

STIMSHIELD – SHIELD PARA ARDUÍNO UNO® COM DOIS CANAIS DE ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR

Renato G. Barelli, Rodrigo G. G. Piva, Rodrigo Prior Bechelli, e Maria Claudia F. Castro

Centro Universitário da FEI, São Bernardo do Campo, Brasil
e-mail: renato.barelli@gmail.com, mclaudia@fei.edu.br

Resumo: O crescente interesse de estudantes pela plataforma livre e mundialmente conhecida Arduino, motivou o desenvolvimento de um circuito eletrônico configurável nos moldes de um *shield*. Aplicações em sistemas de Estimulação Elétrica Neuromuscular, atraem tanto do ponto de vista educacional, em função das possibilidades de configurações, quanto à aplicação em reabilitação. O circuito proposto dispõe de dois canais de estimulação independentes, controlados em corrente constante, possibilitando também o cascadeamento de até oito canais. São gerados pulsos bifásicos, com largura de 300 μ s, e frequência 20Hz, configuráveis por *software*.

Palavras-chave: Arduino, Estimulação Elétrica Neuromuscular, *Shield*.

Abstract: A growing interest among students for the free and worldwide known Arduino, motivated the development of this shield configurable integrated circuit. Electrical Neuromuscular Stimulation is a research field that attracts educational and rehabilitation initiatives. The proposed circuitry provides two constant current independent stimulation channels with up to eight channels cascade integration. The output signal consist of biphasic pulses, of 300 μ s width and 20 Hz frequency.

Keywords: Arduino, Neuromuscular Electrical Stimulation, *Shield*

Introdução

A reabilitação de lesados medulares, através de Estimulação Elétrica Neuromuscular (EENM), tem sido frequentemente foco de estudo de engenheiros voltados à área de Engenharia Biomédica. A EENM pode ser utilizada em aplicações de reabilitação para paraplégicos e tetraplégicos [1, 2, 3, 4], hemiplégicos [5, 6], em fisioterapia [7], condicionamento muscular [8], dentre outras vertentes destes tópicos. Diversos estudos na área utilizam a forma de onda bifásica simétrica para estimulação [1, 2], a fim de evitar irritações na pele [9], e com controle em corrente constante, dadas as vantagens que esta metodologia apresenta, tais como manter nível de estimulação constante, independente da impedância entre o eletrodo e a pele do indivíduo [9].

Nos últimos anos, a plataforma universal Arduino têm feito parte de diversos projetos de graduação, e até mesmo pós-graduação em escolas de engenharia. Trata-

se de um *hardware* livre, com vasta gama de *shields* (placas conectáveis a placa principal onde se encontra o microcontrolador da plataforma Arduino), extenso repositório de exemplos de *software* e fóruns correlatos, fazem do Arduino uma opção cada vez mais sólida para o desenvolvimento de soluções eletrônicas [10].

Em vista da repetibilidade de projetos ou estudos nesta área, onde comumente se desenvolve desde o início todo o *hardware* responsável por gerar a estimulação, surgiu a ideia de criar e validar um *hardware* universal, que seja simples, eficiente e robusto, e que possa atender à crescente demanda dos diferentes projetos da área.

Para tanto, propõe-se com este artigo um *shield*, cujo intuito é uniformizar o *hardware* de estimuladores elétricos neuromusculares em futuros projetos na instituição, que dispõe de 2 canais independentes de estimulação, com forma de onda bifásica simétrica, e controle por corrente constante. O conjunto dispõe de uma fonte própria de alta tensão, a partir da qual os pulsos são gerados, sendo que cada um dos canais de estimulação dispõe ainda de proteção contra curto-circuito, protegendo-os contra descuidos na utilização.

Materiais e métodos

O circuito do *shield* baseia-se em dois canais de estimulação não isolados entre si via *hardware* e uma fonte própria de 80Vdc.

Os canais são controlados através de dois sinais de modulação por largura de pulso (*Pulse Width Modulation* ou PWM), que convertidos em uma tensão DC (tensão em corrente contínua) variável de 0 a 5V, proporcional ao seu ciclo de trabalho (*duty cycle*) de 0 a 100%, controlam a amplitude dos pulsos de saída, de 0 até a amplitude máxima fornecida pela fonte, operando em corrente constante.

Em havendo a necessidade de isolamento entre os canais, um simples artifício de *software* pode atender a este quesito, que é realizar o acionamento dos canais de forma defasada. Assim, a alta impedância dos transistores MOSFET da ponte desligada, impede que níveis relevantes de corrente circulem. Na figura 1, é ilustrado o esquema com dois canais, sendo que um está conduzindo corrente na carga B, enquanto o outro está completamente aberto, mantendo a carga A isolada da fonte de tensão.

A onda bifásica simétrica é gerada a partir de uma ponte H com transistores do tipo MOSFET, dispondo de

controle em corrente constante através de um regulador de baixa queda direta (*Low Drop Out* ou LDO), regulando a tensão necessária para se obter a corrente desejada, e corrigindo-se rapidamente às eventuais mudanças de valor da carga.

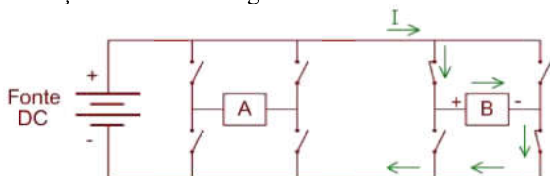


Figura 1: Exemplificação da isolamento entre canais, através do sequenciamento de ativação.

O regulador LDO é baseado na leitura da corrente atual através de um pequeno resistor *shunt* (resistor responsável por extrair uma amostra de corrente), cujo valor de 10Ω possibilita perdas irrisórias de potência, da ordem de poucos miliwatts.

Através de um simples filtro passivo, RC, de 1º ordem em configuração passa-baixa, um sinal de PWM gerado pelo Arduino, com frequência da ordem de 10kHz, e *duty cycle* variável, é transformado em uma tensão analógica proporcional de 0 a 5V, que será utilizado como referência para o regulador.

O regulador LDO, a partir da fonte de alta tensão, bem como do sinal de PWM, dosa a tensão que chega à ponte H, podendo controlar sua amplitude de 0 a 100%, dependendo do sinal de controle e das variações no valor da carga. Vale ressaltar que o valor nominal de carga é de $1k\Omega$, por ser aproximadamente a impedância oferecida pela pele humana, em aplicações de estimulação elétrica não invasiva [9].

A fonte de alta tensão desenvolvida, é exibida resumidamente na figura 2, e baseia-se em eletrônica de estado sólido operando em 100kHz, gerando 80V a partir da topologia *boost* (subidor de tensão), em um controlador MC34063. O *shield* dispõe de entrada de alimentação a partir de um conector Jack P4, no qual uma fonte de 12Vdc é conectada, alimentando tanto o *shield* quanto o próprio Arduino. Esta entrada possui ainda proteção contra inversão de polaridade, e o uso de uma fonte isolada para a alimentação do sistema garante segurança elétrica, protegendo o indivíduo contra possíveis correntes de fuga.

A fonte de 80V, dispõe de potência de saída de cerca de 6,5W contínuos, operando confortavelmente no *shield*, dadas as baixas frequências (20 a 30Hz) e larguras de pulso (em torno de $300\mu s$) envolvidas na EENM [1, 2, 3].

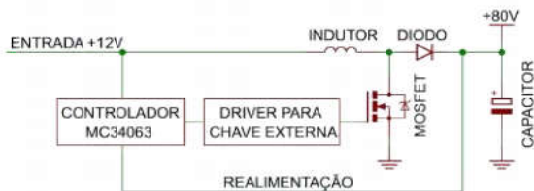


Figura 2: Diagrama da fonte de alta tensão.

Resultados

O *shield* foi desenvolvido para possibilitar conexão direta com a plataforma Arduino em sua versão Uno, e indiretamente com as demais versões, desde que feita a interligação dos respectivos pinos através de cabos. Uma ilustração do conjunto integrado é exibida na Figura 3. O desenvolvimento permite o cascadeamento de 4 *shields*, totalizando 8 canais de estimulação, que podem ser isolados entre si, desde que o acionamento dos mesmos seja defasado, e não simultâneo.

A interface de controle é bastante flexível, podendo ser utilizada para esta finalidade a porta serial do Arduino, bem como uma interface de teclas e *display* de cristal líquido, uma vez que o Stimshield mantém livre os pinos comumente utilizados por estes *shields* comerciais.

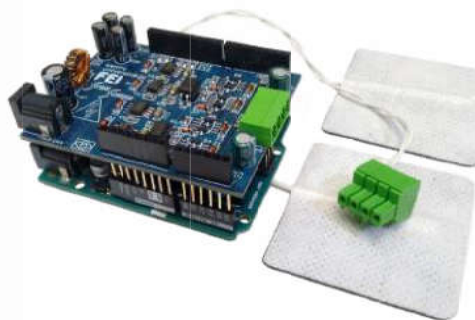


Figura 3: Integração do Stimshield com o Arduino Uno.

Qualquer que seja a interface construída para controle do *shield*, têm-se como parâmetros importantes o valor máximo de amplitude, determinado pelo PWM enviado a cada canal, bem como tempos de subida e descida de cada um deles. Na Figura 4, é ilustrada uma rampa de subida com duração em torno de 900ms obtida nos testes do circuito, tendo como carga um resistor de $1k\Omega$, mostrando o incremento de amplitude até alcançar o valor máximo estipulado.

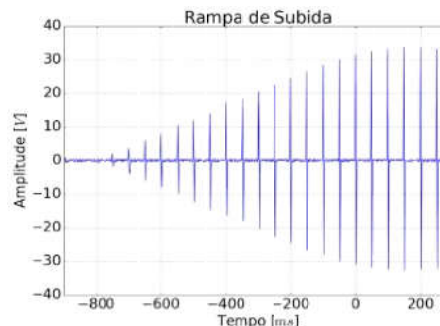


Figura 4: Rampa de subida.

Conforme mencionado em [1, 2, 3, 4], a largura de pulso adequada para a EENM é de aproximadamente $300\mu s$, tanto em alto quanto em baixo, para pulsos bifásicos simétricos, conforme ilustrado, na Figura 5. A frequência utilizada é de 20Hz, uma vez que tanto ela

quanto a largura de pulso estão intimamente relacionados à força de contração obtida, bem como o tempo até a fadiga ocorrer [1, 2, 9].

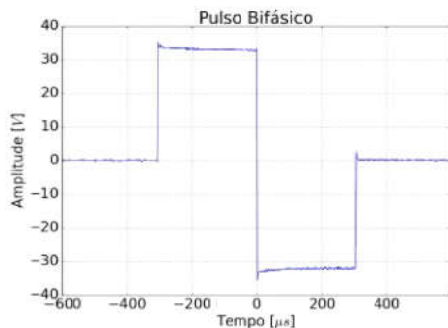


Figura 5: Pulso bifásico simétrico.

Para a análise de incerteza expandida dos parâmetros frequência e amplitude, foram levantados 3 conjuntos de 4 medições de cada parâmetro em um osciloscópio Agilent DSO-X 3012A, realizando os cálculos posteriormente em Python. Para frequência ajustada em 20Hz e amplitude em 30Vp, obteve-se valores de $19,85\text{Hz} \pm 35,7\text{mHz}$, e $29,98\text{V} \pm 0,443\text{V}$.

No *software* básico, desenvolvido para a avaliação do circuito, fez-se uso de uma interrupção de *timer* (temporizador) responsável por fazer a contagem de tempo, bem como controlar a ponte H, gerando a forma de onda com as temporizações adequadas, tanto de largura de pulso quanto na frequência.

Na rotina principal do *software*, faz-se apenas a leitura das entradas de sinal, alterando os valores dos PWM's responsáveis por controlar a amplitude de cada canal.

Com o *software* base sendo feito desta forma, torna-se fácil a programação para realizar sequências de acionamento, dado que toda a temporização dos pulsos está sendo feita de forma automática pela interrupção de *timer*. Tomando ele por base, o desenvolvedor precisa apenas cuidar da leitura de sensores, ou quaisquer outras formas de entrada de dados no circuito, e os valores de PWM para definir as amplitudes dos pulsos gerados.

Um fluxograma com o funcionamento básico do *software* é ilustrado nas Figuras 6 e 7.

Discussão

A principal motivação para o desenvolvimento deste dispositivo foi a aplicação em estudos correlatos de EENM. Em diversas pesquisas, diferentes soluções de *hardware* e *software* foram utilizadas e aplicadas ao longo dos últimos 15 anos [9, 11].

Em função deste grande número de desenvolvimentos específicos, foi observada uma baixa repetição ou padronização entre os diversos pesquisadores, e seus respectivos problemas e soluções.

O conhecimento era transferido, mas as soluções técnicas e desenvolvimentos de *hardware* e *software*

não. Dessa forma, parte dos problemas de criação e aplicação de *hardware* e *software*, eram repetidos nos diversos equipamentos desenvolvidos.

Nos últimos anos, com os movimentos de *hardware* aberto e *software* livre, surgiu a ideia de unificar o conhecimento acumulado pelo laboratório, e produzir um equipamento que pudesse ser utilizado nas diversas pesquisas, que fosse de baixo custo, e de simples aplicação, e dessa forma, evoluir com um conhecimento técnico que possa ser transferido para os pesquisadores.

Entre os objetivos secundários foi observado: a necessidade de fomentar a contribuição destes pesquisadores ao projeto, o uso de dispositivos de baixo custo, a simplicidade de reprodução e de expansão do *hardware* de estimulação.

Poucos pesquisadores e estudantes de engenharia têm a oportunidade de colaborar em projetos de *software* e *hardware* no decorrer de sua formação. Esta contribuição é importante para a formação e posterior entrada no mercado de trabalho, ou projetos de pesquisa.

A adoção de um sistema de controle, que também pudesse ser utilizado de forma aberta e modificável, e com baixo custo de reprodução, também foi levado em consideração no desenvolvimento do dispositivo. Por este motivo foi desenvolvida a integração do dispositivo

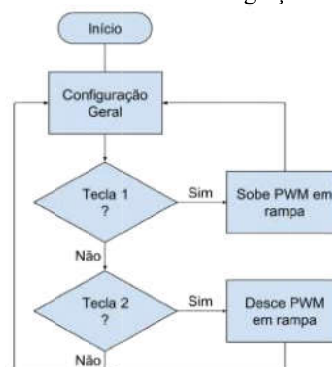


Figura 6: Fluxograma da interrupção de timer.

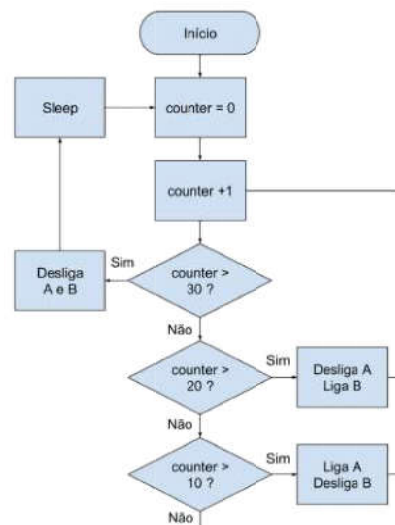


Figura 7: Fluxograma da interrupção de timer.

no formato de um *shield* que é inserido em um *hardware* Arduíno.

O *shield* possui uma funcionalidade interessante, que é a capacidade de integrar diversos dispositivos em um único Arduíno, e esta característica também foi considerada no projeto de forma a possibilitar a expansão de canais de estimulação controlados, por um único sistema e adição de outros tipos de *shield*, como uma interface de teclas ou *display* de cristal líquido.

Além do potencial educacional e de pesquisa, dentro do âmbito acadêmico, o Stimshield pode ser utilizado em aplicações práticas, uma vez que seus parâmetros podem ser facilmente alterados no software para se obter uma característica específica.

Pode-se, por exemplo, utilizá-lo em seções de fisioterapia, onde se pretenda condicionar uma musculatura específica de um indivíduo, obtendo-se fortalecimento muscular.

Aplicações que exijam até dois canais, podem ser abrangidas com o conjunto Arduíno/Stimshield, como por exemplo em hemiplegia, onde, dentre outros problemas, o indivíduo pode apresentar fraqueza na dorsiflexão do pé [6], implicando no arraste ao caminhar. Em casos como estes, pode-se utilizar sensores para detectar o momento exato da marcha onde a dorsiflexão ocorreria, e estimular a musculatura responsável para que ela ocorra, possibilitando, assim, a reabilitação, ainda que em partes, da marcha do indivíduo.

Conclusão

Foi realizado o desenvolvimento e avaliação de um *shield* para a plataforma aberta Arduíno, com o intuito de exercer estimulação elétrica neuromuscular, através de dois canais independentes, controlados em corrente constante. O *shield* em questão pode ser cascateado para se obter até oito canais independentes, enquanto o *software* base foi planejado para oferecer ao desenvolvedor a máxima facilidade de uso.

O *shield* desenvolvido, servirá como ferramenta e plataforma, para estudos e pesquisas na área de estimulação elétrica neuromuscular, podendo adicionalmente ser empregado em aplicações práticas, tanto em fisioterapia quanto em reabilitação.

Consolidada a solução de engenharia, o circuito poderá ser moldado para outras versões de Arduíno, concentrando um maior número de canais, bem como disponibilizando circuitos para condicionamento de sinais de sensores, utilizados nas aplicações práticas. No ambiente acadêmico, o projeto possui potencial para fomentar novas pesquisas voltadas à estimulação elétrica neuromuscular, contribuindo com a pesquisa científica. Divulgando os primeiros resultados da validação, possibilita-se, às próximas pesquisas, mais praticidade, robustez e facilidade de programação.

Agradecimentos

Os autores gostariam de agradecer o Centro Universitário da FEI e a CAPES (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior).

Referências

- [1] Rupp R, Kreiling A, Rohm M, Kaiser V, Muller-Putz GR. Development of a non-invasive, multifunctional grasp neuroprosthesis and its evaluation in an individual with a high spinal cord injury. In: Proc. 34th Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBC; San Diego, CA, USA, 2012. p. 1835–1838.
- [2] Prochazka A, Gauthier M, Wieler M, Kenwell Z. The bionic glove: An electrical stimulator garment that provides controlled grasp and hand opening in quadriplegia. Arch. Phys. Med. Rehabil. 1997; 78(6): 608–614.
- [3] Popović D, Stojanović A, Pjanović A, Radosavljević S, Popović M, Jović S, Vulović D. Clinical evaluation of the Bionic Glove. Arch. Phys. Med. Rehabil. 1999; 80(3):299–304.
- [4] Castro MCF. Desenvolvimento e aplicação de um sistema para reabilitação sensoriomotora de membros superiores paralisados [Dissertação]. Campinas: Universidade Estadual de Campinas; 2000.
- [5] Bioness H200 Wireless Advertisement. Bioness Inc. [internet]. 2011 [cited 2016 Apr 01]. Available from: <https://goo.gl/25TK5z>.
- [6] Chae J, Sheffler LR, Knutson JS. Neuromuscular Electrical Stimulation for Motor Restoration in Hemiplegia. Top. Stroke Rehabil. 2008; 15(5):412–426.
- [7] Carty A, McCormack K, Coughlan GF, Crowe L, Caulfield B. Increased Aerobic Fitness After Neuromuscular Electrical Stimulation Training in Adults With Spinal Cord Injury. Arch. Phys. Med. Rehabil. 2012; 93(5):790–795.
- [8] Levin O, Mizrahi J, Gornish M, Isakov E. Muscle Strength and Geometrical Changes in a Paralyzed Muscle Following FES. Hong Kong Physiother. J. 2000; 18(1):3–11.
- [9] Broderick B, Breen P, Ólaighin G. Electronic stimulators for surface neural prosthesis. J. Autom. Control. 2008; 18(2):25–33.
- [10] D’Ausilio A. Arduino: A low-cost multipurpose lab equipment. Behav. Res. Methods. 2012; 44(2):305–313.
- [11] Castro, MCF, Cliquet Jr A. Artificial Sensorymotor Integration in Spinal Cord Injured Subjects through Neuromuscular and Electrotactile Stimulation. Artificial Organs. 2000; 24:710-717.