

Implementação de Técnica para a Detecção do Complexo QRS em Sinais de ECG

Gabriel Saatkamp Lazaretti, Khaled Jamal Bakri, Eduardo Vinicius Kuhn e João Paulo Ramos Teixeira

Resumo—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. 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. 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.

I. INTRODUÇÃO

A incidência de doenças cardiovasculares é uma das principais causas de morte no mundo, tornando assim imperativa a busca contínua por ferramentas eficientes de diagnóstico e métodos de prevenção de doenças relacionadas ao coração [1]. Para tal, o eletrocardiograma (ECG) tem se consolidado como uma ferramenta bastante utilizada no diagnóstico de doenças cardiovasculares (veja revisão histórica em [2]), tais como arritmias cardíacas (isto é, distúrbios que alteram a frequência e/ou ritmo dos batimentos [1]). Basicamente, o ECG consiste em uma representação gráfica da atividade elétrica do coração, sendo o sinal adquirido através da medição do potencial elétrico (gerado pelas células cardíacas) que se propaga ao longo da superfície da pele. 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 a obtenção do 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 realizar a classificação automática de arritmias que podem estar presentes no sinal de ECG [3]. Esse processo de classificação de arritmias pode ser dividido em quatro etapas, a saber: pré-processamento, segmentação, extração de características e classificação [1]. Dentre essas

Gabriel Saatkamp Lazaretti é atualmente acadêmico do Curso de Engenharia Eletrônica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR), Toledo, PR, Brasil (e-mail: lazaretti@alunos.utfpr.edu.br).

Khaled Jamal Bakri está vinculado ao LINSE—Laboratório de Circuitos e Processamento de Sinais do Departamento de Engenharia Elétrica e Eletrônica da Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC), Florianópolis, SC, Brasil (e-mails: khaled@linse.ufsc.br).

Eduardo Vinicius Kuhn está vinculado ao LAPSE—Laboratório de Processamento de Sinais e Eletrônica do Departamento de Engenharia Eletrônica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR), Toledo, PR, Brasil (e-mail: kuhn@utfpr.edu.br).

João Paulo Ramos Teixeira está vinculado ao Departamento de Eletrônica da Escola Superior de Tecnologia e Gestão do Instituto Politécnico de Bragança (IPb), Bragança, Portugal (e-mail: joaopt@ipb.pt).

etapas, a de segmentação visa identificar a posição e amplitude de ondas referidas como P, QRS e T em um sinal de ECG, as quais podem ser consideradas como sendo as componentes mais importantes do sinal já que formam (juntas) a representação gráfica de um batimento cardíaco. Nesse contexto, o presente trabalho tem como objetivo

- i) implementar (usando o software MATLAB®) um algoritmo de segmentação que seja capaz de identificar o complexo QRS; e
- ii) avaliar o desempenho do algoritmo em termos de exatidão na detecção.

Vale salientar que a onda QRS contém a maior concentração de energia do sinal de ECG, tornando sua detecção uma das etapas mais importantes do processo [4].

II. FORMULAÇÃO DO PROBLEMA

Ao longo das últimas décadas, várias técnicas para a detecção da onda QRS foram desenvolvidas, dentre as quais se destacam os métodos baseados em redes neurais [5], algoritmos genéticos [6], transformada de *wavelet* [4], [7], banco de filtros [8], além de métodos heurísticos [9]. Uma visão geral dessas diferentes técnicas pode ser encontrada em [10]. Dentre as técnicas citadas, os algoritmos envolvendo a transformada de *wavelet* se tornaram majoritariamente atrativos pelas seguintes características: 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 Fig. 1) [11].

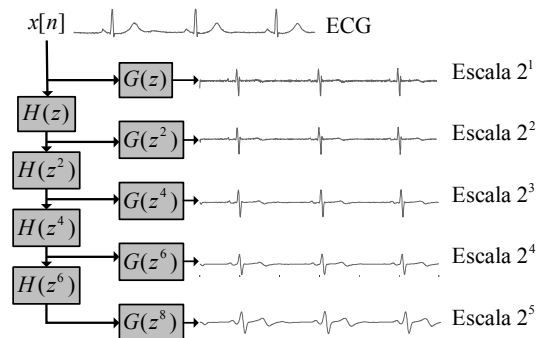


Fig. 1. Algoritmo *à trous* para implementação da transformada de *wavelet* considerada na análise de um sinal de ECG.

Sabendo das inerentes características relacionadas ao uso da transformada de *wavelet* [12], os autores em [4] mostraram que o complexo QRS é caracterizado por um par máximo-mínimo que excede certos limiares nas diferentes escalas da transformada. Tendo isso em vista, uma técnica pioneira capaz de detectar o complexo QRS em um sinal de ECG foi desenvolvida em [4]. Em seguida, baseado em [4], uma técnica aprimorada para a detecção do complexo QRS é introduzida em [7], na qual a busca por batimentos passa a considerar tanto aqueles com orientação positiva quanto negativa bem como atualizar os limites de detecção a cada nova janela contendo as amostras mais recentes do sinal de ECG. Como consequência, apesar de negligenciar o uso de análises de regularidade [4] para determinar a ocorrência de um batimento, a técnica de [7] traz como vantagens a) um baixo índice de erro na detecção dos batimentos (quando comparado com outras técnicas da literatura) [1]; b) o refinamento da detecção através da atenuação de ruídos; e c) o uso de um único estágio de análise para obter as localizações dos picos das ondas P, Q, R, S e T, e seus correspondentes

pontos de início e fim [7].

III. IMPLEMENTAÇÃO PROPOSTA

Levando em conta a técnica discutida em [7] para a detecção do complexo QRS, a primeira etapa da implementação consiste na aplicação da transformada de *wavelet* (*quadratic spline wavelet transform*) diretamente sobre o sinal de ECG utilizando a estrutura da Fig. 1. Como resultado dessa etapa, uma representação do sinal de ECG é obtida em cinco escalas. Devido à baixa energia na escala 2^5 , apenas as quatro primeiras escalas são utilizadas na tarefa de detecção do complexo QRS. Vale ressaltar que nenhum tipo de filtragem anterior à transformada é realizada aqui.

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 então 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.

Após completar a busca nas escalas 2^1 até 2^4 , os pontos identificados 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 as detecções são aplicadas aos batimentos detectados. O sinal 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 [4] e [7] sobre a implementação considerada para a transformada de *wavelet*, o cálculo dos limiares de detecção do complexo QRS e medidas de proteção utilizadas.

IV. RESULTADOS ALCANÇADOS

A validação da implementação proposta¹ foi realizada através de simulações, utilizando os sinais provenientes do banco de dados *MIT-BIH Arrhythmia database* (MITDB) [14]. O MITDB contém 48 sinais de ECG com aproximadamente 30 minutos cada, amostrados a 360 Hz e pertencendo a 47 pacientes diferentes [1], [14]. 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 (como em [7]).

Na Tabela I, os resultados da detecção em seis diferentes sinais do MITDB são apresentados. 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. 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

¹ Os scripts referentes a implementação proposta estão disponíveis em [13].

implementação proposta, a detecção do ponto de cruzamento por zero dos pares máximo-mínimo está sendo feita na escala 2^1 , a qual está inerentemente sujeita a maiores níveis de ruído de alta frequência; portanto, escolher outra escala menos susceptível ao ruído para realizar a detecção do complexo QRS pode ser uma possível solução para o problema.

TABELA I
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

*Gabarito usado para validação disponível no banco de dados MITDB.

**Batimentos detectados pela implementação proposta.

V. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Neste artigo, uma 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 de pesquisa, pretende-se agora estudar e implementar técnicas para a redução dos erros de detecção em sinais corrompidos por ruído; implementar uma estratégia de delimitação de batimentos que leve em conta diferentes morfologias; conduzir avaliações utilizando outros bancos de dados disponíveis na literatura e diferentes funções protótipo na transformada de *wavelet*; como também obter comparações de desempenho com outras técnicas da literatura.

AGRADECIMENTOS

Os autores gostariam de agradecer os revisores pelas valiosas e construtivas sugestões.

REFERÊNCIAS

- [1] J. P. V. Madeiro, P. C. Cortez, J. M. S. Monteiro Filho, and A. R. A. Brayner, *Developments and Applications for ECG Signal Processing: Modeling, Segmentation, and Pattern Recognition*. Academic Press, 2018.
- [2] W. Bruce, Fye, "A History of the origin, evolution, and impact of electrocardiography", *The American Journal of Cardiology*, vol. 73, no. 13, pp. 937-949, May, 1994.
- [3] E. J. S. Luz, W. R. Schwartz, G. Cámara-Chávez, and D. Menotti, "ECG-based heartbeat classification for arrhythmia detection: A survey", *Comput. Meth. Prog. Bio.*, vol. 127, pp. 144-164, Apr. 2016.
- [4] C. Li, C. Zheng, and C. Tai, "Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 42, no. 1, pp. 21-28, Jan. 1995.
- [5] Y. H. Hu, W. J. Tompkins, J. L. Urrusti, and V. X. Afonso, "Applications of artificial neural networks for ECG signal detection and classification," *J. Electrocardiology*, vol. 26 (Suppl.), pp. 66-73, 1993.
- [6] R. Poli, S. Cagnoni, and G. Valli, "Genetic design of optimum linear and nonlinear QRS detectors," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 42, no. 11, pp. 1137-1141, Nov. 1995.
- [7] J. P. Martinez, R. Almeida, S. Olmos, A. P. Rocha, and P. Laguna, "A wavelet-based ECG delineator: evaluation on standard databases," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 51, no. 4, pp. 570-581, Apr. 2004.
- [8] V. X. Afonso, W. J. Tompkins, T. Q. Nguyen, and S. Luo, "ECG beat detection using filter banks," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 46, no. 2, pp. 192-202, Feb. 1999.
- [9] S. Suppappola and Y. Sun, "Nonlinear transforms of ECG signals for digital QRS detection: A quantitative analysis," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 41, no. 4, pp. 397-400, Apr. 1994.
- [10] B. -U. Kohler, C. Hennig and R. Orglmeister, "The principles of software QRS detection," *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.*, vol. 21, no. 1, pp. 42-57, Jan.-Feb. 2002.
- [11] A. Cohen and J. Kovacevic, "Wavelets: The mathematical background," *Proc. IEEE*, vol. 84, no. 4, pp. 514-522, Apr. 1996.
- [12] S. Mallat and W.L. Hwang, "Singularity detection and processing with wavelets," *IEEE Trans. Inform. Theory*, vol. 38, no. 2, pp. 617-643, Mar. 1992.
- [13] G. S. Lazaretti, K. J. Bakri, E. V. Kuhn e J. P. R. Teixeira. (24 de abril 2020). *Scripts referentes a implementação proposta* [Online]. Disponível em: http://lapse.id.utfr.edu.br/downloads/artigo_ECG_sb2020.zip.
- [14] Massachusetts Institute of Technology, (22 de abril 2020). *MIT-BIH Arrhythmia Database* [Online]. Disponível em: <https://www.physionet.org/content/mitdb/1.0.0/>.