
ARTIGO

IMPLEMENTAÇÃO DE UM ESTIMULADOR ELÉTRICO VIA
CIRCUITO INTEGRADO 555N¹

Edson Italo Mainardi Júnior²

Murilo Miceno Frigo

Beatriz Teixeira Fidelis

RESUMO

Este artigo tem como objetivo a aplicação de uma tecnologia para o avanço da eletricidade no âmbito terapêutico, mais especificamente, no campo de estudo da eletroterapia. Assim, é proposto a implementação de um aparelho de estimulação elétrica em corrente pulsada, na ordem de miliamperes (mA), alimentado por uma fonte de tensão contínua ou baterias. O embasamento teórico da pesquisa advém dos autores VELLOSO (2005) e BRAGA (2017). Simulações e testes experimentais demonstram e validam que o procedimento de projeto proposto tem um desempenho adequado.

Palavras-chave: Eletroterapia. Circuito eletro-estimulador. Circuito integrado 555N.

1 INTRODUÇÃO

A eletroterapia é um campo que merece destaque devido principalmente à eficácia apresentada na recuperação de pacientes que se encontram em tratamento de diversos tipos de patologias. Exemplos de aplicações dessa metodologia de tratamento vão desde a saúde estética, a estimulação de músculos fadigados, independente da fonte e causa. Outros exemplos de aplicações dos aparelhos eletro-estimuladores são, inchaço de pernas e braços, inflamações, úlceras, atrofia dos músculos, disparidade do controle motor associado a danos ortopédicos e neurológicos, disfunção no movimento de articulações e anestesia

¹ **Como citar este artigo:**

MAINARDI JÚNIOR, E. I.; FRIGO, M. M.; FIDELIS, B. T. Implementação de um estimulador elétrico via circuito integrado 555N. *ForScience*: revista científica do IFMG, Formiga, v. 6, n. 1, e00344, jan./jun. 2018.

² **Autor para correspondência:** Edson Italo Mainardi Júnior, IFMS – Campus Três Lagoas, edson.mainardi@ifms.edu.br

local. Ademais, estudos recentes descrevem a aplicação da eletroterapia em órgãos sensoriais, como a retina, estimulação cerebral profunda, acupuntura e na regeneração tecidual (KRUEGER et al., 2010).

Entretanto, a aplicação e estudo dessa metodologia vem sendo estruturada desde o ano de 46 a.c. Relatos históricos afirmam que, Scribonius Largus, utilizava-se de peixes torpedo, para o tratamento de cefaleias e dores decorrentes de artrite gotosa (KRUEGER et al., 2010). Já adiante, no século XVI, William Gilbert escreveu sobre suas descobertas em relação ao uso da eletricidade com finalidades terapêuticas. Na metade do século XVII, Francesco Redi realizou pesquisas com intuito de estudar e determinar o fluxo de energia elétrica gerado pelo peixe elétrico e concluiu que a energia era originada através de músculos altamente especializados (BAUMGARTEN, 2013). No século XVIII, Luigi Galvani, o pioneiro nos estudos envolvendo estimulação elétrica muscular, publicou seus comentários a respeito de suas experiências, verificando o potencial elétrico de músculos e nervos de rãs (SILVA, 2010). Não obstante, o médico francês Guillaume Duchenne de Boulogne, em meados do século XIX, apresentou um trabalho descrevendo o uso da eletro-estimulação sobre tecidos musculares, sendo esse um dos primeiros a estudar mais especificamente a relação da eletricidade com a contração muscular (SILVA, 2010). Estudos mais recentes sobre eletroterapia podem ser encontrados em (GRILLO; SIMÕES, 2003; JUNQUEIRA et al., 2013; SOUZA; PINO; SOUZA, 2012).

A partir da situação apresentada, o presente trabalho se justifica pela necessidade de desenvolvimento de um protótipo capaz de propiciar a aplicação da eletroterapia. Metodologicamente, a proposta do trabalho é o estudo teórico e a análise experimental de um protótipo que forneça adequadamente uma corrente pulsada na saída, na ordem de miliamperes (mA). Os autores demonstram que o protótipo proposto permite a estimulação de músculos com uma variação de tensão máxima entre 1V e 60V, corrente elétrica máxima entre 1mA e 6mA e frequência do sinal de saída ajustável em uma faixa de 20Hz a 60Hz.

Simulações efetuadas no aplicativo simulador PSIM 11.0, ilustram os sinais de tensão e frequência obtidos, evidenciando o desempenho adequado. A implementação experimental do protótipo valida a teoria apresentada.

2 Estimulação Muscular

Eletro-estimuladores são circuitos elétricos destinados a fornecerem correntes elétricas adequadas a fim de que se possa alcançar efeitos desejáveis no processo de reabilitação das mais diversas patologias. Assim, eletro-estimuladores são classificados pelo

tipo de corrente utilizada na estimulação. Atualmente, três tipos merecem destaque na aplicação: corrente contínua, corrente alternada e corrente pulsada. Segundo VELLOSO (2005), a maioria dos aparelhos eletro-estimuladores utilizam-se de corrente contínua. Veja (KANTOR; ALON; HO, 1994) para maiores detalhes.

Nesse trabalho a metodologia empregada consiste de um protótipo que forneça adequadamente um sinal de corrente pulsado. Define-se corrente pulsada como uma corrente derivada da junção de vários sinais de curta duração, da ordem de microsegundos a milissegundos, seguidos de intervalos entre pulsos onde não há circulação de corrente (VELLOSO, 2005). Ressalta-se que devido aos intervalos entre pulsos existentes nas correntes pulsadas, o valor médio da intensidade de corrente elétrica é relativamente pequeno quando comparado com o valor máximo da amplitude. Este fato além de vantajoso é considerado um fator de segurança presente nos estimuladores elétricos de corrente pulsada, pois o valor médio da corrente de estimulação situa-se geralmente abaixo de $30mA$, sendo que os estimuladores elétricos de corrente alternada modulada em tempo ou amplitude, podem atingir valores da ordem de $100mA$ (VELLOSO, 2005).

Assim, valores de intensidade de corrente aconselháveis para um tratamento eficaz variam de $1,5mA/cm^2$ a $4mA/cm^2$. Valores fora da faixa de intensidade recomendada podem não produzir efeitos fisiológicos desejados e conduzirem a resultados clínicos insatisfatórios além de sensações indesejáveis aos pacientes. No que tange a frequência, tem-se que os valores aconselháveis para um tratamento eficaz estão na faixa de $20Hz$ a $60Hz$. Frequências inferiores a $20Hz$ podem provocar contração fasciculada, o que significa que há pouca resposta de força, sendo ineficaz para geração de movimentos funcionais, e frequências superiores a $70Hz$ tendem a provocar desconforto sensorial em pacientes com sensibilidade nociceptiva presente (KRUEGER et al., 2010).

2.1 Aplicação

Nesta seção, um exemplo de aplicação é utilizado para ilustrar o modelo eletro-estimulador proposto. Considere o modelo eletro-estimulador inspirado em Braga (2012), ilustrado na Figura 1, sendo V_{in} a tensão contínua de entrada do circuito, V_{out} a tensão na saída do circuito, N_1 e N_2 os ganhos do transformador, R_1 , R_2 , R_3 e R_4 resistências elétricas, C e C_f capacitores, $CI555N$ im circuito integrado e S_1 um transistor NPN.

Observação 1 *Note que o circuito proposto pela Figura 1 apresenta um circuito integrado 555N em configuração astável. Nesta configuração, tem-se que a saída do circuito integrado 555N é dada por um sinal pulsado. Para maiores detalhes do funcionamento do circuito integrado 555N veja (LIMA, 2010).*

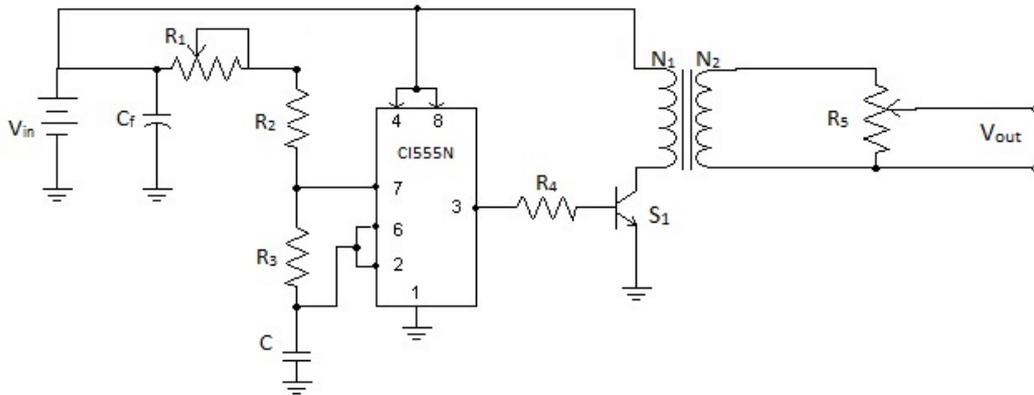


Figura 1 – Circuito eletro-estimulador proposto.

Assim, definindo T_{on} como sendo a duração do tempo de sinal alto e T_{off} como sendo a duração do tempo de sinal baixo, tem-se que a duração do tempo de sinal alto e a duração do tempo de sinal baixo, na saída do pino 3 do circuito integrado 555N, é descrita pela seguinte formulação:

$$T_{on} = 0,7(R_1 + R_2 + R_3)C \quad (1)$$

$$T_{off} = 0,7R_3C \quad (2)$$

De (1) e (2), note que o potenciômetro R_1 é o responsável pela variação de T_{on} e o resistor R_3 pela variação de T_{off} para um dado valor de capacitor (C). Seguindo, definindo o período total como T , tem-se de (1) e (2):

$$T = T_{on} + T_{off} = 0,7(R_1 + R_2 + 2R_3)C \quad (3)$$

Ademais, definindo a frequência como F , obtêm-se de (3):

$$F = \frac{1}{T} = \frac{1}{0,7(R_1 + R_2 + 2R_3)C} = \frac{1,428}{(R_1 + R_2 + 2R_3)C} \quad (4)$$

Logo, de (4) e definindo $R_1 \in [R_{11} \ R_{12}]$, sendo R_{11} o valor mínimo e R_{12} o valor máximo, de resistência alcançável pelo potenciômetro R_1 respectivamente, tem-se que o intervalo de valores de frequência alcançável pelo eletro-estimulador é dado por:

$$\frac{1,428}{(R_{12} + R_2 + 2R_3)C} \leq F \leq \frac{1,428}{(R_{11} + R_2 + 2R_3)C} \quad (5)$$

Agora, para análise do circuito, suponha os seguintes valores para os parâmetros de projeto: $V_{in} = 6V$, $R_1 = [0k\Omega \ 500k\Omega]$, $R_2 = 3,3k\Omega$, $R_3 = 300k\Omega$, $R_4 = 1,5k\Omega$, $R_5 = 10k\Omega$,

$C_f = 470\mu F$, $C = 47nF$, $N_1 = 12$, $N_2 = 127$ e ganho de corrente $hfe = 18$ para o transistor. Então, de (4) e adotando $R_1 = R_{12} = 500k\Omega$, obtêm-se $T_{on} = 26,42ms$, $T_{off} = 9,87ms$ e $F = 27,55Hz$. As Figuras 2 e 3 ilustram os resultados de simulação para o eletroestimulador proposto na Figura 1.

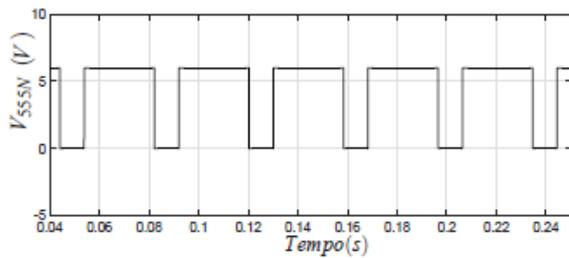


Figura 2 – Tensão na saída do pino 3 do circuito integrado 555N para $R_1 = 500k\Omega$.

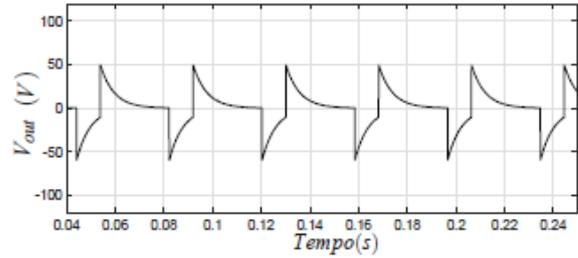


Figura 3 – Tensão na saída do transformador para $R_1 = 500k\Omega$.

Seguindo, de (4) e adotando $R_1 = R_{11} = 0k\Omega$, obtêm-se que $T_{on} = 9,98ms$, $T_{off} = 9,87ms$ e $F = 50,38Hz$. As Figuras 4 e 5 ilustram os resultados de simulação.

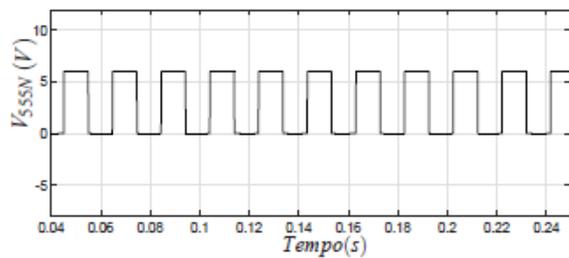


Figura 4 – Tensão na saída do pino 3 do circuito integrado 555N para $R_1 = 0k\Omega$.

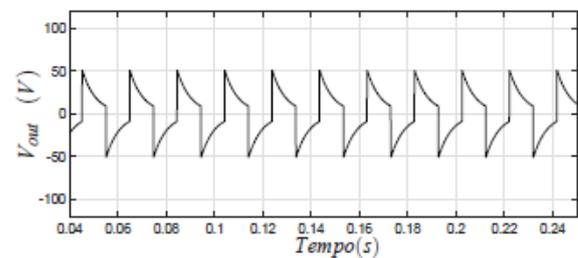


Figura 5 – Tensão na saída do transformador para $R_1 = 0k\Omega$.

Das Figuras 2 a 5, observe que para $R_1 \in [0k\Omega \ 500k\Omega]$, tem-se que a frequência fica limitada a uma faixa de valores entre $20Hz$ e $60Hz$. Ademais, a tensão máxima de saída obtida foi de aproximadamente $50V$ e corrente máxima de saída, obtida a partir da expressão $i = V_{out}/R_5$, de aproximadamente $5mA$. Logo, as condições propostas para um tratamento eficaz, são satisfeitas para a análise do sistema. Na próxima seção, a principal contribuição deste trabalho é apresentada, a implementação prática do presente método de controle do estimulador elétrico.

3 Projeto de Implementação

Para demonstrar a viabilidade do método proposto, um esquema elétrico equivalente para o eletro-estimulador foi implementado. A estrutura do eletro-estimulador é ilustrada na Figura 6. As Figuras 7 - 14 ilustram os resultados obtidos através do protótipo para os mesmos parâmetros de projeto definidos anteriormente.

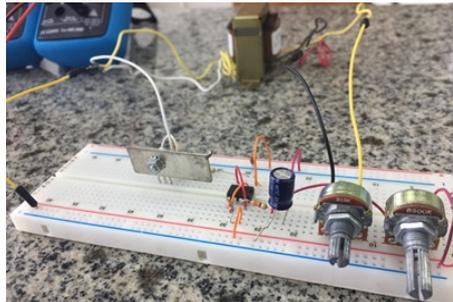


Figura 6 – Projeto de implementação do eletro-estimulador.

Note que as Figuras 7 - 10 demonstram um resultado de acordo com as simulações ilustradas nas Figuras 2 e 3. Mais especificamente, a tensão máxima de saída obtida foi de aproximadamente 48V, corrente máxima de saída, obtida a partir da expressão $i = V_{out}/R_5$, de aproximadamente 4,8mA e frequência $F = 29,41Hz$.

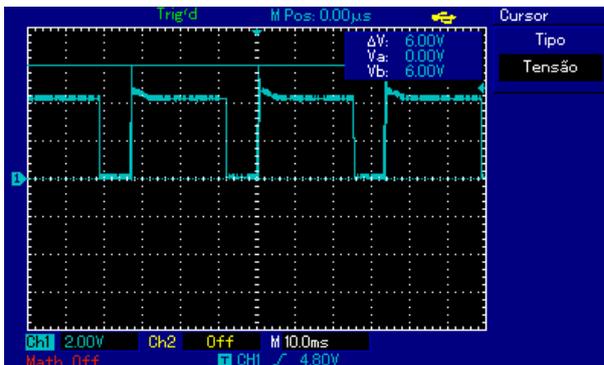


Figura 7 – Tensão na saída do pino 3 do circuito integrado 555N para $R_1 = 500k\Omega$.

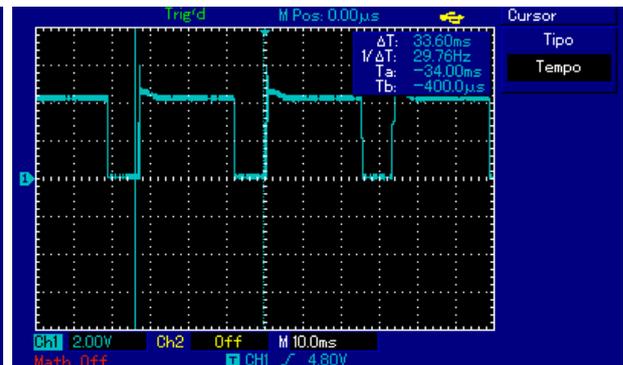


Figura 8 – Frequência na saída do pino 3 do circuito integrado 555N para $R_1 = 500k\Omega$.

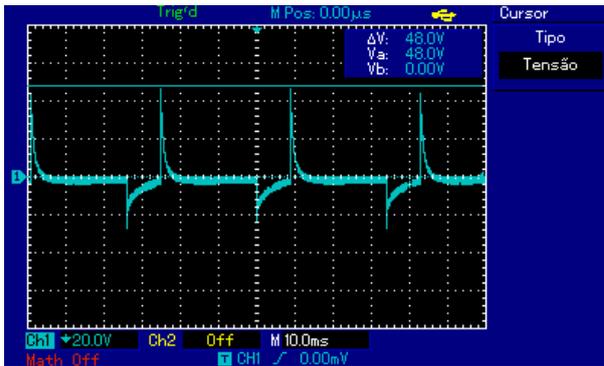


Figura 9 – Tensão na saída do transformador para $R_1 = 500k\Omega$.

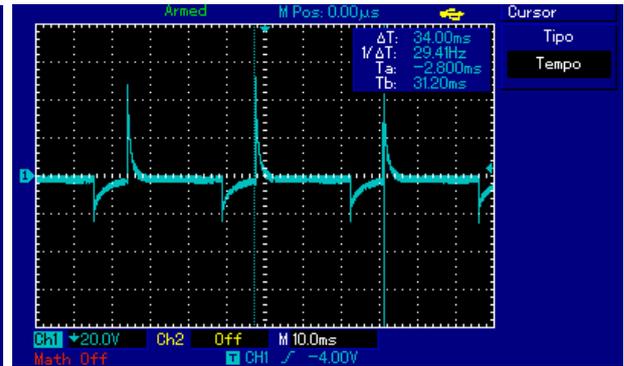


Figura 10 – Frequência do sinal de tensão na saída do transformador para $R_1 = 500k\Omega$.

Seguindo, observe que as Figuras 11 - 14 demonstram um resultado de acordo com as simulações ilustradas nas Figuras 4 e 5. Ademais, a tensão máxima de saída obtida foi de aproximadamente 48V, corrente máxima de saída, obtida a partir da expressão $i = V_{out}/R_5$, de aproximadamente 4,8mA e frequência $F = 51,02Hz$. Logo, ressalta-se que o sistema, eletro-estimulador, cumpre com os objetivos estabelecidos no processo de forma adequada.

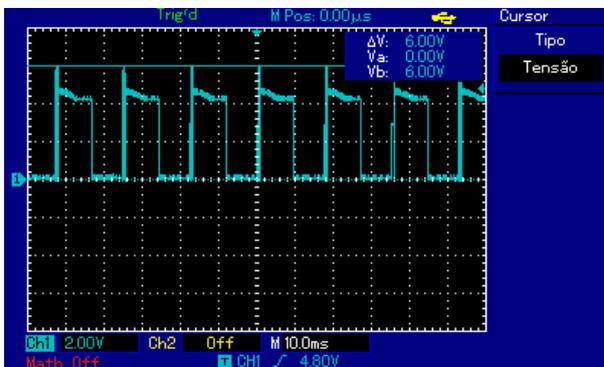


Figura 11 – Tensão de saída do pino 3 do circuito integrado 555N para $R_1 = 0k\Omega$.

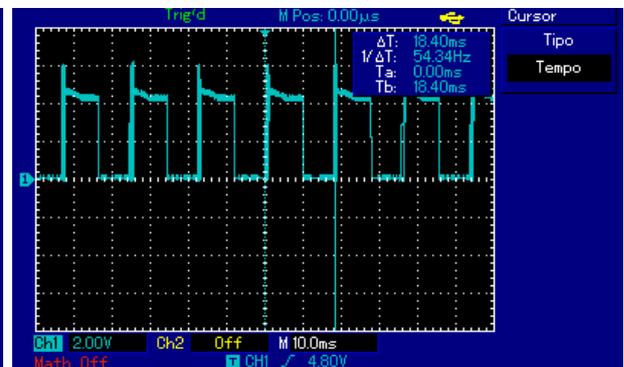


Figura 12 – Frequência na saída do pino 3 do circuito integrado 555N para $R_1 = 0k\Omega$.

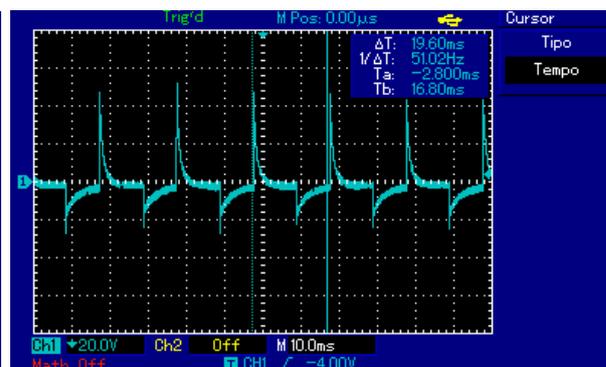
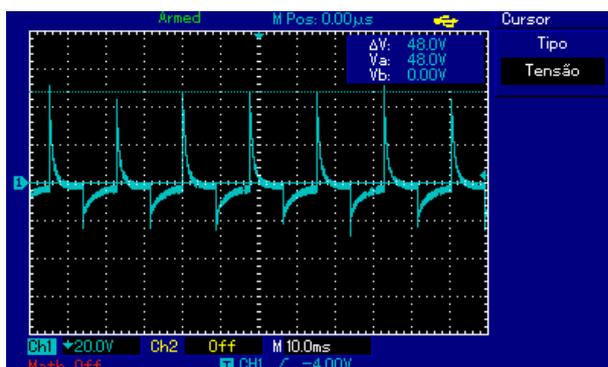


Figura 13 – Tensão na saída do transformador para $R_1 = 0k\Omega$.

Figura 14 – Frequência do sinal de tensão na saída do transformador para $R_1 = 0k\Omega$.

Observação 2 Note que as Figuras 9, 10, 13 e 14 apresentam oscilações agudas de tensão. Essa oscilação é proveniente do sinal de saída do circuito integrado 555N, o qual apresenta características de um sinal retangular pulsado, conforme ilustrado nas Figuras 7, 8, 11 e 12. Logo, as transições rápidas que ocorrem no sinal de saída do circuito integrado 555N induzem tensões elevadas no circuito do transformador, as quais são amplificadas devido a relação de transformação.

4 Conclusão

Neste trabalho foi apresentado um estudo teórico e uma análise experimental de um circuito eletro-estimulador, visando a aplicação de uma tecnologia para o avanço da eletricidade no âmbito terapêutico. Inicialmente, inspirado em BRAGA (2017), foi proposto um projeto de um circuito eletro-estimulador, o qual fornece resultados adequados de tensão e corrente elétrica pulsada, permitindo assim a estimulação de músculos com uma variação de tensão máxima entre 1V e 60V, corrente elétrica máxima entre 1mA e 6mA e frequência do sinal ajustável em uma faixa de valores entre 20Hz e 60Hz. Resultados de simulação efetuadas no aplicativo simulador PSIM v11.0, ilustram os sinais de tensão obtidos, evidenciando o desempenho adequado do sistema. Posteriormente, um projeto de implementação foi realizado e os testes experimentais validaram o procedimento de projeto proposto. Entretanto, ressalta-se que o trabalho não visa o valor financeiro do produto, mas a ideia de pesquisa e construção de conhecimento a fim de promover a visão de novos recursos no âmbito terapêutico. Como proposta para pesquisas futuras, os autores destacam o estudo e a adequação do dispositivo a um controle em malha fechada. Igualmente, para fins de desenvolvimento e aprimoramento, propõe-se a alteração do circuito integrado 555N para outro circuito integrado mais completo e eficaz.

IMPLEMENTATION OF AN ELECTRIC STIMULATOR VIA INTEGRATED CIRCUIT 555N

ABSTRACT

This article aims at the application of a technology for the advancement of electricity in the therapeutic scope, more specifically, in the field of study of electrotherapy. Thus, it is proposed to implement a pulsed current electric stimulation apparatus, in the order of milliamperes (mA), supplied by a DC voltage source or batteries. The theoretical basis of the research comes from the authors VELLOSO (2005) and BRAGA (2017). Simulations and experimental results, show that the proposed design procedure performs.

Keywords: Electrotherapy. Electric stimulation circuit. Integrated circuit 555N.

Agradecimentos: Os autores agradecem ao CNPq pelo apoio financeiro.

REFERÊNCIAS

BAUMGARTEN, M. C. dos S. **Efeito agudo da estimulação elétrica funcional no controle autonômico estresse oxidativo em indivíduos saudáveis**. 2013. 103 f. Dissertação (Mestrado em Ciências da Saúde) — Universidade Federal de Ciências da Saúde de Porto Alegre, Porto Alegre, 2013.

BRAGA, N. C. Estimulador de nervos (art729). 2017. Disponível em: <<http://www.newtoncbraga.com.br/index.php/projetos-educacionais/5659-art729>>.

GRILLO, D. E.; SIMÕES, A. C. Atividade física convencional (musculação) e aparelho eletroestimulador: um estudo da contração muscular. estimulação elétrica: mito ou verdade? v. 2, p. 31–43, 2003.

JUNQUEIRA, M. V. N. et al. Desenvolvimento de um eletroestimulador funcional de oito canais para aplicação com malha de realimentação utilizando controlador digital. p. 6, 2013.

KANTOR, G.; ALON, G.; HO, H. The effects of selected stimulus waveforms on pulse and phase characteristics at sensory and motor thresholds. p. 951–62, oct. 1994.

KRUEGER, E. et al. Efeitos da estimulação elétrica funcional no controle neuromuscular artificial. v. 18, p. 01–11, 10 2010.

LIMA, C. B. de. O temporizador 555. v. 2, p. 97 – 106, 2010.

SILVA, R. C. **Eletromiografia de superfície: função neuromuscular e reprodutibilidade do método: uma revisão**. 2010. 36 f. Dissertação (Monografia) — Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2010.

SOUZA, A. F. C.; PINO, A. V.; SOUZA, M. N. Estágio de saída com isolamento de paciente para eletroestimulador funcional. XXIII, p. 3, 2012.

VELLOSO, J. B. **Estimulador elétrico muscular programável**. 2005. 77 f. Dissertação (Monografia) — Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2005.

DADOS DOS AUTORES

Edson Italo Mainardi Júnior

Lattes: <http://lattes.cnpq.br/9424029189143802>

E-mail: edson.mainardi@ifms.edu.br

Edson Italo Mainardi Júnior é Engenheiro Eletricista formado pela Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho" no ano de 2009. É Doutor em Engenharia Elétrica (2013) pela mesma instituição. Atualmente é professor do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Mato Grosso do Sul - Campus Três Lagoas (IFMS). Tem experiência na área de Engenharia Elétrica, com ênfase em Eletrônica Industrial e Teoria de Controle, atuando principalmente em temas envolvendo Desigualdades Matriciais Lineares (LMIs), Sistemas Chaveados, Controle com modelos fuzzy Takagi-Sugeno, Controle Linear e não Linear.

Murilo Miceno Frigo

Lattes: <http://lattes.cnpq.br/6961228369204721>

E-mail: murilo.frigo@ifms.edu.br

Graduado em engenharia elétrica pela Universidade Federal de Mato Grosso do Sul (2010). Mestrado em Engenharia Elétrica pela UFMS (2013), área de pesquisa : Energia, Planejamento, Operação e Controle de Sistemas Elétricos. Atualmente professor EBTT no Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Mato Grosso do Sul - Campus Três Lagoas (IFMS) nos cursos de Técnico em Eletrotécnica e Tecnologia de Automação Industrial. Foi professor do Curso de Engenharia Elétrica Universidade Federal do Tocantins - UFT (2013-2016). Desenvolve pesquisa e extensão nas áreas de gestão e eficiência energética, fontes alternativas de energia e educação aplicada ao ensino profissional e tecnológico.

Beatriz Teixeira Fidelis

Lattes: <http://lattes.cnpq.br/6373224399725305>

E-mail: btfidelis@gmail.com

Ensino Médio (2º grau) e Técnica em Eletrônica pelo Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Mato Grosso do Sul - Campus Três Lagoas (IFMS). Acadêmica de Engenharia Elétrica na Universidade Federal de Itajubá- Campus Itajubá- Unifei. Tem interesse nas áreas de Robótica, Mecatrônica e Automação e na subárea de Eletrotécnica. Também atua na subequipe de Powertrain Elétrico no projeto Cheetah E-racing Unifei.