Extraído de Vander et al., 1981).

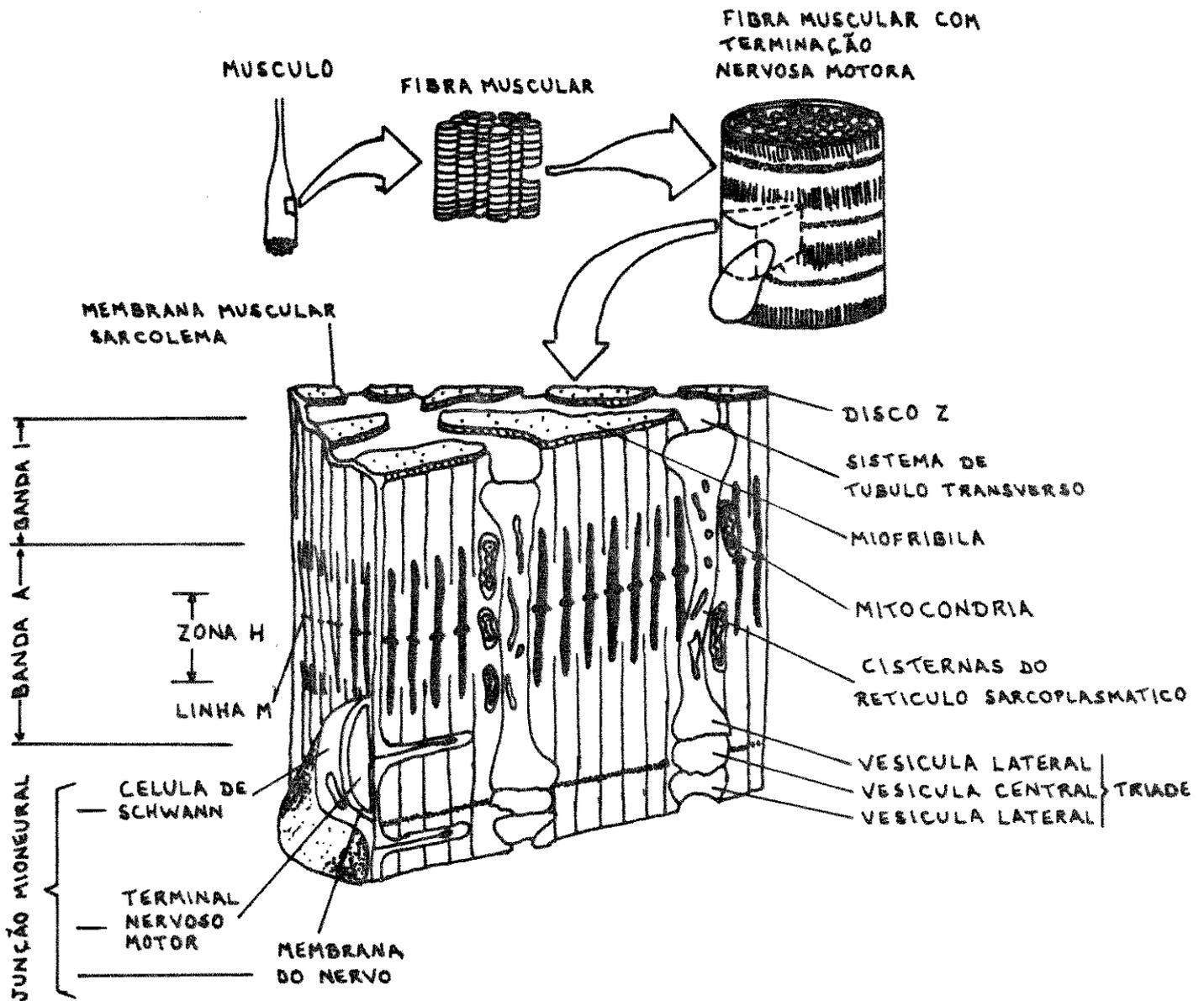


Figura 2.2. Secção aumentada de um músculo estriado mostrando o sistema miofibrilar, o sistema de túbulo transverso, o retículo sarcoplasmático e a junção mioneural. (Extraído de Carlson & Wilkie, 1974).

alternância de faixas claras, isotrópicas (bandas I) e escuras anisotrópicas (bandas A). A banda I é dividida por uma linha transversal escura chamada linha Z. A banda H fica no centro da banda A. Uma linha transversa M é vista no meio da faixa H (Figuras 2.2 e 2.3).

Um conjunto de miofibrilas constitui o sarcômero, que é a unidade contrátil do músculo. Cada sarcômero está associado a uma série de túbulos transversos orientados perpendicularmente ao eixo maior do sarcômero. O sarcômero contém vários sarcossomas (mitocôndrias) e um retículo sarcoplasmático que se estende até o exterior do músculo onde faz contato com o sistema T. As ramificações do sistema T são restritas a uma área bem definida do sarcômero, mas elas vão até o interior do músculo e formam estruturas centrais chamadas tríades cujos elementos laterais são vesículas sinápticas (Figura 2.2).

## 2.2- Sequência De Eventos Da Contração Muscular

O sistema nervoso periférico responsável pela rede de comunicação, tem como unidade básica a célula nervosa. Esta célula, como qualquer outra célula excitável, apresenta uma diferença de potencial de seu interior para o exterior de cerca de 90 mV (negativo dentro), chamado de "potencial de repouso". Com um estímulo (elétrico) de magnitude-intensidade superior ao limiar e duração adequados, há

Vamos reencontrar o nosso sentido.

Vagner Couto.

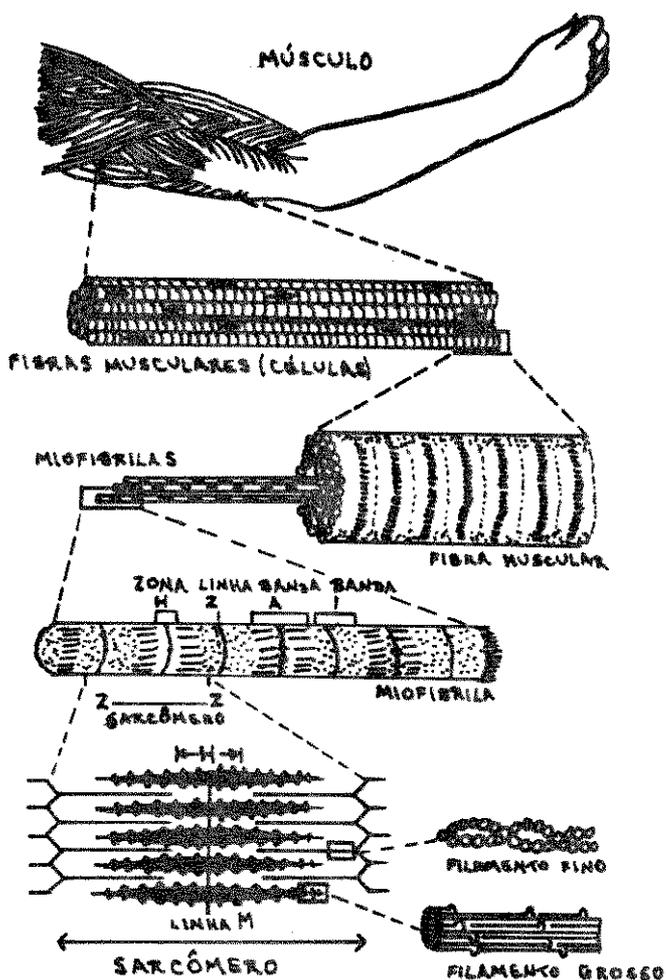


Figura 2.3. Níveis de organização fibrilar de um músculo esquelético. (Extraído de Vander et al., 1981).

redução (despolarização) do potencial de repouso, resultando na produção de uma resposta propagável chamada "potencial de ação" (PA).

A contração normal das fibras musculares esqueléticas é comandada pelos nervos motores. Estes nervos se ramificam dentro do tecido conjuntivo, onde cada nervo origina numerosas terminações. No local da inervação, o nervo forma uma dilatação que se aloca dentro de uma depressão da superfície da fibra muscular. Esta estrutura chama-se placa motora. Neste local o axônio é recoberto por uma delgada camada de citoplasma das células de Schwann. O terminal axônico apresenta numerosas vesículas sinápticas. Entre o axônio e a superfície da fibra muscular existe a fenda sináptica (Figura 2.2).

O PA da fibra nervosa que atinge a região sináptica é transmitido para o tecido muscular através da liberação de uma substância transmissora, acetilcolina, contida nas vesículas localizadas na membrana pré-sináptica. A acetilcolina é liberada na forma de pequenos pacotes, sendo necessária uma certa quantidade para atingir o limiar da célula pós-sináptica. Uma vez atingido o limiar, ocorre a despolarização da fibra muscular. Quando liberada, a acetilcolina atravessa a fenda e a placa motora por difusão e se liga ao seu receptor específico. A ligação com o receptor faz o sarcolema ficar mais permeável aos íons sódio e aos íons potássio, que resulta numa despolarização do sarcolema.

A despolarização iniciada na placa motora é então propagada ao

longo do sarcolema e penetra na fibra através do sistema T. É através da estrutura denominada tríade do sistema T, que o PA despolarizador passa para o retículo. O PA no retículo dispara a liberação de íons cálcio que inicia a contração. Quando a despolarização termina, os íons cálcio são transportados ativamente de volta para as cisternas do retículo sarcoplasmático por uma bomba de cálcio localizada nas paredes dos túbulos do retículo sarcoplasmático e o músculo relaxa. O excesso de acetilcolina na sinapse é hidrolisado pela acetilcolinesterase. A destruição é necessária para evitar o contato prolongado do neurotransmissor com os receptores do sarcolema. (Figuras 2.4 e 2.5).

### 2.3- Interação Dos Filamentos De Actina E Miosina

A contração muscular resulta da interação de duas proteínas principais: actina e miosina. A miosina forma filamentos espessos enquanto a actina forma filamentos delgados. Os dois tipos de filamentos estão entrelaçados e dispostos paralelamente um ao outro.

Um filamento de actina puro, sem a presença do complexo troponina-tropomiosina, prende-se fortemente às moléculas de miosina na presença de íons magnésio e adenosinotri-fosfato (ATP), que são normalmente abundantes na miofibrila. Porém, se o complexo troponina-tropomiosina se junta ao filamento de actina, essa ligação

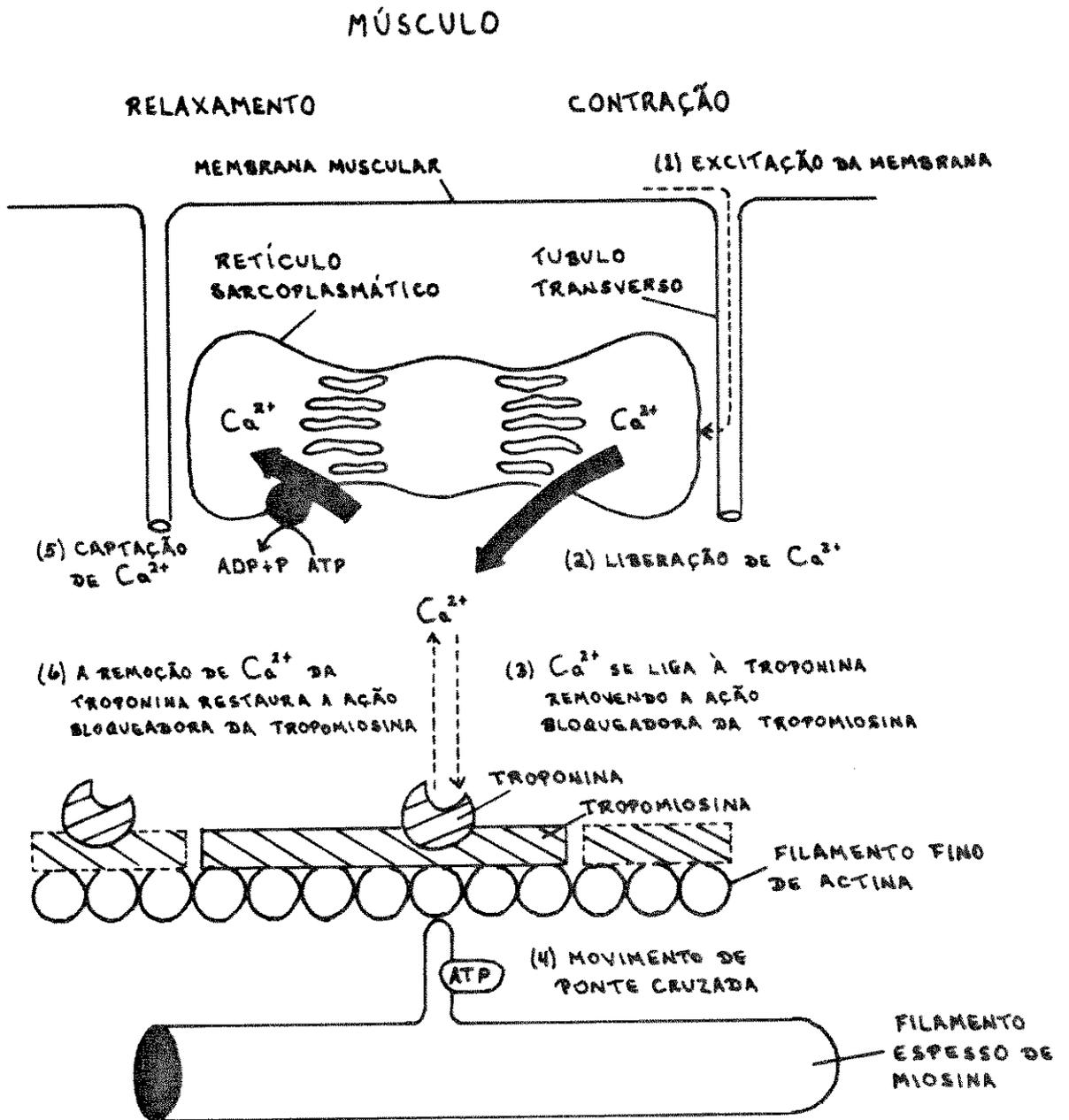


Figura 2.4. Resumo do papel do cálcio no acoplamento excitação-contracção muscular. (Extraído de Vander et al., 1981).

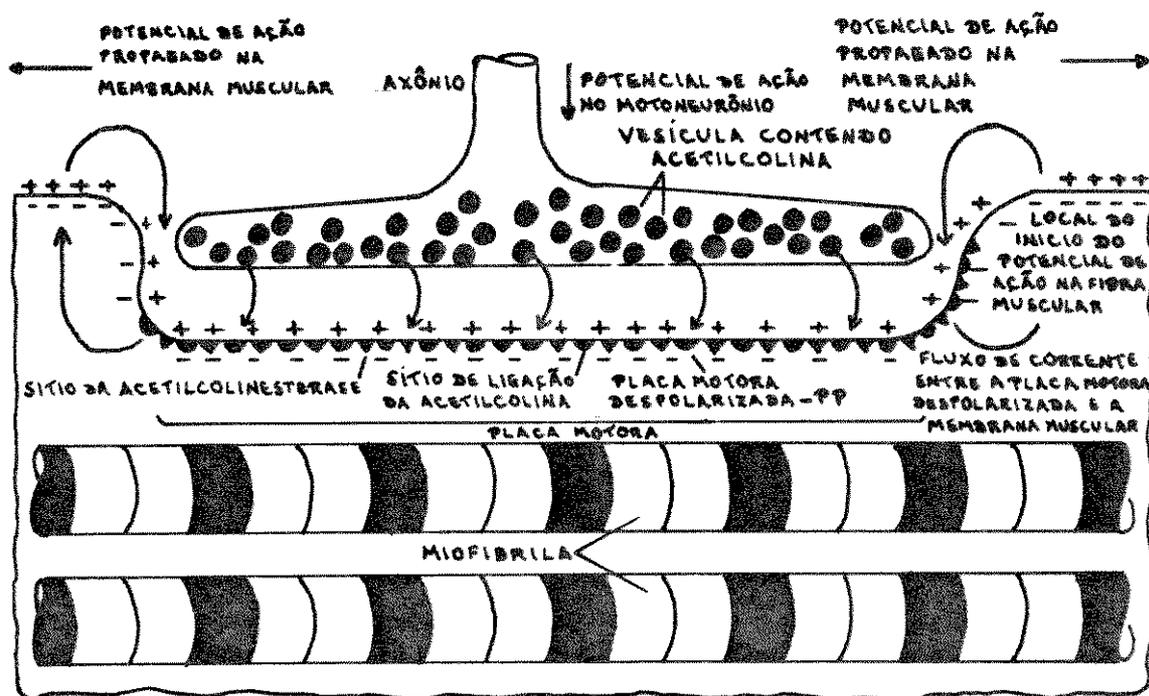


Figura 2.5. Eventos que ocorrem em uma junção neuromuscular e que conduzem a um potencial de ação. (Extraído de Vander et al., 1981).

não se realiza. Na presença de grande quantidade de íons cálcio, o efeito da troponina-tropomiosina sobre os filamentos de actina é inibido. A troponina tem uma afinidade extremamente elevada para os íons cálcio, e desenvolve uma alteração conformacional que mobiliza o cordão da tropomiosina para o interior do sulco entre os dois cordões de actina e, assim, descobre os locais ativos da actina para possibilitar a ocorrência da contração. O ATP fornece a energia necessária para a formação da ligação entre miosina e actina (Figura 2.4).

#### 2.4- Estimulação

No caso da Estimulação Elétrica Neuromuscular, o estímulo é artificial, mas o processo de contração de uma fibra é fisiológico (como descrito nos itens anteriores).

Para ser efetivo em causar a contração, o estímulo deve satisfazer alguns critérios. O estímulo deve ter uma amplitude (ou intensidade) e duração suficientes para igualar ou exceder o limiar de excitação do tecido. Os limiares de excitação do nervo e de excitação-contracção do músculo são diferentes; as relações entre amplitude e duração de um estímulo adequado para contração são características de cada tecido. Na Figura 2.6, aparece a representação daquelas grandezas para um nervo e para um músculo denervado. A intensidade mínima de corrente

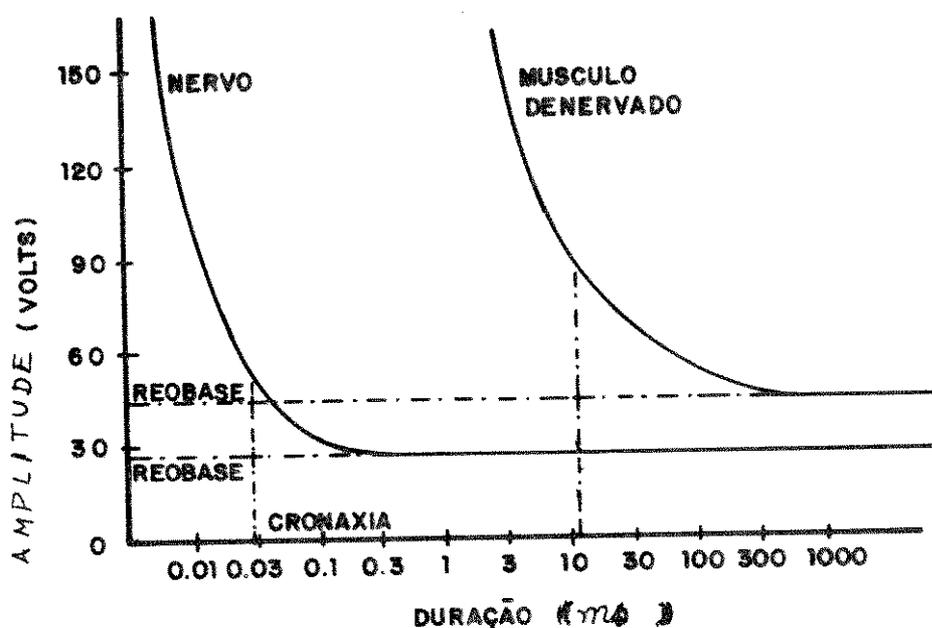


Figura 2.6. Curva mostrando a duração e a amplitude do estímulo para um nervo e um músculo denervado. (Extraído de Benton et al., 1979).

suficiente para excitação de uma fibra muscular é chamada de "reobase" e a "cronáxia" é a duração relacionada a uma intensidade igual ao dobro da "reobase". Uma utilização da cronáxia é para saber o tempo mínimo necessário para uma corrente excitar o músculo. Os valores de "cronáxia" de um nervo estão entre 25 e 30 $\mu$ s e sua "reobase" está entre 22.5 e 24.5V, enquanto que para o músculo, os valores estão entre 12.5 e 13.8ms para "cronáxia" e entre 52.5 e 56.25V para "reobase" (Benton et al.). Percebe-se com isso que os nervos necessitam de estímulos menores do que os músculos. Existem também diferenças de valores para os nervos entre si e para os músculos.

Para se estimular os músculos é usada a sua inervação e é feita a aplicação do estímulo à superfície da pele. A resposta de uma fibra muscular à estimulação elétrica é semelhante à do nervo.

A fibra é eletricamente refratária apenas durante a fase de elevação e perto da fase de queda do potencial; neste tempo, a contração está apenas começando. Entretanto, devido ao fato do mecanismo contrátil não ter um período refratário, a estimulação repetida, antes que ocorra o relaxamento, produz ativação adicional dos elementos contráteis e uma resposta que é somada à contração já presente. Este fenômeno é conhecido como soma de contrações. Com estimulação repetida, a ativação do mecanismo contrátil ocorre repetidamente, antes que qualquer relaxamento tenha ocorrido e as respostas individuais fundem-se em uma contração contínua. Tal

resposta máxima à estimulação de frequência maior chama-se tétano ou contração tetânica (Figura 2.7). Aí, nota-se a importância da modulação da frequência do estímulo (Dicarrio & Schmidtman, 1985; Lacourse et al., 1985; Wilhere et al., 1985).

Na atividade fisiológica, os pequenos motoneurônios são estimulados primeiramente; inversamente ao caso da estimulação artificial, onde os maiores são estimulados primeiramente.

A diferença fundamental é que o recrutamento normal de fibras musculares é assíncrono (multiplexado no tempo pelo sistema nervoso central), enquanto que o recrutamento através da estimulação artificial é síncrono (grupo de fibras recrutado simultaneamente). Este último acarreta problemas de fadiga do grupo muscular recrutado que, por sua vez, implica em perda de função (Wilhere et al., 1985; Cliquet, 1988).

Na interface eletrodo-tecido, um fluxo de elétrons passa pelos fios, acoplado o tecido com a fonte externa (estimulador) e uma corrente iônica atravessa o tecido. No eletrodo positivo, ou anodo, os íons positivos (bastante sódio e pouco potássio) são repelidos na interface eletrólito-tecido, e os íons negativos (cloro) aí são atraídos. O outro eletrodo, o negativo ou catodo, atrai os íons positivos e repele as cargas negativas. Assim, a corrente iônica atravessa o tecido com íons positivos movendo-se do anodo e indo ao catodo (Figura 2.8). A despolarização da membrana acontece no catodo e

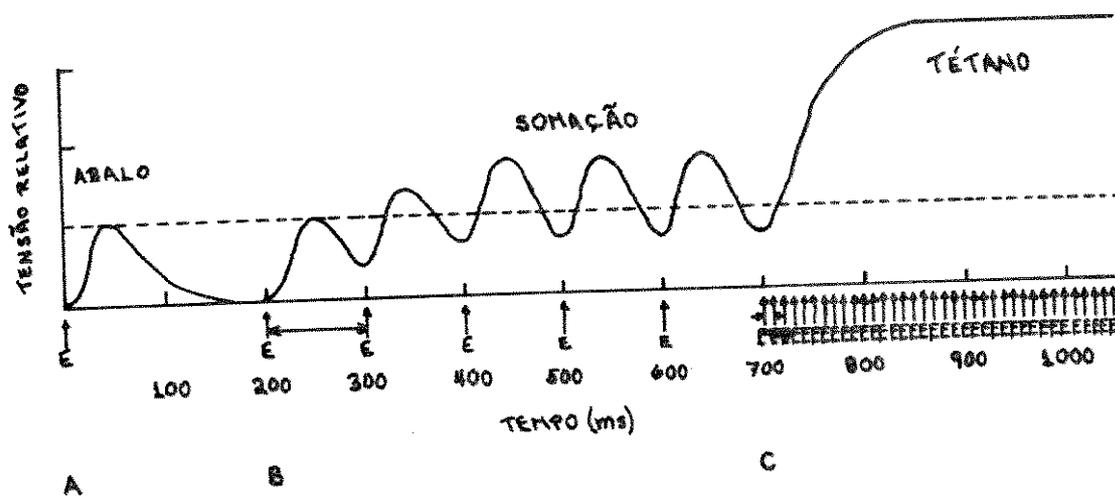


Figura 2.7. Contrações produzidas por estímulos múltiplos levando a tétano. (Extraído de Vander et al., 1981).

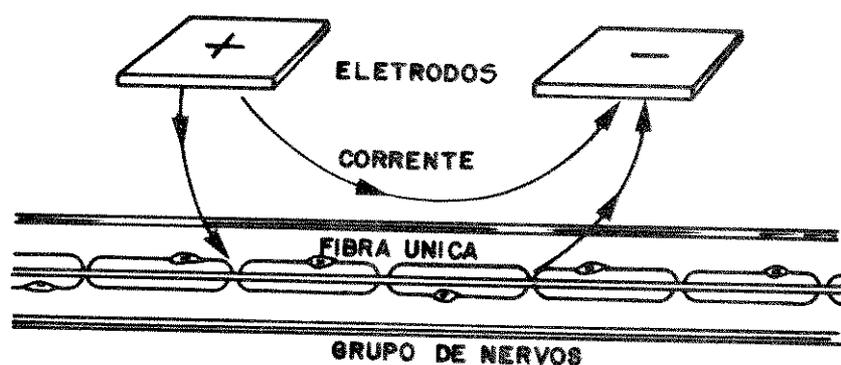


Figura 2.8. Fluxos de correntes entre eletrodos positivos e negativos. (Extraído de Benton et al., 1979).

é por isso que este eletrodo é considerado como o ativo e, conseqüentemente o anodo é o indiferente (de referência).

Alguns fatores são importantes para estimulação cutânea: a impedância do tecido, o tamanho, a orientação, o material dos eletrodos, e o eletrólito na interface. No caso da pele, a impedância é de  $1k\Omega$  (Cliquet, 1988; Cliquet, 1991). O eletrodo ativo é colocado sobre o nervo, e sua área deve ser menor ou igual à área do eletrodo de referência, considerando que na interface a densidade de corrente é maior e decresce com a distância e com o tamanho do eletrodo.

Nos parâmetros (intensidade e duração de corrente) de estimulação (Figura 2.9) observados, é necessária uma intensidade em torno de 40mA para uma duração de pulso entre 40 e  $300\mu s$  (Benton et al., 1979; Peckham, 1987; Yarkony et al., 1990).

#### 2.5- Definições de alguns termos clinicos relacionados com a marcha.

**Abdução:** Movimento que afasta um membro do plano mediano que divide o corpo em duas metades semelhantes ou simétricas. Com referência aos dedos, a abdução é o afastamento da linha média da mão ou do pé.

**Adução:** Movimento de aproximação de um membro ou parte do membro no eixo do corpo; é o oposto de abdução.

**Extensão:** Movimento que faz com que duas extremidades de uma parte sejam postas em posição reta; é a ação de alongar.

**Flexão:** Ação de dobrar um membro ou parte do corpo. A flexão dorsal do pé está relacionada com a flexão da parte posterior do pé; e a flexão plantar é relativa à face inferior do pé.

**Propriocepção:** Apreciação da posição, do equilíbrio e de suas modificações por parte do sistema muscular, especialmente o movimento.

## 2.6- Locomoção

O ciclo de marcha vai desde o contato de calcanhar de uma extremidade ao subsequente contato de calcanhar da outra extremidade.

As duas fases básicas no ciclo completo de um passo são: parada, que é o período da sustentação do peso, e balanço, que é o passo em contato com o solo (Figura 2.10). A fase de parada começa quando o calcanhar da perna dianteira toca o chão e termina quando a ponta dos dedos do mesmo pé deixa o chão (Figura 2.11). A fase de balanço começa com a ponta dos dedos do pé saindo do chão e acaba com o toque do calcanhar no solo (Figura 2.12). Na pesquisa sobre a marcha, certo número de subdivisões das duas fases foram elaboradas para estudos pormenorizados. As subdivisões da fase de parada são as seguintes: choque de calcanhar (instante em que a perna dianteira toca o chão), aplanamento de pé (quando a sola do pé toca o chão), meia parada

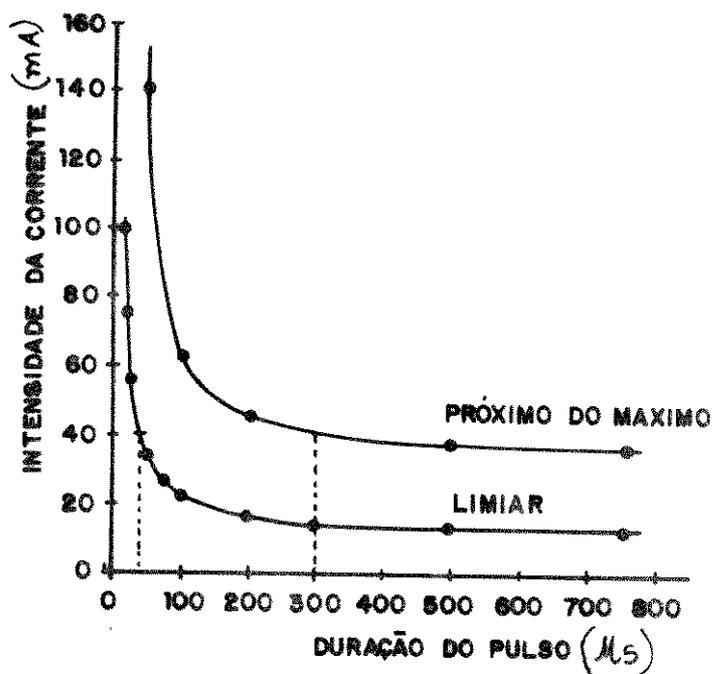


Figura 2.9. Variação da amplitude e da duração do pulso na excitação. (Extraído de Benton et al., 1979).

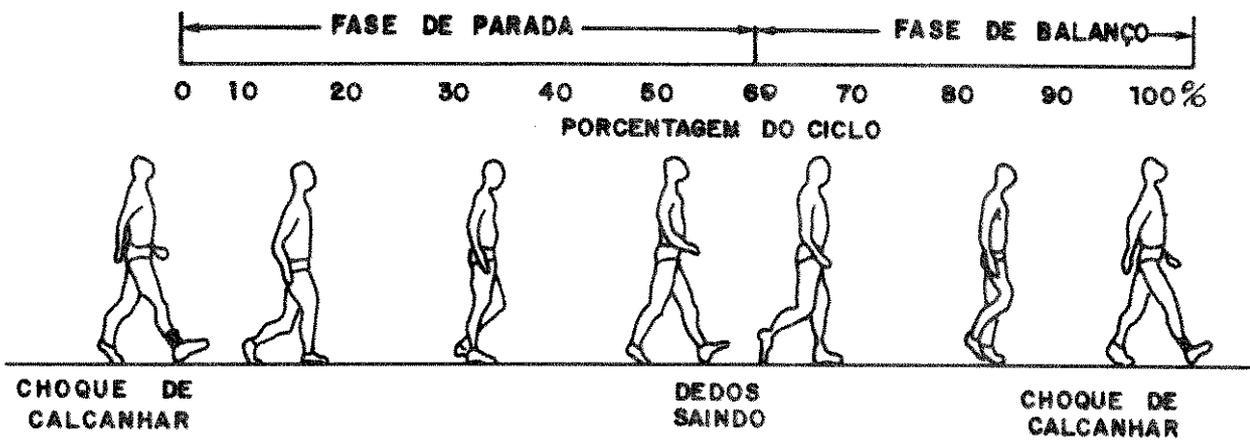


Figura 2.10. Ciclo da marcha

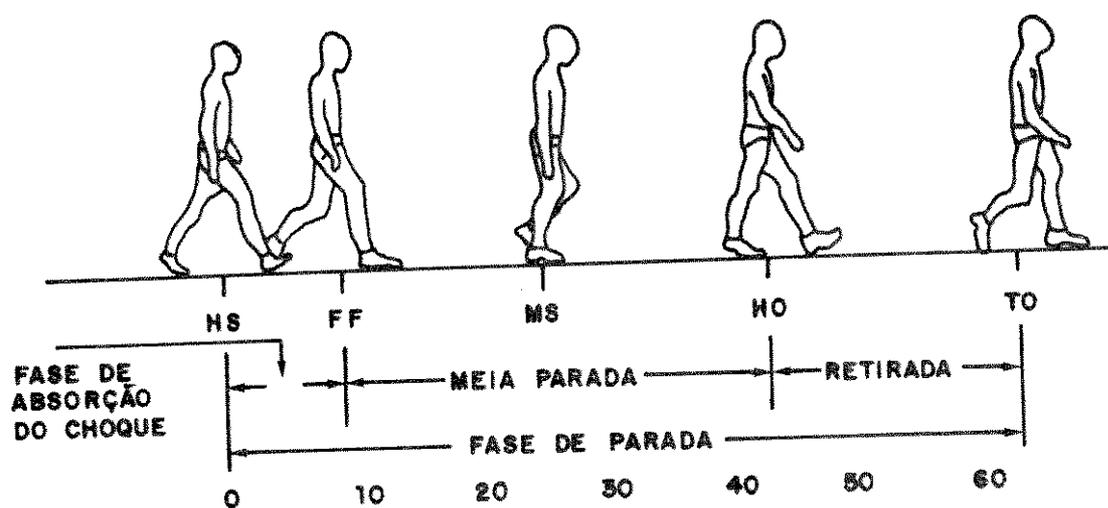


Figura 2.11. Fase de parada durante o ciclo de marcha.



Figura 2.12. Fase de balanço durante o ciclo de marcha.

(quando os calcanhares das duas pernas estão em oposição), calcanhar saindo (quando o calcanhar da perna de suporte sai do chão) e os dedos do pé saindo (quando os dedos do pé estão sem contato com o chão). As subdivisões da fase de balanço são: aceleração (instante em que os dedos saem do chão, quando a perna deve ser acelerada para suportar o corpo na preparação para o próximo choque de calcanhar), meio balanço (quando os calcanhares das duas pernas estão em oposição) e a desaceleração (que acontece quando o movimento dianteiro da perna é freado ou diminuído para controlar a posição do pé imediatamente antes do contato do calcanhar).

Durante a locomoção normal, há um período de suporte duplo quando as duas extremidades estão simultaneamente em contato com o chão. Isto acontece entre o instante em que o calcanhar e os dedos de uma perna estão saindo e instante em que estão acontecendo o choque de calcanhar e o aplanamento do pé da outra perna.

Na locomoção normal, a fase de parada acontece durante os 60% do ciclo e 40% desse ciclo são para fase de balanço. O período de suporte é de 10% desse ciclo. Mas a cadência do movimento tem influência nos valores acima.

## **2.7- Coordenação Dos Grupos Musculares Durante A Locomoção Normal**

Exemplos do que acontece durante a locomoção normal são descritos

a seguir. Com o choque do calcanhar, há uma reação do solo que passa posteriormente ao joelho, tendendo a fletí-lo. Para isto não acontecer, e para se evitar a queda, o joelho é estendido. Durante a fase de meia parada, o pé fica no chão e o corpo provoca uma dorsiflexão progressiva do tornozelo e extensão do joelho. Nos instantes finais da fase de parada, há uma rápida flexão do joelho e um aumento na flexão plantar do tornozelo. Na fase de balanço inicial, há um aumento na flexão do joelho, e os dedos encostam no chão. No meio balanço, há extensão progressiva e passiva do joelho, enquanto que o quadril continua fletindo ativamente e o tornozelo dorsiflete. O máximo é atingido quando o quadril e o joelho estão a trinta graus de flexão. Os instantes finais do balanço são marcados pela extensão do joelho. Este evento ativo é controlado pelo grupo muscular quadríceps. Os extensores do quadril desaceleram a flexão do quadril que é mantido a trinta graus em relação ao eixo vertical. Quando o joelho aproxima cinco graus de flexão, o isquio-tibial desacelera também a extensão do joelho na preparação para começar o suporte.

Para descobrir as deficiências na marcha de um paciente, é necessário identificar as ações de cada segmento do corpo (tronco, pélvis, quadril, joelho, tornozelo e pé) e notar seus desvios em relação ao padrão normal durante as fases da marcha. É bom avaliar a sensação, o estado emocional, a força muscular e a origem da deficiência.

A habilidade em substituir o fisiológico pelo eletrônico depende da extensão e das características biomecânicas da condição patológica.

Quando a deficiência está na medula espinhal lombosacral, uma paralisia flácida resulta. Há perda motora a partir do dano até as células do corno anterior da medula. A marcha é ineficiente, pois as fibras sensoriais nesta área foram destruídas. O esquema patológico total é uma mistura de danos às raízes, às células e aos seus tratos. Ocasionalmente, as mais distantes partes dessas lesões da medula provocam áreas de espasticidade (Hipertonia muscular associada a exagero dos reflexos profundos frequentemente com clono e perda parcial ou total do controle voluntário) (Perry, 1975).

A distribuição da inervação motora nos músculos dos membros inferiores indica seus segmentos envolvidos em doenças nervosas. Como resultado, as características dos padrões de paralisia são observados em vários níveis ao longo da medula espinhal (Figura 2.13).

O nível L5-S1 é a inervação dos glúteos máximos, médio e do gastrocnemios. Uma lesão neste nível diminui a estabilidade dos extensores do quadril e dos flexores plantares do tornozelo. A estabilização do tornozelo é feita por órteses que permitem também travar o quadril. Os andadores são necessários para estabilidade lateral.

No nível L3-L4, há a inervação do isquio-tibial e dos tibiais anteriores. Neste nível, há também inervação para o quadríceps. Quando

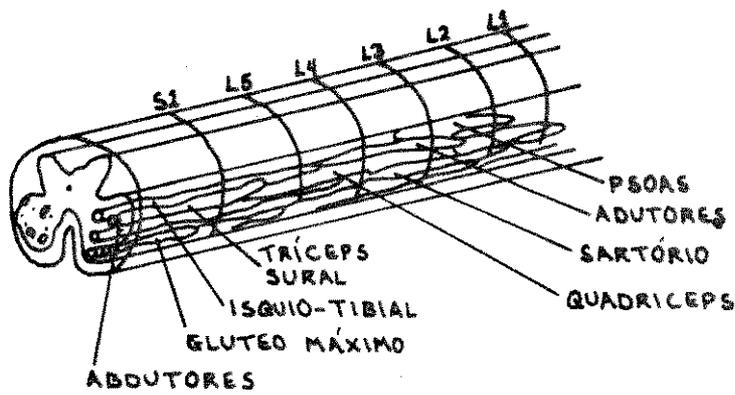


Figura 2.13. Distribuição das células no corno ventral da medula espinhal mostrando a inervação do quadril e do tornozelo. (Extraído de Perry, 1975).

esses segmentos são danificados, tanto o controle do pé quanto a extensão do quadril são perdidos. Assim, além do quadro da lesão anterior, o paciente arrasta seu pé. As sensações do pé e do tornozelo (propriocepção) são comprometidas severamente. Levantar e andar são impossibilitados a não ser com suporte ortótico do tornozelo. O quadriceps não tem força suficiente para a extensão do joelho.

O nível L1-L2 representa o maior nível neurológico contribuindo para função motora e sensorial das extremidades inferiores. Aqui há inervação dos flexores do quadril. Quando há lesão, é impossível conseguir uma locomoção útil. Com todo sentido de posição perdida no quadril ou em áreas distantes, o paciente acaba usando uma postura muito exagerada para conseguir uma boa estabilidade nos quadris.

Em resumo, quando a lesão está nos níveis lombosacrais, isto é, abaixo de T12, a inervação dos músculos dos membros inferiores é lesada. Deve-se então, escolher pacientes com níveis de lesão acima de T12 para a aplicação da EEN. Como foi desenvolvido no capítulo anterior, a Estimulação Elétrica Neuromuscular deve ser aplicada a pacientes com excitabilidade preservada do neurônio motor inferior.

Nos capítulos seguintes, discutiremos a parte prática, a metodologia e as técnicas usadas.

**CAPÍTULO III- MATERIAIS E MÉTODOS**

A Figura 3.1 ilustra o Sistema de Estimulação Neuromuscular desenvolvido no presente trabalho.

O microcomputador é compatível com a linha IBM PC-XT/AT, equipado com 704 kbytes de memória volátil, um disco rígido de 10 Mbytes, um "driver" para disco flexível de 5 1/4 polegadas, um monitor de vídeo monocromático e um teclado alfa-numérico. O microcomputador possibilita não somente a interação do usuário com o sistema, mas também o controle do processo de geração das sequências de estímulos a serem produzidas pelo estimulador.

O Estimulador consiste basicamente de um oscilador de tensão, com frequência de oscilação de 10 kHz com oito saídas isoladas opticamente.

A ligação do micro com o Estimulador é feita por um cabo em fita de até um metro de extensão, enquanto que a ligação do estimulador ao paciente é feita via um cabo em fita de até 3 metros de extensão a uma caixa com conectores que o paciente transporta na cintura. Esta caixa possui 16 saídas para ligação dos eletrodos que são colocados na pele do paciente.

O "Software" para comunicação do usuário com o sistema foi desenvolvido em linguagem C e ocupa 35 kbytes. O "Software" foi

---

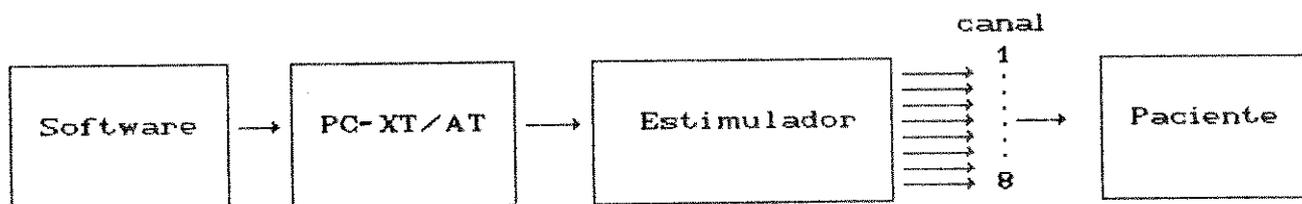


Figura 3.1: Diagrama de blocos do Sistema de Estimulação Neuromuscular.

elaborado com a filosofia de permitir que o microcomputador não somente acione o estimulador mandando as seqüências, mas também permita a elaboração de um banco de dados. Construiu-se este banco de dados usando o conceito de lista encadeada por permitir um acesso rápido. Os menus do "software" são os mais simples possíveis.

### 3.1. Descrição do "Hardware"

A Figura 3.2 mostra esquematicamente um canal do estimulador, sendo que todos os sete restantes são semelhantes.

O microcomputador, através da porta A da interface paralela 8255 da Intel, controla o canal, habilitando-o ou não a partir da seqüência de estimulação. Este sinal (nível TTL), isolado eletricamente do paciente e do restante do circuito pelo isolador óptico, habilita ou desabilita o sinal do oscilador através de uma porta AND. Em outros termos, o sinal do micro modula o sinal do oscilador. Assim o sinal do microcomputador é transformado em pulsos. A limitação da duração de cada pulso é feita pela frequência do oscilador.

A amplitude destes pulsos é regulada pelo potenciômetro através da tensão no gate do MOSFET.

Estes pulsos de tensão, chaveados pelo transistor MOSFET, são aplicados no primário de um transformador de áudio. O diodo Zener serve para proteção do transistor, quando houver um pico de tensão

---

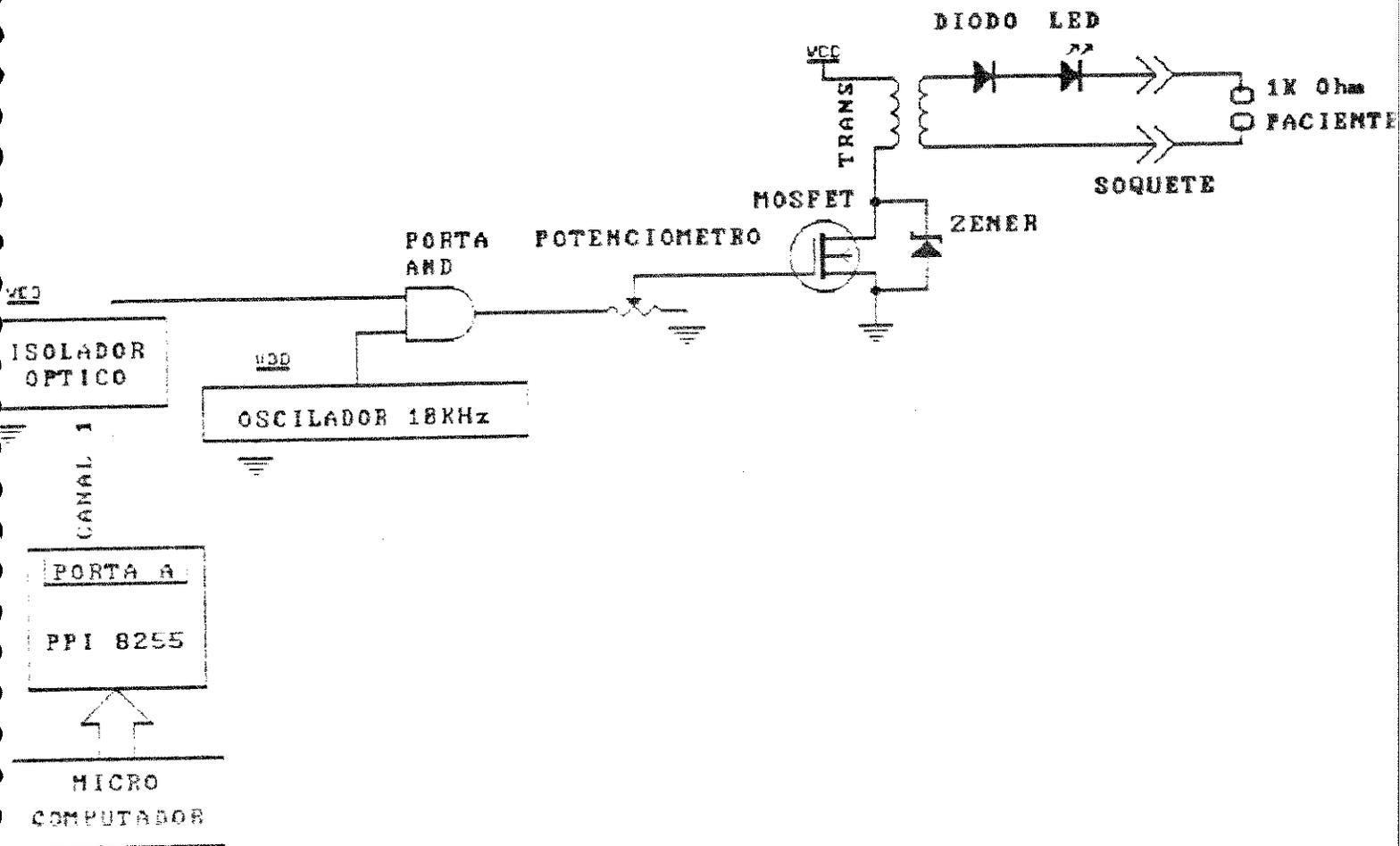


Figura 3.2: Un canal do estimulador desenvolvido.

reversa no transformador. No secundário do transformador, o nível dos pulsos é cerca de até 200 V. O diodo torna estes pulsos de tensão monofásicos, os quais são usados para estimulação.

A alimentação VDD na figura 3.2 corresponde à alimentação do circuito por duas baterias de 9 volts. A alimentação VCC corresponde a um divisor de tensão de 12V.

O LED serve como indicador visual do acionamento e funcionamento do canal.

O diagrama elétrico completo do circuito é apresentado no apêndice A.

### 3.2- DESCRIÇÃO DO SOFTWARE

O Software desenvolvido é de fácil utilização e é apresentado na forma de um menu auto explicativo (Figura 3.3). O menu apresenta as opções seguintes:

- D- Dados
- V- Visualização
- E- Estimulos
- F- Fim.

A opção "D" permite a entrada dos dados (vide página 42), a "V" permite observar os parâmetros de estimulação correspondentes à cada

---

UNICAMP - DEB

BENVINDO AO EEN

APERTE QUALQUER TECLA PARA CONTINUAR

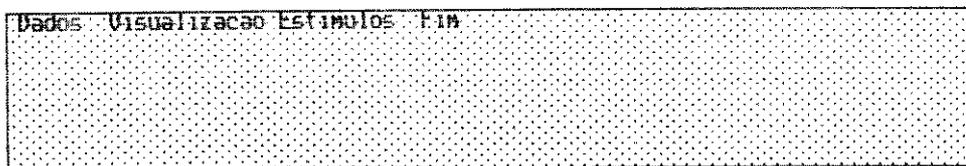


Figura 3.3: Execução do menu principal do software.

canal, a "E" inicia a fase de estimulação e a "F" permite sair do menu e voltar ao sistema operacional (DOS).

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

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

Nas opções acima:

1 (Entrada de um novo nome e das sequências das fases), permite não só entrar as sequências das quatro fases (levantar, em pé, andar, sentar) correspondentes aos 8 grupos musculares, os quais estão relacionados com os canais do estimulador desenvolvido, como também os dados do paciente. As sequências são então um conjunto de quatro dígitos 0 e 1, onde o dígito 0 indica que o grupo muscular não vai ser estimulado e 1 indica que ele vai ser estimulado. Na entrada das sequências, o microcomputador só aceita 0 e 1. No caso de se digitar

---

algo diferente desses dois dígitos, ele exibe na tela uma mensagem de erro, permitindo que o operador entre com o dígito correto. Essas sequências das fases são fixas para todos os pacientes, já que está se usando até oito grupos musculares e o início das fases é igual para todos os pacientes. Para cada paciente, é aberto um arquivo que vai receber seu nome, endereço, telefone, o tempo de sua lesão, a data da sua última apresentação, a observação do corpo clínico, e suas sequências de mini-fases (uma possibilidade de temporização dentro de cada fase, aqui fixamos no máximo quatro sub-intervalos). Para a programação dos tempos das mini-fases, usa-se um diagrama de tempo respeitando as mudanças de nível, onde o dígito 1 representa mudança de nível e o dígito 0 é a não-mudança de nível; por exemplo, para entrar com a seguinte sequência de mini-fase ou este diagrama de tempo



devemos entrar com 0111.

E para entrar com



devemos entrar com 0011.

O número de 1's corresponde ao número de mudanças de níveis. Por exemplo, se o tempo de uma fase for 12 segundos, então cada mini-fase vai durar 3s. Para estimular algum grupo muscular durante 6s, outro grupo durante 3s e finalmente um terceiro grupo durante 3s, precisa-se

usar um diagrama de tempo que permita duas variações de níveis; isto é, uma sequência que tenha dois 1's. Respeitando os locais de mudança de níveis no diagrama de tempo, usar-se-ia a sequência de mini-fase: 0011. Assim nas primeiras duas mini-fases, usar-se-ia como tempo de estimulação metade do tempo da fase; na terceira mini-fase, usar-se-ia um terço do tempo de fase e finalmente, na quarta mini-fase, usar-se-ia o tempo restante (um terço do tempo de fase).

2- Retirada de um nome: permite apagar da lista o nome de algum paciente. Basta entrar o nome a ser deletado. Assim, tanto o nome como os parâmetros de estimulação são retirados.

3- Lista dos nomes dentro do arquivo: mostra todos os nomes que estão no arquivo e seus parâmetros de estimulação.

4- Procura de um nome dentro do arquivo: procura um nome dentro do arquivo e o atualiza para ser utilizado para estimulação. Isso é necessário para um paciente, na sua volta para outra consulta.

5- Grava os nomes no arquivo: grava todos os arquivos (o banco de dados) em disco flexível ou no disco rígido (winchester) do microcomputador. Os dados gravados são sempre atualizados, e cada vez que o paciente voltar, não há necessidade de refazer tudo.

---

6- Restaura o arquivo: atualiza todo o arquivo. Essa opção é necessária antes do uso das outras opções, pois aqui o arquivo é lido e gravado na memória residente do microcomputador.

7- para Finalizar: permite sair da opção D (escolhida acima) e voltar ao menu principal.

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

Com a opção "E" (Estímulos), pode-se enviar (transmitir) a sequência de estimulação, depois da definição de seus tempos. Entrando com a letra E a partir do menu principal, é perguntado se se quer mudar o número de estímulos ou não. Se a resposta for S (Sim), então é exigido o tempo de estimulação das mini-fases (1, 2, 3, 4) na fase do andar. Os tempos de estimulação são usados como números múltiplos de meio-segundo. Este é fixado levando-se em consideração que nenhum movimento dos grupos musculares é mais rápido que este tempo.

O fluxo do programa utilizado nesta opção de Estímulos está na Figura 3.4.

---

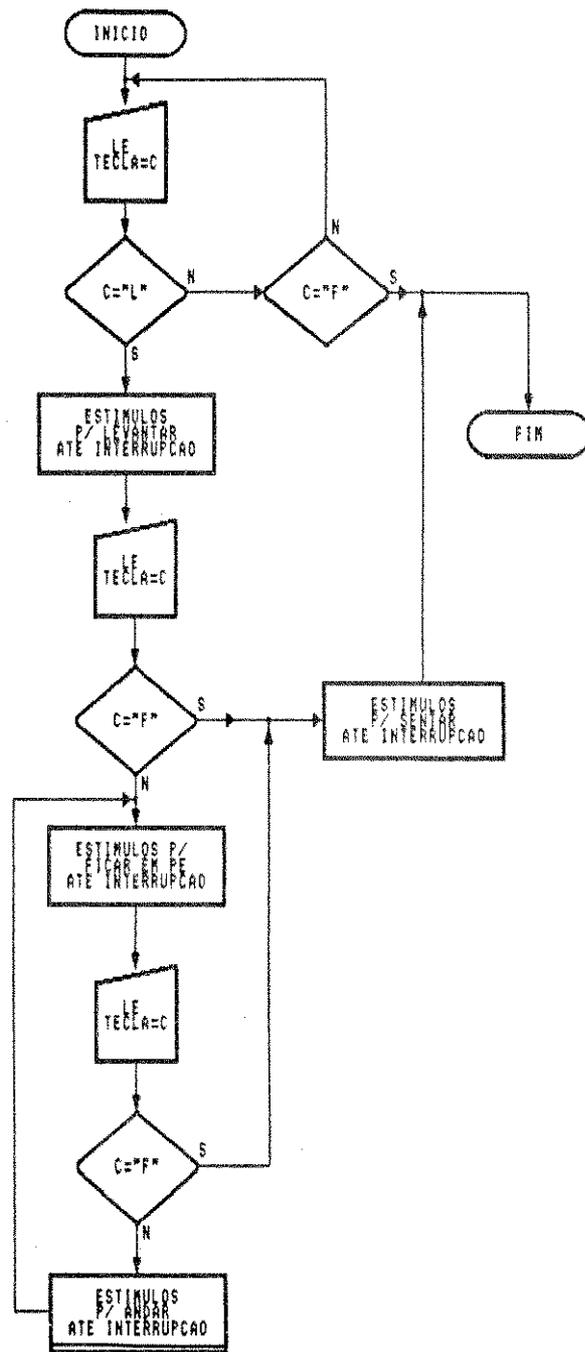


Figura 3.4: Fluxo do programa desenvolvido na fase de marcha.

As várias opções são:

L para Levantar

P para se manter em pé

A para andar

S para sentar

F para finalizar e voltar ao menu principal.

Supõe-se que inicialmente o paciente esteja sentado. Ele é levantado com a opção levantar, pressionando-se a letra L. Não se estipula nenhum tempo aqui, pois alguns pacientes levantam mais rápido ou mais devagar do que outros. Usamos a interrupção pelo teclado para iniciar (com a letra L) e terminar (qualquer tecla interrompe). Quando o microcomputador recebe essa última interrupção para sair da fase de levantar, ele automaticamente entra na fase de ficar em pé. Uma nova interrupção oferece a opção de sentar ou de andar. Se a escolha for a opção S de sentar, então o microcomputador manda a sequência adequada para sentar. Se for A para andar, então o microcomputador começa a mandar as sequências para passo esquerdo e passo direito. O microcomputador fica neste laço até que haja uma nova interrupção (só com a letra P, isso permite manter sempre o paciente em pé por medida de segurança) e ele entra na fase de manter o paciente em pé. Aqui, de novo é perguntado se o paciente vai voltar a andar, ou sentar até que o paciente resolva parar de andar.

---

Para sair do menu principal e voltar ao sistema operacional em disco (DOS), usa-se a opção F.

### 3.4 Explicação do Uso do Software

Para entrar no programa, basta escrever REABI e apertar a tecla ENTER. Depois de algum tempo, o micro apresenta um menu principal com as opções já explicadas acima: "D" para Dados, "V" para visualização, "E" para Estimulos, e "F" para fim. Começa-se entrando os dados de acordo com o procedimento descrito acima. É opcional usar-se a opção V neste instante, pois isso serve apenas para uma verificação. Uma vez os dados prontos, passa-se à estimulação; isto é, ao envio dos sinais, via porta paralela do Microcomputador, selecionando-se a opção "E" de estimulos. Começa então a fase de estimulação propriamente dita.

#### 3.4- Estimulação do paciente

Crítérios para seleção de pacientes: boa condição cardiovascular, lesão do neurônio motor superior, pele preservada adequadamente, juntas e ossos intactos possibilitando uma boa movimentação, condição psico-social satisfatória, boa cooperação e algum grau de espasticidade.

As contra-indicações são lesões das raízes nervosas, osteoporose

---

(formação areolada dos ossos provocando rarefação do osso), ossificações (formação do osso ou substância óssea), contraturas (contração de músculo por fadiga, superestímulo, perturbações circulatórias), obesidade (excesso de gordura), implantes metálicos.

Os eletrodos servem como interface entre o estimulador e o nervo que está sendo estimulado. Usaram-se eletrodos (comerciais) flexíveis auto-adesivos de superfície da 3M, aplicados à pele do paciente. O eletrólito na interface é um gel que facilita uma boa adesão à pele e uma boa troca entre a interface e a pele.

Técnicas e cuidados na estimulação:

1. Polaridade dos eletrodos: Coloca-se o eletrodo positivo como sendo a referência, e o negativo como sendo o ativo (vide página 23).
  2. Condição para colocação de eletrodos: O paciente é confortavelmente posicionado, isto é, numa posição sentada para colocação dos eletrodos na região anterior e posterior dos membros inferiores, e nesta mesma posição, mas com tronco fletido, para colocação dos eletrodos na região glútea e paravertebral.
  3. Colocação dos eletrodos: Os eletrodos devem ser posicionados nos pontos motores (junção mio neural) dos músculos. Baseando-se na
-

eletromiografia, procura-se o melhor ponto para melhor resposta do músculo. Verifica-se se o eletrodo está bem aderido à pele do paciente.

4. Pontos motores: Os eletrodos de superfície são colocados nos seguintes pontos motores:

\*Para estimular os extensores do quadril em relação ao tronco (glúteos máximos e médios), o eletrodo ativo é colocado na região média do glúteo (região de L2), e o passivo logo acima (na região de L3).

\*Para estimular os extensores do tronco em relação ao quadril (paravertebrais), o eletrodo ativo é colocado na região T12-L1 e o passivo na região de L3.

\*Para os extensores do joelho (quadríceps), o eletrodo ativo é colocado na porção média da coxa e o passivo logo acima da articulação do joelho.

\*Para estimular os flexores de tornozelo, joelho e quadril (nervo fibular), usa-se o eletrodo ativo na região da cabeça da fíbula e o passivo logo acima da articulação do joelho (igual ao do extensor do joelho).

\*Para estimular os flexores do joelho (músculo ísquio-tibial), usa-se o eletrodo ativo na região posterior acima da articulação do joelho e o passivo logo acima.

A figura 3.5 apresenta a vista posterior de um membro inferior mostrando a localização dos músculos e nervos referidos acima.

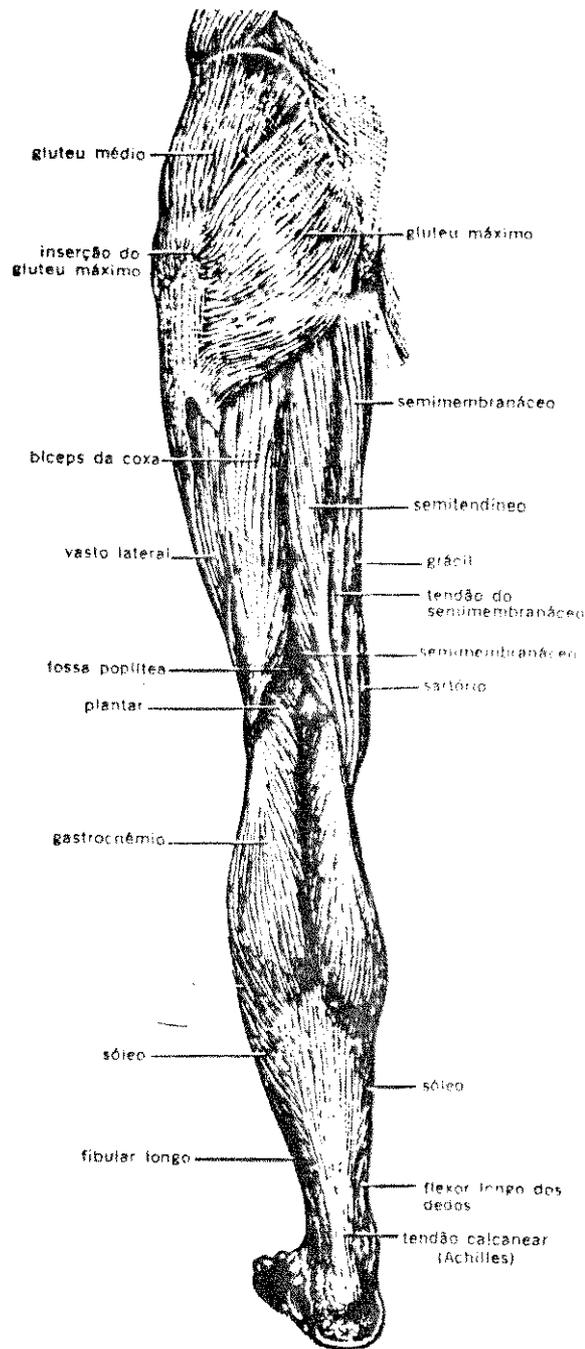


Figura 3.5: Vista posterior dos músculos e nervos do membro inferior (Extraído de Vander et al., 1981).

5. Teste dos pontos motores para verificação da melhor resposta muscular. Depois de localizar os pontos, iniciam-se os estímulos aumentando gradativamente suas intensidades com os potenciômetros até que o músculo realize o movimento desejado.
6. Tamanho dos eletrodos: Os eletrodos são escolhidos de acordo com o grupo muscular que se quer estimular. Para os maiores, usam-se eletrodos de maior superfície.

### 3.5- Locomoção

A marcha básica pode ser conseguida usando-se apenas 4 canais de estimulação (2 para cada perna), um andador e ajuda das mãos. Para levantar, o paciente apoia as mãos no andador e estimula-se o músculo quadríceps a fim de estender o joelho. Uma vez em pé, estimula-se o nervo fibular para flexionar o joelho e o músculo quadríceps para extendê-lo. Porém a necessidade de se obter uma postura estável implica no uso de mais canais. Por exemplo, para estabilização do tronco, usa-se o glúteo e o paravertebral.

Foi observado que um mínimo de quatro canais de EEN para cada membro inferior são necessários para sintetizar o padrão de andar recíproco em paraplégicos completos.

### 3.6- Os Parâmetros De Estimulação Do Músculo

Os pulsos de tensão usados são monofásicos em torno de  $300\mu\text{s}$  durante um período de 40ms. Sua amplitude está em torno de 200V. Como a impedância da pele é cerca de  $1k\Omega$ , a intensidade de corrente é de algumas centenas de miliamperes aproximadamente.

### 3.7- Sequências De Estimulação Usadas

Canal 1: Músculos gluteos máximos e médios da perna direita.

Sequência: 1111.

Canal 2: Músculo Quadríceps da perna direita.

Sequência: 1111.

Canal 3: Músculo ísquio-tibial ou Nervo fibular da perna direita.

Sequência: 1100.

Canal 4: Músculo Paravertebral da perna direita.

Sequência: 1100.

Canal 5: Músculos gluteos máximos e médios da perna esquerda.

Sequência: 1111.

Canal 6: Músculo Quadríceps da perna esquerda.

Sequência: 1111.

Canal 7: Músculo ísquio-tibial ou Nervo fibular da perna esquerda.

Sequência: 1100.

---

Canal 8: Músculo Paravertebral da perna esquerda.

Sequência: 1100.

Os tempos são aproximadamente 4 segundos para fase de extensão do quadriceps, 1 segundo para flexão do joelho, 1/2 segundo para aplanamento do pé.

Nos próximos capítulos, são mostrados os testes efetuados com o sistema e os resultados obtidos.

---

**CAPÍTULO IV- RESULTADOS****4.1- Características Do Sistema**

O Sistema de Estimulação Elétrica Neuromuscular desenvolvido permite estimular simultaneamente até oito grupos musculares. Cada grupo muscular possui quatro fases (levantar, ficar em pé, andar e sentar) independentes, onde cada fase está subdividida em quatro períodos.

Os dados de cada paciente são gravados e atualizados, permitindo assim um bom acompanhamento clínico. Para a estimulação é necessário apenas as sequências das mini-fases e seus tempos, facilitando desta forma a rapidez na mudança dos parâmetros durante os testes e a fácil programação das sequências pelo operador.

A busca de um nome no banco de dados é feita por lista encadeada possibilitando acesso rápido a qualquer nome da lista, independentemente da sua posição no banco de dados.

O estimulador é de tensão, não oferecendo perigo ao paciente mesmo que algum eletrodo não tenha obtido boa adesão. Só a área bem aderida à pele do paciente estaria sendo estimulada com uma quantidade de corrente proporcional a esta área. Se o estimulador fosse de corrente,

essa área aderida à pele do paciente receberia toda a corrente, o que poderia queimar a pele do paciente, pois esta ocorrendo uma densidade de corrente bem mais alta.

As características dos estímulos elétricos produzidos pelo Sistema desenvolvido são: trens de pulsos com largura de  $300\mu s$  e frequência de 25Hz. Suas amplitudes são de até 200V sobre impedância da pele de  $1k\Omega$ .

O estimulador multicanal permite a simulação da marcha normal pela possibilidade de integração e controle de vários grupos musculares, o que não é possível com vários estimuladores monocanais, pois haveria problema de sincronismo entre eles.

Pode-se fazer uma expansão para vários canais, mas o problema pode ser a quantidade de fios a serem usados.

#### 4.2- Teste De Bancada

Os testes de bancada confirmaram os parâmetros da estimulação.

Mostram-se (na Figura 4.1), os trens de pulsos para cada canal como sendo a unidade básica de estímulo. A frequência de repetição dos trens de pulsos é de 25 Hz; o que é mostrado na Figura 4.4, com um tempo de 40 ms entre os trens de pulsos. Os vários pulsos de corrente para cada canal estão mostrados na Figura 4.1 e esses pulsos têm uma duração de aproximadamente  $300\mu s$ . Na Figura 4.2, mostra-se aqueles trens de pulsos colocando em evidência a multiplexagem para os dois

CH1 50V A 200s 90.6 V? VERT

292.00 Ms

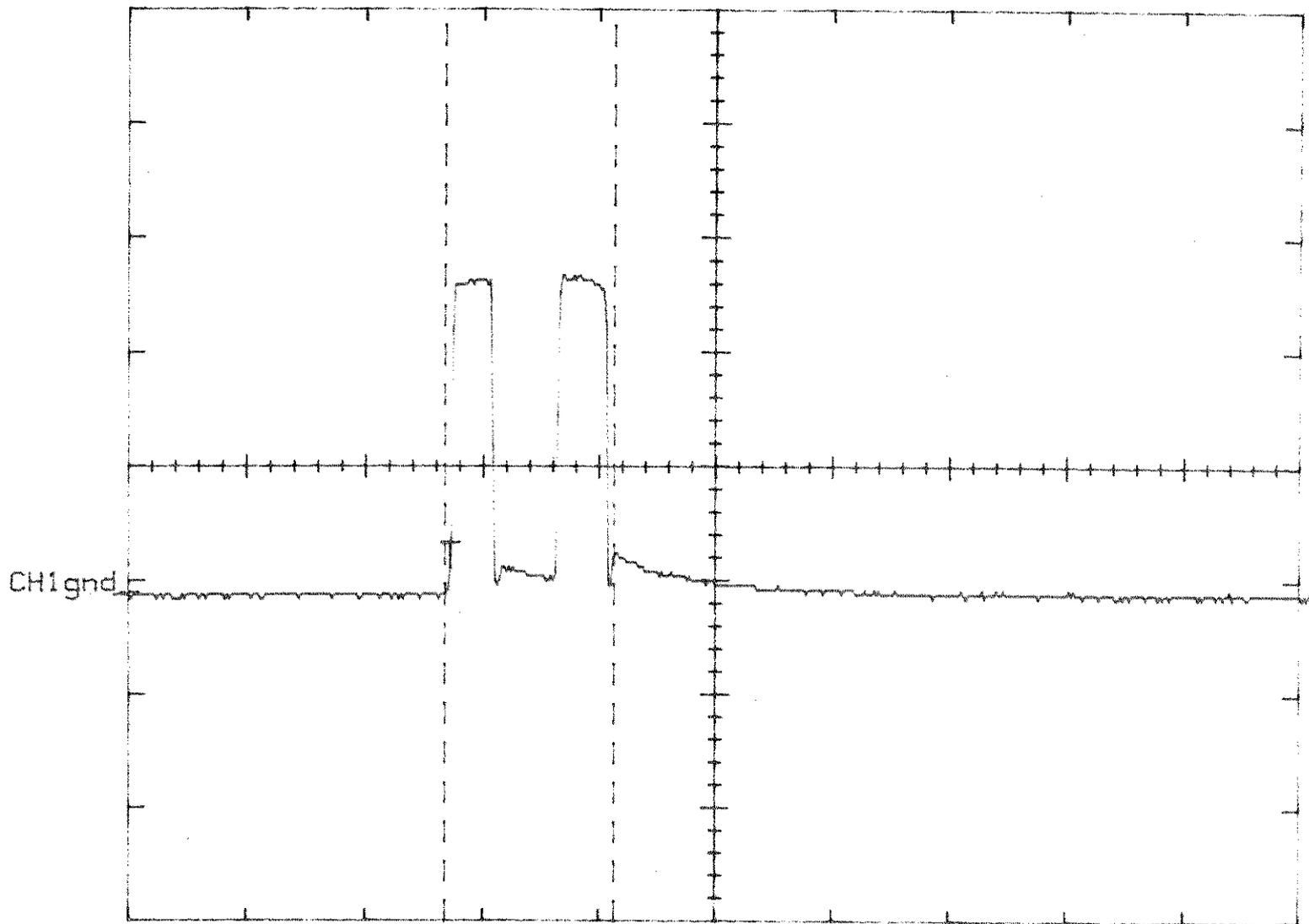


Figura 4.1. Largura dos trens de pulsos usados.

CH1 50V A 200e 90.6 V? VERT  
CH2 50V  
330.00  $\mu$ s.

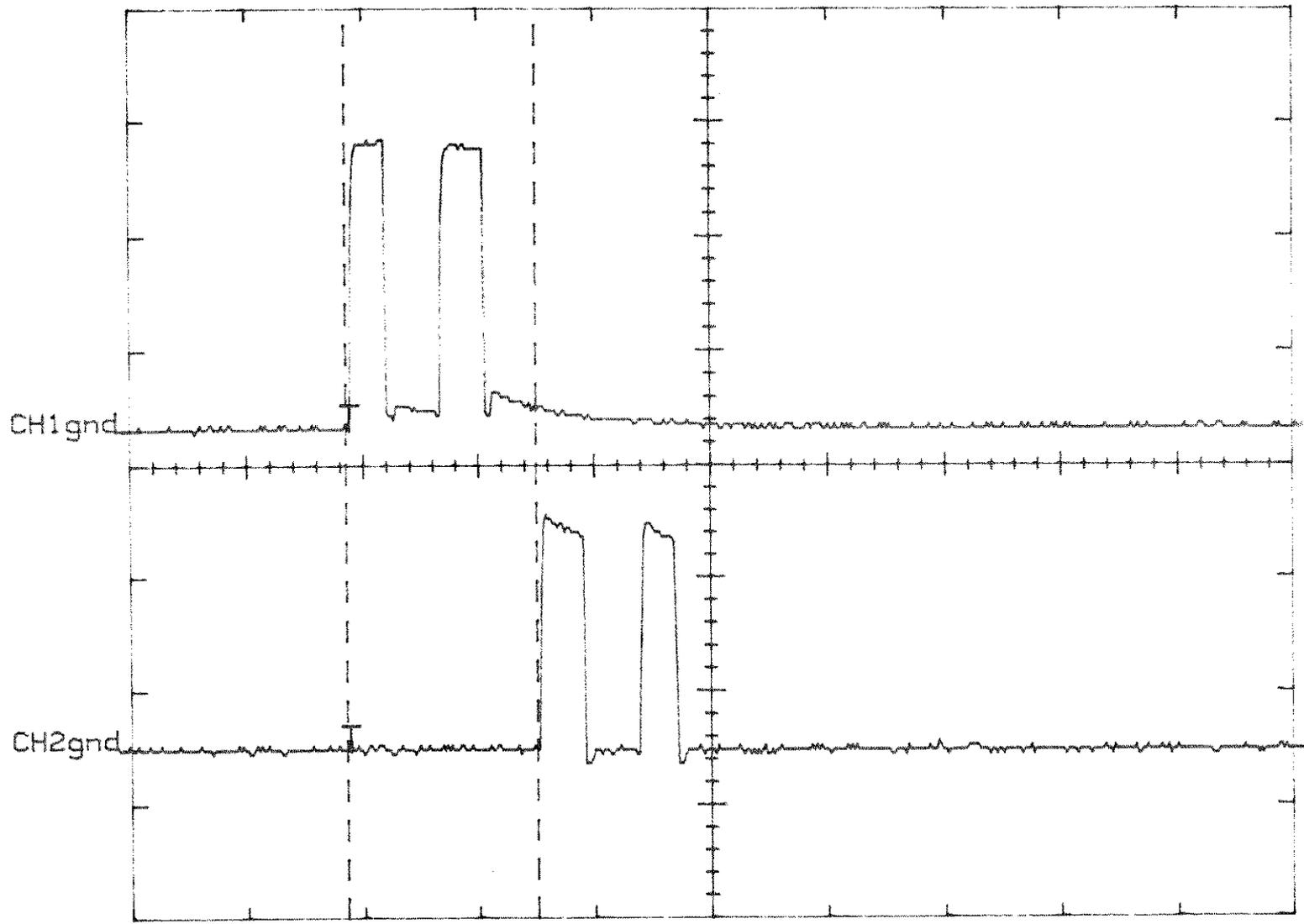


Figura 4.2: Defasagem entre dois canais sucessivos

CH1 50V A 500s 89.1 V? VERT  
CH2 50V  
2.0050ms

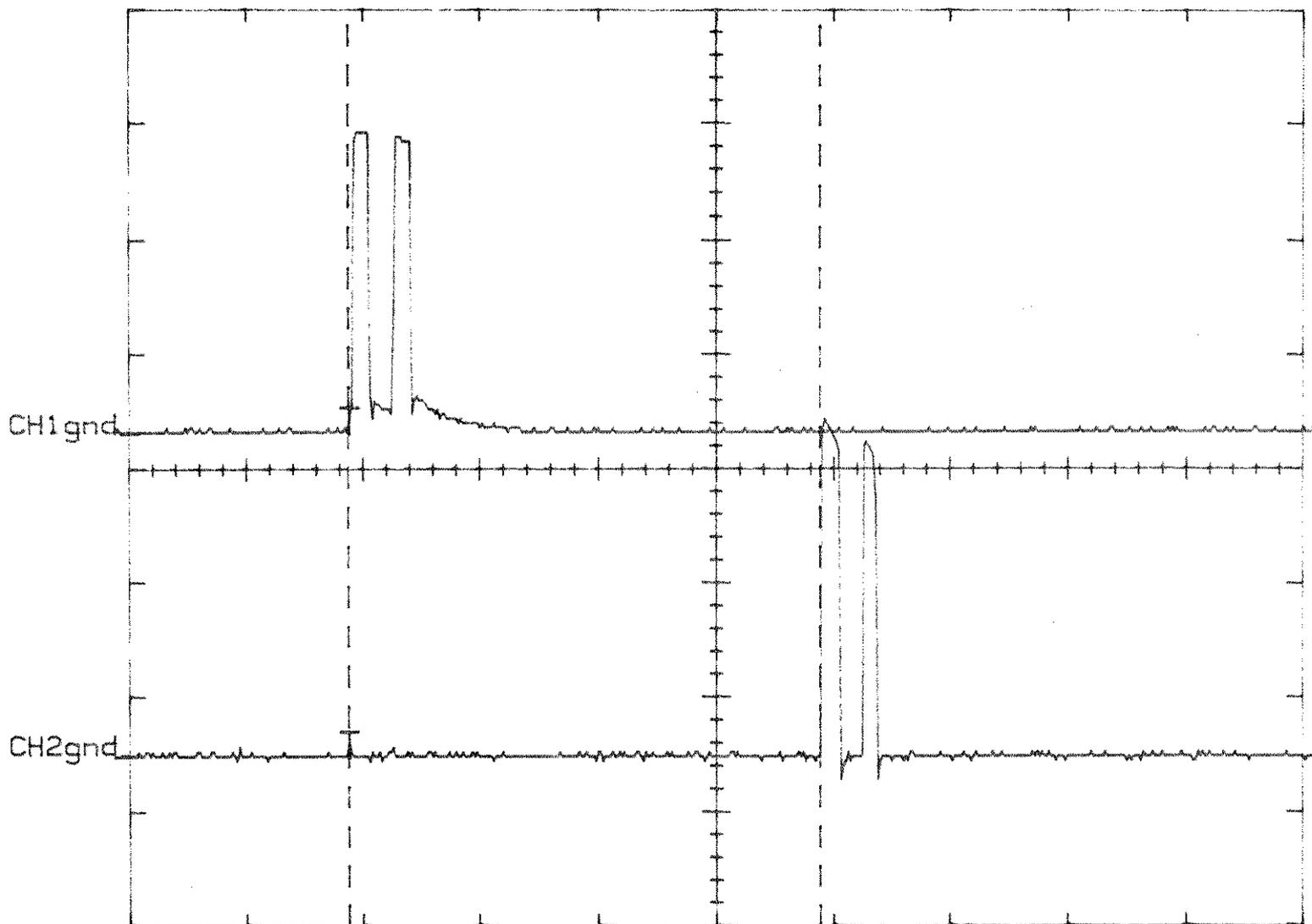


Figura 4.3. Defasagem entre o primeiro e o oitavo canal

CH1 50V A 5ms 0.0 V VERT

40.050ms

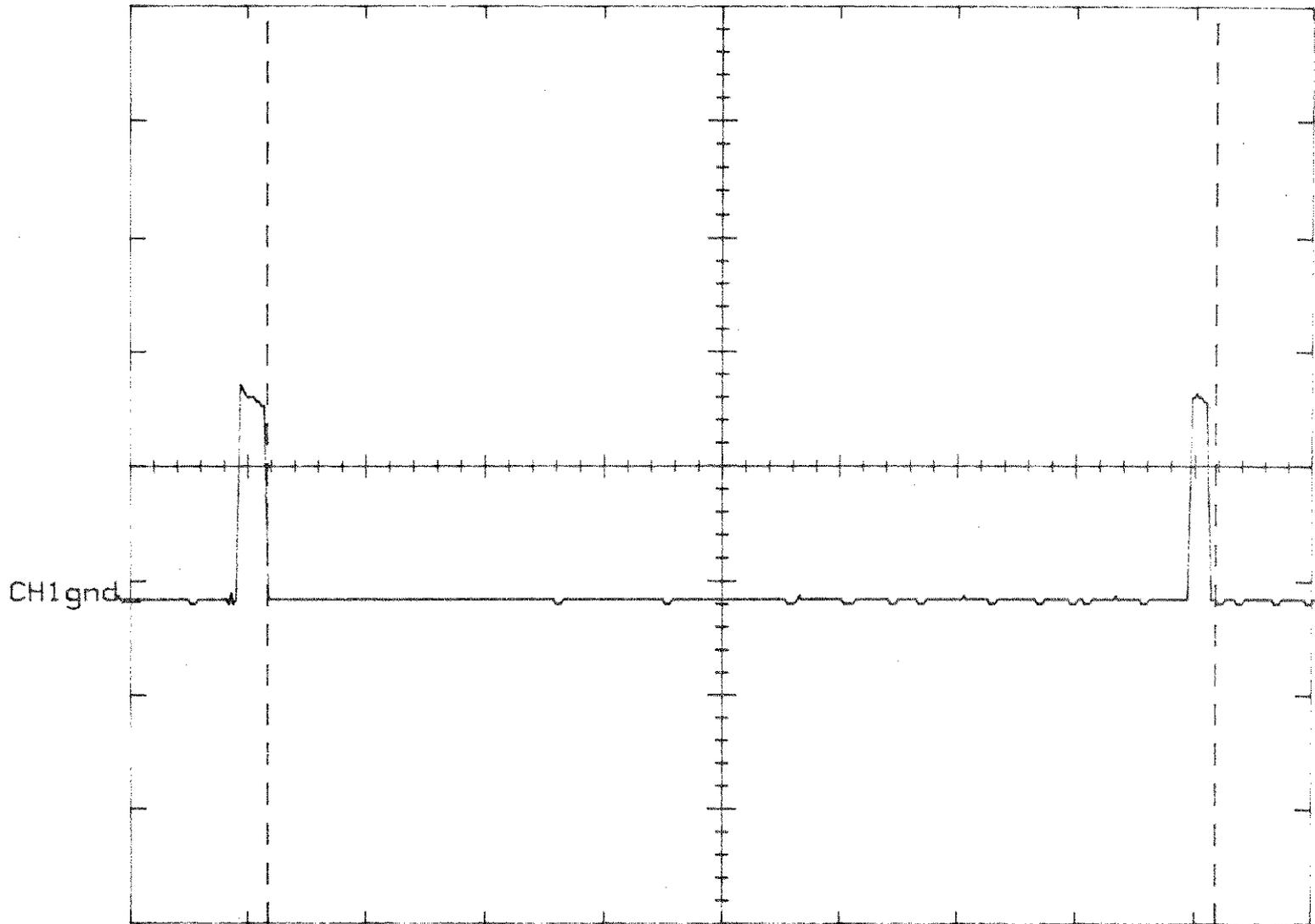


Figura 4.4 : Período de repetição dos trens de pulsos.

canais. Na figura 4.3, mostra-se essa multiplexagem para os oito canais, justificando este fato, uma maneira de evitar consumo excessivo da bateria (fonte de alimentação do circuito). Os trens de pulsos duram em torno de 300  $\mu$ s, por isso que o atraso dos pulsos entre o primeiro e o segundo canal está em torno de 300  $\mu$ s e de 2400  $\mu$ s entre o primeiro e oitavo canal.

Sobre uma resistência de 1 k $\Omega$ , a amplitude do estímulo varia entre 150 e 200 V.

#### 4.3- Casos clínicos

Quatro pacientes paraplégicos/tetraplégicos participaram dos testes do Sistema de Estimulação Neuromuscular.

Primeiro caso: P. A. G. (masculino, 31 anos de idade, 70kg, 1,75m de altura) portador de uma tetraplegia traumática com perda parcial da função muscular e da sensação, com nível de lesão entre C6 e C7 e é incompleto. Ele entrou nos testes depois de 8 anos de lesão. A causa da lesão é acidente de carro. Ele se locomove com cadeira de rodas, e consegue ficar em pé sem estimulação pois só um lado está completamente paralisado.

Este paciente não usou órteses mas usou andadores.

Estimulando só o músculo quadríceps e o músculo ísquio-tibial, ele

apresentou uma boa marcha, mas sem equilíbrio na perna paralisada. Acrescentou-se um outro canal para estimular os músculos glúteos máximos e médios, a marcha melhorou, mas há o problema do pé tocar o chão sem aplanamento. Isso foi resolvido estimulando o quadriceps meio-segundo antes da flexão do joelho. Os tempos usados para estimulação dos músculos foram: 4 segundos, 1 segundo, 1/2 segundo, e 4 segundos. As amplitudes foram: 180V para os glúteos máximos e médios, 190V para o quadriceps, e 153V para o ísquio-tibial. Os canais usados durante os testes para ele são os seguintes:

- Canal 1 (C1): Músculos Glúteos máximos e médios da perna direita
- Canal 2 (C2): Músculo Quadriceps da perna direita
- Canal 3 (C3): Músculo Ísquio-tibial da perna direita
- Canal 4 (C4): Não foi usado
- Canal 5 (C5): Músculos Glúteos máximos e médios da perna esquerda
- Canal 6 (C6): Músculo Quadriceps da perna esquerda
- Canal 7 (C7): Músculo Ísquio-tibial da perna esquerda
- Canal 8 (C8): Não foi usado

E os diagramas de tempo são:

PERCENTAGEM DO CICLO DE MARCHA CANAL	42%	7%	1%	42%	7%	1%
CANAL 1	█	█	█	█		
CANAL 2	█	█	█			
CANAL 3	█	█	█	█		
CANAL 4						
CANAL 5	█			█	█	
CANAL 6	█			█	█	█
CANAL 7	█			█	█	
CANAL 8						

O paciente relatou, com os testes, menor esforço nos membros superiores.

Durante os testes houve um acréscimo do tempo de marcha. No início, ele andava durante aproximadamente quinze minutos mas atualmente ele consegue andar por pelo menos meia hora. O espaço percorrido durante cada exercício é em torno de 500 metros.

Segundo caso: C. L. (masculino, 32 anos de idade, 64kg, 1,65m de altura) portador de uma paraplegia traumática com perda parcial da função muscular e da sensação, com nível de lesão abaixo de T7 completo. Ele entrou nos testes depois de 7 anos de lesão. A causa da lesão é tiro. Ele se locomove com cadeira de roda, e não consegue ficar em pé sem estimulação pois ele não tem estabilidade de tronco.

Este paciente usou órteses fixando as articulações do quadril e do joelho, juntamente com andadores. Com isso, travou-se o joelho e não se precisou da extensão do joelho pela estimulação do quadríceps. Usou-se apenas dois canais de cada lado estimulando os músculos glúteos máximos e médios e o nervo fibular.

O paciente mostrou uma boa marcha com bastante equilíbrio conseguindo fazer passos bem largos. Os tempos usados para estimulação

neuromuscular foram: 4 segundos e 1 segundo. As amplitudes foram: 180V para os glúteos máximos e médios, 155V para o fibular. Os canais usados durante os testes para ele são os seguintes:

- Canal 1 (C1): Músculos Glúteos máximos e médios da perna direita
- Canal 2 (C2): Não foi usado
- Canal 3 (C3): Nervo fibular da perna direita
- Canal 4 (C4): Não foi usado
- Canal 5 (C5): Músculos Glúteos máximos e médios da perna esquerda
- Canal 6 (C6): Não foi usado
- Canal 7 (C7): Nervo fibular da perna esquerda
- Canal 8 (C8): Não foi usado

E os diagramas de tempo dele são:

PERCENTAGEM DO CICLO DE MARCHA CANAL	40%	10%	40%	10%
CANAL 1	—	—	—	—
CANAL 2				
CANAL 3	—	—	—	—
CANAL 4				
CANAL 5	—	—	—	—
CANAL 6				
CANAL 7	—	—	—	—
CANAL 8				

A marcha dele foi razoável sem a otimização do meio-segundo.

Terceiro caso: M. A. A. (feminino, 27 anos de idade, 50kg, 1,65m de altura) portador de uma tetraplegia traumática com perda total da função muscular e da sensação, com nível de lesão abaixo de C7 completo. A paciente entrou em teste depois de 8 anos de lesão. A causa da lesão foi uma Mielite Transversa Aguda. Ela se locomove em cadeira de rodas, não consegue ficar em pé sem estimulação pela falta de estabilidade do tronco.

Nessa paciente M., não se usou órtese mas para estabilizar o tronco, foi necessário usar o músculo paravertebral. Pela dificuldade de se achar os pontos motores a partir do nervo fibular, usou-se o músculo ísquio-tibial. Esta paciente usou andadores.

Estimulando só o músculo quadríceps e o músculo ísquio-tibial, a paciente apresentou uma boa marcha, mas sem equilíbrio na perna paralisada. Acrescentou-se um outro canal para estimular os músculos glúteos máximos e médios, a marcha melhorou, mas há o problema do pé tocar o chão sem aplanamento. Isso foi resolvido estimulando o quadríceps meio segundo antes da flexão do joelho. Os tempos usados na estimulação dos músculos foram: 14 segundos, 2 segundos, e 1/2 segundo. As amplitudes foram: 180V para os gluteos máximos e médios,

---

160V para o quadríceps, e 170V para o isquio-tibial. Os canais usados durante os testes são os seguintes:

Canal 1 (C1): Músculos Glúteos máximos e médios da perna direita

Canal 2 (C2): Músculo quadríceps da perna direita

Canal 3 (C3): Músculo isquio-tibial da perna direita

Canal 4 (C4): Músculo parávertebral da perna direita

Canal 5 (C5): Músculo Glúteos máximos e médios da perna esquerda

Canal 6 (C6): Músculo quadríceps da perna esquerda

Canal 7 (C7): Músculo isquio-tibial da perna esquerda

Canal 8 (C8): Músculo parávertebral da perna esquerda

E os diagramas de tempo são:

PERCENTAGEM DO CICLO DE MARCHA CANAL	43%	6%	1%	43%	6%	1%
CANAL 1						
CANAL 2						
CANAL 3						
CANAL 4						
CANAL 5						
CANAL 6						
CANAL 7						
CANAL 8						

O sistema desenvolvido funcionou para os três pacientes mas, em um paciente não se conseguiu obter resultados positivos. O paciente A. T. (feminino, 33 anos de idade, 54kg, 1,63 m de altura) tem uma paraplegia traumática com perda total da função muscular e da sensação, e o nível da lesão está abaixo de T4 completo. Ela entrou em teste depois de 9 anos de lesão. A causa da lesão é ferimento por arma de fogo. Ela não conseguia sincronizar a chegada dos estímulos, demonstrando a necessidade de um controle por chaves. Essas chaves possibilitariam que o paciente ao apertá-las, recebesse os estímulos.

Um aumento da largura do passo e da velocidade, junto com o decréscimo da fase de parada e tempo de andar foi observado em todos os pacientes.

O fato de os pacientes não continuarem andando é por fadiga dos músculos extensores do joelho e suprimento energético inadequado. A velocidade de andar é de 6 a 20m/mn.

Os sistemas híbridos (caso do paciente C.), quando comparados à Estimulação Elétrica Neuromuscular exclusiva ou à ambulação com órteses mecânicas, reduzem o gasto energético e os esforços nos membros superiores.

As vantagens de EEN em paraplégicos são:

\* os próprios músculos dos pacientes são usados junto com o uso

funcional do suporte de ossos e das juntas;

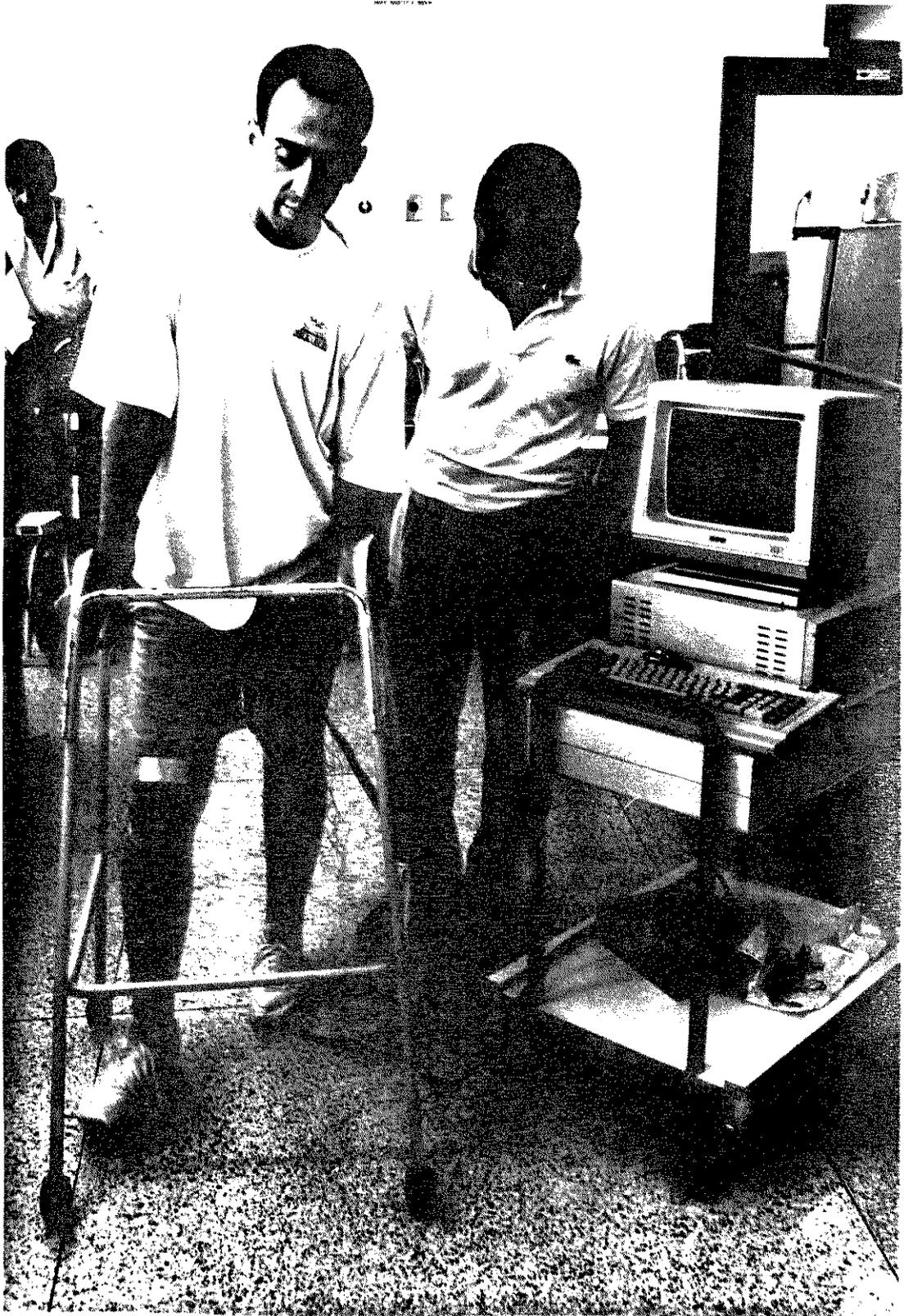
\*Os movimentos usam a própria energia metabólica dos pacientes;

\*O uso de EEN é acompanhado de efeitos terapêuticos como aumento da circulação sanguínea além de evitar osteoporose;

\*As órteses e a EEN de superfície têm uma aparência favorável.

\*No entanto, a EEN de superfície tem desvantagens relacionadas com o posicionamento de eletrodos de superfície implicando em consumo de tempo. Não é possível obter estimulação seletiva por causa da grande superfície dos eletrodos. Amplitudes de estímulo elevadas são necessárias, resultando em estimuladores volumosos. Um uso inadequado pode provocar irritação de pele.

A seguir, mostra-se a foto de paciente tetraplégico usando o sistema.



---

## CAPÍTULO V - CONCLUSÃO

Qualquer padrão de estimulação acoplado com órteses mecânicas mostrou ser um método híbrido útil e fundamental para reabilitação da marcha de pacientes depois de lesão na medula espinhal.

Precisa-se de metodologias de avaliação da marcha (consumo energético) e sensores para permitir outras opções de controle para esses pacientes. Oferecer sistemas para serem usados por pacientes possibilitando controle por chaves. Fazer sistemas em malha fechada, com a possibilidade de oferecer protótipos para cada paciente, com suas sequências otimizadas.

O uso de menus permite que pessoas não especializadas em computadores (fisioterapeutas, por exemplo) programe sem dificuldade um novo padrão de estimulação.

O sistema permite total acompanhamento dos pacientes.

Com os oito canais programáveis de estimulação, é possível promover padrões de locomoção mais próximos do normal do que com os sistemas monocanais.

O Sistema é facilmente transportável para outros centros de pesquisa.

Embora a locomoção tenha sido o objetivo do projeto, o sistema

---

pode ser utilizado para efeitos terapêuticos, tais como prevenção da atrofia muscular, osteoporose, contraturas, redução de espasticidade, etc.

O Sistema se mostra adequado para promover a locomoção em pacientes paraplégicos e tetraplégicos com neurónio inferior intacto.

O Sistema oferece total segurança ao paciente.

## CAPÍTULO VI - SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

A metodologia adotada neste trabalho permitiu atingir os objetivos e conseguir uma ferramenta básica para auxiliar na reabilitação de paraplégicos e tetraplégicos.

Como propostas futuras, temos:

1/ o uso de sensores para realimentação com sistemas de malha fechada;

2/ viabilizar o sistema para membros superiores, escolhendo-se adequadamente os parâmetros de estimulação;

3/ construir um protótipo de estimulador para cada paciente com seus parâmetros otimizados.

## CAPÍTULO VII - REFERÊNCIAS

- BARATTA, R.; ICHIE, M.; HWANG, S. K. & SOLOMONOW, M. (1989). Orderly Stimulation of Skeletal Muscle Motor Units with Tripolar Nerve Cuff Electrode. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. BME-26, n.8, pp. 836-843.
- BENTON, L. A.; BAKER, L. L.; BOWMAN, B. R. & WATERS, R. L. (1979). Functional Electrical Stimulation—A Practical Clinical Guide. The Professional Staff Association of the Rancho Los Amigos Hospital, 2 ed.
- BORGES, G.; FERGUSON, K. & KOBETIC R. (1989). Development and Operation of Portable and Laboratory Electrical Stimulation Systems for Walking in Paraplegic Studies. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 36, n. 7, pp. 799-801.
- BROMAN, H.; BILOTTO, G. & DE LUCA, C. J. (1985). A Note on the Noninvasive Stimulation of Muscle Fiber Conduction Velocity. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. BME-32, n. 3, pp. 341-344.
- CARLSON, D. F. & WILKIE, D. R. (1974). Muscle Physiology. Prentice-Hall, INC., New Jersey.

- 
- CARROLL, S. G.; TRIOLO, R. J.; CHIZECK, H. J. KOBETIC, R. & MARSOLAIS, E. B. (1989). Tetanic Responses of Electrically Stimulated Paralyzed Muscles at Varying Interpulse Intervals. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-36, n. 7, pp. 644-653.
- CHIZECK, H. J.; KOBETIC, R.; MARSOLAIS, E. B.; ABBAS, J. J.; DONNER, I. H. & SIMON, E. (1988). Control of Functional Neuromuscular Stimulation Systems for Standing and Locomotion in Paraplegics. *Proceedings of IEEE*, vol. 76, n. 9, pp. 1155-1166.
- CHUSID, G. J. (1982). *Neuroanatomia Correlativa e Neuroanatomia Funcional*, vol. 1, 2 ed., pp. 93-211.
- CLIQUET, Jr. A. (1988). Paraplegic Locomotion with Neuromuscular Electrical Stimulation Based Systems - A Feasibility study. University of Strathclyde, Glasgow, G. B.
- CLIQUET, Jr. A. (1991). Paraplegic Gait Restoration Through Neuromuscular Electrical Stimulation Based Strategy. IV International Symposium on Biomedical Engineering. Peníscola, Espanha, pp. 214-215.
- DICARRIO, R. A. & SCHMIDTMANN. (1985). A Multichannel Counter/Timer Interface for the Acquisition of Neuronal Spike Trains. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-32,
-

- n. 5, pp. 345-347.
- FANG, Z. P.; & MORTIMER, J. T. (1991). Alternate Excitation of Large and Small Axons with Different Stimulation Waveforms: an Application to Muscle Activation. *Medical & Biomedical Engineering*, vol. 29, pp. 543-547.
- GILMORE, L. D. & DELUCA, C. J. (1985). Muscle Fatigue Monitor (MFM): Second Generation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-32, n. 1, pp. 75-78.
- GORMAN, P. H.; & MORTIMER, J. T. (1983). The Effect of Stimulus Parameters on the Recruitment Characteristics of Direct Nerve Stimulation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-30, n. 7, pp. 407-14.
- HEMAMI, H. & STOKES, B. T. (1983). A Qualitative Discussion of Mechanisms of Feedback and Feedforward in the Control of Locomotion. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-30, n. 11, pp. 681-689.
- KANTOR, G. & ROBINSON, C. J. (1989). Introduction of A Special Issue on Functional Electrical Stimulation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 36, n. 7, pp. 641-643.
- KRALJ, A. R. & BADJ, T. (1989). *Functional Electrical Stimulation Standing and Walking after Spinal Cord Injury*. CRC Press, Florida.

- LACOURSE, J. R.; MILLER, W. T.; VOGT, M. & SELIKOWITZ, S. M. (1985). Effect of High-Frequency Current on Nerve and Muscle Tissue. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. BME-32, n. 1, pp. 82-86.
- LIU, Y; ZHANG, Y. Q. & ANDREWS B. (1991). Development Multichannel Neural Muscular Stimulator. IV International Symposium on Biomedical Engineering, Peníscola, Spain. pp. 207-209.
- MARSOLAIS, E. B. & KOBETIC, R. (1983). Functional Walking in Paralysed Patients by Means of Electrical Stimulation. Clinical Orthopaedics and Related Research. n. 175, pp. 30-36.
- MARSOLAIS, E. B. & KOBETIC, R. (1987). Functional Eletrical Stimulation for Walking in Paraplegia. The Jornal of Bone and Joint Surgey, vol. 69-A, n. 5, pp. 728-733.
- MARSOLAIS, E. B. & KOBETIC, R. (1988). Development of a Pratical Eletrical Stimulation System for Restoring Gait in the Paralysed Patient. Clinical Orthopeadics and Related Research, n. 233, pp. 64-67.
- PECKHAM, P. H. (1987). Functional Electrical Stimulation Current Status and Future Prospects of Applications to the Neuromuscular System in Spinal Cord Injury. Paraplegia, vol. 25, pp. 279-288.

- PERRY, J. (1975). Pathologic Gait. Atlas of Orthotics. C. V. Mosby, Company, St. Louis. pp. 1-20.
- PROPST, R. H. & FOSTER, J. R. (1980). A Microprocessor Controlled Dual-Channel Stimulator. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. BME-27, n. 3, pp. 171-174.
- STEFANOVSKA, A. ; VODONIK, L.; GROS, N. ; REBERSEK, S. & ACINOVIC-JANEZIC, R. (1986). FES and Spasticity, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 36, n. 7, pp. 738-745.
- STROJNIK, P.; KRALJ, A. & URSIC, I. (1979). Programmed Six-Channel Electrical Stimulator for Complex Stimulation of Leg Muscles During Walking. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. BME 26, n. 2, pp. 112-116.
- THROPE, G. B.; PECKMAN, P. M. & CRAGO, P. E. (1985). A Computer Controlled Multichannel Stimulation. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. BME 32, n. 6, pp. 362-370.
- TOMOVIC, R; VUKOBRATOVIC, M. & VODONIK, L. (1973). Hybrid Actuators for Orthotic Systems- Hybrid Assistive System in Proc. Int. Symp. External Control Human Extremities, Dubronik, Yugoslavia, 73.
- VANDER, A. J.; SHERMANN, J. H. & LUCIANO D. S. (1981). Os Mecanismos da Função de Órgãos e Sistemas. McGraw-Hill do

Brasil, SP.

- VODONIK, L. & GROBELNIK, S. (1977). Multichannel Functional Electrical Stimulation-Facts and Expectations. *Prosthetics and Orthotics International*, vol. 1, pp. 43-46.
- WILHERE, G. F; CRAGO, P. E & CHIZECK, H.J. (1985). Design and Evaluation of a Digital Closed-Loop Controller for the Regulation of Muscle Force by Recruitment Modulation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-32, n. 9, pp. 668-676.
- YARKONY, G. M; JAEGER, R. J.; ROTH, E.; KERLJ, A. R. & QUINTERN, R. (1990). Functional Neuromuscular Stimulation for Standing After Spinal Cord Injury. *Arch. Phys. Med. Rehabilitation*, vol. 71, pp. 201-206.

APÊNDICE

