

Função de resposta hemodinâmica específica em pacientes com epilepsia: Influência da razão sinal/ruído e a distribuição das descargas

Mileni M. Isikawa, Carlos E. Garrido Salmon

Departamento de Física, FFCLRP, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, Brasil.

Introdução: O processamento de dados simultâneos de ressonância magnética funcional (fMRI) e de eletroencefalografia (EEG) tem sido usado para localizar pontos epiléticos. A resposta elétrica detectada no EEG é representada por *spikes*, que é convoluída com uma função de resposta hemodinâmica (*HRF*) canônica, comparando com a série temporal do sinal *BOLD* da aquisição de fMRI. Porém, no caso da epilepsia a forma exata da *HRF* é desconhecida. A desconvolução da resposta *BOLD* de uma região epileptogênica com a resposta elétrica é um dos métodos propostos para a identificação dessa *HRF* [1]. Contudo, esse procedimento pode ser afetado por diversos fatores experimentais que prejudicam a exatidão do resultado. Neste trabalho avaliamos teoricamente o efeito da razão sinal ruído (RSR) do sinal *BOLD* e da localização temporal dos *spikes* na estimativa de uma *HRF* individualizada a partir do método de desconvolução.

Métodos: A atividade elétrica foi simulada por uma distribuição aleatória de *spikes* com 140 pontos e uma taxa de disparo de 10%, simulando uma aquisição real de EEG/fMRI. A resposta *BOLD* foi modelada a partir da convolução da atividade elétrica com uma *HRF* padrão. Ruído gaussiano com diferentes amplitudes foi adicionado na série *BOLD*. A partir da desconvolução do sinal *BOLD* e a atividade elétrica, uma *HRF* foi obtida e comparada com a padrão, a partir do cálculo de um erro. O procedimento foi submetido a 100 repetições. Em uma segunda etapa a distribuição temporal dos disparos foi mudada 100 e 1000 vezes mantendo a s RSR. Toda a modelagem foi realizada no software Matlab R2015a.

Resultados e Discussões: A figura 1-a mostra o comportamento do erro entre as duas *HRFs* em função da RSR para três condições: 100 repetições estáticas, 100 e 1000 repetições com distribuição temporal dos *spikes* aleatória. Esta mudança leva a um comportamento não monótono do erro. Nas condições estáticas é clara a redução do erro com o aumento da RSR. O efeito da distribuição dos *spikes* pode ser avaliado na figura 1-b, onde foi calculado diferentes razões dos intervalos temporais máximos e mínimos dos *spikes*. Uma distribuição mais heterogênea dos *spikes* (razão alta) leva a um aumento do erro. Assim, uma atividade elétrica mais homogeneidade seria ideal para o processo de desconvolução, nossos resultados sugere uma razão < 15 .

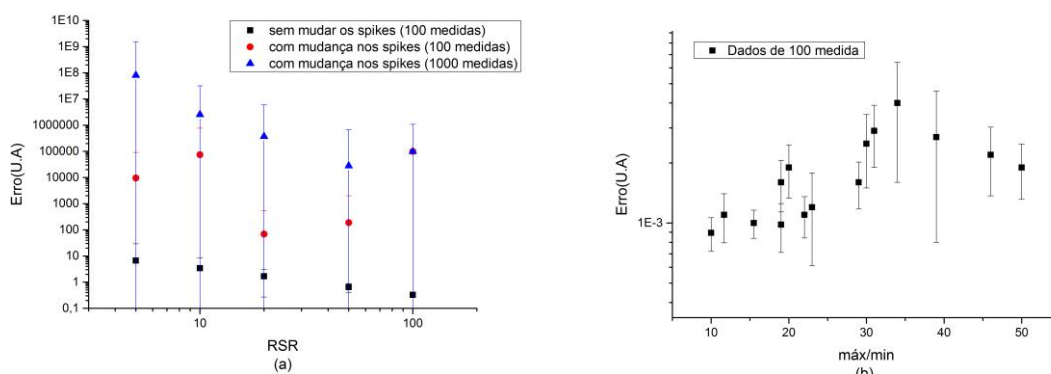


Figura 1(a) Gráfico do erro entre as *HRFs* e a razão sinal ruído (RSR). **(b)** Gráfico do erro entre as *HRFs* e a razão dos intervalos temporais máximo/mínimo entre os *spikes* na atividade neural.

Conclusões: Considerando as limitações da influência da RSR do sinal *BOLD* e da distribuição temporal dos *spikes* podemos aplicar a metodologia de desconvolução em dados reais na tentativa de achar uma *HRF* específica em pacientes com epilepsia.

Referências: [1] J.K. Kong. et al. NeuroImage 20 (2003) 1162–1170.