ANÁLISE DAS DISTORÇÕES CAUSADAS PELA APLICAÇÃO DAS DIFERENTES TÉCNICAS DE FILTRAGENS NOS SINAIS ECG

Eliezer Timoteo da Silva SanhÁ [1], Julião Alberto Langa [2], João Paulo do Vale Madeiro [3]

RESUMO

O sinal eletrocardiograma (ECG) é o registro de atividade elétrica do coração no tempo, uma ferramenta de grande importância no diagnóstico de problemas relacionados ao coração. A correta leitura e interpretação clínica do sinal ECG são essenciais para o diagnóstico e tratamento de problemas de coração. Para tanto, é necessária a supressão ou atenuação de ruído e interferências indesejadas, utilizando-se de diferentes técnicas de filtragem disponíveis na literatura. Este trabalho, apresenta o tema de filtragem digital de sinais, com enfoque no processamento de sinais ECG, abordando os principais conceitos e ferramentas matemáticas envolvidas. Será apresentado um estudo com a análise comparativa de desempenho das metodologias de filtragem aplicadas a sinais ECG, através de cálculo do Erro RMS (Root Mean Square) entre um dado sinal de referência, que é um sinal ECG sintético sem ruído, e um sinal filtrado, que é o sinal obtido a partir da filtragem do sinal de referência adicionado de ruído controlado. O estudo investigativo abrange três diferentes técnicas de filtragem: Filtros IIR, FIR e Wavelet, cada uma das técnicas nas modalidades passa-baixa e passa-alta. Após a análise comparativa dos desempenhos considerando-se o cenário dos sinais artificiais, realizou-se o mesmo estudo investigativo sobre um conjunto de sinais reais disponíveis gratuitamente na base de dados MIT-BIH Arrhythmia database (Goldberger et al., 2000), acessível pelo sítio eletrônico http://www.physionet.com. Mediram-se os impactos causados sobre os sinais pela aplicação dos filtros, isto é, analisando as distorções causados pelos filtros aplicados através da métrica da média e desvio-padrão da variação percentual da amplitude do QRS e da duração do QRS entre sinais filtrados e sinais originais.

Palavras-chave:

Sinal ECG. Filtragem Digital. Filtro IIR. Filtro FIR. Transformada Wavelet.

[1] UNILAB, IEDS, Discente, e-mail: rocky.sanha@outlook.pt
[2] UNILAB, IEDS, Discente, e-mail: julitolanga@aluno.unilab.edu.br
[3] UNILAB, IEDS, Docente, e-mail: jpaulo.vale@unilab.edu.br

INTRODUÇÃO

O eletrocardiograma, também referido como ECG, é o registro de atividade elétrica do coração no tempo, servindo assim como uma ferramenta de grande importância no diagnóstico de problemas relacionados ao coração. Para se entender o conteúdo do ECG, é necessário conhecer a fisiologia do coração.

O coração é composto de duas bombas com finalidades diferentes: a bomba do lado direito bombeia o sangue para os pulmões, e a bomba do lado esquerdo bombeia para o resto do corpo o sangue que contém oxigênio, vindo dos pulmões. O fluxo sanguíneo sai do átrio direito para o ventrículo direito; que, por sua vez, fornece a força que impele o sangue para a circulação pulmonar. O sangue contendo oxigênio é fornecido ao ventrículo esquerdo para a circulação periférica (resto do corpo).

Para que haja um batimento cardíaco, é preciso que estímulos elétricos de despolarização se propaguem como cargas positivas no músculo cardíaco, originários do átrio direito, e assim provocando uma contração quase que simultânea dos átrios direito e esquerdo, impulsionando assim, o sangue para os ventrículos. O fenômeno da despolarização dos átrios é registrado no ECG como a onda P, que está relacionada à contração dos átrios. Quando o estímulo atinge os ventrículos acontece a despolarização dos ventrículos que se sobrepõe ao fenômeno de repolarização dos átrios (IGARASHI, 2007). A despolarização dos ventrículos é registrado no ECG como o complexo QRS, que está relacionado à contração dos ventrículos. Após uma breve pausa (segmento ST), os ventrículos se repolarizam adquirindo novamente cargas negativas. Este fenômeno é registrado no ECG como onda T como mostra a Figura 1.

No entanto, apesar de ser primordial a correta aquisição e interpretação do sinal ECG para o diagnóstico médico de um paciente, o processo de aquisição do sinal através de transdutores normalmente é passível de interferências, isto é, ruídos indesejados que podem modificar completamente a característica geral do sinal, o conteúdo de frequência e até as amplitudes do sinal, entre outras alterações, o que consequentemente poderá levar a uma leitura e interpretação incorreta do sinal acarretando potencialmente diagnósticos médicos errôneos. As interferências indesejadas ou ruídos podem ser de diferentes ordens e procedência: devido à frequência da rede elétrica (60Hz) e suas harmônicas, ruído devido à atividade muscular e respiratória do paciente, ruído devido à interface do eletrodo com a pele, e outros ruídos que podem ser originados da utilização de equipamentos elétricos e eletrônicos no mesmo ambiente onde é realizada a aquisição do sinal ECG (TOMPKINS, 1993).

Figura 1: Sinal ECG típico correspondente ao ciclo cardíaco

Fonte: doi:10.1371/journal.pone.0084018.g001

A remoção ou atenuação das interferências indesejadas se dá através de aplicações de filtros adequados. O objetivo dos filtros é remover ou diminuir consideravelmente as interferências sem causar distorções, e assim, possibilitando a correta leitura e interpretação do sinal ECG recolhido. Existem diferentes tipos de filtros e técnicas de filtragens, numa aplicação de filtragem em sinal ECG, deve-se observar: o tipo de filtro ou técnica de filtragem de acordo com a característica do próprio sinal e os ruídos que o compõem; e também que o filtro ou técnica que menos causa distorções no sinal ECG e como medir essas distorções causadas pela filtragem.

METODOLOGIA

Iniciou-se com implementação computacional de algoritmos de geração artificial de sinais ECG com parâmetros variáveis, dentre os quais a média e o desvio-padrão de intervalos entre batimentos, morfologia das ondas características (ciclo PQRST) e relação sinal/ruído. Um dos métodos de referência nesta etapa é o simulador desenvolvido por Mcsharry et al., 2003. Também foram elaborados algoritmos de inserção simulada de ruído sobre os sinais ECG sintetizados, correspondente às oscilações da linha de base,

interferência da rede elétrica (portadoras de 50 – 60 Hz), contração muscular e ruído branco gaussiano. Então, foram comparados os desempenhos de técnicas de filtragem linear e não-linear clássicas com aplicações da transformada Wavelet, utilizando-se como referência o erro RMS normalizado entre o sinal ECG sintético original e o sinal ECG com ruído simulado após a aplicação da filtragem, considerando-se separadamente o ruído de oscilação de linha de base, o ruído de interferência da rede elétrica e o ruído de atividade muscular (modelado através de distribuição gaussiana). Quanto às aplicações de transformada Wavelet, foi utilizada a família de funções-base Daubechies e diferentes níveis de decomposição.

Comparou-se os impactos das diferentes técnicas de filtragem, com ênfase para aplicações de transformada Wavelet, sobre as métricas derivadas da segmentação do QRS. Portanto, foram comparadas as métricas obtidas pelos algoritmos sobre sinais ECG artificiais sem as diferentes classes de ruído com aquelas obtidas pelos algoritmos quando implementados sobre versões filtradas dos sinais ruidosos. As variáveis de controle são: intervalos R-R, amplitude do QRS detectado e duração de complexo QRS segmentado.

Após a análise comparativa dos desempenhos considerando-se o cenário dos sinais artificiais, foi realizado o mesmo estudo investigativo sobre um conjunto de sinais reais disponíveis gratuitamente na base de dados MIT-BIH Arrhythmia database (Goldberger et al., 2000), acessível pelo sítio eletrônico http://www.physionet.com. Mediram-se os impactos causados sobre os sinais pela aplicação dos filtros, isto é, analisando as distorções causados pelos filtros aplicados através de mensuração dos valores do Erro RMS normalizado entre sinais originais e sinais filtrados, e da métrica da média e desvio-padrão da variação percentual da amplitude do QRS e da duração do QRS entre sinais filtrados e sinais originais utilizando-se os parâmetros dos filtros com melhores desempenho já testados nos sinais sintéticos.

Filtros FIR são caracterizados por sua resposta ao impulso possuir a duração finita e são de natureza não-recursiva, isto é, a sua saída depende apenas das entradas em diferentes instantes de tempo, o que equivale a dizer que a função de transferência do filtro em questão não possui polos que não estejam localizados no plano complexo de z.A equação geral para um filtro FIR é dada pela convolução discreta

(1)

onde $h[n]$ é vetor coeficiente da função (ou função peso) de comprimento M , $x[n]$ é a entrada e $y[n]$ é a saída. A função de transferência para filtros FIR é $H(z)=h_0+h_1z^{-1}+h_2z^{-2}+...+h_{M-1}z^{-(M-1)}$. O projeto de um filtro digital se caracteriza na obtenção do vetor de coeficientes , que pode ser encontrado aplicando a transformada inversa de Fourier à função da janela de filtro considerada.

Filtros IIR (Infinite Impulse Response) são filtros cuja resposta ao impulso tem um número infinito de coeficientes não nulos. Este tipo de filtro depende não apenas dos valores presente e passados da entrada, mas também dos valores passados da própria saída.
A equação básica dos filtros IIR é dada por

(2)

em que $b[n]$ é o vetor de coeficientes associado ao sinal de entrada (numerador na função de transferência do filtro) e que pode ser obtido para diferentes tipos de filtros de maneira similar ao já mostrado na seção do filtro FIR, $a[n]$ é o vetor de coeficientes associado ao sinal de saída (denominador na função de transferência do filtro), operando com os valores passado da saída $y[n]$.

A aplicação da **Transformada Discreta de Wavelet**, decompõe um sinal por meio de uma série de funções elementares, que são derivadas a partir de escalas e translações de uma função base, chamada de Wavelet-mãe, que é

(3)

Para processamento de sinais ECG a utilização da transformada de Wavelet é usualmente através de bancos

de filtro, onde os próprios vetores de coeficientes determinam o tipo de filtro. Essa técnica usa a decomposição, limiarização e reconstrução do sinal para processa-lo e analisa-lo (MADEIRO et all, 2018). O processo da eliminação do ruído através desta técnica segue as etapas mostradas na Figura 2

Figura 2: Implementação do Wavelet por bancos de filtros



Fonte: *(MADEIRO et. All, 2018)*

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados obtidos compreendem a determinação, para um subconjunto do total de morfologias de batimento analisadas, da frequência de ruído em que um dado filtro obteve erro RMS mínimo juntamente com o correspondente erro RMS mínimo.
A Tabela 1 ilustra tais resultados para a filtragem passa-alta.

Cada valor de Erro RMS que compõe a Tabela 1 corresponde a uma dada quantidade de coeficientes com melhor desempenho e à respectiva frequência de ruído na morfologia em questão. Para o filtro FIR passa-alta, a quantidade de coeficientes 1600 obteve melhor desempenho (menor Erro RMS) para todas as morfologias. Para o filtro IIR passa-alta, a quantidade de coeficientes 5 obteve melhor desempenho em todas as morfologias. E, finalmente, o filtro Wavelet db3 e db4 obtiveram o melhores desempenhos em todas as morfologias.

Uma nova bateria de resultados é obtida para o processo de eliminação de ruído de alta frequência. A Tabela 2 sintetiza os valores levantados de erros RMS mínimos para cada família de filtros, juntamente com as correspondentes frequências de ruído.



Analogamente ao observado para os filtros passa-alta, a quantidade de coeficientes para o filtro FIR passa-baixa com melhor desempenho em todas as morfologias de batimentos é de 1600. Já para o filtro IIR passa-baixa, as quantidades 5 e 6 se destacam, prevalecendo a quantidade de 6 coeficientes para a maior parte dos cenários. Para o filtro *Wavelet* passa-baixa, o filtro db10 apresenta melhor desempenho para todas as morfologias como mostra a Tabela 2.

Para as medições de distorções na amplitude e na duração do complexo QRS dos sinais reais, examinando cinco sinais reais, Sel100, Sel102 e Sel103, os testes efetuados considerando a média e desvio padrão da amplitude e duração do batimento (complexo QRS), verificou-se que distorções se quantificam muito em função do tipo do sinal e da topologia do ruído embutido, isto é, basicamente deve-se ter em consideração esses e outros parâmetros para assim adequar um filtro ou uma técnica a ser utilizada, como se pode verificar na Tabela 3.

Tabela 3: Variação da Amplitude e Duração entre Sinal Original e Sinal Filtrado



CONCLUSÕES

As análises efetuadas demonstram que quaisquer filtros aplicados na eliminação de ruído promovem um determinado grau de distorção no sinal, o qual pode ser minimizado através da variação dos parâmetros do filtro. Outra observação importante é que o desempenho de um dado filtro varia com as componentes de frequência do ruído e com a morfologia do batimento, requerendo, portanto, que a escolha

do filtro mais adequado para uma dada aplicação seja realizada com base nas características do sinal. Dos experimentos efetuados, conclui-se que a família de filtros Wavelet obteve o melhor desempenho em todos os cenários da aplicação para os sinais sintéticos, em comparação com os filtros IIR e FIR, embora com parâmetros ótimos diferenciados para as filtragens do tipo passa-baixa e passa-alta. E quanto a aplicação no processamento de sinais reais analisados o filtro IIR teve menor variação percentual da amplitude e duração entre sinais originais e sinais filtrados.

AGRADECIMENTOS

PIBIC/UNILAB/Cnpq

REFERÊNCIAS

GOLDBERGER, A. L.; AMARAL, L. A. N.; GLASS, L.; HAUSDORFF, J. M.; IVANOV, P. C.; MARK, R. G.; MIETUS, J. E.; MOODY, G. B.; PENG, C. K.; STANLEY, H. E. Physiobank, physiotoolkit, and physionet:Components of a new research resource for complex physiologic signals. Circulation, v. 101, n. 23, p. e215- e220, June 2000.

HAYKIN, Simon; VAN VEN, Barry. Sinais e Sistemas. Bookman, Porto Alegre, 2001.

MADEIRO, João Paulo do Vale; et. all . Techniques for Noise Suppression for ECG Signal Processing. In: João Paulo do Vale Madeiro; Paulo César Cortez; José Maria da Silva Monteiro Filho; Angelo Roncalli Alencar Brayner. (Org.). Developments and Applications for ECG Signal Processing. 1ed.Londres: Elsevier, 2019, v. 1, p. 53-87.

MARQUES, A. A. A., Projecto e Implementação em Tempo Real de Filtros Digitais Utilizando Microprocessadores de Sinal, Porto, 1996, p. 9-23.

MCSHARRY, P. E.; CLIFFORD, G. D.; TARASSENKO, L.; SMITH, L. A. A Dynamical Model for GeneratingSynthetic Electrocardiogram Signals.IEEE Transactions on Biomedical Engineering, v. 50, n. 3, p. 289-294,March 2003.

OPPENHEIM, Alan . V., WILLSKY, Alan. S. Sinais e Sistemas, 2ª ed, São Paulo, Pearson, 2010.

SEMMLOW, J.L. Biosignal and Biomedical Image Processing – Matlab applications, Marcel Deker, New York, 2004.

SOGARI, D., Análise Comparativa de detecção automática de Isquemias cardíaco, 2014, p. 27-36.

TOMPKINS, WJ; Biomedical Digital Signal Processing: C-language Examples and Laboratory Experiments for the IBM PC. Hauptbd. Prentice Hall, 1993.

VÁZQUEZ-SEISDEDOS, C. R.; ELANGOVAN, N.; NG, G. A.; SCHLINDWEIN, F. S. New approach for T-wave peak detectioand Twave end location in 12-lead paced ECG signals based on a mathematical model. Medical Engineering and Physics, v. 35, n. 8, p.1105-1115, August 2013.