

Implementação de algoritmo para a detecção do complexo QRS em sinais de ECG

Implementation of QRS detection algorithm in ECG signals

RESUMO

Gabriel Saatkamp Lazaretti
lazaretti@alunos.utfpr.edu.br
Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Toledo, Paraná, Brasil

Evandro Marcos Kolling
kolling@utfpr.edu.br
Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Toledo, Paraná, Brasil

Eduardo Vinicius Kuhn
kuhn@utfpr.edu.br
Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Toledo, Paraná, Brasil

Este artigo apresenta a implementação de um algoritmo para detecção automática dos batimentos cardíacos em sinais de eletrocardiograma (ECG). Tal algoritmo, baseado na transformada de *wavelet*, visa detectar a ocorrência do complexo QRS, considerando uma abordagem de decomposição em múltiplas escalas. Através da comparação de cada escala com um respectivo limite de amplitude, é possível detectar a presença de pontos de máximos e mínimos o que caracterizam a presença de um complexo QRS. A implementação proposta foi feita através do software MATLAB[®] e o banco de dados *MIT-BIH Arrhythmia database* (MITDB) foi utilizado para fins de validação. Resultados de simulação utilizando batimentos com diferentes características são apresentados, comprovando assim o funcionamento adequado da implementação proposta.

PALAVRAS-CHAVE: Detecção do complexo QRS. Segmentação de sinais ECG. Transformada de *wavelet*.

ABSTRACT

This paper presents the implementation of an algorithm to perform the automatic detection of cardiac beats in electrocardiogram (ECG) signals. Such an algorithm, based on the wavelet transform, aims to detect the occurrence of the QRS complex, considering a multiscale decomposition approach. By comparing each scale with respect to an amplitude threshold, it is possible to detect the presence of maximum and minimum point which characterize the presence of a QRS complex. The proposed implementation has been done using the MATLAB[®] software and the MIT BIH Arrhythmia database (MITDB) database has been used for validation purposes. Simulation results using cardiac beats with different characteristics are shown, thus confirming that the proposed implementation works very well.

KEYWORDS: QRS complex detection. Segmentation of ECG signals. Wavelet transform.

Recebido: 19 ago. 2020.

Aprovado: 01 out. 2020.

Direito autoral: Este trabalho está licenciado sob os termos da Licença Creative Commons-Atribuição 4.0 Internacional.



INTRODUÇÃO

A incidência de doenças cardiovasculares é uma das principais causas de morte no mundo, tornando imperativa a busca por novos métodos de diagnóstico, tratamento efetivo e prevenção de doenças relacionadas com o coração (Madeiro et al., 2018). Basicamente, o eletrocardiograma (ECG) consiste na representação gráfica da atividade elétrica do coração. Essa representação é adquirida através da medição do potencial elétrico, gerado pelas células cardíacas, que se propaga ao longo da superfície da pele. Atualmente, o ECG é a ferramenta mais utilizada no diagnóstico de doenças cardiovasculares, tais como arritmias cardíacas (isto é, distúrbios que alteram a frequência e/ou ritmo dos batimentos (Madeiro et al., 2018)). Apesar da maioria das arritmias cardíacas serem inofensivas, existem algumas patologias que podem levar a morte e necessitam de tratamento imediato. Por isso, é necessário conduzir uma análise criteriosa do sinal de ECG para o diagnóstico adequado, o que pode ser problemático tanto para o paciente quanto para o médico (sobretudo, quando se trata de sinais com muitas horas de duração). Então, visando evitar erro por fadiga humana na análise de cada batimento, uma alternativa é utilizar técnicas computacionais para classificação automática de arritmias que podem estar presentes no sinal de ECG. (Luz et al., 2016).

O processo de classificação automática de arritmias pode ser dividido em quatro etapas sequenciais, a saber:

- a) a etapa de pré-processamento tem por objetivo remover do sinal de ECG quaisquer artefatos que não trazem informações relevantes. Os artefatos indesejáveis mais comuns no eletrocardiograma são aqueles causados pela interferência da rede de energia, movimentos do paciente no momento da aquisição que introduzem componentes de baixa frequência (responsáveis pela variação da linha de base) e ruído de alta frequência gerado por estímulos musculares. A fim de eliminar esses artefatos, diversas abordagens são utilizadas na literatura, dentre as quais se destacam o uso de filtros FIR (*finite impulse response*) em (Lynn, 1971), filtros adaptativos em (Ferrara; Widrow, 1982) e (Yelderma et al., 1983) ou ainda da transformada de *wavelet* em (Zadeh; Khazae; Ranaee, 2010) e (Chen; Chen; Chan, 2006).
- b) a etapa de segmentação, visa identificar a posição e amplitude dos trechos mais importantes de um batimento cardíaco, sendo esses a onda P, onda QRS e onda T. Dentre esses trechos, a onda QRS (denominada também complexo QRS) consiste no ponto de maior concentração de energia do sinal ECG e, por isso, sua identificação é crucial tanto para a identificação dos outros trechos de interesse quanto para as demais etapas do processo. Diferentes métodos podem ser utilizados para identificar o pico mais alto do complexo QRS, chamado de pico R, e delinear o início e o fim do complexo QRS. Os métodos comumente utilizados são baseados em limites adaptativos como pode ser visto em (Pan; Tompkins, 1985) e (Madeiro et al., 2007) e/ou na transformada de *wavelet*, assim como em (Li; Zheng; Tai, 1995) e (Martinez et al., 2004).
- c) a etapa de extração de parâmetros busca coletar (de forma precisa) quaisquer características relevantes do sinal de ECG para, então, utilizar

no estágio de classificação. Eventualmente, as características de interesse podem ser coletadas em diferentes domínios, isto é, no domínio do tempo, no domínio da frequência, no domínio da escala (tempo-frequência) ou até mesmo do ritmo cardíaco (Lin; Yang, 2014). O intervalo RR e o intervalo QRS são exemplos de parâmetros importantes para a discriminação e classificação dos diferentes tipos de arritmias cardíacas. A utilização de técnicas como PCA (*principal component analysis*) (Castells et al., 2007) e ICA (*independent component analysis*) (Sarfraz; Khan; Li, 2014) vêm sendo fundamentais nessa etapa, já que auxiliam na redução do tamanho do vetor de características que representa o sinal de ECG, e facilitam a extração de parâmetros; e

- d) etapa de classificação: busca determinar de forma automática a presença de possíveis arritmias a partir das características extraídas do sinal de ECG. Para tal, algoritmos de aprendizagem de máquina são usualmente empregados. Embora existam vários tipos de arritmias, a AAMI (*Association for the Advancement of Medical Instrumentation*) recomenda (através do documento ANSI/AAMI EC57:1998/(R) 2008) que somente alguns tipos sejam identificados por equipamentos/métodos automatizados (Luz et al., 2016). Diante disso, são estabelecidas 15 classes de batimentos, classificadas em 5 superclasses, que podem ser identificados automaticamente. Note aqui a importância da precisão na classificação dos batimentos para minimizar chances de ocorrerem diagnósticos errôneos.

Tendo em vista a relevância da detecção de batimentos, ou seja, do complexo QRS, no processo de classificação automática de arritmias cardíacas, o presente trabalho de pesquisa tem por objetivo:

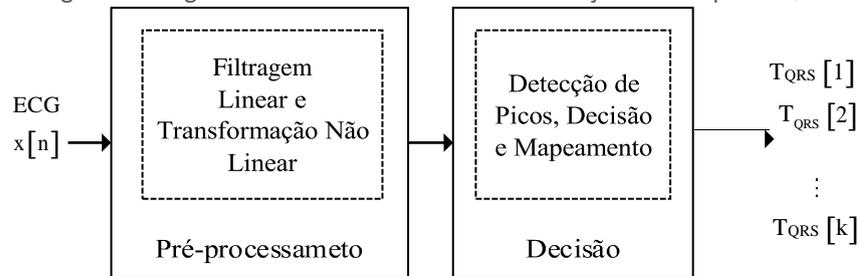
- a) implementar (usando o software MATLAB®) um algoritmo de segmentação que seja capaz de identificar o complexo QRS; e
- b) avaliar o desempenho do algoritmo em termos de exatidão na detecção, através do uso de bancos de dados conceituados na literatura.

MATERIAIS E MÉTODOS

Em linhas gerais, como mostra a Figura 1, um algoritmo de detecção do complexo QRS pode ser dividido em duas etapas, sendo a primeira a etapa de pré-processamento e a segunda, a etapa de decisão. A etapa de pré-processamento tem como objetivo remover do sinal as componentes que não são relevantes para a detecção do complexo QRS, isto é, as componentes do segmento de onda P, T e ruído que não faz parte do batimento cardíaco. Por sua vez, a etapa de decisão recebe o sinal pré-processado e livre de ruídos e então, algum tipo de critério é aplicado sobre as amostras do sinal pra identificar se um determinado ponto é ou não um complexo QRS. Como saída, o sistema retorna o número de complexos QRS no sinal e, conseqüentemente, o número de batimentos. Dentre as diversas opções de algoritmos para a detecção do complexo QRS discutidos em (Kohler; Hennig; Orglmeister, 2002) aqueles que fazem uso da transformada de *wavelet* apresentam algumas vantagens devido as características inerentes à própria transformada, a saber: a) capacidade de decompor o sinal de ECG em diferentes

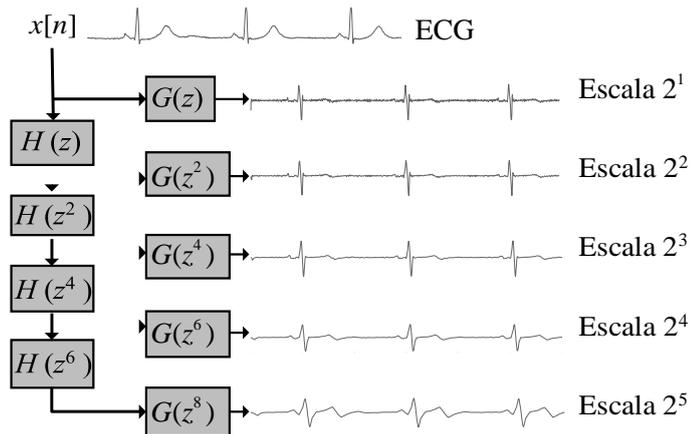
escalas temporais, permitindo conduzir uma busca mais precisa; b) possibilidade de isolar trechos indesejáveis através do mapeamento entre tempo e frequência, fazendo com que se tenha maior assertividade na detecção; e c) facilidade de implementação por meio do algoritmo *à trous* (ilustrado na Figura 2) e explicado com detalhes em (Cohen; Kovacevic, 1996).

Figura 1 - Diagrama de blocos do sistema de detecção do complexo QRS.



Fonte: Adaptado de (Kohler; Hennig; Orglmeister, 2002).

Figura 2 - Algoritmo *à trous* para implementação da transformada de *wavelet* considerada na análise de um sinal de ECG.



Fonte: Autoria própria (2020).

O algoritmo proposto em (Martinez et al., 2004) faz uso da transformada de *wavelet* para a detecção e delimitação de batimentos em sinais de ECG. Devido ao seu resultado muito bom com relação a assertividade na detecção e relativa facilidade de implementação, esse algoritmo foi escolhido para ser implementado no presente trabalho de pesquisa através do software MATLAB®. O algoritmo desenvolvido em (Martinez et al., 2004) traz ainda como vantagens, quando comparado com outras técnicas da literatura por (Madeiro et al., 2018), o refinamento da detecção através da atenuação de ruídos e o uso de um único estágio de análise para obter as localizações dos picos das ondas P, Q, R, S e T, como também de seus correspondentes pontos de início e fim (Martinez et al., 2004). Então, levando em conta a estratégia discutida em (Martinez et al., 2004), a primeira etapa da implementação dessa estratégia consiste na aplicação da transformada de *wavelet* diretamente sobre o sinal de ECG, usando a estrutura apresentada na Figura 2. A resposta ao impulso dos filtros é dada por:

$$h[n] = \frac{1}{8} \{\delta[n+2] + 3\delta[n+1] + 3\delta[n] + \delta[n-1]\} \quad (1)$$

e

$$g[n] = 2\{\delta[n+1] - \delta[n]\} \quad (2)$$

Vale ressaltar que nenhum tipo de filtragem anterior à transformada é realizada aqui.

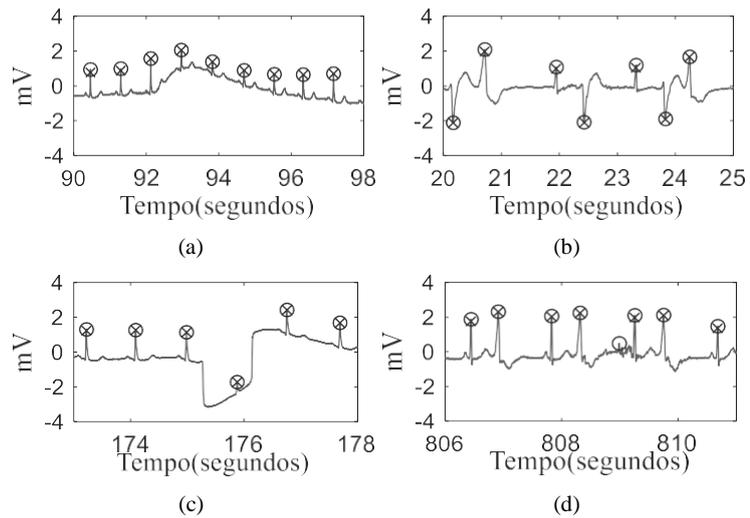
Como resultado dessa etapa, uma representação do sinal de ECG é obtida em cinco escalas. Devido, então, à baixa energia na escala 2^5 apenas as quatro primeiras escalas são utilizadas na tarefa de detecção do complexo QRS. A próxima etapa desta estratégia consiste na busca por todos os pontos de máximo e mínimo locais na escala 2^4 que excedem um certo limiar. Os pontos encontrados são utilizados como referência para a busca por pontos de máximo e mínimo na próxima escala. Assim, a busca nas escalas subsequentes é feita somente nas vizinhanças dos pontos de referência, sendo esses os pontos de máximo ou mínimo da escala anterior à que está sendo analisada. Note que, por questões de implementação, a vizinhança adotada aqui consiste em uma janela de 24 amostras com centro no ponto de referência, o qual pode ser um ponto de máximo ou mínimo. Finalmente, após completar a busca nas escalas 2^1 até 2^4 , os pontos encontrados na escala 2^1 são analisados e aqueles que não correspondem a um par máximo-mínimo são eliminados. Dessa forma, o ponto de cruzamento por zero entre os pares restantes é tido como o momento de ocorrência de um complexo QRS. Por fim, medidas de proteção baseadas no período refratário do coração e no intervalo entre detecções são aplicadas aos batimentos detectados. O sinal de ECG completo é processado utilizando uma janela deslizante que contém 65536 amostras de largura e a cada avanço da janela, os limiares de cada escala são atualizados. Vale salientar que detalhes são fornecidos em (Li; Zheng; Tai, 1995) e (Martinez et al., 2004) sobre a implementação considerada para a transformada de *wavelet*, o cálculo dos limiares de detecção do complexo QRS e medidas de proteção utilizadas.

RESULTADOS E DISCUSSÕES

A implementação proposta, disponibilizada em (Lazaretti; Bakri; Kuhn, 2020), foi validada através de simulações numéricas, utilizando os sinais provenientes do banco de dados MIT-BIH *Arrhythmia database* (MITDB) (MIT-BIH Arrhythmia Database, 2020). O MITDB contém 48 sinais de ECG com aproximadamente 30 minutos cada, amostrados a 360 Hz e pertencendo a 47 pacientes diferentes (Madeiro et al., 2018). Além disso, o MITDB possui anotações feitas por cardiologistas que servem como gabarito para a validação da detecção automática de batimentos. Cada sinal desse banco possui 2 canais, sendo que na implementação proposta apenas o primeiro canal foi processado para detecção do complexo QRS (assim como feito em (Martinez et al., 2004)). A Figura 3 mostra os batimentos detectados a partir da implementação do algoritmo proposto em (Martinez et al., 2004) juntamente com os batimentos provenientes das anotações do MITDB (MIT-BIH Arrhythmia Database, 2020). Especificamente, a Figura 3(a) apresenta batimentos detectados contendo variação da linha de base, a Figura 3(b) ilustra batimentos detectados contendo mudanças na morfologia dos batimentos,

a Figura 3(c) mostra batimentos detectados contendo artefato de movimento, enquanto a Figura 3(d) representa batimentos detectados na presença de ruído. Observe a partir dessas figuras que a detecção dos batimentos acontece com uma taxa de acerto muito boa em diferentes trechos característicos de um eletrocardiograma.

Figura 3 - Resultados da implementação em diferentes eletrocardiogramas.



Fonte: Autoria própria (2020).

Tabela 1 - Resultado da detecção em sinais de ECG do banco de dados MITDB

Sinal	Batimentos Anotados	Batimentos Detectados	Erro (%)
100	2273	2273	0
101	1865	1873	0.43
104	2229	2368	6.23
115	1953	1953	0
107	2137	2123	0.66
200	2601	2760	6.11

Fonte: Autoria própria (2020).

Na Tabela I, os resultados da detecção em seis diferentes sinais do MITDB são apresentados. A coluna “Batimentos Anotados” contém o número total de batimentos existentes no respectivo sinal, esses valores estão disponível no banco de dados do MITDB e foram usados como gabarito para essa validação. Já a coluna “Batimentos Detectados” contém o número de batimentos que foram detectados pela implementação. Os sinais utilizados para a validação apresentam diferentes características comumente encontradas em gravações de eletrocardiogramas, como por exemplo trechos com ritmo sinusal (Sinal 100), artefatos de movimento (Sinal 101), níveis de ruído elevados (Sinais 104 e 200), presença de batimentos prematuros ventriculares multiformes (Sinal 107), variação da linha de base (Sinal 115) e mudanças de morfologia (Sinal 200). Os resultados das simulações mostram um desempenho bastante satisfatório da implementação proposta em sinais sem a presença de ruído. Entretanto, frente a níveis de ruído elevados (como ocorre nos Sinais 104 e 200), é possível verificar uma maior taxa de erro na detecção de

batimentos [como pode ser visualizado na Tabela 1]. Uma das possíveis causas desse problema consiste na falta de uma etapa específica para a filtragem do ruído, uma vez que a transformada de *wavelet* é aplicada diretamente ao sinal de ECG. Ainda, na implementação proposta, a detecção do ponto de cruzamento por zero dos pares máximo-mínimo está sendo feita na escala 2^1 que está, inerentemente, sujeita a maiores níveis de ruído de alta frequência; portanto, escolher uma outra escala menos susceptível ao ruído para realizar a detecção do complexo QRS pode ser uma possível solução para o problema.

CONCLUSÕES

Neste trabalho de pesquisa, a implementação de um algoritmo da literatura que se baseia no uso da transformada de *wavelet* para a detecção automática de batimentos em eletrocardiogramas foi apresentada. O software MATLAB® foi utilizado para realizar a implementação do algoritmo e a sua validação foi feita com sucesso considerando o banco de dados *MIT-BIH Arrhythmia database* (MITDB). Visando dar continuidade ao presente trabalho, pretende-se agora estudar e implementar técnicas para a redução dos erros de detecção em sinais corrompidos por ruído, além de implementar uma estratégia de delimitação de batimentos que leve em conta diferentes morfologias, como também conduzir avaliações utilizando outros bancos de dados disponíveis na literatura. Ainda, com a detecção de batimentos funcionando de forma satisfatória o próximo passo da pesquisa consiste em extrair os parâmetros essenciais desses batimentos e utilizá-los para o processo de classificação de arritmias cardíacas completando, dessa forma, todos os processos que constituem a análise automática de sinais de ECG.

REFERÊNCIAS

- Madeiro, J. P. V. *et al.* Developments and Applications for ECG Signal Processing: Modeling, Segmentation, and Pattern Recognition. Academic Press, 2018.
- Luz, E. J. S. *et al.* "ECG-based heartbeat classification for arrhythmia detection: A survey", *Comput. Meth. Prog. Bio.*, vol. 127, pp. 144-164, Apr. 2016.
- Lynn, P.A. "Recursive digital filters for biological signals". *Med Biol Eng.*, vol. 9, no.1, pp. 37-43, Jan. 1971.
- Ferrara, E. R.; Widrow, B. "Fetal Electrocardiogram Enhancement by Time-Sequenced Adaptive Filtering," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-29, no. 6, pp. 458-460, Jun. 1982, doi: 10.1109/TBME.1982.324973.
- Yelderman, M. *et al.* "ECG Enhancement by Adaptive Cancellation of Electrosurgical Interference," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-30, no. 7, pp. 392-398, Jul. 1983, doi: 10.1109/TBME.1983.325039.
- Zadeh, A.E., Khzaee, A., Ranaee, V. "Classification of the electrocardiogram signals using supervised classifiers and efficient features", *Comput. Method Programs Biomed.* Vol. 99 (2) (2010) 179–194.
- Chen, S.-W., Chen, H.-C., Chan, H.-L. "A real-time QRS detection method based on moving-averaging incorporating with wavelet denoising", *Comput. Method Programs Biomed.* vol. 82 (3), pp. 187–195, Jun. 2006.
- Pan, J., Tompkins, W.J. "A real-time QRS detection algorithm", *IEEE Trans. Biomed. Eng.* vol. 32 (3), pp.230-236, Mar. 1985.

Madeiro J.P. *et al.* "A new approach to QRS segmentation based on wavelet bases and adaptive threshold technique", *Med Eng Phys.* Vol. 29(1), pp. 26-37, Jan. 2007.

Li, C., Zheng, C., and Tai, C. "Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 42, no. 1, pp. 21–28, Jan. 1995.

Martinez, J. P., *et al.* "A wavelet-based ECG delineator: evaluation on standard databases," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 51, no. 4, pp. 570-581, Apr. 2004.

Lin, C.-C., Yang, C.-M. "Heartbeat classification using normalized RR intervals and morphological features", *Math. Problem. Eng.* pp. 1–11, May. 2014.

Castells, F., *et al.* "Principal Component Analysis in ECG Signal Processing", *EURASIP J. Adv. Signal Process.*, Dec. 2007.

Sarfraz, M., Khan, A.A., Li, F.F. "Using independent component analysis to obtain feature space for reliable ECG arrhythmia classification", *IEEE International Conference on Bioinformatics and Biomedicine (BIBM)*, pp. 62–67, Nov. 2014.

ANSI/AAMI, Testing and reporting performance results of cardiac rhythm and ST segment measurement algorithms, American National Standards Institute, Inc. (ANSI), Association for the Advancement of Medical Instrumentation (AAMI), ANSI/AAMI/ISO EC57, 1998-R2008, 2008.

Kohler, B. -U., Hennig, C., Orglmeister, R. "The principles of software QRS detection," *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.*, vol. 21, no. 1, pp. 42-57, Jan.-Feb. 2002.

Cohen, A., Kovacevic, J. "Wavelets: The mathematical background," *Proc. IEEE*, vol. 84, no. 4, pp. 514-522, Apr. 1996.

Lazaretti, G. S., Bakri, K. J. e Kuhn, E. V. (24 de abril 2020). Scripts referentes a implementação proposta [Online]. Disponível em:

http://lapse.td.utfpr.edu.br/downloads/artigo_ECG_sbirt2020.zip.

Massachusetts Institute of Technology, (22 de abril 2020). MIT-BIH Arrhythmia Database [Online]. Disponível em:

<https://www.physionet.org/content/mitdb/1.0.0/>.