

ALGORITMO PARA DETECÇÃO DE PICOS DE ONDAS CARACTERÍSTICAS DO ECG

Leal, F. S.*, Toledo, M. M.*, Godoy, C. M. G.** e Coelho, R. C**.

* Instituto de Ciência e Tecnologia/UNIFESP – São José dos Campos, Aluno de Graduação – São José dos Campos, SP, Brasil.

** Instituto de Ciência e Tecnologia/UNIFESP – São José dos Campos, Professor – São José dos Campos, SP, Brasil.
e-mail: rccoelho@gmail.com

Resumo: A detecção das ondas típicas do ECG, como P, Q, R, S e T, é necessária para melhorar a identificação de anormalidades cardíacas. O presente trabalho consiste na implementação de um algoritmo para a detecção das ondas P e T e do complexo QRS. No que se refere ao complexo QRS, foi utilizado o “Difference Operation Method” modificado para reduzir as demandas de filtragem do sinal e melhorar os resultados. Os picos P e T foram encontrados considerando “janelas de tempo” antes e depois do complexo QRS. Os testes foram realizados utilizando sinais de ECG (situações normais e arritmicas) da base de dados do MIT-BIH. O algoritmo marcou corretamente as ondas P, Q, R, S e T do ECG. Ele também exibiu bom desempenho, o qual foi comparável ao disponível na literatura notadamente no se refere à detecção daqueles picos e vales do ECG e à velocidade de processamento dos sinais de ECG. Concluímos que o algoritmo representa uma ferramenta útil para a detecção de picos do ECG (situações: normal e arritmia). Dessa forma, o mesmo pode ajudar na busca de soluções para a identificação de alterações no ECG que, por sua vez, é importante para a prática clínica.

Palavras-chave: ECG, Detecção de Picos; Algoritmo DOM

Abstract: *The detection of typical ECG waves, such as P, Q, R, S and T waves, is necessary to improve the identification of cardiac abnormalities. The present work consists of the implementation of an algorithm for peak detection of P and T waves and QRS complex. As for the QRS complex, it was used the Difference Operation Method which was modified for reducing signal filtering demands and improving results. The peaks of P and T waves were found considering “time windows” before and after the QRS complex. The algorithm was tested using ECG signals (normal or arrhythmic situations) from MIT-BIH database. The algorithm correctly marked P, Q, R, S and T waves of the ECG. It also exhibited fair performance comparable to what is shown by other authors in terms of P, R and T wave detection and signal processing speed. In conclusion, it appears that the algorithm represents a useful tool for ECG wave peak detection of ECG (in normal rate or arrhythmia). Thus, the algorithm may help the search for solutions for identification of ECG alterations which, in turn, are important for the clinical practice.*

Keywords: EKG, peak detection, DOM algorithm.

Introdução

Conforme mencionado há muitos anos por Holter [1], a detecção de ondas típicas do eletrocardiograma (ECG), como as ondas P, Q, R, S e T, é importante para ajudar na análise de ritmos do batimento cardíaco e, consequentemente, na identificação de anormalidades do coração. O chamado “complexo QRS” corresponde à despolarização e contração dos ventrículos que promove a ejeção de sangue do coração, sendo, por esse motivo, de suma importância para análise do coração. Assim, há vários trabalhos buscando a detecção e identificação da onda R, bem como do complexo QRS, via pré-processamento para atenuação de ruído, amplificação e análise por rede neural artificial [2, 3, 4 e 5]. Em muitos casos, as demais ondas do ECG, como P e T, são determinadas a partir da identificação do complexo QRS no sinal de ECG [7, 8, 9]. A maioria desses trabalhos fez uso de sinais de ECG de pacientes com arritmia, sendo que as medidas mais comumente utilizadas para avaliar esses algoritmos são as taxas de sensibilidade, a especificidade e o valor preditivo positivo.

No que se refere às ondas P e T do ECG, as quais estão relacionadas respectivamente à despolarização e contração atriais e despolarização e relaxamento ventriculares, a detecção é mais difícil quando comparada à detecção do complexo QRS. Isso acontece devido às amplitudes das ondas P e T serem menores, haver baixa relação sinal/ruído e grande variabilidade morfológica. De fato, este problema tem sido abordado usando diferentes abordagens [10, 11], cujos resultados invariavelmente sugerem que ainda é necessário o desenvolvimento de técnicas que possam ajudar na detecção e identificação dessas ondas. Neste sentido, a identificação dos picos e vales das diferentes ondas do ECG é, por si só, útil para a identificação das mesmas ao longo do sinal eletrocardiográfico.

Assim, tendo em vista auxiliar no desenvolvimento de ferramentas que possam ajudar na identificação das ondas do ECG, o presente trabalho teve como objetivo fazer uma adaptação do método “Difference Operation Method” [3] para identificação dos picos das ondas P, R e T e dos vales Q e S.

Materiais e Métodos

Para a detecção do complexo QRS foi utilizado o método descrito por Yeh e Wang [3], conhecido como Difference Operation Method (DOM) com algumas alterações para diminuir a quantidade de filtragens e melhorar os resultados.

Método DOM – Este algoritmo consiste basicamente de três fases: 1) cálculo da primeira derivada do sinal; 2) detecção do pico R; 3) detecção dos vales Q e S a partir dos picos R encontrados. Na primeira fase são realizadas várias filtragens antes e depois da primeira derivada para a retirada de ruídos (para maiores detalhes sobre estas filtragens, ver [3]). A primeira derivada nesse método é calculada como:

$$Xd(n) = X(n) - X(n-1) \quad (1)$$

sendo $X(n)$ o sinal de entrada no tempo n e $Xd(n)$ a saída do sinal também no tempo n . Ao sinal Xd é aplicado um filtro passa-baixa para eliminar pequenas amplitudes do sinal (obtendo Xd_f) e o sinal resultante é dividido em duas partes, sendo uma relativa à parte positiva do sinal (X_p) e a outra correspondente à parte negativa (X_n). Os pontos extremos com amplitudes não nulas para cada intervalo de 0,14s nos sinais X_p e X_n são encontrados e separados apenas os pares de pontos cuja a distância entre eles seja maior que 0,14s (um par é um pico em X_p e um em X_n). Cada pico positivo resultante de X_p corresponde a um pico R.

Para a detecção de Q e S são consideradas janelas de 0,05s antes e depois do pico R e os pontos de mínimo nestes intervalos são chamados de Q1 e S1 respectivamente. A seguir, aumentando-se o intervalo para 0,11s antes e depois de R, encontram-se novamente os pontos de mínimo, chamando-os agora de Q2 e S2. Se Q1 e Q2 coincidirem, então este será o verdadeiro Q, caso contrário a seguinte comparação é feita:

$$M_{v_{qq}} > V_{q1} + T_v \quad (2)$$

sendo $M_{v_{qq}}$ a amplitude máxima no intervalo entre Q1 e Q2, V_{q1} a amplitude do ponto Q1 e $T_v=0,18$ mV (escolhido baseado em experimentos). Se a comparação for verdadeira, então Q tem a mesma posição de Q2, senão a posição de Q é igual à de Q1 no sinal de ECG original.

No caso de S, se S1 e S2 forem iguais, então S terá a mesma posição, caso contrário deve-se usar a seguinte comparação:

$$V_{s2} > V_{s1} \quad (3)$$

sendo V_{s1} a amplitude de S1 e V_{s2} de S2. Se a comparação for verdadeira, então a posição S será a de S1, senão será a de S2.

Alterações do Método DOM – Na versão utilizada neste trabalho foram eliminados os filtros antes e depois da derivada do sinal sugeridos no trabalho de Yeh. O único filtro utilizado foi o morfológico, com operação de fechamento. A aplicação deste filtro visa melhorar a identificação dos picos R, eliminando pequenas alterações no mesmo, que poderiam representar ruídos que influenciavam a seleção dos pontos necessários.

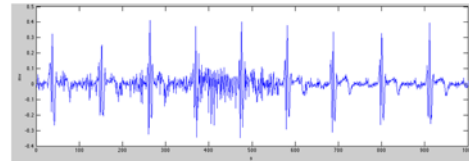
Para isso foi definido, por meio de experimentos, um elemento estruturante de tamanho 40. Outra modificação foi que, ao invés de utilizarmos apenas a primeira derivada, foi utilizada a seguinte fórmula:

$$Xd(n) = X(n) - MédiaXd(n) \quad (4)$$

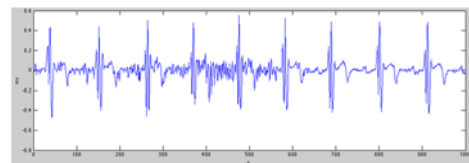
sendo que $MédiaXd(n)$ é definida como:

$$MédiaXd(n) = \left(\frac{X(n-1) + X(n-2) + X(n-3)}{3} \right) \quad (5)$$

A Figura 1 ilustra uma parte de um sinal com a derivada proposta por Yeh e este mesmo sinal com a derivada modificada. É possível ver que com a derivada modificada o sinal apresenta menos ruído.



(a) Sinal com a derivada proposta por Yeh e Wang [3].



(b) Sinal com a derivada apresentada na fórmula 4.

Figura 1 – Ilustração da diferença entre o sinal com a derivada proposta por Yeh [3] e aquela utilizada neste trabalho. O sinal mostrado é o de número 111 dos sinais de arritmia da base de dados do MIT-MIH.

Outra alteração em relação ao método original DOM é que neste trabalho foi considerado um janelamento de 0,16s antes e depois da posição detectada no algoritmo como R e tomado, no sinal original, o pico mais alto como verdadeiro R. Com isso, os erros foram reduzidos, assim como a necessidade de mais filtragens.

A detecção dos vales Q e S não foram alteradas em relação ao algoritmo DOM.

Neste trabalho também foram detectados os picos P e T. Primeiramente foi verificada a distância entre dois picos R adjacentes. Se o intervalo entre eles for menor que 0,1s, foi considerado que não há P e T entre eles.

Para encontrar o pico T é considerado um intervalo de 0,39s a partir de S e tomado o ponto de máximo nesse intervalo. Para o pico P é tomado um intervalo de 0,15s antes de Q e encontrado o ponto de máximo nesse intervalo. Esses pontos de máximo serão marcados como os picos procurados. Considerando os pares de R usados para determinar R e T, caso P e T estejam na mesma posição, este ponto será considerado como T se a distância entre o primeiro pico R for menor que a distância para o segundo R e esta posição; caso contrário este ponto será considerado como P. Em ambos os casos somente um pico será detectado. Por último, é verificado se P e T não estão trocados, ou seja, se a posição do pico T está antes da posição do pico P no intervalo entre dois R adjacentes.

Base de Dados Utilizada – Os sinais utilizados nesse trabalho foram (todos da base de dados do MIT-BIH):

- Arritmia: 100, 101, 102, 103, 104, 105, 106, 107, 108, 112, 113, 114, 115, 116, 117, 118, 119, 121, 122, 123, 124, 200, 201, 202, 203, 205, 207, 208, 209, 210, 212, 213, 215, 217, 219, 220, 221, 222, 223, 228, 230, 231, 232, 233, 234.
- Normais: 16265, 16272, 16273, 16420, 16483, 16539, 16773, 16786, 16795, 17052, 18177, 18184, 19088, 19090, 19093, 19140, 19830.

Para a aplicação desta metodologia nos sinais normais e de arritmia, os sinais de arritmia foram reamostrados para 128Hz para que tivesse a mesma frequência de amostragem dos sinais normais. Isso foi necessário para que a mesma metodologia (com os mesmos parâmetros) pudesse ser utilizada em diferentes tipos de sinais, assim foi como realizado no trabalho de Parihar [2] e diversos outros que utilizam sinais com amostragens diferentes.

Metodologia para análise dos resultados – Para calcular o tempo de processamento dos sinais, a seguinte razão foi estabelecida, sendo que TP (*true positive*) e FN (*false negative*) representam dados referentes à identificação, ou não, dos picos R:

$$y = \frac{\text{Total de batimentos (TP+FN)}}{\text{Tempo total de processamento (s)}} \quad (6)$$

Para a análise dos resultados foram utilizadas as seguintes equações, que fazem uso de variáveis TP (*true positive*), FP (*false positive*) e FN (*False Negative*), onde 'Ac' representa a acurácia, 'Se' sensibilidade e 'Pp' representa o valor preditivo positivo:

$$Ac = \frac{TP+TN}{TP+TN+FP+FN} \quad (7)$$

$$Se = \frac{TP}{TP+FN} \quad (8)$$

$$Pp = \frac{TP}{TP+FP} \quad (9)$$

Resultados

Um exemplo da detecção das ondas P e T e do complexo QRS é mostrado na Figura 2 para um trecho do sinal 100. Observa-se nesta Figura que todos picos e vales procurados pelo algoritmo foram corretamente marcados no sinal apresentado.

O desempenho do algoritmo na identificação dos picos R é apresentado na Tabela 1, expresso em termos de Acurácia (Ac), Sensibilidade (Se) e valor preditivo positivo (Pp). Os valores encontrados para estes parâmetros ficaram entre 99,07% e 99,98% para sinais normais e 99,35% e 99,72% para sinais com arritmias.

Os resultados da detecção dos picos das ondas P e T são apresentados nas Tabelas 2 e 3 para sinais de ECG de pessoas normais e de pessoas com arritmias, respectivamente. Neste caso, o valores para a identificação da P e T ficaram respectivamente entre 81,91% e 100%, e entre 73,73% e 100%.

Discussão e Conclusão

Nesse trabalho desenvolvemos um algoritmo que consiste na adaptação do Método DOM para detecção de picos das ondas P, R e T e dos vales Q e S de sinais de ECG de pessoas normais ou com arritmias, bem como o testamos utilizando a base de dados do MIT-BIH. O algoritmo marcou corretamente as ondas P, Q, R, S e T nos registros de sinais de ECG (ver Figura 1), bem como exibiu bom desempenho para detecção das ondas P, R e T, uma vez que os parâmetros de eficiência obtidos (ver Tabelas 1, 2 e 3) foram comparáveis aos de outros trabalhos da literatura que usaram a mesma base de dados [5, 6, 7].

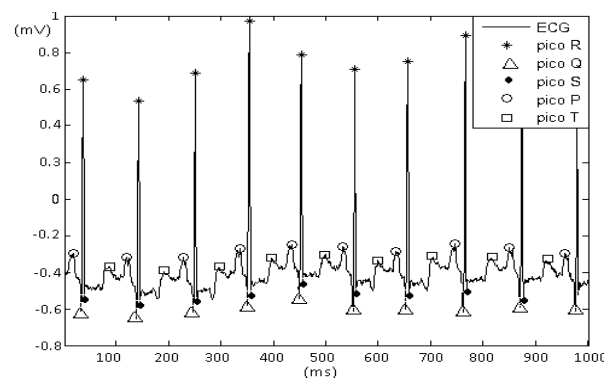


Figura 2: Marções dos pontos P, Q, R, S e T, feitas pelo programa no sinal de ECG número 100.

Tabela 1: Desempenho da detecção dos picos R.

	Normais (%)	Arritmia (%)
Ac	99,07	99,35
Se	99,98	99,63
Pp	99,09	99,72

Tabela 2: Desempenho da detecção dos picos P.

	Normais (%)	Arritmia (%)
Ac	81,91	98,57
Se	100,00	99,98
Pp	81,91	98,59

Tabela 3: Desempenho da detecção dos picos T.

	Normais (%)	Arritmia (%)
Ac	73,73	98,48
Se	100,00	99,99
Pp	73,72	98,49

No que se refere ao desempenho para identificação de picos R apresentados na Tabela 1, nosso algoritmo apresentou acurácia de 99,35% para os sinais de arritmia, utilizando apenas um filtro, enquanto que no trabalho de trabalho de Yeh [3] a acurácia foi de 99,8% (considerando os mesmo sinais utilizados neste trabalho), porém utilizando vários filtros. Já o trabalho de Salih [5] apresentou Se=99,95% e Pp = 99,97%, enquanto que no presente trabalho estes parâmetros

foram, respectivamente, 99,63% e 99,72%. Embora, em relação ao presente trabalho, os resultados apresentados por outros autores sejam um pouco mais acurados, seus tempos de processamento foram superiores ao apresentado neste trabalho. Yeh apresentou tempo de processamento de 30s para processar 10min de sinal e Salih demorou 4.15s para processar 30min de sinal. Neste trabalho, o tempo médio para o processamento de 30 min de sinais foi de 2,35s, o que representa 2,61% e 57% dos tempos de processamento apresentados, respectivamente, nos trabalhos de Yeh e Salih.

Para sinais normais, a acurácia foi de 99,07%, enquanto que na literatura se expressa valores de acurácia da ordem de 97% (ver revisão da literatura no artigo de Jaiswal e Paul [11]).

Em relação à detecção dos picos P e T, a acurácia, sensibilidade e valor preditivo positivo do algoritmo ficaram acima de 81% para sinais de ECG normais e acima de 98% para sinais de ECG de pessoas com arritmia. Considerando que o trabalho de Chatterjee [12] apresenta Se e Pp de 97,58% e Pp de 96,84 respectivamente, para detecção da onda P e 97,78 e 98,03 para detecção da onda T analisando sinais normais e de infartados. Lin [13] apresenta Se e Pp de 98,93 e 97,4 respectivamente para a detecção do pico da onda P e 99,81 e 98,97 para a detecção do pica da onda T.

Uma limitação mencionável do algoritmo é que o mesmo marca somente os picos e vales das ondas do ECG. Ainda são necessárias marcações dos inícios e de fins dessas ondas para uma análise mais aprofundada e clinicamente relevante do ECG, como o seguimento ST e intervalo QT [14, 15]. No entanto, a marcação do pico da onda R efetuada pelo algoritmo é, por si só, importante do ponto de vista clínico, uma vez que o intervalo entre estes picos representa o tempo entre batimentos do coração, permitindo análises do ritmo cardíaco [1]. O próximo passo do desenvolvimento desse algoritmo será implementar rotinas que viabilizem resolver essa limitação.

Como conclusão, os desempenhos da detecção e da velocidade de processamento do presente algoritmo indicam que o mesmo representa uma ferramenta útil para detecção de picos do sinal de ECG obtidos de pacientes normais ou com arritmias. Isto pode ajudar na busca de soluções para identificação de alterações no ECG que são fundamentais para a prática clínica.

Agradecimentos

Aos órgãos financiadores: Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP), Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPQ).

Referências

- [1] Holter NJ. New method for heart studies. *Science*; 1961. 134:1214-20.
 [2] Parihar N, Chouhan VS. Extraction of QRS

- Complexes using Automated Bayesian Regularization Neural Network. *International Journal of Advanced Research in Engineering and Technology*. 2012; 3(2):37-42.
 [3] Yeh C, Wang WJ. QRS Complex Detection for ECG Signal: The Difference Operation Method. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. 2008; 91: 245-254.
 [4] Ostafe D. Interpretation of ECG Signal with a Multi-Layer Neural Network. *Journal of Applied Computer Science*. 2008;1(2): 24-27.
 [5] Salih, SK, Aljunid, S, Yahya, A. Approach for Detecting QRS Complex of ECG signal, *IJCSI International Journal of Computer Science Issues*. 2012; 9(3): 205-215.
 [6] Mehta SS, Saxena SC, Verma HK. Computer-aided interpretation of ECG for diagnostics. *Int. Journal of System Science*. 1996; 27(1): 43-58.
 [7] Chen SW, Cheb HC, Chan HL. A real time QRS detection method based on moving-averaging incorporating with wavelet denoising. *Comp. Methods and Progs. in Biomed*. 2006; 82: 187-195.
 [8] Sasikala P, Wahidabanu RSD. Robust R Peak and QRS detection in Electrocardiogram using Wavelet Transform. *International Journal of Advanced Computer Science and Applications*. 2010; 1(6): 489-493.
 [9] Lin C, Mailhes C, Tourneret JY. P- and T-wave delineation in ECG signals using a bayesian approach and a partially collapsed gibbs sampler," *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*. 2010, 57(12): 2840–2849.
 [10] Mehta S, Lingayat NS. Detection of P and T-waves in Electrocardiogram. *Proceedings of the World Congress on Engineering and Computer Science*; 2008. October 22 - 24, 2008, San Francisco, USA. 2008.p. 302-304.
 [11] Jaiswal GK, Ranbir P. ECG Classification with the Help of Neural Network International. *Journal of Electrical and Electronics Research*. 2014; 2(20): 42-46.
 [12] Chatterje HK, Gupta R, Mitra M. Real time P and T wave detection from ECG using FPGA, *Procedia Technology*. 2012; 4: 840-844.
 [13] Lin C, Kail G, Giremus A, Mailhes C, Tourneret JY, Hlawatsch F. Sequential beat-to-beat P and T wave delineation and waveform estimation in ECG signals: Block Gibbs sampler and marginalized particle filter, *Signal Processing*. 2014; 104: 174-187.
 [14] Zimetbaum P, Goldman A. Ambulatory arrhythmia monitoring- choosing the right device. *Circulation* 2010; 122: 1629–36.
 [15] Kiranyaz, S; Ince, T.; Pulkkinen, J and Gabbouj, M Personalized Long-Term ECG Classification:A Systematic Ap-proach. *Expert Systems with Applications: An Interna-tional Journal*. 2011; 38(4): 3220-3226.