

FERRAMENTA PARA DETECÇÃO AUTOMÁTICA DE EXTRA-SÍSTOLE VENTRICULAR A PARTIR DE SINAIS ELETROCARDIOGRÁFICOS

P. D. Mendonça*, R. R. Ribeiro *, G. M. F. Oliveira **, A. D. D. Rocha *, J. S. Nascimento*, S. R. Sá*, J. F. F. Ribeiro*, D. R. da S. Leite*, V. J. B. de Lima* e P. S. Lessa***

*Departamento de Engenharia Biomédica / UFPE, Recife, Brasil

** Instituto de Ciências Biológicas / UPE, Recife, Brasil

***Departamento de Eletrônica e Sistemas/ UFPE, Recife, Brasil

e-mail: priscadm07@gmail.com

Resumo: O eletrocardiograma (ECG) é uma manifestação elétrica da atividade contrátil do coração, o qual é feito um registro gráfico da direção e magnitude da atividade elétrica, gerando assim uma sequência de despolarização e repolarização, composto por ondas e complexos. É considerada uma ótima ferramenta para o diagnóstico de distúrbios cardíacos, dentre eles, a fibrilação atrial e ventricular, e a morte súbita precedida por arritmias. Entre essas arritmias, há a extra-sístole ventricular que são batimentos ventriculares prematuros. Neste trabalho, foi proposto o desenvolvimento de uma ferramenta computacional para detecção automática de arritmias, em particular a extra-sístole ventricular. Para validação da ferramenta foram utilizados 40 registros de ECG adquiridos a partir do *Physionet AHA Database*, e a linguagem computacional para o desenvolvimento da ferramenta proposta, neste trabalho, foi a linguagem *Matlab*. Para tanto, foi realizada uma etapa de pré-processamento onde utilizou-se do filtro da Mediana para remoção das flutuações da linha de base, do filtro da Média Móvel para eliminação dos ruídos de alta frequência (> 50 Hz) e de limiar fixo (40% da amplitude máxima do registro) para detecção do complexo QRS arritmico. Nas condições trabalhadas, a ferramenta proposta mostrou boa eficiência, sendo possível identificar com precisão a ocorrência dos eventos arrítmicos possuindo altos valores de sensibilidade, especificidade e índice de acerto.

Palavras-chave: Extra-sístole ventricular, ferramenta computacional, eletrocardiograma, técnicas de processamento digital de sinais, detecção de pico.

Abstract: *The electrocardiogram (ECG) is an electrical manifestation of the contractile activity of the heart, which is made a graphic record of the direction and magnitude of the electrical activity, thus generating a sequence of depolarization and repolarization, composed of waves and complexes. It is considered a great tool for diagnosing cardiac disorders, including atrial fibrillation and ventricular tachycardia, and sudden death preceded by arrhythmias. Among these arrhythmias, no ventricular extrasystoles are premature ventricular beats. In this work, we proposed the development of a computational tool for automatic detection of arrhythmias, especially ventricular*

extrasystole. For validation of the tool 40 ECG recordings acquired from Physionet AHA Database were used, and the computer language for the development of the proposed tool in this work was the Matlab language. This requires a preprocessing step which is used in the median filter for the removal of baseline fluctuations, of the moving average filter for eliminating noise of high frequency (> 50 Hz), and was held fixed threshold (40% of the maximum amplitude of the record) for detection of arrhythmic QRS complex. Worked under the conditions, the proposed tool has shown good efficiency, it is possible to accurately identify the occurrence of arrhythmic events having high sensitivity, specificity and accuracy rate.

Keywords: *Ventricular extrasystole, computational tool, electrocardiogram, techniques of digital signal processing, peak detection.*

Introdução

Como o coração apresenta atividade elétrica devido a variação na concentração de íons cálcio na musculatura cardíaca, então eletrodos sensíveis e colocados em pontos específicos do corpo podem registrar os potenciais elétricos associados as etapas de despolarização e repolarização atrial e ventricular, sendo conhecido esse registro como eletrocardiograma (ECG/EKG) [1], por ser um método de simples realização, não invasivo, seguro, reprodutível, podendo ser usado em estudos devido ao seu baixo custo [1].

O eletrocardiograma (ECG) é o registro da atividade elétrica cardíaca na superfície do tórax, sendo composto por ondas de despolarização e repolarização da musculatura cardíaca, sendo elas: a onda P que representa a despolarização dos átrios, o complexo QRS é formado por três ondas distintas (as ondas Q, R e S) e está associado a despolarização ventricular, e a onda T que representa a repolarização ventricular [1]. O equipamento que faz o registro do ECG chama-se eletrocardiógrafo [1]. Na Figura 1, é possível observar a representação de um registro de eletrocardiograma normal.

No Brasil, a segunda maior causa de morte é por doenças cardíacas, que decorrem de processos isquêmicos do miocárdio [2]. Uma das principais causas desse alto índice de mortalidade é a morte súbita, que

geralmente é precedida por arritmias cardíacas [2]. O teste que é utilizado para diagnóstico de alguns distúrbios cardíacos, é a eletrocardiografia, sendo também considerada como o método mais utilizado para detectar as arritmias [1]. Após a capacidade de se registrar as arritmias, houve um decréscimo da mortalidade por distúrbios cardíacos [1]. Uma dessas arritmias, é a extra-sístole ventricular (ESV), que são batimentos prematuros com uma origem no ventrículo, sendo muito comum no ser humano, indiferente de ter ou não uma síndrome cardíaca [3]. A ESV se dá pela despolarização prematura, porque antecede ao batimento sinusal esperado. Em paciente com lesão cardíaca, principalmente quando há deterioração da função contrátil do ventrículo esquerdo, a existência de ESV pode significar posterior desenvolvimento de perturbações mais sérias do ritmo cardíaco, podendo levar até a morte antecipada [3]. Habitualmente, a ESV é precedida pela onda P sinusal, podendo surgir antes do complexo QRS normal subsequente [1].

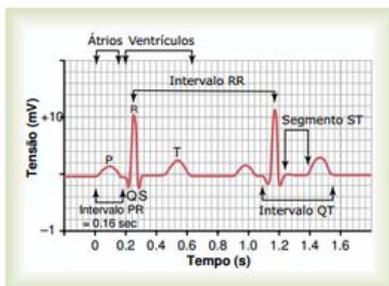


Figura 1: Formas das ondas de um ECG normal. (Extraída da referência [1])

Como a ESV pode sofrer alterações diagnósticas devido a morfologia cardíaca, idade, sexo e peso do paciente [3]; o presente trabalho visa desenvolver uma ferramenta computacional para possibilitar a detecção automática dos complexos QRS arritmicos associados à presença de extra-sístoles ventriculares a partir de sinais eletrocardiográficos.

Materiais e Métodos

Banco de dados – Os sinais de ECG analisados foram adquiridos do *Physionet AHA database*. Esta base de dados contém atualmente 2 registros identificados como 0001 e 0201, o primeiro contém 1 hora de gravação enquanto o segundo contém 35 minutos de gravação, ambos em dois canais de ECG ambulatorial analógicos. Os sinais foram mostrados com uma frequência de 250 Hz por canal com resolução de 12 bits em uma faixa de 10 mV [4]. Devido ao banco de dados permitir apenas o download de trechos dos sinais de ECG em intervalos fixos de 1 segundo, 1 minuto, 1 hora ou todo o registro, neste trabalho foram utilizados 20 trechos de 1 minuto dos sinais de ECG de pacientes com extra-sístole ventricular e 20 trechos de 1 minuto dos sinais de ECG de pacientes sem a referida arritmia, a fim de validar a ferramenta.

Ferramenta de programação computacional – A linguagem computacional empregada no desenvolvimento da ferramenta proposta neste trabalho foi a linguagem *Matlab*, proveniente do programa de mesmo nome que abrevia Matrix Laboratory, sendo utilizada a versão R2008, é um programa de computador de uso específico e otimizado para executar cálculos avançados científicos e de engenharia. Sendo caracterizado por oferecer uma ampla biblioteca de funções predefinidas para que a programação técnica se torne mais fácil e eficiente [5].

Desenvolvimento da ferramenta proposta – Realizaram-se três etapas fundamentais para o desenvolvimento de uma ferramenta computacional automatizada para detecção da arritmia cardíaca investigada, bem como sua aplicação na área médica. Tais etapas foram as seguintes: análise do sinal no tempo, pré-processamento de sinal e detecção de arritmia.

Análise do sinal no tempo (1ª etapa) – A extra-sístole ventricular é um batimento cardíaco extra produzido pela ativação elétrica dos ventrículos antes de um batimento cardíaco normal [1]. Esta arritmia tem ocorrência bastante comum no ser humano, independentemente ou não de enfermidade cardíaca [3].

As características eletrocardiográficas desta arritmia são: a presença do complexo QRS prematuro, que causa, conseqüentemente, aumento repentino da frequência cardíaca; a morfologia da onda T e do complexo QRS da arritmia difere da onda T e do complexo QRS sinusais, e a presença de uma pausa compensatória não completa [1].

A partir do banco de dados foi feita uma análise temporal do comportamento dos sinais de ECG de diversos pacientes com extra-sístole ventricular (ver Figura 2).

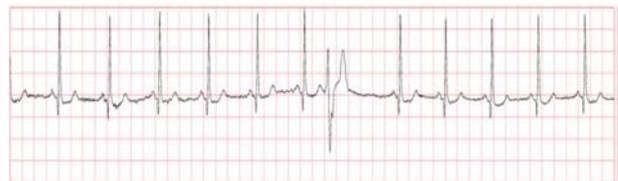


Figura 2: Registro de ECG com arritmia extra-sístole ventricular (Intervalos da grade com janela de 10s: 0,2 s e 0,5mV). (Extraída da referência [1])

Pré-processamento de sinal (2ª etapa) – O sinal de ECG contém ruídos de diferentes tipos, como, por exemplo, problemas de casamento de impedância dos eletrodos, ruídos de polarização, artefatos de atividade muscular, ruído inerente ao circuito amplificador, dentre outros. Um dos problemas mais comuns no processamento do sinal de ECG é a remoção das flutuações de linha de base e eliminação do ruído de alta frequência [6].

A remoção das flutuações de linha de base do sinal é necessária para minimizar as mudanças morfológicas do ritmo cardíaco e é possível eliminá-la sem alterar ou perturbar os formatos característicos das ondas do ECG.

Neste trabalho, a eliminação das flutuações de linha de base foi feita a partir da aplicação de um filtro digital não-linear, filtro da Mediana com uma janela de 4 ms. Sabe-se que o filtro da Mediana é um tipo de filtro estatístico cuja resposta baseia-se na ordenação dos valores contidos na área do sinal coberta pelo filtro. O valor central é substituído pelo valor da mediana dos valores adjacentes a este. Este filtro é bastante utilizado porque, para certos tipos de ruídos, os resultados são melhores do que os obtidos pelos filtros lineares [6]. O processo realizado para eliminação da linha de base, com utilização do filtro da Mediana, já especificado, é realizado da seguinte maneira

$$S_{filt} = S_{orig} - média(S_{orig}) \quad (1)$$

onde o sinal original (S_{orig}) é processado com o filtro da mediana para remoção dos complexos QRS e das ondas P e T. O sinal resultante contém a linha de base do sinal de ECG. Ao subtrair o sinal filtrado do sinal original obtém-se um sinal (S_{filt}) com as flutuações da linha de base eliminada [6].

Após a eliminação da linha de base do sinal original é necessário reduzir os ruídos de alta frequência que alteram sua forma. Há diversos métodos disponíveis para eliminação destes tipos de ruídos, como filtros digitais, filtros adaptativos e método de limiarização através da transformada de Wavelets [6]. Neste trabalho, a remoção dos ruídos de alta frequência foi realizada a partir da aplicação do filtro de Média Móvel com frequência de corte em torno de 50 Hz. Com este valor eliminamos ruídos de alta frequência sem perder as características necessárias para detecção da onda R. A representação discreta de um filtro do tipo média-móvel é

$$y(k) = y(k-1) + \frac{u(k) - u(k-J)}{J} \quad (2)$$

onde J é o número de amostras que compõem a janela móvel, neste trabalho corresponde a 20 pontos; $u(k)$ é o valor medido ou entrada do filtro e $y(k)$ é a saída filtrada [7]. Apesar do filtro de Média Móvel possuir algumas deficiências em relação a outros filtros como o Butterworth, por exemplo, ele se caracteriza pela simplicidade, facilidade de implementação, não consumir grande esforço computacional e, mesmo assim, ser especialmente eficiente na filtragem de ruídos aleatórios (ruído branco). Além disso, o filtro Butterworth, por exemplo, é no mínimo 15 vezes mais lento que o filtro de Média Móvel [7].

Detecção de arritmia (3ª etapa) – Na etapa de detecção ocorre todo o processo da extração de informações do sinal de ECG já condicionado, onde primeiro são detectados os picos dos complexos QRS, depois são identificadas as extra-sístoles ventriculares e em seguida cada pico R (batimento cardíaco) é classificado em dois tipos: batimento normal ou arritmico. A detecção de picos do complexo QRS é realizada a partir do uso de técnicas de processamento

digital de sinais que localizam máximos locais do sinal (seu valor em amplitude e em que ponto eles ocorrem), porém esses máximos locais devem ser selecionados a partir de um limiar que despreza valores de amplitudes inferiores aos picos desejados, para isso usou-se um limiar de detecção em 40% do valor máximo absoluto do intervalo em questão, como mostra a seguir

$$Ampl_{Máx.Loc} \geq 40\% \times máx(abs(S_{entr})) \quad (3)$$

onde $Ampl_{Máx.Loc}$ são as amplitudes dos máximos locais ou picos das ondas R, e S_{entr} é o sinal de ECG a ser avaliado.

Após a identificação dos picos R, obteve-se a amplitude deles e a distância entre os picos adjacentes, em miliVolts e segundos respectivamente, com essas informações são comparadas as amplitudes dos picos adjacentes ao longo de todo o sinal de ECG, quando ocorrem mudanças abruptas de 40% na amplitude e 10% na distância entre esses picos considera-se a existência de uma extra-sístole ventricular.

Análise quantitativa – Para melhor avaliar o comportamento da ferramenta proposta neste trabalho, foram feitas as seguintes medidas:

- 1) Índice de acerto (IC):

$$IC = \frac{VP}{NTR} \quad (4)$$

onde VP é o número de registros de ECG com classificação correta (normal ou arritmico), e NTR é o número total de registros de ECG avaliados, neste trabalho usamos 40 registros.

- 1) Falso-positivo (FP): Número de registros de ECG normais classificados como arritmicos.

- 2) Falso-negativo (FN): Número de registros de ECG arritmicos classificados como normais.

- 3) Sensibilidade (S):

$$S = \frac{VP}{VP+FN} \times 100\% \quad (5)$$

onde VP ou Verdadeiro Positivo é o número de registros de ECG com detecção correta dos picos de onda R associados a extra-sístole ventricular, e FN é o número de casos falso-negativos.

- 4) Especificidade (E):

$$E = \frac{VN}{VN+FP} \times 100\% \quad (6)$$

onde VN ou Verdadeiro Negativo é o número de registros de ECG normais classificados através da ferramenta proposta como normais, e FP é o número de casos falso-positivos.

Resultados

A Figura 3 mostra alguns exemplos de sinais de ECG dos pacientes com arritmia (trechos de 10 segundos para melhor ilustração). Figura 4 mostra estes sinais com os picos das ondas R identificados ao longo de toda a janela de análise, sendo estes picos normais marcados com asterisco “*”, enquanto os picos arritmicos são marcados com um círculo “o”.

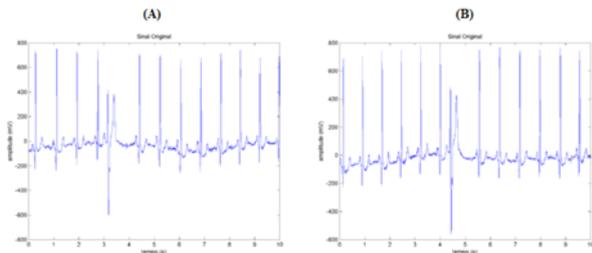


Figura 3: Trechos dos sinais de ECG dos pacientes com arritmia (A e B).

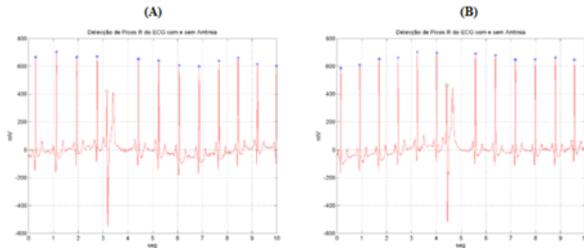


Figura 4: Trechos dos sinais de ECG dos pacientes com arritmia (A e B) com identificação dos picos das ondas R normais e arrítmicos.

A Tabela 1 mostra os resultados obtidos a partir do teste de validação da ferramenta proposta neste trabalho.

Tabela 1: Dados obtidos através do teste de validação.

Casos Reais	Ferramenta Proposta	
	Classificado Normal	Classificado Arrítmico
Trecho Normal	20	0
Trecho Arrítmico	3	17

A partir da Tabela 1, vemos que o número de casos Verdadeiro Negativo é vinte, Verdadeiro Positivo é dezessete, Falso-positivo é zero e Falso-negativo é três. Assim, tal ferramenta mostrou ter um índice de acerto de 92,5%, sensibilidade de 85% e especificidade de 100%.

Discussão e Conclusão

Qualitativamente, pode-se perceber pela Figura 3 que os sinais oriundos do banco de dados apresentam oscilações na linha de base e ruídos de alta frequência, mostrando assim a necessidade do pré-processamento. A partir destas simulações, percebemos que o uso do filtro passa-baixa da Mediana possui um bom desempenho tanto na extração da linha de base sem provocar alterações na morfologia do sinal, com consequente perda de informação útil do sinal, quanto na remoção do ruído de alta frequência gerando sinais com traçado mais suave. Também vimos que a aplicação do filtro de Média Móvel gerou como desejado, sinais com traçado mais suave, consequência da remoção dos ruídos de alta frequência, possibilitando a identificação dos picos das ondas R dos sinais de forma mais eficiente.

Como desvantagem em relação à literatura [8], e devido a forma como o sistema foi construído, a existência de anormalidades ou outros tipos de arritmias podem afetar a identificação dos eventos de forma que a eficiência do método seja prejudicada. Outro fator que pode influenciar negativamente na eficácia do sistema, é a seleção de um intervalo (com poucos picos ou excesso de picos) em que a frequência cardíaca do paciente variasse a ponto de causar identificações incorretas.

Nas condições trabalhadas, a ferramenta proposta mostrou ser simples e atraente, por possibilitar identificar com precisão a ocorrência dos eventos arrítmicos, como mostram os gráficos da Figura 4 e os altos valores de sensibilidade, especificidade e índice de acerto. Assim como na literatura [8], a ferramenta proposta mostrou boa eficiência com índice de acerto acima de noventa por cento.

Como trabalhos futuros, é possível aumentar a eficiência e robustez da ferramenta através da aplicação de outros métodos para a identificação de arritmias em tempo real, como a utilização da transformada de Wavelets como método para detecção dos diversos tipos de arritmias e utilização de otimização por técnicas de inteligência computacional como Redes Neurais.

Agradecimentos

Os autores agradecem a FACEPE e a CAPES pelo financiamento.

Referências

- [1] Guyton AC, Hall JE. Tratado de Fisiologia Médica. 12ª edição. São Paulo: Elsevier; 2011.
- [2] Instituto Nacional de Cardiologia. INC: Relatório de gestão do exercício 2008. [internet] 2008 [citado em 06 mar. 2011]; Disponível em: http://www.inc.saude.gov.br/paginas/transparencia_publica/Processos_Contas/relat2008/Relatorio_Gest%C3%A3o_2008.pdf.
- [3] Hinkle L, Carver S, Stevens M. The frequency of asymptomatic disturbances of cardiac rhythm and conduction in middle-aged men. *Am J Cardiol.* 1969; 24(5): 629-650.
- [4] <http://www.physionet.org/physiobank/database/ahab/>. Acesso em: 08 Fev. 2013.
- [5] Champman SJ. Programação em *Matlab*® para engenheiros. 2ª edição. São Paulo: CENGAGE LEARNING; 2003.
- [6] Baía PP. Processamento de sinais ECG: Variabilidade da frequência cardíaca. In: *Proceedings of the 2009 ASPI*; 2009; Lisboa, Portugal. 2009.
- [7] Rangel HAL. Metodologia para localização de ciclo cardíaco a partir do sinal eletrocardiográfico [dissertação]. Uberlândia: UFU; 2006.
- [8] Neilson JMM. Computer detection of ventricular ectopic beats: on-line and off. *Computers in Cardiology.* 1976, 3:33-33.