

ESTÍMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR: Experiências para Laboratório

Vinícius Santos Barbosa¹, Maria Cláudia Ferrari Castro²
^{1,2} Departamento de Eng. Elétrica, Centro Universitário FEI
 unievbarbosa@fei.edu.br, mclaudia@fei.edu.br

Resumo: com o intuito de melhorar as aulas práticas da Disciplina de Engenharia Biomédica um Estimulador Elétrico Neuromuscular (EENM) e um roteiro de experimentos foram desenvolvidos. Temas como o funcionamento do sistema neuromotor e os efeitos devido às variações das características quantitativas e qualitativas da corrente elétrica são abordados em um ambiente interdisciplinar para que o aluno compreenda os conceitos da estimulação elétrica neuromuscular e a resposta motora ao estímulo.

1. Introdução

Todo movimento inicia-se no Sistema Nervoso Central (SNC) [1], mais especificamente nos neurônios, células compostas por corpo celular, dendritos e um axônio. Uma diferença de potencial (ddp), entre o meio extracelular e intracelular da célula, ocasionado pela movimentação de íons Na^+ e K^+ , gera um estímulo elétrico que irá perpetuar-se pelo Sistema Nervoso Periférico (SNP) até o ponto de junção entre o neurônio motor e as fibras musculares que formam uma unidade motora. Neurotransmissores são liberados pelo neurônio ocasionando, no retículo sarcoplasmático, a liberação de íons Ca^{2+} . Na presença desses íons, os sítios de ligação da actina são desbloqueados permitindo com que se liguem a miosina. Essas proteínas constituem as unidades contráteis do músculo.

A função do EENM é gerar pulsos elétricos que serão aplicados na região da junção motora (região em que o neurônio motor se liga com as fibras motoras). O estímulo externo, será então capaz de induzir as alterações eletro-iônicas que se propagarão pelas fibras resultando na contração muscular.

Torna-se, portanto, possível utilizar-se do método da estimulação elétrica neuromuscular em diferentes casos clínicos, como fortalecimento muscular e aumento da amplitude de movimento [2], ou mesmo a restauração de padrões mais complexos de movimentos como nos tratamentos de quadros de paraplegia ou tetraplegia [3].

Portanto, o estudo do EENM durante as aulas de laboratório da Disciplina de Engenharia Biomédica agrega uma capacidade de compreensão interdisciplinar ao abordar tópicos de diferentes áreas do conhecimento, como eletrônica, computação, fisiologia, tecnologia assistiva. Espera-se que o aluno ao final dos experimentos seja capaz de relacionar a resposta motora às variações dos parâmetros do estímulo, como por exemplo amplitude, frequência e a aplicação ou não de modulação [4].

Não foram encontradas, na literatura consultada, referências sobre módulos de Estimulação Elétrica Neuromuscular voltados para a área didática. Pelo

conhecimento dos autores, o que se tem é a utilização de sistemas comerciais diretamente na clínica.

2. Metodologia

O microcontrolador do EENM é um Arduino UNO®. Ele foi escolhido por possuir um baixo custo de aquisição e facilidade de programação. Além disso, o Arduino UNO® permite o uso de Shields que ampliam as funções do microcontrolador. Neste projeto foram utilizados o Shield LCD com teclado operacional e o *Stimshield* que é o circuito eletrônico do estimulador propriamente dito [5]. O EENM possui dois canais de estimulação em corrente constante, com pulsos bifásicos, simétricos e isolados entre si.

A interface com o usuário é feita por um *Shield* LCD com teclado operacional, através do qual é possível incrementar e decrementar a amplitude do estímulo que varia de 0 até 20mA e a frequência que varia de 0 até 50Hz. Pode-se atribuir ainda um sinal de saída com modulação em amplitude na forma trapezoidal ou retirá-lo. O *Stimshield* converte o sinal de 12V fornecido por uma fonte DC para um sinal de 40V, através de uma fonte interna. O mesmo pode ocorrer também através de alimentação por bateria de 12V / 1.100 mAh. Ambas as tensões são necessárias para o processo, tendo em vista que a tensão de alimentação do Arduino é de baixa potência (12V), enquanto a do *Stimshield*, para gerar correntes da ordem de 20-40mA, precisa de uma tensão maior para a alimentação do circuito de saída do estimulador, tornando os sinais capazes de gerar uma contração muscular eficaz.

O *Stimshield* gera, em cada um dos seus canais de saída, um sinal bifásico com largura ajustável entre 100 até 600 μs e frequência também ajustável dentro do intervalo de 5 até 50 Hz. Para gerar os pulsos bifásicos, dois pulsos monofásicos, defasados entre si, ativam lados diferentes de uma ponte de corrente. A modulação da amplitude, através da interface, é compreendida pelo Arduino Uno® como uma alteração do sinal de modulação de largura de pulso (PWM), que no *Stimshield* é transformado em sinal de modulação em amplitude (PAM).

3. Resultados

Através da programação, foi possível desenvolver uma interface intuitiva, na qual a navegação é feita através do teclado analógico do *Shield* LCD, escolhe-se os itens do menu pressionando os botões down e up, um cursor indica qual item do menu está selecionado (figura 1). Para acessar os submenus de modulação de amplitude de cada canal independente e a frequência de estimulação pressiona-se o botão right. O mesmo serve para iniciar a estimulação elétrica com ou sem

modulação. Os valores de amplitude e frequência ficam visíveis nos submenus. A figura 2 representa o fluxograma de navegação do equipamento.



Figura 1 - Menu EENM

Os roteiros experimentais abordam o estudo de diversos músculos e o posicionamento correto dos eletrodos, as respostas motoras em função das variações de amplitude e da frequência de estimulação, e ainda o uso ou não de modulação no estímulo.

Espera-se que os alunos sejam capazes de perceber que o aumento da frequência de estimulação, mantendo-se a amplitude de estímulo constante em um valor confortável, inicia-se com contrações fracas e isoladas, aumentando a força de contração à medida que o intervalo entre elas diminui. Espera-se também, que sejam capazes de explicar que este efeito se deve à diminuição dos intervalos entre os estímulos impedindo que o músculo relaxe totalmente entre cada contração. Logo, para uma frequência a partir de 20Hz o efeito é uma longa e forte contração muscular, e não 20 contrações.

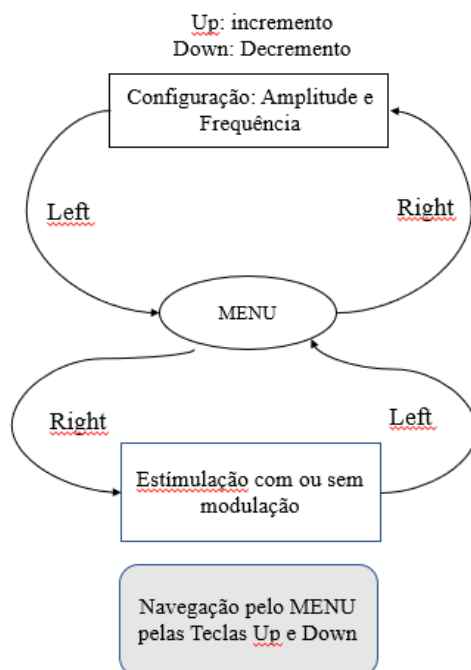


Figura 2 - Fluxograma de navegação do EENM

Já o aumento da amplitude do estímulo, mantendo a frequência constante em torno de 20 Hz, inicia-se com uma sensação de formigamento, passando a uma

contração leve, seguida por uma contração mais forte, mas que pode ser vencida voluntariamente, até não ser possível se opor à contração obtida artificialmente. O valor dessa corrente é conhecido como corrente de Let Go.

Outro ponto abordado nos roteiros é a diferença no efeito motor, utilizando-se ou não a modulação de amplitude no sinal de estimulação. A modulação na forma trapezoidal faz com que a amplitude seja incrementada e decrementada, de forma que o efeito motor seja suave e gradativo, em oposição ao efeito sem modulação do sinal, resultando em uma contração brusca, já que o sinal é aplicado com a amplitude máxima estabelecida.

4. Conclusões

A Engenharia Biomédica caracteriza-se pelo seu alto grau interdisciplinar. Através dela, o conhecimento técnico de diferentes engenharias é utilizado para o projeto de equipamentos hospitalares e clínicos, como é o caso do EENM. Espera-se que, através do desenvolvimento deste roteiro experimental e do uso do EENM, o aluno consiga desenvolver a capacidade de associação interdisciplinar tão importante para os dias atuais, através da observação da resposta motora a partir da aplicação de diferentes configurações de estímulos elétricos. Compreendendo, não somente o funcionamento de um circuito eletrônico ou da programação de estimulação, mas também o funcionamento do sistema neuromotor.

5. Referências

- [1] R. Lent, Cem Bilhões de Neurônios, ed. Rio de Janeiro. 2010.
- [2] O. Rupp et al. Muscle Strength and Geometrical Changes in Paralysed Muscle Following FES. Hong Kong Physiother. 2000. 18(1). p. 3-11.
- [3] R. Rupp et al. Development of a non-invasive, multifunctional grasp neuroprosthesis and its evaluation in a individual with a high spinal cord injury. In: Proc. 34th Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBC. 2012. P 1835 – 1838.
- [4] A. J. Robinson, L. Snyder-Mackler. Clinical Electrophysiology: Electrotherapy and Electrophysiologic Testing. Williams & Wilkins. 1995.
- [5] R. G. Barelli, et al. Stimshield – Shield para Arduino UNO® com dois canais de estimulação elétrica neuromuscular. Anais do XXV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2016, p. 412 – 415

Agradecimentos

Ao Centro Universitário FEI por todo apoio à pesquisa. A minha coordenadora Maria Cláudia Ferrari de Castro por todo conhecimento transmitido.

¹ Vinícius Santos Barbosa (11.116.742-5) aluno de ID do Centro Universitário FEI. Projeto com vigência de 09/17 a 09/18.