

Perancangan *Software* Deteksi Kelainan Jantung *Premature Atrial Contractions* (PACs) Menggunakan *RR Interval* pada *Smartphone* Berbasis Android

Software Design Of an Android Based Smartphone Application to Detect Heart Abnormality of Premature Atrial Contraction (PACs) Using RR Interval

Ivany Sesa Rehad¹, Sugondo Hadiyoso², Ledy Novamizanti³

Prodi S1 Teknik Telekomunikasi, Fakultas Teknik Elektro, Universitas Telkom

¹ivany.sesa@gmail.com, ²sugondo.hadiyoso@gmail.com, ³10830587@ittelkom.ac.id

Abstrak

Kurangnya kesadaran tentang kesehatan jantung, tingkat stress yang tinggi, gaya hidup yang kurang sehat dan sering mengkonsumsi makanan *junk food* dapat mengakibatkan berbagai gangguan kesehatan pada jantung. Salah satunya adalah gangguan jantung Aritmia *Premature Atrial Contractions* (PACs). PACs merupakan suatu kejadian kontraksi yang muncul lebih awal dan berasal dari sumber picu jantung (*pacemaker*) SA Node yang diawali dengan kemunculan gelombang P dan diikuti gelombang QRS kompleks dan gelombang T. Pendeteksi dini pada gangguan jantung PACs ini dengan menggunakan EKG. EKG merupakan aktivitas kelistrikan yang menghasilkan gelombang yaitu berupa gelombang P, kompleks QRS dan gelombang T.

Pada penelitian sebelumnya, telah dibuat deteksi PACs dengan metode yang sama namun penelitian tersebut masih berupa data, dan dalam penelitian ini akan diaplikasikan menggunakan *software* dengan bahasa pemrograman Java yang terpasang pada *smartphone* berbasis Android.

Pada tugas akhir ini telah dibuat *software* untuk mendeteksi penyakit kelainan jantung PACs menggunakan *RR interval*, dan algoritma QRS *Detection* Pan and Tompkins. Dengan merancang *software* deteksi PACs pada *smartphone* berbasis android ini, dapat memudahkan untuk deteksi dini penyakit kelainan jantung tersebut. *Software* dapat membaca kelainan jantung PACs.

Kata kunci : kelainan jantung, PAC, deteksi jantung, Aritmia PAC, *Software* Android

Less of awareness about heart health, high stress levels, unhealthy lifestyle and often eating junk food can lead to various health disorders of heart. One of them is a disorder of the heart arrhythmias *Premature Atrial Contractions* (PACs). PACs is a contraction of events that appear early and come from the heart of the trigger source (*pacemaker*) SA node that preceded the emergence premises P wave followed by a wave of the QRS complex and the T wave. Detectors and premature heart problems PACs by using ECG. ECG is the electrical activity that produces waves in the form of P wave, QRS complex and T wave

In the previous research, detection PACs have been made by the same method, but the research is still in the form of data, and in this final project will be applied using the software with the Java programming language installed on Android-based smartphone.

In this final project was designed a software to detect heart disorders PACs using the *RR interval*, and QRS *Detection* algorithm Pan and Tompkins. Designing detection software PACs on this android based smartphone, can make it easier for the early detection of heart disorders such. Software can read the abnormality heart of PACs.

Keywords: heart abnormalities, PAC, detection of heart disease, arrhythmias PAC, Android Software

BAB I PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

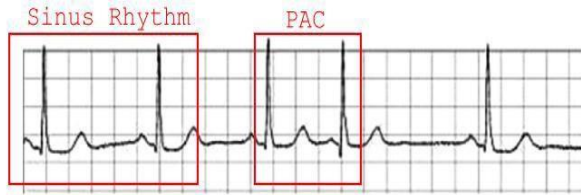
Kurangnya kesadaran tentang kesehatan jantung, tingkat stress yang tinggi, gaya hidup yang kurang sehat dan sering mengkonsumsi makanan *junk food* dapat mengakibatkan berbagai gangguan kesehatan pada jantung. Salah satunya adalah gangguan jantung Aritmia *Premature Atrial Contractions* (PACs). PACs merupakan suatu kejadian kontraksi yang muncul lebih awal dan berasal dari sumber picu jantung (*pacemaker*) SA Node yang diawali dengan kemunculan gelombang P dan diikuti gelombang QRS kompleks dan gelombang T. Pendeteksi dini pada gangguan jantung PACs ini dengan menggunakan EKG merupakan standar emas untuk diagnosis aritmia jantung.^[7]

Pada penelitian sebelumnya yang berjudul Algoritma Mendeteksi Ketidaknormalan *Premature Atrial Contractions* (PACs) Berdasarkan Kombinasi *RR Interval* telah dibuat. Deteksi PACs dengan metode yang sama memiliki tingkat akurasi yang cukup besar namun penelitian tersebut masih berupa data, dan dalam penelitian ini akan diaplikasikan menggunakan *software* dengan bahasa pemrograman Java yang terpasang pada *smartphone* berbasis Android. Pada tugas akhir ini akan dirancang suatu *software* untuk mendeteksi penyakit kelainan jantung PACs menggunakan *RR interval* dan algoritma QRS *Detection* Pan and Tompkins, dengan meneruskan tugas akhir terdahulu yaitu sistem Monitoring EKG pada *smartphone*, maka hasil dari proses sebelumnya akan ditampilkan pada *smartphone* untuk memudahkan penguannya untuk membaca hasilnya.

BAB II DASAR TEORI

2.1 Kelainan Jantung Aritmia PACs

PACs merupakan suatu kejadian kontraksi yang muncul lebih awal dan berasal dari sumber picu jantung (*pacemaker*) SA *Node* yang diawali dengan kemunculan gelombang P dan diikuti gelombang QRS kompleks dan gelombang T. [7]

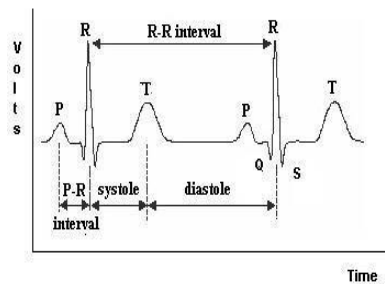


Gambar 2.1 Kelainan jantung PACs dengan bentuk gelombang P yang tidak normal

2.2 Sinyal EKG

EKG merupakan suatu sinyal yang dihasilkan dari aktivitas kelistrikan dari jantung manusia yang memiliki informasi medik mengenai kondisi kesehatan manusia yang bersangkutan.. Sinyal EKG ini mempunyai bentuk spesifik di mana bisa digunakan sebagai acuan untuk menentukan kondisi kesehatan jantung. EKG yang dihasilkan oleh jantung saat kontraksi ataupun saat relaksasi. [6]

Suatu sinyal EKG memiliki komponen utama berupa kompleks QRS. Kompleks QRS adalah bentuk umum dari sinyal EKG yang normal dan berhubungan dengan deplarisasi ventrikel.

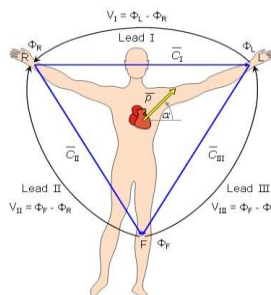


Gambar 2.3 Gelombang normal EKG

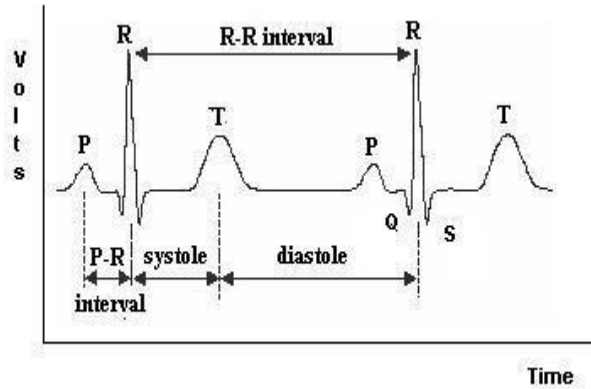
2.2.1 SANDAPAN EKG

Rekaman EKG 12 sadapan terdiri dari tiga sadapan ekstimitas standart, Sadapan ekstremitas standart atau sadapan bipolar terdiri dari sadapan I, II, dan III yang mengukur perbedaan potensial listrik. Ketiga sadapan ini membentuk segitiga sama sisi dan jantung berada di tengah yang disebut segitiga Einthoven. Sadapan itu adalah [8]:

1. Sadapan I yaitu menggambarkan perbedaan potensial antara lengan kanan (RA) dan lengan kiri (LA), dimana LA bermuatan lebih positif dari RA
2. Sadapan II yaitu menggambarkan perbedaan potensial antara lengan kanan dan tungkai kiri (LL), dimana LL bermuatan lebih positif dari RA



Gambar 2.4 Cara pengambilan data EKG menggunakan metode bipolar Einthoven



Gambar 2.5 Gelombang EKG

Berikut ini adalah karakteristik dari parameter sinyal ECG^[8] :

1. Gelombang P
2. Gelombang P-R interval
3. Gelombang QRS interval
4. Gelombang S-T segmen
5. Gelombang Q-T interval
6. Gelombang T
7. Gelombang U
8. Gelombang R-R interval
- 9.

2.3 Perhitungan RR Interval

Pendekatan yan digunakan untuk mendeteksi kelainan jantung PAC adalah dengan *RR Interval* ^[7] :

$$RR\ Interval = \frac{0.8}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} (R_{i+1} - R_i)$$

Dengan : N = Jumlah Sampel
 R_i =Puncak Awal
 R_{i+1} = Puncak berikutnya

2.4 Algoritma Pan-Tomkins

Keakuratan dari pendeteksian puncak R adalah persyaratan untuk fungsi analisa ECG yang tepat, hampir semua pengenalan parameter ECG berdasarkan kepada titik tetap yang dapat diidentifikasi pada setiap siklus gelombang. ^[1]

Puncak sinyal R cocok untuk digunakan sebagai titik referensi, karena mempunyai amplituda yang terbesar dan bentuk gelombang yang paling tajam. Waktu dan ukuran amplituda dapat diketahui ketika puncak dari setiap gelombang R terdeteksi pada setiap siklus gelombang. Teknik *Real-Time QRS Detection* meliputi *bandpass filtering*, differensiasi, pengukuran daya rata-rata dan *thresholding*. ^[2]

2.4.1 Bandpass Fiter

Bandpass filter pada algoritma deteksi QRS adalah untuk meredam *noise* sinyal EKG pada gelombang QRS. Sinyal yang diredam adalah sinyal yang terlalu rendah atau terlalu tinggi seperti *noise* dari gerakan otot, *noise* perangkat 60-Hz dan *noise* interfrensi oleh gelombang T. *Bandpass* filter ini dibentuk oleh masing-masing *Low pass filter* dan *high pass filter*.^[1]

2.4.1.1 Low-pass Filter

Dalam memperoleh daya maksimal dari komplek QRS yang berada pada frekuensi 5Hz sampai dengan 15 Hz, langkah pertama sinyal akan dilewatkan melalui low pass filter yang dibentuk dari persamaan fungsi transfer^[1] :

$$H(z) = \frac{(1 - z^{-6})^2}{(1 - z^{-1})^2} \tag{3}$$

Persamaan perbedaan filter yang digunakan adalah :

$$y[n] = x[n] - x[n-1] + x[n-2] - x[n-3] + x[n-4] - x[n-5] + x[n-6] \tag{4}$$

Sistem LPF ini dirancang untuk menghilangkan *noise*-noise berfrekuensi tinggi, dengan frekuensi *cutoff* filter 11Hz dengan *delay* yang terjadi sebesar 5 *sample* atau 25 ms untuk frekuensi 60Hz dan frekuensi *sampling* 200Hz, dimana *powerline* noise bekerja akan mengalami redaman sekitar lebih dari 35 dB yang menyebabkan *noise* tereduksi secara signifikan. *Low pass* filter ini menyebabkan gian sebesar 36 kali sehingga diperlukan penurunan daya sekitar 26 kali. Sedangkan respon fasa yang dihasilkan bersifat linier.^[2]

2.4.1.2 High-pass Filter

Setelah melewati *low pass filter*, sinyal EKG kemudian akan mengalami *filtering* kedua yang kali ini dipergunakan untuk membatasi frekuensi rendah yang akan dilewatkan. *High pass filter* ini merupakan hasil dari subtraksi *low pass filter* order satu dari semua *pass filter* dengan *delay*, adapun *low pass filter* untuk frekuensi sampling 200Hz memiliki nilai transfer [1]:

$$Hlp = \frac{Y(z)}{X(z)} = \frac{1-z-32}{1-z-1} \tag{5}$$

Dengan perbedaan persamaan :

$$y(nT) = y(nT - T) + x(nT) - x(nT - 32T) \tag{6}$$

Filter tersebut menghasilkan penguatan dc sebesar 32 kali dengan *delay* sebanyak 15.5 priode *sampling*. *High pass filter* dibangun dari hasil pembagian *low pass filter* dengan besar penguatan dc lalu dikurangi dengan sinyal asli, sehingga fungsi transfer *high pass filter* adalah [1] :

$$Hhp(z) = \frac{P(z)}{X(z)} = z^{-16} - \frac{Hlp(z)}{32} \tag{7}$$

Perbedaan persamaan dari filter ini adalah :

$$y(n) = y(n-16) - \frac{1}{32} [y(n-1) + y(n-2) - y(n-3) - y(n-4)] \tag{8}$$

High pass filter yang digunakan memiliki frekuensi *cutoff* sebesar 5 Hz dengan penguatan sebesar 1 kali dan menghasilkan *delay* sebesar 16 *sampling*, filter ini juga akan menghasilkan respon fasa yang linier, sehingga *bandpass filter* hasil penggabungan *lowpass filter* dan *high pass filter* akan menghasilkan frekuensi tengah 10 Hz yang akan menyebabkan filter memiliki respon frekuensi yang sesuai dengan spektrum frekuensi rata-rata dari QRS kompleks dan memberikan redaman sinyal dengan frekuensi lebih rendah atau lebih tinggi. [2]

2.4.2 Differensiasi

Setelah sinyal difilter, sinyal EKG akan didiferensiasi dengan tujuan untuk memperoleh slope dari gelombang QRS kompleks kemudian dikuadratkan agar memiliki nilai data yang positif. Sistem diferensiasi ini diimplementasikan berdasarkan pada persamaan:

$$y(n) = \frac{1}{2} [x(n) - x(n-1)] \tag{9}$$

Diferensiator dilakukan untuk membatasi frekuensi yang akan diproses, dimana hanya frekuensi tinggi sinyal ECG yang akan diloloskan dan meredam bagian frekuensi rendah sinyal ECG. Tujuan pembatasan ini adalah untuk memperoleh struktur sinyal QRS dan membuang sinyal P dan T.

2.4.3 Fungsi Pengkuadratan:

Sebelum ke proses selanjutnya yaitu *moving-window* integral yang mana akan membahas sesi selanjutnya, yaitu bagian proses linier deteksi QRS, dalam Fungsi pengkuadratan ini sinyal diproses dalam operasi non linier. Penerapan operasi persamaan adalah

$$y(nT) = [x(nT)]^2 \tag{10}$$

Sinyal hasil keluaran proses diferensiasi kemudian menjadi masukan blok sistem pengkuadratan dengan tujuan memperoleh nilai positif, ini menekankan bahwa frekuensi dengan sinyal yang lebih tinggi merupakan sinyal QRS kompleks. [1]

2.4.4 Moving Window Integral

Mendeteksi gelombang R saja tidak menjamin dapat mendeteksi gelombang QRS, banyak QRS yang tidak normal dalam gelombang EKG saat dideteksi dalam sampel data yang panjang dan durasi pengambilan data yang lama. Maka diperlukan banyak informasi dari sinyal yang dideteksi oleh QRS. Proses ini merupakan proses yang dilakukan untuk memperoleh data informasi dari sinyal. Dalam proses ini yg akan dilakukan adalah pengolahan sinyal berdasarkan persamaan berikut [1]:

$$y(nT) = \frac{1}{N} [x(nT - (N - 1)T) + x(nT - (N - 2)T) + \dots + x(nT)] \tag{11}$$

Dimana N adalah jumlah sampel berapa lebar *moving window* yang digunakan dimana besarnya tergantung pada nilai frekuensi *sampling*. Dalam memilih nilai dari parameter ini harus dipilih secara hati-hati. [2]

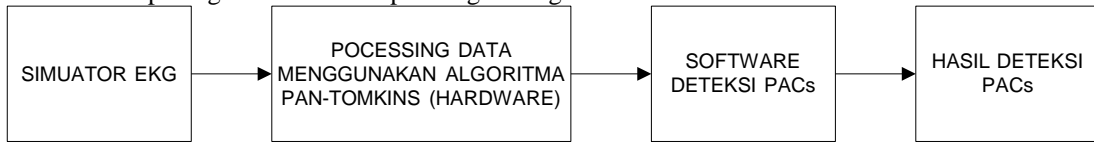
2.4.5 Thersholding

Thersholding Pan dan Tompkins digunakan pada algoritma deteksi sinyal QRS untuk sinyal yang tinggi. Pada blok ini akan diberikan batasan nilai dari sinyal hasil keluaran blok integrasi. Proses ini memberikan nilai logika ‘1’ untuk sinyal yang mempunyai nilai di atas *threshold* yang terdeteksi sebagai puncak sinyal, dan diberi nilai logika ‘0’

untuk nilai yang dibawah *threshold*. Sinyal tinggi didefinisikan sebagai QRS kompleks walaupun sinyal tersebut adalah gelombang T, noise otot dan lain-lain.^[2]

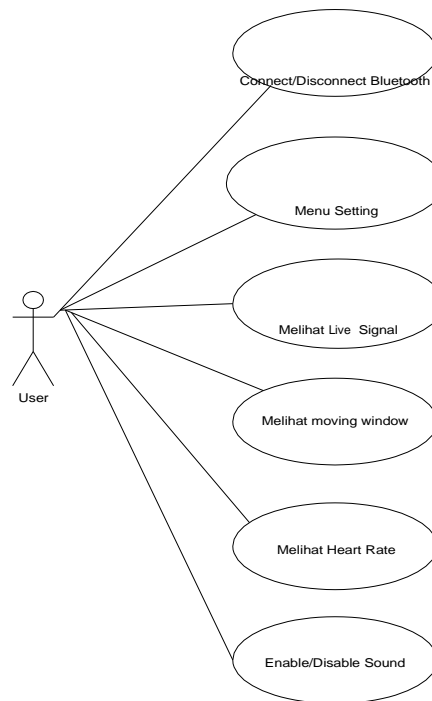
BAB III PERANCANGAN

Dalam tugas akhir ini telah dirancang sebuah perangkat lunak untuk melengkapi tugas akhir sebelumnya dengan membuat aplikasi yang dapat mendeteksi kelainan jantung aritmia PACs. Perangkat lunak dirancang dengan menggunakan bahasa pemrograman Java Eclipse. Diagram tugas akhir kali ini adalah :



Gambar 3.1 Diagram alur Tugas Akhir

Secara umum tugas akhir ini telah dibuat seperti gambar diagram 3.1. Pertama data diambil dari simulator EKG, data kemudian akan diproses ke *system monitoring* EKG yang terdapat algoritma Pan-Tompkins. Setelah melalui *system monitoring EKG*, data akan dikirim ke *smartphone* memanfaatkan komunikasi *Bluetooth*, lalu data kemudian di proses lagi pada *smartphone* berbasis Android. Pada *smartphone* terdapat *software* menggunakan perhitungan *RR Interval* untuk mendeteksi kelaian jantung PACs.



Gambar 3.2 Diagram Usecase

Pada usecase di atas menunjukkan fitur-fitur yang bisa digunakan oleh pengguna aplikasi. Pengguna bisa melakukan koneksi ataupun memutus koneksi antara aplikasi dengan perangkat bluetooth, kemudian pengguna juga bisa menggunakan menu setting pada aplikasi misalnya untuk menentukan jenis filter yang ingin digunakan. Selanjutnya pengguna bisa melihat beberapa grafik dan data-data yang dihasilkan dari deteksi *software* diantaranya *live signal*, *moving window*, dan *heart rate*. Kemudian yang terakhir pengguna bisa mengaktifkan atau mematikan suara pada aplikasi.

3.1 Data Menggunakan Simulator EKG

Data EKG untuk jantung normal dan data kelainan jantung menggunakan simulator untuk menguji system. System diuji untuk dapat mendeteksi penyakit kelainan jantung PACs atau tidak.



Gambar simulator EKG

Dalam simulator ini, menggunakan metode sadapan I menggambarkan beda potensial dimana kabel merah bermuatan negatif dipasang di RA sedangkan kabel hitam yang bermuatan positif dipasang ke LA. Kabel warna putih di pasang ke diode RL sebagai *ground*.

Lalu dari simulator tersebut kabel disambungkan ke alat pemancar *Bluetooth*. Alat tersebut akan memancarkan *bluetooth* bernama Bolutek. *Bluetooth* tersebut akan mengirim informasi berupa sinyal jantung. Akan tetapi *smartphone* harus terlebih dahulu menginstal *software* bernama Mini ECG supaya sinyal dapat dikirimkan ke *smartphone* yang diinginkan.

3.2 Monitoring MINI ECG System

Meneruskan tugas akhir sebelumnya, dengan menggunakan ECK *Mobile System*, hasil dari pengukuran akan dapat dilihat dari *smartphone*. Hasil akan dikirim menggunakan *bluetooth* ke *smartphone*. Sistem kerja secara umum dari perangkat tersebut adalah pada mikrokontroler yang akan melakukan konversi data analog ke digital secara terus-menerus hingga terdapat *input* perintah dari perangkat android. Saat *input* dari perangkat android diterima, proses konversi akan dihentikan sementara waktu untuk melakukan proses transmisi data digital dari mikrokontroler ke perangkat android. Pada perangkat android sendiri, saat data transmisi dari mikrokontroler diterima, data akan diolah untuk ditampilkan secara grafik pada layar Android tersebut.

3.3 Deteksi PACS

Setelah data dikirimkan oleh *monitoring EKG system* ke *smarthone* menggunakan *bluetooth*, lalu data akan diproses kembali menggunakan *software*. Deteksi bisa dilakukan dengan menghitung *RR Interval* berdasarkan persamaan :

$$RR\ Interval = \frac{0.8}{N-1} \sum_{i+1}^{N-1} (R_{i+1} - R_i)$$

Dengan:

N=jumlah sampel

R_i=puncak awal

R_{i+1}= puncak berikutnya

Hasil dari perhitungan RR interval akan ditampilkan dalam bentuk *software* pada *smartphone* android. Data yang diperoleh kemudian diproses dengan *software* yang sudah dibuat untuk menentukan seseorang termasuk penderita gangguan *artimia PAC* atau tidak

BAB IV Pengujian dan Analisis

4.1 Pengujian System

4.1.1 Tujuan Pengujian

Pada tugas akhir ini, tujuan yang ingin dicapai adalah sebagai berikut:

1. Mengetahui *software* dapat mendeteksi kelainan jantung PACs.
2. Mengetahui kesetabilan komunikasi antara perangkat simulator detak jantung dengan *smartphone* android.

4.2 Skenario Pengujian

Pengujian tugas akhir ini, penulis menggunakan perangkat simulasi detak jantung dan *smartphone* android Xiaomi. Penggunaan *smartphone* Xiaomi ini dikarenakan sudah menggunakan OS setara dengan jelly bean yang memenuhi level API untuk menjalankan aplikasi PACs ini. Pengujian dilakukan dengan membaca sinyal dari perangkat simulator yang terhubung ke *smartphone* android menggunakan Bluetooth kemudian sinyal tersebut diolah menggunakan perhitungan RR Interval.

4.3 Hasil Pengujian dan Analisis

4.3.1 Hasil Pembacaan Alat

Setelah dilakukan simulasi selama 30s dan didapatkan 42 beat, dengan menggunakan simulator EKG dan data yang dihasilkan adalah :

Hasil percobaan :

| | | |
|---------------|---------------|---------------|
| RR1 = 773ms | RR 15 = 764ms | RR 29 = 486ms |
| RR 2 = 763ms | RR 16 = 681ms | RR 30 = 780ms |
| RR 3 = 950ms | RR 17 = 704ms | RR 31 = 684ms |
| RR4 = 771ms | RR 18 = 499ms | RR32=725ms |
| RR 5 = 508ms | RR 19 = 777ms | RR33=716ms |
| RR 6 = 681ms | RR 20 = 780ms | RR34=501ms |
| RR 7 = 704ms | RR 21 = 773ms | RR35=950ms |
| RR 8 = 695ms | RR 22 = 763ms | RR36=781ms |
| RR 9 = 777ms | RR 23 = 950ms | RR37=716ms |
| RR 10 = 780ms | RR 24 = 771ms | RR38=777ms |
| RR 11=773ms | RR 25 = 508ms | RR39=945ms |
| RR12=763ms | RR 26 = 681ms | RR40=766ms |
| RR 13 = 950ms | RR 27 = 704ms | RR41=695ms |
| RR 14 = 771ms | RR 28 = 695ms | RR42=755ms |

Tabel 4.1 Hasil Analisis RR Interval

Berdasarkan hasil analisa akurasi yang sudah dilakukan, dengan menggunakan data sebanyak 42beat didapatkan tingkat akurasi dari aplikasi deteksi penyakit jantung PAC sebesar 11,9%, dan error sebesar 88,1% hal ini dikarenakan menggunakan simulator. PACs yang muncul dalam simulator ini frekuensinya sangat rendah, jadi dalam kondisi sebenarnya pasien penderita PACs sering kali kurang menyadari gejala tersebut

BAB V KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Berdasarkan pengujian yang telah dilakukan pada bab sebelumnya, maka dapat diambil kesimpulan sebagai berikut:

1. Pada tugas akhir ini telah dibuat aplikasi deteksi penyakit jantung aritmia PAC pada *smartphone* android kemudian dihubungkan dengan simulator EKG untuk dilakukan simulasi deteksi detak jantung.
2. Setelah dilakukan simulasi dengan menggunakan perangkat simulator EKG dan perhitungan RR interval maka dihasilkan tingkat akurasi yang masih sangat rendah. Tingkat akurasi sebesar 11,9% dan *error* 88,1%.
3. sebesar 11,9% dan *error* 88,1%.

5.2 Saran

Adapun saran untuk pengembangan aplikasi selanjutnya adalah sebagai berikut:

1. Memambah parameter dalam mendeteksi penyakit jantung PACs untuk mendapatkan tingkat akurasi yang tinggi
2. Membuat aplikasi yang mampu mendeteksi detak jantung asli, tidak melalui simulator.
3. Kedepannya mampu membuat *software* yang dapat mendeteksi penyakit jantung tidak hanya PACs saja, tapi berbagai macam penyakit jantung lainnya.

Daftar Pustaka

- [1] B. Aleba, "KOMBINASI METODE PAN-TOMPKINS ALGORITHM DAN WAVELET UNTUK DETEKSI QRS PADA SINYAL ECG," pp. 3-4.
- [2] P. J dan T. W.J, "Real-Time QRS Detection Algorithm," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, pp. 244-259, 1985.
- [3] R. S. Prasetyo, "PERANCANGAN SYSTEM MONITORING EKG PADA SMARTPHONE BERBASIS KOMUNIKASI ANDROID," 2014.
- [4] A. Z. Ramdani, "IMPLEMENTASI DETEKSI KOMPLEKS QRS ECG DENGAN ALGORITMA PAN-TOMPKINS PADA PERANGKAT FPGA," pp. 3-5.
- [5] M. Selner, "Atrial Premature Complexes," 20 Agustus 2012.
- [6] M. R. Soleh, "Denoising Rekaman Sinyal Elektrokardiogram (EKG) Menggunakan Algoriitma Iterative Threshold pada Subband Wavelet," 2008.
- [7] I. Fahruzi, "Algoritma Mendeteksi Ketidaknormalan Premature Atrial (PACs) Berdasarkan Kombinasi RR Interval dan Corelation Coefficient," *Seminar Nasional Teknologi Informasi dan Komunikasi (SNASTIKOM 2013)*, pp. 3-41, 2013.
- [8] W. Jatmiko, *Teknik Biomedis Teori dan Aplikasi*, Depok: UIP, 2013.