



SISTEM PENGUKURAN DETAK JANTUNG JANIN MELALUI ELEKTROKARDIOGRAM ABDOMINAL DAN ANDROID

Yusuf Anggara Aji¹, Nuryani Nuryani*¹, Nanang Wiyono², Mohtar Yuniyanto¹, Budi Purnama¹, Utari¹, Riyatun¹, Suharno³ dan Dwi Teguh³

¹Program Sudi Fisika, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Sebelas Maret, Surakarta, Indonesia

²Fakultas Kedokteran, Universitas Sebelas, Surakarta, Indonesia

³Pendidikan Fisika, Fakultas Keguruan dan Ilmu Pendidikan, Universitas Sebelas Maret, Surakarta, Indonesia

*corresponding author: nuryani@mipa.uns.ac.id

Received 16-09-2022, Revised 24-10-2022, Accepted 31-10-2022
Available Online 31-10-2022, Published Regularly October 2022

ABSTRACT

An android-based fetal heart rate measurement is presented in this article. The fetal heart rate was obtained from the mother's abdominal electrocardiogram which was then measured and processed by Raspberry pi using k-means. Raspberry pi processed results produce ECG signals and fetal heart rate which was displayed on Android devices in real-time. The android application can also save heart rate and ECG data or retrieve previously taken heart rate recordings. The system obtained that the average value of accuracy, sensitivity and predictive positive were 90.49%, 97.10% and 93.03%, respectively. The variation of the training time of the algorithm showed that the training time of 10 and 15 seconds mostly has better performance than the training time of 5 seconds.

Keywords: android, ECG; fetal heart rate; K-Means; raspberry pi

ABSTRAK

Pengukuran detak jantung janin berbasis android dipaparkan pada artikel ini. Detak jantung janin didapatkan dari Elektrokardiogram abdomen yang kemudian diukur dan diolah oleh Raspberry pi menggunakan *K-means*. Hasil olahan Raspberry pi menghasilkan sinyal EKG dan detak jantung janin ditampilkan di perangkat Android secara real-time. Aplikasi android juga dapat menyimpan data detak jantung dan EKG atau mengambil rekaman detak jantung yang sudah pernah diambil sebelumnya. Hasil kinerja sistem didapatkan nilai rata-rata akurasi, sensitivitas dan positif prediktif dari algoritma sistem adalah 90.49%, 97.10% dan 93.03%.

Kata kunci: android, detak jantung janin, EKG, *k-means*, raspberry pi

PENDAHULUAN

Pemantauan detak jantung janin selama kehamilan merupakan bagian penting dalam upaya untuk ikut menjaga kesehatan janin. Pemantauan detak jantung janin dapat membantu deteksi kelainan-kelainan jantung janin. Deteksi dini pada kelainan jantung janin penting dalam mengamati perkembangan janin, dan membantu dokter dalam menentukan kesehatannya ^[1].

Menurut data dari kelompok antar-lembaga PBB (UNICEF, WHO, World Bank, UN DESA Population Division) perkiraan kematian anak, pada tahun 2017 angka kematian bayi mencapai 2,94 % ^[2] Pada satu tahun pertama kelahiran, kematian bayi mencapai 29 per 1000

kelahiran. Tingginya angka tersebut sebagian besar disebabkan oleh kelainan detak jantung janin [3].

Salah satu contoh kelainan detak jantung janin adalah haypoxia, Pada haypoxia, detak jantung janin turun karena kekurangan oksigen selama masa gestasi, Hal ini menunjukkan risiko kehidupan janin [4] atau memiliki potensi adanya cacat bawaan yang muncul selama masa kanak-kanak atau dewasa.

Jika terjadi gangguan detak jantung janin dan tidak segera mendapatkan perawatan medis, maka hal tersebut dapat yang membahayakan janin [5]. Oleh karena itu, sistem pengukuran detak jantung janin merupakan hal yang sangat penting dalam menjaga kesehatan janin.

Pemantauan jantung janin secara jarak jauh dimungkinkan karena perkembangan dua teknologi, yaitu Internet of Things (IoT) dan “*embedded Android software systems*” [6]. Sedangkan sistem Android merupakan sistem operasi pada perangkat seluler dengan kode dasar open source. Sistem ini sekarang menjadi sistem operasi yang paling umum digunakan di perangkat telepon genggam [7].

Salah satu metode untuk memantau detak jantung janin adalah dengan Elektrokardiogram (EKG). Dari hasil pembacaan EKG, banyak indikasi yang dapat dianalisis, di mana analisis tersebut dapat menunjukkan kondisi yang membahayakan atau tidak [8]. Indikasi pada EKG janin dapat berupa detak jantung yang melambat atau semakin cepat. Selain itu, EKG janin juga dapat digunakan untuk penilaian kondisi tertentu yang tidak dapat dideteksi oleh pemantauan janin standar [9].

Ada dua cara dalam pengukuran EKG janin yaitu dengan menggunakan elektroda pada kulit kepala janin dan metode elektroda perut ibu. Penggunaan elektroda kulit kepala dilakukan dengan menempatkan elektroda langsung pada kulit kepala janin sehingga didapatkan data EKG janin secara langsung. Namun, metode ini sangat berisiko dan membahayakan ibu dan bayi. Pada metode elektroda perut, elektroda ditempelkan pada perut ibu sehingga relatif lebih aman dan memungkinkan pemantauan jangka panjang. Namun, sinyal dari metode ini sangat kompleks karena juga berisi noise dari pernapasan ibu, interferensi frekuensi dan sinyal lain [10].

Karena lemahnya sinyal EKG janin dan noise dari sinyal ibu, perlu dilakukan ekstraksi sinyal EKG janin dari EKG perut ibu. Beberapa metode dan algoritma telah diusulkan untuk ekstraksi sinyal tersebut. Metode-metode tersebut antara lain filtrasi adaptif, logika fuzzy, adaptive neurocognitive interference, multivariate empirical mode decomposition (MEMD), dan metode clustering..

Pada artikel ini dipaparkan pengukuran detak jantung janin menggunakan *K-means* dan dikembangkan pada sistem Raspberry Pi dan Android.

Clustering adalah algoritma pembelajaran tanpa pengawasan yang aplikasinya adalah untuk mengelompokkan serangkaian pengamatan tak berlabel menurut beberapa fitur yang diekstraksi dari pengamatan tersebut. Semakin mirip objek fiturnya, semakin mereka akan dikelompokkan ke kluster yang sama. Ukuran kemiripan bergantung pada jarak antara sepasang objek, seperti jarak euclidean.

Algoritma *K-means* adalah salah satu algoritma pengelompokan yang berdasarkan rata-rata (means) dari cluster. Apabila diketahui himpunan observasi.

$$X = (x_1, x_2, \dots, x_n) \quad (1)$$

di mana setiap pengamatan merupakan vektor real berdimensi-d. *K-means* akan mempartisi n observasi tersebut menjadi k cluster. Observasi tersebut diklasifikasikan melalui jarak euclidean antara observasi terhadap centroid (C).

$$C = (c^{(1)}, c^{(2)}, \dots, c^{(k)}) \quad (2)$$

Setelah menginisialisasi k cluster centroids, $\mu_1, \mu_2, \dots, \mu_k$, algoritma selanjutnya dilanjutkan dengan mencari centroid baru yang didapat dari rata-rata tiap cluster. Algoritma akan diulang terus menerus hingga algoritma mengalami konvergensi atau jika iterasi sudah mencapai batas maksimal [11].

Inisialisasi *centroid* biasanya dilakukan dengan mengambil nilai random pada elemen yang akan di observasi. Namun, inialisasi manual juga dapat dilakukan untuk mempercepat konvergensi [12]. Konvergensi ditunjukkan apabila tiap elemen pada *cluster* relatif tidak berubah dibandingkan dengan iterasi sebelumnya.

METODE

Rancangan Sistem

Data elektrokardiogram didapatkan dari rekaman EKG abdomen ibu yang didapat dari *database* Physionet MIT-BIH [13], [14]. *Database* yang digunakan adalah Abdominal and Direct Fetal ECG *Database* (adfEKGdb). Data dari *database* diubah dahulu menjadi data dengan format CSV yang kemudian disimpan di memori penyimpanan Raspberry pi. Data kemudian diolah di Raspberry pi dan hasilnya dikirimkan melalui Bluetooth menuju android sehingga didapat data EKG dan detak jantung janin secara real time.

Algoritma Akuisisi

Algoritma untuk memisahkan sinyal EKG janin dengan EKG ibu dengan menggunakan metode *K-means* clustering ini dibagi menjadi tahap pra-proses, tahap pendeteksian kompleks QRS ibu, dan tahap pencarian puncak R janin.

Tahap pra-proses terdiri dari *band pass* filtering dan derivative filtering. *Band pass* filtering dapat secara bersamaan menghilangkan baseline wander (BW) dan noise. Filter *band pass* yang digunakan adalah filter Butterworth orde 2 dengan *band pass* 9-29 Hz. Rentang *band pass* agar sinyal karakteristik EKG tetap bertahan pada EKG orang dewasa adalah 5-15 Hz. Namun, untuk sinyal EKG abdomen digunakan *band pass* 9-27 Hz. Nilai ini didapat karena mempertimbangkan rata-rata detak jantung janin 1.8 lebih tinggi dari detak jantung ibu [15]. Setelah dilakukan *band pass* filtering, sinyal didiferensialkan untuk menghitung slope kompleks QRS menggunakan filter derivatif.

Proses pendeteksian puncak QRS bertujuan untuk mendeteksi puncak QRS ibu dan janin. Sinyal yang telah difilter akan dikuadratkan untuk menguatkan perbedaan amplitudo sinyal. Setelah itu, dilakukan proses remove multiple peak pada sinyal menggunakan moving window integration (MWI) filter untuk mempermudah pendeteksian puncak QRS ibu (mQRS). Lebar window sangat penting dalam MWI. Pada umumnya, lebar MWI kira-kira sama dengan lebar kompleks QRS yang terlebar. Pada penelitian ini digunakan lebar window sebesar 80 ms [15].

Proses klasifikasi puncak QRS dimulai dengan melakukan *K-means* clustering pada puncak yang telah terdeteksi. Puncak diklasifikasikan menjadi tiga cluster yaitu cluster ibu, cluster janin dan cluster noise. Agar didapatkan data secara real-time maka terlebih dahulu dilakukan training untuk meningkatkan performa pengklasifikasian dengan clustering.

Untuk mengatasi puncak janin yang tertutup atau tergabung dengan puncak ibu maka dilakukan proses search back. Proses ini dipicu jika detak jantung yang terdeteksi 50% lebih rendah dari detak jantung rata-rata. Proses search back dilakukan dengan mencari puncak QRS dari puncak-puncak sebelumnya. Kandidat QRS akan dianggap menjadi QRS apabila puncak tersebut memiliki RR yang mendekati RR rata-rata (RR_{avr}). Rentang RR untuk algoritma search back pada penelitian ini adalah $0,92 RR_{avr} \leq RR_{kandidat} \leq 1,16 RR_{avr}$ [16].

Evaluasi Kinerja Algoritma

Tahap terakhir adalah evaluasi kinerja algoritma pendeteksian puncak R janin. Pada tahap ini, *false positive* (FP) dan *false negative* (FN) dideteksi. FP adalah puncak yang terdeteksi salah. Sementara itu FN adalah puncak yang gagal terdeteksi. FP dan FN adalah hasil dari beberapa kondisi, seperti tumpang tindih kompleks FQRS dan MQRS, daya FQRS yang rendah, atau pra-pemrosesan yang tidak memadai.

Parameter yang dipilih untuk menilai kinerja algoritma berbasis clustering ini adalah sensitivitas (Se) nilai positif prediktif (PP) dan akurasi (Acc).

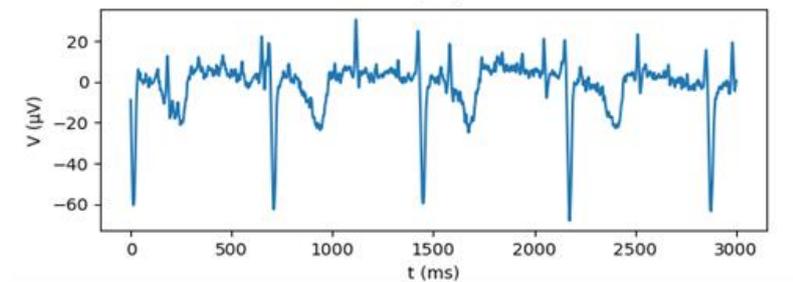
$$Se = \frac{TD}{TD+FN} \quad (3)$$

$$PP = \frac{TD}{TD+FP} \quad (4)$$

$$Acc = \frac{TD}{TD+FN+FP} \quad (5)$$

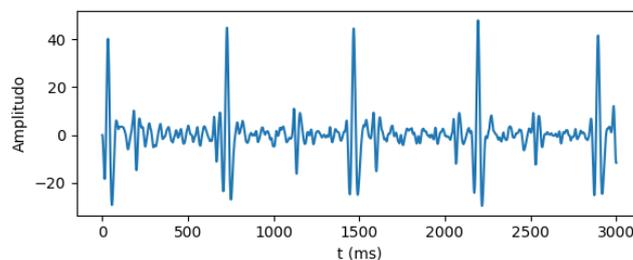
HASIL DAN PEMBAHASAN

Data dari *database* EKG abdomen diinput ke dalam Raspberry pi untuk mensimulasikan kinerja algoritma apabila sistem memperoleh sinyal input. Hasil dari data EKG yang diinputkan ke Raspberry pi ditampilkan pada Gambar 1.



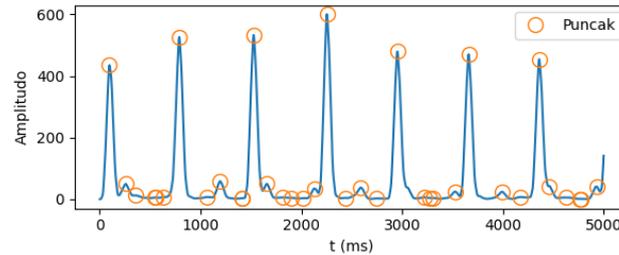
Gambar 1. Sinyal EKG database

Hasil pra proses ditunjukkan oleh gambar 2. Terlihat bahwa sinyal menjadi rata akibat frekuensi rendah sinyal telah terhapus. Kemudian sebagian besar noise pada sinyal juga hilang namun komponen EKG seperti puncak QRS masih terlihat.



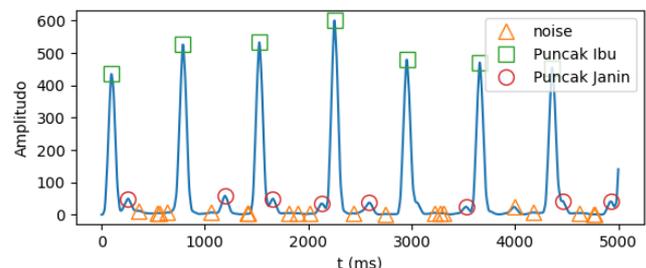
Gambar 2. Hasil Pra Proses

Untuk mendeteksi kompleks QRS, sinyal dikuadratkan terlebih dahulu untuk menguatkan perbedaan antara puncak dan non puncak. Setelah itu juga dilakukan moving window integration filtering untuk menggabungkan puncak yang berdekatan. Sehingga satu kompleks QRS akan hanya terbentuk satu puncak.



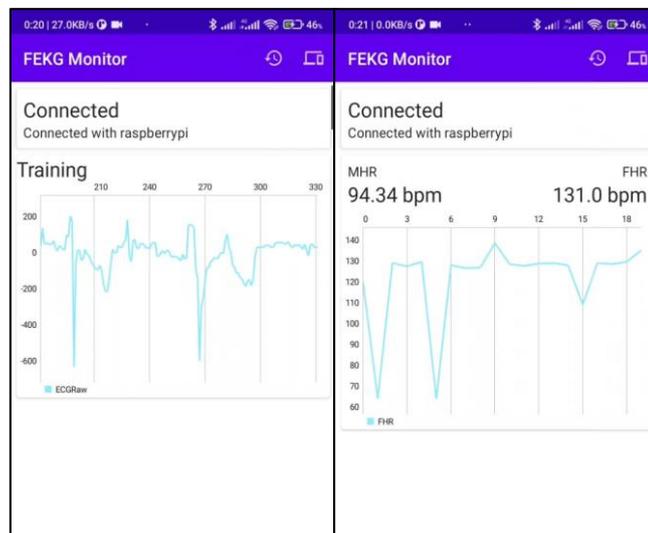
Gambar 3. Hasil Pendeteksian kompleks QRS

Dari gambar 3 terlihat bahwa kompleks QRS ibu dan janin terbentuk dalam satu puncak. Terlihat bahwa pada puncak-puncak berada pada rentang tertentu yang nilainya mirip. Sehingga, dari puncak tersebut dapat diklasifikasikan dengan metode clustering.



Gambar 4. Hasil Pengklasifikasian kompleks QRS

Pada proses klasifikasi puncak QRS, puncak QRS ibu dan janin diklasifikasikan dengan metode *K-means* clustering. Data puncak dibagi menjadi 3 cluster, yaitu cluster ibu, cluster janin dan cluster noise (gambar 4). Dari puncak ini kemudian akan ditentukan detak jantung janin dan ibu yang kemudian akan ditampilkan pada aplikasi android (Gambar 5).



Gambar 5. Aplikasi Android

Tabel 1. Kinerja sistem deteksi puncak lead yang berbeda

| Data | Lead | FN | FP | TD | Acc (%) | Se (%) | PP (%) |
|------|------|----|----|-----|---------|--------|--------|
| r01 | abd1 | 0 | 0 | 128 | 100,00 | 100 | 100,00 |
| | abd2 | 10 | 14 | 104 | 81,25 | 91,23 | 88,14 |
| | abd3 | 4 | 16 | 108 | 84,38 | 96,43 | 87,10 |
| | abd4 | 1 | 9 | 118 | 92,19 | 99,16 | 92,91 |
| r04 | abd1 | 7 | 13 | 108 | 84,38 | 93,91 | 89,26 |
| | abd2 | 1 | 3 | 124 | 96,88 | 99,2 | 97,64 |
| | abd3 | 1 | 1 | 126 | 98,44 | 99,21 | 99,21 |
| | abd4 | 1 | 1 | 126 | 98,44 | 99,21 | 99,21 |
| r07 | abd1 | 5 | 7 | 118 | 90,77 | 95,93 | 94,4 |
| | abd2 | 16 | 2 | 117 | 86,67 | 87,97 | 98,32 |
| | abd3 | 3 | 3 | 129 | 95,56 | 97,73 | 97,73 |
| | abd4 | 3 | 5 | 127 | 94,07 | 97,69 | 96,21 |
| r08 | abd1 | 7 | 3 | 120 | 92,31 | 94,49 | 97,56 |
| | abd2 | 1 | 25 | 104 | 80,00 | 99,05 | 80,62 |
| | abd3 | 1 | 23 | 106 | 81,54 | 99,07 | 82,17 |
| | abd4 | 2 | 21 | 107 | 82,31 | 98,17 | 83,59 |
| r10 | abd1 | 3 | 2 | 126 | 96,18 | 97,67 | 98,44 |
| | abd2 | 3 | 4 | 124 | 94,66 | 97,64 | 96,88 |
| | abd3 | 1 | 17 | 117 | 86,67 | 99,15 | 87,31 |
| | abd4 | 1 | 8 | 122 | 93,13 | 99,19 | 93,85 |

Kinerja algoritma dievaluasi dengan parameter akurasi, sensitivitas, dan positif prediktif. Nilai ini didapatkan dari membandingkan puncak-puncak yang terdeteksi dan puncak-puncak sebenarnya. Puncak sebenarnya merupakan puncak yang diklasifikasikan oleh ahli.

Tabel 1 menunjukkan kinerja algoritma clustering dari sinyal EKG abdomen yang didapat dari *database*. kinerja algoritma terbaik yang didapatkan dengan training data selama 10 detik adalah pada data r01/abd1 dengan akurasi 100%, sensitivitas 100% dan positif prediktif 100%. Sementara itu rata-rata akurasi, sensitivitas dan PP berturut-turut adalah 90,49 %, 97,10 % dan 93,03 %.

KESIMPULAN

Hasil sistem pemantauan detak jantung janin berbasis android didapatkan informasi detak jantung janin secara real-time yang ditampilkan di layar android. Sinyal EKG abdomen diolah di Raspberry pi dan kemudian hasilnya dikirimkan ke Android melalui Bluetooth. Data yang ditampilkan berupa detak jantung janin, detak jantung ibu dan grafik EKG abdomen ibu sistem pemantauan detak jantung janin berbasis android ini juga dapat merekam EKG dan detak jantung sehingga memungkinkan untuk pemantauan detak jantung janin secara menyeluruh

Hasil kinerja algoritma pendeteksian detak jantung dengan metode clustering berbasis android didapatkan dari akurasi, sensitivitas, dan positif prediktif dari sistem. Rata-rata akurasi, sensitivitas dan positif prediktif dari sistem adalah 90,49%, 97,10% dan 93,03%. Kemudian, hasil kinerja algoritma terbaik didapatkan pada data r01 pada lead abd1 yaitu didapatkan akurasi, sensitivitas dan positif prediktif secara berurutan adalah 100%, 100%, dan 100%.

DAFTAR PUSTAKA

1. Huque, A. S. A., Ahmed, K. I., Mukit, M. A., & Mostafa, R. (2019). HMM-based supervised machine learning framework for the detection of fECG RR peak locations. *IRBM*, 40(3), 157-166.
2. World Health Organization. 2019. Trends in maternal mortality 2000 to 2017: estimates by WHO, UNICEF, UNFPA, World Bank Group and the United Nations Population Division.
3. Bigan, E. C. S. 2018. Hubungan Senam Hamil Dengan Detak Jantung Janin Pada Ibu Hamil Di Wilayah Kerja Puskesmas Kereng Bangkirai Kota Palangkaraya. *Jurnal Info Kesehatan*, 16(2), 226-235.
4. Kimura, Y., Sato, N., Sugawara, J., Velayo, C., Hoshiai, T., Nagase, S., ... & Yaegashi, N. 2012. Recent advances in fetal electrocardiography. *The Open Medical Devices Journal*, 4(1).
5. Devi, S., & Roy, S. 2017. Physiological measurement platform using wireless network with Android application. *Informatics in Medicine Unlocked*, 7, 1-13.
6. Sung, W. T., Chen, J. H., & Chang, K. W. 2013. Mobile physiological measurement platform with cloud and analysis functions implemented via IPSO. *IEEE Sensors journal*, 14(1), 111-123.
7. Matsubara, F. M., Miura, S., Imai, S., & Akatsu, S. 2005. DTV architecture design for multimedia network environments. *IEEE Transactions on Consumer Electronics*, 51(1), 324-328.
8. Abdul-Kadir, N. A., Safri, N. M., & Othman, M. A. 2016. Dynamic ECG features for atrial fibrillation recognition. *Computer methods and programs in biomedicine*, 136, 143-150.
9. Castillo, E., Morales, D. P., Botella, G., García, A., Parrilla, L., & Palma, A. J. 2013. Efficient wavelet-based ECG processing for single-lead FHR extraction. *Digital Signal Processing*, 23(6), 1897-1909.
10. Varanini, M., Tartarisco, G., Balocchi, R., Macerata, A., Pioggia, G., & Billeci, L. 2017. A new method for QRS complex detection in multichannel ECG: Application to self-monitoring of fetal health. *Computers in biology and medicine*, 85, 125-134.
11. Hartigan, J. A., & Wong, M. A. 1979. Algorithm as 136: A K-means clustering algorithm. *Applied Statistics*, 28(1), 100.
12. Hamerly, G., & Elkan, C. 2002. Alternatives to the K-means algorithm that find better clusterings. *Proceedings of the Eleventh International Conference on Information and Knowledge Management - CIKM '02*.
13. Goldberger, A. L., Amaral, L. A., Glass, L., Hausdorff, J. M., Ivanov, P. C., Mark, R. G., ... & Stanley, H. E. 2000. PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: components of a new research resource for complex physiologic signals. *circulation*, 101(23), e215-e220.
14. Jezewski, J., Matonia, A., Kupka, T., Roj, D., & Czabanski, R. 2012. Determination of fetal heart rate from abdominal signals: evaluation of beat-to-beat accuracy in relation to the direct fetal electrocardiogram. *Biomedizinische Technik/Biomedical Engineering*, 57(5), 383-394.
15. Agostinelli, A., Marcantoni, I., Moretti, E., Sbrollini, A., Fioretti, S., Di Nardo, F., & Burattini, L. 2017. Noninvasive fetal electrocardiography Part I: Pan-tompkins' algorithm adaptation to fetal R-peak identification. *The open biomedical engineering journal*, 11, 17.
16. Pan, J., & Tompkins, W. J. (1985). A real-time QRS detection algorithm. *IEEE transactions on biomedical engineering*, (3), 230-236.