

Ciência em Foco

VOLUME V

**BRUNO RODRIGUES DE OLIVEIRA
ALAN MARIO ZUFFO
JORGE GONZÁLEZ AGUILERA
ARIS VERDECIA PEÑA
ROSALINA EUFRAUSINO L. ZUFFO**

ORGANIZADORES



Pantanal Editora

2021

Bruno Rodrigues de Oliveira
Alan Mario Zuffo
Jorge González Aguilera
Aris Verdecia Peña
Rosalina Eufrausino Lustosa Zuffo
Organizadores

Ciência em Foco
Volume V



Pantanal Editora

2021

Copyright© Pantanal Editora

Editor Chefe: Prof. Dr. Alan Mario Zuffo

Editores Executivos: Prof. Dr. Jorge González Aguilera e Prof. Dr. Bruno Rodrigues de Oliveira

Diagramação: A editora. **Diagramação e Arte:** A editora. **Imagens de capa e contracapa:** Canva.com. **Revisão:** O(s) autor(es), organizador(es) e a editora.

Conselho Editorial

Grau acadêmico e Nome	Instituição
Prof. Dr. Adaylson Wagner Sousa de Vasconcelos	OAB/PB
Profa. Msc. Adriana Flávia Neu	Mun. Faxinal Soturno e Tupanciretã
Profa. Dra. Albys Ferrer Dubois	UO (Cuba)
Prof. Dr. Antonio Gasparetto Júnior	IF SUDESTE MG
Profa. Msc. Aris Verdecia Peña	Facultad de Medicina (Cuba)
Profa. Arisleidis Chapman Verdecia	ISCM (Cuba)
Prof. Dr. Arinaldo Pereira da Silva	UFESSPA
Prof. Dr. Bruno Gomes de Araújo	UEA
Prof. Dr. Caio Cesar Enside de Abreu	UNEMAT
Prof. Dr. Carlos Nick	UFV
Prof. Dr. Claudio Silveira Maia	AJES
Prof. Dr. Cleberton Correia Santos	UFGD
Prof. Dr. Cristiano Pereira da Silva	UEMS
Profa. Ma. Dayse Rodrigues dos Santos	IFPA
Prof. Msc. David Chacon Alvarez	UNICENTRO
Prof. Dr. Denis Silva Nogueira	IFMT
Profa. Dra. Denise Silva Nogueira	UFMG
Profa. Dra. Dennyura Oliveira Galvão	URCA
Prof. Dr. Elias Rocha Gonçalves	ISEPAM-FAETEC
Prof. Me. Ernane Rosa Martins	IFG
Prof. Dr. Fábio Steiner	UEMS
Prof. Dr. Fabiano dos Santos Souza	UFF
Prof. Dr. Gabriel Andres Tafur Gomez	(Colômbia)
Prof. Dr. Hebert Hernán Soto Gonzáles	UNAM (Peru)
Prof. Dr. Hudson do Vale de Oliveira	IFRR
Prof. Msc. Javier Revilla Armesto	UCG (México)
Prof. Msc. João Camilo Sevilla	Mun. Rio de Janeiro
Prof. Dr. José Luis Soto Gonzales	UNMSM (Peru)
Prof. Dr. Julio Cezar Uzinski	UFMT
Prof. Msc. Lucas R. Oliveira	Mun. de Chap. do Sul
Profa. Dra. Keyla Christina Almeida Portela	IFPR
Prof. Dr. Leandris Argentele-Martínez	Tec-NM (México)
Profa. Msc. Lidiene Jaqueline de Souza Costa Marchesan	Consultório em Santa Maria
Prof. Dr. Marco Aurélio Kistemann	UFJF
Prof. Msc. Marcos Pisarski Júnior	UEG
Prof. Dr. Marcos Pereira dos Santos	FAQ
Prof. Dr. Mario Rodrigo Esparza Mantilla	UNAM (Peru)
Profa. Msc. Mary Jose Almeida Pereira	SEDUC/PA
Profa. Msc. Núbia Flávia Oliveira Mendes	IFB
Profa. Msc. Nila Luciana Vilhena Madureira	IFPA
Profa. Dra. Patrícia Maurer	UNIPAMPA
Profa. Msc. Queila Pahim da Silva	IFB
Prof. Dr. Rafael Chapman Auty	UO (Cuba)
Prof. Dr. Rafael Felipe Ratke	UFMS
Prof. Dr. Raphael Reis da Silva	UFPI
Prof. Dr. Ricardo Alves de Araújo	UEMA
Profa. Dra. Sylvana Karla da Silva de Lemos Santos	IFB
Prof. Dr. Wéverson Lima Fonseca	UFPI
Prof. Msc. Wesclen Vilar Nogueira	FURG
Profa. Dra. Yilan Fung Boix	UO (Cuba)
Prof. Dr. Willian Douglas Guilherme	UFT

Conselho Técnico Científico

- Esp. Joacir Mário Zuffo Júnior
- Esp. Maurício Amormino Júnior
- Esp. Tayronne de Almeida Rodrigues
- Lda. Rosalina Eufrausino Lustosa Zuffo

Ficha Catalográfica

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP) (eDOC BRASIL, Belo Horizonte/MG)	
C569	Ciência em foco [livro eletrônico] : volume V / Organizadores Bruno Rodrigues de Oliveira... [et al.]. – Nova Xavantina, MT: Pantanal, 2021. 262p. Formato: PDF Requisitos de sistema: Adobe Acrobat Reader Modo de acesso: World Wide Web Inclui bibliografia ISBN 978-65-88319-95-6 DOI https://doi.org/10.46420/9786588319956 1. Ciência – Pesquisa – Brasil. 2. Pesquisa científica. I. Oliveira, Bruno Rodrigues de. II. Zuffo, Alan Mario. III. Aguilera, Jorge González. IV. Peña, Aris Verdecia. V. Zuffo, Rosalina Eufrausino Lustosa. CDD 001.42
Elaborado por Maurício Amormino Júnior – CRB6/2422	



Nossos e-books são de acesso público e gratuito e seu download e compartilhamento são permitidos, mas solicitamos que sejam dados os devidos créditos à Pantanal Editora e também aos organizadores e autores. Entretanto, não é permitida a utilização dos e-books para fins comerciais, exceto com autorização expressa dos autores com a concordância da Pantanal Editora.

Pantanal Editora

Rua Abaete, 83, Sala B, Centro. CEP: 78690-000.
Nova Xavantina – Mato Grosso – Brasil.
Telefone (66) 99682-4165 (Whatsapp).
<https://www.editorapantanal.com.br>
contato@editorapantanal.com.br

APRESENTAÇÃO

A atividade científica tornou-se indispensável para a sociedade moderna. Os avanços nas mais diversas áreas das ciências têm vislumbrado a muitos, pois muitas das idealizações dignas da ficção científica hoje são realidades em nosso cotidiano. Todo o conhecimento produzido pela ciência e as técnicas dela derivadas têm contribuído para a evolução da sociedade em vários aspectos. Mesmo diante de todos esses evidentes benefícios para a humanidade, a crise sanitária que enfrentamos, que é decorrente da pandemia da COVID-19, colocou em xeque a credibilidade que a ciência, bem como os cientistas, possui perante alguns grupos sociais.

Nos últimos anos temos presenciado, com muito fervor, vários movimentos anti-vacinas e outros que advogam a utilização de tratamentos medicamentosos sem comprovada eficácia científica. Resultados de vários estudos têm sido deturpados a fim de embasarem certas narrativas, evidenciando uma ironia, pois tais indivíduos se utilizam de uma “ciência” forjada sem o método científico, com o propósito de apoiar suas crenças e questionam os resultados obtidos utilizando métodos científicos comprovados.

Pelas circunstâncias apresentadas, entendemos que a divulgação científica nunca foi tão necessária em nossa sociedade como é nos dias atuais. A Pantanal Editora tem a missão de apoiar esta divulgação, proporcionando aos cientistas, pesquisadores e investigadores um canal para promoção do conhecimento científico por eles produzidos. Já estamos no Volume V da Coletânea de e-books denominada de “Ciência em Foco”. Essas coletâneas tem como objetivo a divulgação de pesquisas em quaisquer áreas do conhecimento.

Na presente coletânea vários tópicos são abordados nas mais diversas vertentes, desde pesquisas na área da educação, passando pela psicologia, literatura, farmacêutica, biologia e ciências agrárias, até aplicações avançadas nas áreas de engenharias. Esperamos poder contribuir com o arcabouço científico promovendo uma ciência de qualidade, impactante e acessível a todos.

Os organizadores

SUMÁRIO


Apresentação	4
Capítulo I	7
Discussão/reflexão acerca da experiência de elaboração/aplicação de um plano de ensino de matemática pelos alunos do CEAD UFOP.....	7
Capítulo II	19
Componentes produtivos do milho são influenciados pela irrigação e doses de potássio	19
Capítulo III	30
O trabalho docente e formação de novos profissionais: reflexões críticas e coletivas no ensino superior	30
Capítulo IV	35
Riscos ambientais na indústria do petróleo: métodos, técnicas e índices de gerenciamento	35
Capítulo V	46
Modelagem de um manipulador paralelo flexível 3RRR com validação experimental	46
Capítulo VI	52
As tecnologias como ferramenta aplicada na educação em tempos de pandemia de corona vírus.....	52
Capítulo VII	62
Publicação de Artigos Científicos do Curso de Secretariado Executivo (UFRR) entre 2010 e 2020 ..	62
Capítulo VIII	75
Mineração e suas emissões atmosféricas	75
Capítulo IX	82
Estudantes que praticam atividade física podem apresentar melhores estratégias de adaptação	82
Capítulo X	92
Cultura do sisal e biohidrogel: Uma revisão	92
Capítulo XI	110
Germinação e vigor de sementes de tomate sadias e envelhecidas artificialmente tratadas com <i>Calcareo fluorica</i>	110
Capítulo XII	125
Nanomateriais aplicados em energias renováveis: maior eficiência e viabilidade	125
Capítulo XIII	130
Análise da Inserção das Práticas Integrativas e Complementares no Sistema Único de Saúde do Estado do Pará, BRASIL.....	130
Capítulo XIV	142
Criatividade e o uso da tecnologia digital no ensino da matemática no nível superior.....	142
Capítulo XV	155
A espécie invasora <i>Corbicula fluminea</i> (Müller, 1774) (Mollusca, Bivalvia, Cyrenidae) nas bacias hidrográficas brasileiras e seus registros de ocorrência no estado de São Paulo.....	155

Capítulo XVI	170
Model reduction of a 3RRR flexible parallel manipulator with experimental validation	170
Capítulo XVII	182
Alternativas terapêuticas na multirresistência bacteriana: uma revisão integrativa	182
Capítulo XVIII	196
Resistência bacteriana e seus mecanismos: uma revisão integrativa da literatura.....	196
Capítulo XIX	209
A loucura como expressão literária na perspectiva de Michel Foucault no período do renascimento XV a XVII: o Dom Quixote por si mesmo a não-razão na linguagem literária	209
Capítulo XX	220
Problematizações sobre o corpo político em narrativas literárias que tematizam a ditadura militar brasileira	220
Capítulo XXI	229
Remoção de Linha de Base do Eletrocardiograma utilizando uma descrição no Espaço de Estados	229
Capítulo XXII	242
COVID-19 e as considerações pedagógicas da teoria histórico-cultural: construindo uma realidade	242
Capítulo XXIII	252
Atenção farmacêutica no tratamento do HIV.....	252
Índice Remissivo	259
Sobre os organizadores	261

Remoção de Linha de Base do Eletrocardiograma utilizando uma descrição no Espaço de Estados

Recebido em: 25/08/2021

Aceito em: 29/08/2021

 10.46420/9786588319956cap21

Bruno Rodrigues de Oliveira^{1*} 

INTRODUÇÃO

O Eletrocardiograma (ECG) é um sinal estocástico que mede a atividade elétrica do coração por meio de eletrodos dispostos em locais específicos do tórax, pernas e braços. Este sinal é de suma importância para avaliação da saúde do indivíduo e do seu coração, tanto que é considerado o padrão ouro para detecção de arritmias cardíacas (Nicolau et al., 2003). O ECG tem uma forma de onda característica, pois é composto geralmente pelas ondas P, Q, R, S e T, sendo que a onda P reflete a atividade de despolarização dos átrios, o complexo QRS a atividade de despolarização ventricular e a onda T a de repolarização dos ventrículos.

Os sinais de ECG obtidos por meio do eletrocardiógrafo estão sujeitos aos mais diversos tipos de ruídos que podem distorcer sua forma de onda dificultando a análise dos padrões eletrocardiográficos. Os ruídos mais comuns são: interferência de 50/60Hz da rede elétrica (Oliveira et al., 2018); artefatos devidos à atividade elétrica muscular; mal contato dos eletrodos com a pele e mudança de linha de base (MLB) (Hao, Chen e Xin Y, 2011; Oliveira, 2015).

O último ruído citado é caracterizado como um senoide de baixa frequência que modifica a linha isoeétrica do sinal de ECG, de acordo com a equação (McSharry et al., 2003):

$$b(t) = A \cdot \sin(2\pi f_r t) \quad (1)$$

onde A é a amplitude da mudança de linha de base e f_r sua frequência, que geralmente varia entre 0,15 e 0,5 Hz (Chouhan e Mehta, 2007).

Este ruído geralmente é resultado do movimento do tórax devido a respiração do indivíduo. Essa modificação na linha de base (linha isoeétrica) acarreta o aumento e/ou diminuição das amplitudes das ondas características do sinal de ECG.

Na Figura 1 está ilustrado um exemplo de sinal de ECG amostrado a 500 Hz com uma mudança de linha de base inserida artificialmente, empregando a equação (1) com $A = 0,3$ e $f_r = 0,2$ e o modelo de equações diferenciais proposto por McSharry et al. (2003).

¹ Pantanal Editora.

* Autor correspondente: bruno@editorapantanal.com.br

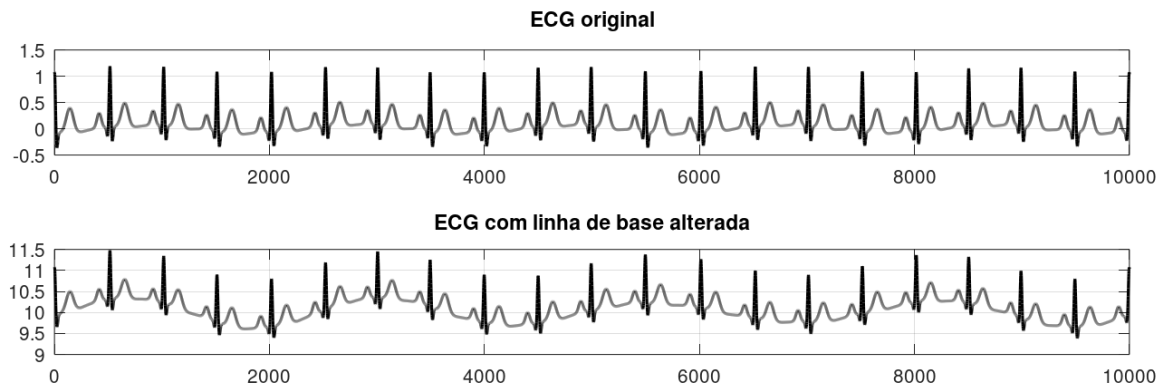


Figura 2. Exemplo de um sinal de ECG normal e um com mudança de linha de base (MLB).

A remoção ou atenuação dos ruídos MLB não é uma tarefa fácil, porque o intervalo de frequência em que estes ocorrem podem estar sobrepostos ao conteúdo espectral do sinal de ECG, que geralmente varia entre 0,5-45 Hz. Por isso, e pela necessidade de obter um sinal limpo para análise mais acurada das formas de onda destes sinais bem como detecção de arritmias (Gossler et al., 2016; Oliveira et al., 2019), muitos métodos têm sido propostos para remoção deste tipo de ruído.

Nenhum deles é plenamente efetivo nessa tarefa. No entanto, cada método tem suas vantagens e desvantagens, como por exemplo: alguns geram menor erro na estimação do sinal limpo, outros tem menor custo computacional, e outros são mais estáveis, etc. Estes métodos podem ser agrupados em duas categorias: I) atuam diretamente no sinal eliminando a MLB; e II) estimam a MLB e subtraem esta do sinal.

Dentre os métodos propostos por pesquisadores da área de processamento de sinais, aqueles baseados na transformada wavelet discreta têm sido largamente empregados, devido principalmente à sua efetividade e facilidade de implementação, uma vez que são poucos parâmetros para serem escolhidos: geralmente uma certa base wavelet e uma quantidade fixa de níveis de resolução (Arvinti et al., 2010; Hao et al., 2011; Bunluechokchai e Leeudomwong, 2010; Tinati, 2005; Zhang, 2006). Estes métodos podem ser enquadrados nas duas categorias acima citadas, pois pode-se escolher entre zerar os coeficientes de aproximação relativos a MLB ou reconstruir o sinal apenas com estes coeficientes e depois subtrair o sinal reconstruído do sinal original.

Outros métodos da categoria II são baseados no filtro média móvel, Savitzky-Golay e ajuste polinomial. Já da categoria I há métodos do tipo filtragem passa alta, os quais empregam filtragens do tipo *Finite Impulse Response* (FIR) e *Infinite Impulse Response* (IIR) (Kaur e Singh, 2011; Van Alste e Schilder, 1985). Estas implementações exigem o projeto de um filtro, com as especificações das frequências de corte e as bandas de passagem, por exemplo. Outro modo de resolver o problema é utilizando decomposições matriciais tal como em autovalores e autovetores (Sharma e Pachori, 2018), que assim como a implementação via transformada wavelet não exige muitos parâmetros de ajustes.

Neste trabalho apresentam-se os primeiros ensaios na construção de um novo método para remoção/atenuação do ruído MLB. O método aqui esboçado baseia-se em uma modelagem do sinal de ECG no espaço de estados. Emprega-se o método Rauch-Tung-Striebel smoother (RTSS) por meio de um filtro Kalman. O resultado é a estimação de um vetor médio e um vetor de ruído, os quais são subtraídos do sinal de ECG obtendo uma estimação de um sinal livre do ruído MLB. Tal abordagem caracteriza o método proposto como pertencente a categoria I acima citada.

FUNDAMENTOS

Dado um sinal de ECG representa-se este por $s(t)$. Seja $x(t) = [s(t) \dot{s}(t) \ddot{s}(t)]^T$ o vetor de estado do sistema, composto pelo sinal de ECG e suas derivadas primeira e segunda, que correspondem a velocidade e a aceleração do sinal $s(t)$. Suotsalo e Särkkä (2017) propõe o seguinte modelo dinâmico de equações diferenciais:

$$\frac{dx(t)}{dt} = Fx(t) + Lw(t) \quad (2)$$

onde $w(t)$ é um processo ruidoso branco com média zero e densidade igual a q , e

$$F = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}, L = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (3)$$

Uma versão discreta do modelo anterior é obtida fazendo $F_k = \exp(F\Delta t)$, onde Δt é o período de discretização. Isso resulta nas seguintes matrizes:

$$F_k = \begin{bmatrix} 1 & \Delta t & \Delta t^2/2 \\ 0 & 1 & \Delta t \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad (4)$$

$$Q_k = \begin{bmatrix} \Delta t^5/20 & \Delta t^4/8 & \Delta t^3/6 \\ \Delta t^4/8 & \Delta t^3/3 & \Delta t^2/2 \\ \Delta t^3/6 & \Delta t^2/2 & \Delta t \end{bmatrix} \cdot q. \quad (5)$$

Isso implica que a versão discreta da equação (2) é fornecida por

$$x_k = F_{k-1}x_{k-1} + q_{k-1} \quad (6)$$

sendo q_{k-1} um processo ruidoso cuja matriz de covariância é Q_k e $x_k = [s_k \dot{s}_k \ddot{s}_k]^T$. Assumindo este normalmente distribuídos, Suotsalo e Särkkä (2017) definem um modelo de medição como

$$y_k = H_k x_k + r_k \quad (7)$$

tal que $H = [1 \ 0 \ 0]$ e $r_k \sim N(0, R_k)$.

A solução das equações de estado (6) e (7) é obtida pela aplicação do filtro Kalman, que resulta nas equações

$$\begin{aligned} m_{\bar{k}} &= F_{k-1} m_{\bar{k}-1} \\ P_{\bar{k}} &= F_{k-1} P_{\bar{k}-1} F_{k-1}^T + Q_{k-1} \\ v_k &= y_k - H_k m_{\bar{k}} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} S_k &= H_k P_{\bar{k}} H_k^T + R_{k-1} \\ K_k &= P_{\bar{k}} H_k^T S_k^{-1} \\ m_k &= m_{\bar{k}} - K_k v_k \\ P_k &= P_{\bar{k}} - K_k S_k K_k^T \end{aligned}$$

Assim, as médias e a covariâncias preditas são dadas, respectivamente, por $m_{\bar{k+1}} = F_k m_k$ e $P_{\bar{k+1}} = F_k P_k F_k^T + Q_k$, conforme equações acima. Aplica-se então o método RTSS tomando, de modo reverso, $k = N$ a $k = 1$ obtendo os valores suavizados m_k^s e P_k^s nas equações a seguir, tal que para $k = N$ tem-se que $m_{k+1}^s = m_k$ e $P_{k+1}^s = P_k$.

$$\begin{aligned} C_k &= P_k F_k^T P_{\bar{k+1}}^{-1} \\ m_k^s &= m_k + C_k (m_{k+1}^s - m_{\bar{k+1}}) \\ P_k^s &= P_k + C_k (P_{k+1}^s P_{\bar{k+1}}) C_k^T \end{aligned}$$

Nota-se que, como $H = [1 \ 0 \ 0]$ então a partir de $y_k = H_k x_k + r_k$, tem-se que y_k representa o sinal de ECG num ambiente ruidoso, cujo ruído é dado por r_k . As médias são obtidas via $m_k = m_{\bar{k}} - K_k v_k$, sendo que $v_k = y_k - H_k m_{\bar{k}}$. Ou seja, as médias são obtidas a partir do sinal ruidoso. Portanto, esta estimação depende do valor de r_k e de q_{k-1} de acordo com a equação (6).

MÉTODO PROPOSTO

Dado um sinal de ECG ruidoso s_k amostrado a partir de um sinal $s(t)$ por um período de amostragem igual a Δt , pretende-se obter uma estimação da mudança de linha de base b_k e do sinal ECG original ψ_k considerando que

$$s_k = \psi_k + b_k \quad (8)$$

Assim, um sinal de ECG sem MLB é estimado simplesmente fazendo $\tilde{\psi}_k = s_k - b_k$.

Inicia-se o algoritmo apresentado na seção anterior, para $k = 1$ com $m_{\bar{0}} = [0 \ 0 \ 0]$ e $P_{\bar{k}} = [0]_{3 \times 3}$. A equação (7) apresenta que $y_k = H_k x_k + r_k$, ou seja,

$$\begin{aligned} y_k &= [1 \ 0 \ 0] \begin{bmatrix} s_k \\ \dot{s}_k \\ \ddot{s}_k \end{bmatrix} + r_k \\ y_k &= s_k + r_k \end{aligned} \quad (9)$$

Isso implica, a partir da equação $v_k = y_k - H_k m_{\bar{k}}$, que $v_k = s_k + r_k - H_k m_{\bar{k}}$. Em palavras, as médias m_k são obtidas a partir do sinal de ECG s_k mais o ruído r_k . Propõe-se que $r_k = \rho$ e $R_k = 1$ para todo k , pois não se pretende considerar esse ruído adicional, mas apenas a MLB, onde ρ é uma constante selecionada ante de iniciar as estimações mencionadas. Se $\rho = 0$, isso resulta que $v_k = s_k - H_k m_{\bar{k}}$. Porém, $m_{\bar{k}} = F_{k-1} m_{\bar{k-1}}$, e como F_{k-1} é uma matriz triangular superior isso resulta que $v_k = s_k -$

m_{k-1} ou $m_{k-1} = s_k - v_k$. Logo a MLB será dada por m_{k-1} , cuja estimação é fornecida pela aplicação do método RTSS, que é $m_k^s = m_k + C_k(m_{k+1}^s - m_{k+1})$.

Por fim, o sinal de ECG sem MLB é obtido fazendo $s_k - m_k^s[1:]$, onde $m_k^s[1:] = b_k$ em relação à equação (8), onde a simbologia $[1:]$ significa que se considera apenas o primeiro elemento do vetor m_k^s , pois os demais contêm estimações de curvas que não são relativas a MLB.

Nota-se que para obter as médias suavizadas m_k^s são necessárias as matrizes C_k as quais são dadas por $C_k = P_k F_k^T P_{k+1}^{-1}$. Mas, $P_{k+1} = F_k P_k F_k^T + Q_k$, ou seja, C_k depende das matrizes Q_k , que por sua vez dependem do termo q . Nos experimentos a seguir serão consideradas algumas variações deste valor, pois este afeta os parâmetros a serem estimados.

Uma implementação no software Octave, versão 6.1 é apresentada a seguir, para um sinal de ECG sintético armazenado no arquivo “ecg1.mat”, exibido na Figura 1, o qual foi gerado pelo modelo de equações diferenciais acopladas proposto por McSharry et al. (2003), tomando uma taxa de amostragem de 500 Hz.

Nos experimentos aqui apresentados somente 20 segundos do sinal de ECG é considerado para melhor visualização gráfica e redução do custo computacional. No entanto, em aplicações práticas o método proposto pode ser aplicado a qualquer porção do sinal, mas, para a computação em um tempo razoável, aconselha-se a implementação de alguma técnica de janelamento.

CÓDIGO OCTAVE

```

clc; clear all;

% Taxa de amostragem
dt = 1/500;

%Carrega 20 segundos do sinal de ECG sintético
ls = 20;
ECG = load('ecg1.mat');
ECG = ECG.ecg1;
ECG = ECG(1,1:ls/dt);

% Inere linha de base de 0.2 Hz
t = dt:dt:ls;
base_line = 0.3 * sin(2 * pi * t * 0.2);
ECG_M = ECG + base_line;

%Sinal de ECG, derivada primeira e segunda
s0 = ECG_M;
s1 = diff(s0);
s2 = diff(s1);

% Adiciona amostras nulas para compensar o efeito da diferenciação
s1 = [s1 0];
s2 = [s2 0 0];

%parâmetros configuráveis
q = 1;
r = 0;
std = 1;

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% ESPACO DE ESTADOS %%%%%%%%%

```

```

% Vetor de Estado
x = [s0 ; s1 ; s2];

% Matrizes
A = [1 dt 0; 0 1 dt; 0 0 1];
C = [1 0 0];
Q = [(dt^5)/20 (dt^4)/8 (dt^3)/6 ; (dt^4)/8 (dt^3)/3 (dt^2)/2 ; (dt^3)/6 (dt^2)/2 dt] * q;
R = std^2;

% Saída
y = C * x + r;

% Valores iniciais de média e covariância
m0 = [0;0;0];
P0 = eye(3);

%Filtro Kalman para estimar os k valores de meandia e covariância
m = m0;
P = P0;
kf_m = zeros(size(m,1),size(y,2));
kf_P = zeros(size(P,1),size(P,2),size(y,2));
for k=1:size(y,2)
    m = A*m;
    P = A*P*A' + Q;

    S = C*P*C' + R;
    K = P*C'/S;
    m = m + K*(y(:,k) - C*m);
    P = P - K*S*K';

    kf_m(:,k) = m;
    kf_P(:,:,k) = P;
end

%Filtro RTS smoother utilizando os parametros anteriores
ms = m;
Ps = P;
rts_m = zeros(size(m,1),size(y,2));
rts_P = zeros(size(P,1),size(P,2),size(y,2));
rts_m(:,end) = ms;
rts_P(:,:,end) = Ps;
for k=size(kf_m,2)-1:-1:1
    mp = A*kf_m(:,k);
    Pp = A*kf_P(:,:,k)*A'+Q;
    Ck = kf_P(:,:,k)*A'/Pp;
    ms = kf_m(:,k) + Ck*(ms - mp);
    Ps = kf_P(:,:,k) + Ck*(Ps - Pp)*Ck';
    rts_m(:,k) = ms;
    rts_P(:,:,k) = Ps;
end

% linha de base estimada
base_line_estimated = rts_m(1,:) - r;

% ECG sem mudança de linha de base
ECG_N = ECG_M - base_line_estimated;

% Erro de estimação
ERRO = ECG - ECG_N;

fig = figure(1, 'position', [100, 100, 900, 675]);
subplot(511);
plot(ECG,'k', 'linewidth', 1.5);
title('ECG original');
grid 'on';

subplot(512);
plot(y,'k', 'linewidth', 1.5);
title('ECG com linha de base alterada');
grid 'on';

```

```

subplot(513);
plot(base_line_estimated,'r', 'linewidth', 1.5,base_line,'b', 'linewidth', 1.5);
legend({'Estimada','Real'},'Location','northeastoutside');
legend('boxoff');
title('Linha de Base');
grid 'on';

subplot(514);
plot(ECG_N, 'k', 'linewidth', 1.5);
title('ECG sem linha de base alterada');
grid 'on';

subplot(515);
plot(ERRO, 'k', 'linewidth', 1.5);
title(strcat('Erro \alpha = ', num2str(q)));
grid 'on';
ylim([-0.5 1.5]);

disp(['Erro médio - Método RTS:', num2str(mean(ERRO))]);

```

EXPERIMENTOS E RESULTADOS

Dado o sinal de ECG sintético conforme exibido na Figura 1, gráfico superior, rotulado aqui como ψ_k e o sinal de ECG com MLB denotado por s_k , o erro médio absoluto (EMA) obtido ao estimar o sinal de ECG sem MLB é fornecido por $E = 1/N \sum_{k=1}^N |\tilde{\psi}_k - \psi_k|$, onde $\tilde{\psi}_k$ é uma estimativa de ψ_k .

Em todos os experimentos a seguir mencionados, utiliza-se uma atenuação da MLB, multiplicando este sinal por 0,3.

O primeiro experimento consiste em avaliar o EMA considerando que a frequência da MLB varie no intervalo entre 0,15 e 0,5 Hz (Chouhan e Mehta, 2007). Os parâmetros que afetam as variáveis do espaço de estados são assim fixados: $r_k = 0$, $R_k = 1$ e $q = 1$.

Na Figura 2 estão ilustrados os EMAs obtidos para cada variação da frequência MLB.

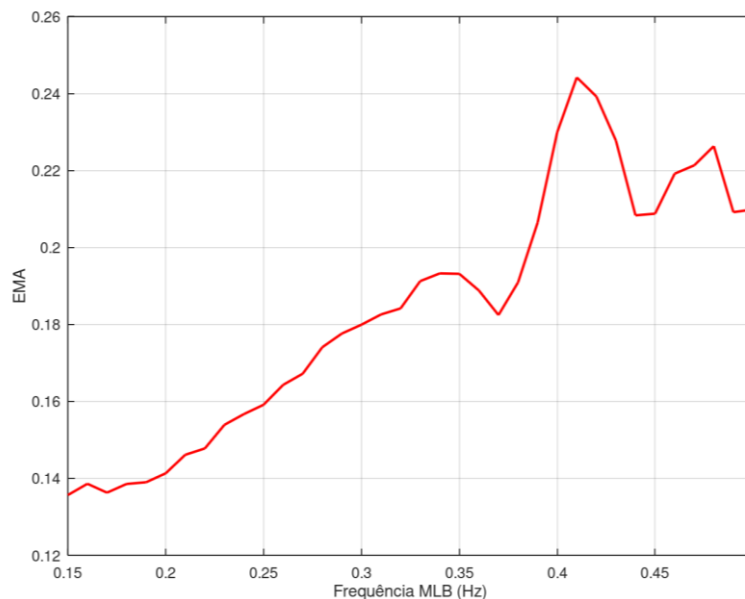


Figura 3. EMAs obtidos para cada variação da frequência MLB.

Nota-se na Figura 2 que o EMA cresce à medida que os valores da frequência MLB aumentam. Este resultado é esperado, porque aquelas frequências mais próximas de 0.5 Hz podem ser confundidas com o conteúdo espectral do sinal de ECG. Para driblar essa ampliação do erro pode-se alterar o parâmetro q , implementação que será feita a seguir.

No segundo experimento serão consideradas variações do parâmetro r tomando os casos extremos em relação as frequências da MLB, isto é, para as frequências iguais a 0,15 Hz e 0,5 Hz, de acordo com os resultados das Figuras 3 e 4.

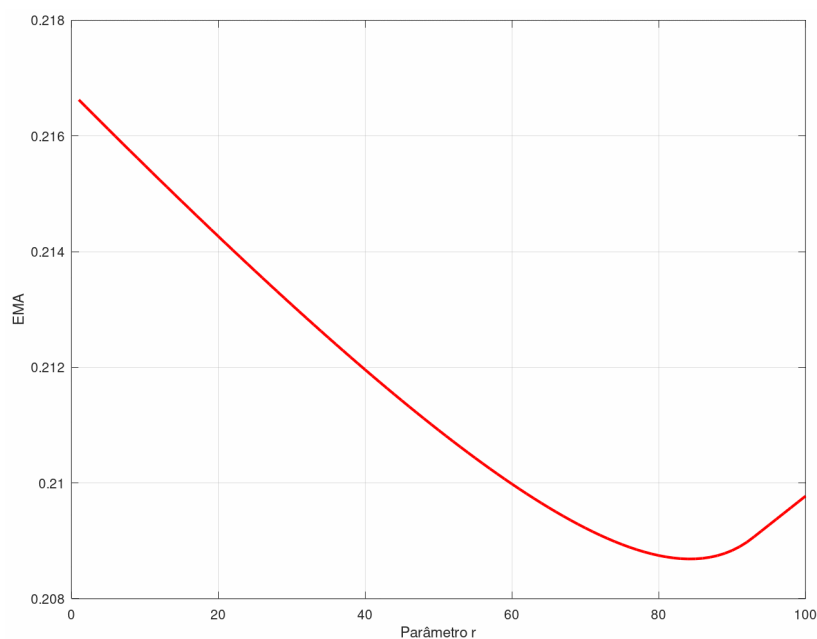


Figura 4. Erro médio absoluto considerando variações do parâmetro r para uma MLB de 0,15Hz.

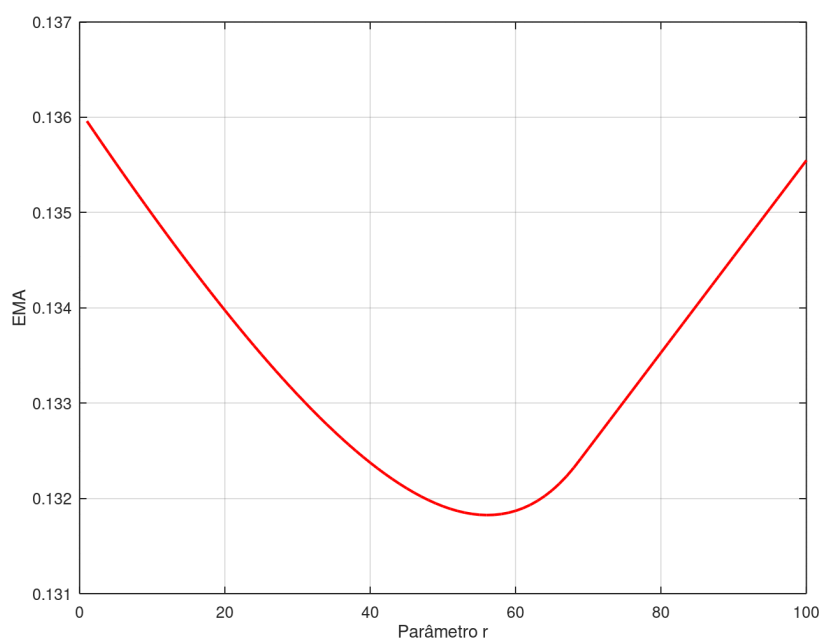


Figura 5. Erro médio absoluto considerando variações do parâmetro r para uma MLB de 0,5 Hz.

Os erros médios absolutos exibidos nas Figuras 3 e 4 mostram que o melhor valor do parâmetro deve estar no intervalo $[56, 84]$, pois para uma MLB de 0,15 Hz e 0,5 Hz o erro mínimo é obtido para valores do parâmetro r iguais a 56 e 84, respectivamente. Como não há conhecimento *a priori* sobre a frequência da MLB, em aplicações prática, tomar a média do intervalo mencionado é uma escolha adequada. Entretanto, ao considerar $r > 0$ é inserida uma distorção nos segundos iniciais da MLB estimada, de acordo com o resultado ilustrado na Figura 5 (b). Nota-se nos instantes iniciais, que os sinais na Figura 5 (a) quase coincidem, enquanto aqueles da Figura 5 (b) apresentam valores muito diferentes. Mesmo assim, para os demais trechos do sinal a estimação da MLB é realizada de modo análogo, independentemente do valor de r .

Este problema pode ser resolvido implementando uma abordagem de espelhamento das amostras iniciais antes da estimação da linha de base, com a conseqüente remoção deste trecho adicional após a obtenção do sinal de ECG sem MLB.

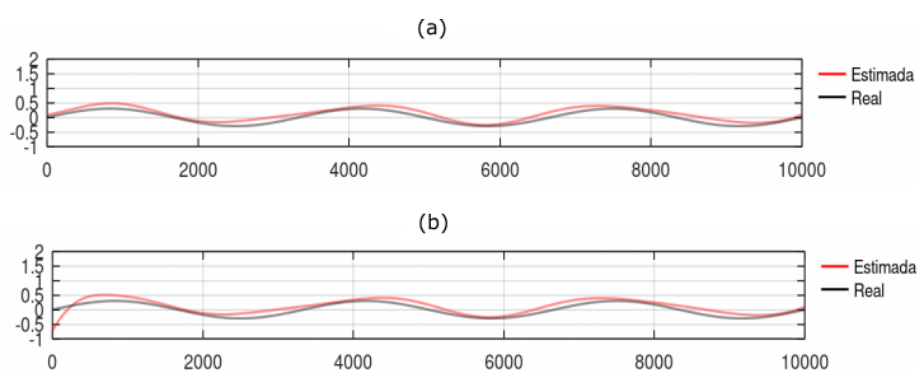


Figura 6. Linhas de base estimas e real, (a) considerando $r = 0$ e (b) considerando $r = 84$.

Para melhor compreender como a frequência da MLB afeta o sinal de ECG, e como a estimação é prejudicada, nas Figuras 6 e 7 exibe-se a estimação da MLB considerando as frequências 0,15 e 0,5 Hz, respectivamente. Nestes experimentos considera-se $r = 0$.

Nota-se na Figura 6 que para uma MLB com frequência de 0,15 Hz, a linha de base estimada é bem próxima a linha de base artificial adicionada, isso levando em consideração a forma de ondas dessas curvas. Pensando na amplitude, a linha de base estimada tem amplitude um pouco superior a linha de base real, sendo que estas não coincidem em nenhum ponto. Isso resulta em um erro quase nulo ao longo de toda a extensão do sinal de ECG.

Visualmente, o sinal estimado (Figura 6 (d)) é muito igual ao sinal original (Figura 6 (a)). Sendo assim, o método apresentado é adequado para a remoção de MLB com baixa frequência, tornando o sinal mais adequado para análise de um especialista ou sistema computacional.

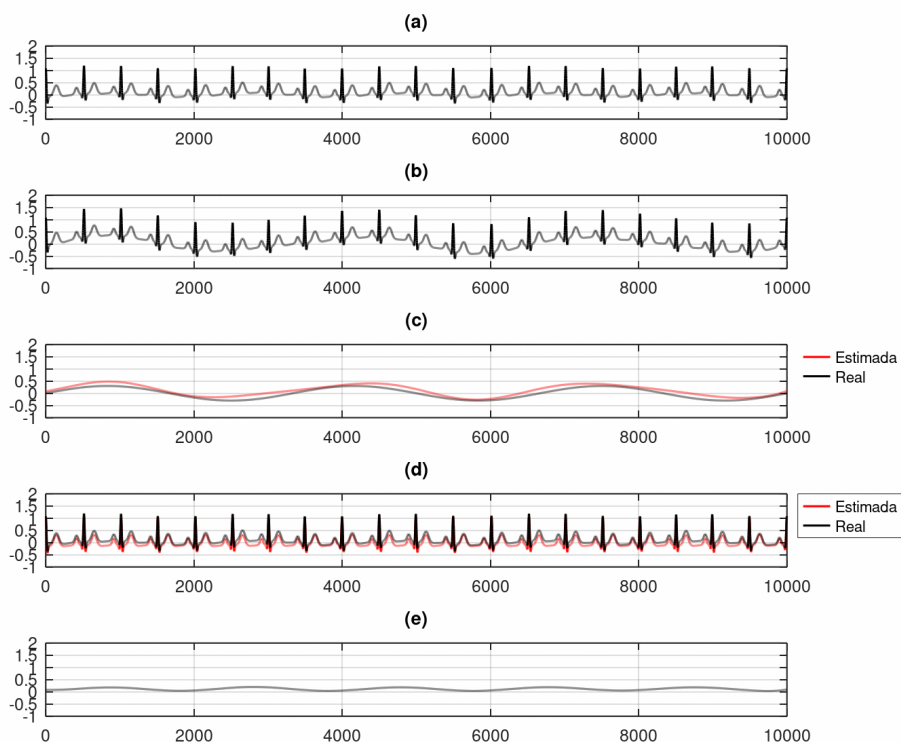


Figura 7. Resultados considerando uma MLB com frequência de 0,15 Hz. (a) Sinal de ECG original; (b) sinal de ECG com MLB adicionada; (c) linhas de bases real e estimada; (d) sinal de ECG com MLB removida e sinal original; (e) erro obtido na estimação do sinal de ECG sem MLB.

Por outro lado, ao considerar uma MLB com frequência igual a 0,5 Hz, a estimação da MLB é muito precária, como pode ser observado na Figura 7 (c). Para essa frequência a distorção nas ondas T e P do sinal de ECG são bem mais evidentes e a remoção da linha de base estimada não é suficiente para atenuar essa distorção.

Esse problema na estimação, para frequências mais altas, pode ser resolvido ampliando o parâmetro q , pois quanto maior esse parâmetro mais os sinais médios estimados representam as altas frequências. Na Figura 8 está ilustrada uma estimação considerando $q = 100$.

É notável, comparando os resultados exibidos nas Figuras 6 e 7, que ao considerar um valor do parâmetro q maior que 1, a estimação da linha de base com frequência mais alta é bem realizada. Aliás, o erro médio obtido neste caso é o mesmo, até duas casas decimais, quando se considerou uma MLB com frequência de 0,15 Hz.

Analogamente ao que aconteceu nos casos anteriores, a amplitude geral do sinal de ECG com MLB removido foi reduzida em relação ao sinal de ECG original. Isso indica a necessidade da inserção de um fator de compensação no método proposto.

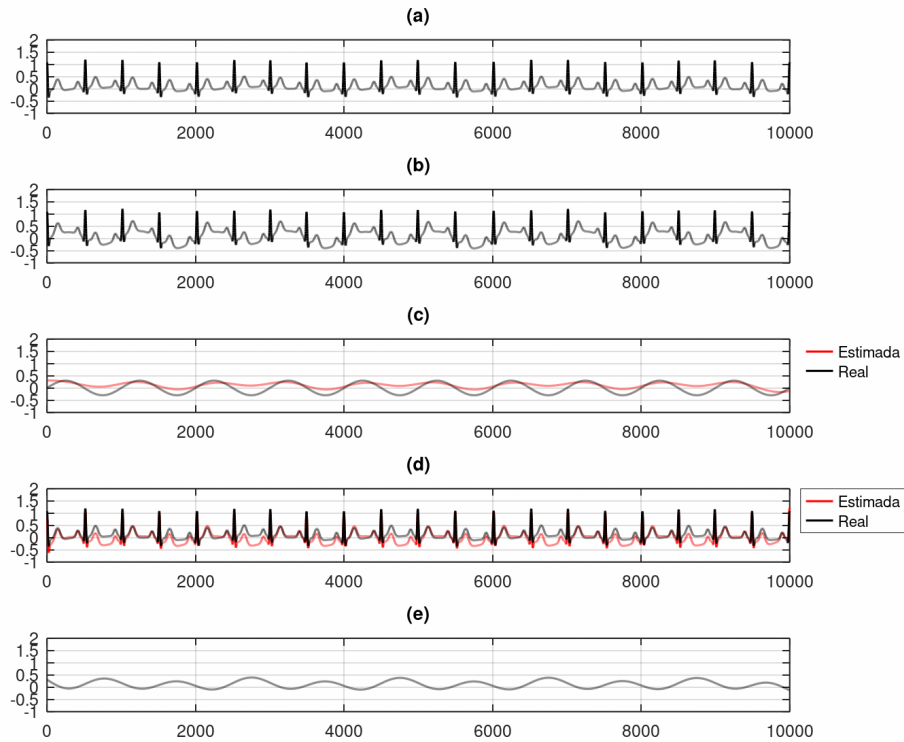


Figura 8. Resultados considerando uma MLB com frequência de 0,5 Hz. (a) Sinal de ECG original; (b) sinal de ECG com MLB adicionada; (c) linhas de bases real e estimada; (d) sinal de ECG com MLB removida e sinal original; (e) erro obtido na estimação do sinal de ECG sem MLB.

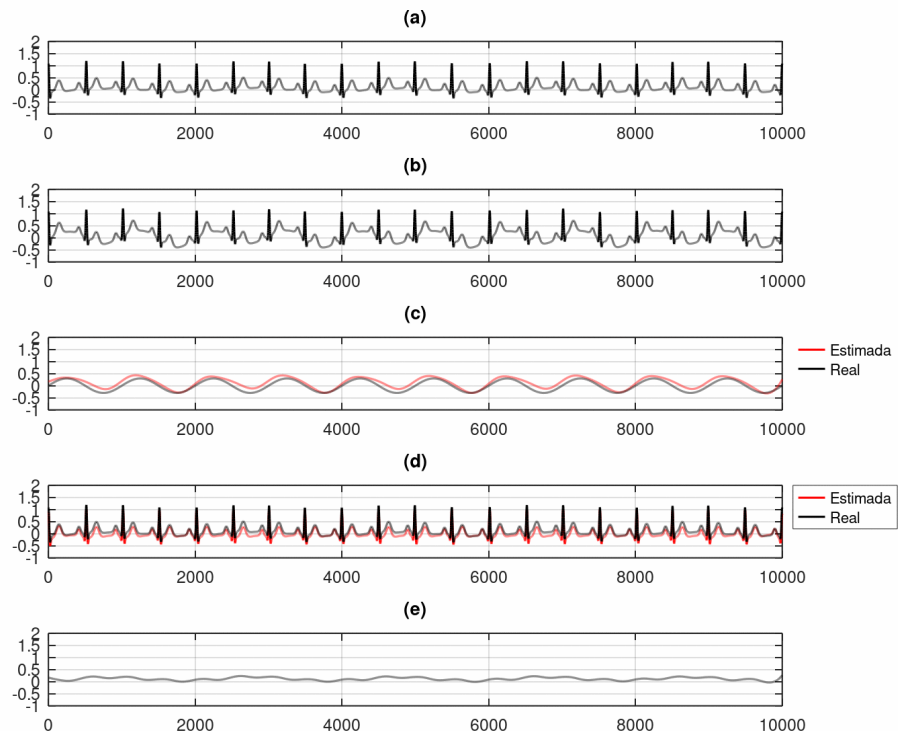


Figura 9. Resultados considerando uma MLB com frequência de 0,5 Hz e o parâmetro $q = 100$. (a) Sinal de ECG original; (b) sinal de ECG com MLB adicionada; (c) linhas de bases real e estimada; (d)

senal de ECG com MLB removida e sinal original; (e) erro obtido na estimação do sinal de ECG sem MLB.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

Neste trabalho foi proposto um novo método para remoção ou atenuação da mudança de linha de base de sinais de ECG, baseado em uma descrição no espaço de estados. Os resultados apresentados mostram que o método é promissor, pois possibilitou uma boa estimação das mudanças de linha de base. Mesmo assim o método proposto depende de dois parâmetros, sendo que um deles afeta sobremaneira a estimação das linhas de base. Por isso, o método ainda carece de melhorias.

Em trabalhos futuros pretende-se aplicar análises frequenciais aos sinais de ECG, por exemplo análise de Fourier utilizando espectros de potência, a fim de verificar quais frequências mais baixas que estão presentes. Tal abordagem possibilitaria adequar o parâmetro q com o intuito de reduzir o erro de estimação, pois foi constatado que considerar esse parâmetro fixo é desvantajoso pois não abarca todas as possibilidades de mudanças de linha de base.

Além disso o método proposto precisa ser validado em uma base de dados com mais exemplos de sinais de ECG.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Arvinti B et al. (2010). Electrocardiogram baseline wander removal using stationary wavelet approximations. In 2010 12th International Conference on Optimization of Electrical and Electronic Equipment (pp. 890-895). IEEE.
- Bunluechokchai C, Leeudomwong T (2010). Discrete wavelet transform-based baseline wandering removal for high resolution electrocardiogram. *Int J Applied Biomed Eng*, 3: 26-31.
- Chouhan VS, Mehta SS (2007). Total removal of baseline drift from ECG signal. In 2007 International Conference on Computing: Theory and Applications ICCTA'07, IEEE: 512-515.
- Gossler FE et al. (2016). A wavelet generated from Fibonacci-coefficient polynomials and its application in cardiac arrhythmia classification. In Proc. of XIX ENMC-National Meeting on Comp. Model. and VII ECTM-Meeting on Materials Science and Tech.
- Hao W et al. (2011). ECG baseline wander correction by mean-median filter and discrete wavelet transform. In 2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, IEEE: 2712-2715.
- Kaur M, Singh B (2011). Comparison of different approaches for removal of baseline wander from ECG signal. In Proceedings of the international conference & workshop on emerging trends in technology: 1290-1294.

- McSharry PE et al. (2003). A dynamical model for generating synthetic electrocardiogram signals. *IEEE Trans Biomed Eng.*, 50(3): 289-94.
- Nicolau JC et al. (2003). Diretriz de interpretação de eletrocardiograma de repouso. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, 80:1-18.
- Oliveira BRD (2015). Detecção de complexos QRS em eletrocardiogramas baseada na decomposição em valores singulares em multirresolução. Dissertação de Mestrado, UNESP-Ilha Solteira.
- Oliveira BRD et al. (2018). A wavelet-based method for power-line interference removal in ECG signals. *Research on Biomedical Engineering*, 34(1): 73-86.
- Oliveira BRD et al. (2019). Geometrical features for premature ventricular contraction recognition with analytic hierarchy process based machine learning algorithms selection. *Computer methods and programs in biomedicine*, 169: 59-69.
- Sharma RR, Pachori RB (2018). Baseline wander and power line interference removal from ECG signals using eigenvalue decomposition. *Biomedical Signal Processing and Control*, 45: 33-49.
- Suotsalo K, Särkkä S (2017). A linear stochastic state space model for electrocardiograms. In 2017 IEEE 27th International Workshop on Machine Learning for Signal Processing (MLSP): 1-6. IEEE.
- Tinati BMMA (2005). ECG baseline wander elimination using wavelet packets. *World academy of science, Engineering and technology*, 3: 14-16.
- Van Alste JA, Schilder TS (1985). Removal of base-line wander and power-line interference from the ECG by an efficient FIR filter with a reduced number of taps. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 12: 1052-1060.
- Zhang D (2006). Wavelet approach for ECG baseline wander correction and noise reduction. In 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference, IEEE: 1212-1215.

ÍNDICE REMISSIVO

A

Agricultura, 107, 110
 Ansiedade, 84, 86, 87, 92
 aprendizagem, 247, 248, 249, 250, 251, 252, 253, 254, 255
 Assistência Farmacêutica, 257, 260, 261, 262, 263
 Atenção Farmacêutica, 258, 260, 263
 Atenção Primária à Saúde, 132, 136, 142
 Atividade física, 92

B

Bacias hidrográficas, 161, 171
 Beta lactâmicos, 210
 Biomateriais, 110
 biopolítica, 225, 227, 232
 Bivalve exótico, 170

C

competição, 160, 166, 171
 coronavírus, 61
Corbicula fluminea, 156, 157, 162, 165, 166, 167, 168, 169, 170
 COVID-19, 52, 57, 60, 61

D

Deepwater Horizon, 37, 38, 43, 45
 Depressão, 84, 86, 87, 92
 Diretrizes curriculares, 33
 ditadura, 223, 224, 226, 229, 230, 231
 Dom Quixote, 211, 212, 213, 214, 215, 216, 217, 218, 219, 220, 221, 263
Downstream, 45

E

Educação, 33
 Educação superior, 33
 Eficiência Energética, 130
 elementos finitos, 46, 47, 51
 Energias Renováveis, 130
 Ensino, 250, 254, 255
 Envelhecimento acelerado, 125
 estado de exceção, 224, 225, 227, 229, 231, 232
 Estresse, 125

F

finite elements, 173, 182, 183

H

Hidrogel, 95, 104, 106, 107, 110
 Homeopatia, 112, 115, 117, 118, 122, 123, 124, 125
 homo sacer, 225, 226, 227, 228, 231, 232
 Hortaliças, 125

I

Impactos ambientais, 81
 interação, 247, 250, 251, 252, 253, 255
 invasão, 157, 159, 161, 165, 169, 171
 irrigação, 18, 19, 20, 21, 22, 23, 24, 25, 28

L

Líquido Iônico, 130

M

magnetismo, 24, 28
 manipulador flexível, 51
 manipulador paralelo, 46, 51
 Mecanismo bactéria, 210
 Mercúrio, 80, 81
 Michel Foucault Loucura, 221
Midstream, 44
 milho, 18, 19, 20, 21, 22, 23, 24, 25, 26, 27, 28
 Mineração, 75, 81
 modelo multicorpos, 49, 50, 51
 modelo variável, 51
 multibody model, 173, 182, 183

N

Nanomateriais, 126, 130
 Nanopartículas de ouro, 130

O

on-line, 247, 252, 253, 255
 Origem étnica e saúde, 92

P

pandemia, 52, 53, 54, 57, 58, 59, 60, 61

parallel manipulator, 172, 173, 182, 183
Pesquisa científica, 74
PGRA, 44, 45
poder soberano, 225, 227, 228, 230, 231, 232
Polímero Hidroretentor, 110
Políticas neoliberais, 33
Poluição atmosférica, 81
potássio, 19, 20, 21, 25, 26, 27, 28
Práticas Integrativas e Complementares, 131,
132, 134, 141, 142
Produção científica, 74
produtividade, 19, 22, 23, 24, 25, 26, 28
produtivismo, 30, 31, 33
Programa de Melhoria do Acesso e da
Qualidade da Atenção Básica, 132, 142
Publicação acadêmica, 74

R

reduced model, 181, 182, 183
Resistência bacteriana, 198, 202, 209, 210
Rio Madeira, 78, 79, 80, 81

S

Secretariado Executivo, 62, 63, 64, 65, 66, 67,
68, 69, 70, 71, 72, 73, 74
Sementes, 117, 124, 125
Sistema Único de Saúde, 131, 141, 142
socialização, 247, 253, 255
Superabsorventes, 110

T

tecnologia, 54, 55, 56, 57, 60, 61
Terapia Antirretroviral, 256, 258, 263
Transtornos de adaptação, 92

U

Universidade Federal de Roraima, 62, 63, 69,
70, 73, 74
Upstream, 44
Uso racional, 263

V

variable dynamics, 173, 182, 183
Vírus da Imunodeficiência Humana, 256, 263

SOBRE OS ORGANIZADORES



  **Bruno Rodrigues de Oliveira**

Graduado em Matemática pela UEMS/Cassilândia (2008). Mestrado (2015) e Doutorado (2020) em Engenharia Elétrica pela UNESP/Ilha Solteira. Pós-doutorando na UFMS/Chapadão do Sul-MS. É editor na Pantanal Editora e professor de Matemática no Colégio Maper. Tem experiência nos temas: Matemática, Processamento de Sinais via Transformada Wavelet, Análise Hierárquica de Processos, Teoria de Aprendizagem de Máquina e Inteligência

Artificial. Contato: bruno@editorapantanal.com.br



  **Alan Mario Zuffo**

Engenheiro Agrônomo, graduado em Agronomia (2010) na Universidade do Estado de Mato Grosso (UNEMAT). Mestre (2013) em Agronomia - Fitotecnia (Produção Vegetal) na Universidade Federal do Piauí (UFPI). Doutor (2016) em Agronomia - Fitotecnia (Produção Vegetal) na Universidade Federal de Lavras (UFLA). Pós - Doutorado (2018) em Agronomia na Universidade Estadual de Mato Grosso do Sul (UEMS). Atualmente, possui 150 artigos

publicados/aceitos em revistas nacionais e internacionais, 124 resumos simples/expandidos, 52 organizações de e-books, 32 capítulos de e-books. É editor chefe da Pantanal editora e revisor de 18 revistas nacionais e internacionais. Contato: alan_zuffo@hotmail.com.

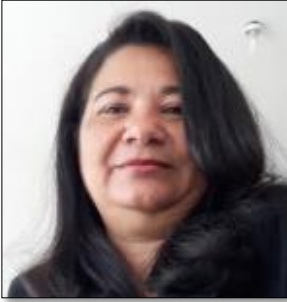


  **Jorge González Aguilera**

Engenheiro Agrônomo, graduado em Agronomia (1996) na Universidad de Granma (UG), Bayamo, Cuba. Especialista em Biotecnologia (2002) pela Universidad de Oriente (UO), Santiago de Cuba, Cuba. Mestre (2007) em Fitotecnia na Universidade Federal do Viçosa (UFV), Minas Gerais, Brasil. Doutor (2011) em Genética e Melhoramento de Plantas na Universidade Federal do Viçosa (UFV), Minas Gerais, Brasil. Pós - Doutorado (2016) em Genética e Melhoramento de Plantas na EMBRAPA Trigo, Rio Grande do

Sul, Brasil. Professor Visitante na Universidade Federal de Mato Grosso do Sul (UFMS) no campus Chapadão do Sul (CPCS), MS, Brasil. Atualmente, possui 64 artigos publicados/aceitos em revistas nacionais e internacionais, 29 resumos simples/expandidos, 41 organizações de e-books, 29 capítulos de e-books. É editor da Pantanal Editora e da Revista Agrária Acadêmica, e revisor de 19 revistas nacionais e internacionais. Contato: j51173@yahoo.com, jorge.aguilera@ufms.br.

ID ARIS VERDECIA PEÑA



Médica, graduada em Medicina (1993) pela Universidad de Ciencias Médica de Santiago de Cuba. Especialista em Medicina General Integral (1998) pela Universidad de Ciencias Médica de Santiago de Cuba. Especializada em Medicina en Situaciones de Desastre (2005) pela Escola Latinoamericana de Medicina em Habana. Diplomada em Oftalmología Clínica (2005) pela Universidad de Ciencias Médica de Habana. Mestrado em Medicina Natural e Bioenergética (2010), Universidad de Ciencias Médicas de Santiago de Cuba, Cuba. Especializada em Medicina Familiar (2016) pela Universidade de Minas Gerais, Brasil. Profesora e Instructora da Universidad de Ciencias Médicas de Santiago de Cuba (2018). Ministra Cursos de pós-graduação: curso Básico Modalidades de Medicina Tradicional em urgências e condições de desastres. Participou em 2020 na Oficina para Enfrentamento da Covi-19. Atualmente, possui 11 artigos publicados, e seis organizações de e-books.

ID ROSALINA EUFRAUSINO LUSTOSA ZUFFO



Pedagoga, graduada em Pedagogia (2020) na Faculdades Integradas de Cassilândia (FIC). Estudante de Especialização em Alfabetização e Letramento na Universidade Cathedral (UniCathedral). É editora Técnico-Científico da Pantanal Editora.



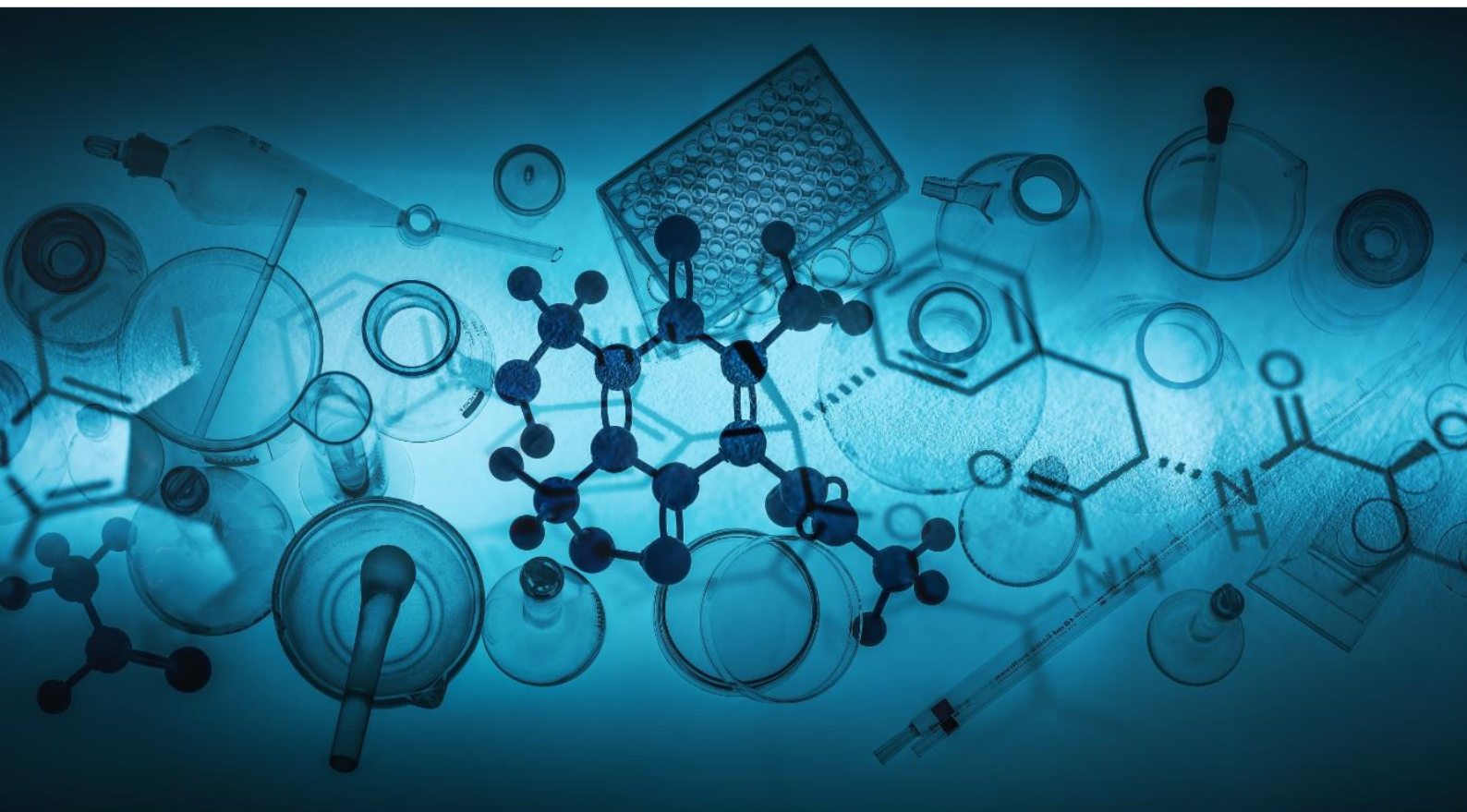
ISBN 978-658831995-6



9

786588

319956



Pantanal Editora

Rua Abaete, 83, Sala B, Centro. CEP: 78690-000

Nova Xavantina – Mato Grosso – Brasil

Telefone (66) 99682-4165 (Whatsapp)

<https://www.editorapantanal.com.br>

contato@editorapantanal.com.br