

SEMAG: SOFTWARE PARA SIMULAÇÃO DA ESTIMULAÇÃO MAGNÉTICA

Marcílio A. F. Feitosa – marcilio@poli.br

Coordenação de Engenharia Eletrônica - Escola Politécnica de Pernambuco - POLI - UPE

Rua Benfica, 455, Madalena

CEP: 50.750-470, Recife, Pernambuco

Artur Ventura – artukiz@gmail.com

Eduardo Fontana – fontana@ufpe.br

Departamento de Eletrônica - Centro de Tecnologia e Geociências - UFPE

Rua Acadêmico Hélio Ramos, S/N, Cidade Universitária

CEP: 50.740-530, Recife, Pernambuco

Resumo: *A estimulação de neurônios através de um campo magnético externo, variante no tempo, é uma técnica não-invasiva para estudos do sistema nervoso central de humanos, utilizada em diagnósticos, tratamentos e re-habilitação. Os campos necessários são produzidos por equipamentos caros e que, por envolverem o uso de correntes elevadas, requerem cuidados especiais na sua utilização. Nesse artigo é apresentado um software de código aberto que poderá auxiliar no aprendizado da técnica tanto por alunos dos cursos de graduação em engenharia biomédica, psicologia e psiquiatria, como por pesquisadores que procurem formas de avaliar os campos gerados por diferentes configurações do circuito e geometrias de bobinas, sem a necessidade de conhecimentos específicos no cálculo de campos, resolução de circuitos e análises sobre o comportamento dinâmico das membranas celulares.*

Palavras-chave: *Simulação, Estimulação magnética, Código aberto.*

1 INTRODUÇÃO

O uso de simulações no ensino da engenharia facilita e acelera o aprendizado. Na engenharia biomédica, além dessas vantagens, a utilização da informática contribui possibilitando o aprimoramento da prática, minimizando os riscos a ela inerentes, já que não há a necessidade de envolver os pacientes. Outra grande vantagem é a possibilidade de se adquirir conhecimentos práticos sobre técnicas que, por necessitarem de equipamentos caros, na maioria das vezes se torna inacessível aos alunos de graduação.

A estimulação magnética de tecidos orgânicos consiste na aplicação de pulsos magnéticos que atravessam a região de interesse, induzindo correntes elétricas que, por sua vez, irão despolarizar as membranas celulares, excitando o tecido e provocando o surgimento de potenciais de ação. Apresenta várias vantagens sobre a estimulação elétrica como o fato de não necessitar contato direto com a região e de ser uma técnica praticamente indolor. Esse fato é facilmente explicado se observarmos que, na estimulação elétrica, a alta resistência da pele e de outras regiões precisa ser superada pela corrente até atingir o tecido nervoso. Para isso se faz necessária a utilização de uma alta densidade de corrente, a qual pode interagir

com nervos sensoriais causando sensações dolorosas ao paciente. Na estimulação magnética, a corrente responsável pela excitação é induzida no tecido através de um campo magnético externo, variável no tempo, que atravessa as regiões de alta impedância elétrica basicamente sem atenuação (MALMIVUO & PLONSEY, 1995), (JALINOUS, 1998). Essa característica torna a técnica bastante interessante em áreas de pesquisa, diagnóstico, tratamento e reabilitação de pacientes (VALLE & FREGNI, 2007), (BRASIL-NETO et al, 2003).

A geração dos pulsos magnéticos é baseada na descarga rápida de um banco de capacitores através de uma bobina posicionada próxima ao local de excitação. Um conhecimento aprofundado da técnica passa por etapas distintas, e inter-relacionadas: a) Cálculo do campo elétrico gerado na região de interesse e estudo de como a geometria das bobinas propostas afeta a focalização do campo; b) Estudos sobre a dinâmica de geração e propagação do impulso elétrico ao longo da fibra nervosa; c) Dimensionamento do circuito estimulador, capaz de produzir pulsos efetivos nas taxas de repetição desejadas.

O objetivo desse trabalho é desenvolver um ambiente de código aberto que auxilie na compreensão do processo da estimulação magnética, e permita que o usuário identifique a influência da variação de parâmetros do circuito, da bobina ou do tecido celular, na efetividade e focalização dos estímulos a serem gerados. Esse software deve permitir que, sem a necessidade de conhecimentos aprofundados em programação ou na utilização de softwares matemáticos, o usuário analise o funcionamento do sistema de estimulação.

Sua aplicação nos cursos de graduação em Engenharia Biomédica, bem como nas graduações em Psicologia e Psiquiatria, possibilitará aos alunos conhecerem a técnica e adquirirem experiências no controle de tais equipamentos, sem a necessidade da aquisição de um estimulador magnético com diferentes bobinas, o que custa em torno de cem mil reais.

2 MATERIAIS E MÉTODOS

O software SEMAG, cuja tela de abertura pode ser vista na “Figura 1”, foi desenvolvido na linguagem C++, utilizando a IDE (ambiente integrado de desenvolvimento) Qt Creator e baseado nos preceitos dos softwares Open Source (Código Aberto) que estabelecem a distribuição livre do código fonte do programa bem como de sua versão compilada.

A interface amigável e intuitiva do programa permite que o usuário analise os efeitos da variação dos parâmetros do sistema sem precisar se envolver com o cálculo dos campos nem com modelos biológicos.



Figura 1: Tela inicial do aplicativo SEMAG.

Modelo Biofísico

A dinâmica da propagação de um distúrbio elétrico ao longo de um neurônio ou de uma fibra nervosa pode ser descrita com o auxílio do modelo desenvolvido por Hodgkin-Huxley (HODGKIN & HUXLEY, 1952), no qual o axônio, isto é, a fibra nervosa ao longo da qual o estímulo se propaga, é modelado como uma linha de transmissão de parâmetros distribuídos, como indicado na “Figura 2”. Nesse modelo os canais iônicos para o sódio, o potássio e os demais íons envolvidos no processo são representados por condutâncias (g_{Na} , g_K e g_L respectivamente) que são funções não-lineares da tensão entre as faces da membrana (HODGKIN & HUXLEY, 1952). As paredes da membrana são modeladas eletricamente como as placas de um capacitor cuja capacitância por unidade de comprimento é dada por c_m e a solução iônica presente no interior do axônio é representada por um resistor cuja resistência por unidade de comprimento é r_i . As diferentes concentrações iônicas nas soluções interna e externa da célula produzem tensões de equilíbrio para cada íon. Estas são representadas por fontes de tensão contínuas E_{Na} , E_K , e E_L , associadas aos gradientes iônicos produzidos pelos íons Na, K e demais íons envolvidos.

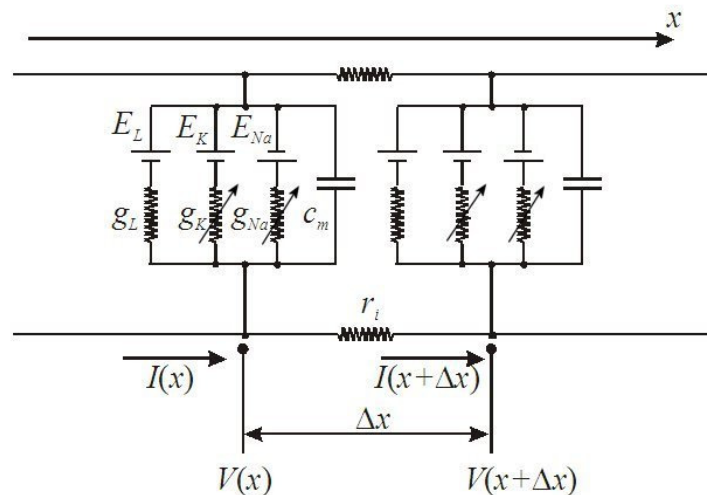


Figura 2: Modelo de parâmetros distribuídos para a membrana de um axônio.

Para o caso de uma fibra nervosa localizada ao longo do eixo x , sob a ação de um campo elétrico E_x induzido magneticamente, o potencial elétrico através da membrana V satisfaz a equação diferencial

$$\Lambda^2 \frac{\partial^2 V}{\partial x^2} - V = \tau \frac{\partial V}{\partial t} + \Lambda^2 \frac{\partial E_x}{\partial x}, \quad (1)$$

onde as constantes de espaço e tempo são dadas respectivamente por

$$\Lambda = \left(\frac{r_m}{r_i} \right)^{\frac{1}{2}}, \quad (2)$$

$$\tau = r_m c_m, \quad (3)$$

com r_m representando a resistência transmembrana equivalente para o modelo. Essa resistência é uma função não linear do potencial de membrana. Podemos observar que a

“Equação (1)” tem, a princípio, a estrutura de uma equação de difusão devido a sua segunda derivada no espaço e primeira derivada no tempo. De fato, se a intensidade do estímulo (representado pelo gradiente longitudinal da componente na direção x do campo elétrico induzido) for inferior a determinado valor, o distúrbio de tensão produzido em um ponto da membrana vai se difundir longitudinalmente, mas sem se propagar. Esse distúrbio causará apenas um pequeno desvio na tensão de equilíbrio da membrana a qual se re-estabelece logo em seguida. Existe, no entanto, um valor limiar para a tensão de membrana que, se for superado devido à intensidade do estímulo, um potencial de ação irá se propagar como uma onda não amortecida cuja velocidade depende de parâmetros intrínsecos ao nervo (MALMIVUO & PLONSEY, 1995).

No software SEMAG, o usuário tem a possibilidade de modificar os valores desses e de outros parâmetros da fibra nervosa, como por exemplo o seu raio e comprimento. Na “Figura 3” é mostrada a tela de ajuste dessas variáveis, bastando para isso o usuário selecionar com o ponteiro do mouse o elemento a ser modificado e digitar, na caixa que surge, o novo valor. Nessa mesma tela o usuário pode visualizar o resultado do estímulo aplicado, no gráfico do potencial através da membrana em função do tempo.

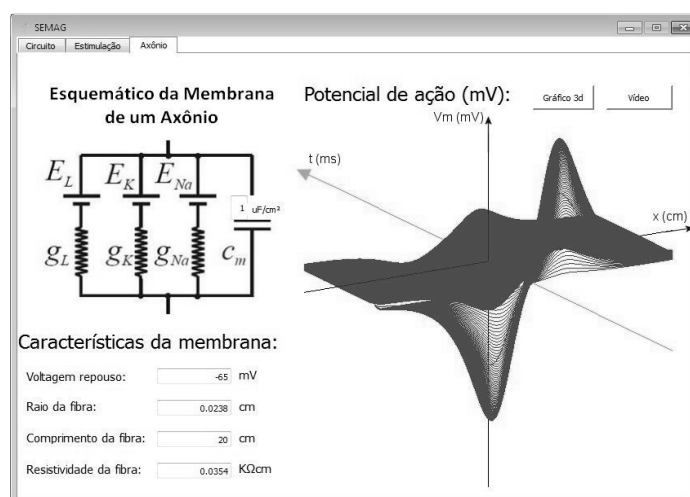


Figura 3: Tela de ajuste dos parâmetros da fibra nervosa e de visualização do potencial transmembrana.

Modelo Eletromagnético

Como pode ser observado na “Equação (1)”, o termo responsável pela estimulação é a derivada em x da componente x do campo elétrico externo. Esse termo depende da configuração geométrica da bobina de estimulação, além da distribuição temporal do pulso de corrente produzido pela descarga de um banco de capacitores e controlado por um dispositivo semiconductor de alta potência. O diagrama elétrico simplificado do circuito pode ser visto na “Figura 4”.

Esse circuito pode ser modelado como um circuito RLC logo após o circuito de controle ativar a chave semicondutora. Temos então dois fatores altamente interligados. A geometria da bobina, tão importante na busca de um estímulo mais focalizado e que seja efetivo a profundidades maiores, afeta diretamente a sua indutância e conseqüentemente o curso temporal da corrente, descrita pela equação diferencial

$$\frac{d^2 I}{dt^2} + \frac{R}{L} \frac{dI}{dt} + \frac{1}{LC} I = 0. \quad (4)$$

O campo elétrico que aparece no ponto de interesse é composto por duas componentes. A primeira é induzida devido ao campo magnético variável no tempo, de acordo com a Lei de Faraday (JACKSON, 1999). A outra componente surge se o campo elétrico induzido possuir uma componente normal ao tecido, pois isso faz as cargas elétricas se deslocarem ao longo das linhas de força até a interface, criando regiões de densidade de carga não-uniforme que contribuem com uma outra parcela para o campo elétrico (ESSELLE & STUCHLY, 1992).

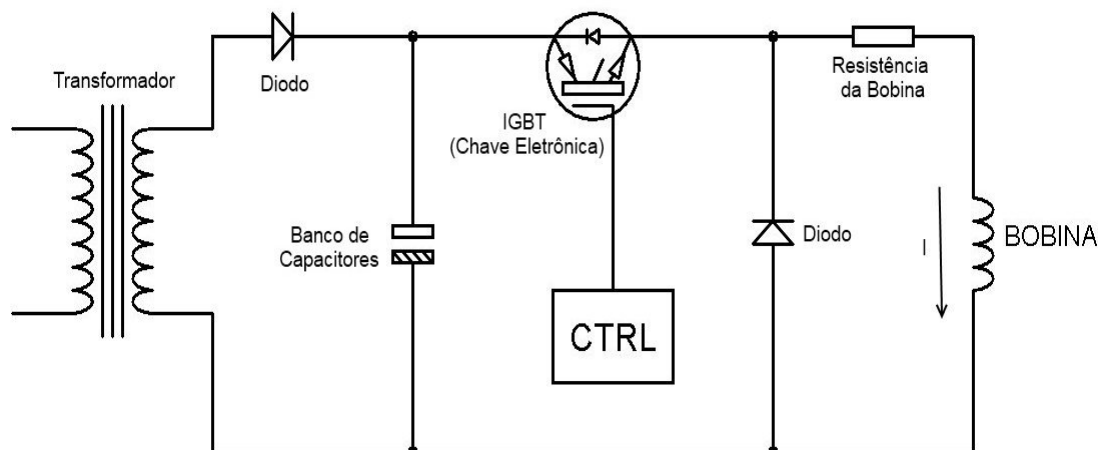


Figura 4: Diagrama elétrico simplificado de um estimulador magnético.

A versão atual do SEMAG permite ao usuário trabalhar com dois tipos de bobinas estimuladoras, a circular clássica e a bobina *Butterfly*, conforme ilustrado na “Figura 5”. Nesta tela o usuário pode configurar também outros parâmetros relacionados à geometria do problema, como o raio da bobina, o número de espiras da bobina e a distância da bobina ao nervo alvo. O campo elétrico induzido tem a forma (FEITOSA & FONTANA, 2006), (FEITOSA & FONTANA, 2005)

$$\frac{\partial E_x}{\partial x} = N \frac{dI}{dt} f(x, y, z), \quad (5)$$

onde $f(x, y, z)$ é a distribuição espacial da função de ativação, N é o número de espiras de cada asa da bobina e I é a corrente que percorre a bobina.

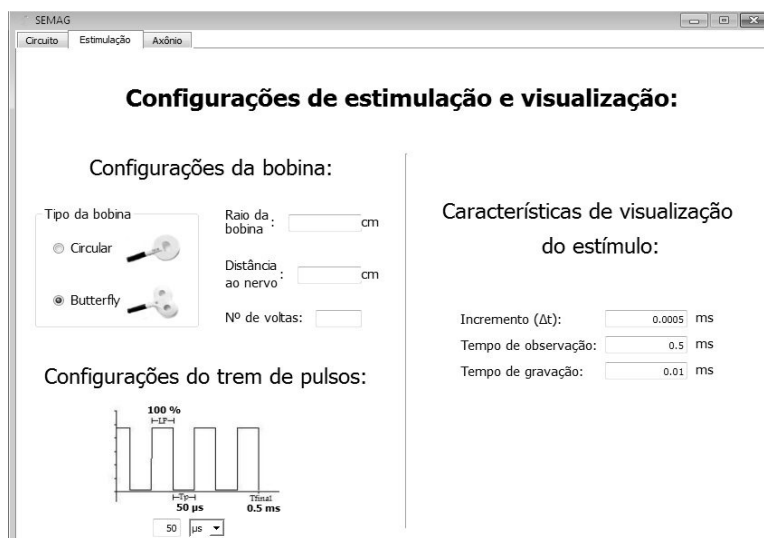


Figura 5: Tela de ajuste dos parâmetros do trem de pulsos a ser aplicado pelo estimulador magnético.

O cálculo da distribuição espacial da função de ativação $f(x, y, z)$ envolve a resolução de integrais complexas (ESSELLE & STUCHLY, 1992), ou pode ser realizado através de uma solução série que envolve polinômios associados de Legendre e expansões por harmônicos esféricos (FEITOSA & FONTANA, 2006). Inicialmente esses cálculos foram realizados no ambiente *MathCad 14*[®]. Além de ser um software pago, a geração no *MathCad* dos resultados oferecidos pelo SEMAG requer conhecimentos de programação e domínio sobre o ambiente. O SEMAG permite o usuário abstrair dessas complexidades, calculando o campo elétrico induzido pela bobina escolhida. O usuário tem acesso ao gráfico do campo ao acessar, na tela de ajustes dos parâmetros do circuito estimulador, um menu de opções como indicado na “Figura 6”.

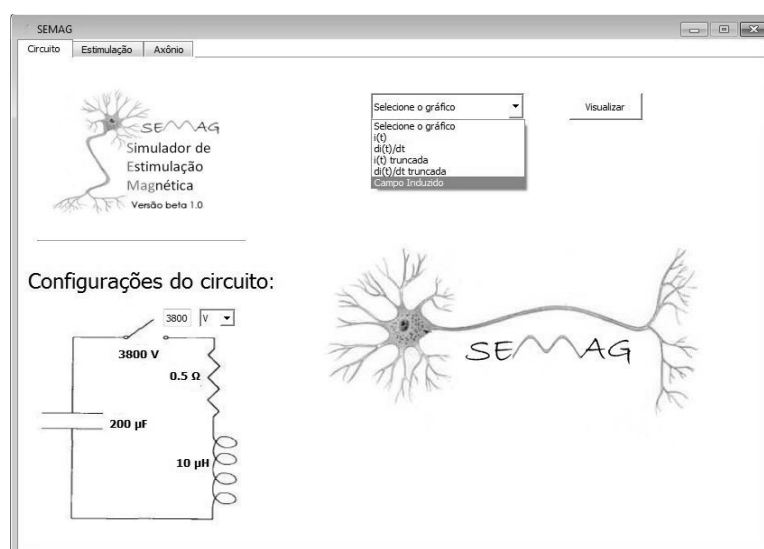


Figura 6: Tela de ajuste dos parâmetros do estimulador magnético.

Circuito Estimulador

A representação simplificada do circuito estimulador, indicada na “Figura 4”, se torna ainda mais simples no momento que a chave eletrônica é acionada, permitindo a passagem da corrente pelo indutor. Nesse instante o circuito é modelado pela associação série do banco de capacitores (previamente carregado com uma tensão DC), a indutância da bobina e uma resistência representando todas as resistências do circuito. A porção temporal da função de ativação dada pela “Equação (5)” é determinada pela taxa de variação da corrente no circuito. A solução da “Equação (4)” depende dos parâmetros do circuito e é da forma

$$I = A_1 e^{(-\alpha+\beta)t} + A_2 e^{(-\alpha-\beta)t}, \quad (6)$$

com

$$\alpha = \frac{R}{2L}, \quad (7)$$

$$\omega_0^2 = \frac{1}{LC}, \quad (8)$$

$$\beta = \sqrt{\alpha^2 - \omega_0^2}, \quad (9)$$

e com A_1 e A_2 sendo funções da tensão inicial no capacitor e dos parâmetros R , L e C .

Dependendo dos valores dos elementos do circuito a corrente I pode ser monofásica (caso sobreamortecido) ou polifásica (caso subamortecido) (EDMINISTER, 2003). No estímulo de nervos periféricos em geral adota-se o regime monofásico, por possuir maior precisão que o bifásico, além de produzir menos ruído e aquecimento (JALINOUS, 1998).

Os componentes do circuito, bem como a tensão inicial do capacitor, podem ser facilmente modificados na tela de ajustes mostrada na “Figura 7”. Nesta mesma tela o usuário visualiza os gráficos da corrente, da sua derivada temporal e do campo elétrico induzido.

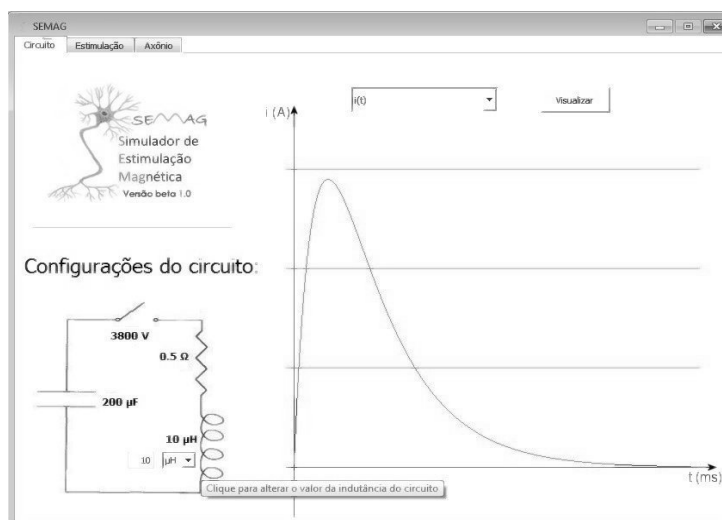


Figura 7: Tela de ajuste dos parâmetros do estimulador magnético com o gráfico do pulso de corrente truncado.

Baseado no princípio de funcionamento de desfibriladores com corrente trapezoidais, foi realizado um estudo sobre a possibilidade de se truncar o tempo de descarga do estimulador, e avaliou-se a efetividade dos estímulos gerados (FEITOSA & FONTANA, 2008). Observou-se que, com o truncamento da corrente em instantes onde a mesma ainda não atingiu o seu ápice, evita-se uma reversão de sinal no perfil da distribuição de campo sobre o nervo alvo que ocorre devido à mudança de sinal na taxa de variação da corrente de descarga. Essa reversão pode impedir que um estímulo supralimiar seja obtido e, sem ela, pulsos de corrente truncados, com amplitude menor, podem ser utilizados na geração de estímulos efetivos com muito mais eficiência. O software SEMAG já inclui essa funcionalidade, permitindo aos usuários observarem os efeitos indesejados provenientes da inversão da função de ativação, e a eliminação desse efeito com a utilização dos pulsos truncados.

3 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O sistema desenvolvido, é um aplicativo *openSource* para ambiente *Microsoft Windows*[®], de fácil instalação e com uma interface gráfica dedicada, para a qual o usuário não necessita de aprendizado prévio, configurando os parâmetros do processo de forma intuitiva e de fácil entendimento, abstraindo dos códigos de geração. Além disso, o usuário não precisa ter conhecimentos aprofundados no cálculo do campo elétrico induzido, na análise dos sistemas biológicos, nem dos circuitos eletrônicos utilizados no processo. O SEMAG evita ainda a necessidade da aquisição e aprendizagem de softwares matemáticos normalmente utilizados para as mesmas finalidades que ele se propõe. Comparando as respostas obtidas pelo SEMAG com as produzidas por esses softwares matemáticos, observa-se que, para uma mesma entrada de parâmetros, e estabelecida a mesma precisão desejada em ambos os procedimentos, o SEMAG consegue produzir os mesmos resultados em um tempo menor, pois não precisa de uma interface tão completa e abrangente quanto às dos softwares matemáticos usuais.

Agradecimentos

Ao CNPq e à FACEPE pelo apoio dado a essa pesquisa na forma de bolsas e auxílios.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

BRASIL-NETO, J. P.; BARROS, R. B. O Uso da Estimulação Magnética Transcrâniana de Baixa Frequência no Tratamento da Depressão no Hospital Universitário de Brasília, Arq. Neuropsiquiatria, vol. 61, no. 1, PP. 83-86, 2003.

EDMINISTER, J. A.; NAHVI, M. Theory and Problems of Electric Circuits, Fourth Edition, Schaum's Outline Series, McGraw-Hill, 2003.

ESSELLE, K. P.; STUCHLY, M. A. Neural Stimulation with Magnetic Fields: Analysis of Induced Electric Fields, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 39, no. 7, pp.693-700, 1992.

FEITOSA, M.; FONTANA, E. Prospects for the development of a magnetic stimulation device for human tissue, Microwave and Optoelectronics International Conference (IMOC), pp.521-524, Brasília, 2005.

FEITOSA, M.; FONTANA, E. Generalized Series Solution for the Induced E-Field Distribution of Slinky-type Magnetic Stimulators, 28th Annual International Conference of the IEEE /EMBS, pp. 4655-4658, NY USA, 2006.

FEITOSA, M.; FONTANA, E. Melhoria da eficiência de estimuladores magnéticos com o emprego de pulsos de corrente truncados, 21º Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, pp. 769-773, Bahia – Brasil, 2008.

HODGKIN, A. L.; HUXLEY, A. F. A quantitative description of membrane current and its application to conduction and excitation in nerve, Journal of Physiology, no. 117, pp.500-544, 1952.

JACKSON, J. D. Classical Electrodynamics, 3rd. ed., New York, John Wiley & Sons Inc., pp. 174-242, 1999.

JALINOUS, R. Guide to Magnetic Stimulation, The Magstim Company Limited, U.K., 1998.

MALMIVUO, J.; PLONSEY, R. Bioelectromagnetism: principles and applications of bioelectric and biomagnetic field, Oxford University, Oxford, 1995.

VALLE, A. C.; FREGNI, F. et al. Low and high-frequency repetitive transcranial magnetic stimulation for the treatment of spasticity, Developmental Medicine & Child Neurology, vol.49, PP.534-538, 2007.

SEMAG – A MAGNETIC STIMULATION SIMULATION SOFTWARE

Abstract: *Neuron stimulation using a time-varying magnetic field is a noninvasive technique to study the human central nervous system that has been used in research, diagnosis, treatment and rehabilitation. In this paper, an open source software is presented as a tool to understand the technique. The computational program allows system parameters variation and displays the induced electrical field and the membrane potential without the direct interaction of the user with the calculus of fields and parameters of electric circuits.*

Key-words: *Simulation, Magnetic stimulation, Open source.*