

EXATAS E TECNOLÓGICAS

V.3 • N.3 • Agosto/Setembro/Outubro - 2019

ISSN Digital: 2359-4942

ISSN Impresso: 2359-4934

DOI: 10.17564/2359-4942.2019v3n3



FILTRAGEM DE SINAIS CARDÍACOS UTILIZANDO FILTROS FIR

DENOISING CARDIAC SIGNS SIGNALS WITH FIR FILTER

FILTRACIÓN DE SEÑALES CARDÍACOS UTILIZANDO FILTROS FIR

Victor Gabriell Ribeiro da Silva¹
Dami Dória Narayana Duarte²

RESUMO

A atividade elétrica cardíaca ao ser captada pelo eletrocardiograma (ECG), pode conter ruídos indesejáveis. Neste trabalho é proposto a aplicação de um filtro passa-baixas, seguido de dois filtros rejeita banda para recuperação de sinais cardíacos contaminados com ruídos. É utilizado o filtro FIR com método das janelas, este é previamente modelado para que se adeque aos requisitos estabelecidos para a filtragem de sinais cardíacos. Em seguida é realizada a filtragem do sinal com auxílio do programa Matlab utilizando a janela Kaiser. O filtro foi aplicado em três bancos de dados diferentes e avaliados através da relação sinal-ruído, os resultados indicam que a filtragem foi capaz de atenuar consideravelmente os ruídos além de possuir desempenho superior ao filtro de média móvel.

PALAVRAS-CHAVES

Eletrocardiograma. Filtros FIR. Atenuação de ruídos.

ABSTRACT

Electrical activity in the heart, when captured by the electrocardiograph (ECG), may contain undesirable interferences. In this paper is proposed the application of a low-pass filter, followed by two stop band filters for cardiac signals denoising. The FIR filter is used with the windows method, it is previously modeled to achieve the established requirements to cardiac signals denoising, then signal is filtered using the Kaiser window in Matlab. The filters were applied in three different databases and evaluated through signal-noise relation, the results show that the filter was capable to reduce results in noise attenuation and better performance than the moving average filter.

KEYWORDS

Electrocardiogram. FIR Filters. Noise Attenuation.

RESUMEN

La actividad eléctrica cardíaca al ser captada por el electrocardiógrafo (ECG), puede contener ruidos indeseables. En este trabajo se propone la aplicación de un filtro paso-bajas, seguido de dos filtros rechaza banda para recuperación de señales cardíacas contaminadas con ruidos. Se utiliza el filtro FIR con método de las ventanas, éste es previamente modelado para que se adecue a los requisitos establecidos para el filtrado de señales cardíacas, luego se realiza el filtrado de la señal con ayuda del software Matlab utilizando las ventanas de Hamming, Hann, Blackman y Kaiser. Los filtros se aplicaron en tres bases de datos diferentes, los resultados obtenidos indican que las cuatro ventanas tienen resultados similares en la atenuación de ruido y un rendimiento mejor que el filtro de media móvil.

PALABRAS-CLAVE

Electrocardiograma. Filtros FIR. Atenuación de ruidos.

1 INTRODUÇÃO

Os sinais biológicos são importantes para qualquer espécie viva, estes revelam características significativas sobre a saúde. Em sinais originados do coração humano é possível por exemplo, determinar se o paciente possui determinadas patologias graves como, arritmia cardíaca, problema com válvulas do coração e até infarto.

Os sinais de um eletrocardiograma (ECG) são captados, utilizando eletrodos posicionados na superfície da pele, após isso o sinal é condicionado eletronicamente, passando por estágios de amplificação, filtragem e por fim a digitalização, no entanto, para que estes sinais possam ser analisados com precisão é necessário que estes possuam alta fidelidade ao sinal original, ou seja, estejam livre de interferências. A filtragem realizada de forma analógica pode ser tornar mais cara ou necessitar de mais espaço a depender da aplicação, além disso a filtragem analógica depende de fatores como, temperatura e resistência do circuito elétrico, isso pode ocasionar instabilidade e perda de precisão no filtro.

Com base no exposto o presente trabalho visa reduzir os efeitos de diferentes interferências em sinais cardíacos, utilizando o filtro digital FIR por meio do método da janela de Kaiser. Serão filtrados os três principais tipos de ruídos: ruído da rede, ruído de alta frequência e de baixa frequência. Ao fim será possível realizar uma avaliação do desempenho do filtro por meio da relação sinal-ruído.

Os sinais cardíacos usados neste trabalho são do banco de dados do MIT-BIH Arrhythmia database (MITDB) e o MIT-BIH Atrial Fibrillation database (AFDB) elaborados por Moody e Mark (1983; 2000), respectivamente, ainda foi utilizado o BIDMC Congestive Heart Failure database (CHFDB) desenvolvido no trabalho de Baim *et al.* (1986). Estes sinais fazem partes do banco de dados da plataforma PhysioNet desenvolvido por Goldberger *et al.* (2000).

2 ESTUDO TEÓRICO: FILTRAGEM DIGITAL E FILTRO FIR

2.1 FILTRAGEM DIGITAL

Os filtros digitais têm sido amplamente utilizados para o processamento de sinais biomédicos, um dos motivos para isto é a facilidade de reconfiguração do filtro, uma vez que no filtro digital basta somente alterar determinados trechos do algoritmo, sem qualquer alteração de *hardware*, como mostrado em Proakis e Manolakis (1996, p. 5-6). Uma das aplicações destes filtros é a redução de ruídos em sinais cardíacos, como foi realizado no trabalho de Dhayabaranani *et al.* (2018).

Um sinal cardíaco contaminado com ruído dificulta o diagnóstico de cardiopatias, devido a isso é importante reduzir interferências no sinal. Para Jamal (2012) grande parte dos ruídos são originados por fatores externos, como rede elétrica, ruído eletromagnético e eletrodos. É possível também que os ruídos sejam originados de aspectos internos do corpo humano, como o ruído provocado pela atividade elétrica muscular.

2.2 FILTRO FIR

O filtro Resposta finita ao impulso (FIR) por meio do método das janelas é um procedimento que realiza a convolução da resposta ao impulso de uma janela com um determinado sinal no domínio do tempo. A definição do filtro FIR é expressa em (01):

$$(01) \quad y[n] = \sum_{i=0}^N b_i x[n-i]$$

Em que b_i são os coeficientes do filtro, N é a ordem, $x[n]$ é a entrada e $y[n]$ é a saída do filtro.

Diversas pesquisas têm sido realizadas acerca da utilização destes filtros. Patro e Kumar (2015) utilizaram um filtro FIR com método da janela de Kaiser, este aplicou um filtro passa-altas, rejeita banda e um passa-baixas em cascata a fim de filtrar sinais cardíacos contaminados com diversos tipos de ruídos, este obteve resultados satisfatórios, analisando a relação sinal-ruído e o erro quadrático médio.

Mittal e Rege (2015) propuseram a utilização de um filtro FIR, utilizando as janelas de Hamming, Kaiser e Chebyshev com propósito de reduzir interferências da rede elétrica nos sinais cardíacos, estes concluíram que a janela de Chebyshev obteve o melhor resultado com relação a filtragem. No trabalho de Rakshit e Ullah (2016) foi desenvolvido uma janela a fim de ser utilizada com o filtro FIR, esta janela apresenta menores ripples quando comparado a janela Gaussiana e a de Kaiser.

O método das janelas conta com uma variedade de janelas que podem ser utilizadas, a mais comum é a janela de Hamming pois geralmente oferece uma alta atenuação da faixa de rejeição e uma curta faixa de transição. Outras janelas são também muito usadas, como a de Hann, de Blackman e a de Kaiser. Todas estas janelas citadas são não retangulares, estas apresentam atenuação muito mais eficaz na faixa de rejeição, como é observado por Manolakis e Ingle (2011, p. 560-562).

3 DESENVOLVIMENTO DOS FILTROS

3.1 FILTRO PASSA-BAIXAS

O filtro passa-baixas permite que somente frequências abaixo da frequência de corte tenham sua amplitude não modificada, as frequências acima deste valor sofrem atenuação. Para este trabalho a frequência de corte utilizada é 50 Hz, uma vez que segundo Schwarz (2009), o intervalo entre 0,5 e 50 Hz é suficiente para realizar procedimentos básicos, no entanto, não é recomendado para análises clínicas.

É preciso então, sabendo que a frequência de corte é 50 Hz definir a ordem do filtro, para isto é necessário determinar a faixa de transição. Segundo Manolakis e Ingle (2011, p. 560) esta faixa é a diferença entre ω_s e ω_p . Em que ω_p é a última frequência do sinal que tem sua amplitude máxima, já ω_s é a primeira frequência do sinal que tem sua amplitude reduzida ao máximo. Estes dois parâmetros são definidos em (02):

$$(02) \quad \Delta\omega = \omega_s - \omega_p$$

Ainda de acordo com Manolakis e Ingle (2011), a frequência de corte normalizada (ω_c) é definida como a média da faixa de transição, como é mostrado em (03):

$$(03) \quad \omega_c = \frac{\omega_p + \omega_s}{2}$$

Para este trabalho são utilizados três diferentes bancos de dados, com frequências de amostragem diferentes, esta frequência implica diretamente na normalização dos parâmetros de filtragem. São mostrados no Quadro 1 os valores normalizados dos parâmetros utilizados em cada banco de dados.

Quadro 1 – Parâmetros usados na filtragem

Parâmetros	Banco de dados	
	MITDB	AFDB e CHFDB
Frequencia de amostragem do sinal (Hz)	360	250
Frequencia de corte normalizada	0,28 π	0,39 π
ω_p	0,22 π	0,32 π
ω_s	0,33 π	0,48 π
Faixa de transição ($\Delta\omega$)	0,11 π	0,16 π

Fonte: Dados da pesquisa.

A normalização realizada no Quadro 1 foi calculada como mostrado em (04):

$$(04) \quad n = \frac{2f}{f_s}$$

Em que n é o valor normalizado, f é o valor de frequência em Hz a ser normalizado e f_s é a frequência de amostragem do sinal. Conhecendo os parâmetros para a filtragem é possível determinar os parâmetros da janela utilizada para a filtragem, neste trabalho é utilizada a janela de Kaiser.

3.2 JANELA DE KAISER

A janela de Kaiser possui dois parâmetros importantes, a constante beta (β) e a ordem do filtro (N). Em (05) é mostrado como determinar o beta:

$$(05) \quad \beta = \begin{cases} 0, & A < 20 \\ 0,5842(A - 21)0,4 + 0,07886(A - 21), & 20 \leq A \leq 50 \\ 0,1102(A - 8,7), & A > 50 \end{cases}$$

Em que A é a atenuação da banda de rejeição (dB). A constante β modifica a forma da janela de Kaiser, quando $\beta = 0$ a janela de Kaiser se torna idêntica a uma janela retangular, ao aumentar o valor de β é possível obter uma atenuação do ruído maior. segundo Manolakis e Ingle (2011) o valor de β deve

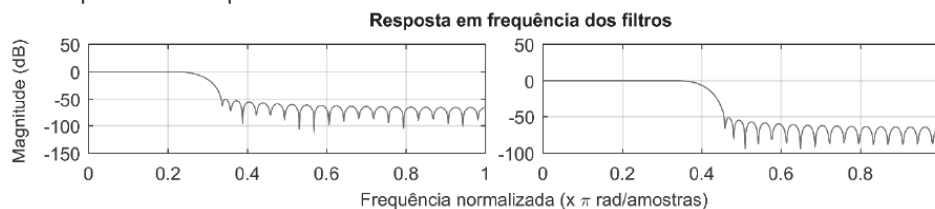
ser $0 \leq \beta \leq 8$ para que o filtro seja útil. A ordem N do filtro FIR com a janela de Kaiser é calculada como mostrado em (06):

$$(06) \quad N = \frac{A - 8}{2,285 \cdot \Delta\omega}$$

Em que A é a atenuação da banda de rejeição (dB) e $\Delta\omega$ é a faixa de transição normalizada. Com estas equações é possível obter o valor de beta β e o valor da ordem N . A atenuação da banda de rejeição desejada é de 50 dB e a faixa de transição é $0,11\pi$, para o MITDB e $0,16\pi$ para os demais bancos de dados. Temos então que beta é 4,52 e a ordem é 52, esta ordem foi utilizada para todos os bancos de dados.

Dois gráficos de resposta em frequência do filtro passa-baixas são mostrados na Figura 1, o gráfico a esquerda é do filtro utilizado no banco de dados MITDB, já o gráfico a direita é usado para o AFDB e CHFDB.

Figura 1 – Resposta em frequência dos filtros



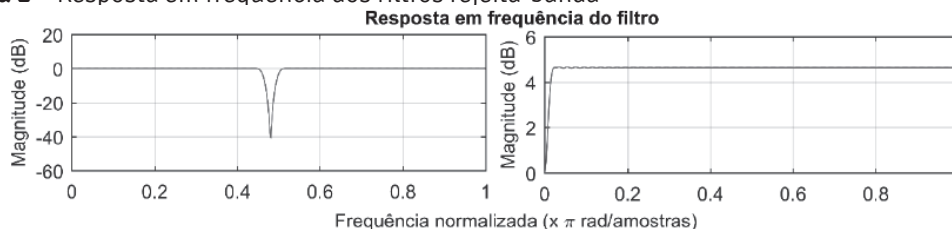
Fonte: Dados da pesquisa.

3.3 FILTRO REJEITA BANDA

O filtro rejeita faixa, atenua frequências que estão dentro de um determinado intervalo, para este trabalho dois filtros deste tipos serão implementados, o primeiro para reduzir ruídos provocados pela rede elétrica, este possui frequência de 60 Hz, o filtro passa-baixas já é capaz de atenuar esta frequência, no entanto, o filtro rejeita banda permite reduzir ao máximo seus efeitos.

Outro filtro foi utilizado para redução de interferências de baixa frequências (entre 0,001 e 0,5 Hz). A ordem utilizada para ambos os filtros foi de 200. Na Figura 2 é apresentada a resposta em frequência dos dois filtros rejeita banda, é possível notar a atenuação das frequências em ambos os casos.

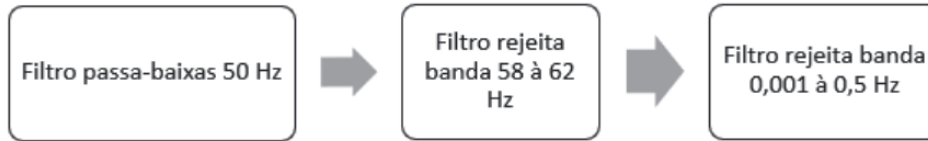
Figura 2 – Resposta em frequência dos filtros rejeita-banda



Fonte: Dados da pesquisa.

A Figura 3 indica como funciona o processo de filtragem utilizado no presente trabalho.

Figura 3 – Resposta em frequência dos filtros rejeita-banda



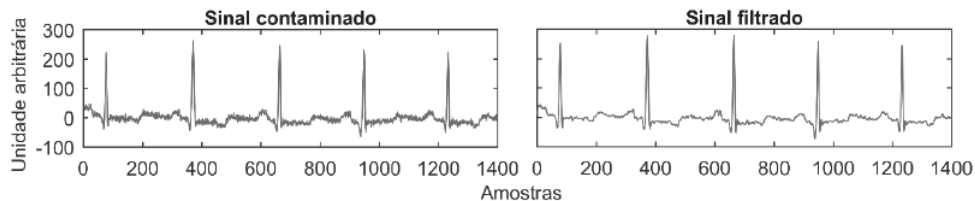
Fonte: Elaborado pelos autores.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Para fins de avaliação do algoritmo de filtragem foram utilizados três bancos de dados, todos da plataforma PhysioNet. Foram utilizados o MIT-BIH Arrhythmia database (MITDB), o MIT-BIH Atrial Fibrillation Database (AFDB) e o BIDMC Congestive Heart Failure Database (CHFDB). Em todos os bancos de dados foram utilizados sinais com duração de 10 segundos. As principais características dos bancos de dados são apresentadas no Quadro 1 na seção 3.

A Figura 4 apresenta a filtragem da derivação MLII do sinal 100 do banco de dados do MIT-BIH Arrhythmia database, para fins de avaliação foi adicionado ruído branco gaussiano a este, é possível observar visualmente que houve uma redução considerável do ruído, assim como foram mantidas as características das ondas do ciclo PQRST.

Figura 4 – Sinal cardíaco filtrado



Fonte: Dados da pesquisa.

O procedimento agora filtra o sinal original do banco de dados, ou seja, sem adição de ruído branco gaussiano, para esta avaliação foi utilizada a relação sinal-ruído (SNR), esta compara o sinal filtrado com o nível de ruído, em (07) é mostrado como o SNR foi obtido, em que $Y[n]$ é o sinal filtrado e $X[n]$ é o sinal contaminado:

$$(07) \quad SNR (dB) = 20 \log \frac{\sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N Y[i]^2}}{\sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (X[i] - Y[i])^2}}$$

No Quadro 2 é apresentado o SNR.

Quadro 2 – Desempenho da filtragem em cada banco de dados

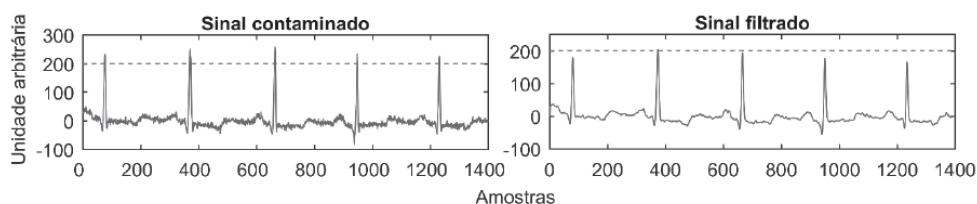
MIT-BIH Arrhythmia database						
Sinal	100	101	102	103	104	105
SNR (dB)	10.4535	12.0128	12.3478	12.2075	14.2730	16.2583
MIT-BIH Atrial Fibrillation Database						
Sinal	04126	04746	04908	04936	05091	05121
SNR (dB)	9.4509	13.1545	12.2816	10.8203	8.9224	15.7037
BIDMC Congestive Heart Failure Database						
Sinal	CHF01	CHF02	CHF03	CHF04	CHF05	CHF06
SNR (dB)	15.3237	13.8781	16.5310	9.8958	13.4245	13.7798

Fonte: Dados da pesquisa.

Com o intuito de realizar uma abordagem comparativa foi filtrado o sinal 100 do banco de dados MIT-BIH Arrhythmia Database, com a derivação MLI1, utilizando agora o filtro de média móvel, este realiza a média entre as amostras do sinal a fim de obter um sinal mais suave, os resultados são apresentados na Figura 5.

O filtro de média móvel utilizado realiza a média entre dois pontos e o número de passagens foi três.

Figura 5 – Sinal filtrado com filtro de média móvel



Fonte: Dados da pesquisa.

O filtro de média móvel atua somente no domínio do tempo, em consequência disto este filtro geralmente atenua todo o sinal, inclusive o próprio sinal cardíaco, como pode ser observado na Figura 5, a amplitude dos picos do sinal contaminado ultrapassam 200, já no sinal filtrado estas amplitudes ficam próximas de 200, o efeito disto é refletido na relação sinal ruído, que para este filtro foi 2,349 dB, um valor consideravelmente menor quando comparado ao obtido com os filtros FIR ao mesmo sinal.

5 CONCLUSÕES

Ao observar os resultados obtidos é possível concluir que os três filtros FIR em cascata foram capazes de atenuar consideravelmente o ruído do sinal, a relação sinal-ruído em todos os sinais foram semelhantes, mesmo em diferentes bancos de dados, indicando que para a atenuação de ruídos em sinais cardíacos o filtro FIR pelo método da janela de Kaiser pode ser utilizado sem que haja degradações consideráveis ao sinal.

É possível concluir ainda que a utilização dos filtros FIR pode apresentar maior qualidade no processo de filtragem quando comparado ao filtro de média móvel, uma vez que a relação sinal-ruído nestes foi superior a obtida com o filtro de média móvel.

Trabalhos futuros podem analisar o desempenho dos filtros propostos no presente trabalho em sistemas de aquisição e processamento digital de sinais cardíaco, com o objetivo de avaliar a complexidade computacional e o consumo de bateria destes filtros quando comparado a outros métodos mais sofisticados, como os algoritmos adaptativos *least mean squares* (LMS), e o *recursive least squares* (RLS).

REFERÊNCIAS

BAIM, D. S. *et al.* Survival of patients with severe congestive heart failure treated with oral milrinone. **Journal of the American College of Cardiology**, v. 7, h. 3, p. 661-670, 1986.

DHAYABARANI, R. *et al.* **Design of FIR filter for reduction of power line interference from ECG signal.** Second International Conference on Inventive Communication and Computational Technologies (ICICCT). IEEE, 2018.

GOLDBERGER, A. L. *et al.* PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: components of a new research resource for complex physiologic signals. **Circulation**, v. 101, n. 23, p. e215-e220, 2000.

JAMAL, M. Z. **Signal acquisition using surface EMG and circuit design considerations for robotic prosthesis.** Computational Intelligence in Electromyography Analysis-A Perspective on Current Applications and Future Challenges. IntechOpen, 2012.

MANOLAKIS, D. G.; INGLE, V. K. **Applied digital signal processing: theory and practice.** Cambridge University Press, 2011.

MITTAL, A.; REGE, A. **Design of digital FIR filter implemented with window techniques for reduction of power line interference from ECG signal.** International Conference on Computer, Communication and Control (IC4). IEEE, 2015.

MOODY, G. B.; MARK, R. G. The impact of the MIT-BIH arrhythmia database. **IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine**, v. 20, n. 3, p. 45-50, 2001.

MOODY, G. B.; MARK, R. G. A new method for detecting atrial fibrillation using RR intervals. **Computers in Cardiology**, p. 227-230, 1983.

PATRO, K. K.; KUMAR, P. R. **De-noising of ECG raw signal by cascaded window based digital filters configuration**. IEEE Power, Communication and Information Technology Conference (PCITC). IEEE, 2015.

PROAKIS, J. G.; MANOLAKIS, D. G. **Digital signal processing principles, algorithms and applications**. New Delhi: Pearson Education, 1996.

RAKSHIT, H.; ULLAH, M. A. A new efficient approach for designing FIR low-pass filter and its application on ECG signal for removal of AWGN noise. **IAENG International Journal of Computer Science**, v.43, n. 2, p. 176-183, 2016.

SCHWARZ, L. Artigo de revisão: eletrocardiograma. **Revista Ilha Digital**, v. 1, p. 3-19, 2009.

1 Graduando em Engenharia Mecatrônica pela Unit, membro do Grupo de Pesquisa em Bioengenharia e Medicina. Email: victoribeiro@outlook.com.br

2 Mestr em Engenharia Elétrica pela UFS, membro do Grupo de Pesquisa em Bioengenharia e Medicina. Email: damidoriad@gmail.com

Recebido em: 30 de Março de 2018

Avaliado em: 5 de Maio de 2018

Aceito em: 10 de Agosto de 2018



A autenticidade desse artigo pode ser conferida no site <https://periodicos.set.edu.br>



Este artigo é licenciado na modalidade acesso abertosob a Atribuição-Compartilhalqual CC BY-SA

