

## DESENVOLVIMENTO DE UM ESTIMULADOR ELÉTRICO POR RUÍDO

D. M. Guimarães\* , S. G. Tavares\* , A. V. Pino\* e M. N. Souza\*

\*Programa de Engenharia Biomédica-COPPE/Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: danielmguimaraes@poli.ufrj.br

**Resumo:** A Estimulação Elétrica Funcional (FES) é a aplicação de uma corrente elétrica com o intuito de gerar contração muscular tendo como objetivo a realização de uma atividade funcional. Este trabalho apresenta o desenvolvimento de um equipamento capaz de realizar FES com sinais elétricos assemelhados à ruído que apresentam características variando de forma não determinística. Foi avaliada objetivamente a capacidade do equipamento de produzir a estimulação desejada, e, subjetivamente, o efeito da aplicação deste tipo de estímulo sobre o músculo bíceps braquial de um voluntário. Concluiu-se que os estímulos produzidos pelo equipamento desenvolvido, quando acima do limiar motor, adequam-se ao objetivo da FES, e, eventualmente, poderiam trazer melhoria na estabilidade do músculo durante a estimulação e maior conforto.

**Palavras-Chave:** Eletroestimulador, FES, Estimulação por ruído

*Abstract: The Functional Electrical Stimulation (FES) is the application of an electrical current aiming functional activity achievement. This paper present the development of an equipment capable of performing FES with noise-like signals which present varying characteristics in a non deterministic way. It was objectively evaluated regarding its capacity of producing the stimulation desired, and, subjectively, the effect of its application over a volunteer's biceps brachii muscle. It was concluded that the electrical stimuli produced by the developed equipment, when above the motor threshold, suit the FES objective and, eventually, could bring improvement to the muscles' stability and greater comfort.*

**Keywords:** Electrical Stimulator, FES, Electrical noise stimulation

### Introdução

Estimuladores elétricos são equipamentos utilizados em nervos e músculos através da aplicação de pulsos de tensão ou corrente [1]. São geralmente aplicados no tratamento de doenças neuromusculares, no auxílio à realização de movimento e manutenção das estruturas musculares.

Tradicionalmente a estimulação elétrica (EE) é realizada de forma determinística, ou seja, possuem os parâmetros, tais como amplitude, frequência e largura de pulso constante durante o período de estimulação.

Recentemente, no entanto, tem sido sugerido que a

aplicação da estimulação elétrica por ruído, ou seja, aquela onde um ou mais parâmetros podem ser descritos por um fenômeno estocástico, pode trazer benefícios. Um estudo mostrou que a aplicação da EE por ruído do tríceps sural teve como resposta o aumento da estabilidade postural e diminuição da variabilidade da força realizada por este músculo devido à ressonância estocástica levando assim a melhora na transmissão da informação proprioceptiva [2].

Uma vez que o processo de recrutamento e modulação de frequência das unidades motoras leva a um sinal fisiológico (sinal de EMG) que possui características de ruído, especula-se que a FES por ruído possa apresentar uma melhora do desempenho biomecânico. Sendo assim quando comparada à eletroestimulação tradicional, propicia maior conforto e permite maior tempo de aplicação até o chegar ao limiar de fadiga.

Segundo nosso melhor conhecimento, não existem no mercado estimuladores elétricos com características para realizar EE por ruído e que pudessem ser controlados para atender aos objetivos de FES. Portanto, torna-se importante o desenvolvimento de sistemas de FES por ruído para comparação em relação ao FES funcional.

O presente trabalho apresenta o desenvolvimento de um estimulador elétrico capaz de produzir pulsos de corrente retangulares e bifásicos, com características de ruído dentro de uma faixa de operação e com a possibilidade de se controlar o perfil temporal da energia aplicada ao paciente.

### Materiais e Métodos

O projeto do estimulador elétrico por ruído (EBR) foi baseado no anteriormente desenvolvido no laboratório [3]. Este projeto possui duas partes distintas, como ilustrado no diagrama de blocos do EBR na Figura 1.

A primeira, de *software*, realiza a configuração da característica dos pulsos da estimulação e a envia (via USB) para a segunda parte, de *hardware*, que produz os pulsos de corrente para aplicação no paciente.

O *hardware* do EBR possui uma parte digital e outra analógica. Na parte digital os pulsos são primeiramente produzidos a partir dos parâmetros enviados pelo *software* principal. Um microcontrolador PIC32MX795F512L (Microchip, EUA) é responsável pela comunicação USB com o computador que hospeda o *software* de controle, assim como por modular os pulsos em duração e frequência. O microcontrolador

comanda ainda dois potenciômetros digitais AD8403 (Analog Devices, EUA) que modulam independentemente a amplitude das fases positivas e negativas do pulso da corrente de estimulação.

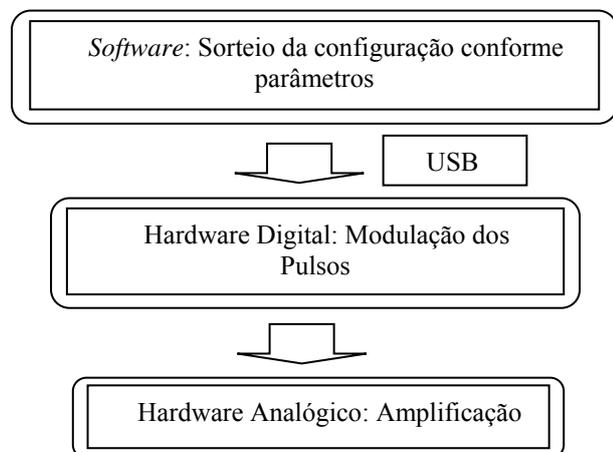


Figura 1. Diagrama de funcionamento do eletroestimulador por ruído desenvolvido

O controle da modulação é realizado pelo *firmware* do microcontrolador a partir dos comandos recebidos do *software* de controle. Esses comandos são traduzidos em períodos de tempo em que as saídas digitais devem estar ativadas e nos valores que os potenciômetros digitais devem assumir, modulando frequência, duração e amplitude dos pulsos.

Comandos como início e interrupção da estimulação e, também, atualização e leitura dos parâmetros dos pulsos, estão entre os disponíveis para a comunicação com o *firmware* do microcontrolador, podendo ser atualizados durante uma mesma estimulação.

Os pulsos de tensão produzidos pela parte digital do *hardware* são enviados para a parte analógica, onde são amplificados por um amplificador de transcondutância realimentado, produzindo assim os pulsos de corrente controlada [3]. Este amplificador é capaz de estimular o paciente, enquanto provê isolamento da rede elétrica, em conformidade com as exigências da norma ABNT NBR IEC 60601 [4].

A modulação de pulsos com característica estocástica é realizada no *software* de controle que envia os parâmetros para o microcontrolador. O *software* é capaz de variar aleatoriamente a frequência dos pulsos enviados, assim como sua largura e amplitude. Na tela de interface com o usuário pode-se definir os limites máximos e mínimos dos valores que cada um dos parâmetros pode assumir. Para cada pulso de estimulação, uma rotina é responsável por sortear um valor entre os limites para cada um dos parâmetros, com distribuição uniforme. Alternativamente, o parâmetro de frequência pode ter o sorteio realizado com distribuição normal, com o usuário podendo determinar a média e o desvio padrão da distribuição.

Teste em bancada – A fim de verificar as características elétricas dos pulsos produzidos pelo EBR,

os sinais de saída foram aplicados a uma carga resistiva de 1 k $\Omega$  e foram digitalizados por 25 segundos com uma taxa de amostragem de 24 kHz pela placa USB-6009 (National Instruments, EUA). Os testes foram repetidos para diversas configurações, primeiramente permitindo a variação de um parâmetro enquanto os demais estavam fixos, e, posteriormente, a variação de mais de um parâmetro simultaneamente.

Uma rotina em MATLAB (Mathworks, EUA) determina a frequência estatística com que os valores para um parâmetro ocorrem nos pulsos produzidos pelo estimulador. Com ela avaliou-se a distribuição de parâmetros que eram efetivamente observados na saída do estimulador, em relação à distribuição teórica que o *software* deveria produzir.

Teste de estimulação – De modo a se obter uma primeira impressão sobre o efeito de uma FES por ruído em comparação com o FES tradicional nos pacientes, sinais gerados pelo EBR foram aplicados ao músculo bíceps braquial do lado não dominante em um voluntário acostumado a receber eletroestimulação com equipamentos tradicionais de FES.

A intenção da EE era produzir movimento de flexão na articulação do cotovelo e coletar do voluntário uma descrição subjetiva dos efeitos da FES por ruído, comparando-a com a tradicionalmente realizada com parâmetros determinísticos.

Inicialmente foi aplicada ao voluntário uma EE com parâmetros fixos, apresentando largura de pulso de 400  $\mu$ s e com duas frequências diferentes.

Primeiramente com frequência de 50 Hz e, posteriormente, com frequência de 60 Hz [5,6,7], variando-se apenas a amplitude dos pulsos corrente. A magnitude da corrente de EE foram estabelecidas em 70 mA, 75 mA ou 80 mA, objetivando-se determinar a amplitude mínima para a qual ocorreria o movimento completo de flexão de cotovelo do lado não dominante. Num segundo momento, após um intervalo de descanso de 10 minutos, foi aplicada à voluntária a estimulação do EBR com o parâmetro frequência sendo variado segundo uma distribuição normal com média de 250 Hz e desvio padrão de 20 Hz. Permitiu-se que as amplitudes variassem aleatoriamente, segundo uma distribuição uniforme, entre os valores de 60 mA e 100 mA. A largura de pulso do estímulo variando de 500-400  $\mu$ s.

O projeto foi aprovado ao Comitê de Ética e Pesquisa do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho HUCFF/UFRJ, protocolo de pesquisa (0004.0307.000-09) sendo o voluntário instruído a ler e assinar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

## Resultados

Um trecho de sinal determinístico e um produzido pelo EBR são exibidos na Figura 2. Pode-se observar a característica randômica da amplitude em cada uma das fases dos pulsos de estimulação, cujas amplitudes, frequência e largura variam. Em oposição, os pulsos da estimulação tradicional mantêm-se constantes durante todo o estímulo.

O estímulo determinístico possuía frequência de 250 Hz e largura de pulso de 500  $\mu$ s. A distribuição de frequências do EBR era normal, com média de 250 Hz e 20 Hz de desvio padrão. As larguras de pulsos poderiam variar entre 500  $\mu$ s e 20  $\mu$ s, segundo uma distribuição uniforme.

Devemos observar ainda nesta figura que à concentração das componentes de frequência em valores extremamente bem determinados. Em comparação, o sinal produzido pelo EBR possui componentes continuamente distribuídos na faixa de interesse.

As distribuições dos parâmetros de frequência nos pulsos produzidos pelo EBR são apresentadas na forma de histogramas. Na figura 4 está representada a distribuição normal de frequências e na figura 5, a distribuição uniforme.

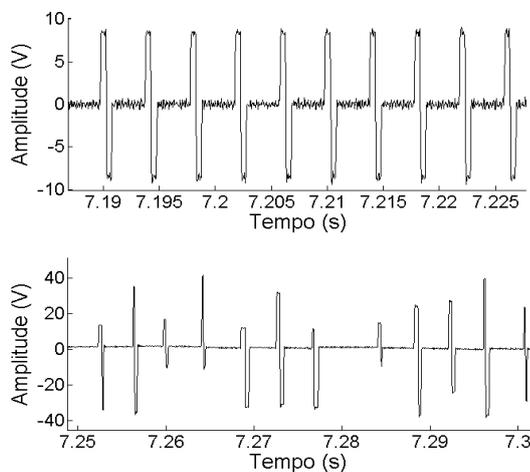


Figura 1. Trecho dos sinais produzidos na estimulação clássica e pelo EBR.

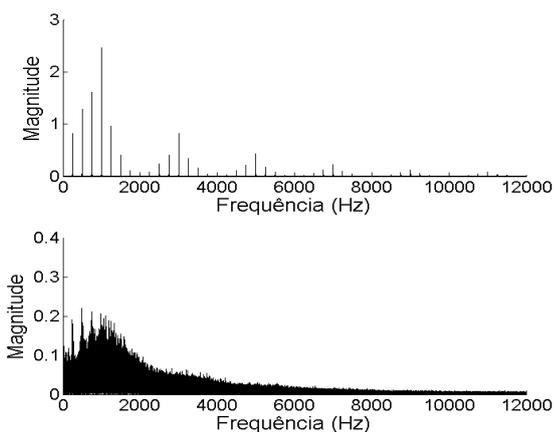


Figura 2. FFT de um sinal de EE determinístico (acima) e do EBR (abaixo).

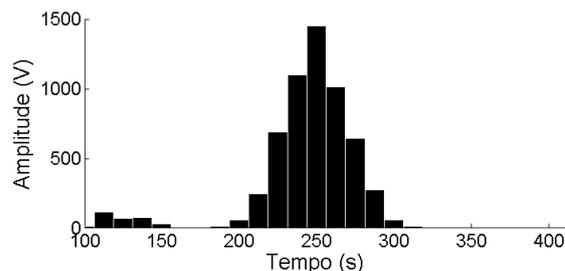


Figura 3. Histograma da frequência dos pulsos com distribuição normal.

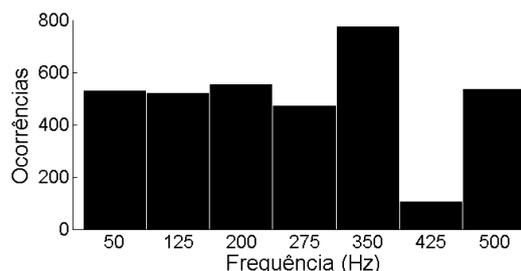


Figura 4. Histograma de frequência dos pulsos com distribuição plana dentro de uma faixa.

As frequências produzidas no modo de distribuição normal apresentaram média de 243 Hz e desvio padrão de 35 Hz, em comparação ao valor esperado de 250 Hz de média e 20 Hz de desvio padrão.

No estímulo com distribuição uniforme permitiu-se que a frequência variasse entre 20 Hz e 500 Hz. A média da distribuição obtida foi de 267 Hz, em relação a um valor esperado de 260 Hz.

As larguras de pulso e as amplitudes produzidas pelo EBR, que também obedecem a uma distribuição uniforme, estão representadas nas figuras 6 e 7.

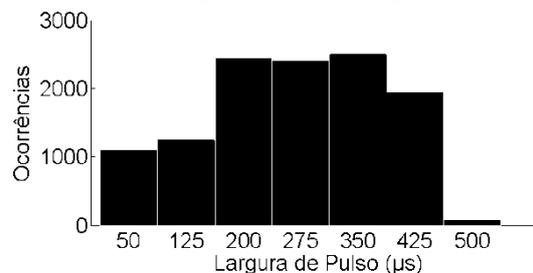


Figura 5. Histograma das larguras dos pulsos com distribuição plana dentro de uma faixa.

O parâmetro de largura de pulso foi configurado para variar entre 20  $\mu$ s e 500  $\mu$ s e apresentou média de 266  $\mu$ s, para um valor esperado de 260  $\mu$ s. A amplitude média, considerando ambas as fases foi de 0,35 V em relação a um valor próximo de 0 V, que seria o esperado para o estímulo com pulso simétrico.

A comparação realizada pelo voluntário logo após a aplicação dos dois protocolos realizados, a estimulação por ruído e a tradicional, está sumarizada na Tabela 1.

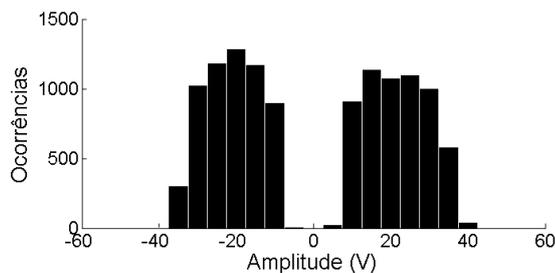


Figura 6. Histograma das amplitudes de cada fase (positiva e negativa) dos pulsos com distribuição plana dentro de uma faixa.

Tabela 1. Tabela 1. Tabela com avaliação subjetiva entre os dois modos de FES investigados

	FES Determinístico	FES Por Ruído
<b>Conforto</b>	Menos confortável	Mais confortável
<b>Sensação da corrente</b>	Agulhada	Pressão sob a área do eletrodo
<b>Irritação tecidual</b>	Vermelho sumindo após alguns minutos	Vermelho sumindo após alguns minutos
<b>Intensidade de contração</b>	Mais intenso	Menos intenso

## Discussão

Os resultados mostram que o EBR é capaz de produzir pulsos com característica não determinística. As distribuições de parâmetros dos sinais gerados pelo EBR apresentaram características estocásticas próximas das programadas no programa de interface com o usuário, como evidenciado pelos histogramas experimentais (Figuras 4, 5, 6 e 7). Nas distribuições que deveriam ser uniformes, as médias ficaram próximas das teóricas. A distribuição normal de frequências obtida também apresentou média e desvio padrão condizentes com os programados.

Em particular, a distribuição de largura dos pulsos, apresentou menor número de ocorrências nos valores limites do histograma.

A análise espectral dos pulsos gerados pelo EBR evidenciam o aspecto ruidoso do estímulo produzido e sua diferença em relação à EE relacionada a parâmetros determinísticos (Figura3).

Mesmo que ainda realizado de forma preliminar, o teste de estimulação com voluntário demonstra que a aplicação da EBR gera uma sensação maior de conforto quando comparado ao FES tradicional sendo necessário mais testes usando um número maior de voluntários para verificar se a eletroestimulação por ruído produz ou

não melhorias, quer de conforto ou de fadiga, para os pacientes que necessitam utilizar constantemente a eletroestimulação como forma de tratamento.

## Conclusão

Apresentou-se neste trabalho a concepção de um estimulador elétrico neuromuscular por ruído, que utiliza pulsos bifásicos de característica não determinística. Tal equipamento pode ajudar a investigar as diferenças deste tipo de eletroestimulação acima do limiar motor em relação àquela tradicionalmente realizada com parâmetros determinísticos.

Visto que não há diferença no *hardware*, o custo do EBR diferencia-se do tradicional apenas pelo desenvolvimento do *software* de controle do estimulador.

## Agradecimentos

Os autores agradecem às agências financiadoras CAPES e FAPERJ e ao CNPQ pelo apoio financeiro.

## Referências Bibliográficas

- [1] Kitchen S, Bazin S, Ribeiro, Lilia Breternitz, Casarotto, Raquel. Eletroterapia prática baseada em evidências. Barueri/SP: Manole; 2003.
- [2] Magalhães FH, Kohn AF. Imperceptible electrical noise attenuates isometric plantar flexion force fluctuations with correlated reductions in postural sway. *Exp Brain Res.* março de 2012;217(2):175–86.
- [3] Souza AFC, Pino AV, Souza MN. Estágio de Saída com isolamento de paciente para eletroestimulador funcional. CD de Anais do XXIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica. SBEB, 2012. v. 1. p. 1502-1504.
- [4] A. B. de N. T. ABNT, Norma IEC 60601-2-10, “Equipamento eletromédico Parte 2: Prescrições particulares para a segurança de equipamento para estimulação neuromuscular.” 30-Oct-1997.
- [5] Eser PC, de N. Donaldson N, Knecht H, Stussi E. Influence of different stimulation frequencies on power output and fatigue during FES-cycling in recently injured SCI people. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.* setembro de 2003;11(3):236–40.
- [6] Lagerquist O, Collins DF. Influence of stimulus pulse width on M-waves, H-reflexes, and torque during tetanic low-intensity neuromuscular stimulation. *Muscle Nerve.* dezembro de 2010;42(6):886–93.
- [7] Doucet BM, Lam A, Griffin L. Neuromuscular electrical stimulation for skeletal muscle function. *Yale J Biol Med.* 2012;85(2):201.