

Avaliação de filtros de Butterworth para o pré-processamento do vetocardiograma

Ittalo S. Silva, Cecília M. Costa, Pedro A. Alcântara, Renato A. Hortegal, Paulo Szewierenko, Carlos D. M. Regis

Resumo— O Vetocardiograma (VCG) é uma representação tridimensional da atividade elétrica cardíaca. Pode-se extrair de tal representação informações, ou parâmetros, que auxiliam na detecção de patologias vinculadas ao ciclo cardíaco. Este trabalho propõe uma análise de filtros de Butterworth, baseado nos parâmetros obtidos por um algoritmo de processamento do VCG, a fim de determinar as faixas de frequência que proporcionam os resultados mais próximos com os de outros autores. O filtro passa-faixa de 0,5 a 500 Hz apresentou uma correlação de 97% com o trabalho de referência, enquanto uma segunda implementação de filtros rejeitou a hipótese de igualdade.

Palavras-Chave— Vetocardiograma, Eletrocardiograma, Parâmetros, Filtros de Butterworth.

Abstract— The Vectorcardiogram (VCG) is a three-dimensional representation of the cardiac electrical activities. It allows to extract information or parameters that are useful on the cardiac pathologies detection. The present paper deals with analysing Butterworth filters, based on the parameters gathered by an algorithm of VCG processing, in order to discover which frequency bands provide results closer to the other authors. The 0.5 to 500 Hz pass-band filter resulted in a correlation of 97% with the referenced paper, while the second implementation of filters rejected the equality hypothesis.

Keywords— Vectorcardiogram, Electrocardiogram, Parameters, Butterworth Filters.

I. INTRODUÇÃO

A vetocardiografia consiste na representação vetorial da ativação elétrica do coração. Ao projetar esses vetores no sistema de eixos cartesianos, é possível obter uma visualização espacial, na qual, os planos sagital, frontal e transversal do coração correspondem aos planos XZ, YZ e XY do sistema cartesiano, respectivamente.

O vetocardiograma (VCG) e o eletrocardiograma (ECG) são ambos reflexos das variações de potencial elétrico que ocorrem no coração e diferem nos métodos de registro. A vantagem do primeiro, no entanto, baseia-se na possibilidade de observação dos vetores instantâneos de maneira espacial, facilitando a extração de parâmetros, tais como o ângulo pico espacial, que auxiliam na compreensão do processo de ativação elétrica do coração.

Os métodos de obtenção do VCG, assim como os do ECG, são caracterizados por um processo baseado em eletrodos que

Ittalo Santos, Cecília Costa, Pedro Alcântara e Carlos Danilo Regis, Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia, João Pessoa-PB, Renato Hortegal, médico cardiologista do Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia, São Paulo, e Paulo Szewierenko, engenheiro graduado pelo Instituto Tecnológico da Aeronáutica, Brasil, E-mails: ittalo.santos@academico.ifpb.edu.br, cecili-amcost@gmail.com, aquino560@gmail.com, danilo.regis@ifpb.edu.br, eletrocardio2009@gmail.com, pszewierenko@gmail.com.

agregam ruídos ao sinal na fase de aquisição. Tais ruídos se somam às amplitudes do sinal, descaracterizando as ondas e adicionando maior dificuldade ao processo de análise, além de torná-lo mais sujeito a erros, sendo necessário, portanto, a utilização de filtros na fase de processamento.

Desse modo, este trabalho se concentrou na análise de filtros digitais de Butterworth para o processamento do vetocardiograma, a fim de determinar as faixas de frequência que permitem maior coerência com outros autores. O trabalho de referência utilizado é o do Daniel L. Cortez *et al.* [1], cujos resultados são considerados pertinentes perante a literatura e que forneceu os dados de cada teste realizado para comparação, embora não tenha sido explicitado o tipo de filtragem utilizado.

II. VETOCARDIOGRAMA

Um ciclo do vetocardiograma é composto por três *loops* característicos correspondentes às três ondas do eletrocardiograma convencional, os *loops* P, QRS e T, nessa ordem de formação, como visto na Figura 1. O sistema vetocardiográfico adotado atualmente é o ortogonal corrigido de Frank [2], que se baseia na disposição de sete eletrodos pelo corpo do paciente, entre os quais, as diferenças de potencial geram as três derivações ortogonais de Frank (V_x , V_y e V_z), que permitem essa representação espacial.

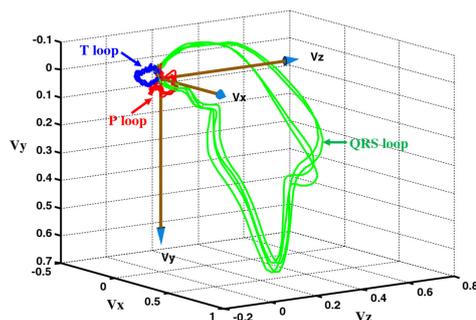


Fig. 1. Representação do VCG [3].

Este trabalho utiliza a técnica de obtenção do VCG a partir do eletrocardiograma convencional, a fim de utilizar o método tradicional de aquisição do sinal já disseminado na comunidade médica. Essa técnica consiste em realizar uma transformação linear das doze derivações utilizadas para obter o ECG a partir de uma matriz de conversão determinada pelo método de Frank, resultando nas três componentes espaciais X, Y e Z do VCG.

Junto à sua representação espacial, os parâmetros extraídos do VCG fornecem informações valiosas na detecção, no diagnóstico diferencial e no prognóstico clínico em diferentes

cenários da prática médica. O ângulo espacial QRS-T, por exemplo, que é a relação entre vetores associados ao complexo QRS e à onda T, representa um forte e independente indicador de mortalidade cardiovascular em populações gerais e em pacientes cardíacos [4].

III. MÉTODOS

Os sinais de ECG utilizados nos testes foram obtidos a partir do banco de dados do Instituto Nacional de Metrologia da Alemanha (PTB), disponível em [5], no qual são armazenados a uma taxa de 1000 amostras por segundo. Foram utilizados 21 sinais referentes ao grupo dos voluntários saudáveis (grupo de controle) disponibilizados pelo banco, a fim de verificar a coerência dos parâmetros entre as pessoas que não sofrem de problemas cardíacos.

O algoritmo que este trabalho tomou como referência funciona de acordo com o fluxograma apresentado na Figura 2. O sinal de ECG adquirido é passado pelo processo de filtragem e então é submetido à matriz de conversão para a construção do VCG. Os parâmetros são extraídos do VCG a partir de pontos correspondentes e marcados manualmente no ECG após o processo de filtragem, tais como o início, pico e fim da onda T e os picos do complexo QRS. Assim, o ângulo entre os dois vetores, obtidos a partir dos pontos selecionados, associados aos picos dessas ondas é chamado de ângulo pico espacial QRS-T e representa o parâmetro de análise desse trabalho.



Fig. 2. Fluxograma do algoritmo utilizado.

Foram analisadas duas alternativas de filtragem e uma terceira implementação sem aplicação de filtros, utilizando os sinais puramente obtidos do banco de dados. No primeiro caso, utilizou-se um filtro passa-faixa com frequências de corte de 0,5 e 500 Hz, que correspondem à faixa onde se encontra a maioria dos sinais cardíacos normais e anormais. A segunda implementação se baseou na aplicação de um filtro passa-baixa com frequência de corte de 80 Hz, seguido de um filtro passa-alta de 0,67 Hz e, por último, um rejeita-faixa com frequências de 50 e 67 Hz. Essas faixas de frequência selecionadas são as usualmente utilizadas para filtrar ruídos encontrados em sinais de ECG.

IV. RESULTADOS

A Tabela I apresenta os resultados obtidos para o parâmetro ângulo pico espacial, para cada caso apresentado, referentes aos pacientes do grupo de controle do banco de dados utilizado, em comparação com os valores presentes em [1].

Percebe-se que o caso 4 se distanciou consideravelmente dos resultados obtidos para os outros três casos. Entretanto, os resultados para o filtro passa-faixa, juntamente aos sem filtragem, apresentaram maior aderência aos dados do trabalho

TABELA I

COMPARAÇÃO DOS RESULTADOS OBTIDOS COM OS DO CORTEZ *et al.*

Casos	Descrição	Contagem	Média	Variância
1	Referência	50	40,67	552,72
2	Sem Filtro	21	44,12	897,21
3	Passa-faixa	21	40,94	757,84
4	Três Filtros	21	29,33	257,08

do Cortez *et al.* A proximidade entre os valores dos casos 2 e 3 se deve ao fato de a faixa de frequência de 0,5 a 500 Hz ainda permitir a passagem de grande conteúdo de ruídos do sinal original, deduzindo-se que o trabalho de referência utilizou uma faixa de frequência semelhante.

Além da análise das médias, foi realizada uma análise de variâncias (ANOVA) [6] entre os valores obtidos, que consiste em um teste destinado a comparar as médias aritméticas de três ou mais grupos populacionais através da avaliação das variâncias amostrais, desde que tais amostras sejam independentes entre si. A comparação é realizada por intermédio de um fator crítico característico das populações,

$$F = \frac{Var_e}{Var_d}, \quad (1)$$

em que Var_e corresponde à variância entre as amostras e Var_d , à variância dentro das mesmas.

Ao aplicar o teste, constata-se que há probabilidade de 97% de as médias dos resultados obtidos no terceiro caso e no trabalho de referência serem iguais, enquanto o segundo caso apresentou uma probabilidade de 61% e, no quarto caso, a hipótese foi rejeitada, validando-se, portanto, o caso com o filtro passa-faixa de 0,5 a 500 Hz como melhor resultado para a proposta desse trabalho.

V. CONCLUSÕES

Deve ser evidenciado que a análise realizada por este trabalho visa apenas nortear os estudos para definição de filtros e protocolos para medição dos parâmetros do vetocardiograma. Desse modo, a faixa de frequência de 0,5 a 500 Hz pode ser considerada confiável, no que se refere ao método de filtragem aplicado ao processamento digital do VCG, visto que apresentou resultados aceitáveis perante a literatura, admitindo uma probabilidade de erro de 3% entre os grupos populacionais.

REFERÊNCIAS

- [1] D. L. Cortez and T. T. Schlegel, "When deriving the spatial QRS-T angle from the 12-lead electrocardiogram, which transform is more frank: regression or inverse dower?" *Journal of Electrocardiology*, vol. 43, no. 2, p. 8, 2010.
- [2] E. Frank, "An accurate, clinically practical system for spatial vectorcardiography," *circulation*, vol. 13, no. 5, pp. 737-749, 1956.
- [3] H. Yang, S. T. Bukkapatnam, and R. Komanduri, "Spatiotemporal representation of cardiac vectorcardiogram (VCG) signals," *Biomedical engineering online*, vol. 11, no. 1, p. 16, 2012.
- [4] P. M. Rautaharju, C. Kooperberg, J. C. Larson, and A. LaCroix, "Electrocardiographic abnormalities that predict coronary heart disease events and mortality in postmenopausal women," *Circulation*, vol. 113, no. 4, pp. 473-480, 2006.
- [5] M. Oeff, H. Koch, R. Bousseljot, and D. Kreiseler, "The PTB diagnostic ECG database," *National Metrology Institute of Germany*, <http://www.physionet.org/physiobank/database/ptbdb>, 2012.
- [6] S. Vieira, *Análise de Variância: ANOVA*. Atlas - Grupo Gen, 2006.