
ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR COM COMANDO POR VOZ

M. A. Butrico, N. B. S. Ferreira e M. C. F. Castro

Centro Universitário da FEI /Depto. Engenharia Elétrica, São Bernardo do Campo, SP, Brasil

E-mail: marcobutrico@ig.com.br

Abstract: This study reports a portable battery-powered 6-channel non-invasive functional electrical stimulator, aiming at C5 and C6 tetraplegic patients or hemiplegics to reestablish the grasping movements, increasing autonomy in order to accomplish tasks such drinking, eating, writing and typing. Using user dependent speech recognition, the patient chooses which grasp pattern and intensity desired to be executed: palmar prehension, lateral prehension or index finger prehension. Each individual reacts differently to the electric stimulation. In this way, the stimulation parameters are stored in the firmware allowing the adequate intensity of stimulation for each patient.

Palavras Chaves: preensão, reconhecimento de voz estimulação elétrica neuromuscular.

Introdução

Indivíduos que sofreram uma lesão na região cervical da medula espinhal apresentam perdas sensoriomotoras tanto dos membros inferiores quanto dos superiores caracterizando o quadro de tetraplegia. Dependendo do nível da lesão na medula, pode-se perder os movimentos dos dedos, da mão, do braço e/ou do ombro. Não somente os movimentos são perdidos, mas também há a perda ou diminuição das funções tácteis e sensoriais [1]. Apesar dos pacientes se readaptarem a essa nova condição, sofrem grandes limitações na realização de atividades do cotidiano que envolvam a preensão e manipulação de objetos, como comer, beber, escrever, escovar os dentes, pentear o cabelo, etc.

A estimulação elétrica neuromuscular (EENM) é uma forma de ativação neural através da utilização de baixos níveis de corrente, permitindo a ativação temporal adequada de fibras que enervam os músculos, propiciando assim a geração de movimentos funcionais ou apenas com fins terapêuticos. A utilização prática da EENM tem se mostrado útil na restauração de movimentos de membros paralisados, assim como na reeducação muscular, prevenção de atrofia, redução temporária da espasticidade e redução das contraturas e edemas [2].

No mercado brasileiro os sistemas comerciais são apenas de uso terapêutico não possibilitando o seu uso como meio auxiliar na realização de atividades comuns do cotidiano. Já no exterior, os esforços estão direcionados ao desenvolvimento de sistemas implantados. Apesar de funcionalmente satisfatórios, esses dispositivos

associados às cirurgias necessárias para o implante e o tempo de hospitalização, além das complicações que o procedimento pode acarretar, apresentam um custo elevado estando fora do alcance de uma grande quantidade de pessoas. Os sistemas de superfície não fornecem a mesma seletividade que os implantáveis, devido ao espalhamento das linhas de corrente, são menos confortáveis, sendo necessário colocá-los e retirá-los todos os dias e, não é fácil posicioná-los no local correto, diminuindo a repetibilidade do movimento. Entretanto analisando pela ótica econômica tornam-se uma alternativa bastante atrativa [3].

Como continuidade de trabalhos anteriores que mostraram a viabilidade de utilização desta técnica para obtenção de padrões funcionais de preensão [3], [4], objetiva-se o desenvolvimento de um sistema portátil que possa ser controlado não pelo terapeuta, como o seu antecessor, mas pelo próprio usuário, conferindo-lhe maior autonomia e independência.

Materiais e Métodos

O sistema apresentado consiste em um estimulador elétrico neuromuscular microprocessado, de 6 canais, com alimentação por bateria e comando por sistema de reconhecimento de voz, visando à restauração de padrões funcionais de preensão em indivíduos com lesões medulares aos níveis de C5 e C6.

a. Movimentos

Foram utilizadas três seqüências de estimulação visando a restauração da preensão palmar, preensão lateral e da extensão do dedo indicador (Figura 1). O paciente escolhe qual das seqüências de ativação muscular deseja executar, e a intensidade do estímulo, utilizando comandos vocálicos, previamente escolhidos e armazenados, que desencadeiam a liberação do estímulo que provoca a contração dos músculos. Além disso, uma quarta seqüência propicia a abertura da mão. Os músculos selecionados para a restauração dos movimentos pretendidos foram: Extensor Radial do Carpo, Extensor Comum dos Dedos, Flexor Superficial dos Dedos, Abductor do Polegar, Oponente do Polegar e Lumbricais. Os padrões de preensão foram definidos e avaliados em trabalhos anteriores [3], [4].



Figura 1: Movimentos: a) Preensão Palmar - b) Preensão Lateral - c) Distensão do dedo indicador.

b. O Sistema

O sinal de estimulação utilizado é um sinal monofásico de tensão, com trens de 3 pulsos de 100 μ s e frequência de repetição de 20 Hz (Figura 2). Esses parâmetros são fixos e comuns para todos os seis canais. A distinção é feita por modulação em amplitude.

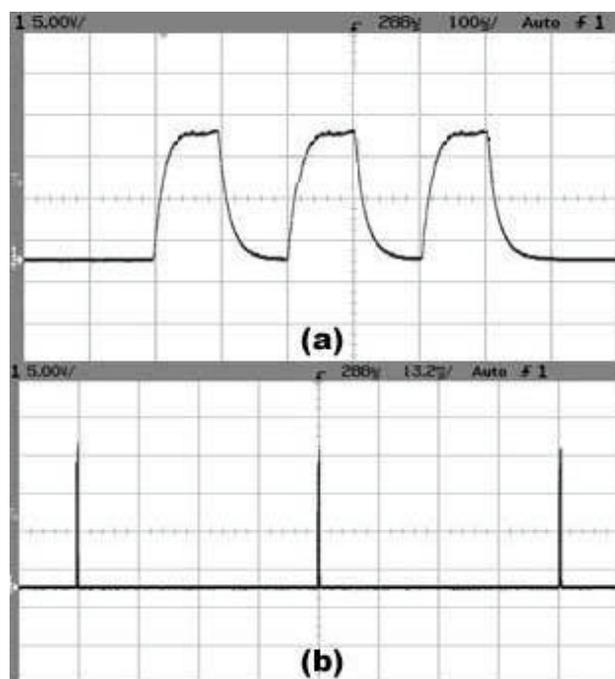


Figura 2: Sinal de estimulação: a) Análise individual de um único burst - b) Análise da seqüência de bursts gerados.

Como cada indivíduo reage diferentemente à estimulação elétrica, o sistema é exclusivo e deve, portanto, ser programado previamente, com os parâmetros de estimulação que permitam a adequação das intensidades de estimulação para cada músculo, baseado na resposta obtida pelo usuário através de levantamento experimental.

Os valores obtidos são então armazenados em memória através de *lookup tables*, que contêm, cada uma, 30 valores, correspondendo às intensidades relativas para cada canal, em cinco níveis de intensidade, para cada um

dos padrões de movimento estabelecidos. Está disponível uma porta de comunicação serial para que rapidamente seja feita a atualização dos novos níveis de intensidade.

A interface com o usuário é feita através de um display LCD, onde é possível obter informações do movimento escolhido, intensidade de estímulo, se o movimento está travado e a carga da bateria (Figura 3).

O sistema é alimentado por uma bateria de 12V, recarregável, que permite autonomia do sistema por, pelo menos, 6 horas de utilização ininterrupta. Ao atingir o nível mínimo de carga de utilização da bateria, um alarme sonoro intermitente é gerado através de um *buzzer*, alertando o usuário para a carga da mesma.



Figura 3: Display LCD de interface, onde o usuário pode obter informações do status atual do sistema: a) Nível de carga da bateria - b) Movimento selecionado - c) Indicador de movimento travado - d) Nível de intensidade de estimulação.

c. Comando de voz

A seleção do movimento, bem como da intensidade do estímulo é feito através de um sistema de reconhecimento de voz comercial (*Voice Extreme Toolkit* da empresa norte-americana Sensory) [5]. O sistema é do tipo dependente do orador, de tal forma que o comando será atendido apenas se a voz captada coincidir com o que foi previamente gravado. O indivíduo escolhe e grava 8 comandos simples, não parônimos (palavras com sons iguais), para aumentar a fidelidade do sistema, com o objetivo de realizar as seguintes tarefas:

- (1) Cessar a estimulação - abrindo a mão - e relaxar a mão
[comando padrão: **RELAXAR**]
- (2) Inicializar com a seqüência de abertura da mão
[comando padrão: **INÍCIO**]
- (3) Travar comando de forma a não permitir alterações
[comando padrão: **FIM**]
- (4) Aumentar a intensidade do estímulo
[comando padrão: **MAIS**]
- (5) Diminuir a intensidade do estímulo
[comando padrão: **MENOS**]
- (6) Comando para preensão lateral
[comando padrão: **PEGAR**]
- (7) Comando para preensão palmar
[comando padrão: **AGARRAR**]
- (8) comando para extensão do indicador
[comando padrão: **DIGITAR**].

Resultados

No sistema apresentado cada um dos seis canais gera o estímulo independentemente, porém mantendo os

parâmetros de frequência e burst de sinais fixos. A amplitude de estimulação definida previamente através das *lookup tables* pode atingir um valor máximo de 70V (medidos com carga de 1 kO), codificados através de conversores digitais-analógicos em 256 níveis (Tabela 1).

Tabela 1: Sinal de resposta para entrada ao microcontrolador em função do comando de voz - *Lookup table* do movimento DIGITAR.

Nível de Intensidade	Canais					
	1	2	3	4	5	6
1	132	0	0	123	0	0
2	132	0	0	125	0	0
3	134	0	0	125	0	0
4	136	0	0	127	0	0
5	138	0	0	127	0	0

Uma vez que o usuário diz um comando, o sistema de reconhecimento de voz gera um código digital correspondente que é decodificado e interpretado pelo microprocessador (Tabela 2).

Tabela 2: Codificação dos comandos de voz

Comando de Voz	Sinal de Saída do Sistema de Reconhecimento de Voz (em Hexadecimal)
Relaxar	7F
Início	BF
Fim	3F
Mais	F7
Menos	77
Pegar	B7
Agarrar	37
Digitar	FB

Assim, para que seja habilitado o início de qualquer movimento é necessário que seja dito o comando para iniciar a seqüência de abertura da mão [comando padrão: **INÍCIO**] e, em seguida o comando de voz para o referido movimento desejado: comando para preensão lateral [comando padrão: **PEGAR**], preensão palmar [comando padrão: **AGARRAR**] ou extensão do indicador [comando padrão: **DIGITAR**]. Assim, o fluxo do software é deslocado para a *lookup table* correspondente.

Da mesma forma, para que seja aumentada a intensidade de estímulo [comando padrão: **MAIS**] ou diminuída a intensidade de estímulo [comando padrão: **MENOS**], esses comandos de voz farão o deslocamento do ponteiro de intensidade, ou seja, deslocamento de linha na referida *lookup table* do comando que está sendo aplicado, atualizando os canais (Figura 3).

Uma vez travado [comando padrão: **FIM**], este irá desabilitar qualquer tipo de alteração no padrão de preensão e na intensidade de estímulo que estão sendo aplicados. Para desabilitar este travamento, será necessário a utilização do comando que cessa a estimulação [comando padrão: **RELAXAR**].

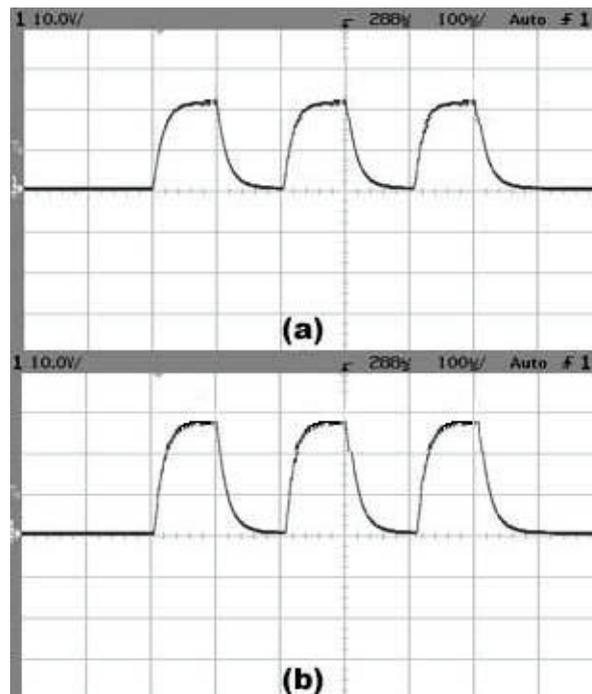


Figura 3: Intensidades do sinal de estimulação: a) e b) diferentes níveis de intensidade de estímulo.

O sistema de reconhecimento de voz, o qual faz a interface entre o sistema de estimulação e o comando do usuário, está suscetível a ruídos provenientes do ambiente. Torna-se vital o uso de um microfone de lapela ou *headset* de boa qualidade, caso contrário, será necessário repetir o mesmo comando vocálico várias vezes. Da mesma forma, a alteração na clareza, intensidade e cadência dos comandos de voz emitidos são fatores delimitantes no sistema reconhecimento de voz.

Os comandos selecionados mostraram-se eficazes. As palavras são bem diferentes não havendo erros de interpretação por parte do sistema. De qualquer forma, como o sistema de reconhecimento precisa ser treinado através da gravação prévia dos comandos com a voz do usuário, pode-se alterá-los facilmente durante esse procedimento. Cada um dos comandos é associado a um código digital responsável por deflagrar as seqüências de estimulação.

A utilização de diferentes níveis de estímulos possibilita a obtenção de vários graus de preensão, seja com relação à extensão do movimento e/ou força exercida contra o objeto.

As obtenções das intensidades relativas foram feitas segundo um levantamento experimental, visando encontrar a relação de intensidades ou amplitude de estímulos entre os diferentes músculos ativados, proporcionando a obtenção do padrão de preensão desejado. Após esse procedimento se estabelece mais quatro níveis de intensidades apenas para os músculos envolvidos diretamente na preensão, definindo assim os cinco níveis citados anteriormente.

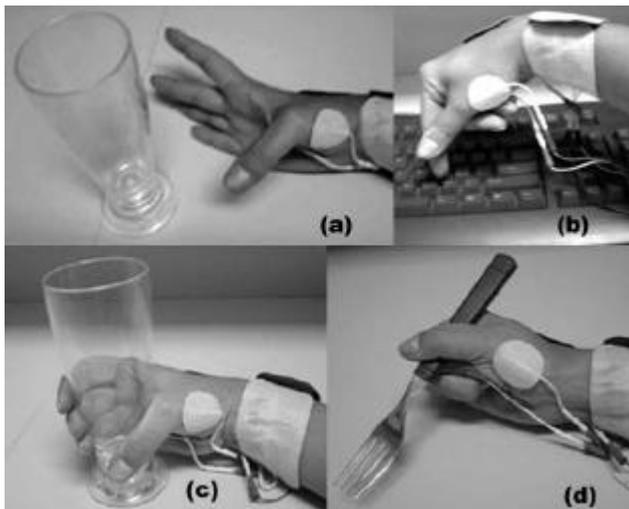


Figura 4: Exemplo de resposta obtida: a) Abertura da mão - b) Extensão do indicador - c) Preensão palmar - d) Preensão lateral.

Discussão

O sistema de estimulação propriamente dito, constituído pelo sistema analógico de geração e amplificação dos trens de pulsos, bem como os parâmetros do sinal de estimulação, como número de pulsos, largura de pulso e frequência de repetição, por serem baseados em sistema anterior [3], [4], já foram previamente testados, tendo mostrado adequação para o fim proposto.

Da mesma forma, as seqüências de estimulação utilizadas nesse trabalho, têm se mostrado adequadas possibilitando a realização da maioria das atividades do cotidiano, e por esse motivo foram as selecionadas para serem incluídas na programação [3], [4].

Fica desconsiderado o uso de qualquer tipo de botão seja eles do tipo deslizantes ou *push-button* dos tipos *dip switch* ou *tactile switches*, em função da pequena força que os pacientes com lesões medulares destes níveis possuem nas pontas dos dedos. O comando por voz é uma alternativa bastante atrativa. Cada vez mais a tecnologia é aplicada a produtos dedicados; a fala e a linguagem estão sendo amplamente usadas para dar mobilidade aos portadores de deficiência, aplicação na qual as barreiras de acesso não são só físicas, mas também tecnológicas. Indivíduos com perda de mobilidade física podem se beneficiar e muito dessa tecnologia.

Por outro lado, apesar da evolução das técnicas de processamento, esses sistemas ainda encontram algumas limitações. A distorção do sinal de fala ocorre por vários caminhos, incluindo distorção no canal de comunicação, adição de ruído acústico, e pela própria variabilidade do sinal de fala, como por exemplo, alteração morfofisiológica do aparelho fonador (rouquidão, faringite, laringite, etc), *stress*, fatores emocionais, esforço e velocidade de fala. Todos estes fatores fazem com que comecem a ocorrer mudanças significativas entre os parâmetros de treino e teste, invalidando o reconhecimento.

Como o mesmo padrão de movimento pode ser utilizado para a preensão de diferentes objetos que podem

requerer força ou tamanho da abertura/fechamento da mão diferentes, a existência de vários níveis de estímulo, graduando os parâmetros supra citados, possibilita uma maior otimização do uso da estimulação, contribuindo para reduzir o processo de fadiga muscular que pode ocorrer mais rapidamente se utilizados níveis de estimulação desnecessários [3], [4].

Conclusão

Os estudos realizados nos permitem concluir que existem poucos modelos de estimuladores disponíveis no mercado, principalmente no mercado brasileiro. Os estimuladores disponíveis são, em sua maioria, equipamentos para estimulação terapêutica, ou seja, para utilização em consultórios, com acompanhamento de médico e fisioterapeutas.

As opções portáteis, que podem ser utilizadas por pacientes em suas atividades diárias, em sua maior parte são sistemas implantados. Esses sistemas são bastante caros, já que acrescido ao custo do equipamento estão o custo dos médicos e internação para procedimento cirúrgico de implante do sistema.

O sistema desenvolvido visa preencher a lacuna existente. Propõe-se um sistema portátil, que pode ser utilizado nas atividades do cotidiano de lesados medulares, e que pelo seu baixo custo estará ao alcance de um maior número de indivíduos.

Agradecimentos: Os autores agradecem o Centro Universitário da FEI e à FAPESP pelo apoio.

Referências

- [1] MAYNARD Jr., F. M., BRACKEN, M. B., CREASEY, G., DITUNNO, J. F., DONOVAN, W. H., DUCKER, T. B., GARBER, S. L., MARINO, R. J., STOVER, S. L., TATOR, C. H., WATERS, R. L., WILBERGER, J. E., YOUNG, W., "International Standards for Neurological and Functional Classification of Spinal Cord Injury", *Spinal Cord* 35: 266-74, 1997.
- [2] PECKHAM, P. H., CREASEY, G. H., "Neural Prostheses: Clinical Applications of Functional Electrical Stimulation in Spinal Cord Injury", *Paraplegia* 30: 96-101, 1992.
- [3] CASTRO, M. C. F., CLIQUET JR., A., "Artificial Grasping System for the Paralyzed Hand", *Artif. Org.* 24(3): 185-88, 2000.
- [4] CASTRO, M. C. F., CLIQUET JR., A., "Estimulação Elétrica Neuromuscular e Estimulação Eletrotátil na Restauração Artificial da Preensão e da Propriocepção em Tetraplégicos", *Acta Ortop. Bras.* 9(3): 19-28, 2001.
- [5] SENSORY, INC., Internet site address: <http://www.sensoryinc.com> acessado em 06/01/2003.