

ALGORITMO DE DETECÇÃO DE COMPLEXOS QRS E ANÁLISE DO RITMO E DA INTENSIDADE CARDÍACA PARA SINAIS DE ECG DE EXTENSO PERÍODO DE TEMPO

C. B. Aguiar*, R. G. G. Carvalho* e C. D. M. Regis*

*Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia da Paraíba (IFPB), João Pessoa, Brasil
e-mail: burlececilia@gmail.com

Resumo: Este trabalho apresenta um algoritmo de fácil implementação para detectar complexos QRS de sinais de ECG, identificando a média e o desvio padrão da energia do QRS e do período com que ocorre os batimentos cardíacos, podendo ser útil no auxílio do diagnóstico de patologias cardíacas em sinais de longa duração, a exemplo da arritmia. O estudo foi feito tomando como referência a base de dados de sinais de ECG do MIT, e os resultados foram comparados ao método de detecção de QRS baseado na Transformada de Comprimento (*Length Transform - LT*). O algoritmo proposto apresentou um erro médio de 0,81% contra 1,72% do algoritmo *LT*, e o erro máximo foi de 7,63%, enquanto no algoritmo *LT* é de 19,85%.

Palavras-chave ECG, complexo QRS, patologias cardíacas, arritmia.

Abstract: This article present a simple algorithm implementation to detect QRS complexes, identifying the mean and standard deviation of the QRS's energy and the heartbeat occurrence period, which may be useful in aiding the diagnosis of heart diseases in long-term signals, as an example of arrhythmia. The study toked as reference the ECG signals of MIT database, and the results were compared with a QRS detection method based on Length Transform - LT. The proposed algorithm presents a mean error of 0,81% against 1,72% of LT algorithm, and maximum error of 7,63% while LT algorithm it is 19,85%.

Keywords: ECG, QRS, heart diseases, arrhythmia.

Introdução

As doenças cardíacas são a principal causa de morte no planeta, segundo a Organização Mundial de Saúde (OMS). O número de casos cresce a cada dia, apesar da maioria deles poderem ser diagnosticadas com antecedência as medidas de prevenção não estão sendo adequadas [1].

O eletrocardiograma (ECG) constitui o registro das variações do potencial elétrico do coração e constitui o principal e mais utilizado exame para diagnóstico de doenças cardíacas [2]. Os eletrodos operam como transdutores convertendo o fluxo iônico do corpo em corrente elétrica, e consequentemente em diferença potencial elétrico capaz de ser medida pelo eletrocardiógrafo [3]. As diferentes disposições dos eletrodos no paciente são chamadas derivações

eletrocardiográficas e resultam em formas de onda distintas. A derivação II (Braço direito e Perna esquerda) é a mais utilizada para o diagnóstico de doenças cardíacas, pois acentua as três ondas mais importantes, P, QRS e T [4], ilustradas na Figura 1.

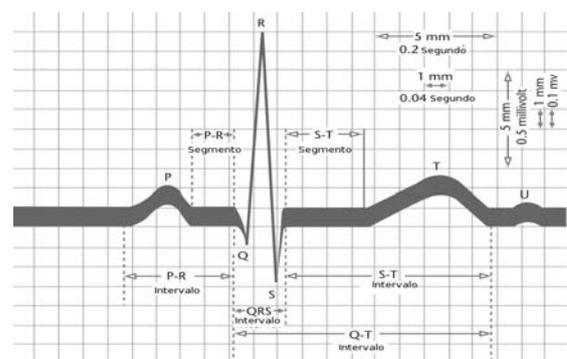


Figura 1: Onda ECG característica, derivação II.

O ECG é um procedimento não invasivo, informativo, reprodutível e de baixo custo [2]. Alguns dos tipos mais perturbadores de disfunção cardíaca não são causados por anormalidade do músculo cardíaco em si, mas em virtude do ritmo cardíaco anormal, o que caracteriza as arritmias cardíacas, como a taquicardia, bradicardia, arritmia sinusal [5].

As arritmias são detectáveis pelo exame de ECG e elas podem ser inofensivas ou podem indicar um problema cardíaco como dito anteriormente, porém elas devem ser identificadas e classificadas o quanto antes. Esse processo pode ser complexo e cansativo para um ser humano, pois os sintomas das doenças cardíacas podem se manifestar em intervalos longos e irregulares. A análise deve ser de batimento a batimento, o que demanda um longo período de monitoramento [6].

A variabilidade na frequência cardíaca reflete a atividade do sistema nervoso autônomo sobre o nodo sinoatrial do coração, a origem da despolarização responsável pela contração miocárdica. Muitos estudos clínicos documentam a relação entre essa variabilidade e diversas condições fisiopatológicas, tais como fibrilação atrial [7], hipertensão [8], arritmia ventricular [9], entre outras.

Complexos QRS com amplitude aumentada podem significar sobrecargas ventriculares, crescimento (ou hipertrofia) do ventrículo esquerdo. Os estudos de

Framingham verificaram que os pacientes com aumento da amplitude do complexo QRS tinham cerca de três vezes mais riscos de eventos cardiovasculares [10]. Complexos QRS de baixa amplitude podem ser observados em obesos, enfisema pulmonar, miocardite e derrame pericárdico [11].

Assim, o desenvolvimento deste trabalho tem como objetivo a detecção de complexos QRS. Além de quantificar essa variabilidade na frequência em extensos períodos de tempo, por meio do cálculo da média da distância entre os picos do complexo QRS e do seu desvio padrão. E também tem como objetivo calcular a média e o desvio padrão das amplitudes dos complexos QRS, como forma de identificar aumento ou diminuição das amplitudes dos complexos, fazendo uma avaliação comparativa entre os sinais e as patologias presentes em cada um deles.

Materiais e métodos

O algoritmo proposto neste trabalho utilizou a base de dados digitais de ECGs do *MIT-BIH Arrhythmia Database*, publicada em 1992 [12], que foi obtida nos laboratórios do MIT (*Massachusetts Institute of Technology*) e do BIH (*Beth Israel Hospital*). A base contém 48 registros de batimentos cardíacos, cada um de aproximadamente 30 minutos de duração, amostrados a 360Hz, pertencentes a 47 pacientes diferentes, porém existe um paciente que possui dois registros.

Desse grupo, 23 registros, enumerados e intitulados de 100 a 124 (não em sequência, alguns números estão ausentes), são amostras representativas de uma variedade de formas de onda e de artefatos rotineiramente presentes em sinal de ECG de hospitais. Além desses, há mais 25 registros enumerados de 200 a 234 (novamente com alguns números ausentes), que incluem fenômenos cardíacos raros, mas clinicamente importantes. No segundo grupo de sinais, diversos destes registros foram selecionados porque as características de variação do ritmo, de morfologias de QRS, ou da qualidade do sinal apresentam dificuldades significativas à precisão dos detectores de arritmias. Os sinais 102, 104 e 113 a derivação utilizada foi a precordial V5 e todos os outros sinais são registros na derivação frontal II.

A descrição de cada sinal foi feita manualmente por médicos especialistas e seus pontos de interesse foram citados em [13], e serve como um bom comparativo para qualificar os algoritmos.

A seguir há uma breve descrição dos métodos utilizados no processamento do sinal de ECG: o algoritmo desenvolvido neste trabalho, e a função *wqrs* do *toolbox WFDB (WaveForm DataBase)* que utiliza um algoritmo baseado na *Length Transform (LT)* da curva do ECG, como comparação ao método desenvolvido [14].

Algoritmo baseado na Transformada de Comprimento da curva de ECG – O pacote de ferramentas WFDB fornece comandos para análise e

processamento de sinais da base de dados do *MIT-BIH*, entre esses, a função *wqrs*, cuja detecção é baseada na Transformada de Comprimento (*Length Transform*), que tem como característica ser insensível a variações morfológicas do QRS e a variações na linha de base do ECG (ruído externo), diferente do algoritmo proposto neste artigo, que busca qualificar as variações morfológicas do complexo QRS, assim como eliminar os ruídos do sinal. A função *wqrs* recebe como parâmetro de entrada o sinal de ECG da base de dados, e detecta o começo do QRS e os pontos J do sinal que indicam o fim do complexo, pois se situam logo após o final da onda S (Figura 1), e retorna como saída um arquivo de texto, contendo o número de complexos QRS [14], [15].

Algoritmo de detecção de complexos QRS (ADQRS)- A divisão do processamento digital de um ECG é feita em três partes: remoção de ruídos de rede, remoção de oscilações de linha de base e finalmente a detecção e contagem dos complexos QRS.

Para eliminar os ruídos de rede elétrica na frequência de 60Hz e em suas harmônicas foi aplicado um filtro passa-baixas (filtro *Butterworth*), cuja frequência de corte foi de 15Hz. A remoção de oscilações de linha de base é feita utilizando um filtro passa-altas (filtro *Butterworth*) com frequência de corte em 5Hz, pois essas oscilações estão particularmente concentradas na faixa de frequências de 0 Hz a 5 Hz. Essa banda de passagem foi definida também visando maximizar a energia dos complexos QRS [16].

Após a filtragem linear do sinal de ECG, ocorre a fase de diferenciação em que se calcula a derivada primeira do sinal, acentuando os pontos de máximos e mínimos e, assim, evidenciando o complexo QRS. Em seguida, o sinal é elevado ao quadrado, eliminando suas partes negativas. E por fim, é feito um filtro de média móvel, determinando que uma amostra de saída, $y[n]$ é igual a média aritmética das últimas N amostras da entrada $x[n]$, em que N é o comprimento do filtro. Dessa forma, são consideradas apenas as componentes mais significativas, eliminando as indesejáveis.

A energia do sinal é obtida das fases anteriores e os picos de maior energia do sinal são identificados pela comparação com um limiar (*threshold*). Esse limiar foi determinado por ter apresentado os melhores resultados nos testes feitos, e ele representa 40% da média das amplitudes de energia do sinal. Assim, cada vez que a amostra analisada é maior que o *threshold*, caracteriza-se um complexo QRS do ECG, e incrementa-se a quantidade de complexos.

A amplitude máxima dos QRS é definida como o máximo valor do intervalo de amostras acima do *threshold*, e o período do complexo QRS foi tomado como a diferença entre as posições de amplitude máxima dos complexos adjacentes, e incrementando sua quantidade a cada intervalo encontrado. São calculados a média e o desvio padrão desse período e das amplitudes dos complexos QRS.

Resultados

Depois da aplicação do algoritmo apresentado, obtém-se a Figura 2, que ilustra o sinal do arquivo *100.dat*, seguido das etapas de processamento do sinal: filtragem linear, diferenciação e eliminação de parte negativa, e por fim o sinal de energia obtido a partir do filtro de média móvel, evidenciando os locais de máximo de cada complexo.

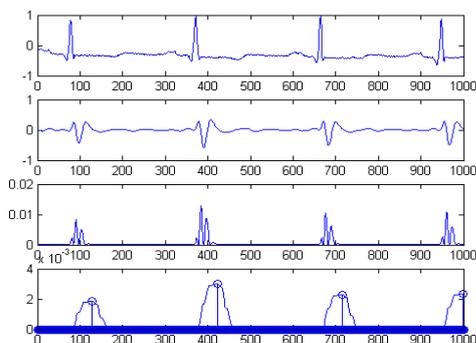


Figura 2: Sinal de ECG e etapas do algoritmo de detecção de complexos QRS.

A Tabela 1 apresenta o número de complexos QRS descritos na base de dados, detectados pela função *wqrs* da *toolbox* WFDB e pelo algoritmo desenvolvido; o erro da função *wqrs* e o erro do algoritmo proposto em relação a base de dados utilizada.

A Tabela 2 apresenta os valores de média e desvio padrão: das distâncias entre cada complexo e das amplitudes da energia dos complexos QRS, calculado por meio do algoritmo desenvolvido.

Discussão

O algoritmo de detecção de complexo QRS proposto apresenta um ótimo desempenho, com módulo de erro máximo de 7,63% entre os batimentos descritos na base e detectados pelo algoritmo, enquanto que o método que utiliza a função *wqrs* tem módulo de erro máximo de 19,85%. O erro obtido foi alto em sinais como o 203 que possui ruído considerável no registro, incluindo artefatos musculares e mudanças da linha de base, ou problemas com o limiar, caso do sinal 113.

A partir do cálculo da média e desvio padrão do período e da energia dos complexos QRS detectados, pode-se observar a coerência desses resultados com o diagnóstico de algumas patologias cardíacas, a exemplo da arritmia, já que o maior desvio padrão encontrado, sinal 232, corresponde a um paciente que apresenta inúmeras variações no seu ritmo cardíaco, e da contração ventricular prematura (PVC), caracterizada por um complexo QRS prolongado. Porém para um diagnóstico preciso é necessário o estudo aprofundado dos limiares entre os sinais normais e patológicos, tanto para amplitude quanto para o período, e ainda o condicionamento a outros eventos específicos, como ausência ou inversão da onda P do ECG, entre outros.

Tabela 1: Número de complexos QRS e o erro.

Sinal	MIT-BIH	WFDB	ADQRS	Erro WFDB	Erro ADQRS
100	2273	2272	2272	0,04	0,04
101	1865	1866	1867	-0,05	-0,11
102	2187	2187	2187	0,00	0,00
103	2084	2085	2082	-0,05	0,10
104	2229	2235	2250	-0,27	-0,94
105	2572	2593	2591	-0,82	-0,74
106	2027	2010	2024	0,84	0,15
107	2137	2260	2136	-5,76	0,05
108	1775	1622	1771	8,62	0,23
109	2532	2529	2529	0,12	0,12
111	2124	2121	2147	0,14	-1,08
112	2539	2539	2540	0,00	-0,04
113	1795	1795	1932	0,00	-7,63
114	1879	1644	1893	12,51	-0,75
115	1953	1952	1952	0,05	0,05
116	2412	2395	2391	0,70	0,87
117	1535	1534	1537	0,07	-0,13
118	2288	2286	2278	0,09	0,44
119	1987	2224	1987	-11,93	0,00
121	1863	1862	1862	0,05	0,05
122	2476	2476	2475	0,00	0,04
123	1518	1520	1519	-0,13	-0,07
124	1619	1620	1619	-0,06	0,00
200	2601	2610	2598	-0,35	0,12
201	2000	1937	1950	3,15	2,50
202	2136	2131	2133	0,23	0,14
203	2980	2961	2850	0,64	4,36
204	2656	2652	2630	0,15	0,98
205	2332	1869	2283	19,85	2,10
207	2955	2946	2951	0,30	0,14
208	3005	3011	3014	-0,20	-0,30
210	2650	2569	2638	3,06	0,45
212	2748	2750	2748	-0,07	0,00
213	3251	3245	3246	0,18	0,15
214	2262	2264	2258	-0,09	0,18
215	3363	3360	3359	0,09	0,12
217	2208	2212	2207	-0,18	0,05
219	2287	2154	2153	5,82	5,86
220	2048	2048	2046	0,00	0,10
221	2427	2416	2426	0,45	0,04
222	2483	2441	2570	1,69	-3,50
223	2605	2601	2603	0,15	0,08
228	2053	2045	2097	0,39	-2,14
230	2256	2264	2256	-0,35	0,00
231	1573	1571	1570	0,13	0,19
232	1780	1759	1793	1,18	-0,73
233	3079	3079	3074	0,00	0,16
234	2753	2753	2751	0,00	0,07

Conclusão

Analisando os erros encontrados na Tabela 1, pode-se calcular o erro médio, para o WFDB é de 1,72%, enquanto que para o algoritmo de detecção de complexos QRS proposto é de 0,81%. Assim, verifica-se uma boa eficiência. O ADQRS é um método simples e didático para identificar batimentos cardíacos, e apresentou boa concordância, podendo, a partir do processamento de sinais, auxiliar a detecção de anormalidades no sinal de ECG, contribuindo para diagnósticos médicos de patologias cardíacas, além de apresentar uma fácil implementação.

Como trabalho futuro, propõe-se aprimorar mecanismos adaptativos no estabelecimento do limiar, determinar melhores parâmetros para os filtros de pré-

ênfase, detecção dos falsos positivos e negativos dos batimentos, identificar a amplitude e período de cada onda do complexo QRS, aumentando as possibilidades de caracterização e diagnóstico patológico em sinais de longa duração, além de um estudo junto a um médico para estabelecer os limiares de amplitude e período do saudável e patológico.

Tabela 2: Média e desvio padrão (σ).

Sinal	Média Período (s)	$\sigma_{\text{Período}}$	Média Energia (mW)	σ_{Energia}
100	0,79	0,05	0,0028	0,0008
101	0,97	0,08	0,0042	0,0008
102	0,83	0,04	0,0007	0,0002
103	0,87	0,05	0,0075	0,0012
104	0,80	0,08	0,0015	0,0016
105	0,70	0,11	0,0044	0,0015
106	0,89	0,25	0,0072	0,0040
107	0,84	0,05	0,0092	0,0028
108	1,02	0,17	0,0017	0,0011
109	0,71	0,04	0,0086	0,0037
111	0,84	0,08	0,0014	0,0005
112	0,71	0,03	0,0019	0,0003
113	0,93	0,21	0,0078	0,0023
114	0,95	0,15	0,0005	0,0008
115	0,92	0,09	0,0086	0,0011
116	0,76	0,22	0,0182	0,0073
117	1,17	0,06	0,0025	0,0005
118	0,79	0,09	0,0107	0,0020
119	0,91	0,24	0,0086	0,0008
121	0,97	0,09	0,0016	0,0003
122	0,73	0,04	0,0076	0,0004
123	1,19	0,12	0,0097	0,0014
124	1,12	0,09	0,0104	0,0023
200	0,69	0,17	0,0042	0,0016
201	0,92	0,36	0,0019	0,0006
202	0,85	0,28	0,0043	0,0013
203	0,63	0,22	0,0043	0,0025
204	0,69	0,09	0,0020	0,0004
205	0,79	0,34	0,0016	0,0008
207	0,61	0,16	0,0040	0,0020
208	0,60	0,09	0,0034	0,0006
210	0,68	0,13	0,0027	0,0008
212	0,66	0,04	0,0046	0,0006
213	0,56	0,03	0,0154	0,0025
214	0,80	0,18	0,0068	0,0022
215	0,54	0,05	0,0037	0,0018
217	0,82	0,09	0,0056	0,0014
219	0,84	0,23	0,0109	0,0023
220	0,88	0,09	0,0090	0,0013
221	0,74	0,20	0,0038	0,0012
222	0,70	0,24	0,0007	0,0005
223	0,69	0,11	0,0074	0,0029
228	0,86	0,20	0,0024	0,0028
230	0,80	0,09	0,0088	0,0020
231	1,15	0,32	0,0063	0,0010
232	1,01	0,63	0,0014	0,0004
233	0,59	0,15	0,0084	0,0022
234	0,66	0,03	0,0054	0,0006

Agradecimentos

Os autores deste trabalho agradecem ao IFPB, CNPq, Programa PIBITI/IFPB e à CAPES, Programa de Educação Tutorial - PET/Engenharia Elétrica/IFPB pelo suporte financeiro.

Referências

- [1] World Health Organization. World health statistics 2012. World Health Organization, 2012.
- [2] Chang-Shing L. e Mei-Hui W. Ontological fuzzy agent for electrocardiogram application. *Expert Systems with Applications*, 35(3):1223-1236, 2008.
- [3] Gonçalves, GS; Araújo, RM; Duque, LH. Eletrocardiograma. Anuário da Produção de Iniciação Científica Discente, v. 13, n. 17, p. 367-373, 2011.
- [4] Luz, EJS. Classificação automática de arritmias: um novo método usando classificação hierárquica. 70f. Dissertação (Mestrado em Ciência da Computação) - Universidade Federal de Ouro Preto, Ouro Preto, p.1-3, 2012.
- [5] Guyton, AC.; Hall, JE. *Textbook of Medical Physiology*, Guanabara Koogan S.A., 2002.
- [6] Fukuda, FH. Sistema Inteligente para o pré-processamento de sinais de eletrocardiogramas em plataformas de computação pervasiva. Tese de doutorado, Universidade Federal do Rio de Janeiro, p.1, 2008.
- [7] Lombardi, F.; Colombo, A.; Basilisco, B. et al. Heart Rate Variability and Early Recurrence of Atrial Fibrillation after Electrical Cardioversion. *J Am Coll Cardiol*, v. 37, p. 157-162, 2001.
- [8] Langewitz W, Ruddle H, Schachinger H. Reduced parasympathetic cardiac control in patients with hypertension at rest and under mental stress. *American heart journal*, v.127, n.1, p.122-128, 1994.
- [9] Vybiral T, Glaeser DH, Goldberger AL et al. Conventional heart rate variability analysis of ambulatory electrocardiographic recordings fails to predict imminent ventricular fibrillation. *Journal of the American College of Cardiology*, v. 22, n. 2, p. 557-565, 1993.
- [10] Feldman, J.; Goldwasser, GP. Eletrocardiograma: recomendações para a sua interpretação. *Revista da SOCERJ*, v. 14, n. 4, p. 256, 2004.
- [11] Kannel WB. Prevalence and natural history of electrocardiographic left ventricular hypertrophy. *Am J Med* 1983;(Suppl 3A):4-11.
- [12] MIT-BIH. MIT-BIH arrhythmia database. <<http://www.physionet.org/physiobank/database/mitdb>>, acesso em 12 de julho de 2014.
- [13] MIT-BIH. Mit-bih arrhythmia database - records. <<http://www.physionet.org/physiobank/database/html/mitdbdir/records.htm>>, acesso em 12 de julho de 2014.
- [14] MIT. The wfdb toolbox for matlab. Disponível em: <http://www.physionet.org/physiotools/matlab/wfdb-app-matlab>, acesso em 12 de julho de 2014.
- [15] Zong, W.; Saeed, M.; Heldt, T. A QT interval detection algorithm based on ECG curve length transform. In: *Computers in Cardiology*, 2006. IEEE, 2006. p. 377-380.
- [16] Thakor, NV; Webster, JG; Tompkins, WJ. Optimal QRS detector. *Medical and Biological Engineering and Computing*, v. 21, n. 3, p. 343-350, 1983.