

## ANÁLISE COMPARATIVA DE KERNELS PARA MODELAGEM MATEMÁTICA DO COMPLEXO QRS DO ELETROCARDIOGRAMA COM O USO DE SINAIS SINTÉTICOS

Julião Alberto Langa<sup>1</sup>, Délcio Aguiar José Barreto<sup>2</sup>, Fernando André Cossengue Caiavi<sup>3</sup>,  
João Paulo do Vale Madeiro<sup>4</sup>

**Resumo:** O sinal eletrocardiograma (ECG) é considerado padrão-ouro para o diagnóstico não invasivo de arritmias e distúrbios de condução. A extração automática de parâmetros do ECG compreende um conjunto de etapas, que se iniciam com a detecção e a segmentação de suas ondas características e a determinação das séries de intervalos correspondentes, passando posteriormente ao processamento de séries temporais derivadas do ECG. Este trabalho apresenta um estudo comparativo do desempenho de diferentes *kernels* para modelagem e classificação morfológica do complexo QRS: a função Gaussiana, a função Chapéu-de-Mexicano e a composição de duas funções densidade de probabilidade de Rayleigh. Com o uso de um gerador de sinais sintéticos baseado em modelos dinâmicos, obtém-se a reprodução de morfologias comumente encontradas em sinais reais: qR, qRs, Rs, R, RS, rSR', rR', qrSr', Rsr', rR's, rS, rSr', Qr, QS, QR, qrS, qS, rsR's', QRs e Qrs. Para cada morfologia, são obtidas 60 amostras de batimentos, variando-se amplitude, fase e duração das ondas Q, R e S, em uma frequência de amostragem de 256 Hz. Após a detecção de cada complexo QRS, utilizando-se algoritmos baseados em transformada Wavelet, estabelecem-se janelas centralizadas nos picos de maior amplitude de cada batimento para modelagem de morfologia. Para avaliação da adaptabilidade e do grau de conformação de cada modelo com cada morfologia específica de QRS, calcula-se o erro RMS normalizado correspondente. Os resultados permitiram identificar que a função Gaussiana modela com erro RMS mínimo de  $4,67\% \pm 1,22\%$  a morfologia R, a função Chapéu-de-Mexicano modela com erro RMS mínimo de  $18,36\% \pm 0,94\%$ , a morfologia rsR's' e a composição de duas funções densidade de probabilidade de Rayleigh modela com erro RMS mínimo de  $10,23\% \pm 3,10\%$  a morfologia RS.

Palavras-chave: sinal ECG. complexo QRS. modelagem matemática.

<sup>1</sup> Universidade da Integração Internacional a Lusofonia Afro-Brasileira, Instituto de Engenharia e Desenvolvimento Sustentável, e-mail: julitolanga@gmail.com

<sup>2</sup> Universidade da Integração Internacional da Lusofonia Afro-Brasileira, Instituto de Engenharia e Desenvolvimento Sustentável, e-mail: delciobarreto@hotmail.com

<sup>3</sup> Universidade da Integração Internacional da Lusofonia Afro-Brasileira, Instituto de Engenharia e Desenvolvimento Sustentável, e-mail: fernandocaiavi@hotmail.com

<sup>4</sup> Universidade da Integração Internacional da Lusofonia Afro-Brasileira, Instituto de Engenharia e Desenvolvimento Sustentável, e-mail: jpaulo.vale@unilab.edu.br

## INTRODUÇÃO

A ideia de se utilizar funções matemáticas para modelar o comportamento das ondas características do ECG já vem de longo tempo na literatura. O propósito inicial era prover ferramentas para análise espectral do sinal cardíaco a partir de uma aproximação. Richardson et al. (1971) propuseram três modelos matemáticos para a modelagem individual da onda P, complexo QRS e da onda T usando funções gaussianas e suas primeira e segunda derivadas. Em desenvolvimentos mais recentes, a modelagem matemática é parte de uma estrutura de duplo estágio. Uma função paramétrica relacionada a um segmento do ciclo cardíaco é obtida, e os algoritmos para a caracterização da forma de onda são aplicados sobre o modelo (Madeiro et al., 2013).

O objetivo do trabalho é propor e comparar diferentes *kernels* matemáticos para a modelagem e segmentação do complexo QRS, baseados nas funções Gaussiana, Chapéu de Mexicano e densidade de probabilidade de Rayleigh. O desempenho de cada modelo matemático é avaliado por simulações computacionais sobre sinais sintéticos gerados por modelos dinâmicos (McSharry et al., 2003), calculando-se o erro RMS normalizado entre cada *kernel* e cada classe morfológica de QRS.

## METODOLOGIA

A fase preliminar da execução do presente trabalho concentrou-se em revisão bibliográfica, referente à fisiologia cardíaca básica e de interpretação clínica de aspectos morfológicos das ondas características do sinal ECG. Na sequência, fez-se a implementação computacional de um simulador de sinais ECG sintéticos a partir de modelos dinâmicos, com análise da variação de um conjunto de parâmetros: frequência de amostragem, duração do sinal, média e desvio-padrão de frequência cardíaca, relação entre componentes de frequência LF (Low-Frequency) e HF (High-Frequency) do sinal de variabilidade da frequência cardíaca, duração, amplitude e morfologia do complexo QRS (McSharry et al., 2003).

Para fins de modelagem matemática do complexo QRS, três modelos matemáticos são propostos: função Gaussiana, função Chapéu de Mexicano (segunda

derivada da função Gaussiana) e combinação de duas funções densidade de probabilidade de Rayleigh.

Define-se uma função Gaussiana de tempo discreto  $G_{\sigma_1}[k]$ , com  $k$  definido em um dado intervalo  $-x_1 \leq k \leq x_2$ , e um desvio-padrão variável  $\sigma_1$  como:

$$G_{\sigma_1}[k] = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma_1} \exp\left(-\frac{k^2}{2\sigma_1^2}\right). \quad (1)$$

O segundo *kernel* proposto, denominado  $G_{\sigma_1, \sigma_2}^d[k]$ , corresponde à derivada numérica da composição de duas funções Gaussianas de tempo discreto  $G_{\sigma_1}[k]$  e  $G_{\sigma_2}[k]$ , respectivamente com desvios-padrões variáveis  $\sigma_1$  e  $\sigma_2$ , ambas definidas para  $-x_1 \leq k \leq x_2$ , tal que:

$$G_{\sigma_1, \sigma_2}[k] = \begin{cases} G_{\sigma_1}[k], & -x_1 \leq k \leq 0 \\ G_{\sigma_2}[k], & 0 \leq k \leq x_2 \end{cases}, \quad (2)$$

$$G_{\sigma_1, \sigma_2}^d[k] = G_{\sigma_1, \sigma_2}[k] - G_{\sigma_1, \sigma_2}[k-1]. \quad (3)$$

Por fim, define-se uma função densidade de probabilidade de Rayleigh de tempo-discreto  $R_{\sigma_1}[k]$ , no intervalo  $0 \leq k \leq h$ , com um parâmetro variável  $\sigma_1$ :

$$R_{\sigma_1}[k] = \frac{k}{\sigma_1^2} \exp\left(-\frac{k^2}{2\sigma_1^2}\right). \quad (4)$$

O terceiro *kernel* proposto, denominado  $R_{\sigma_1, \sigma_2}[k]$ , define-se no intervalo  $0 \leq k \leq 2h$ , a partir da utilização de duas funções Rayleigh de tempo discreto  $R_{\sigma_1}[k]$  e  $R_{\sigma_2}[k]$ , ambas definidas no intervalo  $0 \leq k \leq h$ , respectivamente com parâmetros variáveis  $\sigma_1$  e  $\sigma_2$ , tal que :

$$R_{\sigma_1, \sigma_2}[k] = \begin{cases} R_{\sigma_1}[h-k], & 0 \leq k \leq h \\ -R_{\sigma_2}[k-h], & h \leq k \leq 2h \end{cases} \quad (5)$$

A busca pelos parâmetros  $\sigma_1$  e  $\sigma_2$  associados aos modelos ótimos é realizada pela aplicação do método do cálculo do erro RMS (*root mean square*) normalizado. Assim, para dados dois sinais  $W_X[k]$  e  $\tilde{W}_X[k]$ , ambos considerados com  $L$  amostras, em que  $W_X[k]$  é o sinal de referência (complexo QRS), o erro RMS normalizado é calculado como:

$$\varepsilon = \sqrt{\frac{\sum_{k=1}^L |W_X[k] - \tilde{W}_X[k]|^2}{\sum_{k=1}^L |W_X[k]|^2}}. \quad (6)$$

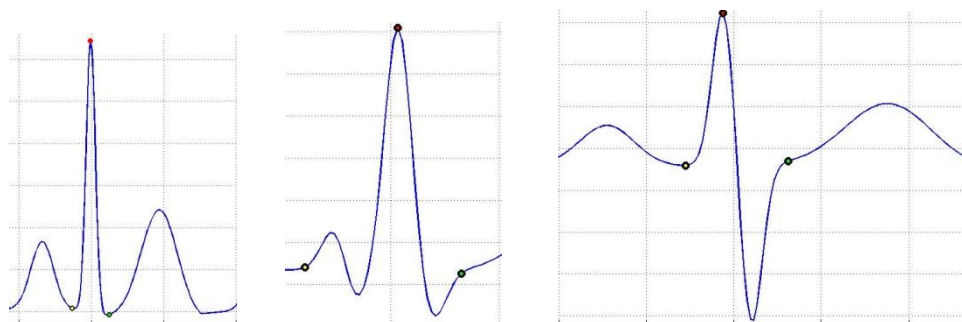
## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Geraram-se 60 amostras de cada uma das morfologias de QRS predominantemente encontradas na literatura, variando-se amplitude e fase das ondas Q, R e S: qR, qRs, Rs, R, RS, rSR', rR', qrSr', Rsr', rR's, rS, rSr', Qr, QS, QR, qrS, qS, rsR's', Qrs e Qrs (Nemirko e Lugovaya, 2005). Para cada um dos modelos matemáticos testados, identificou-se a morfologia em que um dado modelo possui o menor erro RMS no ranking, conforme apresentado na Tabela 1. A Figura 1 ilustra as morfologias de QRS nas quais os modelos obtiveram melhor desempenho.

Tabela 1: ranking de menor erro RMS (melhor desempenho) considerando-se os três modelos matemáticos propostos.

Função matemática	Morfologia de QRS	Erro RMS (média e desvio-padrão)
Gaussiana	R	4,67% ± 1,22%
Chapéu de Mexicano	rsR's'	18,36% ± 0,94%
Rayleigh	RS	10,23% ± 3,10%

FIGURA 1 - Morfologias de QRS modeladas pelas funções Gaussiana, Chapéu de Mexicano e Rayleigh: R, rsR's' e RS.



Dos resultados alcançados, observa-se que as funções matemáticas aplicadas podem ser utilizadas para modelagem e classificação automática de tipos de batimentos

comumente presentes em sinais reais, com eficiência e precisão. A taxa de erro RMS normalizado obtido por cada um dos modelos testados representa um parâmetro de tomada de decisão na identificação do modelo mais apropriado.

## CONCLUSÕES

Com base nos experimentos computacionais, conclui-se que as funções Gaussiana, Chapéu de Mexicano e Rayleigh são alternativas robustas para modelagem matemática de classes de batimentos comumente encontradas em sinais reais: R, rsR's' e RS. A taxa de erro RMS normalizado pode ser utilizado como parâmetro de entrada de classificadores automáticos de batimentos.

## AGRADECIMENTOS

À Unilab e ao Programa CAPP pelo apoio na realização deste projeto.

## REFERÊNCIAS

Richardson, J.; Haywood, L. J.; Murthy, V. K.; Harvey, G. **A mathematical model for ECG wave forms and power spectra**. Mathematical Biosciences, vol. 1, no. 12, pp. 321-328, 1971.

Madeiro, J. P. V.; Nicolson, W. B.; Cortez, P. C.; Marques, J. A. L.; Vázquez-Seisdedos, C. R., Elangovan, N.; NG, G. A.; Schlindwein F. S. **New approach for T-wave peak detection and T-wave end location in 12-lead paced ECG signals based on a mathematical model**. Medical Engineering and Physics, v. 8, n. 35, p. 1105-1115, 2013.

McSharry, P. E.; Clifford, G. D.; Tarassenko, L.; Smith, L. A. **A Dynamical Model for Generating Synthetic Electrocardiogram Signals**. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 50, n. 3, pp. 289-294, 2003.

Nemirko, A.P.; Lugovaya, T.S. **Biometric human identification based on electrocardiogram**. Proc. XII-th Russian Conference on Mathematical Methods of Pattern Recognition, Moscow, MAKS Press, 2005, pp. 387-390. ISBN 5-317-01445-X.