

# NSTIM: NEUROESTIMULADOR HANDHELD PARA MAPEAMENTO CORTICAL E LOCALIZAÇÃO DE NERVOS PERIFÉRICOS

R.A. Matos<sup>1</sup>, e M.C.F. Castro<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Centro Universitário FEI/Engenharia Elétrica, São Bernardo do Campo, Brasil

*Abstract*— For the resection of cortical regions, a necessary procedure in contracted treatment, whether benign or non-cancerous, or for the removal of epileptogenic zones in the therapy of epilepsy cases, it is essential for the correct delimitation of the resected regions. In the treatment of chronic pain, it is also necessary to correctly locate the peripheral nerves for the application of drugs or radiofrequency ablation to mitigate the effects of these consequences. Mapping by electrical stimulation (ESM) is a technique that is best known and used, which consists of the emission of controlling electrical pulses, allowing the visual identification of the response to the stimulus and the correct location of the desired areas. The purpose of the stimulation design is for a specific user, with adjustable parameters and which serves as electrical mapping techniques.

*Keywords*— Neurostimulator, Cortical Mapping, Nerve Localization, Nerve Block, Current Stimulation.

*Resumo*— Para a ressecção de regiões corticais, procedimento necessário no tratamento contra tumores cerebrais, benignos ou não, ou para a remoção de zonas epileptogênicas na terapia de casos de epilepsia, é fundamental a correta delimitação das regiões a serem ressecadas. No tratamento de dores crônicas, também é necessário a correta localização dos nervos periféricos para a aplicação de fármacos ou ablação por radiofrequência para mitigar os efeitos dessas dores. O mapeamento por estimulação elétrica (ESM) é uma técnica amplamente conhecida e utilizada, que consiste na emissão de pulsos elétricos controlados, permitindo a identificação visual da resposta ao estímulo e a correta localização das áreas desejadas. O objetivo do projeto é o desenvolvimento de um protótipo, que pode ser empunhado pelo usuário, com parâmetros ajustáveis e que atenda as técnicas de mapeamento por estimulação elétrica.

*Palavras-chave* — Neuroestimulador, Mapeamento Cortical, Localização de Nervos, Bloqueio de Nervos, Estímulo por Corrente.

## I. INTRODUÇÃO

O cérebro é um órgão de vital importância para o funcionamento do organismo e manutenção da vida humana, sendo responsável por funções como a capacidade de pensamento,

linguagem, controle de movimentos voluntários e a percepção; portanto, qualquer lesão cerebral pode comprometer diversas funções.

A epilepsia é definida como o estado de crises convulsivas recorrentes, sendo uma doença crônica que atinge indivíduos de todas as faixas etárias. Existem várias possibilidades terapêuticas para o tratamento da epilepsia, sendo o farmacológico a primeira opção adotada. No entanto, vários pacientes são refratários aos antiepilepticos, sendo o tratamento cirúrgico, entendido como a ressecção completa da zona epileptogênica, uma alternativa bastante eficaz na cura ou controle desta doença [1]. Entretanto não é possível demarcar com exatidão esta zona.

Um tumor cerebral, independentemente de ser benigno ou maligno, também pode causar danos significativos ao paciente. No geral, as principais linhas de tratamento são: cirurgia, quimioterapia e radioterapia, de forma isolada ou combinada. O principal objetivo da cirurgia é remover a maior parte possível do tumor sem ferir o tecido cerebral importante para a função neurológica do paciente [2].

Para tanto, em ambos os casos de ressecção de tumores intracranianos ou zonas epileptogênica a delimitação da região a ser definida com uso de mapeamento cortical por estimulação elétrica.

A utilização de mapeamento cortical por estimulação elétrica durante quase um século tem produzido resultados confiáveis e específicos. Existem estudos que corroboram que esta técnica elimina ou minimiza os déficits motores e linguísticos no pós-operatório [3], fazendo deste método o padrão ouro, utilizado nos grandes centros cirúrgicos para ressecção tumoral ou para o tratamento de epilepsia [4]. O método possui aplicabilidade e causalidade comprovadas; através de estímulos elétricos, realiza o processo de inibição ou excitação dos nódulos estimulados, delimitando melhor a região a ser ressecada.

A dor tem por função alertar, e a determinação da causa ou origem desta dor é incerta. Ao se tornar uma dor crônica, os procedimentos terapêuticos convencionais não são capazes de mitigar a dor até o desaparecimento, sendo a principal causa de comprometimento funcional, sofrimento, incapacidade progressiva e custo socioeconômico [5].

Buscando mitigar essa dor recorrente, surgem diversos procedimentos invasivos, tais como procedimentos ablativos tanto por radiofrequência, como por micro-ondas ou criogênico, e além destes existem as técnicas para intervenção da dor ao se aplicar fármacos a essas regiões. Para estes procedimentos existe a premissa básica da localização exata dos nervos periféricos, que podem ser definidas através de um estímulo elétrico.

Os parâmetros utilizados no neuroestimulador na cirurgia não são padronizados, sendo que cada centro cirúrgico adota seus próprios parâmetros. Uma pesquisa realizada coletou respostas de 56 centros de cirurgia de epilepsia em todo o mundo que utilizam a técnica de mapeamento por estimulação elétrica para identificar o córtex funcional antes da ressecção [4]. Esta pesquisa teve como objetivo determinar a faixa atual dos parâmetros utilizados na prática por estes centros. A Tabela 1 mostra estes parâmetros e as áreas de mapeamento estudadas, enquanto a Tabela 2 identifica os modelos mais utilizados nesses centros.

Tabela 1: Parâmetros de ESM utilizados pelos 56 centros cirúrgicos de epilepsia [4]

Área de mapeamento	Corrente (mA)	Frequência (Hz)	Duração do estímulo(s)	Largura de Pulso (ms)
Linguagem	3 - 17	14 - 60	2 - 20	0,1 - 2,0
Motora	1,2 - 20	1 - 60	2 - 20	0,1 - 2,0

Tabela 2: Neuroestimuladores usados nos grandes centros de cirurgia de epilepsia [4]

Modelo	Percentual
Grass	42%
Ojemann	33%
Nicolet	6%
Nihon Kohden	6%
Osiris	6%
Outros	7%

Analisando as características desses e de outros modelos do mercado, percebe-se que aqueles voltados para mapeamento cortical, majoritariamente, possuem grandes dimensões e um peso de 4Kg em média; além disso, são equipamentos que ficam fora do campo estéril, distante do cirurgião, sendo necessário o auxílio de um segundo operador para realizar os ajustes dos parâmetros durante o procedimento. Os equipamentos para localização de nervos periféricos, por sua vez, são em sua maioria *handheld*, possuindo dimensões menores e baixo peso, podendo ser utilizado dentro do campo

estéril, pelo próprio cirurgião; porém, possuem como limitantes os valores dos parâmetros de frequência e largura de pulso, que só podem ser ajustados para valores específicos, não possuindo faixa de parâmetros flexíveis para ajuste. O equipamento que melhor mitiga essas limitações é o *Nicolet Cortical Stimulator*. Além de servir tanto para mapeamento cortical quanto para localização de nervos, possui uma interface com usuário, que pode ser empunhada pelo cirurgião durante o procedimento. Contudo, a interface deste equipamento possui uma conexão via cabo com a unidade de estímulo, sendo formada por dois módulos.

Dentro deste contexto, este trabalho trata do desenvolvimento de um dispositivo totalmente *handheld*, visando tratar dessas duas problemáticas de grande importância. A primeira sendo a questão do mapeamento cortical para auxiliar o neurocirurgião durante uma ressecção cirúrgica e a segunda questão é a localização de nervos periféricos para realização de procedimentos para o bloqueio da dor crônica.

## II. MATERIAIS E MÉTODOS

Com os estudos realizados a respeito dos dispositivos de mercado, analisando suas funções, parâmetros e limitações, foi realizado o levantamento dos requisitos para o projeto (Tabela 3).

Tabela 3: Requisitos Funcionais

Especificação	Descrição
Forma de Onda	Quadrada Monofásica, Bifásica e Trem de Pulsos
Corrente (mA)	0,1mA até 20mA (Passo 0,1mA)
Impedância (Ohm)	2KOhm
Largura de Pulso (s)	0,1ms até 9,9ms
Frequência (Hz)	1Hz até 1000Hz (Passo 1Hz)
Tensão Máxima de Saída (V)	Até 40V
Alimentação	4 Pilhas 18650 3300mAh 3,7
Tipo de Estimulação	Constante ou Pulsado
Canais de Estimulação	1
Peso (g)	450g
Dimensão (mm)	185 x 93 x 38,8
Input Mode	Painel
Display	LCD TFT 2,8"

Para atender os requisitos de projeto obtido, foi proposto o diagrama de blocos da Fig.1.

A unidade de gerenciamento da interface com o usuário, representada na cor amarela, é responsável por gerir todas as interações do usuário através do touchscreen, botões e knob.

Essas interações, geralmente, são de manipulações de variáveis, como início e parada de estímulo. Logo, esta unidade compila essas informações, parametrizando a unidade responsável pela geração e controle de estímulo, representada na cor vermelha. Esta, por sua vez, recebe os parâmetros da forma de onda, frequência, largura de pulso e corrente de estímulo, e interagindo com a unidade de potência, gera o sinal de estimulação e realiza o controle em malha fechada da corrente entregue. A unidade de potência, representada na cor azul, fica responsável por realizar a conversão das tensões da bateria para as diferentes tensões que os circuitos necessitam.

Com base no diagrama de blocos, foram projetados os circuitos para atender as funções requeridas. Foram confeccionadas placas individuais de cada bloco, com objetivo de validar individualmente os circuitos projetados. Após a validação, foi realizada a integração e teste do sistema completo, e por fim, confeccionadas as placas finais do projeto.

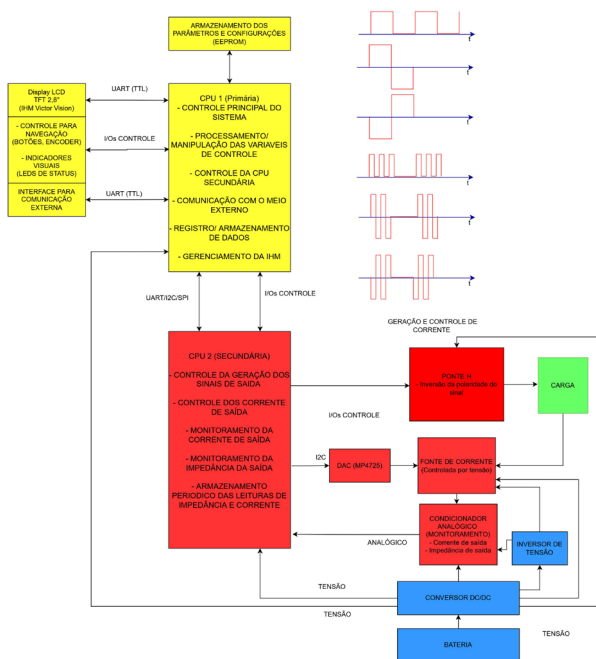


Fig. 1: Diagrama de Blocos

Na Fig.2 está a placa que executa as funções da unidade de gerenciamento da interface com o usuário (IHM) que, no diagrama de blocos da Fig.1, está representado pelos blocos na cor amarelo. A CPU 1 e CPU 2 do diagrama de blocos foram implementadas utilizando o ATMEGA328P na placa do Arduino Nano, devido a facilidade da programação, aquisição e ajuste do *PRESCALE* do *Timer* deste microcontrolador, uma vez que o controle da frequência de estímulo é feito

por meio das interrupções do *Timer* da CPU 2. Os LED's utilizados são RGB 3528; sendo possível sinalizar diferentes alertas ao usuário, através da mudança de cor. O *Display* adotado é o LCD TFT com *touchscreen* resistivo de 2,8" da Victor Vision. Durante os testes foi validado que o usuário pode utilizar o LCD mesmo que esteja utilizando luvas molhadas.

Na Fig.3 está a placa que executa as funções da unidade de estímulo e unidade potência que, no diagrama de blocos da Fig.1, está representado pelos blocos na cor vermelho e azul. O circuito da ponte H, da unidade de estímulo, foi implementado utilizando *MOSFET's* como chaves, para realizar o controle do sentido da corrente e polaridade da tensão sobre a carga. O circuito de controle da corrente constante sobre a carga foi implementado utilizando a topologia de espelho de corrente com *MOSFET's*. A corrente de referência do espelho é determinada pela tensão do DAC MCP4725, que é controlado via *I2C* pela CPU 2. Entre a ponte H e o espelho de corrente, foi colocado um resistor *Shunt* de 1Ω para leitura da corrente sobre a carga, e para isto foi utilizado um amplificador de instrumentação, que mede e amplifica a tensão sobre o resistor *Shunt* para leitura da CPU 2. A unidade de potência foi implementada com conversores DC/DC *buck booster step up*, convertendo a tensão das baterias 18650 de 3,7V para os valores de tensão do sistema que são 5V, 12V e 40V. A tensão para referência negativa, utilizada nos amplificadores operacionais, é realizada com a aplicação da tensão de 12V em um circuito inversor de tensão, utilizado apenas para este fim.

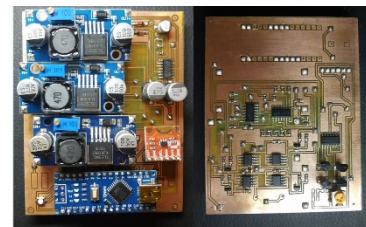


Fig. 2: Circuito IHM: Montagem (A) Frente (B) Verso

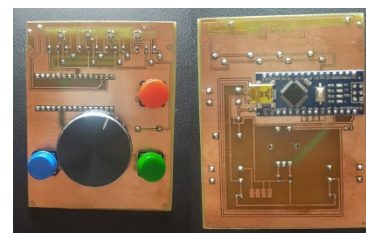


Fig. 3: Circuito Estímulo: Montagem (A) Frente (B) Verso

Com as placas prontas foi fabricado o case do equipamento utilizando impressão 3D, e montado o protótipo final (Fig.4).



Fig. 4: Protótipo Final

### III. RESULTADOS

Com o auxílio de um osciloscópio, foi realizada a obtenção dos sinais de saída do equipamento, sobre uma carga resistiva de  $2k\Omega$ . As Figs. 5 até 7 apresentam ondas monofásicas, nas frequências 1Hz, 10Hz e 1000Hz, mostrando que o equipamento consegue atingir os valores de frequência estipulados.

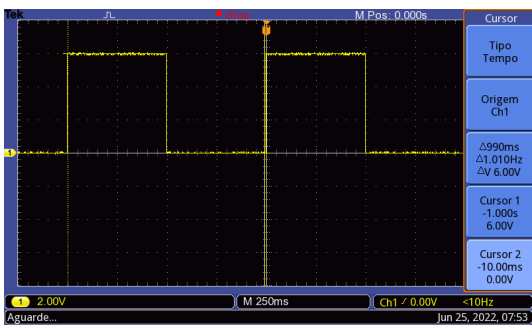


Fig. 5: Estímulo Monofásico com frequência de 1Hz

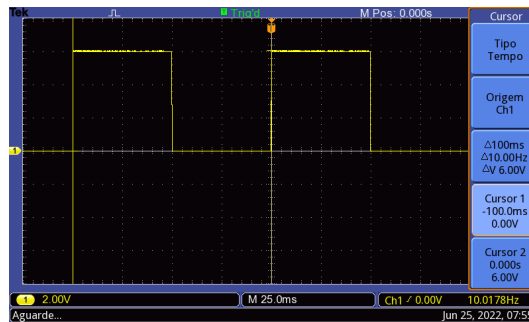


Fig. 6: Estímulo Monofásico com frequência de 10Hz

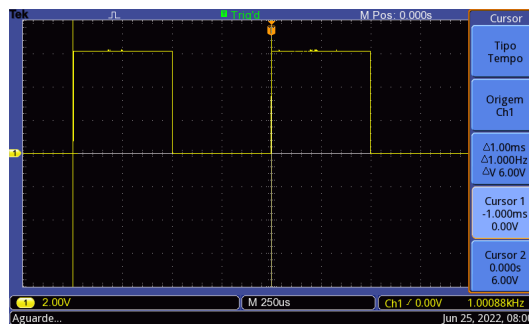


Fig. 7: Estímulo Monofásico com frequência de 1000Hz

As Figs. 8 e 9 apresentam ondas monofásicas, com as larguras de pulso de 0,1ms e 9,9ms, mostrando que o equipamento consegue atingir as larguras de pulso estabelecidas. Já as Figs. 10 e 11 apresentam os trens de pulso utilizando as formas de onda bifásica e monofásica.

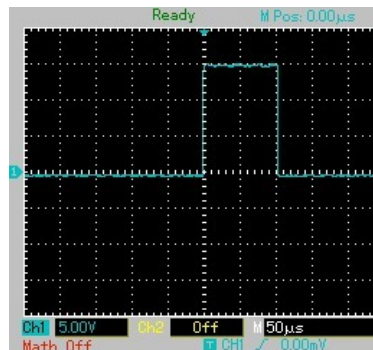


Fig. 8: Estímulo Monofásico com largura de pulso de 0,1ms

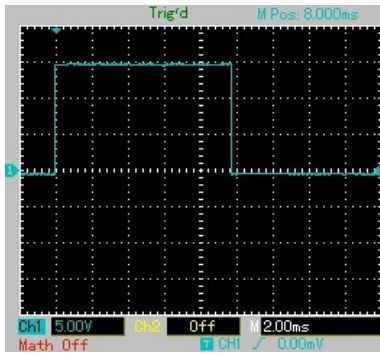


Fig. 9: Estímulo Monofásico com largura de pulso de 9,9ms

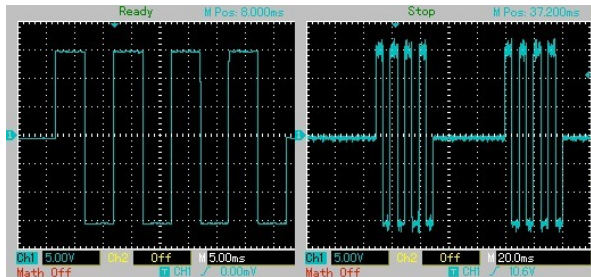


Fig. 10: Trem de Pulsos Bifásico

As Figs. 12 até 14 apresentam ondas monofásicas, com ajuste de corrente de 0,1mA, 10mA e 20mA, mostrando que o equipamento consegue atingir os valores estabelecidos. Na Figura 14 é evidenciado que para uma carga resistiva de  $2k\Omega$  o equipamento fornece 40V na saída, conforme as especificações do projeto.

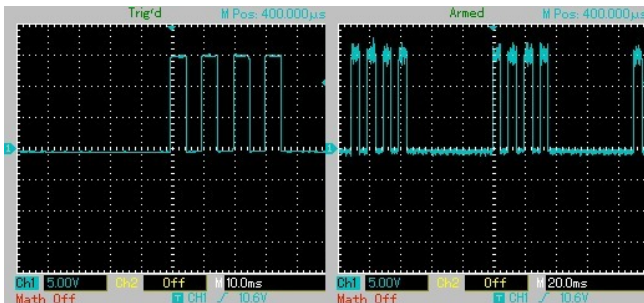


Fig. 11: Trem de Pulsos Monofásico

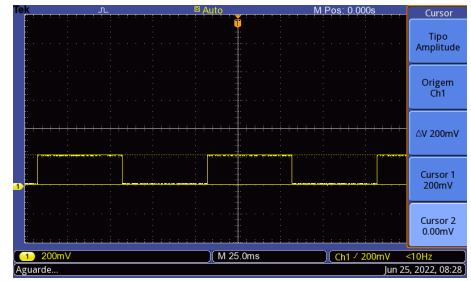


Fig. 12: Estímulo Monofásico com corrente de 0,1mA

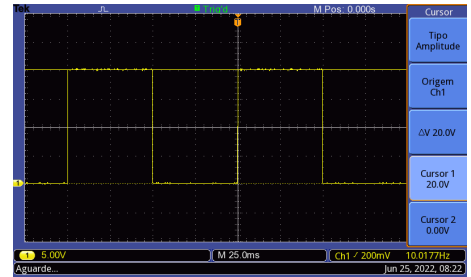


Fig. 13: Estímulo Monofásico com corrente de 10mA

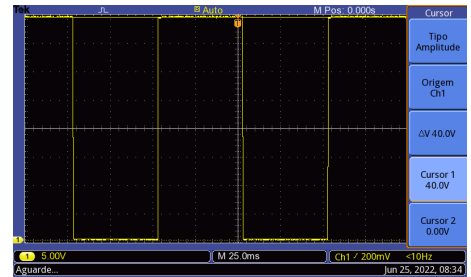


Fig. 14: Estímulo Monofásico com corrente de 20mA

#### IV. DISCUSSÃO

Através do benchmarking realizado sobre os equipamentos de mercado e trabalhos similares, pode-se observar os parâmetros e as funções que estes equipamentos disponibilizam para o usuário, além disso, foi possível elencar as limitações que estes apresentavam.

Para os neuroestimuladores voltados para execução da técnica de mapeamento cortical, observou-se que são equipamentos de grandes dimensões e de peso considerável, o que dificulta o transporte, armazenamento e utilização deles. Por serem equipamentos que ficam distante do campo estéril, se faz necessário um segundo operador para realizar os ajustes dos parâmetros durante o procedimento, de forma que as respostas de corrente entregue e impedância ficam fora do campo de visão do cirurgião. Para os equipamentos utilizados na execução da técnica de localização de nervos periféricos,

em sua maioria os parâmetros de ajustes, permitiam apenas a utilização de valores específicos, não possuindo flexibilidade para ajuste destes parâmetros.

Baseado nessas especificações e limitações, foi desenvolvido o protótipo de neuroestimulador que atende as técnicas de mapeamento cortical e localização de nervos periféricos, pois através dos resultados obtidos na sessão anterior fica evidenciado que o equipamento opera dentro das especificações levantadas no estudo de mercado e literatura, para execução das técnicas.

Os resultados obtidos nos ajustes de corrente, mostram que o equipamento opera dentro da faixa de corrente mínima e máxima estabelecidos, bem como os ajustes flexíveis entre esses limites. O mesmo resultado se apresenta satisfatório para os ajustes de largura de pulso e frequência, além de gerar todas as formas de onda proposta.

O equipamento desenvolvido, por ter dimensões menores e baixo peso, facilita o transporte, armazenamento e utilização. O neuroestimulador pode ser empunhado pelo usuário, permitindo a utilização pelo próprio cirurgião, podendo realizar os ajustes de parâmetros tanto pelos botões, quanto via touchscreen.

No sinal de saída apresentado na sessão anterior, pode-se observar a presença de ruídos. Estes ruídos podem ser minimizados com a implementação de filtros de saída.

Na literatura brasileira foram encontrados alguns neuroestimuladores, como o neuroestimulador para utilização em procedimentos anestésicos [6], o neuroestimulador para dor crônica [7] e um neuroestimulador bifásico para dor crônica [8]. São neuroestimuladores com princípios de funcionamento e parâmetros que se assemelham ao NSTIM, porém diferentemente desses projetos da literatura, foi proposto desenvolver um protótipo o mais semelhante possível aos equipamentos de mercado. Não apenas um protótipo para demonstrar o conceito ou funcionamento, mas sim um equipamento que foi projetado observando as características que são adotadas pelo mercado, logo este projeto possui grande potencial para se tornar um produto comercial. Apesar desses diferenciais é necessário adequar o projeto as exigências que as normas de segurança para equipamentos médico exigem.

## V. CONCLUSÕES

Por fim, o NSTim é uma alternativa que pode auxiliar as cirurgias na ressecção de tumores intracranianos e de baixo grau, na remoção de zonas epileptogênicas, além de guiar o cirurgião para realização de bloqueio de nervos periféricos, tudo isso utilizando técnicas de mapeamento por estimulação elétrica (ESM). Possui compatibilidade com um dos maiores

players do mercado de eletrodos e utiliza tecnologias orientadas ao usuário em questão de segurança e experiência, como: eletrodos *touchproof*, *hardware* adaptado para condições de contorno hospitalares, *software* intuitivo e funcional, design minimalista resultando em uma ferramenta *handheld* para fácil utilização.

## CONFLITO DE INTERESSE

Os autores declaram não ter conflito de interesse.

## AGRADECIMENTOS

Agradeço toda dedicação da minha orientadora, Profa. Dra. Maria Claudia Ferrari de Castro.

## REFERÊNCIAS

1. Silva Guilherme Junio Silva, Silveira Machado Élcio. Alternativas terapêuticas para a epilepsia refrataria a farmacoterapia *Brazilian Journal of Health Review*. 2020;3:2025–2037.
2. Amorim Robson Luis Oliveira de, Almeida Antônio Nogueira de, Aguiar Paulo Henrique Pires de, et al. Cortical stimulation of language fields under local anesthesia: optimizing removal of brain lesions adjacent to speech areas *Arquivos de neuro-psiquiatria*. 2008;66:534–538.
3. Ritaccio Anthony L, Brunner Peter, Schalk Gerwin. Electrical stimulation mapping of the brain: basic principles and emerging alternatives *Journal of clinical neurophysiology: official publication of the American Electroencephalographic Society*. 2018;35:86.
4. Hamberger Marla J, Williams Alicia C, Schevon Catherine A. Extraoperative neurostimulation mapping: results from an international survey of epilepsy surgery programs *Epilepsia*. 2014;55:933–939.
5. Martinez José Eduardo, Macedo Ana Carolina, Campos Pinheiro Daniel Faria, Novato Fernando Correa, Jorge Caio Marcelo, Teixeira Danielle Trevisani. Perfil clínico e demográfico dos pacientes com dor musculoesquelética crônica acompanhados nos três níveis de atendimento de saúde de Sorocaba *Acta Fisiátrica*. 2004;11:67–71.
6. Ferri Carlos Alexandre. Nerve Stimulator with High Reliability for Assistance in Regional Anesthesia *Free Scale Medical*. 2012:1–7.
7. Santos Pedro Matias dos, Gomes Luis Gustavo Bonifácio. Desenvolvimento de um protótipo de neuroestimulador para dor crônica 2015.
8. Oliveira Mileny Ximenes. Desenvolvimento de um protótipo de neuroestimulador bifásico para pacientes acometidos de dor crônica 2016.

Autor: Renan Araujo de Matos  
Instituição: Centro Universitário FEI  
Endereço: Avenida Humberto de Alencar Castelo Branco, 3972-B - Assunção  
Cidade: São Bernardo do Campo – SP,09850-901  
País: Brasil  
Email: renan.aj22@gmail.com