

## INTERFACE MULTITAREFA PARAMETRIZÁVEL PARA O TRATAMENTO DIGITAL DE SINAIS DE ECG

A. D’Almeida\*, L. P. Guedes\*, M. Carvalho\*, P. S. Ponzio\*, W. A. Fonseca\* and Z. M. A. Peixoto\*

\*Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, Belo Horizonte, Brasil  
email: adilsonscda@gmail.com

**Resumo:** O ECG é uma representação gráfica dos impulsos elétricos gerados pelos batimentos do coração que contém informações auxiliares para o diagnóstico de diversos tipos de anomalias cardíacas. No entanto, durante sua aquisição, diversos ruídos contaminam esse sinal e devem ser removidos antes de serem utilizados para a análise clínica. Este trabalho apresenta uma interface parametrizável para o *denoising* de sinais de ECG, utilizando-se técnicas de filtragem digital. Destacam-se, como principais contribuições, a escolha e análise, por meio de simulações, de métodos adequados à implementação digital, além da própria validação experimental. São apresentados simulações e testes em ambiente MATLAB/Simulink e resultados experimentais com base no DSP TMS320C6713, fabricado pela Texas Instruments Inc.. Os resultados obtidos confirmam a aplicabilidade das técnicas selecionadas e uma boa recuperação das características dos sinais de ECG originais.

**Palavras-chave:** ECG, descontaminação, MIMIC II, DSP.

**Abstract:** The ECG is a graphic representation of the electrical impulses generated by the heart beats, which contains informations for diagnosis of different types of cardiac abnormalities. However, during its acquisition, several types of noise contaminate the signal that must be removed prior to clinical analysis. This paper presents a configurable interface for denoising ECG signal, using digital filtering techniques. It can be highlighted, as major contributions, the choice and analysis of methods suitable to digital implementation, besides the experimental validation itself. Simulations and validation tests, in MATLAB/Simulink environment, and experimental results based on the DSP TMS320C6713 manufactured by Texas Instruments Inc. are presented. The results confirm the applicability of the selected techniques and a good recovery of ECG signals' characteristics.

**Keywords:** ECG, denoising, MIMIC II, DSP.

### Introdução

As doenças do coração destacam-se entre as principais causas de mortes na atualidade de tal forma que o seu diagnóstico precoce e os recursos tecnológicos, para essa finalidade, sejam considerados de grande importância. Nesse contexto, um dos equipamentos mais acessíveis e utilizados na área médica é o eletrocardiógrafo.

O eletrocardiograma (ECG) registra os sinais elétricos oriundos dos batimentos cardíacos, captados por eletrodos dispostos em locais específicos do corpo humano. A Figura 1

destaca a composição de uma forma de onda típica de um sinal de ECG, considerando condições normais de funcionamento do coração [1][2].

Na prática, durante a aquisição de um eletrocardiograma, vários tipos de ruídos provenientes de diversas fontes, causam interferências nos sinais captados. Os principais tipos de ruídos, usualmente encontrados, são [3]:

- Interferência da rede elétrica: ruídos aditivos nos sinais de ECG a partir da indução de sinais senoidais, na frequência de 60 Hz, nos cabos ligados aos eletrodos e à entrada de aquisição de sinais.

- Distúrbios causados por contrações musculares, também chamados de eletromiogramas (EMG).

- Artefatos de movimento provenientes da movimentação dos eletrodos sob a pele do paciente. Os movimentos do paciente provocam mudanças da impedância de contato dos eletrodos, usualmente, introduzindo variações bruscas no sinal de ECG, cujas componentes ocupam ampla faixa de frequência.

- *Baseline Wander*: ruídos provenientes de diversos fatores como a transpiração, respiração, movimento musculares, dentre outros. Os ruídos de *baseline wander* incluem componentes de baixa frequência, em torno de 0,5 Hz, que levam à modulação do sinal de ECG.

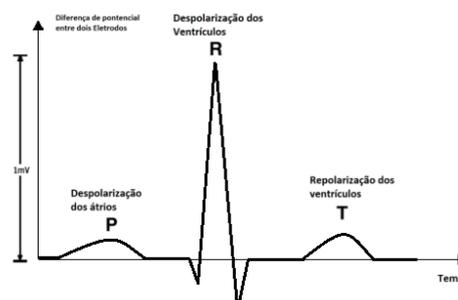


Figura 1: Onda típica de um sinal de ECG

Para que os sinais de ECG possam contribuir nos diagnósticos clínicos é de fundamental importância o tratamento digital dos sinais contaminados a partir de técnicas de filtragem digital ou, como comumente denominadas, técnicas de *denoising*. Com base nos diversos trabalhos disponíveis na literatura corrente, a Tabela 1 apresenta a síntese do levantamento bibliográfico que resultou na seleção das técnicas de filtragem de forma a se obter a redução de um ruído específico e a recuperação das características originais dos sinais de ECG.

A partir da seleção das técnicas de *denoising*, foram realizadas simulações em ambiente MATLAB, utilizando-se

sinais da base de dados MIMIC II (*Multiparameter Intelligent Monitoring in Intensive Care*) [8] e, posteriormente, a implementação experimental dos filtros por meio do processador digital de sinais, o DSP TMS320C6713, fabricado pela Texas Instruments Inc.

Tabela 1: Ruídos x Técnicas de *denoising*

Ruído	Tipo de Filtro
Interferência da Rede Elétrica	<i>Notch</i> [3][4][5]
<i>Baseline Wander</i>	FIR Passa Faixa com Janela de Kaiser [3][4][5]
Contração Muscular	FIR Passa Faixa [3][4][5]
Artefatos de Movimento	Transformada <i>Wavelet</i> de Meyer [6][7]

**Técnicas de *Denoising***

Os filtros digitais seletivos em frequência são algoritmos computacionais capazes de realizar a atenuação ou reforço de faixas de frequência pré-definidas que compõem os sinais discretos, os quais, na maioria das vezes, são obtidos a partir de sinais contínuos no tempo por meio de dispositivos de conversão analógico/digitais. Os filtros digitais podem ser representados, matematicamente, por meio de equações de diferenças e são classificados como Filtros de Resposta ao Impulso Finita (FIR – *Finite Impulse Response*) ou Filtros de Resposta ao Impulso Infinita (FIR – *Infinite Impulse Response*), segundo as equações (1) e (2), respectivamente [9]:

$$y[n] = \sum_{k=0}^M a_k x[n - k] \tag{1}$$

$$y[n] = \sum_{k=0}^M a_k x[n - k] - \sum_{l=1}^N b_l y[n - l] \tag{2}$$

onde  $x[n]$  e  $y[n]$  são as amostras dos sinais de entrada e saída, no instante de tempo discreto  $n$ ;  $k, l$  ( $k, l \in \mathbb{Z}_+$ ) indicam atrasos no tempo;  $a_k$  e  $b_l$  ( $a, b \in \mathbb{R}$ ) são os coeficientes das parcelas relativas às entradas e saídas, respectivamente, calculadas a partir da aplicação dos filtros digitais. As expressões gerais das respostas em frequência dos filtros FIR e IIR são apresentadas nas expressões (3) e (4), respectivamente:

$$H(e^{j\omega}) = \sum_{k=0}^M a_k e^{-j\omega k} \tag{3}$$

$$H(e^{j\omega}) = \frac{\sum_{k=0}^M a_k e^{-j\omega k}}{1 + \sum_{l=1}^N b_l e^{-j\omega l}} \tag{4}$$

**Filtro *Notch*** - O filtro *notch* comporta-se como um filtro rejeita faixa capaz de atenuar uma faixa bastante estreita de frequências em torno de uma frequência pré-definida e, mais comumente, utiliza a estrutura IIR. Um filtro *notch* de 2ª ordem e frequência de rejeição  $\omega_0$  está relacionado à faixa de frequência  $\beta W$ , em -3dB, através do fator de mérito dado por

$Q = \omega_0 / \beta W$ . A resposta em frequência de um filtro *notch* de 2ª ordem é dada por [5]:

$$H(e^{j\omega}) = \frac{1}{2} \frac{(1+\alpha_2)-2\alpha_1 e^{-j\omega}+(1+\alpha_2)e^{-j2\omega}}{1-\alpha_1 e^{-j\omega}+\alpha_2 e^{-j2\omega}} \tag{5}$$

sendo  $\alpha_1 = \frac{2 \cos(\omega_0)}{1+\tan(\beta W/2)}$  e  $\alpha_2 = \frac{1-\tan(\beta W/2)}{1+\tan(\beta W/2)}$ .

**Filtro FIR Passa Faixa com Janela de Kaiser** - A resposta em frequência de um filtro passa faixa é descrito pela equação (6),

$$|H(e^{j\omega})| = \begin{cases} 0, & \text{para } 0 \leq |\omega| \leq \omega_{c1} \\ 1, & \text{para } \omega_{c1} \leq |\omega| \leq \omega_{c2} \\ 0, & \text{para } \omega_{c1} \leq |\omega| \leq \pi. \end{cases} \tag{6}$$

onde  $\omega_{c1}$  e  $\omega_{c2}$  indicam as frequências digitais de corte inferior e superior, respectivamente.

As técnicas de janelamento permitem controlar as faixas de transição através da escolha apropriada da ordem do filtro, ou seja, utilizando-se sequências de comprimento finito  $M$ .

Se comparada a outras técnicas de janelamento, como a janela gaussiana, Blackman e Blackman-Harris, a janela de Kaiser associada aos filtros FIR possui melhor desempenho na remoção dos ruídos do tipo *baseline wander* [3]. Além disso, a Janela de Kaiser possibilita o controle das ondulações nas faixas de passagem e transição dos filtros, preservando a propriedade de fase linear. De forma sucinta, a partir de um parâmetro  $\beta$ , calculado em função da mínima atenuação na faixa de rejeição  $A_r$  (em dB), a Janela de Kaiser pode ser descrita, no domínio do tempo discreto, como:

$$w_k(n) = \begin{cases} \frac{I_0\left[\beta\sqrt{1-\left(\frac{2n}{M}\right)^2}\right]}{I_0(\beta)}, & \text{para } |n| \leq \frac{M}{2} \\ 0, & \text{para } |n| > \frac{M}{2}, \end{cases} \tag{7}$$

sendo a função  $I_0(x)$  definida como:

$$I_0(x) = 1 + \sum_{k=1}^M \left(\frac{x}{kl}\right)^{2k} \tag{8}$$

**Denoising utilizando a Transformada *Wavelet*** - A Transformada *Wavelet* (WT – *Wavelet Transform*), ao contrário da Transformada de Fourier (FT – *Fourier Transform*), é adequada à análise de sinais transitórios, ou seja, na presença de variações de frequência do sinal de interesse. Os coeficientes da WT são calculados a partir da convolução do sinal com uma função *wavelet* escalada, cujo espectro pode ser interpretado como um filtro passa faixa [6].

Na prática, a cada nível de decomposição, a versão discreta da WT (DWT) é calculada submetendo-se o sinal a filtros passa baixa ( $l_d$ ) e passa alta ( $h_d$ ) que irão produzir os coeficientes de aproximação ( $A_1$ ) e detalhes ( $D_1$ ), respectivamente, conforme as expressões a seguir [6]:

$$A_1 = \sum_k l_d[n]x[2n - k] \quad (9)$$

$$D_1 = \sum_k h_d[n]x[2n - k] \quad (10)$$

Os coeficientes são submetidos a uma função de *thresholding* que irá definir sobre a eliminação, atenuação ou reforço de determinadas faixas de amplitude dos coeficientes. Em seguida, é realizada a restauração do sinal filtrado a partir de filtros passa alta ( $h_r$ ) e passa baixa ( $l_r$ ), em sentido reverso:

$$x[n] = \sum_k D_1[k]h_r[2k - n] + A_1[k]l_r[2k - n] \quad (11)$$

### Resultados de Simulação

As técnicas de *denoising* foram implementadas em ambiente MATLAB e aplicadas a sinais de ECG extraídos da base de dados MIMIC II. Essa base de dados foi desenvolvida pelo *Nacional Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering* em parceria com equipes multidisciplinares do *Massachusetts Institute of Technology* (MIT), da empresa *Philips Medical Systems* e da clínica médica *Beth Israel Deaconess Medical Center* [8].

A Figura 2 apresenta o sinal de ECG original, sem ruído, para dois ciclos de batimento e frequência de amostragem igual a 500 Hz, com destaque do complexo QRS e a onda T.

A Figura 3(a) mostra o sinal original somado a um ruído que representa a interferência da rede elétrica, a partir de uma senóide de amplitude 1VPP e frequência 60 Hz, à mesma taxa de amostragem do sinal original.

O sinal contaminado foi submetido a um filtro *notch* de fator de mérito  $Q = 35$ , frequência de rejeição igual a  $\omega_0 = 2\pi f_r/f_s = 0,75$  rad/amostra e faixa de passagem  $\beta W = 0,0214$  rad/amostra. A Figura 3(b) apresenta um ciclo do sinal filtrado obtido.

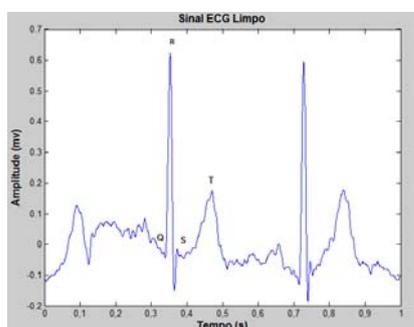


Figura 2: Sinal de ECG original, sob condições cardíacas normais.

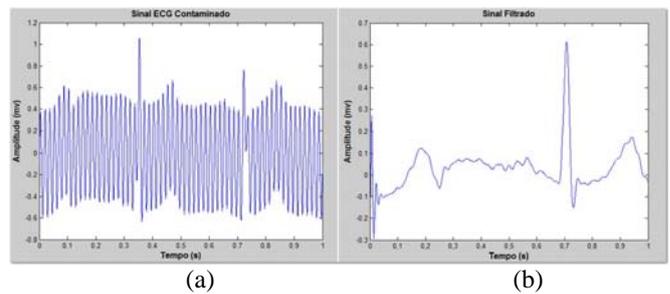


Figura 3: (a) Sinal de ECG contaminado com ruído de 60 Hz (b) Sinal Filtrado

Após a aplicação da FFT (*Fast Fourier Transform*), as figuras 4(a) e 4(b) apresentam, respectivamente, os espectros de amplitude dos sinais com o ruído de 60Hz e após a aplicação do filtro *Notch*. Pode-se observar a eliminação da componente de 60 Hz no sinal filtrado.

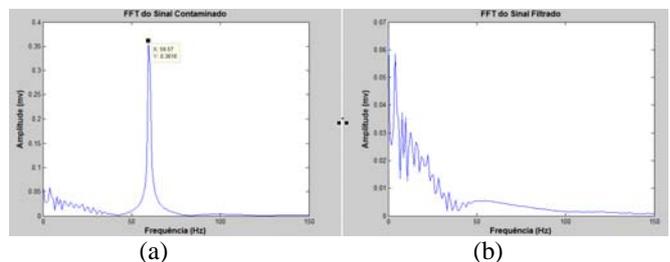


Figura 4: Espectros de amplitude – (a) sinal de ECG contaminado com o ruído de 60 Hz (b) Sinal filtrado.

A Figura 5(a) apresenta o sinal de ECG contaminado com o ruído *baseline wander*, extraído da base de dados MIMIC II com frequência de amostragem 360 Hz. Para esse caso, foi utilizado um filtro FIR Passa Faixa com Janela de Kaiser, ordem  $M = 100$ ,  $\beta W = 105$  Hz para  $\omega_{c1} = 2\pi\left(\frac{5}{360}\right) = 0,087$  rad/amostra,  $\omega_{c2} = 1,92$  rad/amostra e  $\beta = 0,2$ . A Figura 5(b) mostra o sinal filtrado, com boa aproximação ao sinal original apresentado na Figura 2.

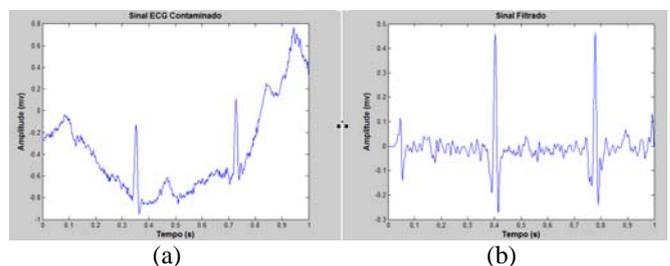


Figura 5: (a) Sinal de ECG contaminado com ruído *baseline wander* (b) Sinal Filtrado

Os espectros de amplitude dos sinais em 5(a) e 5(b) são mostrados nas figuras 6(a) e 6(b), respectivamente. Verifica-se que a parcela do ruído de *baseline wander* foi removida, resultando em um sinal próximo ao sinal original.

Um filtro FIR Passa Faixa foi também utilizado para o tratamento do sinal contaminado a partir de contrações

musculares, conforme os seguintes parâmetros: frequência de amostragem do sinal  $f_s = 360$  Hz, ordem  $M = 100$ ,  $\beta W = 44$  Hz com  $\omega_{c1} = 0,017$  e  $\omega_{c2} = 0,785$  rad/amostra. As figuras 7(a) e (b) mostram o sinal contaminado e após a aplicação do filtro citado.

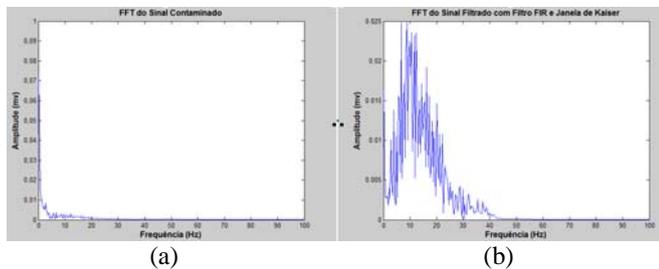


Figura 6: (a) Espectro de amplitude do sinal contaminado com o ruído *baseline wander* (b) Espectro de amplitude do sinal filtrado.

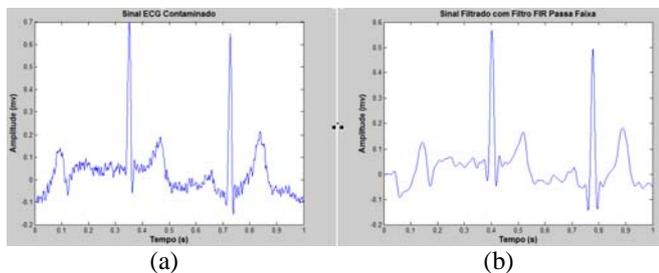


Figura 7: (a) Sinal de ECG contaminado com ruído de Contração Muscular (b) Sinal Filtrado

Após a aplicação da FFT ao sinal contaminado, conforme mostra a Figura 8(a), observa-se a predominância de dois picos próximos às frequências de 30 Hz e 45 Hz. Em 8(b), verifica-se que os picos nessas frequências foram removidos com sucesso, o que indica uma melhor aproximação do sinal filtrado ao sinal original.

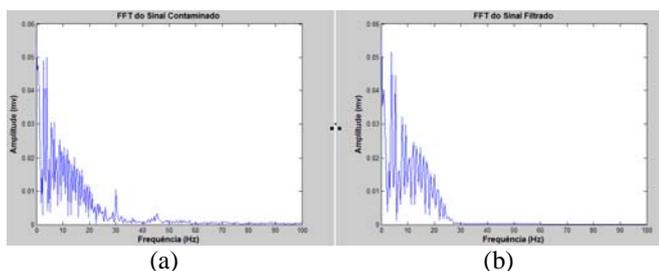


Figura 8: Espectros de amplitude: (a) Sinal de ECG contaminado com ruído de Contração Muscular (b) Sinal Filtrado

O sinal contaminado com ruído de artefato de movimento foi obtido diretamente da base de dados MIMIC II, com frequência de amostragem igual a 360 Hz. A filtragem do sinal ruidoso foi obtida a partir das funções de escalamento e a wavelet de Meyer com  $N = 16$  pontos no intervalo  $[LB, UB] = [-8, 8]$ . As figuras 9(a) e 9(b) mostram o sinal contaminado pelo ruído e o sinal filtrado resultante.

Os espectros de amplitude dos referidos sinais são apresentados, respectivamente, nas figuras 10(a) e 10(b).

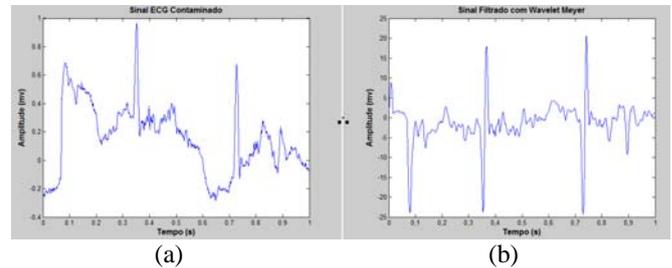


Figura 9: (a) Sinal de ECG contaminado com ruído Artefato de Movimento (b) Sinal Filtrado

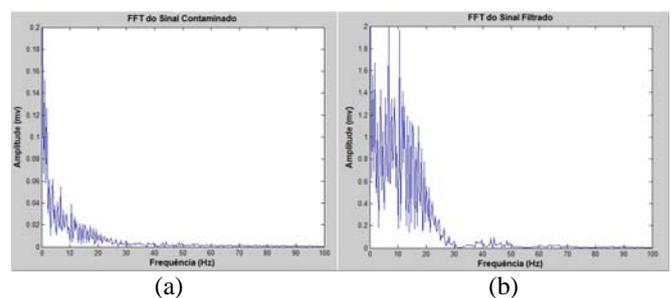


Figura 10: (a) Espectro de amplitude do sinal com artefato de movimento (b) Espectro de amplitude do sinal filtrado.

### Validação da Etapa de Simulação

A validação das simulações foi realizada por meio de funções de correlação, buscando-se avaliar o nível de semelhança entre o sinal original e o sinal filtrado. As figuras 11(a) e 11(b) mostram os gráficos resultantes entre o sinal original e filtrados para os ruídos de 60 Hz e *baseline wander*, comprovando uma boa aproximação ao sinal original.

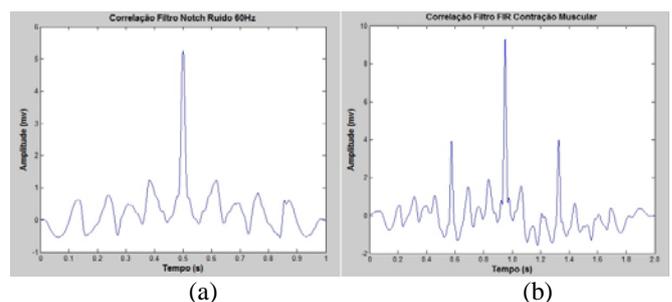


Figura 11: Correlação entre os sinais de ECG original e (a) sinal com interferência de 60 Hz após utilização do filtro *Notch* (b) sinal com o ruído *baseline wander* após utilização do filtro FIR Passa Faixa.

### Resultados Experimentais

A estrutura experimental é apresentada no diagrama de blocos da Figura 12. O simulador de sinais de ECG *Handy Sim*, da *R&D Medic*, foi responsável pela geração de formas

de ondas similares às do ser humano, as quais são aplicadas ao bioamplificador, para amplificação e pré-filtragem.

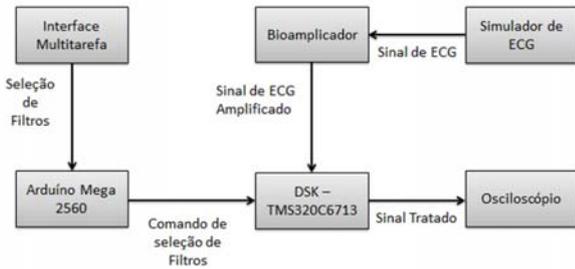


Figura 12: Diagrama de blocos do projeto

Foi também desenvolvida uma interface, controlada pelo microcontrolador Arduino Mega25-60, que permite a escolha o tipo de filtro e o ajuste de seus parâmetros.

Para o processamento digital, utilizou-se o DSK C6713 da Spectrum Digital, um kit de desenvolvimento cujo elemento central é o DSP TMS320C6713 da Texas Instruments Inc., um processador de alto desempenho adequado a aplicações com multicanais e multifunções [10]. Foi também desenvolvida uma interface com base no microcontrolador Arduino Mega25-60, que permite ao usuário escolher o tipo de filtro a ser aplicado.

As figuras 13, 14 e 15 mostram os sinais contaminados nas letras (a) e o sinal obtido após as filtrações nas letras (b) para os filtros *notch*, FIR Passa Faixa com janela de Kaiser e FIR passa faixa, respectivamente.

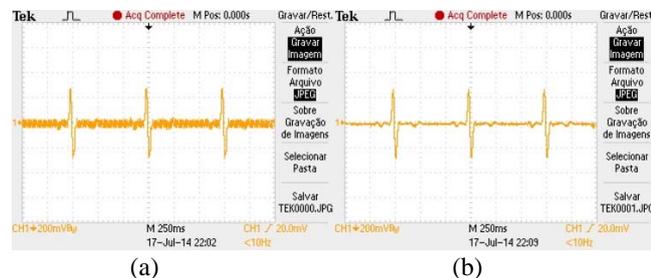


Figura 13: (a) Sinal de ECG contaminado com ruído 60 Hz (b) Sinal Filtrado com Filtro *Notch*

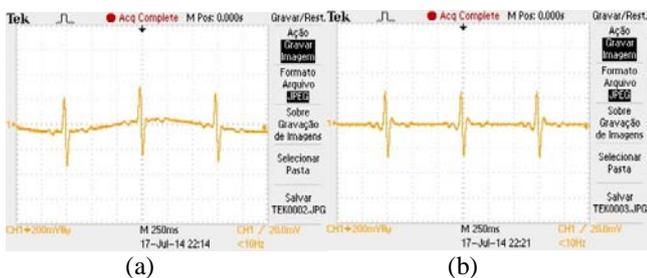


Figura 14: (a) Sinal de ECG contaminado com ruído *Baseline Wander* (b) Sinal Filtrado com FIR Passa Faixa e Janela de Kaiser.

**Conclusão**

O trabalho apresentou, inicialmente, a síntese de um levantamento bibliográfico sobre os métodos aplicáveis à

filtragem dos ruídos mais comumente encontrados em sinais de ECG.

As técnicas de *denoising* selecionadas foram programadas em ambiente MATLAB/Simulink. Os sinais filtrados foram comparados aos sinais originais com base na análise espectral e funções de correlação. Pôde-se, em todos os casos, comprovar o bom desempenho dos filtros projetados.

Posteriormente, foi realizada a implementação dos filtros em um meio digital programável visando-se à flexibilidade, capacidade de parametrização e velocidade de processamento. Os resultados experimentais comprovaram a viabilidade prática das soluções encontradas, exceto até o momento, para o caso da Transformada Wavelet que dependerá de algoritmos mais eficientes para o processamento em tempo real.

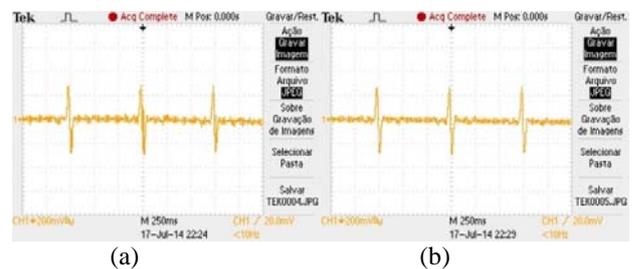


Figura 15: (a) Sinal de ECG contaminado com ruído por contração muscular (b) Sinal Filtrado com FIR Passa Faixa

**Referências**

[1] Guyton e Hall. Fundamentos de Fisiologia. 12ª Ed. Elsevier. Brasil. 2011.  
 [2] Bueno, M. Classificação Automática de Cardiopatias baseada em Eletrocardiograma. [dissertação]. Uberlândia Universidade Federal de Uberlândia; 2006.  
 [3] Joshi, S. L.; Rupali, V. T. A survey on ECG denoising techniques, International Conf. on Communication Systems and Network Technologies. v. 1, n. 1, p. 60–64, 2013.  
 [4] Prakruti J. Joshi et al., ECG Denoising Using Matlab. International Journal of Scientific & Engineering Research, Volume 4, ISSN 2229-5518, 2013.  
 [5] Pei S. e Tseng C. A Technique for Transient Suppression of IIR Notch Filter, ICASSP-94 IEEE International Conf. on Acoustics, Speech, and Signal Processing, Vol.3, 1994.  
 [6] Hostalkova E., Prochazka A. Wavelet Signal and Image Denoising. Institute of Chemical Technology, Department of Computing and Control Engineering, Technicka 1905, 166 28 Prague 6.  
 [7] Oliveira, H. M. Descontaminação de Sinais de Eletrocardiograma Utilizando Wavelets. [dissertação]. Universidade Presbiteriana Mackenzie Escola De Engenharia, São Paulo, 2008.  
 [8] Physionet. In: MIT Massachusetts Institute of Technology, 2014. Disponível em: <http://mimic.physionet.org/>  
 [9] Oppenheim, A. V., Schafer, R. W. Discrete-Time Signal Processing. Ed. Prentice Hall, 2ª Ed., 2010, USA.  
 [10] Indu U. et al., ECG Signal Processing Using DSK TMS320C6713, IOSR Journal of Engineering (IOSRJEN), Vol. 2, Issue 10 (October 2012).