ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember

TUGAS AKHIR – EC184801

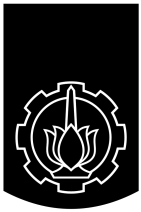
DETEKSI PENYAKIT ARITMIA MENGGUNAKAN METODE PAN TOMPKINS BERBASIS SENSOR EKG 12 LEAD

Achmad Faishal Facthur Rizal
NRP 07211740000032

Dosen Pembimbing
Arief Kurniawan, ST., MT.
Dion Hayu Fandiantoro, S.T., M.Eng.

DEPARTEMEN TEKNIK KOMPUTER
Fakultas Teknologi Elektro dan Informatika Cerdas
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya 2021

Halaman ini sengaja dikosongkan



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember

TUGAS AKHIR – EC184801

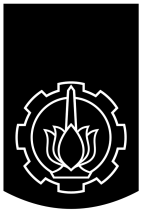
DETEKSI PENYAKIT ARITMIA MENGGUNAKAN METODE PAN TOMPKINS BERBASIS SENSOR EKG 12 LEAD

Achmad Faishal Fatchur Rizal
NRP 07211740000032

Dosen Pembimbing
Arief Kurniawan, ST., MT.
Dion Hayu Fandiantoro, S.T., M.Eng.

DEPARTEMEN TEKNIK KOMPUTER
Fakultas Teknologi Elektro dan Informatika Cerdas
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya 2021

Halaman ini sengaja dikosongkan



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember

FINAL PROJECT – EC184801

DETECTION OF ARRHYTHMIA USING PAN TOMPKINS METHOD BASED ON 12 LEAD ECG SENSOR

Achmad Faishal Fatchur Rizal
NRP 07211740000032

Advisor
Arief Kurniawan, ST., MT.
Dion Hayu Fandiantoro, S.T., M.Eng.

DEPARTMENT OF COMPUTER ENGINEERING
Faculty of Intelligent Electrical And Informatics Technology
Sepuluh Nopember Institute of Technology
Surabaya 2021

Halaman ini sengaja dikosongkan

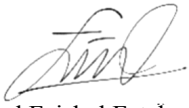
PERNYATAAN KEASLIAN
TUGAS AKHIR

Dengan ini saya menyatakan bahwa isi sebagian maupun keseluruhan Tugas Akhir saya dengan judul **"Deteksi Penyakit Aritmia Menggunakan Metode Pan Tompkins Berbasis Sensor EKG 12 Lead"** adalah benar-benar hasil karya intelektual mandiri, diselesaikan tanpa menggunakan bahan-bahan yang tidak diijinkan dan bukan merupakan karya pihak lain yang saya akui sebagai karya sendiri.

Semua referensi yang dikutip maupun dirujuk telah ditulis secara lengkap pada daftar pustaka.

Apabila ternyata pernyataan ini tidak benar, saya bersedia menerima sanksi sesuai peraturan yang berlaku.

Surabaya, 24 Desember 2021



Achmad Faishal Fatchur Rizal
NRP. 07211740000032

Halaman ini sengaja dikosongkan

LEMBAR PENGESAHAN

Deteksi Penyakit Aritmia Menggunakan Metode Pan Tompkins

Berbasis Sensor EKG 12 Lead

Tugas Akhir ini disusun untuk memenuhi salah satu syarat memperoleh gelar Sarjana Teknik di Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya

Oleh: Achmad Faishal Fatchur Rizal (NRP: 07211740000032)

Tanggal Ujian: 5 Januari 2022 Periode Wisuda: Maret 2022

Disetujui oleh:

Arief Kurniawan, S.T., M.T. (Pembimbing I)
NIP. 197409072002121001

Dion Hayu Fandiantoro, S.T., M.Eng. (Pembimbing II)
NIP. 1994202011064

Mochamad Hariadi, ST., M.Sc., Ph.D. (Penguji I)
NIP. 196912091997031002

Dr. Supeno Mardi Susiki Nugroho, ST., MT. (Penguji II)
NIP. 197003131995121001

Ahmad Zaini, ST., M.Sc. (Penguji III)
NIP. 197504192002121003

Mengetahui
Kepala Departemen Teknik Komputer

Dr. Supeno Mardi Susiki Nugroho, ST., MT.
NIP. 197003131995121001

Halaman ini sengaja dikosongkan

ABSTRAK

Nama Mahasiswa	:	Achmad Faishal Fatchur Rizal
Judul Tugas Akhir	:	Deteksi Penyakit Aritmia Menggunakan Metode Pan Tompkins Berbasis Sensor EKG 12 Lead
Pembimbing	:	1. Arief Kurniawan, ST., MT. 2. Dion Hayu Fandiantoro, S.T., M.Eng.

Aritmia merupakan gangguan yang terjadi pada irama jantung yang dapat menyebabkan komplikasi penyakit pada organ lain bahkan kematian mendadak. Guna mendiagnosis kondisi jantung perlu dilakukan pemerikasaan EKG dilakukan dengan mengukur dan merekam kondisi aktivitas listrik jantung menggunakan elektrokardiograf. Pada penelitian ini dilakukan pengembangan perangkat yang dapat untuk mendeteksi aritmia dengan berbasis sensor EKG 12 lead menggunakan metode Pan Tompkins. Metode Pan Tompkins merupakan metode deteksi kompleks QRS yang sudah umum digunakan dengan hasil uji yang baik. Penerapan metode Pan Tompkins pada sinyal EKG12 lead dapat meminimalisir error pada hasil pendeteksian puncak R sinyal yang disebabkan oleh bentuk sinyal. Pada hasil pengujian hanya didapatkan error 1% pada perhitungan *heart rate* sehingga dapat digunakan untuk parameter mendeteksi kondisi aritmia pada pasien. Pengembangan perangkat EKG 12 lead ini diharapkan dapat membantu paramedis untuk mendiagnosis penyakit jantung sedini mungkin pada pasien.

Kata Kunci : Aritmia, Elektrokardiogram, Pan Tompkins, 12 Lead

Halaman ini sengaja dikosongkan

ABSTRACT

Nama Mahasiswa	:	Achmad Faishal Fatchur Rizal
Judul Tugas Akhir	:	Deteksi Penyakit Aritmia Menggunakan Metode Pan Tompkins Berbasis Sensor EKG 12 Lead
Pembimbing	:	1. Arief Kurniawan, ST., MT. 2. Dion Hayu Fandiantoro, S.T., M.Eng.

Arrhythmia is a disorder that occurs in the heart rhythm that can cause complications in other organs and even sudden death. In order to diagnose heart conditions, it is necessary to conduct an ECG examination by measuring and recording the condition of the electrical activity of the heart using an electrocardiograph. In this study, the development of a device that can detect arrhythmias based on a 12 lead ECG sensor was carried out using the Pan Tompkins method. The Pan Tompkins method is a QRS complex detection method that is commonly used with good test results. The application of the Pan Tompkins method on the 12 lead ECG signal can minimize errors in the detection results of the R peak of the signal caused by the shape of the signal. In the test results, only 1% error was obtained in the heart rate calculation so that it can be used as a parameter to detect arrhythmia conditions in patients. The development of this 12-lead ECG device is expected to help paramedics to diagnose heart disease as early as possible in patients.

Keywords : Arrhythmia, Electrocardiogram, Pan Tompkins, 12 Lead

Halaman ini sengaja dikosongkan

KATA PENGANTAR

Puji dan syukur kehadirat Tuhan Yang Maha Esa atas segala karunia-Nya, penulis dapat menyelesaikan penelitian ini dengan judul **Deteksi Penyakit Aritmia Menggunakan Metode Pan Tompkins Berbasis Sensor EKG 12 Lead**. Penelitian ini disusun dalam rangka pemenuhan bidang riset di Departemen Teknik Komputer ITS, serta digunakan sebagai persyaratan menyelesaikan pendidikan S1. Oleh karena itu, penulis mengucapkan terima kasih kepada:

1. Keluarga, Mama, Ayah, dan adik-adik tercinta yang telah memberikan dorongan spiritual dan material dalam penyelesaian buku penelitian ini.
2. Bapak Dr. Supeno Mardi Susiki Nugroho, ST., MT. selaku Kepala Departemen Teknik Komputer, Fakultas Teknik Elektro dan Informatika Cerdas, Institut Teknologi Sepuluh Nopember.
3. Bapak Arief Kurniawan, ST., MT. selaku dosen pembimbing I dan Bapak Dion Hayu Fandiantoro, S.T., M.Eng. selaku dosen pembimbing II yang selalu memberikan arahan selama mengerjakan penelitian tugas akhir ini.
4. Bapak-ibu dosen pengajar Departemen Teknik Komputer, atas pengajaran, bimbingan, serta perhatian yang diberikan kepada penulis selama ini.
5. Seluruh teman-teman dari angkatan e57, mahasiswa Teknik Komputer ITS, serta Alumni yang telah banyak memberikan banyak bantuan.

Kesempurnaan hanya milik Allah SWT, untuk itu penulis memohon segenap kritik dan saran yang membangun. Semoga penelitian ini dapat memberikan manfaat bagi kita semua. Amin.

Surabaya, 24 Desember 2021

Achmad Faishal Fatchur Rizal

Halaman ini sengaja dikosongkan

DAFTAR ISI

ABSTRAK i

ABSTRACT iii

KATA PENGANTAR v

DAFTAR ISI vii

DAFTAR GAMBAR xi

DAFTAR TABEL xiii

1 PENDAHULUAN 1
- 1.1 Latar Belakang . . . 1
- 1.2 Perumusan Masalah . . . 2
- 1.3 Tujuan . . . 2
- 1.4 Batasan Masalah . . . 2
- 1.5 Sistematika Penulisan . . . 3

2 TINJAUAN PUSTAKA 5
- 2.1 Penelitian Terkait . . . 5
  - 2.1.1 Perangkat Monitoring Jantung dengan Sensor ECG 12 Lead . . . 5
  - 2.1.2 *A Portable Real Time ECG Device for Arrhythmia Detection Using Raspberry Pi* . . . 5
  - 2.1.3 *Wearable Device* untuk Mendeteksi Kelainan Irama Jantung Menggunakan Metode Pan Tompkins . . . 6
- 2.2 Teori Penunjang . . . 6
  - 2.2.1 Aritmia . . . 6
  - 2.2.2 Elektrokardiogram . . . 7
  - 2.2.3 Lead . . . 7
  - 2.2.4 Pan Tompkins . . . 8
    - 2.2.4.1 Low Pass Filter . . . 10
    - 2.2.4.2 High Pass Filter . . . 10
    - 2.2.4.3 Derivative . . . 10

2.2.4.4 Squaring 10
2.2.4.5 Moving Window Integration 11
2.2.4.6 Thresholding 11

3 DESAIN DAN IMPLEMENTASI SISTEM 13
3.1 Desain Sistem 13
3.2 Desain Perangkat EKG 13
3.3 Akuisisi Sinyal EKG 15
3.3.1 Desain Perangkat Sensor AD8232 17
3.4 Konversi Nilai Analog ke Digital 17
3.5 Perekaman Data EKG 18
3.5.1 Timer Interrupt 20
3.6 Deteksi Aritmia 20
3.6.1 Deteksi R-R Interval 21
3.6.2 Perhitungan *Heart Rate* 22
3.6.3 Perhitungan Kondisi Aritmia 22
3.7 Penyimpanan Data 23
3.7.1 Penyimpanan Lokal 23
3.7.2 Basis Data *Cloud* 24
3.7.3 Pengiriman Data 24
3.8 Visualisasi Data 24
3.8.1 Visualisasi Aplikasi Desktop 25
3.8.2 Visualisasi Situs Web 26
3.8.2.1 Desain *User Interface* Halaman Pasien 26
3.8.2.2 Desain *User Interface* Halaman Dokter 27
3.8.2.3 Desain *User Interface* Halaman Alat 28
3.8.2.4 Desain *User Interface* Halaman Admin 30

4 HASIL DAN PENGUJIAN 31
4.1 Pengujian Akuisisi Data 31
4.2 Pengujian Perekaman Data 32
4.3 Pengujian Kesesuaian Sinyal EKG 12 Lead 33
4.4 Pengujian Pemrosesan Data 35
4.4.1 Bandpass Filter 35
4.4.2 Derivative 36
4.4.3 Squaring 36
4.4.4 Moving Window Integration 36

4.4.5 Thresholding dan Deteksi Puncak R 37
4.5 Pengujian Deteksi Puncak R 37
4.6 Pengujian Deteksi R-R Interval 39
4.7 Pengujian *Heart Rate* 41
4.8 Pengujian Deteksi Aritmia 42
4.8.1 Pengujian Deteksi Aritmia pada Dataset . . . 42
4.8.2 Pengujian Deteksi Aritmia pada Subjek Uji . 43

5 PENUTUP **45**
5.1 Kesimpulan 45
5.2 Saran 46

DAFTAR PUSTAKA **47**

LAMPIRAN **50**

BIOGRAFI PENULIS **55**

Halaman ini sengaja dikosongkan

DAFTAR GAMBAR

2.1 Bentuk Gelombang EKG[1] 7
2.2 Posisi Penempatan Elektroda [2] 9
2.3 Blok Diagram Pan Tompkins 9

3.1 Arsitektur Sistem 14
3.2 Desain Kerja Sistem 14
3.3 Desain Perangkat EKG 15
3.4 Desain *Packaging* Perangkat 16
3.5 Implementasi *Packaging* Perangkat EKG 12 Lead . . 16
3.6 Desain Perangkat Sensor AD8232 18
3.7 Diagram Alur Perekaman Data EKG 19
3.8 Diagram Alur Proses Deteksi Aritmia 21
3.9 Diagram Alur Perhitungan Kondisi Aritmia 22
3.10 Diagram Alur Penyimpanan Data 23
3.11 Hasil Penyimpanan Data Lokal 23
3.12 ERD Basis Data 25
3.13 Desain *User Interface* Aplikasi Desktop 26
3.14 Desain *User Interface* Halaman Login 27
3.15 Desain *User Interface* Halaman Pasien 27
3.16 Desain *User Interface* Halaman Grafik 28
3.17 Desain *User Interface* Halaman Dokter 28
3.18 Desain *User Interface* Halaman Aktivitas Dokter . . 29
3.19 Desain *User Interface* Halaman Alat 29
3.20 Desain *User Interface* Halaman Admin 30

4.1 Pemasangan Elektroda 31
4.2 Sinyal Dengan catu daya tegangan AC terhubung . . 32
4.3 Sinyal dalam kondisi subjek menyentuh lantai dan duduk 32
4.4 (a) Grafik lead I, II, III dari sistem, (b) Grafik lead I, II, III dari Utech PM5000 33
4.5 (a) Grafik lead aVF, aVR, aVL dari sistem, (b) Grafik lead aVF, aVR, aVL dari Utech PM5000 34
4.6 (a) Grafik lead V1, V2, V3 dari sistem, (b) Grafik lead V1, V2, V3 dari Utech PM5000 34

4.7 (a) Grafik lead V4, V5, V6 dari sistem, (b) Grafik lead V4, V5, V6 dari Utech PM5000 35
4.8 Sinyal EKG 35
4.9 Sinyal EKG hasil Bandpass Filter 36
4.10 Sinyal EKG hasil Derivative 36
4.11 Sinyal EKG hasil Squaring 36
4.12 Sinyal EKG hasil Moving Window Integration 37
4.13 Sinyal EKG hasil Thresholding 37
4.14 Puncak R terdeteksi 37

DAFTAR TABEL

3.1 Konfigurasi Perangkat EKG 15
3.2 Tabel Fitur Pada Setiap Model Arduino[3] 19
3.3 Tabel API 26

4.1 Tabel Pengujian Konfigurasi Akuisisi Data 33
4.2 Tabel Deteksi Puncak R pada 12 Lead 38
4.3 Tabel Pengamatan Manual Puncak R pada 12 Lead 39
4.4 Tabel Pengujian Deteksi Puncak R pada 12 Lead . . 40
4.5 Tabel Pengujian Deteksi R-R Interval 40
4.6 Tabel Pengujian Rata-rata Deteksi R-R Interval . . 41
4.7 Tabel Pengujian Akurasi Perangkat EKG dengan Pengamatan Manual 41
4.8 Tabel Kriteria Subjek Uji Dataset 42
4.9 Tabel Pengujian Deteksi Aritmia pada Dataset . . . 42
4.10 Tabel Pengujian Deteksi Kondisi Subjek Uji 43

1 Tabel Kriteria Subjek Uji Dataset 52
2 Tabel Pengujian Deteksi Aritmia pada Dataset . . . 53

Halaman ini sengaja dikosongkan

BAB 1
PENDAHULUAN

Penelitian ini dilatarbelakangi oleh berbagai kondisi yang menjadi acuan. Selain itu juga terdapat beberapa permasalahan yang akan dijawab sebagai luaran dari penelitian.

1.1 Latar Belakang

Aritmia merupakan gangguan yang terjadi pada irama jantung dan termasuk salah satu jenis penyakit kardioavaskular atau gangguan pada jantung dan pembuluh darah. Kondisi ini menyebabkan organ jantung berdetak terlalu cepat, lambat, ataupun tidak teratur. Kondisi ini bisa terjadi karena adanya gangguan pada impuls elektrik, yaitu bagian yang berfungsi mengatur detak jantung[4]. Aritmia normal terjadi pada kondisi jantung yang sehat, namun bila terjadi terus menerus perlu segera ditangani dengan tepat dan segera. Hal ini dapat menimbulkan komplikasi dan gangguan proses memompa darah pada jantung yang mana dapat menyebabkan gagal jantung, stroke, dan berujung kematian mendadak.

Penderita Penyakit kardiovaskular di Indonesia sangat tinggi. Berdasarkan data Riset Kesehatan Dasar (Riskesdas) tahun 2018, angka kejadian penyakit jantung dan pembuluh darah semakin meningkat dari tahun ke tahun. Setidaknya, 15 dari 1000 orang, atau sekitar 2.784.064 individu di Indonesia menderita penyakit jantung[5]. Dan jumlah penderita aritmia berdasarkan data yang diambil dari beberapa sumber, jumlah penderia aritmia di Indonesia pada tahun 2011 sebanyak 2,1 juta kasus[6]. Dari data tersebut, penderita penyakit aritmia perlu penanganan segera khususnya pada diagnosis untuk mengurangi resiko kematian secara mendadak.

Proses diagnosis aritmia pada irama jantung dapat menggunakan beberapa metode, salah satunya yaitu elektrokardiogram atau EKG. EKG merupakan pemeriksaan untuk mengukur dan merekam kondisi impuls atau aktivitas listrik jantung dengan menggunakan alat pendeteksi impuls listrik jantung yang disebut elektrokardiograf.Elektrokardiograf bekerja dengan cara memperlihatkan dan merekam impuls berupa grafik di layar monitor, grafik tersebut

dapat dicetak untuk dilampirkan dalam rekam medis pasien yang selanjutnya akan dievaluasi oleh dokter. Pemeriksaan EKG dapat dilakukan dengan menggunakan sensor EKG 12 Lead yang memiliki akurasi lebih tinggi dibanding jumlah Lead lain saat ini.

1.2 Perumusan Masalah

Penanganan penyakit jantung khususnya aritmia saat ini masih kurang memadai karena jumlah dokter spesialis penyakit aritmia dan alat diagnosis yang sedikit, tidak sebanding dengan jumlah penderitanya. Hanya terdapat 28 dokter spesialis aritmia dan tidak semua rumah sakit dengan dokter spesialis tersebut memiliki fasilitas peralatan mandiri[7]. Dengan jumlah alat diagnosis dan dokter yang terbatas, penggunaan alat EKG 12 Lead pun terbatas hanya di rumah sakit sehingga tidak memungkinkan digunakan secara mandiri di rumah maupun di tempat layanan kesehatan umum seperti puskesmas. Fitur alat EKG yang saat ini digunakan juga tidak memungkinkan menggunakannya dari jarak jauh karena fitur pemantauan dan hasil rekaman grafik hanya dapat dicetak pada kertas. Hasil pemantauan dan rekaman cetak tersebut digunakan untuk mendeteksi penyakit aritmia yang hanya dapat dilakukan oleh dokter spesialis sehingga membutuhkan waktu lebih lama dalam proses deteksinya.

1.3 Tujuan

Penelitian ini memiliki tujuan yaitu mendeteksi penyakit aritmia dengan menggunakan metode Pan Tompkins yang berbasis sensor EKG 12 Lead. Metode Pan Tompkins dipilih berdasarkan penelitian Yeni Wahyu S. (2020)[8]. Pada penelitian tersebut didapatkan hasil pengujian dari 10 Metode deteksi QRS pada data sinyal jantung yang berbasis mikrokontroler, untuk mendeteksi heart rate dan heart beat hasil pengujian yang paling bagus adalah Metode Pan Tompkins karena memiliki nilai rata-rata error paling sedikit yaitu 14% dan nilai bobot *Positive Preditivity* dan *Sensitivity* (F1) sebesar 98%.

1.4 Batasan Masalah

Batasan masalah yang timbul dari permasalahan pada tugas akhir ini adalah:

1. Kegiatan uji meliputi akuisisi data sinyal aktivitas jantung subjek uji, deteksi penyakit aritmia pada data subjek uji, dan visualisasi dari hasil data akuisisi dan deteksi penyakit aritmia.
2. Subjek uji merupakan pasien yang belum dapat dipastikan memiliki penyakit aritmia dikarenakan tidak dizinkan untuk melakukan pengambilan data langsung pada pasien aritmia di rumah sakit.
3. Akuisisi data dan pemrosesan sinyal EKG menggunakan Raspberry Pi 4 Model B, Arduino Mega 2560 Rev3, dan modul sensor AD8232.
4. Penyimpanan data dilakukan secara luring dan daring.
5. Visualisasi data ditampilkan secara luring menggunakan layar LCD dan secara daring menggunakan situs web.

1.5 Sistematika Penulisan

Laporan penelitian tugas akhir ini tersusun dalam sistematika dan terstruktur sehingga mudah dipahami dan dipelajari oleh pembaca maupun seseorang yang ingin melanjutkan penelitian ini. Alur sistematika penulisan laporan penelitian ini yaitu:

1. BAB I Pendahuluan
   Bab ini berisi uraian tentang latar belakang permasalahan, penegasan dan alasan pemilihan judul, sistematika laporan, tujuan dan metodologi penelitian.

2. BAB II Tinjauan Pustaka
   Pada bab ini berisi tentang uraian mengenai penelitian terkait dan teori-teori yang berhubungan dengan permasalahan yang dibahas pada penelitian ini secara sistematis. Teori-teori ini digunakan sebagai dasar dalam penelitian, yaitu Pengertian Aritmia, Elektrokardiogram, Lead, dan Metode Pan Tompkins.

3. BAB III Desain Sistem dan Impementasi
   Bab ini berisi tentang penjelasan terkait metodologi yang digunakan dan desain sistem yang akan dibangun serta implementasinya. Guna mendukung eksperimen pada penelitian ini, digunakanlah blok diagram atau *work flow* agar sistem yang akan dibuat dapat dengan mudah dimengerti untuk di-

implementasikan pada pelaksanaan tugas akhir.

4. BAB IV Hasil dan Pengujian
   Bab ini menjelaskan tentang pengujian eksperimen yang dilakukan terhadap data dan analisanya. Beberapa teknik visualisasi akan ditunjukan hasilnya pada bab ini dan dilakukan analisa terhadap hasil visualisasi dan informasi yang didapat dari hasil mengamati data visualisasi yang tersaji.
5. BAB V Penutup
   Bab ini merupakan penutup yang berisi kesimpulan yang diambil dari penelitian dan pengujian yang telah dilakukan. Saran dan kritik yang membangun untuk pengembangkan lebih lanjut juga dituliskan pada bab ini.

BAB 2
TINJAUAN PUSTAKA

Demi mendukung penelitian ini, dipaparkan beberapa penelitian terkait sebagai *State of the Art* dari penelitian yang dilakukan serta teori penunjang sebagai bahan acuan. Dengan demikian penelitian ini menjadi lebih terarah.

2.1 Penelitian Terkait

Penelitian terkait merupakan penelitian telah dilaksanakan guna menjadi referensi pada penelitian tugas akhir ini. Pemilihan penelitian terkait meliput akuisisi data sinyal aktivitas jantung didapat dari sensor AD8232 dengan 12 lead, metode deteksi aritmia yang digunakan menggunakan metode Pan Tompkins, dan pengolahan sinyal data berbasis Raspberry Pi. Berikut adalah beberapa penelitian terkait yang digunakan pada tugas akhir ini, antara lain:

2.1.1 Perangkat Monitoring Jantung dengan Sensor ECG 12 Lead

Hans (2020) telah mengembangkan perangkat monitoring jantung dengan sensor EKG 12 Lead[9]. Penelitian tersebut membangun sistem akuisisi data dan monitoring jantung menggunakan EKG 12 lead. Sistem akuisisi dilakukan dengan menggunakan sensor EKG dan mikrokontroler yang terhubung dengan perangkat komputer. Kemudian monitoring dilakukan dengan visualisasi halaman website dari data yang telah diunggah komputer ke basis data.

2.1.2 *A Portable Real Time ECG Device for Arrhythmia Detection Using Raspberry Pi*

Valliappan CA, Advait Balaji, Sai Ruthvik Thandayam, Piyush Dhingra, dan Veeky Baths (2017) melakukan penelitian untuk mengembangkan perangkat EKG dengan fitur portable dan real time untuk mendeteksi penyakit aritmia. Perangkat yang dibangun pada penelitian tersebut memanfaatkan Raspberry Pi pada proses

akuisisi data dan pengolahan data. Data tersebut digunakan untuk mendeteksi aritmia dengan metode Peak Detection Algorithm. Akuisisi data menggunakan modul sensor AD8232 dan 3-electrode system untuk menghasilkan sinyal EKG Single Lead.

2.1.3 *Wearable Device* untuk Mendeteksi Kelainan Irama Jantung Menggunakan Metode Pan Tompkins

Faradina Ayu P (2020) melakukan penilitian terkait perangkat EKG yang dapat mendeteksi Aritmia. Pada penelitian ini perangkat EKG yang dibangun memiliki fitur deteksi yang menggunakan metode Pan Tompkins dengan berbasis modul sensor ECG Click dan data sinyal EKG Single Lead.

2.2 Teori Penunjang

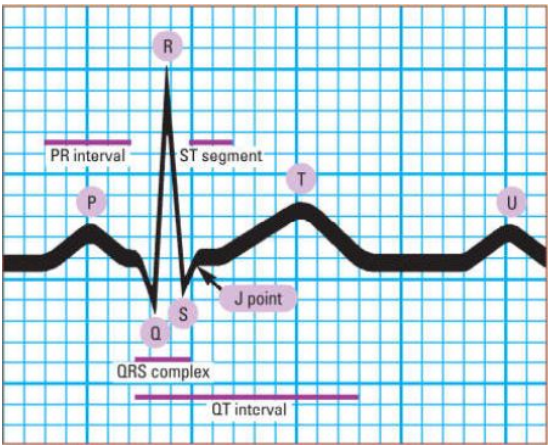
Pada bagian bab ini merupakan dasaran teori yang digunakan untuk referensi dalam penelitian diantaranya Aritmia, Elektrokardiogram, Lead, Metode Pan Tompkins, dan Modul Sensor AD8232.

2.2.1 Aritmia

Aritmia merupakan istilah umum untuk kondisi gangguan irama jantung. Dalam keadaan normal, jantung akan berdenyut secara teratur dengan jumlah denyut sebanyak 60–80 kali tiap menitnya. Pada kondisi aritmia, jantung berdenyut tidak teratur, berdenyut lebih cepat, atau berdenyut lebih lambat dari kondisi normal. Jantung yang berdenyut lebih cepat dari yang seharusnya disebut Takikardi yang mana jantung berdenyut lebih dari 100 kali per menit. Kondisi tersebut sebenarnya normal bila seseorang sedang beraktivitas berat seperti olahraga ataupun sedang mengalami stress, namun kondisi tersebut dikatakan abnormal bila terjadi saat sedang beristirahat. Berbeda dengan Takikardi, Bradikardi merupakan kondisi jantung berdenyut lambat yaitu kurang dari 60 kali per menit. Kondisi-kondisi tersebut dapat menyebabkan komplikasi dan gangguan dalam proses memompa darah dari jantung ke organ dan jaringan tubuh lainnya. Untuk mengetahui kondisi jantung seseorang yang mengidap artimia, salah satu caranya dengan tes elektrokardiogram.

2.2.2 Elektrokardiogram

Elektrokardiogram (EKG) adalah grafik yang dibuat oleh sebuah elektrokardiograf, yang merekam aktivitas kelistrikan jantung dalam waktu tertentu. EKG digunakan dokter sebagai sarana pemeriksaan jantung dengan merekam dan menganalisis kondisi jantung pasien. Grafik EKG menampilkan aktivitas impuls listrik pada jantung yang terdiri dari gelombang PQRST. Gelombang tersebut dapat dibagi menjadi tiga bagian yaitu gelombang P, kompleks QRS, dan gelombang T. Lebih jelas terkait grafik sinyal EKG dapat dilihat pada Gambar 2.1.



Gambar 2.1: Bentuk Gelombang EKG[1]

2.2.3 Lead

Pada perangkat EKG terdapat lead dengan elektroda dipasang pada permukaan tubuh. Lead tersebut berperan untuk menerima impuls listrik dari jantung. EKG dengan 12 lead dapat merepresentasikan seluruh aktivitas kelistrikan pada otot jantung. Secara umum EKG 12 lead dibagi menjadi dua bagian yaitu:

1. ***Frontal Lead (Six Limb Lead)*** memperlihatkan aktivitas kelistrikan dari dari sudut bidang frontal yang diambil dari tiga titik tubuh, yaitu lengan kanan (RA), lengan kiri (RL), dan

kaki kiri (LL). Frontal Lead terdiri dari lead bipolar (I, II, III) dan lead unipolar (aVR, aVL, aVF). Lead bipolar digunakan untuk mengukur perbedaan potensial listrik pada tiap titik dan lead unipolar digunakan untuk membandingkan tegangan pada satu titik tubuh terhadap tegangan rata-rata pada dua titik lainnya.

2. ***Precordial Lead*** memperlihatkan aktivitas kelistrikan jantung dari bidang horizontal yang terdiri dari enam lead, yaitu V1, V2, V3, V4, V5, dan V6. Titik-titik yang digunakan oleh masing-masing lead adalah pada area ventrikal kiri.

Teknik perekaman EKG dengan 12 lead menggunakan 10 titik penempatan elektroda seperti yang dapat dilihat pada Gambar 2.2. Dari 10 titik tersebut akan didapatkan rekaman sinyal lead I, II, III, V1, V2, V3, V4, V5, dan V6. Sedangkan untuk lead avR, aVL, dan aVF dapat diperoleh menggunakan perhitungan dari data Lead I dan Lead II menggunakan persamaan Einthoven[10]. Persamaan Einthoven dapat dilihat pada persamaan 2.1, 2.2, dan 2.3

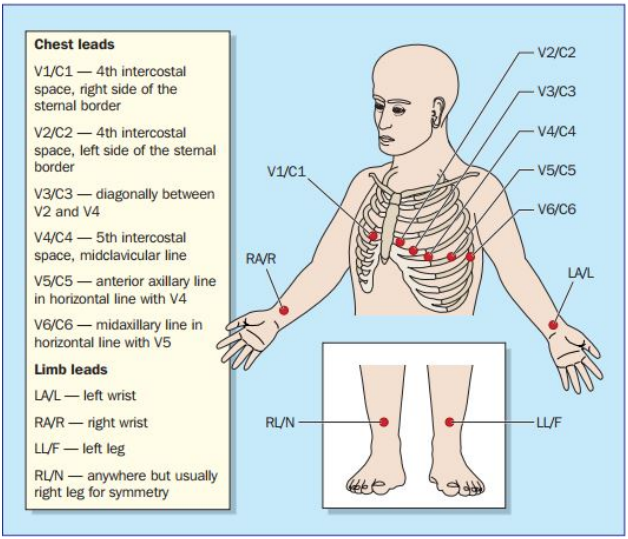
$$aVR = \frac{-(Lead\,I + Lead\,II)}{2} \tag{2.1}$$

$$aVL = Lead\,I - \frac{(Lead\,II)}{2} \tag{2.2}$$

$$aVF = Lead\,II - \frac{(Lead\,I)}{2} \tag{2.3}$$

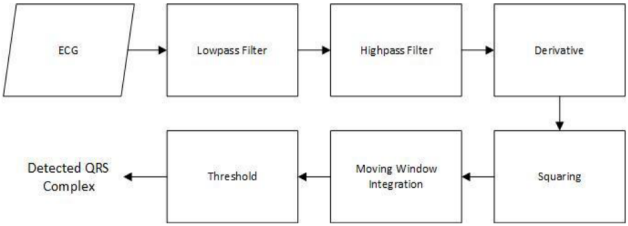
2.2.4 Pan Tompkins

Pan Tompkins merupakan algoritma yang umum digunakan untuk mendeteksi kompleks QRS. Algorima ini diusulkan oleh Jiapu Pan dan Willis J. Tompkins pada tahun 1985 yang terdiri 2 tahap yaitu proses preprocessing dan tahap decision rules [11]. Proses preprocessing diperlukan untuk menyaring sinyal EKG guna menghilangkan noise yang terjadi karena kontraksi otot, baseline wander, dan gangguan gelombang T dengan frekuensi tinggi mirip dengan



Gambar 2.2: Posisi Penempatan Elektroda [2]

kompleks QRS. Hasil penyaringan kemudian disegmentasi dan dipisahkan guna mendeteksi titik puncak R pada kompleks QRS dan mengurangi deteksi palsu timbul. Tahapan pada preprocessing meliputi Low Pass Filter, High Pass Filter, Derivative, Squaring, dan Moving Window Integration. Kemudian untuk proses decision rules nya terdapat tahapan Thresholding. Blok diagram metode Pan Tompkins dapat dilihat pada Gambar 2.3.



Gambar 2.3: Blok Diagram Pan Tompkins

2.2.4.1 Low Pass Filter

Low pass filter berguna untuk memotong (*cut-off*) frekuensi sebesar 11 Hz sehingga frekuensi sinyal dibawah 11 Hz akan dibiarkan lewat sedangkan frekuensi diatas itu akan diredam. Persamaan low pass filter ditunjukkan pada persamaan 2.4 dengan T sebagai periode *sampling*.

$$\begin{aligned} y(nT) = & 2y(nT-T) - y(nT-2T) + x(nT) \\ & - 2x(nT-6T) + x(nT-12T) \end{aligned} \tag{2.4}$$

2.2.4.2 High Pass Filter

High pass filter akan melakukan *cut-off* frekuensi sebesar 5 Hz sehingga frekuensi sinyal di atas 5 Hz akan dibiarkan lewat sedangkan di bawah 5 Hz akan diredamkan. Persamaan high pass filter ditunjukkan pada persamaan 2.5

$$\begin{aligned} y(nT) = & 32x(nT-16T) - [y(nT-T) \\ & + x(nT) - x(nT-32T)] \end{aligned} \tag{2.5}$$

2.2.4.3 Derivative

Nilai yang telah difilter selanjutnya didiferensiasikan melalui proses derivative. Proses ini dilakukan untuk mendapatkan informasi lereng atau kemiringan tertinggi dari kompleks QRS guna membedakan kompleks QRS dengan kemiringan dari segmen lainnya. Persamaan derivative ditunjukkan pada persamaan 2.6

$$\begin{aligned} y(nT) = & (\frac{1}{8}T)[-x(nT-2T) - 2x(nT-T) \\ & + 2x(nT+T) + x(nT+2T)] \end{aligned} \tag{2.6}$$

2.2.4.4 Squaring

Squaring dilakukan dengan cara mengkuadratkan keluaran dari derivative agar semua data menjadi sinyal positif. Tahap ini dilakukan untuk memperkuat sinyal dari hasil proses differensiasi. Per-

samaan squaring ditunjukkan pada persamaan 2.7

$$y(nT) = [x(nT)]^2 \tag{2.7}$$

2.2.4.5 Moving Window Integration

Moving Window Integration digunakan untuk membantu memperjelas interval QRS dengan cara mengambil sejumlah 'n' sampel pada lebar jendela yang mana harus sama dengan kompleks QRS. Persamaan moving window integration ditunjukkan pada persamaan 2.8

$$\begin{aligned} y(nT) = (1/N)[x(nT-(N-1)T) + x(nT-(N-2)T) \\ + ... + x(nT)] \end{aligned} \tag{2.8}$$

2.2.4.6 Thresholding

Thresholding merupakan *decision rule* pada metode Pan Tompkins. Pada tahap ini sinyal keluaran Moving Window Integration dilakukan deteksi gelombang kompleks QRS dan puncak R potensial. Lebar Gelombang QRS ditetapkan berdasar durasi waktu sisi naik sinyal yang mana titik tepi sisi naik didapat dari sinyal keluaran Moving Window Integration. Pada deteksi pencarian titik R pontensial ditetapkan *Fiducial Mark* sebesar 200ms sehingga tidak ada puncak yang terdeteksi setelah sebuah puncak ditemukan. Selanjutnya dilakukan Thresholding pada hasil puncak R potensial untuk mengurangi kesalahan pada penetuan titik puncak R sebenarnya. Nilai Thresholding didapat dari persamaan 2.9

$$\begin{aligned} Threshold_I = NoiseLevel_I + 0.25(SignalLevel_I \\ - NoiseLevel_I) \end{aligned} \tag{2.9}$$

$NoiseLevel_I$ merupakan perkiraan tingkat kebisingan dalam sinyal EKG dan $SignalLevel_I$ merupakan perkiraan tingkat sinyal. Nilai dari $NoiseLevel_I$ dan $SignalLevel_I$ didapat dengan persamaan 2.10 dan 2.11

$$\begin{aligned} SignalLevel_I = \ & 0.125\, PEAK_I + 0.875\, SignalLevel_I \\ & \textit{(jika} PEAK_I \textit{ adalah puncak sinyal)} \end{aligned} \tag{2.10}$$

$$NoiseLevel_I = 0.125\, PEAK_I + 0.875\, NoiseLevel_I \quad \textit{(jika } PEAK_I \textit{ adalah puncak kebisingan)} \tag{2.11}$$

$PEAK_I$ merupakan puncak baru yang ditemukan pada sinyal.

BAB 3
DESAIN DAN IMPLEMENTASI SISTEM

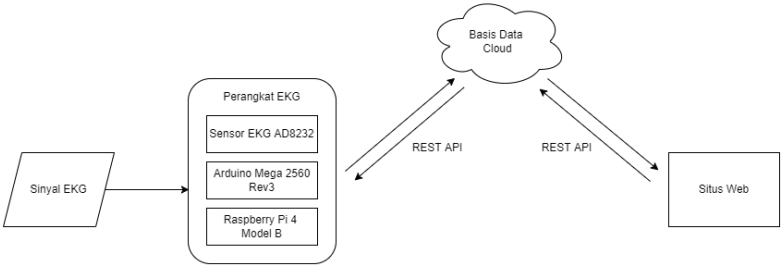
Penelitian ini dilaksanakan sesuai dengan desain sistem berikut dengan implementasinya. Desain sistem merupakan konsep dari pembuatan dan perancangan infrastruktur kemudian diwujudkan dalam bentuk blok-blok alur yang harus dikerjakan. Pada bagian implementasi merupakan pelaksanaan teknis untuk setiap blok pada desain sistem.

3.1 Desain Sistem

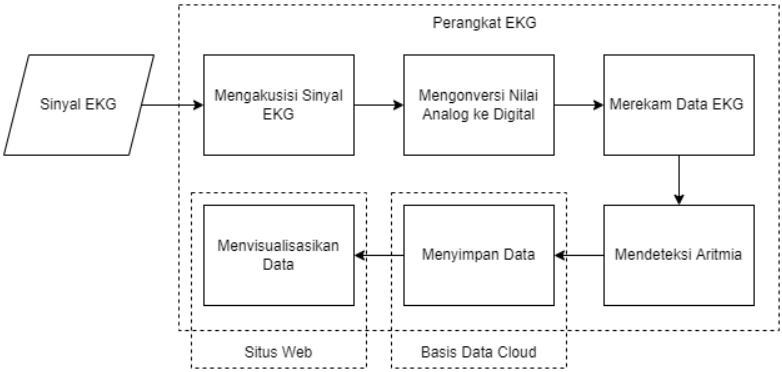
Pada sistem yang akan dibangun menggunakan konsep arsitektur *Internet of Things* seperti pada Gambar 3.1. Terdapat tiga bagian utama pada arsitektur ini yaitu perangkat EKG, basis data *cloud*, dan situs web yang mana setiap bagian berkomunikasi dengan menggunakan REST API. Tahapan-tahapan kerja pada arsitektur terdiri dari beberapa bagian seperti pada Gambar 3.2 yang ditunjukkan sebagai blok diagram desain sistem yang akan dibangun. *Input* atau masukkan pada sistem ini yaitu berupa data sinyal aktivitas jantung dari subjek uji atau pasien yang kemudian akan ditangkap oleh elektroda dan sensor. Sinyal yang berhasil ditangkap kemudian dikonversi dan direkam sehingga selanjutnya dapat dilakukan deteksi kondisi aritmia pada pasien. Hasil rekaman dan deteksi akan disimpan pada penyimpanan lokal serta pada basis data cloud. Data rekaman yang berhasil disimpan akan dapat divisualisasikan melalui perangkat dan situs web.

3.2 Desain Perangkat EKG

Pada Gambar 3.3 merupakan desain dari perangkat EKG yang terdiri dari modul sensor AD8232, Arduino Mega 2560 Rev3, Raspberry Pi 4 Model B, *Battery Power Supply*, Layar LCD, dan Kartu Micro SD. Sinyal EKG akan diakuisisi oleh sensor AD8232 melalui elektroda yang terpasang pada permukaan tubuh pasien. Arduino Mega 2560 Rev3 berfungsi untuk mengonversi sinyal analog dari modul AD8232 menjadi nilai digital yang akan diteruskan ke *pin*



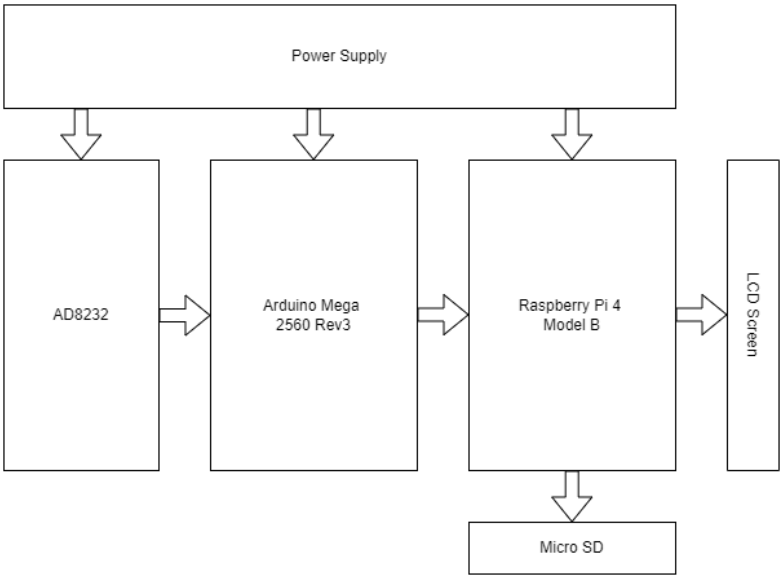
Gambar 3.1: Arsitektur Sistem



Gambar 3.2: Desain Kerja Sistem

Raspberry Pi. Penggunaan Arduino Mega sebagai ADC dimaksudkan karena Raspberry Pi tidak memiliki *pin* analog. Pada visualisasi digunakan layar LCD dengan fitur *touchscreen* untuk memudahkan pengguna dalam mengoperasikan perangkat dan Kartu Micro SD untuk menyimpan data secara lokal, selain itu data hasil pengolahan juga dikirim ke basis data *cloud* untuk divisualisasikan pada situs web. Pada perangkat ini digunakan catu daya dari *battery lithium polymer* 18650 dengan menggunakan regulator untuk menaikkan tegangan menjadi 5V dengan arus maksimal 3A. Pemilihan catu daya menggunakan baterai yang merupakan sumber tegangan DC adalah untuk menghindari gangguan yang dihasilkan dari sumber tegangan AC. Gambar 3.5 merupakan desain *packaging* akan

dicetak menggunakan printer 3D sehingga lebih ringan dan mudah dibawa. Gambar implementasi desain perangkat lebih lengkapnya terlampir.



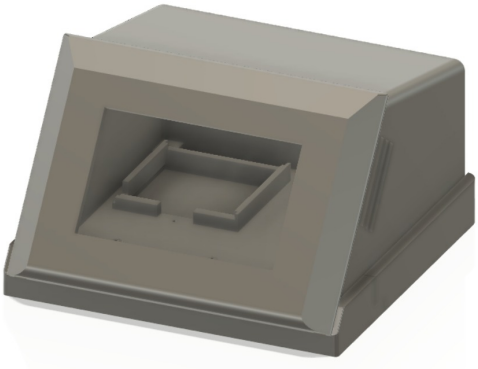
Gambar 3.3: Desain Perangkat EKG

Tabel 3.1: Konfigurasi Perangkat EKG

AD8232	Arduino Mega	Raspberry Pi
+3.3v	+3.3v	UART
GND	GND	UART
OUTPUT	A0-A8	UART

3.3 Akuisisi Sinyal EKG

Aktivitas jantung dapat direkam dengan cara mengakuisisi perbedaan potensial listrik pada masing-masing titik penempatan lead dengan menggunakan elektroda. Pada EKG 12 lead diperlukan 10 titik sadapan seperti pada Gambar 2.2.



Gambar 3.4: Desain *Packaging* Perangkat

Gambar 3.5: Implementasi *Packaging* Perangkat EKG 12 Lead

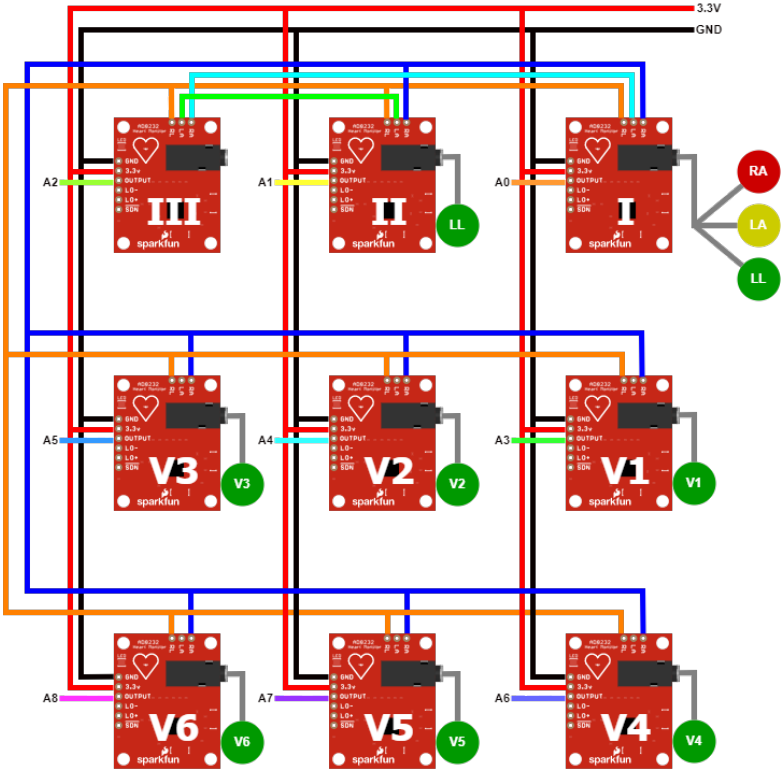
3.3.1 Desain Perangkat Sensor AD8232

Sensor AD8232 dapat mengakuisisi sinyal kelistrikan jantung dengan elektroda yang terpasang di permukaan tubuh. Pada perangkat EKG 12 Lead diperlukan sembilan modul sensor AD8232 untuk dapat menghasilkan sembilan sadapan lead antara lain lead I, II, III, V1, V2, V3, V4, V5, dan V6. Sedangkan tiga lead sisanya yaitu aVR, aVL, dan aVF berikutnya akan didapat dari perhitungan dari persamaan 2.1, 2.2, dan 2.3.

Desain perangkat dengan sembilan modul sensor AD8232 dapat dilihat pada Gambar 3.6. Pada desain rangkaian tersebut, menggunakan 10 elektroda pada 10 titik penempatan yaitu titik RA, LA, RL, LL, V1, V2, V3, V4, V5, dan V6. Sumber daya listrik berasal dari tegangan 3.3v. Pada pin RA modul I dihubungkan dengan RA modul II, V1, V2, V3, V4, V5, dan V6 yang ditandai dengan kabel berwarna biru tua. Pin LA pada modul I dihubungkan dengan LA pada modul III yang ditandai kabel berwarna biru muda. Kabel orange menhubungkan antara pin LL pada modul I dengan LL pada modul II, III, V1, V2, V3, V4, V5, dan V6. Pin LL pada modul II dihubungkan dengan LL pada modul III yang ditandai kabel berwarna hijau. Selain hubungan antar pin RA, LA, dan RL pada setiap modul, terdapat pin OUTPUT yang dihubungkan dengan pin A0-A8 pada Arduino Mega 2560 Rev3 dengan ketentuan seperti pada Gambar 3.6

3.4 Konversi Nilai Analog ke Digital

Sinyal EKG yang berhasil diakuisisi bernilai analog sehingga perlu dikonversi menjadi nilai digital. Arduino Mega 2560 Rev3 memiliki multi-channel ADC *(Analog to Digital Converter)* dengan resolusi 10 bit. Nilai tegangan antara 0 hingga 5V atau 3.3V sesuai yang dioperasikan akan dikonversi menjadi nilai *integer* dari 0 hingga 1023. Untuk mengaktifkan fungsi ADC ini, pin *output* dari sensor perlu dihubungkan dengan pin analog *input* pada arduino, selain itu pada program arduino menggunakan fungsi analogRead(pin) untuk mendeklarasikan bahwa pin tersebut digunakan untuk membaca *input* analog. Besar resolusi ADC dan pin analog *input* pada arduino dapat dilihat pada Tabel 3.2



Gambar 3.6: Desain Perangkat Sensor AD8232

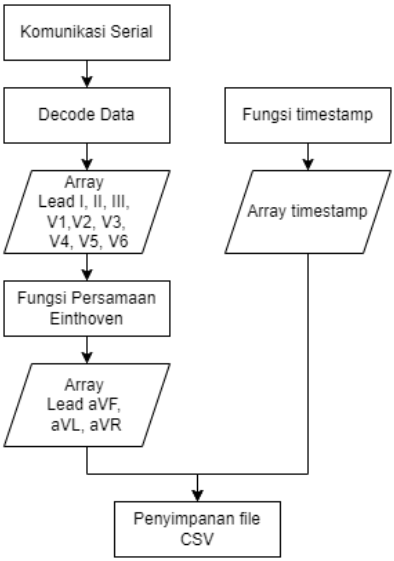
3.5 Perekaman Data EKG

Perekaman data EKG dilakukan pada Raspberry Pi 4 Model B dengan menggunakan aplikasi dengan basis bahasa pemrograman Python. Data EKG didapat dari keluaran ADC pada Arduino Mega yang dikirim menggunakan komunikasi serial melalui sambungan UART dengan *baud rate* yang digunakan yaitu sebesar 115200. Data yang dikirimkan berupa baris *string* yang terdiri dari lead I, II, III, V1, V2, V3, V4, V5, dan V6. Untuk dapat dibaca oleh program dilakukan *decode* data dari bit ke integer. Baris *string* yang telah ter-*decode* tersebut kemudian dipisah untuk selanjutnya dikumpulk-

Tabel 3.2: Tabel Fitur Pada Setiap Model Arduino[3]

BOARD	OPERATING VOLTAGE	USABLE PINS	MAX RESOLUTION
Uno	5 Volts	A0 to A5	10 bits
Mini, Nano	5 Volts	A0 to A7	10 bits
Mega, Mega2560, MegaADK	5 Volts	A0 to A14	10 bits
Micro	5 Volts	A0 to A11*	10 bits
Leonardo	5 Volts	A0 to A11*	10 bits
Zero	3.3 Volts	A0 to A5	12 bits**
Due	3.3 Volts	A0 to A11	12 bits**
MKR Family boards	3.3 Volts	A0 to A6	12 bits**

an pada *array* masing-masing lead. Selanjutnya data lead I dan II akan digunakan perhitungan sesuai dengan persamaan 2.1, 2.2, dan 2.3 untuk mendapatkan nilai aVR, aVL, dan aVF yang kemudian dikumpulkan pada *array* lead tersebut. Selain *array* lead terdapat pula *array* timestamp untuk menandai kapan data tersebut terekam. Diagram alur perekaman data EKG dapat dilihat pada Gambar 3.7



Gambar 3.7: Diagram Alur Perekaman Data EKG

3.5.1 Timer Interrupt

Arduino Mega 2560 Rev3 memiliki maksimal kecepatan pembacaan analog sebesar 10.000 kali per detik. Sedangkan banyak data yang dibutuhkan pada sistem ini yaitu sebesar 200 sampel per detik atau frekuensi sampel sebesar 200Hz. Untuk mengatur banyaknya data yang dikirim oleh sistem dapat dilakukan dengan mengatur besar *baud rate* atau kecepatan data yang dikirim melalui komunikasi serial. Selain mengatur besar *baud rate* dapat juga dengan mengatur *timer* pada Arduino. *Timer* Arduino berjalan pada 16Mhz yang merupakan kecepatan tercepat yang dapat ditambahkan oleh *timer*. Pada *timer* Arduino dilakukan *interrupt* dengan menggunakan Prescaller dengan persamaan 3.1

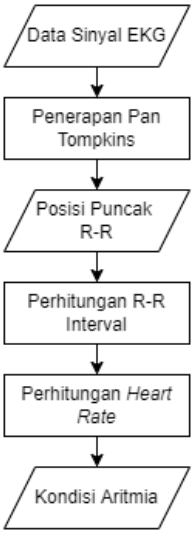
$$OCR = \frac{f_{clk}}{Prescaller \times f_{ti}} - 1 \tag{3.1}$$

OCR atau *Output Compare Register* merupakan register yang dapat menyimpan nilai yang ditetapkan pada persamaan 3.1 secara kontinu. Nilai tersebut akan digunakan untuk menginterupsi *timer*. f_{ti} merupakan frekuensi *TimerInterrupt* yang diinginkan dalam satuan Hz dan f_{clk} yaitu kecepatan maksimal arduino sebesar 16MHz. Pada $Prescaller$ diberi nilai 1024 sesuai dengan besar resolusi ADC 10 bit. Nilai akhir dikurangi dengan 1 karena indeks OCR dimulai dari 0 [12].

3.6 Deteksi Aritmia

Proses mendeteksi aritmia pada subjek uji atau pasien yaitu dengan terlebih dahulu menerapkan metode Pan Tompkins pada data sinyal yang telah direkam. Ppenerapan metode Pan Tompkins dapat dilihat pada Gambar 2.3 dengan tahapannya meliputi Low Pass Filter, High Pass Filter, Derivative, Squaring, Moving Window Integration, dan Thresholding. Keluaran dari penerapan metode tersebut yaitu posisi titik puncak R pada data sinyal. Posisi titik puncak R tersebut selanjutnya dihimpun untuk dibandingkan jarak antar titik puncak R tersebut sehingga didapatkan R-R interval. Nilai R-R interval selanjutnya dimasukkan pada perhitungan *heart rate* untuk mendapat nilai *Beat Per Minutes* (BPM). Nilai R-R interval dan BPM tersebut akan digunakan untuk menentukan

kondisi subjek uji atau pasien dalam kondisi normal atau aritmia. Diagram Alur pada proses ini dapat dilihat pada Gambar 3.8



Gambar 3.8: Diagram Alur Proses Deteksi Aritmia

3.6.1 Deteksi R-R Interval

Keluaran metode Pan Tompkins menghasilkan posisi titik puncak R pada data sinyal yang mana pada setiap nilai tersebut dibandingkan untuk mendapat jarak antar R. Jarak antar R tersebut selanjutnya dengan frekuensi sampel (fs) sehingga didapatkan R-R interval ($RR[i]$) yaitu jarak dalam satuan waktu. Perhitungan untuk mendapat R-R interval dapat ditunjukkan pada persamaan 3.2.

$$RR[i] = \frac{(R[i+1] - R[i])}{fs} \tag{3.2}$$

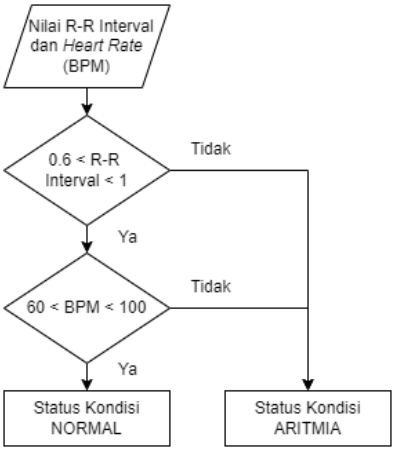
3.6.2 Perhitungan *Heart Rate*

Heart rate didapat dari perhitungan pada persamaan 3.3 yang mana 60 detik dibagi dengan nilai waktu rata-rata dari seluruh R-R interval.

$$HeartRate = \frac{60}{RR[i]} \tag{3.3}$$

3.6.3 Perhitungan Kondisi Aritmia

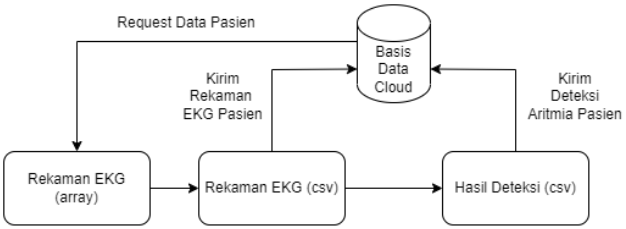
Pada desain sistem perangkat ini hanya dapat mendeteksi kondis subjek uji sebagai kondisi aritmia atau normal. Kondisi tersebut didapatkan dari perhitungan R-R interval dan *heart rate* dari data sinyal subjek uji seperti yang ditunjukkan dengan diagram alur pada Gambar 3.9. Bila hasil perhitungan R-R inteval lebih dari 1 detik atau kurang dari 0.6 detik maka subjek uji termasuk dalam kondisi aritmia. Selanjutnya dengan hasil perhitungan *heart rate* yang umumnya normal dengan rentang 60 hingga 100 BPM, ketika *heart rate* di bawah 60 atau di atas 100 BPM maka subjek uji termasuk dalam kondisi aritmia.



Gambar 3.9: Diagram Alur Perhitungan Kondisi Aritmia

3.7 Penyimpanan Data

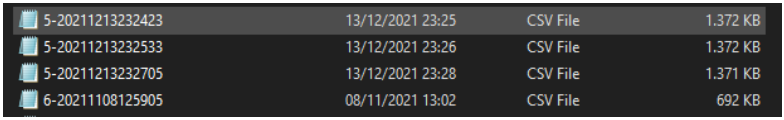
Penyimpanan dari desain sistem ini dibagi menjadi dua yaitu penyimpanan luring atau lokal dan penyimpanan daring. Pada penyimpanan lokal data disimpan dalam file dengan format .CSV di dalam sistem penyimpanan Raspberry Pi. Sedangkan untuk penyimpanan daring data disimpan dalam basis data *cloud* sehingga kemudian data dapat digunakan untuk visualisasi pada situs web. Diagaram alur penyimpanan data dapat dilihat pada Gambar 3.10



Gambar 3.10: Diagram Alur Penyimpanan Data

3.7.1 Penyimpanan Lokal

Penyimpanan data lokal disimpan pada sistem penyimpanan Raspberry Pi dengan menggunakan Micro SD. Data yang disimpan terdiri dari dua jenis data yaitu data rekaman dan data deteksi aritmia. Data rekaman berisi baris data dengan kolom *timestamp, avf, avl, avr, i, ii, iii, v1, v2, v3, v4, v5,* dan *v6.* Data hasil deteksi aritmia pasien berisi baris data dengan kolom *annotation, timestamp,* dan *ecg.* Semua data disimpan dengan format file .CSV dengan nama file "id pasien - waktu perekaman" sedangkan untuk file deteksi aritmia disimpan dengan nama file "id pasien - waktu perekaman - kondisi aritmia". Hasil file penyimpanan lokal dapat dilihat pada Gambar 3.11.



Gambar 3.11: Hasil Penyimpanan Data Lokal

3.7.2 Basis Data *Cloud*

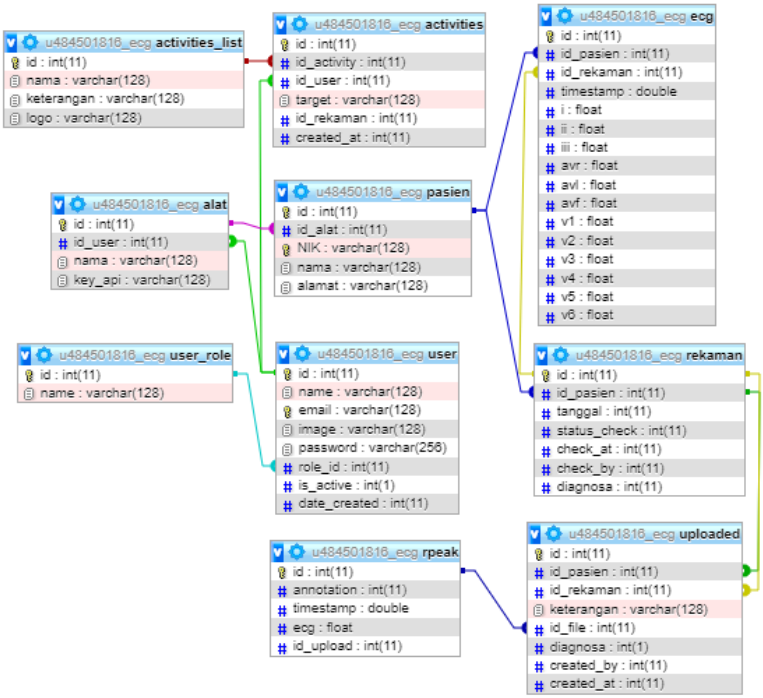
Penyimpanan data *cloud* dengan menggunakan sistem manajemen basis data MySQL. Rekaman data yang telah disimpan pada penyimpanan lokal akan dikirim ke basis data MySQL. Basis data MySQL terdiri dari 10 tabel yaitu tabel user, user_role, alat, pasien, activities, activities_list, ecg, rekaman, rpeak, dan uploaded dengan rincian masing-masing kolom tabel sesuai dengan ERD pada Gambar 3.12. Tabel user_role merupakan tabel yang berisi peran dari setiap user seperti dokter, pasien, alat, dan admin yang memiliki relasi dengan tabel user. Tabel user memiliki relasi dengan tabel alat dan activities yang berfungsi untuk menyimpan data user dan digunakan untuk dapat mengakses halaman situs web sesuai dengan *role* atau perannya. Tabel activities berfungsi untuk menuliskan riwayat dari setiap aktivitas user relasinya dengan tabel activities_list yang berisi daftar aktivitas yang telah ditetapkan seperti aktivitas *upload, download, check, uncheck,* dan *delete*. Data setiap rekaman ekg disimpan pada tabel ecg dengan relasinya ke tabel rekaman untuk menuliskan keterangan rekaman seperti hasil diagnosa, status pengecekan oleh dokter, waktu perkaman, dan user pemilik rekaman tersebut. Sedangkan untuk menyimpan hasil deteksi aritmia akan disimpan pada tabel rpeak yang berisi indeks atau anotasi deteksi puncak R atau *R peak*, waktu rekamannya, dan nilai ecg lead tersebut. Tabel rpeak memiliki relasi dengan tabel uploaded yang menyimpan keterangan pada hasil deteksi tersebut.

3.7.3 Pengiriman Data

Pengiriman data pada desain sistem ini menggunakan REST API sebagai perantara. Alur pengiriman data dapat dilihat pada Gambar 3.10. Rancangan REST API dapat dilihat pada Tabel 3.3.

3.8 Visualisasi Data

Output dari sistem yaitu visualisasi pada aplikasi desktop Raspberry Pi dan situs web. Data yang divisualisasikan meliputi grafik Data EKG, tabel data Pasien, tabel data rekaman, dan hasil deteksi aritmia.



Gambar 3.12: ERD Basis Data

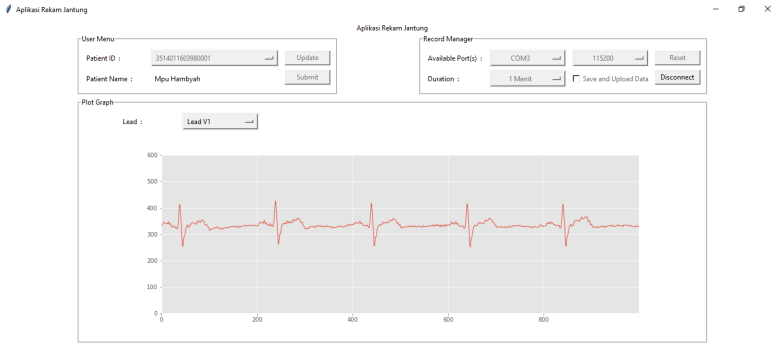
3.8.1 Visualisasi Aplikasi Desktop

Pada aplikasi desktop divisualisasikan menjadi tiga bagian yaitu User Menu, Record Manager, dan Plot Graph. User Menu berisi menu pilihan id pasien, teks nama pasien, tombol *update* untuk memperbaharui data pasien, dan tombol *submit* untuk menyimpan id pasien selama perekaman data. Record Manager meliputi beberapa menu seperti menu pilihan port dan baudrate yang digunakan, pilihan durasi rekam, *checkbox save and upload data* untuk menyimpan dan mengunggah data rekaman, tombol *reset* untuk mengatur ulang isian pada menu lainya, dan tombol *connect* untuk memulai rekam data. Bagian terakhir yaitu Plot Graph merupakan visualisasi grafik rekaman yang terdapat menu pilihan lead untuk

Tabel 3.3: Tabel API

Rute	HTTP	Deskripsi
/data/apiGetData/:id_pasien/:api_key/ :diagnosa	POST	Untuk mengirim data rekaman EKG
/data/alatGetDataPasien/:id_alat	GET	Untuk mengambil data pasien sesuai id alat
/data/getdata/:id_pasien/:id_rekaman/ :id_loop	GET	Untuk mengambil data rekaman EKG pasien

memilih grafik lead yang akan ditampilkan. Desain visualisasi aplikasi desktop dapat dilihat pada Gambar 3.13



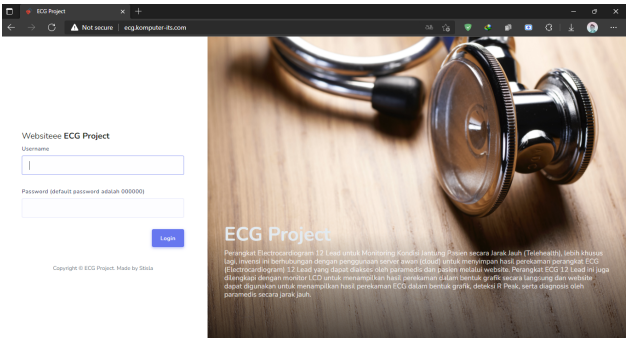
Gambar 3.13: Desain *User Interface* Aplikasi Desktop

3.8.2 Visualisasi Situs Web

Visualisasi pada situs web dibagi menjadi empat desain berdasar hak akses user yaitu desain halaman pasien, dokter, alat, dan admin. Setiap halaman memiliki desain *user interface* yang disesuikan dengan kebutuhan setiap user nya. Untuk mengakses halaman *dashboard* perlu memuat halaman *login* terlebih dahulu dan memasukkan *username* dan *password*. Desain halaman *login* ditunjukkan pada Gambar 3.14.

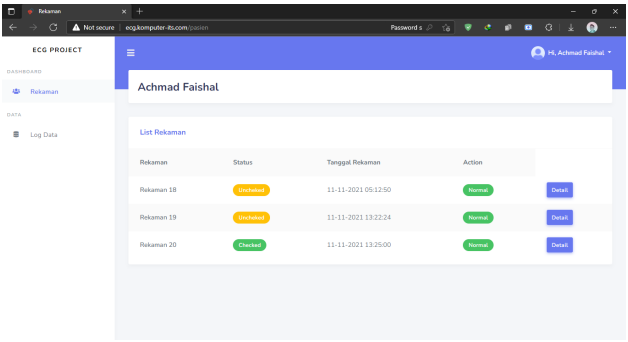
3.8.2.1 Desain *User Interface* Halaman Pasien

Pada halaman pasien terdapat menu Rekaman dan menu Log Data. Menu rekaman berisi tabel daftar rekaman pasien dengan



Gambar 3.14: Desain *User Interface* Halaman Login

keterangannya dan tombol "detail" untuk menampilkam grafik hasil rekaman. Menu Log data berisi daftar riwayat dari rekaman pasien. Desain *User Interface* halaman pasien dapat dilihat pada Gambar 3.15 dan Gambar 3.14 serta keseluruhan desain terlampir.



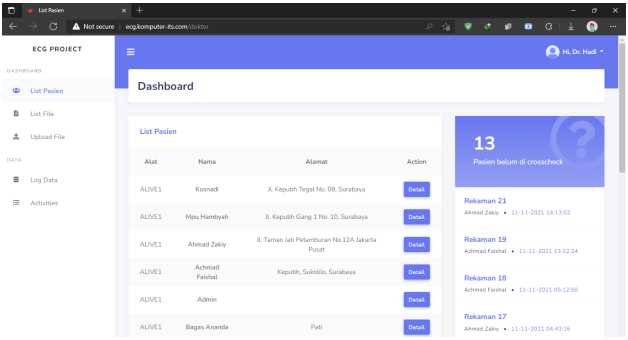
Gambar 3.15: Desain *User Interface* Halaman Pasien

3.8.2.2 Desain *User Interface* Halaman Dokter

Pada halaman dokter memiliki beberapa menu seperti List Pasien, List File, Upload File, Log Data dan Activities. Menu List Pasien menampilkan tabel keseluruhan pasien. Untuk mengakses data rekaman setiap pasien dapat dilakukan dengan menekan tombol "detail" pada tabel. Menu List File berisi file hasil deteksi penya-

Gambar 3.16: Desain *User Interface* Halaman Grafik

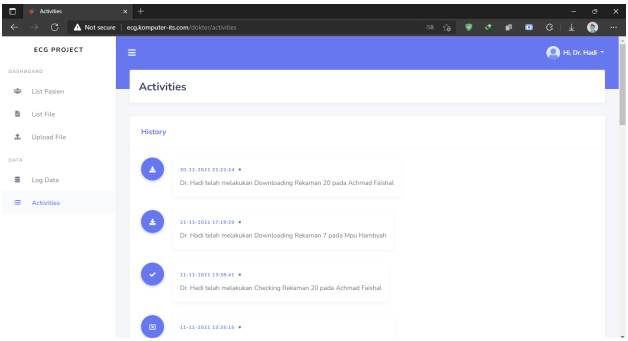
kit jantung yang telah diunggah oleh dokter, sedangkan pada menu Upload Files berisi formulir untuk mengunggah file tersebut. Menu Log Data digunakan untuk menampilkan daftar riwayat rekaman keseluruhan pasien. Menu Activities merupakan menu yang berisi setiap aktivitas yang dilakukan oleh dokter pada situs web. Desain *User Interface* halaman dokter dapat dilihat pada Gambar 3.17 dan Gambar 3.18 serta keseluruhan desain terlampir.



Gambar 3.17: Desain *User Interface* Halaman Dokter

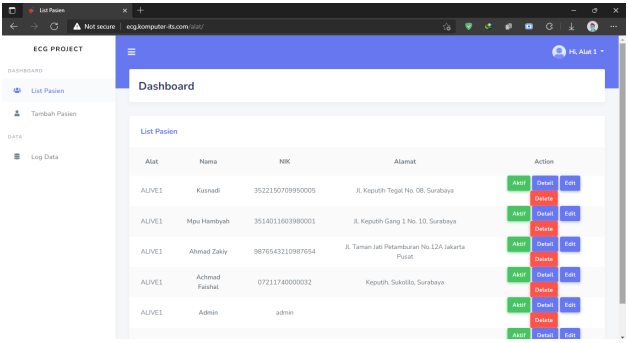
3.8.2.3 Desain *User Interface* Halaman Alat

Halaman alat berfungsi untuk memberikan *action* pada data pasien seperti memperbahurui dan menambahkan data pasien yang



Gambar 3.18: Desain *User Interface* Halaman Aktivitas Dokter

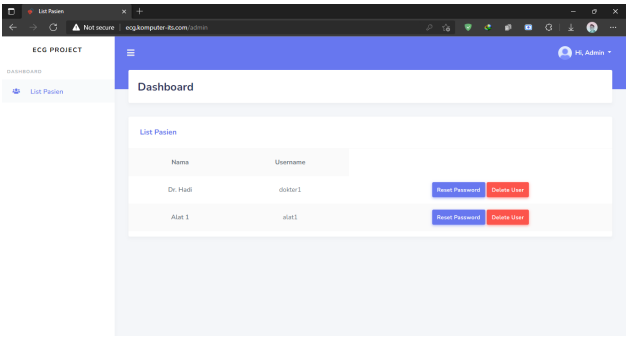
terdaftar pada alat. Pada Menu List Pasien berisi tabel daftar pasien yang terdaftar pada alat dengan beberapa *action* status keaktifan, detail data pasien, *edit* atau perbaharui data pasien, dan hapus pasien. Menu Tambah Pasien berisi formulir untuk menambahkan pasien pada alat sehingga data pasien dapat diakses nantinya pada aplikasi desktop. Menu Log Data digunakan untuk menampilkan daftar riwayat rekaman pasien yang terdaftar pada alat. Desain *User Interface* halaman alat dapat dilihat pada Gambar 3.19 dengan keseluruhan desain terlampir.



Gambar 3.19: Desain *User Interface* Halaman Alat

3.8.2.4 Desain *User Interface* Halaman Admin

Admin memiliki hak akses untuk memperbaharui data dokter dan alat. Halaman menampilkan tabel daftar dokter dan alat. Pada halaman ini user dapat menambahkan user dokter atau alat, me-*reset* password user dokter atau alat, dan menghapus user dokter atau alat. Desain *User Interface* halaman admin dapat dilihat pada Gambar 3.20.



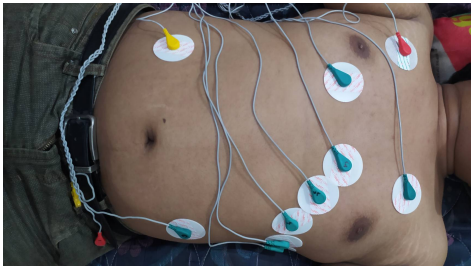
Gambar 3.20: Desain *User Interface* Halaman Admin

BAB 4
HASIL DAN PENGUJIAN

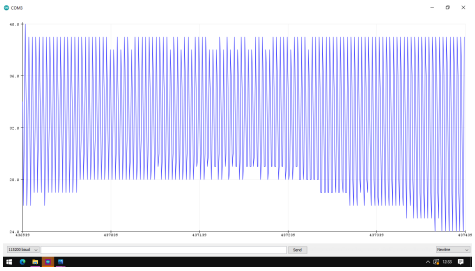
Pada bab ini dipaparkan hasil pengujian serta analisa dari desain sistem dan implementasi. Pengujian dilakukan guna mengetahui tingkat kesalahan dan menarik kesimpulan dari sistem yang telah dibuat. Pengujian yang dilakukan meliputi pengujian akuisisi data, pengujian perekaman data, pengujian kesesuaian sinyal EKG 12 lead, pengujian pemrosesan data, pengujian R-R interval, pengujian *heart rate* dan pengujian deteksi aritmia.

4.1 Pengujian Akuisisi Data

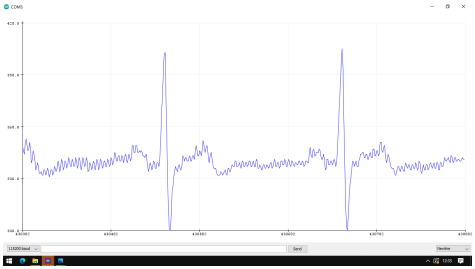
Akuisisi data dilakukan dengan terlebih dahulu menempatkan elektroda pada permukaan tubuh subjek uji. Elektroda dipasang pada 10 titik sadapan seperti pada Gambar 4.1. Selama proses akuisisi data subjek uji berada pada posisi tidur dan tidak menyentuh lantai untuk menghindari adanya gangguan atau *noise* pada sinyal EKG. Gambar 4.3 menunjukkan adanya *noise* pada sinyal yang disebabkan subjek uji bergerak dan menyentuh lantai. Selain posisi tubuh, jenis sumber daya listrik yang digunakan juga memengaruhi hasil sinyal akuisisi. Gambar 4.2 menunjukkan perbedaan akuisisi data sinyal dengan ketika sumber daya listrik laptop terhubung dan tanpa terhubung yang mana *noise* dapat terjadi karena interferensi arus AC oleh karena itu penggunaan baterai sebagai sumber tegangan sangat diperlukan pada sistem ini.



Gambar 4.1: Pemasangan Elektroda



Gambar 4.2: Sinyal Dengan catu daya tegangan AC terhubung



Gambar 4.3: Sinyal dalam kondisi subjek menyentuh lantai dan duduk

4.2 Pengujian Perekaman Data

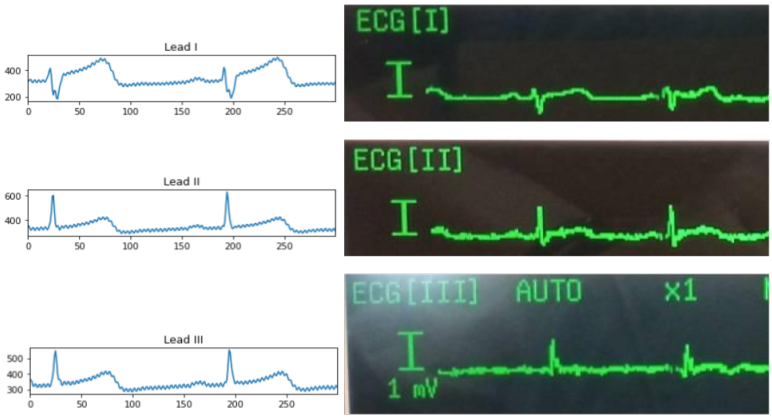
Perekaman data dilakukan dengan aplikasi desktop pada Raspberry Pi. Data yang telah berhasil diakuisisi oleh Arduino Mega selanjutnya dikirimkan ke Raspberry Pi dengan komunikasi serial menggunakan kabel UART. Proses perekaman data membutuhkan konfigurasi yang tepat untuk dapat menghasilkan *sampling rate* data sebesar 200Hz sebelum dilakukan pemrosesan data dan deteksi aritmia. Pengujian terhadap konfigurasi perekaman dengan durasi rekam selama 60 detik ditunjukkan pada tabel 4.1. Hasil pengujian pada tabel 4.1 menunjukkan perbedaan yang signifikan pada pemilihan *baud rate* dan penggunaan *timer interrupt*. Hasil dengan presentase error paling rendah terhadap target *sampling rate* yaitu sebesar 0.24% dengan konfigurasi *baud rate* yang dipilih 115200 dan *timer interrupt* diaktifkan.

Tabel 4.1: Tabel Pengujian Konfigurasi Akuisisi Data

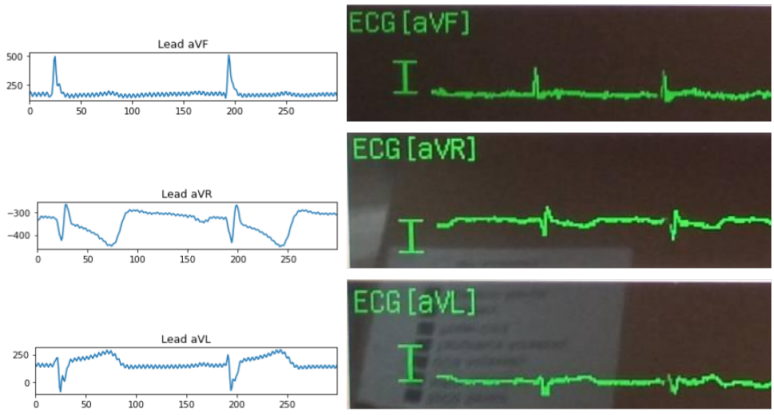
Baud rate	Status Timer Interrupt	Durasi Rekam (detik)	Jumlah Data	Sampling Rate Target (Hz)	Sampling Rate (Hz)	Error (%)
9600	Tidak Aktif	60	1549	200	25.82	87.09%
9600	Aktif	60	1562	200	26.03	86.98%
115200	Tidak Aktif	60	22178	200	369.63	84.82%
115200	Aktif	60	12029	200	200.48	0.24%

4.3 Pengujian Kesesuaian Sinyal EKG 12 Lead

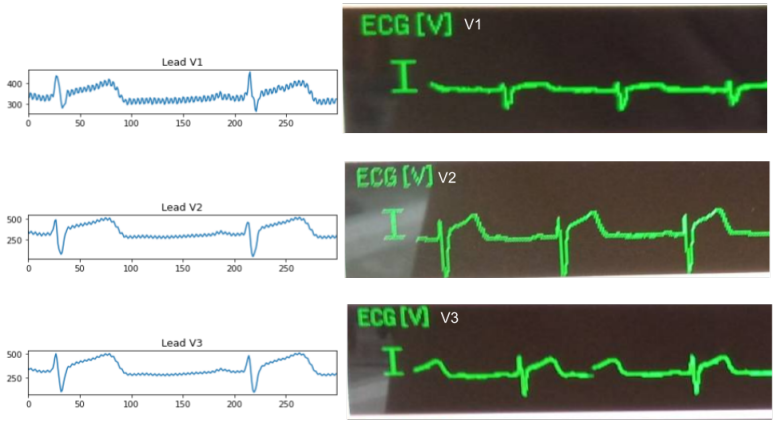
Pengujian kesesuaian sinyal EKG 12 lead dilakukan dengan membandingkan sinyal hasil perekaman sistem dengan perangkat EKG Komersil. Perangkat EKG Komersil yang digunakan yaitu Utech PM5000. Pada gambar 4.4(a), 4.5(a), 4.6(a), 4.7(a) ditunjukkan hasil perekaman 12 lead yang diperoleh menggunakan sistem dan gambar 4.4(b), 4.5(b), 4.6(b), 4.7(b) ditunjukkan hasil perekaman yang diperoleh menggunakan perangkat EKG komersil. Dari hasil pengamatan dapat diamati hasil perekaman sinyal EKG 12 lead oleh sistem dengan perangkat komersil cukup sesuai.



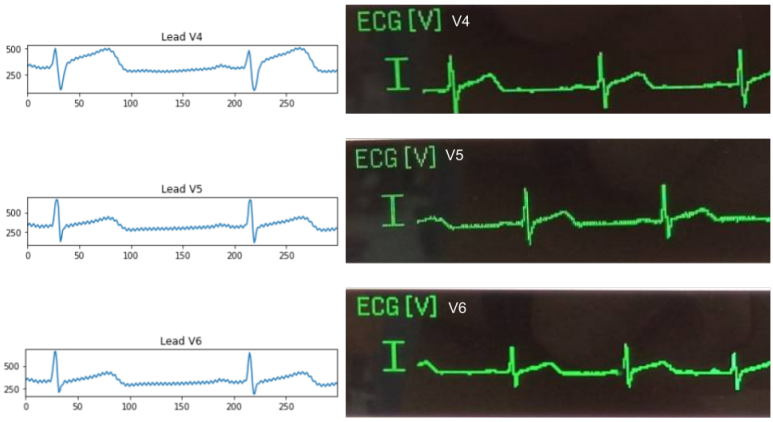
Gambar 4.4: (a) Grafik lead I, II, III dari sistem, (b) Grafik lead I, II, III dari Utech PM5000



Gambar 4.5: (a) Grafik lead aVF, aVR, aVL dari sistem, (b) Grafik lead aVF, aVR, aVL dari Utech PM5000



Gambar 4.6: (a) Grafik lead V1, V2, V3 dari sistem, (b) Grafik lead V1, V2, V3 dari Utech PM5000



(a) (b)

Gambar 4.7: (a) Grafik lead V4, V5, V6 dari sistem, (b) Grafik lead V4, V5, V6 dari Utech PM5000

4.4 Pengujian Pemrosesan Data

Pemrosesan data menggunakan metode Pan Tompkins dengan tahapan proses yang telah dijelaskan pada BAB 2 untuk menghasilkan data posisi puncak R sinyal yang mana selanjutnya digunakan untuk mendeteksi kondisi aritmia pasien. Pada pengujian pemrosesan data dengan menggunakan metode Pan Tompkins digunakan 1000 data pengujian. Didapatkan 8 kompleks QRS dari hasil pemrosesan tersebut seperti pada Gambar 4.8.

Gambar 4.8: Sinyal EKG

4.4.1 Bandpass Filter

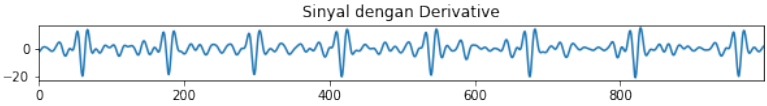
Pada pemrosesan data sinyal perlu dilakukan filter untuk menghilangkan *noise* dengan Bandpass Filter atau penerapan Low Pass Filter dan High Pass Filter. Pada Gambar4.9 menunjukkan grafik

hasil proses Bandpass Filter.

Gambar 4.9: Sinyal EKG hasil Bandpass Filter

4.4.2 Derivative

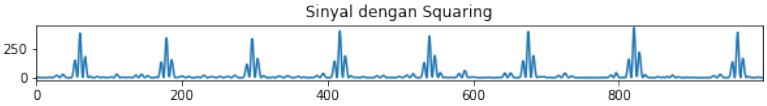
Selanjutnya dilakukan tahapan derivative untuk membedakan kemiringan segmen sinyal QRS dengan segmen lainnya. Hasil penerapan derivative pada data sinyal dapat dilihat pada Gambar 4.10.



Gambar 4.10: Sinyal EKG hasil Derivative

4.4.3 Squaring

Data sinyal setelah proses derivative dilakukan proses squaring untuk mengubah sinyal menjadi nilai positif sehingga mudah untuk mengenali puncak R atau puncak gelombang kompleks QRS. Hasil Squaring pada sinyal ditunjukkan pada Gambar4.11.

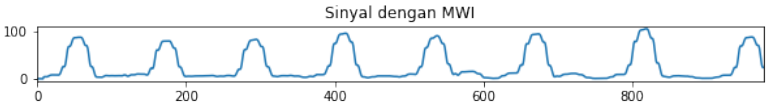


Gambar 4.11: Sinyal EKG hasil Squaring

4.4.4 Moving Window Integration

Hasil sinyal pada proses Squaring memiliki beberapa puncak sehingga dapat memengaruhi proses detesk puncak. Oleh karena itu perlu dijadikan menjadi satu puncak dengan lebar potongan sinyal sebesar kompleks QRS dengan sampling rate 200Hz yaitu sebesar

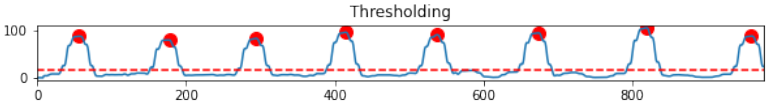
30 sampel atau setiap 150 ms. Pada Gambar 4.12 menunujukkan hasil proses Moving Window Integration.



Gambar 4.12: Sinyal EKG hasil Moving Window Integration

4.4.5 Thresholding dan Deteksi Puncak R

Thresholding dan deteksi puncak R merupakan proses terakhir dari metode Pan Tompkins dengan keluaran posisi puncak R pada sinyal. Proses thresholding berguna untuk melakukan segmentasi kompleks QRS pada sinyal yang mana setiap data sinyal diatas threshold akan diaggap sebagai kompleks QRS. Nilai threshold ditentukan berdasar persamaan 2.9. Garis threshold ditunjukkan pada garis merah putus-putus pada Gambar 4.13. Puncak dari sinyal ditunjukkan dengan titik merah pada Gambar 4.13 dan bila dibandingkan dengan data sinyal asli akan terlihat seperti Gambar 4.14.



Gambar 4.13: Sinyal EKG hasil Thresholding

Gambar 4.14: Puncak R terdeteksi

4.5 Pengujian Deteksi Puncak R

Pengujian Deteksi Puncak R dilakukan dengan mengamati hasil deteksi puncak R pada setiap lead. Hasil deteksi berupa indeks

posisi ditemukannya puncak R (pt) dengan modus indeks (pt) tersebut. Pengujian dilakukan terhadap 4007 data atau selama 20 detik perekaman yang ditunjukkan pada Tabel 4.2. Hasil pengujian didapatkan total data puncak R terdeteksi sebanyak 30 puncak.

Tabel 4.2: Tabel Deteksi Puncak R pada 12 Lead

R	Indeks Deteksi Puncak R (pt)												Modus
ke-	aVF	aVL	aVR	I	II	III	V1	V2	V3	V4	V5	V6	(pt)
1	60	60	60	60	61	60	61	60	60	60	60	60	60
2	178	178	178	178	181	179	179	179	178	178	178	178	178
3	296	296	296	296	296	296	297	296	296	296	296	296	296
4	416	416	416	416	416	416	417	416	416	416	416	416	416
5	539	539	543	539	542	540	540	540	539	539	539	542	539
6	675	675	675	675	675	675	675	675	675	675	674	674	675
7	819	820	823	820	823	820	820	820	820	820	820	820	820
8	961	961	962	962	962	962	963	962	962	962	962	962	962
9	1099	1099	1100	1099	1100	1100	1100	1100	1099	1100	1099	1099	1099
10	1236	1236	1237	1236	1236	1237	1237	1237	1236	1237	1236	1236	1236
11	1357	1373	1373	1373	1376	1373	1374	1373	1373	1373	1373	1373	1373
12	1491	1507	1507	1507	1511	1507	1508	1507	1507	1507	1507	1507	1507
13	1635	1635	1635	1635	1620	1636	1620	1636	1635	1635	1635	1619	1635
14	1760	1761	1761	1761	1764	1761	1762	1761	1761	1761	1761	1761	1761
15	1886	1886	1886	1886	1889	1886	1887	1886	1886	1886	1886	1886	1886
16	1995	2010	2010	2010	1997	2010	1996	2011	2010	2010	2010	1996	2010
17	2133	2134	2134	2134	2137	2134	2135	2134	2134	2134	2134	2134	2134
18	2262	2263	2263	2263	2262	2263	2264	2263	2263	2263	2263	2263	2263
19	2410	2410	2410	2410	2410	2410	2411	2410	2410	2410	2410	2410	2410
20	2563	2563	2563	2563	2562	2563	2564	2563	2563	2563	2563	2563	2563
21	2698	2705	2705	2705	2690	2705	2705	2705	2705	2705	2705	2690	2705
22	2842	2843	2843	2843	2843	2843	2844	2843	2843	2843	2843	2843	2843
23	2980	2981	2981	2981	2984	2981	2982	2981	2981	2981	2981	2981	2981
24	3112	3116	3116	3116	3120	3116	3117	3117	3116	3117	3116	3116	3116
25	3250	3250	3250	3250	3250	3250	3251	3250	3250	3250	3250	3250	3250
26	3385	3385	3385	3385	3388	3385	3386	3385	3385	3385	3385	3385	3385
27	3525	3525	3526	3525	3529	3526	3526	3526	3526	3526	3525	3525	3526
28	3661	3662	3662	3662	3662	3662	3663	3662	3662	3662	3662	3662	3662
29	3797	3797	3797	3797	3797	3798	3798	3797	3797	3797	3797	3797	3797
30	3935	3935	3935	3935	3935	3935	3936	3935	3935	3935	3935	3935	3935

Dalam pengujian ini perlu dilakukan validasi terhadap hasil deteksi puncak R pada setiap lead dengan pengamatan manual indeks puncak R. Tabel 4.3 menunjukkan data pengamatan manual terhadap indeks puncak R. Hasil pengujian yang ditunjukkan pada Tabel 4.4 didapati sistem memiliki:

Sensitivity: 97.02%

Precision: 82.21%

Tabel 4.3: Tabel Pengamatan Manual Puncak R pada 12 Lead

R	Indeks Pengamatan Manual Puncak R (m)												Modus
ke-	aVF	aVL	aVR	I	II	III	V1	V2	V3	V4	V5	V6	(m)
1	60	60	60	60	60	60	61	60	60	60	60	60	60
2	178	178	178	178	179	179	179	179	178	178	178	178	178
3	296	296	296	296	296	296	297	296	296	296	296	296	296
4	416	416	416	416	416	416	417	416	416	416	416	416	416
5	539	539	539	539	539	540	540	540	539	539	539	539	539
6	674	675	675	675	675	675	675	675	675	675	674	674	675
7	819	820	820	820	820	820	820	820	820	820	820	820	820
8	961	961	962	962	962	962	963	962	962	962	962	962	962
9	1099	1099	1100	1100	1100	1100	1100	1100	1099	1100	1099	1099	1100
10	1236	1236	1237	1236	1237	1237	1237	1237	1236	1237	1236	1236	1236
11	1373	1373	1373	1373	1373	1373	1374	1373	1373	1373	1373	1373	1373
12	1507	1507	1507	1507	1507	1507	1508	1507	1507	1507	1507	1507	1507
13	1635	1635	1635	1635	1635	1636	1636	1636	1635	1635	1635	1635	1635
14	1760	1761	1761	1761	1761	1761	1762	1761	1761	1761	1761	1761	1761
15	1886	1886	1886	1886	1886	1886	1887	1886	1886	1886	1886	1886	1886
16	2010	2010	2010	2010	2011	2010	2011	2011	2010	2010	2010	2010	2010
17	2133	2134	2134	2134	2134	2134	2135	2134	2134	2134	2134	2134	2134
18	2262	2263	2263	2263	2263	2263	2264	2263	2263	2263	2263	2263	2263
19	2410	2410	2410	2410	2410	2410	2411	2410	2410	2410	2410	2410	2410
20	2562	2563	2563	2563	2563	2563	2564	2563	2563	2563	2563	2563	2563
21	2706	2705	2705	2705	2705	2705	2705	2705	2705	2705	2705	2705	2705
22	2842	2843	2843	2843	2843	2843	2844	2843	2843	2843	2843	2843	2843
23	2980	2981	2981	2981	2981	2981	2982	2981	2981	2981	2981	2981	2981
24	3116	3116	3116	3116	3117	3116	3117	3117	3117	3117	3116	3116	3116
25	3250	3250	3250	3250	3250	3250	3251	3250	3250	3250	3250	3250	3250
26	3385	3385	3385	3385	3385	3385	3386	3385	3385	3385	3385	3385	3385
27	3525	3525	3526	3525	3526	3526	3526	3526	3526	3526	3525	3525	3526
28	3661	3662	3662	3662	3662	3662	3663	3662	3662	3662	3662	3662	3662
29	3796	3797	3797	3797	3797	3798	3798	3797	3797	3797	3797	3797	3797
30	3935	3935	3935	3935	3935	3936	3936	3935	3935	3935	3935	3935	3935

Accuracy: 82.22%

F1 Score: 86.79%

Hasil pengamatan pada grafik sinyal didapati bentuk sinyal setiap lead dapat memengaruhi hasil deteksi puncak R sehingga dapat menyebabkan error pada deteksi puncak R.

4.6 Pengujian Deteksi R-R Interval

R-R interval merupakan jarak selang waktu antar setiap puncak R. Pengujian deteksi R-R interval dilakukan terhadap 1002 data atau selama 5 detik rekaman data. Indeks puncak R yang digunakan merupakan modus dari indeks puncak R pada keseluruhan lead. Hasil pengujian ditunjukkan pada Tabel 4.5 yang mana didapatkan rata-rata dari R-R interval selama 5 detik perekaman yaitu sebesar

Tabel 4.4: Tabel Pengujian Deteksi Puncak R pada 12 Lead

Lead	Jumlah Puncak R	TP	TN	FP	FN	Sensitivity (%)	Precision (%)	Accuracy (%)	F1 Score (%)
aVF	30	12	5	10	3	80.00%	54.55%	56.67%	64.86%
aVL	30	27	0	3	0	100.00%	90.00%	90.00%	94.74%
aVR	30	27	2	1	0	100.00%	96.43%	96.67%	98.18%
I	30	28	1	1	0	100.00%	96.55%	96.67%	98.25%
III	30	11	18	0	1	91.67%	100.00%	96.67%	95.65%
III	30	24	0	5	1	96.00%	82.76%	80.00%	88.89%
V1	30	5	2	23	0	100.00%	17.86%	23.33%	30.30%
V2	30	24	0	6	0	100.00%	80.00%	80.00%	88.89%
V3	30	28	0	1	1	96.55%	96.55%	93.33%	96.55%
V4	30	28	0	2	0	100.00%	93.33%	93.33%	96.55%
V5	30	27	0	3	0	100.00%	90.00%	90.00%	94.74%
V6	30	23	4	3	0	100.00%	88.46%	90.00%	93.88%
Rata-rata (%)						97.02%	82.21%	82.22%	86.79%

Tabel 4.5: Tabel Pengujian Deteksi R-R Interval

R ke-	Modus Indeks R Terdeteksi	Detik ke-	R-R Interval
1	60	0.30	-
2	178	0.89	0.59
3	296	1.47	0.59
4	416	2.08	0.60
5	539	2.69	0.61
6	675	3.37	0.68
7	820	4.09	0.73
8	962	4.81	0.71
Rata-rata			0.64 (93 BPM)

0.64 detik atau sama dengan *heart rate* sebesar 93 BPM.

Pada pengujian berikutnya dilakukan pada 4007 data atau 20 detik selang waktu rekam. Hasil pengujian ditunjukkan pada Tabel 4.6 yang mana pada rata-rata R-R interval selama 20 detik yaitu sebesar 0.66 detik atau sama dengan 91 BPM.

Tabel 4.6: Tabel Pengujian Rata-rata Deteksi R-R Interval

Detik ke-	Jumlah Data	Rata-rata R-R Interval
5	1002	0.64
10	2004	0.65
15	2005	0.66
20	4007	0.67
Rata-rata		0.66 (91 BPM)

4.7 Pengujian *Heart Rate*

Pengujian ini digunakan untuk membuktikan akurasi dari deteksi *heart rate* pada perangkat. Pengujian dilakukan dengan membandingkan hasil deteksi *heart rate* perangkat EKG terhadap perhitungan *heart rate* secara manual dengan mengamati hasil grafik sinyal EKG pada rekaman data selama 60 detik. Hasil pengujian dapat dilihat pada Tabel 4.7 yang mana dilakukan dengan 5 kali percobaan. Pada pengujian didapatkan rata-rata nilai error sebesar 1% dalam mendeteksi *heart rate* oleh perangkat EKG.

Tabel 4.7: Tabel Pengujian Akurasi Perangkat EKG dengan Pengamatan Manual

Percobaan ke-	Perangkat EKG	Pengamatan Manual	Error (%)
1	93	93	0%
2	101	100	1%
3	67	68	1.47%
4	68	68	0%
5	73	74	1.35%
Rata-rata			1%

4.8 Pengujian Deteksi Aritmia

4.8.1 Pengujian Deteksi Aritmia pada Dataset

Pengujian deteksi aritmia memerlukan data subjek uji yang memiliki diagnosis penyakit aritmia untuk menvalidasi kebenaran hasil diagnosis sistem. Keterbatasan dalam memperoleh subjek uji dengan diagnosis tersebut ditanggulangi dengan melakukan pengujian pada dataset terbuka dari data publikasi EKG 12 Lead oleh Jianwei Zhen[13]. Pengujian dilakukan pada 50 data uji dengan diagnosis memiliki penyakit aritmia. Tabel hasil pengujian dan tabel kriteria pasien ditunjukkan pada tabel 4.8 dan 4.9 yang berisi 10 pengujian. Tabel lengkap hasil pengujian dan tabel kriteria pasien terlampir.

Tabel 4.8: Tabel Kriteria Subjek Uji Dataset

No	Nama File	Usia	Gender	Jumlah QRS	Ventricular Rate	Atrial Rate	Jenis Ritme
1	MUSE_20180111_155542_84000	42	Perempuan	15	88	352	AF
2	MUSE_20180111_155633_99000	66	Perempuan	36	215	215	SVT
3	MUSE_20180111_163334_22000	41	Laki-Laki	31	189	192	SVT
4	MUSE_20180111_165315_30000	95	Perempuan	26	156	129	SVT
5	MUSE_20180111_165600_32000	61	Perempuan	30	179	45	SVT
6	MUSE_20180111_165625_20000	72	Laki-Laki	32	198	55	SVT
7	MUSE_20180112_073035_25000	63	Laki-Laki	15	92	394	AFIB
8	MUSE_20180112_120347_79000	46	Perempuan	9	57	57	SB
9	MUSE_20180112_130543_27000	17	Perempuan	15	88	88	AT
10	MUSE_20180112_130544_31000	17	Perempuan	13	82	82	AT

Tabel 4.9: Tabel Pengujian Deteksi Aritmia pada Dataset

No	Nama File	Jumlah QRS Asli	Heart Rate Asli (BPM)	Jumlah QRS Terdeteksi	R-R Interval (Detik)	Heart Rate (BPM)	Diagnosis Kondisi
1	MUSE_20180111_155542_84000	15	88	13	0.786	76	Normal
2	MUSE_20180111_155633_99000	36	215	35	0.279	215	Aritmia
3	MUSE_20180111_163334_22000	31	189	31	0.318	189	Aritmia
4	MUSE_20180111_165315_30000	26	156	26	0.384	156	Aritmia
5	MUSE_20180111_165600_32000	30	179	30	0.335	179	Aritmia
6	MUSE_20180111_165625_20000	32	198	33	0.302	199	Aritmia
7	MUSE_20180112_073035_25000	15	92	13	0.76	79	Normal
8	MUSE_20180112_120347_79000	9	57	10	0.973	62	Normal
9	MUSE_20180112_130543_27000	15	88	15	0.682	88	Normal
10	MUSE_20180112_130544_31000	13	82	13	0.729	82	Normal

Pada hasil pengujian ditemukan beberapa subjek uji dengan penyakit aritmia terdeteksi oleh sistem dengan kondisi Normal. Sub-

jek uji tersebut memiliki *Heart Rate* dan R-R Interval berturut antara 60-100 BPM dan 0.6-1.0 detik. Sehingga dapat disimpulkan alat tidak dapat mendeteksi jenis penyakit aritmia yang memiliki *Heart Rate* 60-100 BPM dan R-R Interval sebesar 0.6-1.0 detik

4.8.2 Pengujian Deteksi Aritmia pada Subjek Uji

Pengujian deteksi artimia dilakukan guna mendapatkan diagnosis kondisi aritmia pada subjek uji. Pada pengujian ini dilakukan pada tiga subjek uji berdasarkan parameter-parameter uji sebelumnya. Pengujian pada subjek uji dilakukan dengan kondisi pasien subjek sedang dalam posisi berbaring dan setelah beraktivitas pada umumnya. Hasil pengujian ditunjukkan pada Tabel 4.10 dilakukan dua kali pada setiap subjek dengan lama waktu pengujian selama 1 menit. Hasil yang didapatkan pada enam percobaan terdapat satu kondisi aritmia pada subjek uji kedua dan 5 kondisi normal pada hasil percobaan lainnya. Diagnosis kondisi aritmia disebabkan hasil deteksi R-R interval dan Hear Rate subjek uji melebihi parameter kondisi normal dengan nilai R-R interval sebesar 0.59 dan *heart rate* 101 BPM.

Tabel 4.10: Tabel Pengujian Deteksi Kondisi Subjek Uji

Subjek Uji	Percobaan ke-(1 Menit)	R-R Interval	Heart Rate	Diagnosis Kondisi
1	1	0.82	73	Normal
	2	0.82	73	Normal
2	1	0.59	101	Aritmia
	2	0.65	93	Normal
3	1	0.89	67	Normal
	2	0.89	67	Normal

Halaman ini sengaja dikosongkan

BAB 5
PENUTUP

5.1 Kesimpulan

Berdasarkan hasil pengujian yang telah dilakukan dapat diambil kesimpulan sebagai berikut sebagai berikut:

1. Perangkat EKG 12 Lead dengan menerapkan metode Pan Tompkins dapat digunakan untuk mendeteksi puncak R sinyal EKG sehingga dapat digunakan untuk mendeteksi penyakit aritmia dengan berdasar perhitungan R-R interval dan *Heart Rate*.
2. *Noise* atau kebisingan pada sinyal dapat terjadi karena interferensi arus AC dan posisi tubuh selama perekaman yang kurang tepat.
3. Hasil pengujian deteksi puncak R pada 12 lead dengan 4007 data sampel atau 20 detik perekaman dapat disimpulkan bahwa terdapat perbedaan indeks deteksi di setiap lead dan beberapa nilai error yang dapat terjadi karena bentuk sinyal EKG. Hal ini dapat diminimalisir dengan menghitung modus dari keseluruhan lead pada setiap indeks deteksi.
4. Pengujian akurasi *Heart Rate* perangkat EKG 12 Lead terhadap hasil perhitungan *Heart Rate* dari pengamatan sinyal EKG didapatkan hasil pengujian yang baik dengan nilai error 1%.
5. Pada pengujian deteksi aritmia pada dataset terbuka EKG 12 Lead dengan subjek uji memiliki penyakit aritmia sistem tidak berhasil mendeteksi aritmia pada subjek uji dengan *Heart Rate* 60-100 BPM dan R-R Interval sebesar 0.6-1.0 detik.
6. Pada pengujian deteksi aritmia dengan membandingkan 3 subjek uji dengan posisi tubuh dan kondisi yang sama didapatkan hasil yang berbeda pada setiap subjek uji. Subjek 1 memiliki rata-rata R-R interval sebesar 0.82 detik dan heart rate sebesar 73 bpm sehingga status kondisinya adalah 'normal'. Subjek 2 memiliki rata-rata R-R interval yang berbeda yaitu sebesar 0.59 dan 0.65 detik dan heart rate sebesar 101 bpm dan 93 bpm sehingga status kondisinya 'aritmia'. Dan subjek 3 memiliki rata-rata R-R interval sebesar 0.89 detik dan

heart rate sebesar 67 bpm sehingga status kondisinya adalah 'normal'.

5.2 Saran

Untuk pengembangan penelitian selanjutnya terdapat beberapa saran sebagai berikut :

1. Pengembangan sistem pada metode dan parameter deteksi untuk dapat mendeteksi penyakit artimia dengan *Heart Rate* 60-100 BPM dan R-R Interval sebesar 0.6-1.0 detik.
2. Melakukan perancangan pada rangkaian sumber tegangan perangkat EKG untuk meminimalisir kebisingan sinyal dan memaksimalkan durasi penggunaan.
3. Mengoptimasi metode agar deteksi aritmia dapat dijalankan secara *realtime*.

DAFTAR PUSTAKA

[1] K. Lieberman, "Interpreting 12-lead ecgs: a piece by piece analysis." The Nurse practitioner, vol. 33 10, pp. 28–35; quiz 35–6, 2008. (Dikutip pada halaman xi, 7).

[2] A. Davies, "Recognizing and reducing interference on 12-lead electrocardiograms," British Journal of Nursing, vol. 16, no. 13, pp. 800–804, 2007, pMID: 17851333. [Online]. Available: https://doi.org/10.12968/bjon.2007.16.13.24245 (Dikutip pada halaman xi, 9).

[3] "Analogread()," (Diakses pada 26 November 2021). [Online]. Available: https://www.arduino.cc/reference/en/language/functions/analog-io/analogread/ (Dikutip pada halaman xiii, 19).

[4] R. Halodoc, "Kematian mendadak bisa terjadi karena aritmia," 2018, (Diakses pada 21 April 2021). [Online]. Available: https://www.halodoc.com/artikel/kematian-mendadak-bisa-terjadi-karena-aritmia (Dikutip pada halaman 1).

[5] F. F. F. F. DR. dr. Isman Firdaus Sp.JP (K), FIHA, "Press release, world heart day perki 2019," 2019, (Diakses pada 21 April 2021). [Online]. Available: http://www.inaheart.org/news_and_events/news/2019/9/26/press_release_world_heart_day_perki_2019 (Dikutip pada halaman 1).

[6] A. Humas, "Mengenal gangguan irama jantung (aritmia) serta bagaimana pencegahan dan penanganannya," 2019, (Diakses pada 21 April 2021). [Online]. Available: https://pjnhk.go.id/artikel/mengenal-gangguan-irama-jantung-aritmia-serta-bagaimana-\pencegahan-dan-penanganannya (Dikutip pada halaman 1).

[7] Irvan, "Sdm dan fasilitas penanganan aritmia minim," 2017, (Diakses pada 21 April 2021). [Online]. Available: https://mediaindonesia.com/humaniora/118841/

sdm-dan-fasilitas-penanganan-aritmia-minim (Dikutip pada halaman 2).

[8] Y. W. Siswanti, M. Yazid, and R. Setiawan, "Comparison of 10 qrs detection methods for heart beat detection on portable ecg systems," in 2020 International Conference on Computer Engineering, Network, and Intelligent Multimedia (CENIM), Nov 2020, pp. 58–63. (Dikutip pada halaman 2).

[9] Hans, "Perangkat monitoring jantung dengan sensor ecg 12 lead," 2020. (Dikutip pada halaman 5).

[10] R. Samuel, "What to the world einthoven talking about?" vol. 23, pp. 1–7, 10 2018. (Dikutip pada halaman 8).

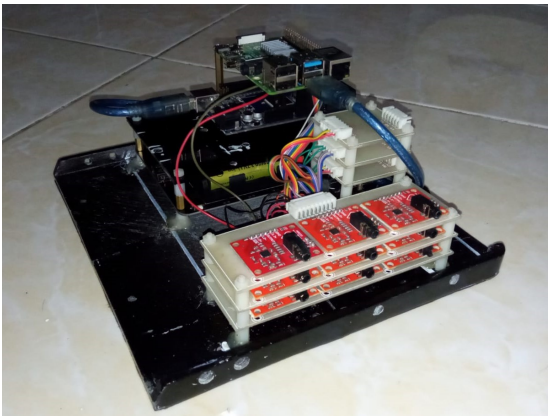
[11] J. Pan and W. J. Tompkins, "A real-time qrs detection algorithm," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. BME-32, no. 3, pp. 230–236, 1985. (Dikutip pada halaman 8).

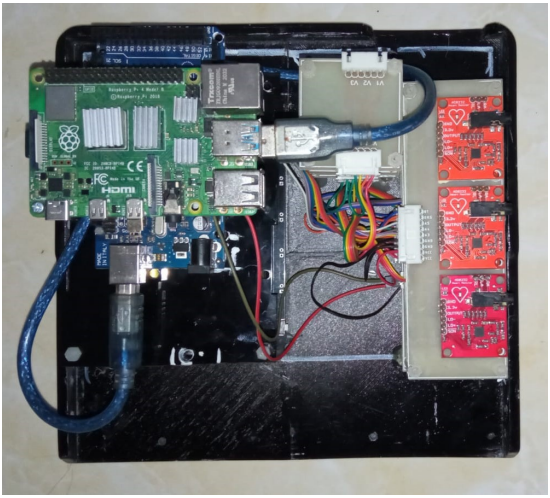
[12] Amandaghassaei, "Arduino timer interrupts," 2021, (Diakses pada 24 November 2021. [Online]. Available: https://www.instructables.com/Arduino-Timer-Interrupts/ (Dikutip pada halaman 20).

[13] S. D. J. Z. H. Y. H. J. Zheng, C. Rakovski, "A 12-lead electrocardiogram database for arrhythmia research covering more than 10,000 patients," 2019. [Online]. Available: https://figshare.com/collections/ChapmanECG/4560497/2 (Dikutip pada halaman 42).

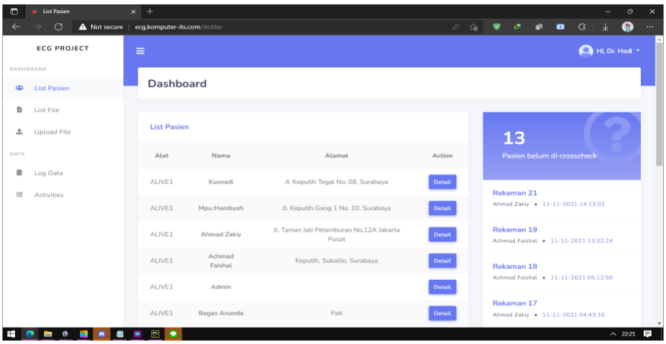
LAMPIRAN

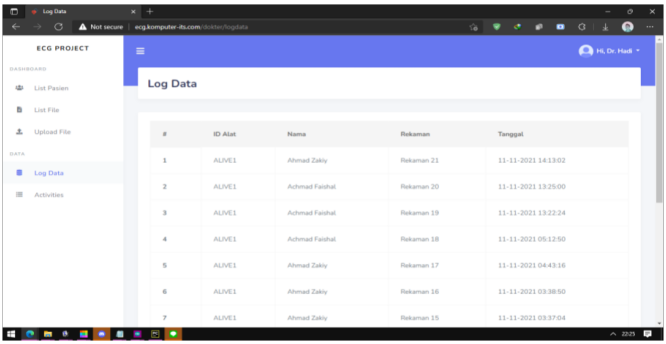
Rangkaian Perangkat EKG 12 Lead

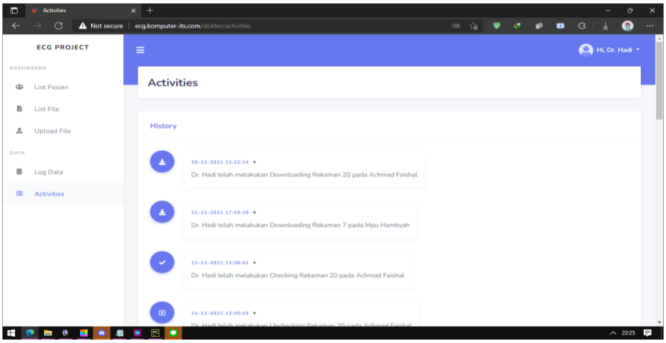




User Interface Situs Web




Log Data
Not secure
ecg.komputer-its.com/dokter/logdata
ECG PROJECT
DASHBOARD
List Pasien
List File
Upload File
DATA
Log Data
Activities
Hi, Dr. Hadi
Log Data
ID Alat Nama Rekaman Tanggal
1 ALIVE1 Ahmad Zakiy Rekaman 21 11-11-2021 14:13:02
2 ALIVE1 Achmad Faishal Rekaman 20 11-11-2021 13:25:00
3 ALIVE1 Achmad Faishal Rekaman 19 11-11-2021 13:22:24
4 ALIVE1 Achmad Faishal Rekaman 18 11-11-2021 05:12:50
5 ALIVE1 Ahmad Zakiy Rekaman 17 11-11-2021 04:43:16
6 ALIVE1 Ahmad Zakiy Rekaman 16 11-11-2021 03:38:50
7 ALIVE1 Ahmad Zakiy Rekaman 15 11-11-2021 03:37:04


Activities
Not secure
ecg.komputer-its.com/dokter/activities
ECG PROJECT
DASHBOARD
List Pasien
List File
Upload File
DATA
Log Data
Activities
Hi, Dr. Hadi
Activities
History
30-11-2021 21:23:24
Dr. Hadi telah melakukan Downloading Rekaman 20 pada Achmad Faishal
21-11-2021 17:19:20
Dr. Hadi telah melakukan Downloading Rekaman 7 pada Mpu Hambyah
11-11-2021 13:38:41
Dr. Hadi telah melakukan Checking Rekaman 20 pada Achmad Faishal
11-11-2021 13:35:15

Tabel 1: Tabel Kriteria Subjek Uji Dataset

No	Nama File	Usia	Gender	Jumlah QRS	Ventricular Rate	Atrial Rate	Jenis Ritme
1	MUSE_20180111_155542_84000	42	Perempuan	15	88	352	AF
2	MUSE_20180111_155633_99000	66	Perempuan	36	215	215	SVT
3	MUSE_20180111_163334_22000	41	Laki-Laki	31	189	192	SVT
4	MUSE_20180111_165315_30000	95	Perempuan	26	156	129	SVT
5	MUSE_20180111_165600_32000	61	Perempuan	30	179	45	SVT
6	MUSE_20180111_165625_20000	72	Laki-Laki	32	198	55	SVT
7	MUSE_20180112_073035_25000	63	Laki-Laki	15	92	394	AFIB
8	MUSE_20180112_120347_79000	46	Perempuan	9	57	57	SB
9	MUSE_20180112_130543_27000	17	Perempuan	15	88	88	AT
10	MUSE_20180112_130544_31000	17	Perempuan	13	82	82	AT
11	MUSE_20180112_132823_98000	58	Laki-Laki	11	71	71	AT
12	MUSE_20180112_133129_31000	73	Laki-Laki	16	100	81	AFIB
13	MUSE_20180112_135455_73000	69	Perempuan	17	105	105	ST
14	MUSE_20180113_071734_35000	51	Perempuan	10	56	56	SB
15	MUSE_20180113_115933_44000	74	Perempuan	17	98	98	AT
16	MUSE_20180113_121940_44000	66	Laki-Laki	9	53	53	SB
17	MUSE_20180113_123655_66000	60	Laki-Laki	20	119	119	ST
18	MUSE_20180113_131417_18000	59	Laki-Laki	10	59	59	SB
19	MUSE_20180113_134050_13000	79	Perempuan	17	109	109	AT
20	MUSE_20180113_135023_96000	77	Laki-Laki	20	120	120	ST
21	MUSE_20180113_182534_08000	67	Perempuan	10	64	63	AFIB
22	MUSE_20180114_074945_82000	68	Laki-Laki	14	85	89	AFIB
23	MUSE_20180114_075128_92000	45	Laki-Laki	10	59	59	SB
24	MUSE_20180114_121405_34000	36	Laki-Laki	18	107	107	ST
25	MUSE_20180114_122918_82000	70	Perempuan	9	57	57	SB
26	MUSE_20180114_124958_64000	77	Perempuan	11	70	220	AF
27	MUSE_20180115_122421_01000	24	Laki-Laki	17	103	103	ST
28	MUSE_20180115_122814_91000	31	Laki-Laki	24	142	142	ST
29	MUSE_20180115_125341_13000	48	Laki-Laki	15	91	131	AFIB
30	MUSE_20180115_133559_70000	54	Perempuan	9	59	59	SB
31	MUSE_20180116_124959_22000	67	Laki-Laki	9	54	54	SB
32	MUSE_20180116_171134_36000	22	Perempuan	17	102	102	ST
33	MUSE_20180116_171422_51000	83	Laki-Laki	9	61	46	AFIB
34	MUSE_20180118_133137_91000	29	Perempuan	18	108	108	ST
35	MUSE_20180118_135057_51000	79	Perempuan	24	143	100	AFIB
36	MUSE_20180118_135246_80000	49	Perempuan	9	54	54	SB
37	MUSE_20180118_174026_42000	47	Perempuan	10	58	58	SB
38	MUSE_20180119_173420_07000	67	Laki-Laki	11	72	69	AFIB
39	MUSE_20180120_121328_78000	32	Laki-Laki	20	126	126	ST
40	MUSE_20180120_123332_54000	46	Perempuan	17	105	105	ST
41	MUSE_20180712_151946_78000	65	Perempuan	21	127	156	AF
42	MUSE_20180712_152105_92000	38	Perempuan	21	126	126	AF
43	MUSE_20180712_152436_45000	80	Laki-Laki	18	109	109	AF
44	MUSE_20180712_153553_50000	26	Perempuan	20	120	120	AF
45	MUSE_20180712_153732_45000	71	Perempuan	23	140	150	AF
46	MUSE_20180712_154155_55000	70	Laki-Laki	25	148	163	AF
47	MUSE_20180712_154632_31000	68	Laki-Laki	34	206	208	AF
48	MUSE_20180712_154817_56000	36	Laki-Laki	11	62	375	AF
49	MUSE_20180712_161023_66000	45	Laki-Laki	11	66	61	AFIB
50	MUSE_20180712_161418_70000	80	Laki-Laki	13	78	68	AFIB

Tabel 2: Tabel Pengujian Deteksi Aritmia pada Dataset

No	Nama File	Jumlah QRS Asli	Heart Rate Asli (BPM)	Jumlah QRS Terdeteksi	R-R Interval (Detik)	Heart Rate (BPM)	Diagnosis Kondisi
1	MUSE_20180111_155542_84000	15	88	13	0.786	76	Normal
2	MUSE_20180111_155633_99000	36	215	35	0.279	215	Aritmia
3	MUSE_20180111_163334_22000	31	189	31	0.318	189	Aritmia
4	MUSE_20180111_165315_30000	26	156	26	0.384	156	Aritmia
5	MUSE_20180111_165600_32000	30	179	30	0.335	179	Aritmia
6	MUSE_20180111_165625_20000	32	198	33	0.302	199	Aritmia
7	MUSE_20180112_073035_25000	15	92	13	0.76	79	Normal
8	MUSE_20180112_120347_79000	9	57	10	0.973	62	Normal
9	MUSE_20180112_130543_27000	15	88	15	0.682	88	Normal
10	MUSE_20180112_130544_31000	13	82	13	0.729	82	Normal
11	MUSE_20180112_132823_98000	11	71	11	0.849	71	Normal
12	MUSE_20180112_133129_31000	16	100	16	0.598	100	Aritmia
13	MUSE_20180112_135455_73000	17	105	17	0.566	106	Aritmia
14	MUSE_20180113_071734_35000	10	56	10	1.069	56	Aritmia
15	MUSE_20180113_115933_44000	17	98	14	0.709	85	Normal
16	MUSE_20180113_121940_44000	9	53	9	1.125	53	Aritmia
17	MUSE_20180113_123655_66000	20	119	20	0.504	119	Aritmia
18	MUSE_20180113_131417_18000	10	59	10	1.021	59	Aritmia
19	MUSE_20180113_134050_13000	17	109	14	0.745	81	Normal
20	MUSE_20180113_135023_96000	20	120	20	0.499	120	Aritmia
21	MUSE_20180113_182534_08000	10	64	14	0.734	82	Normal
22	MUSE_20180114_074945_82000	14	85	14	0.705	85	Normal
23	MUSE_20180114_075128_92000	10	59	10	1.025	59	Aritmia
24	MUSE_20180114_121405_34000	18	107	18	0.563	107	Aritmia
25	MUSE_20180114_122918_82000	9	57	9	1.055	57	Aritmia
26	MUSE_20180114_124958_64000	11	70	13	0.776	77	Normal
27	MUSE_20180115_122421_01000	17	103	17	0.575	104	Aritmia
28	MUSE_20180115_122814_91000	24	142	24	0.42	143	Aritmia
29	MUSE_20180115_125341_13000	15	91	13	0.765	78	Normal
30	MUSE_20180115_133559_70000	9	59	8	1.169	51	Aritmia
31	MUSE_20180116_124959_22000	9	54	10	1.026	58	Aritmia
32	MUSE_20180116_171134_36000	17	102	17	0.59	102	Aritmia
33	MUSE_20180116_171422_51000	9	61	16	0.599	100	Aritmia
34	MUSE_20180118_133137_91000	18	108	17	0.56	107	Aritmia
35	MUSE_20180118_135057_51000	24	143	24	0.42	143	Aritmia
36	MUSE_20180118_135246_80000	9	54	9	1.103	54	Aritmia
37	MUSE_20180118_174026_42000	10	58	10	1.024	59	Aritmia
38	MUSE_20180119_173420_07000	11	72	11	0.831	72	Normal
39	MUSE_20180120_121328_78000	20	126	21	0.474	127	Aritmia
40	MUSE_20180120_123332_54000	17	105	17	0.57	105	Aritmia
41	MUSE_20180712_151946_78000	21	127	21	0.47	128	Aritmia
42	MUSE_20180712_152105_92000	21	126	21	0.475	126	Aritmia
43	MUSE_20180712_152436_45000	18	109	14	0.718	84	Normal
44	MUSE_20180712_153553_50000	20	120	21	0.475	126	Aritmia
45	MUSE_20180712_153732_45000	23	140	20	0.501	120	Aritmia
46	MUSE_20180712_154155_55000	25	148	23	0.442	136	Aritmia
47	MUSE_20180712_154632_31000	34	206	34	0.29	207	Aritmia
48	MUSE_20180712_154817_56000	11	62	11	0.961	62	Normal
49	MUSE_20180712_161023_66000	11	66	9	1.132	53	Aritmia
50	MUSE_20180712_161418_70000	13	78	9	1.119	54	Aritmia

Halaman ini sengaja dikosongkan

BIOGRAFI PENULIS

Achmad Faishal Fatchur Rizal, atau biasa dipanggil Faishal, lahir di Surabaya, Jawa Timur pada tanggal 20 Mei 1999. Merupakan anak pertama dari empat bersaudara. Penulis lulus dari SMA Negeri SBBS Sragen dan melanjutkan ke jenjang strata satu di Departemen Teknik Komputer Fakultas Teknologi Elektro dan Informatika Cerdas ITS. Bagi pembaca yang memiliki kritik, saran, atau pertanyaan mengenai tugas akhir ini dapat menghubungi penulis melalui email faishalrizal.me@gmail.com

Halaman ini sengaja dikosongkan