

# Desenvolvimento de um Estimulador Elétrico Funcional Portátil para Auxílio da Marcha de Sujeitos Hemiplégicos

TC. Magalhães<sup>1,2</sup>, HR. Martins<sup>1,2</sup>, FE. Torres<sup>1,2</sup>, SVS. Moura<sup>2</sup> e DRR. Silva<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica - Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, Brasil, <sup>2</sup>Laboratório de Engenharia Biomédica – LEB/UFMG

e-mail: tiagocoelhom@gmail.com

**Abstract** – *This article describes a new system topology for Functional Electrical Stimulation (FES) that will be employed in the treatment of patients with hemiplegia. This new system is characterized as a portable and programmable multichannel neuromuscular electrostimulation which has three fully independent channels. These channels can have their electrical pulse parameters (width, frequency, amplitude and waveform) configured by an external software/platform. Hence, the great features of this new system are its portability, the number of electrical stimulation channels and its ability to be configurable wirelessly. Furthermore, our objective is to present the electronic system project and the test results obtained throughout the topology validation, which demonstrated that the system is very stable and constant, evidencing excellent performance while the stimulation parameters were modified. This system also features on-time gait analysis through Inertial Measurement Units (IMU) which provides data needed to identify the specific gait phases and perform the muscle stimulation at specific moments during the walk.*

**Palavras-chave:** *Functional Electrical Stimulation, Neuromuscular Electrical Stimulation, Hemiplegia, portable devices, Loss of Motor Function.*

## Introdução

A lesão no neurônio motor superior pode ser resultado de, por exemplo, acidente vascular cerebral (AVC), lesão na medula espinhal, esclerose múltipla ou paralisia cerebral. Indivíduos acometidos por tais lesões, principalmente por AVC, podem apresentar limitações motoras em um dos lados do corpo (hemiplegia) e, como consequência, terem a movimentação dos membros superiores e/ou inferiores prejudicada. Entretanto, apesar da dificuldade de mobilidade, a excitabilidade elétrica dos nervos periféricos permanece intacta, o que favorece a utilização da estimulação elétrica funcional (FES) para restaurar ou melhorar a marcha [1].

Dentre os pacientes hemiplégicos que sofreram AVC, cerca de 85% das vítimas têm sua mobilidade afetada três meses após o evento e quase metade delas

necessitam auxílio para a locomoção [2]. O último censo demográfico realizado no Brasil pelo IBGE, em 2010, apontou que 23,9% dos brasileiros apresentavam algum tipo de deficiência, seja ela auditiva, visual, motora ou mental, e desses, 7% (13,2 milhões de pessoas) apresentavam incapacidade motora. Ainda, a distribuição dos dados por idade apontou que 67,7% das pessoas com mais de 65 anos apresentava alguma deficiência e, deste percentual, 38,3% exibiam alguma deficiência motora [3].

A FES utiliza a estimulação elétrica neuromuscular (EENM) de baixa frequência para provocar a contração de músculos paralisados ou enfraquecidos. Inúmeros estudos foram feitos utilizando a EENM em sujeitos com alguma dificuldade de marcha e chegaram à conclusão que, quando o tratamento associa a FES, esses indivíduos apresentam melhora significativa na sua recuperação quando se comparado às técnicas fisioterapeutas convencionais [4].

Entretanto, mesmo que mudanças na marcha após a aplicação de FES tenham sido observadas em muitos estudos, a grande maioria apresentou resultados envolvendo apenas um grupo muscular [5]. Nesse sentido, existe a necessidade do desenvolvimento de um sistema que permita o estímulo não apenas de um músculo isolado, mas também a ativação coordenada de diferentes grupos musculares para desempenharem alguma função específica durante a marcha e que, a partir disso, possibilite o estudo e a comparação dessas diferentes configurações possíveis.

O presente trabalho tem como objetivo, portanto, o estudo, desenvolvimento e validação de um sistema portátil para eletroestimulação neuromuscular multicanais programável para o auxílio da marcha de sujeitos hemiplégicos, o *FES-Walking*.

## Materiais e métodos

O sistema foi projetado com os seguintes requisitos funcionais: 3 canais de eletroestimulação independentes, alimentação por bateria, circuito para recarga de bateria, módulo de comunicação *Bluetooth*, Interface Homem-Máquina (LED's, *buzzer* e chaves), entrada para leitura de Sensores

Resistivos à Força (FRS – *Force Sensitive Resistors*), entrada para dois sensores de medição inercial (IMU), circuito de condicionamento para leitura do valor de corrente de eletroestimulação na carga dos diferentes canais, módulo conversor digital-analógico (DAC) externo para a criação de diferentes formas de onda dos pulsos, capacidade de geração de pulsos monofásicos e bifásicos.

O *hardware* possui um controle de fluxo de potência distribuído através de fontes de corrente (FC) independentes, o que permite real paralelização entre os canais de estimulação. Dessa forma, é possível realizar a estimulação simultânea e independente de até três grupos musculares distintos. O sistema ainda conta com um módulo de comunicação que viabiliza a configuração em tempo real dos parâmetros de eletroestimulação. Isso é possível através de um aplicativo externo ao mesmo.

O aparelho é estruturado em três blocos: unidade de controle (UC), unidade de comunicação (UCom) e unidade de potência (UP) (Figura 1). A UC é responsável por realizar o gerenciamento e execução da estimulação elétrica e operar a troca de informações com a UCom. A estimulação deve ocorrer em instantes específicos da marcha, onde cada grupo muscular será ativado para executar sua função específica na fase de balanço ou de apoio.

Os dados provenientes do IMU, que inclui acelerômetro, giroscópio e magnetômetro, serão processados em tempo real e, através da análise dos movimentos de rotação e translação, as fases da marcha serão identificadas para que músculos específicos sejam estimulados em determinados instantes. Além disso, o processador utiliza de informações provenientes dos FRS que poderão identificar, por exemplo, os momentos de impulsão (ao se retirar o calcanhar do chão) que exigiria um estímulo no *triceps sural*, ou a fase de balanço da marcha, onde o *tibial anterior* poderia ser excitado para causar a dorsiflexão. Dentre outras configurações, até três grupos musculares previamente escolhidos serão estimulados e estarão de acordo com parâmetros de corrente, largura de pulso e frequência pré-determinados pelo usuário no aplicativo celular.

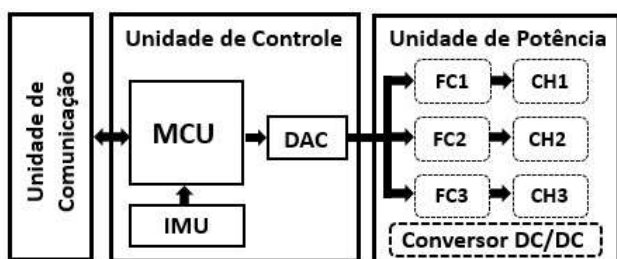


Figura 1 - Diagrama em blocos do sistema

A alteração da magnitude e forma de onda dos pulsos é realizada por meio do controle do DAC externo ao processador. Esse conversor de 12-bits gera um sinal analógico que excitará a FC associada à UP a uma dada frequência. Também, a UC faz o gerenciamento das características de fases do pulso por meio do chaveamento da ponte-H da UP. A UC conta ainda com LEDs, chaves e *buzzer*, que permitem além do *debug* do *firmware*, uma interface com o usuário.

A UP é responsável pela geração da energia necessária à estimulação elétrica, que é independente para cada canal, e está de acordo com os parâmetros de corrente, largura de pulso e frequência pré-definidos. Compõe-se, ainda, de um conversor elevador DC/DC, responsável por transformar a tensão de entrada de  $12V_{DC}$ , fornecida pela bateria, em  $100V_{DC}$  de saída, com corrente de saída contínua máxima de 150mA. Sua configuração, de acordo com os testes executados em laboratório, exige a utilização de um banco de capacitores de armazenamento de energia externo para atender demandas transientes de corrente.

O controle dos estímulos entregues se dá por meio de uma unidade de chaveamento, mostrada no diagrama esquemático da Figura 2. É composta por um conversor tensão-corrente, um espelho de corrente de Wilson, uma ponte-H e um circuito de medição do estímulo por canal. O conversor de tensão-corrente é responsável por determinar a corrente de referência para o espelho de Wilson e utiliza, para isso, um sinal de controle (tensão analógica) proveniente do DAC.

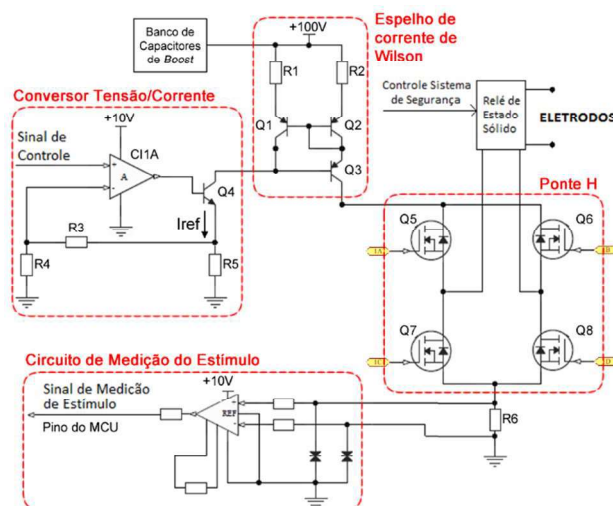


Figura 2 - Unidade de Chaveamento

Uma característica importante do sistema é que o espelho de Wilson controla a corrente, a nível de *hardware*, e garante que a intensidade permaneça

constante, independente das variações da impedância da pele do sujeito durante a aplicação da EENM. Seu funcionamento consiste em refletir a corrente que circula em R1 e Q1 para R2, Q2 e Q3 (Figura 2), transmitindo essa corrente para a ponte-H e, por conseguinte, à carga a ser estimulada. Destarte, mesmo que ocorra alguma variação no valor da resistência na interface eletrodo-eletrólito e pele, o valor de corrente desejada será aplicado. É importante ressaltar que tal variação foi limitada em até  $1.2k\Omega$  [6], respeitando as limitações de projeto. Outra vantagem importante da utilização dessa configuração é possibilidade de geração de diferentes formas de onda em decorrência da utilização de um DAC para controle da tensão de referência.

A ponte-H é encarregada por inverter a polaridade do sentido da corrente em relação à carga e pode, portanto, gerar pulsos bifásicos. A utilização dessa topologia é indicada em virtude do fenômeno chamado “potencial de meia-célula”, presente em qualquer interface eletrodo/eletrólito e pele [7]. Além disso, com o auxílio do *firmware* atuando sobre as chaves habilitadoras de cada canal, feito por relés de estado sólido, é possível também produzir pulsos monofásicos.

A unidade de chaveamento conta com um circuito de medição da magnitude do estímulo elétrico. Ele atua, dessa forma, como uma malha de realimentação que realiza a leitura dos sinais analógicos da eletroestimulação e os direciona para o microcontrolador. Com esse recurso é possível monitorar eventuais falhas e atuar no desligamento do módulo de potência para a segurança do usuário.

Por fim, a UCom é responsável por receber os parâmetros de estimulação (intensidade de corrente, largura de pulso e frequência) definidas pelo usuário através do aplicativo em Android via módulo *Bluetooth*.

## Procedimento Experimental

Para a validação do sistema foram realizados três testes de bancada utilizando cargas resistivas. Os ensaios executados foram: teste de intensidade máxima de corrente, teste de variação de carga e teste de independência dos canais.

**Teste de intensidade máxima de corrente:** o objetivo foi verificar a intensidade máxima de estímulo que o sistema é capaz de produzir antes de saturar a corrente de saída. Desse modo, o ensaio foi realizado utilizando uma fonte de tensão externa de  $130V_{DC}$ , em substituição ao conversor DC/DC, e uma carga de  $1k\Omega$ . Parâmetros configurados com

frequência de 250 Hz, largura de pulso de  $250\mu s$  e corrente máxima configurada de 130mA.

**Teste de variação de carga:** o objetivo foi verificar se o sistema é capaz de se adaptar às variações de carga e manter a mesma intensidade de corrente. Foi aplicada uma corrente de 20mA em um potenciômetro que alterou os valores de carga entre  $100\Omega$  e  $5000\Omega$ .

**Testes de independência de canais:** o objetivo foi acionar os três canais simultaneamente, com parâmetros de frequência, intensidade de corrente e largura de pulso distintos, e, assim, verificar se a ativação de um canal influenciaria no comportamento dos outros, nos momentos em que ocorressem estimulações simultâneas. Além disso, pretendeu-se verificar se o conversor DC/DC suportaria a demanda dos três canais funcionando concomitantemente. Para esse teste foi utilizado um resistor de carga de  $1k\Omega$  e os parâmetros de corrente, largura de pulso e frequência utilizados foram: 50mA, 400us e 260Hz para o Canal 1; 40mA, 720us e 400Hz para o Canal 2; e 25mA, 200us e 600Hz para o Canal 3.

## Resultados

**Hardware:** foi implementado em uma placa de circuito impresso de seis camadas com dimensões de  $10,3 \times 7,31$ cm (Figura 3).



Figura 3 - *Hardware* do sistema

**Teste de variação de carga:** não houve variações significativas da corrente configurada em relação às variações de carga.

**Intensidade Máxima de Corrente:** a corrente resultante máxima obtida foi de 103,75mA (Figura 4), 20,2% menor que a corrente máxima configurada. Isso se deu em decorrência das perdas de tensão nos componentes do espelho de corrente. A tensão de pico a pico ( $V_{pp}$ ) foi de 225,66V.

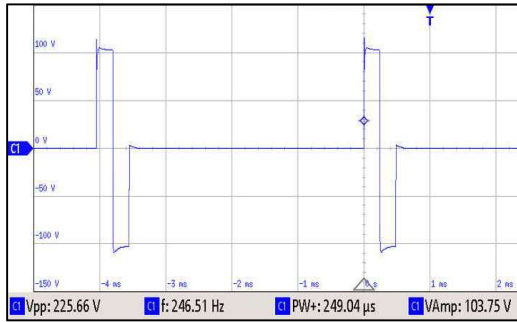


Figura 4 - Teste de intensidade de corrente

**Teste de independência de canais:** A Figura 5 mostra a ativação simultânea dos três canais configurados com diferentes parâmetros de estimulação.

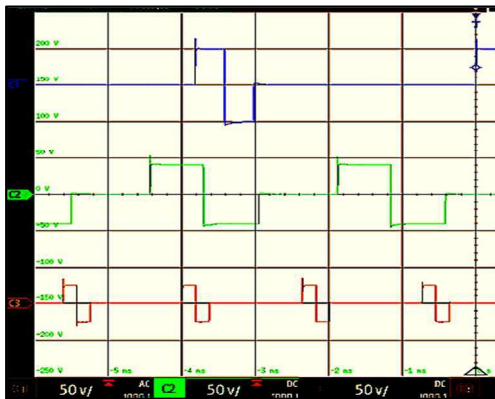


Figura 5 - Teste de independência dos canais

## Discussão

No teste de intensidade máxima, o maior valor de corrente fornecido foi de 103,75mA (Figura 4). Em [8], é constatado que um estímulo monofásico com 140mA, frequência de 30 a 50Hz e largura de pulso de 300 a 400 $\mu$ s é suficiente para promover a contração do músculo desnervado. Além de superar estas exigências, foram realizadas estimulações bifásicas com corrente de até 225,66mA pico a pico, o que é apontado como estímulos mais eficazes para a validação da EENM [9]. Ainda, mesmo com variações de carga significativas, o dispositivo manteve a intensidade semelhante ao valor configurado em 20mA.

Foi possível, além disso, gerar a eletroestimulação com parâmetros de corrente, frequência e largura de pulso distintos, sem que houvesse influência entre canais. Ademais, o conversor DC/DC se mostrou estável para fornecer a potência necessária para a estimulação simultânea dos mesmos.

Apesar dos diversos testes terem sido executados com sucesso, validando a funcionalidade do sistema,

a análise de dados do IMU com FES aplicada à marcha será validada em etapa posterior do projeto.

## Conclusões

Neste artigo apresentamos uma nova topologia para um sistema de eletroestimulação neuromuscular portátil, de três canais independentes, com dimensões reduzidas e passíveis de serem configurados sem fio. Devido à sua portabilidade e flexibilidade de configuração de parâmetros, diversas aplicações podem ser realizadas, incluindo FES, o que poderá trazer um grande benefício ao tratamento de sujeitos hemiplégicos.

## Agradecimentos

Agradecemos as agências brasileiras FAPEMIG, FINEP, CNPq e CAPES pelo suporte financeiro, ao laboratório LEB/UFMG e ao programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica (PPGEE/UFMG).

## Referências

- [1] Lyons, GM, et al. "A Review of Portable FES-Based Neural Orthoses for the Correction of Drop Foot", *IEEE Trans. on Neural Systems and Rehab. Engineering*, Vol. 10, No. 4, December 2002.
- [2] R.F. Macko, et al. "Treadmill training improves fitness reserve in chronic stroke patients", *Arch Phys. Med. Rehabil.*,82:879-884, Jul. 2001.
- [3] IBGE, Censo demográfico 2010. Disponível em: <http://censo2010.ibge.gov.br>. Acessado em 14/09/17.
- [4] Sabut, SK, et al. "Functional electrical stimulation of dorsiflexor muscle: Effects on dorsiflexor strength, plantarflexor spasticity, and motor recovery in stroke patients". *Neuro Rehabilitation*, 29:393-400, 2011.
- [5] Byeong-mu Mun, et al. "Comparison of Gait Aspects According to FES Stimulation Position Applied to Stroke Patients". *J. Phys. Ther. Sci.*, 26: 563-566, 2014.
- [6] Rodriguez JEB, et al. "Estimulador elétrico funcional utilizando ponte H no estágio de potência". *Anais do XXV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica - CBEB 2016*, 2016, Foz do Iguaçu - PR.
- [7] *The Biomedical Engineering Handbook*, Second Edition. Ed. Joseph D. Bronzino. Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. Cap. 48 – Biopotential Electrodes.
- [8] S. M. Parry, et al. "Functional electrical stimulation with cycling in the critically ill: A pilot case-matched control study" *Journal of Critical Care*, 695-698, 2014.
- [8] Nicola A. Maffiuletti. "Physiological and methodological considerations for the use of neuromuscular electrical stimulation" *Eur. J. Appl. Physiol.*, 110:223-234, 2010.