

Proceeding Series of the Brazilian Society of Computational and Applied Mathematics

Assimilação de dados de imagem funcional por ressonância magnética utilizando o Filtro de Kalman Unscented

Alice Nabiça Moraes¹

Programa de Pós-graduação em Matemática e Estatística, UFPA, Belém, PA

Armando José da Silva Paiva²

Programa de Pós-graduação em Matemática e Estatística, UFPA, Belém, PA

Valcir João da Cunha Farias³

PPGME-ICEN-Universidade Federal do Pará, Belém, Pará

Marcus Pinto da Costa da Rochas⁴

PPGME-ICEN-Universidade Federal do Pará, Belém, Pará

1 Introdução

A imagem funcional por ressonância magnética (fMRI) é uma técnica que objetiva a detecção de regiões ativas do cérebro. A partir de um estímulo, ocorrem mudanças nos níveis de oxigenação sanguínea, fenômeno denominado de efeito BOLD (Blood oxygen level dependent). O sinal BOLD é constituído por medidas de efeitos hemodinâmicos e metabólicos podendo ser representado por modelos matemáticos. No entanto, não há um consenso de um modelo específico para a representação do sinal BOLD. Neste trabalho, será utilizado o modelo hemodinâmico de Buxton-Friston para a representar o sinal e o Filtro de Kalman Unscented para a estimação dos parâmetros [2].

2 Filtro de Kalman Unscented e Modelo Hemodinâmico de Buxton-Friston

O filtro de Kalman é um algoritmo de estimação ótimo que resolve com o critério de mínimos quadrados, o problema de estimação de um sinal ruidoso. Para sistemas não lineares é utilizado o Filtro de Kalman unscented (FKU) que utiliza a transformação unscented para melhorar as aproximações dos primeiros momentos de uma variável aleatória [1].

O modelo hemodinâmico de Buxton-Friston (B-F) faz a mediação entre a atividade sináptica e o sinal BOLD. Este é um modelo constituído em três fases: entrada do sistema,

¹alicenmoraes@gmail.com

²armandojsp@yahoo.com.br

³valcir@ufpa.br

⁴mrocha@ufpa.br

fluxo sanguíneo cerebral f , variáveis de estado, volume sanguíneo cerebral v e quantidade de deoxi-hemoglobina nas veias cerebrais q , e o sinal de saída, sinal BOLD y . O modelo de B-F é apresentado nas equações a seguir: [2]: $\dot{f} = \epsilon u(t) - \frac{f}{\tau_s} - \frac{f-1}{\tau_f}$, $\dot{v} = \frac{1}{\tau_0}(f - v^{\frac{1}{\alpha}})$, $\dot{q} = \frac{1}{\tau_0} \left(f \left(\frac{1-(1-E_0)^{\frac{1}{f}}}{E_0} - v^{\frac{1}{\alpha}} \frac{q}{v} \right) \right)$, $y(t) = V_0(k_1(1-q) + k_2(1-\frac{q}{v}) + k_3(1-v))$, sendo $u(t)$ é a entrada externa; τ_s reflete o sinal de decaimento; τ_f é a constante do tempo auto regulação de retorno; τ_0 é o tempo de transição; ϵ é a eficácia neuronal; E_0 representa a extração e fração de oxigênio; α é o parâmetro de rigidez.

3 Resultados

Para simular o sinal BOLD, o sistema de equações do modelo foi solucionado pelo método de Runge-Kutta de 4ª ordem, utilizando os valores típicos dos parâmetros fisiológicos e o sinal de entrada. Em seguida foi adicionado ao sinal o ruído branco gaussiano. A partir do sinal com ruído, o processo de assimilação de parâmetros com o FKU foi empregado. Verificou-se que FKU recuperou as variáveis de estado e o sinal BOLD original. A Figura 1 mostra o erro de aproximação.

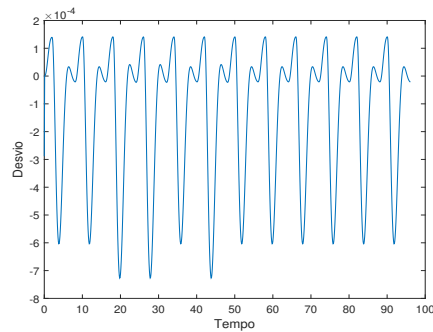


Figura 1: Desvio do sinal BOLD original em relação ao sinal BOLD recuperado pelo UKF.

Observou-se que a assimilação de dados do modelo B-F com FKU apresentou eficiência razoável por ter estimado bem as variáveis de estado, o sinal BOLD e o erro associado a partir do sinal com ruído, porém, não foi um bom estimador para os parâmetros do modelo, pois, a não linearidade do modelo é muito forte.

Referências

- [1] G. A. Terejanu. Unscented Kalman Filter Tutorial. University at Buffalo, Buffalo, 2011.
- [2] H. Zhenghui, Z. Xiaohu, L. Huafeng, and S. Pengcheng, Nonlinear Analysis of the BOLD Signal, *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing*, 2009. DOI: 10.1155/2009/215409.