

**TUGAS AKHIR - EC184801**

**DETEKSI TITIK PUNCAK P, R, DAN T  
MENGUNAKAN METODE QVAT BERBASIS  
*SINGLE BOARD COMPUTER (SBC)***

**Awang Ivananto Adi**  
NRP 0721 18 4000 0007

Dosen Pembimbing  
**Arief Kurniawan, S.T., M.T.**  
NIP 19740972002121001

Dosen Pembimbing  
**Dion Hayu Fandiantoro, S.T., M.Eng.**  
NPP 1994202011064

**Program Studi Teknik Komputer**  
Departemen Teknik Komputer  
Fakultas Teknologi Elektro dan Informatika Cerdas  
Institut Teknologi Sepuluh Nopember  
Surabaya  
2022



**TUGAS AKHIR - EC184801**

**DETEKSI TITIK PUNCAK P, R, DAN T  
MENGUNAKAN METODE QVAT BERBASIS  
*SINGLE BOARD COMPUTER (SBC)***

**Awang Ivananto Adi**  
NRP 0721 18 4000 0007

Dosen Pembimbing  
**Arief Kurniawan, S.T., M.T.**  
NIP 19740972002121001

Dosen Pembimbing  
**Dion Hayu Fandiantoro, S.T., M.Eng.**  
NPP 1994202011064

**Program Studi Teknik Komputer**  
Departemen Teknik Komputer  
Fakultas Teknologi Elektro dan Informatika Cerdas  
Institut Teknologi Sepuluh Nopember  
Surabaya  
2022

*[Halaman ini sengaja dikosongkan]*



**FINAL PROJECT - EC184801**

**P, R, AND T PEAK DETECTION USING QVAT  
METHOD BASED ON SINGLE BOARD COMPUTER  
(SBC)**

**Awang Ivananto Adi**  
NRP 0721 18 4000 0007

Advisor  
**Arief Kurniawan, S.T., M.T.**  
NIP 19740972002121001

Advisor  
**Dion Hayu Fandiantoro, S.T., M.Eng.**  
NPP 1994202011064

**Study Program Computer Engineering**  
Department of Computer Engineering  
Faculty of Intelligent Electrical and Informatics Technology  
Sepuluh Nopember Institute of Technology  
Surabaya  
2022

*[Halaman ini sengaja dikosongkan]*

# LEMBAR PENGESAHAN

## DETEKSI TITIK PUNCAK P, R, DAN T MENGGUNAKAN METODE QVAT BERBASIS *SINGLE BOARD COMPUTER (SBC)*

### TUGAS AKHIR

Diajukan untuk memenuhi salah satu syarat memperoleh gelar Sarjana Teknik pada Program Studi S-1 Teknik Komputer  
Departemen Teknik Komputer  
Fakultas Teknologi Elektro dan Informatika Cerdas  
Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Oleh: Awang Ivananto Adi  
NRP. 0721 18 4000 0007

Disetujui oleh Tim Penguji Tugas Akhir:

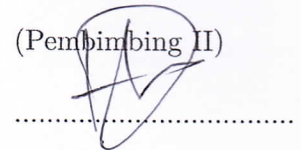
Arief Kurniawan, S.T., M.T.  
NIP: 197409072002121001

(Pembimbing I)



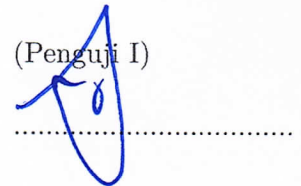
Dion Hayu Fandiantoro, S.T., M.Eng.  
NPP: 1994202011064

(Pembimbing II)



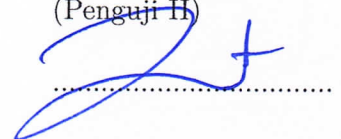
Dr. Supeno Mardi Susiki Nugroho, S.T., M.T.  
NIP: 197003131995121001

(Penguji I)



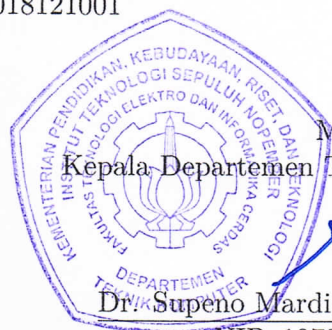
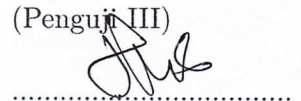
Ahmad Zaini, S.T., M.Sc.  
NIP: 197504192002121003

(Penguji II)



Atar Fuady Babgei, S.T., M.Sc.  
NIP: 198911112018121001

(Penguji III)



Mengetahui,  
Kepala Departemen Teknik Komputer FTEIC - ITS

Dr. Supeno Mardi Susiki Nugroho, S.T., M.T.  
NIP. 197003131995121001

SURABAYA  
Juli, 2022

*[Halaman ini sengaja dikosongkan]*

# APPROVAL SHEET

## P, R, AND T PEAK DETECTION USING QVAT METHOD BASED ON SINGLE BOARD COMPUTER (SBC)

### FINAL PROJECT

Submitted to fulfill one of the requirements for obtaining a Engineering Degree at  
Undergraduate Study Program of Computer Engineering  
Department of Computer Engineering  
Faculty of Intelligent Electrical and Informatics Technology  
Institut Teknologi Sepuluh Nopember

By : Awang Ivananto Adi  
NRP. 0721 18 4000 0007

Approved by Final Project Examiner Team:

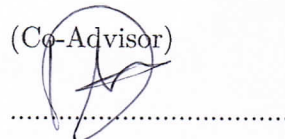
Arief Kurniawan, S.T., M.T.  
NIP: 197409072002121001

(Advisor)



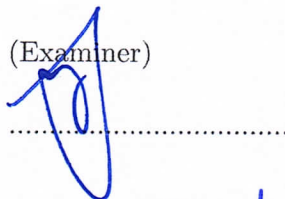
Dion Hayu Fandiantoro, S.T., M.Eng.  
NPP: 1994202011064

(Co-Advisor)



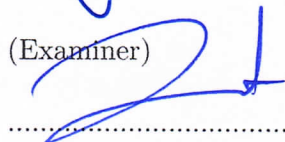
Dr. Supeno Mardi Susiki Nugroho, S.T., M.T.  
NIP: 197003131995121001

(Examiner)



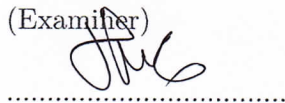
Ahmad Zaini, S.T., M.Sc.  
NIP: 197504192002121003

(Examiner)

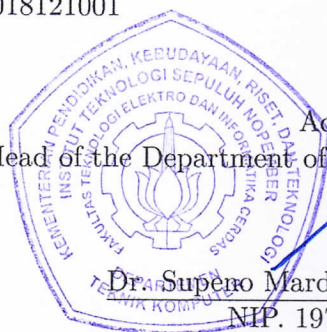


Atar Fuady Babgei, S.T., M.Sc.  
NIP: 198911112018121001

(Examiner)



Acknowledged,  
Head of the Department of Computer Engineering FTEIC - ITS



Dr. Supeno Mardi Susiki Nugroho, S.T., M.T.  
NIP. 197003131995121001

SURABAYA  
July, 2022

*[Halaman ini sengaja dikosongkan]*

## PERNYATAAN ORISINALITAS

Yang bertanda tangan dibawah ini:

Nama Mahasiswa / NRP : Awang Ivananto Adi / 0721 18 4000 0007  
Departemen : Teknik Komputer  
Dosen Pembimbing : Arief Kurniawan, S.T., M.T.  
NIP : 19740972002121001

Dengan ini menyatakan bahwa Tugas Akhir dengan judul "DETEKSI TITIK PUNCAK P, R, DAN T MENGGUNAKAN METODE QVAT BERBASIS *SINGLE BOARD COMPUTER (SBC)*" adalah hasil karya sendiri, bersifat orisinal, dan ditulis dengan mengikuti kaidah penulisan ilmiah.

Bilamana di kemudian hari ditemukan ketidaksesuaian dengan pernyataan ini, maka saya bersedia menerima sanksi sesuai dengan ketentuan yang berlaku di Institut Teknologi Sepuluh Nopember.


Surabaya, Juli 2022

Mengetahui  
Dosen Pembimbing

Mahasiswa



Awang Ivananto Adi  
NRP. 07211840000007



Arief Kurniawan, S.T., M.T.  
NIP. 19740972002121001

*[Halaman ini sengaja dikosongkan]*

## STATEMENT OF ORIGINALITY

The undersigned below :

Name of student / NRP : Awang Ivananto Adi / 0721 18 4000 0007  
Departement : Departement of Computer Engineering  
Advisor : Arief Kurniawan, S.T., M.T.  
NIP : 19740972002121001

hereby declare that the Final Project with the title of "P, R, AND T PEAK DETECTION USING QVAT METHOD BASED ON SINGLE BOARD COMPUTER (SBC)" the result of my own work, is original, and is written by following the rules of scientific writing.

If in the future there is a discrepancy with this statement, then I am willing to accept sanctions in accordance with the provisions that apply at Institut Teknologi Sepuluh Nopember.

Surabaya, July 2022

Acknowledged  
Advisor



Arief Kurniawan, S.T., M.T.  
NIP. 19740972002121001

Student



Awang Ivananto Adi  
NRP. 07211840000007

*[Halaman ini sengaja dikosongkan]*

## ABSTRAK

Nama Mahasiswa : Awang ivananto Adi  
Judul Tugas Akhir : Deteksi Titik Puncak P, R, dan T Menggunakan Metode *QVAT*  
Berbasis *Single Board Computer (SBC)*  
Pembimbing : 1. Arief Kurniawan, S.T., M.T.  
2. Dion Hayu Ferdiantoro, S.T., M.Eng.

Sinyal elektrokardiograf kardiovaskular menghadirkan gelombang suara yang mencakup komponen frekuensi rendah dan tinggi yang mengganggu dalam identifikasi otomatis dan klasifikasi puncak QRS, gelombang P, dan T. Teknik pra-pemrosesan berdasarkan rata-rata bergerak dan fungsi detrend digunakan untuk menghaluskan sinyal EKG dan menghilangkan kecenderungan lokal. Metode penyaringan kebisingan berdasarkan FIR digital filter diimplementasikan dengan tujuan mengurangi interferensi dari *baseline* dan *noise* frekuensi tinggi. Untuk ambang adaptif titik puncak R berdasarkan metode *QVAT*. Puncak lainnya, P dan T ditemukan dari pencarian titik tertinggi dari zona yang telah ditentukan menggunakan metode yang sama setelah proses amplifikasi sinyal. Jendela pop-up diterapkan untuk meningkatkan akurasisemi-otomatis. Metode *QVAT* digunakan untuk segmentasi kompleks QRS pada sinyal EKG. Hasil segmentasi berupa R peak yang dijadikan titik anotasi pada tahap preprocessing agar dapat digunakan sebagai input untuk proses mencari puncak gelombang P dan puncak gelombang T.

Kata Kunci: Detak, Elektrokardiograf, Jantung, *QVAT*.

*[Halaman ini sengaja dikosongkan]*

## ABSTRACT

*Name* : Awang Ivananto Adi  
*Title* : *P, R, and T Peaks Detection Using QVAT Method Based on Single Board Computer (SBC)*  
*Advisors* : 1. Arief Kurniawan, S.T., M.T.  
2. Dion Hayu Ferdiantoro, S.T., M.Eng.

*Cardiovascular electrocardiograph signals present sound waves that include low and high frequency components that interfere in the automatic identification and classification of QRS peaks, P and T waves. Pre-processing techniques based on moving average and detrend functions are used to smooth the ECG signal and eliminate local tendencies. Noise filtering method based on FIR digital filter is implemented with the aim of reducing interference from high frequency baseline and noise. For the peak-point adaptive threshold R based on the QVAT method. The other peaks, P and T were found by searching for the highest point of the zone that had been determined using the same method after the signal amplification process. A pop-up window is implemented to improve semi-automatic accuracy. The QVAT method was used to segment the QRS complex in the ECG signal. The result of segmentation is an R peak which is used as an annotation point in the pre-processing stage so that it can be used as input for the process of finding the peak of the P wave and the peak of the T wave.*

*Keywords: Pulse, Electrocardiograph, Heart, QVAT.*

*[Halaman ini sengaja dikosongkan]*

# KATA PENGANTAR

Puji dan syukur kehadiran Tuhan Yang Maha Esa atas segala karunia-Nya, penulis dapat menyelesaikan penelitian ini yang berjudul **Deteksi Titik Puncak P, R, dan T Menggunakan Metode QVAT Berbasis Single Board Computer (SBC)**.

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, Ibu, Bapak dan Saudara 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.T. 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 e58, Teknik Komputer, Laboratorium B401 dan B201 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, Juni 2022

Awang Ivananto Adi

*[Halaman ini sengaja dikosongkan]*

# DAFTAR ISI

ABSTRAK	i
ABSTRACT	iii
KATA PENGANTAR	v
DAFTAR ISI	vii
DAFTAR GAMBAR	xi
DAFTAR TABEL	xiii
<b>1 PENDAHULUAN</b>	<b>1</b>
1.1 Latar Belakang . . . . .	1
1.2 Permasalahan . . . . .	2
1.3 Batasan Masalah . . . . .	2
1.4 Tujuan . . . . .	2
1.5 Manfaat . . . . .	2
<b>2 TINJAUAN PUSTAKA</b>	<b>3</b>
2.1 Penelitian Terdahulu . . . . .	3
2.1.1 Deteksi R <i>Peak</i> dan Klasifikasi Aritmia Menggunakan Hybrid QVAT dan CNN Berbasis <i>Single Board Computer</i> . . . . .	3
2.1.2 <i>QRS Peaks, P and T Waves Identification in ECG</i> . . . . .	3
2.1.3 <i>R Peak Detection Method Using Wavelet Transform and Modified Shannon Energy Envelope</i> . . . . .	3
2.2 Tinjauan Pustaka . . . . .	3
2.2.1 Segmen Sinyal Jantung . . . . .	3
2.2.2 Gelombang EKG . . . . .	4
2.2.3 Elektrokardiograf (EKG) . . . . .	4
2.2.4 Standar <i>Limb Leads</i> (Bipolar) . . . . .	4
2.2.5 Kompleks QRS . . . . .	6
2.2.6 Metode QVAT . . . . .	6
2.2.7 Raspberry Pi 4 Model B . . . . .	7

2.2.8	Sensor Sparkfun AD8232 . . . . .	8
2.2.9	Modul ADS1115 . . . . .	9
2.2.10	Modul Regulator AMS1117 . . . . .	9
<b>3</b>	<b>METODOLOGI</b>	<b>11</b>
3.1	Desain Sistem Keseluruhan . . . . .	11
3.1.1	Data dan Peralatan . . . . .	12
3.2	Design Kerja Sistem . . . . .	12
3.2.1	<i>Input Dataset</i> . . . . .	13
3.2.2	Pembagian <i>Dataset</i> . . . . .	13
3.2.3	Deteksi R <i>Peak</i> . . . . .	13
3.2.4	Deteksi T <i>Peak</i> . . . . .	16
3.2.5	Deteksi P <i>Peak</i> . . . . .	16
3.2.6	Visualisasi . . . . .	17
3.3	Desain Perangkat <i>Lead</i> I,II, dan III . . . . .	17
3.4	Desain Perangkat Keras . . . . .	18
3.5	Desain Program Perangkat Keras . . . . .	20
<b>4</b>	<b>HASIL DAN PEMBAHASAN</b>	<b>21</b>
4.1	Pengujian Deteksi Titik Puncak R . . . . .	21
4.1.1	Pengujian Menggunakan Variasi Jumlah Data . . . . .	21
4.1.2	Pengujian Menggunakan Variasi Data . . . . .	22
4.1.3	<i>Performance Matrix</i> Titik Puncak R . . . . .	23
4.2	Pengujian Deteksi Titik Puncak T . . . . .	24
4.2.1	Pengujian Menggunakan Variasi Jumlah Data . . . . .	24
4.2.2	Pengujian Menggunakan Variasi Data . . . . .	25
4.2.3	<i>Performance Matrix</i> Titik Puncak T . . . . .	26
4.3	Pengujian Deteksi Titik Puncak P . . . . .	27
4.3.1	Pengujian Menggunakan Variasi Jumlah Data . . . . .	27
4.3.2	Pengujian Menggunakan Variasi Data . . . . .	28
4.3.3	<i>Performance Matrix</i> Titik Puncak P . . . . .	29
4.4	Pengujian Dataset dan Program pada SBC . . . . .	30
4.5	Pengujian Sistem Menggunakan <i>User Interface</i> . . . . .	31
4.6	Implementasi <i>Hardware</i> . . . . .	32
<b>5</b>	<b>PENUTUP</b>	<b>35</b>

5.1 Kesimpulan . . . . .	35
5.2 Saran . . . . .	35
<b>DAFTAR PUSTAKA</b>	<b>37</b>
<b>BIOGRAFI PENULIS</b>	<b>39</b>

*[Halaman ini sengaja dikosongkan]*

## DAFTAR GAMBAR

2.1	Bentuk Segmen Sinyal Jantung ( <a href="https://hellosehat.com/jantung/penyakit-jantung/cara-membaca-tes-ekg">https://hellosehat.com/jantung/penyakit-jantung/cara-membaca-tes-ekg</a> ) . . . . .	4
2.2	Arah Sadapan Ekstremitas ( <a href="https://ecgwaves.com/topic/ekg-ecg-leads-electrodes-systems-limb-chest-precordial/">https://ecgwaves.com/topic/ekg-ecg-leads-electrodes-systems-limb-chest-precordial/</a> ) . . . . .	5
2.3	Segitiga <i>Einthoven</i> ( <a href="https://ecgwaves.com/topic/ekg-ecg-leads-electrodes-systems-limb-chest-precordial/">https://ecgwaves.com/topic/ekg-ecg-leads-electrodes-systems-limb-chest-precordial/</a> ) . . . . .	5
2.4	Derajat Posisi Sadapan Jantung ( <a href="https://www.cvphysiology.com/Arrhythmias">https://www.cvphysiology.com/Arrhythmias</a> )	6
2.5	Indikasi Pin Raspberry Pi 4 Model B ( <a href="https://www.columbiaspocs.com">https://www.columbiaspocs.com</a> ) . . . . .	8
2.6	Sensor EKG AD8232 ( <a href="https://www.sparkfun.com">https://www.sparkfun.com</a> ) . . . . .	8
2.7	Modul <i>Analog to Digital Converter</i> ADS1115 ( <a href="https://www.hwlibre.com/id/ads1115">https://www.hwlibre.com/id/ads1115</a> )	9
2.8	Modul <i>Voltage Regulator</i> AMS1117 ( <a href="https://www.pcboard.ca">https://www.pcboard.ca</a> ) . . . . .	9
3.1	Arsitektur Alur Kerja Sistem . . . . .	11
3.2	Blok Diagram Kerja Sistem . . . . .	12
3.3	Pemasangan Sadapan EKG 3 Lead . . . . .	18
3.4	<i>Wiring Diagram</i> Perangkat . . . . .	18
3.5	Desain Skematik Perangkat . . . . .	19
3.6	Desain PCB Perangkat . . . . .	19
4.1	Deteksi Titik Puncak R dengan Variasi Jumlah Sampel Data . . . . .	22
4.2	Deteksi Titik Puncak R dengan Variasi Data . . . . .	23
4.3	Deteksi Titik Puncak T dengan Variasi Jumlah Sampel Data . . . . .	25
4.4	Deteksi Titik Puncak T dengan Variasi Data . . . . .	26
4.5	Deteksi Titik Puncak P dengan Variasi Jumlah Sampel Data . . . . .	28
4.6	Deteksi Titik Puncak P dengan Variasi Data . . . . .	29
4.7	Pengujian program deteksi titik puncak . . . . .	30
4.8	Tampilan antarmuka pengguna . . . . .	31
4.9	Tampilan <i>hardware</i> . . . . .	32
4.10	Bentuk grafik hasil pembacaan dengan perangkat . . . . .	33

*[Halaman ini sengaja dikosongkan]*

## DAFTAR TABEL

2.1	Spesifikasi Raspberry Pi 4 Model B . . . . .	7
4.1	Hasil <i>Performance Matrix</i> Titik Puncak R . . . . .	24
4.2	Hasil <i>Performance Matrix</i> Titik Puncak T . . . . .	27
4.3	Hasil <i>performance matrix</i> titik puncak P . . . . .	30
4.4	perbandingan waktu jeda pengujian program . . . . .	31
4.5	Hasil pengujian perangkat . . . . .	32

*[Halaman ini sengaja dikosongkan]*

# BAB I

## PENDAHULUAN

### 1.1 Latar Belakang

Penyakit yang berhubungan dengan jantung adalah penyebab utama kematian di seluruh dunia. Menurut Organisasi Kesehatan Dunia (*World Health Organization*), dalam Laporan Kesehatan Dunia 2018 (Organization(2021)), penyakit kardiovaskular menjumlahkan 17,9 juta kematian. Terkait dengan ini, dalam beberapa tahun terakhir tren analisis elektrokardiogram otomatis telah memperoleh kekuatan sebagai sarana penyakit pencegahan. Elektrokardiogram (EKG) adalah alat diagnostik yang banyak digunakan dan penting dalam praktik kardiologi klinis. Bertindak dalam menangkap dan merekam sinyal listrik yang dihasilkan oleh aktivitas jantung dalam siklus jantungnya. Tracing terdiri dari beberapa defleksi yang disebabkan oleh aktivasi, depolarisasi dan repolarisasi sel jantung (P-QRST) (Maleki M. and M(2017)). EKG merupakan salah satu alat non-invasif yang paling umum digunakan oleh dokter untuk mendiagnosis penyakit jantung. Karena itu, penggunaan dan pemrosesan sinyal EKG sangat penting untuk menganalisis kerja jantung.

Pengamatan ECG memiliki jejak sinyal listrik dari berbagai aktivitas bagian tubuh yang berbeda, karena sinyal diperoleh dari permukaan tubuh. Masalah utama dalam pemrosesan sinyal biologis, seperti EKG, adalah mengurangi noise, isolasi dan identifikasi sinyal dari sumber yang berbeda [4]. Analisis EKG untuk mendeteksi patologi klinis harus seakurat mungkin (Mehta and Garg(2016)). Selain itu, dengan analisis yang akurat, dianggap sebagai identifikasi yang benar dari QRS kompleks, on-set dan off-set dari gelombang P dan T juga besarnya. Gelombang P pada EKG menggambarkan kondisi atrium melalui depolarisasi atrium. Adanya kelainan gelombang P pada hasil EKG menggambarkan adanya gangguan pada atrium. Gelombang T menggambarkan repolarisasi (atau kembalinya) ventrikel. Interval dari awal kompleks QRS lalu ke puncak gelombang T disebut sebagai periode refraksi absolut dan gelombang P merupakan aktivasi. Penggunaan alat EKG semi-mekanik yang mana hasil pembacaan sinyal masih berupa kertas sangat tidak efektif jika di gunakan secara terus-meneruskarena akan menghabiskan banyak kertas untuk menampilkan hasil pembacaan serta jika mengalami kerusakan akan menimbulkan kerugian yang tidak sedikit. Maka diperlukan alat yang mampu untuk memproses sinyal tersebut untuk mengurangi noise dan melakukan identifikasi sinyal dari layaknya penggunaan computer.

Penggunaan komputer seperti model desktop PC dan laptop memang saat ini menjadi hal yang sudah umum. Namun dalam kasus pemrosesan sinyal detak jantung, komputer dengan model tersebut terlalu kompleks jika digunakan hanya untuk satu keperluan serta dinilai kurang efisien dalam segi sumber daya baik itu biaya maupun energi seperti baterai dan daya listrik, sehingga perlu menggunakan perangkat komputer yang lebih sederhana seperti Single Board Computer(SBC). SBC digunakan sebagai pengendali komputer tertanam (*embedded*) portabel yang mengintegrasikan semua fungsi sebuah papan sirkuit tunggal hanya digunakan untuk keperluan yang spesifik dan memiliki kon-

sumsi daya yang lebih kecil serta memiliki pin atau port tertanam sehingga sistem dapat berjalan(Pamarthi Kanakaraja(2019)).

## 1.2 Permasalahan

Rumitnya pembacaan sinyal detak jantung seharusnya dapat dideteksi lebih mudah dengan menampilkan denyut jantung dengan deteksi titik puncak pasien secara langsung melalui sinyal EKG *portable*. Sehingga diperlukan perangkat berbasis Single Board Computer untuk menganalisa titik puncak P, R, dan T menggunakan metode QVAT dan pencarian titik tertinggi dan terendah dari masing-masing puncak.

## 1.3 Batasan Masalah

Batasan-batasan dari pengerjaan proyek tugas akhir ini adalah sebagai berikut:

1. Program yang digunakan hanya berfungsi untuk mendeteksi titik puncak dari titik P, titik R, dan titik T sehingga tidak dicantumkan deteksi atau pembacaan titik Q dan titik S.
2. *Dataset* yang digunakan merupakan *dataset aritmia* namun pada proyek ini tidak memuat program deteksi *aritmia* atau kelainan pada jantung melainkan hanya deteksi dan segmentasi titik puncak.
3. Proyek ini secara keseluruhan menggunakan bahasa pemrograman Python versi 3 beserta beberapa *library* tambahan. Apabila menggunakan bahasa pemrograman lain ataupun menggunakan Python versi terdahulu maka diperlukan peninjauan ulang dan konversi program

## 1.4 Tujuan

Tujuan dari tugas akhir yaitu berupa pembuatan program sekaligus perangkat yang dapat memenuhi tujuan berikut

1. Mendeteksi titik puncak P, titik puncak R, titik T pada data gelombang sinyal detak jantung yang diterima
2. Memvisualisasikan bentuk sinyal detak jantung beserta deteksi titik puncak pada perangkat *Single board Computer*(SBC)

## 1.5 Manfaat

Manfaat dari deteksi titik puncak P, R, dan T dengan metode *QVAT* yang berbasis *Single Board Computer (SBC)* adalah:

1. Mempermudah deteksi titik puncak P, titik puncak R, titik T pada data gelombang sinyal detak jantung yang diterima
2. Memberikan bentuk visual dari sinyal detak jantung beserta letak titik puncak P, R, dan T pada setiap segmen sinyal jantung

## BAB II

### TINJAUAN PUSTAKA

#### 2.1 Penelitian Terdahulu

##### 2.1.1 Deteksi R *Peak* dan Klasifikasi Aritmia Menggunakan Hybrid QVAT dan CNN Berbasis *Single Board Computer*

Penelitian menjelaskan penggunaan *Single Board Computer* dalam memproses klasifikasi *aritmia* menggunakan metode *Deep Learning* yang dilakukan secara *portable*. Metode QVAT digunakan untuk segmentasi kompleks QRS pada sinyal ECG. Hasil segmentasi berupa r peak yang dijadikan titik anotasi pada tahap preprocessing agar dapat digunakan sebagai input tahap klasifikasi jenis *aritmia* menggunakan metode CNN (*Convolutional Neural Network*)(Chaudhary(2021)).

##### 2.1.2 QRS Peaks, P and T Waves Identification in ECG

Menjelaskan teknik pra-pemrosesan berdasarkan rata-rata bergerak dan fungsi de-trend yang digunakan untuk menghaluskan sinyal EKG dan menghilangkan kecenderungan lokal. Metode penyaringan kebisingan berdasarkan digital *filter* FIR yang diimplementasikan dengan tujuan mengurangi interferensi dari baseline dan noise frekuensi tinggi. Untuk lokalisasi dari puncak R, ambang adaptif, berdasarkan algoritma Pan-Tompkins diterapkan. Puncak lainnya, P-Q-S-T, ditemukan dari pencarian tertinggi dan terendah di zona yang telah ditentukan(Renan Costa and Teixeira(2021)).

##### 2.1.3 R Peak Detection Method Using Wavelet Transform and Modified Shannon Energy Envelope

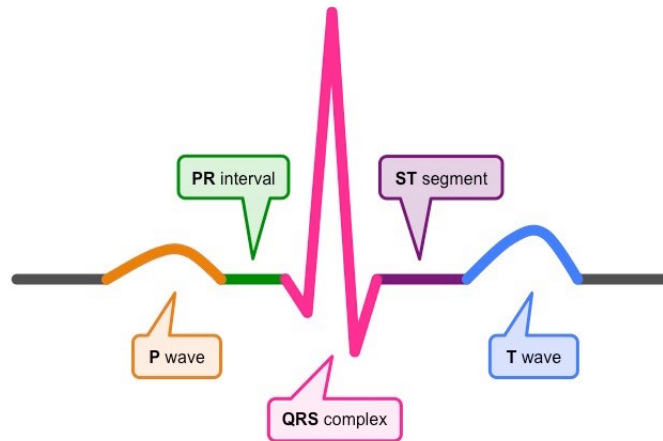
Penelitian menjelaskan metode deteksi puncak R menggunakan Wavelet Transform (WT) dan Shannon Energy Envelope (SEE) yang dimodifikasi untuk analisis EKG secara cepat. Igoritma WTSEE yang diusulkan melakukan transformasi wavelet untuk mengurangi ukuran dan kebisingan sinyal EKG dan menciptakan SEE setelah diferensiasi orde pertama dan normalisasi amplitudo. Selanjutnya, Peak Energy Envelope (PEE) diekstraksi dari SEE. Maka puncak R adalah diperkirakan dari PEE, dan perkiraan puncak disesuaikan dari EKG input. Akhirnya, algoritma menghasilkan fitur R akhir dengan memvalidasi interval R-R dan memperbarui puncak R yang diekstraksi(D. Ai and Wang(2015)).

#### 2.2 Tinjauan Pustaka

##### 2.2.1 Segmen Sinyal Jantung

Segmen sinyal jantung dapat disadap dengan menggunakan elektroda dan digunakan untuk analisa bentuk maupun ritme jantung menggunakan elektrokardiograf. sinyal jantung yang terbentuk memiliki 5 segmen yaitu segment P, Q, R, S dan T. Gelombang sinyal P diawal, bersamaan dengan depolarisasi dari atrium. Atrium mulai berkontraksi sekitar 25 milidetik setelah gelombang P dimulai. Interval Kompleks QRS yang mana timbul

akibat depolarisasi ventrikel. Sinyal elektrik relatif kuat karena otot ventrikel jauh lebih besar dari pada atrium. Ventrikel mulai berkontraksi tidak lama setelah mencapai puncak gelombang R. Gelombang T yang kecil diakhir, mengindikasikan repolarisasi pada ventrikel atau disebut dengan segmen ST. Repolarisasi atrium tidak tampak, karena bersamaan saat ventrikel melakukan depolarisasi, dan QRS complex menutupi kejadian elektrik yang lain.



Gambar 2.1: Bentuk Segmen Sinyal Jantung

(<https://helohehat.com/jantung/penyakit-jantung/cara-membaca-tes-ekg>)

### 2.2.2 Gelombang EKG

Merupakan gelombang yang terbentuk dari aktivitas kelistrikan pada jantung, dapat diukur dalam satuan milivolt. Gelombang EKG memiliki 3 elemen dasar yaitu kompleks QRS, gelombang P, dan Gelombang T. Ketiga elemen tersebut dihubungkan dengan 5 elemen diagnosis lainnya yaitu, interval PR, gelombang U, segmen ST, dan interval QT.

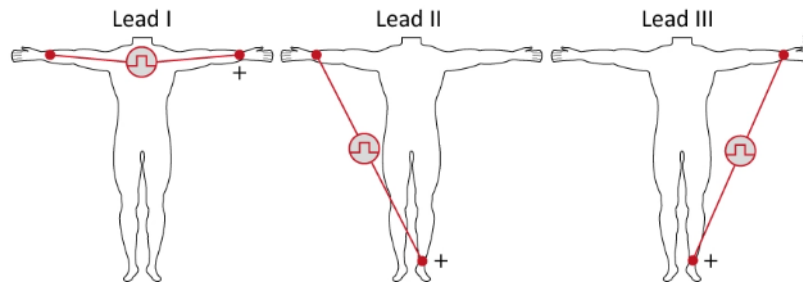
### 2.2.3 Elektrokardiograf (EKG)

*Electrocardiograf* (ECG) adalah alat yang dapat mengukur aktivitas dari denyut jantung, dimana denyut tersebut berupa impulse listrik yang diukur oleh sensor. ECG berfungsi untuk menampilkan aktivitas pada jantung, sehingga dengan menggunakan data tersebut, tenaga medis dapat menentukan apakah kondisi jantung pada pasien tersebut tergolong *aritmia* atau tidak. ECG sendiri terdiri atas beberapa jenis ECG, hal ini dapat dibedakan berdasarkan jumlah leadnya, antara lain ECG 3 lead, ECG 5 lead, dan ECG 12 lead, dimana ECG 12 lead mampu menampilkan gelombang jantung secara lengkap. Semakin banyak jumlah lead ECG maka semakin akurat hasil pembacaan terhadap kondisi jantung.

### 2.2.4 Standar *Limb Leads* (Bipolar)

Rekaman bipolar menggunakan konfigurasi sadapan ekstremitas (*Limb Leads*) merupakan standar yang digambarkan pada gambar 2.2. Sadapan I (*Lead I*) memiliki elektroda positif di lengan kiri, dan elektroda negatif di lengan kanan, dan mengukur beda potensial atau tegangan antara kedua lengan. Dalam sadapan ini dan dua sadapan ekstremitas lainnya, sebuah elektroda di kaki kanan berfungsi sebagai elektroda referensi untuk keperluan perekaman. Pada konfigurasi sadapan II (*Lead II*), elektroda positif berada di kaki kiri

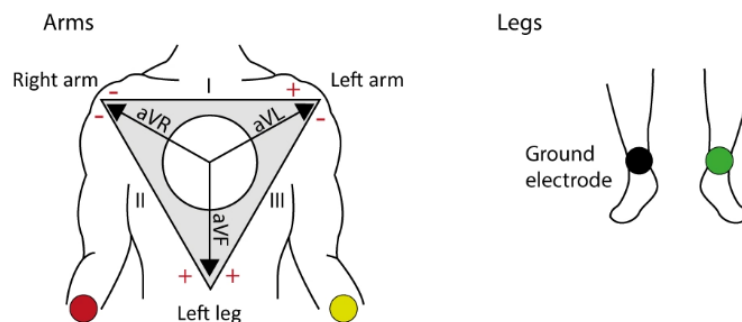
dan elektroda negatif berada di lengan kanan. Sadapan III (*Lead III*) memiliki elektroda positif di kaki kiri dan elektroda negatif di lengan kiri. Ketiga sadapan ekstremitas bipolar ini secara kasar membentuk segitiga sama sisi (dengan jantung di tengahnya) yang disebut segitiga Einthoven. Sadapan ekstremitas dilekatkan pada ujung ekstremitas (pergelangan tangan dan pergelangan kaki) atau pada asal ekstremitas (bahu atau paha atas) membuat sedikit perbedaan dalam perekaman karena ekstremitas dapat dilihat sebagai konduktor kawat panjang yang berasal dari titik di batang tubuh.



Gambar 2.2: Arah Sadapan Ekstremitas

(<https://ecgwaves.com/topic/ekg-ecg-leads-electrodes-systems-limb-chest-precordial/>)

Berdasarkan aturan EKG yang diterima secara universal, gelombang depolarisasi menuju lengan kiri memberikan defleksi positif pada sadapan I karena elektroda positif berada di lengan kiri. Defleksi EKG positif maksimal terjadi di sadapan I ketika gelombang depolarisasi berjalan sejajar dengan sumbu antara lengan kanan dan kiri. Jika gelombang depolarisasi menjauhi lengan kiri, defleksinya negatif. Juga dengan aturan ini, gelombang repolarisasi yang bergerak menjauh dari lengan kiri dicatat sebagai defleksi positif. Pernyataan serupa dapat dibuat untuk sadapan II dan III di mana elektroda positif terletak di kaki kiri. Sebagai contoh, gelombang depolarisasi yang berjalan ke arah kaki kiri menghasilkan defleksi positif di kedua sadapan II dan III karena elektroda positif untuk kedua sadapan ada di kaki kiri. Defleksi positif maksimal dicatat di sadapan II ketika gelombang depolarisasi berjalan sejajar dengan sumbu antara lengan kanan dan kaki kiri. Demikian pula, defleksi positif maksimal diperoleh di sadapan III ketika gelombang depolarisasi berjalan sejajar dengan sumbu antara lengan kiri dan kaki kiri.

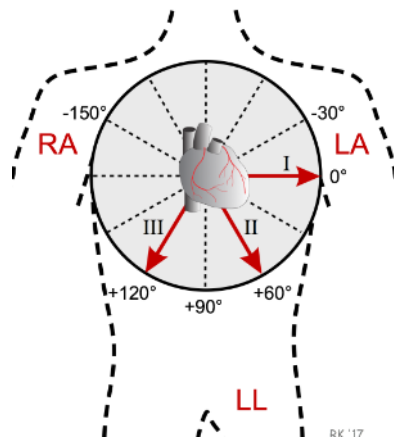


Gambar 2.3: Segitiga *Einthoven*

(<https://ecgwaves.com/topic/ekg-ecg-leads-electrodes-systems-limb-chest-precordial/>)

Jika bagian segitiga Einthoven (diasumsikan sama sisi) dipecah, runtuh, dan ditumpangkan di atas jantung, maka elektroda positif untuk *Lead I* berada pada nol derajat

relatif terhadap jantung (sepanjang sumbu horizontal antara LL dan RA, dapat dilihat pada gambar 2.4. Demikian dengan elektroda positif untuk sadapan II (sumbu RA-LL) akan menjadi  $+60^\circ$  relatif terhadap jantung, dan elektroda positif untuk sadapan III (sumbu LA-LL) akan menjadi  $+120^\circ$  relatif ke jantung seperti yang ditunjukkan di sebelah kanan. Konstruksi baru sumbu listrik ini disebut sistem referensi aksial. Dengan sistem ini, gelombang depolarisasi yang merambat pada  $+60^\circ$  menghasilkan defleksi positif terbesar di sadapan II. Gelombang berorientasi depolarisasi  $+90^\circ$  relatif terhadap jantung menghasilkan defleksi positif yang sama pada sadapan II dan III. Sadapan I tidak menunjukkan defleksi bersih karena gelombang depolarisasi menuju tegak lurus terhadap sumbu  $0^\circ$ , atau sadapan I. (Richard E. Klabunde(2017))



Gambar 2.4: Derajat Posisi Sadapan Jantung  
(<https://www.cvphysiology.com/Arrhythmias>)

### 2.2.5 Kompleks QRS

Kombinasi dari tiga defleksi grafis yang terlihat pada elektrokardiogram dan merupakan bagian penelusuran yang paling sentral dan paling jelas secara visual karena lonjakan utama yang terlihat pada garis ECG. Segmen ini sesuai dengan depolarisasi ventrikel kanan dan kiri jantung manusia dan kontraksi otot ventrikel besar. Durasi, amplitudo dan morfologi kompleks QRS berguna untuk mendiagnosis *aritmia* jantung, abnormalitas konduksi, hipertrofi ventrikel, infark otot jantung, gangguan elektrolit, dan keadaan sakit lainnya.

### 2.2.6 Metode QVAT

Salah satu parameter untuk menilai kondisi jantung adalah jarak dari puncak R ke puncak R lainnya, R adalah puncak gelombang kompleks QRS. Algoritma QVAT digunakan secara otomatis untuk mendeteksi kompleks QRS, kemudian menemukan puncak R dari sinyal ECG. Algoritma yang digunakan terdiri dari beberapa langkah yaitu: *band-pass filter*, *analysis of variance*, *adaptif threshold* dan *local maxima* (I. K. E. P. Arief Kurniawan(2020)).

*Filter band-pass* digunakan untuk mengurangi noise yang dapat menyebabkan kesalahan dalam pendeteksian gelombang QRS. Kemungkinan noise terjadi dikarenakan noise tegangan gelombang elektromagnetik dan noise gerakan otot. Rata-rata varians digunakan untuk memperkuat fitur Kompleks QRS pada koordinat x positif dan penggunaan ambang adaptif untuk melokalisasi kompleks QRS. Ambang adaptif digunakan

karena fitur magnitudo dan kemiringan sinyal ECG setiap subjek berbeda. Hasil dari ambang adaptif berupa *region of interest* (ROI) dari kompleks QRS digunakan untuk mencari posisi titik puncak. (Chaudhary(2021)).

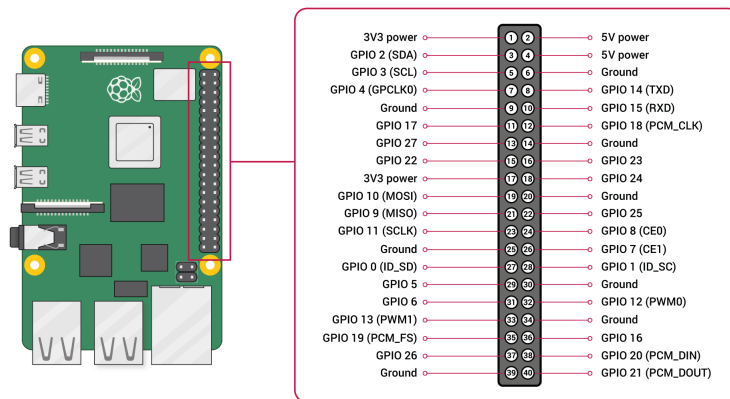
### 2.2.7 Raspberry Pi 4 Model B

Raspberry Pi merupakan salah satu *Single Board Computer* (SBC) atau komputer lengkap yang dibangun di atas papan sirkuit tunggal, dengan mikroprosesor, memori, *input/output*(I/O) dan fitur lain yang diperlukan dari komputer fungsional. SBC dibuat sebagai sistem demonstrasi atau pengembangan, untuk sistem pendidikan, atau untuk digunakan sebagai pengontrol komputer tertanam. Spesifikasinya dapat dilihat pada tabel 2.1.

Tabel 2.1: Spesifikasi Raspberry Pi 4 Model B

Prosesor	Broadcom BCM2711, quad-core Cortex-A72 (ARM v8) 64-bit SoC @ 1.5 GHz
Memori	1GB, 2GB, 4GB, atau 8GB LPDDR4 RAM
Konektivitas	2.4 GHz dan 5.0 GHz IEEE 802.11 b/g/n/ac Wireless LAN
Bluetooth	5.0 BLE
Pin Akses	40 GPIO Header
Video	2 x micro HDMI ports up to 4Kp60
Multimedia	H.265 (4Kp60 decode); H.264 (1080p60 decode, 1080p30 encode); OpenGL ES, 3.0 graphics
SD Card	Micro SD untuk loading operating system dan penyimpanan data
Tegangan Operasi	5 V/3 A via USB C connector; 5 V/3 A via GPIO header; Power over Ethernet (PoE)
<i>Environment</i>	Operating temperature, 0-50 °C
Lebar	5,6 cm
Panjang	8,5 cm

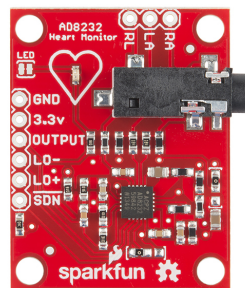
Raspberry Pi 4 Model B merupakan varian terbaru dari raspberry pi sebelumnya yaitu Raspberry Pi 3 Model B+. Fitur dari alat ini yaitu memiliki prosesor quad-core 64-bit berkinerja tinggi, mendukung layar ganda pada resolusi hingga 4K melalui sepasang port micro-HDMI, dekode video perangkat keras hingga 4Kp60, RAM hingga 8 GB, dual-band 2.4 / 5.0 GHz *wireless* LAN, Bluetooth 5.0, Gigabit Ethernet, USB 3.0, dan kemampuan PoE (melalui add-on PoE HAT terpisah). Serta memiliki spesifikasi Broadcom BCM2711, quad-core Cortex-A72 (ARM v8) SoC 64-bit @ 1.5GHz dengan konektivitas LAN nirkabel 2.4 GHz dan 5.0 GHz IEEE 802.11b / g / n / ac, Bluetooth 5.0, BLE, Gigabit Ethernet, 2 port USB 3.0, dan 2 port USB 2.0 serta menggunakan standar port GPIO 40 pin yang kompatibel dengan Raspberry Pi 3.



Gambar 2.5: Indikasi Pin Raspberry Pi 4 Model B (<https://www.columbiaspocs.com>)

## 2.2.8 Sensor Sparkfun AD8232

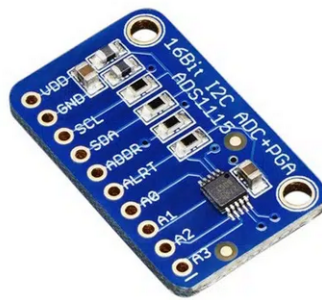
AD8232 adalah sebuah modul sensor yang digunakan untuk mengakuisisi sinyal ECG dengan pin input / output serta catu daya nya tersambung pada microcontroller ataupun single board computer. AD8232 adalah blok pengkondisi sinyal terintegrasi untuk EKG dan aplikasi pengukuran biopotensial lainnya. Ini dirancang untuk mengekstraksi, memperkuat, dan mem-filter sinyal biopotensial kecil di hadapan kondisi bising, seperti yang diciptakan oleh gerakan atau penempatan elektroda jarak jauh. Desain ini memungkinkan *Analog to Digital Converter (ADC)* daya *ultralow* atau mikrokontroler tertanam untuk memperoleh sinyal output dengan mudah. AD8232 dapat menerapkan *filter high-pass* dua tiang untuk menghilangkan artefak gerak dan potensial setengah sel elektroda. *Filter* ini dipasangkan dengan erat dengan arsitektur instrumentasi dari penguat untuk memungkinkan dilakukan *filter* besar dan tinggi dalam satu tahap, sehingga menghemat ruang dan biaya. Penguat operasional memungkinkan AD8232 untuk membuat *filter low-pass* tiga kutub untuk menghilangkan kebisingan tambahan. Pengguna dapat memilih *cutoff* frekuensi semua *filter* untuk disesuaikan dengan berbagai jenis aplikasi. Untuk meningkatkan penolakan dari frekuensi saluran dalam sistem dan gangguan lain yang tidak diinginkan, AD8232 menyertakan penguat untuk aplikasi *lead* yang digerakkan, seperti *right leg drive (RLD)*.



Gambar 2.6: Sensor EKG AD8232 (<https://www.sparkfun.com>)

## 2.2.9 Modul ADS1115

ADS1115 adalah konverter analog ke digital presisi dengan resolusi 16 bit yang ditawarkan dalam paket QFN-10 sangat kecil (2mm x 1,5mm x 0,4mm), tanpa timbal atau paket MSOP-10. ADS1115 dirancang dengan presisi, kekuatan, dan kemudahan implementasi. ADS1115 menampilkan referensi *onboard* dan osilator. Data ditransfer melalui antarmuka serial yang kompatibel dengan I2C (empat alamat I2C dapat dipilih). ADS1115 beroperasi dari catu daya tunggal mulai dari 2.0V hingga 5.5V. ADS1115 dapat melakukan konversi dengan laju hingga 860 sampel per detik. PGA onboard tersedia pada ADS1115 yang menawarkan rentang input dari pasokan hingga serendah  $\pm 256\text{mV}$ , yang memungkinkan sinyal besar dan kecil diukur dengan resolusi tinggi. ADS1115 juga memiliki fitur *multiplexer input* (MUX) yang menyediakan dua input diferensial atau empat ujung tunggal. ADS1115 beroperasi baik dalam mode konversi kontinu atau sekali pakai yang secara otomatis mati setelah konversi dan sangat mengurangi konsumsi saat ini selama periode idle. Suhu pengoperasian ADS1115 dalam rentang nilai  $40\text{ }^\circ\text{C}$  hingga  $+125\text{ }^\circ\text{C}$



Gambar 2.7: Modul *Analog to Digital Converter* ADS1115 (<https://www.hwlibre.com/id/ads1115>)

## 2.2.10 Modul Regulator AMS1117

Merupakan module regulator yang berfungsi sebagai penurun tegangan DC to DC. Pada proyek ini menggunakan level tegangan output 3v3 atau bisa dikatakan output dari modul regulator ini bersifat *fixed* atau tetap untuk keamanan perangkat.



Gambar 2.8: Modul *Voltage Regulator* AMS1117 (<https://www.pcboard.ca>)

*[Halaman ini sengaja dikosongkan]*

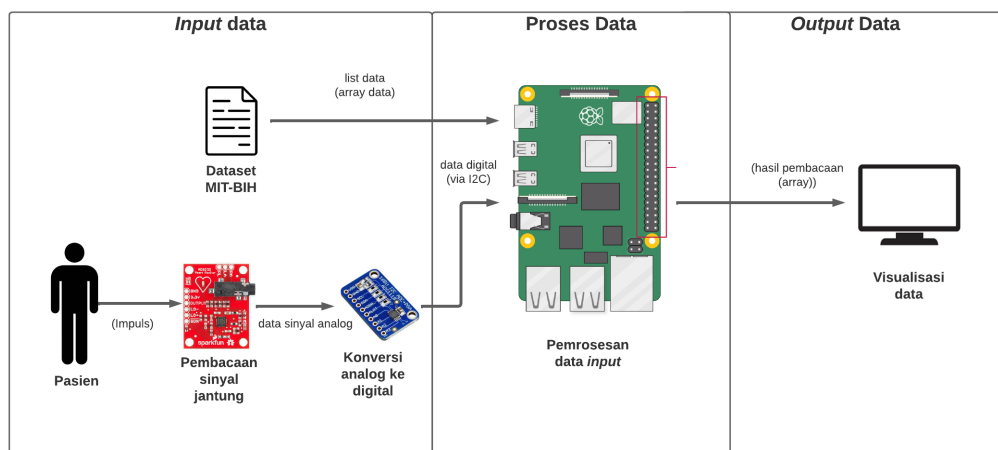
# BAB III

## METODOLOGI

Penelitian ini dilaksanakan sesuai dengan material beserta dengan metodologi dan desain sistem yang telah disusun pada tahap persiapan.

### 3.1 Desain Sistem Keseluruhan

Desain sitem yang digunakan dalam pengerjaan proyek 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.



Gambar 3.1: Arsitektur Alur Kerja Sistem

Pada gambar 3.1 terdapat tiga tahap utama yang terjadi yaitu *input* data, proses data, dan *data*. Pada tahap *input* data terdapat dua jalur dalam melakukan *input* atau masukan, yang pertama data dapat berupa hasil pembacaan modul EKG sadapan 3 *lead* yang langsung diimplementasikan pada seorang pasien untuk diambil data sinyal detak jantungnya, data tersebut merupakan data sinyal analog yang akan dikonversikan terlebih dahulu menjadi bentuk sinyal digital menggunakan modul *analog to digital converter* atau yang biasa disebut dengan ADC sebelum masuk ke dalam proses data. Untuk metode *input* yang lain dapat berupa *input dataset* langsung kedalam SBC.

Pada tahap proses data data hasil *input* diproses dengan mengimplementasikan program deteksi titik puncak untuk memproses data masukan atau data *input* sebelum dikeluarkan dalam bentuk visual. Visualisasi data *output* pada tahap *output* data berupa bentuk grafik sinyal detak jantung beserta titik deteksi titik puncaknya. Program visual disajikan menggunakan *Graphic User Interface*(GUI) dengan tujuan untuk mempermudah dalam mengelola data.

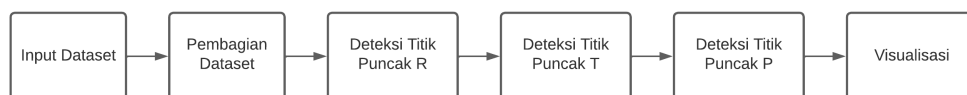
### 3.1.1 Data dan Peralatan

Berikut data dan peralatan yang digunakan dalam mendukung pembuatan program dan perangkat beserta kegunaannya.

- a. *Dataset* MIT-BIH  
Merupakan *dataset aritmia* hasil pembacaan EKG yang tersedia secara online, data tersebut digunakan untuk menguji tingkat presisi pada alat dalam mendeteksi titik puncak sebelum menggunakan data perekaman secara langsung
- b. Raspberry Pi 4 Model B  
Komputer portable yang didesain sebagai alat untuk memproses hasil dari pembacaan *dataset* detak jantung yang didapat baik dari *dataset* MIT-BIH maupun hasil pembacaan langsung sensor EKG AD8232
- c. Sensor Sparkfun AD8232  
Merupakan modul sensor EKG single lead yang memiliki tegangan kerja sebesar 3.3v dan output data berupa sinyal analog. Dalam proyek ini diperlukan 3 buah modul EKG tersebut untuk mengimplementasikan pembacaan sinyal jantung menggunakan 3 Lead
- d. Konverter ADS1115  
Merupakan converter sinyal analog to digital yang digunakan untuk mengkonversi hasil pembacaan sinyal detak jantung yang berbentuk sinyal analog ke sinyal digital agar bentuk dapat dibaca oleh perangkat *Single Board Computer*.
- e. Modul Regulator AMS1117  
Merupakan module regulator yang berfungsi sebagai penurun tegangan DC to DC. Pada proyek ini menggunakan level tegangan output 3v3 atau bisa dikatakan output dari modul regulator ini bersifat *fixed* atau tetap untuk keamanan perangkat.

### 3.2 Design Kerja Sistem

Perangkat dibuat dengan rangkaian sirkuit hanya memuat 3 unit modul sensor AD8232, satu unit modul ADS1115, satu unit Modul AMS1117 3.3v, dan satu unit Raspberry pi4.



Gambar 3.2: Blok Diagram Kerja Sistem

Keseluruhan kerja sistem tertampil pada gambar 3.2 alur kerja sistem diawali dengan pembacaan sadapan oleh tiap modul EKG, data hasil sadapan tersebut merupakan data sinyal analog yang selanjutnya dikonversikan menjadi data sinyal digital oleh modul ADS1115. Data tersebut dilanjutkan untuk dibaca dan disimpan pada direktori lokal yang tersambung langsung dengan perangkat raspberry menggunakan jalur I2C. Program yang dibuat difungsikan untuk mendeteksi titik puncak P, R, dan T menggunakan prosessor dari perangkat raspberry. Perincian proses dijelaskan sebagai berikut

### 3.2.1 Input Dataset

Pada tahap ini dilakukan *input* MIT-BIH *Arrhythmia Database* (<https://physionet.org>) sebagai hasil sadapan yang akan dijadikan data uji deteksi titik puncak. Pembacaan sadapan langsung menggunakan modul EKG untuk mengambil hasil sample asli yang lalu disimpan menggunakan format *Comma Separated File* (csv) yang juga digunakan sebagai data uji deteksi titik puncak P, R, dan T.

### 3.2.2 Pembagian Dataset

Membagi *dataset* menjadi beberapa bagian yang mana dilakukan penyetaraan jumlah *array* data agar tidak terjadi *overload* pada saat pembacaan sinyal pada tahap visual. Pembagian data dilakukan dengan cara membatasi pembacaan sadapan tertentu. Pembagian jumlah sampel data yang disimpan dari pembacaan sadapan EKG 3 Lead adalah sebanyak 15000 data. Data detak jantung yang digunakan untuk proses deteksi titik puncak akan diproses ulang menggunakan proses normalisasi data atau *rescaling* data. Dengan rumus seperti pada persamaan 3.1.

$$norm_i = \frac{y_i - y_{min}}{y_{max} - y_{min}} \quad (3.1)$$

Pada persamaan 3.1 nilai dari tiap data dikurangi dengan nilai minimal dalam entri data dan kemudian dibagi dengan rentang selisih antara nilai maksimal dan minimal data yang digunakan. Untuk proses algoritmanya dapat dilihat pada algoritma 1

---

**Algorithm 1** Algoritma Normalisasi

---

**Require:**  $(x_{signal}, y_{signal})$ ,

**Ensure:**  $(x_{norm}, y_{norm})$

$Y_{max} = \max$  of  $y_{signal}$

$Y_{min}$  min of  $y_{signal}$

**for**  $i$  in range  $(y_{signal})$  **do**

$norm = (y_{signal}[i] - Y_{min}) / (Y_{max} - Y_{min})$

$y_{norm} \leftarrow norm$

**end for**

---

### 3.2.3 Deteksi R Peak

Metode QVAT digunakan untuk melakukan segmentasi bagian kompleks QRS pada sinyal ECG. Proses pertama yaitu dilakukan proses *filter* sinyal asli (mentah) sadapan, karena pada sinyal masih terdapat gangguan pembacaan sinyal akibat dari kinerja otot dan interferensi elektronik sehingga bisa mengganggu tingkat deteksi titik puncak. Proses ini dilakukan dengan menggunakan *filter lowpass* yang lalu dilanjutkan dengan menggunakan *filter bandpass*, proses ini juga dapat dilakukan dengan menggunakan bantuan *library biosppy* yang telah tersedia secara online di (<https://biosppy.readthedocs.io>). Selanjutnya dilakukan proses pencarian variasi sinyal hasil *filter* untuk menemukan titik atau daerah perubahan ekstrim dengan rumus seperti pada persamaan 3.2.

$$var_i = \sum_{i-da/2}^{i+da/2} \frac{(yf_i - y\bar{f})^2}{da} \quad (3.2)$$

Pada persamaan 3.2, Varians  $i$  diwakili oleh  $var_i$ ,  $yf_i$  adalah sinyal EKG hasil *filter*  $i$  dan  $y\bar{f}$  adalah nilai rata-rata dari  $i - da/2$  hingga  $i + da/2$ ,  $da$  adalah estimasi banyak data yang mana di dalamnya memuat kompleks QRS karena lebar maksimal kompleks QRS adalah sebesar 0.12 detik yang letaknya ada pada sekitar 40 sampel pada frekuensi 360 hz. Proses variasi dilakukan untuk menghasilkan daerah ekstrim yang mana merupakan ukuran nilai untuk menentukan daerah ambang adaptif. Untuk penerapan algoritma pada program mengikuti algoritma 2

---

**Algorithm 2** Algoritma Variasi

---

**Require:**  $(x_{filt}, y_{filt})$   
**Ensure:**  $(x_{var}, y_{var})$   
 $da = \text{sample rate} / 9$   
 $half_{da} = da/2$   
**for**  $i$  in range  $\text{length}(x_{filt})$  **do**  
    **for**  $t$  in range  $da$  **do**  
        **if**  $i + t \leq \text{length}(x_{filt})$  **then**  
             $j = y_{filt}[(i - half_{da}) + t]$   
             $mean_{temp} \leftarrow j$   
        **else**  
             $mean_{temp} \leftarrow 0$   
        **end if**  
    **end for**  
**end for**  
 $mean = (\sum mean_{temp})/da$   
**for**  $f$  in range  $da$  **do**  
    **if**  $i + t \leq \text{length}(x_{filt})$  **then**  
         $k = y_{filt}[(i - half_{da}) + f]$   
         $vari = (k - mean)^2/da$   
         $var_{temp} \leftarrow vari$   
    **else**  
         $var_{temp} \leftarrow 0$   
    **end if**  
**end for**  
 $variance = \sum var_{temp}$   
 $y_{var} \leftarrow variance$   
delete  $mean_{temp}$   
delete  $var_{temp}$

---

Selanjutnya dilakukan pencarian ambang adaptif berdasarkan nilai varians yang telah ditentukan untuk menemukan daerah perhatian (*Region of Interest*). Pada tahap ini dilakukan pencarian nilai maksimal dan minimal serta konstanta dari hasil perhitungan varians serta menggunakan acuan dari frekuensi sampel( $fs$ ). dengan rumus sebagai berikut.

$$th_i = min + k(max - min) \quad (3.3)$$

Pada persamaan 3.3 menghasilkan hasil ambang (*threshold*) yang digunakan untuk

menentukan nilai  $y_{th_i}$  yang merupakan hasil dari *thresholding* sinyal, apabila nilai  $y_{th_i}$  lebih besar dari nilai ambang maka diberi nilai 1, apabila nilai  $y_{th_i}$  lebih kecil dari nilai ambang maka diberi nilai 0.

---

**Algorithm 3** Algoritma Ambang Adaptif

---

**Require:**  $y_{var}, fs$   
**Ensure:**  $(x_{th}, y_{th})$   
 $kons = 0.5$   
 $thres_{temp} = [\text{empty}]$   
**for**  $i$  in range length( $y_{var}$ ) **do**  
  **for**  $m$  in range  $fs$  **do**  
    **if**  $i + m < \text{length } y_{var}$  **then**  
       $o = fs[i + m]$   
       $thres_{temp} \leftarrow o$   
    **else**  
       $thres_{temp} \leftarrow fs[i]$   
    **end if**  
  **end for**  
 $threshold = \min(thres_{temp}) + (kons * (\max(thres_{temp}) - \min(thres_{temp})))$   
**if**  $y_{var} > threshold$  **then**  
   $y_{th} \leftarrow 1$   
**else**  
   $y_{th} \leftarrow 0$   
**end if**  
**end for**

---

Tahap akhir yaitu menentukan daerah perhatian (*Region of Interest*) menggunakan hasil sinyal *thresholding*( $y_{th_i}$ ) dan sinyal hasil *filter*. sinyal hasil *filter* di saring menggunakan sinyal hasil *thresholding* yang mana hasilnya berupa daerah sinyal kompleks QRS yang didalamnya memuat titik puncak R. menentukan nilai maksimal(*Local Maxima*) dari hasil *Region of Interest* (ROI) untuk mencari nilai dari titik puncak R yang sebenarnya.

---

**Algorithm 4** Algoritma ROI

---

**Require:**  $(x_{f_i}, y_{f_i}), (x_{th_i}, y_{th_i})$   
**Ensure:**  $(x_{roi_n}, y_{roi_n})$   
 $n = 0$   
**while**  $x_{f_i}$  **do**  
  **if**  $y_{th_i} == 1$  **then**  
     $y_{r_n} = x_{f_i}$   
     $n++$   
  **else**  
     $y_{r_n} = 0$   
     $n++$   
  **end if**  
**end while**

---

### 3.2.4 Deteksi T *Peak*

Hasil potongan sinyal segmentasi QRS dari deteksi R *peak* di gunakan untuk deteksi titik puncak P. Proses pertama yaitu menghilangkan daerah kompleks QRS menggunakan hasil *threshold* yang telah didapatkan untuk mencari ROI dari titik puncak R, yang mana proses ini akan menghasilkan sinyal murni tanpa adanya daerah kompleks QRS. Selanjutnya adalah melakukan *filter* sinyal untuk menghilangkan gangguan dari kerja otot dan interferensi elektrik.

Proses selanjutnya yaitu proses amplifikasi ( $y_{amp}$ ), amplifikasi dilakukan untuk meningkatkan tinggi sinyal daerah titik puncak T dan mengecilkan titik lainnya. Pembagian sinyal diterapkan setelah proses amplifikasi dengan tujuan untuk membagi setengah interval dari sinyal R-R (*Rpeak to Rpeak*) dan mendaratkan daerah setengah lainnya untuk mencari daerah titik puncak T. Proses varians pada deteksi titik puncak T menggunakan metode rata-rata tetangga terdekat (*Nearest Neighbour Average*) menggunakan rumus berikut.

$$nn(i) = \sum_{i-da}^{i+da} \frac{y_{amp}(j)}{da * 2} \quad (3.4)$$

Persamaan 3.4 menghasilkan daerah perubahan ekstrim yang mana merupakan daerah dari titik puncak T. Tahap selanjutnya yaitu mencari ambang adaptif menggunakan persamaan 3.3 untuk menentukan hasil dari daerah ambang adaptif titik puncak T. Pencarian ROI dilakukan berdasarkan cara yang digunakan pada deteksi ROI titik puncak R menggunakan algoritma 4 untuk menentukan *local maksima* dari titik puncak T.

---

#### Algorithm 5 Algoritma Nearest Neighbour Average

---

**Require:** ( $x_{amp}, y_{amp}$ )  
**Ensure:** ( $x_{nn}, y_{nn}$ )  
 $da = \text{sample rate} / 9$   
**for**  $i$  in range length( $x_{amp}$ ) **do**  
  **for**  $m$  in range ( $da * 2$ ) **do**  
    **if**  $i + m \leq \text{length}(x_{amp})$  **then**  
       $section = y_{amp}[(i - da) + m]$   
       $nn = section / (da * 2)$   
       $sum_{temp} \leftarrow nn$   
    **else**  
       $sum_{temp} \leftarrow 0$   
    **end if**  
  **end for**  
   $NNsum = \sum sum_{temp}$   
   $y_{nn} \leftarrow NNsum$   
  delete  $sum_{temp}$   
**end for**

---

### 3.2.5 Deteksi P *Peak*

Hasil potongan sinyal interval RR dari deteksi titik puncak T digunakan untuk deteksi titik puncak P. Tahap pertama pada deteksi titik puncak P adalah penghapusan

daerah titik puncak T dengan menggunakan hasil *thresholding* titik puncak T yang di terapkan pada sinyal mentah setelah kompleks QRS di hapuskan. sinyal mentah dari hasil penghapusan daerah titik puncak T digunakan untuk proses *filter* sinyal untuk menghilangkan gangguan sinyal kerja otot dan sinyal interferensi elektrik. Proses amplifikasi dan pembangian interval sinyal dilakukan sama seperti pada tahap pencarian titik puncak T serta proses pencarian rata-rata tetangga terdekat menggunakan persamaan ?? yang dilanjutkan dengan proses pencarian ambang adaptif menggunakan persamaan 3.3.

Pencarian ROI dilakukan berdasarkan persamaan 4 untuk mendapatkan nilai *local maxima* dari titik puncak P. Pada tahap mendapatkan nilai *local maxima* hasil titik puncak P maksimum pada setiap interval RR akan menghasilkan nilai lebih dari satu titik. Maka diperlukan tahap tambahan penentuan *local maxima* dengan membandingkan nilai tertinggi dari tiap interval RR yang mana salah satunya dianggap sebagai nilai titik puncak P sebenarnya.

### 3.2.6 Visualisasi

Visualisasi dilakukan untuk menampilkan hasil dari deteksi titik puncak R, P, dan T beserta bentuk sinyal hasil *filter* maupun sinyal mentah sebagai bentuk indikasi lokasi secara visual. Pada tahap ini akan digunakan metode *line plot* untuk menggambarkan bentuk gelombang dan *scatter plot* untuk menggambarkan lokasi titik puncak pada gelombang. Tampilan dari gelombang disajikan secara semi interaktif pada antarmuka pengguna, yang mana pada tampilan ditampilkan hasil gelombang beserta deteksi titik puncak beserta elemen antarmuka lainnya.

Selain dari visualisasi, perhitungan tingkat sensitivitas  $Se$  dan *predictive precision*  $+P$  diperlukan untuk menguji tingkat presisi dan sensitivitas dari model yang telah dibuat dengan menggunakan persamaan 3.5 dan persamaan 3.6

$$S_e = \frac{TP}{TP + FN} * 100\% \quad (3.5)$$

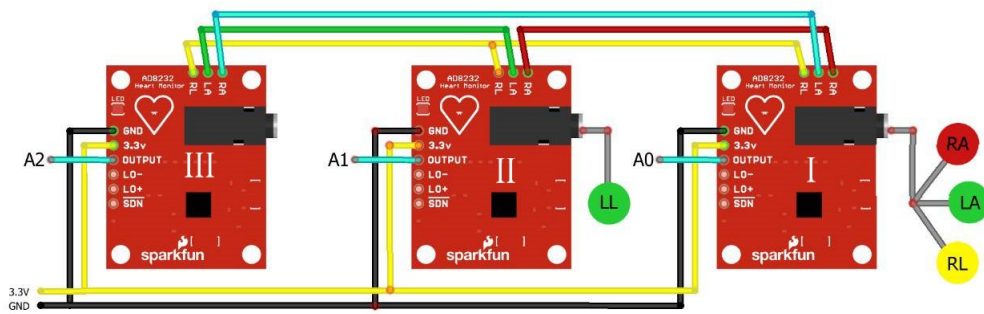
$$+P = \frac{TP}{TP + FP} * 100\% \quad (3.6)$$

Nilai *True Positive*(TP) adalah nilai dimana model dapat menghasilkan nilai yang sesuai dengan yang diharapkan, sedangkan *False Positive* adalah nilai dimana model menghasilkan nilai yang tidak sesuai dengan yang diharapkan, dan untuk *False Negative* adalah nilai dimana model tidak mengeluarkan nilai apapun yang mana seharusnya terdapat nilai yang benar untuk dikeluarkan.

## 3.3 Desain Perangkat *Lead I,II, dan III*

Perangkat *Lead I,II, dan III* dibuat dengan menggunakan 3 modul SEN-12650 atau yang biasa di sebut dengan modul AD8232. Desain pemasangan sadaran 3 modul EKG AD8232 dapat dilihat pada gambar 3.3.

Pada gambar 3.3 modul AD8232 ditenagai oleh *power supply* 3.3v yang berasal dari tegangan turunan 5v ke 3.3v dari *single board computer*(SBC) yaitu Raspberry pi 4 melalui modul AMS1117, posisi *ground* pada modul disambungkan dengan perangkat SBC. Pada sadapan *Lead I*, sadapan *Right Arm* (RA) merupakan elektroda negatif dan sadapan

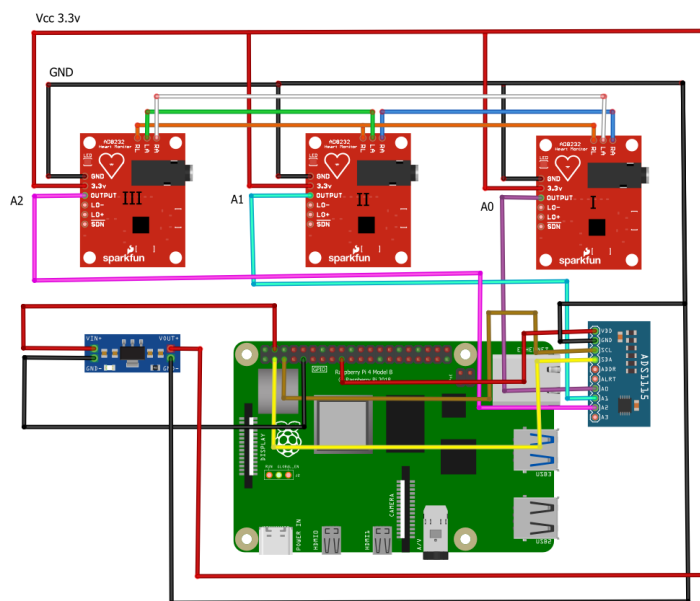


Gambar 3.3: Pemasangan Sadapan EKG 3 Lead

*Left Arm* (LA) merupakan elektroda positif. Pada sadapan *Lead II*, sadapan *Left Leg* (LL) merupakan elektroda positif dan sambungan sadapan elektroda negatif mengikuti sadapan elektroda RA pada *Lead I*. Pada sadapan *Lead III*, tidak terdapat sadapan elektroda, melainkan sadapan positif dari *Lead II* mengikuti sadapan elektroda LL pada *Lead II* sedangkan sadapan negatifnya mengikuti sadapan elektroda LA pada *Lead I*. Untuk sadapan *Right Leg* (RL) pada sambungan EKG tiga *Lead* ini merupakan pilihan opsional karena ketiga titik sadapan sudah menutupi daerah deteksi sinyal jantung sehingga sadapan RL bisa disambungkan satu antar lainnya sebagai daerah netral(*ground*).

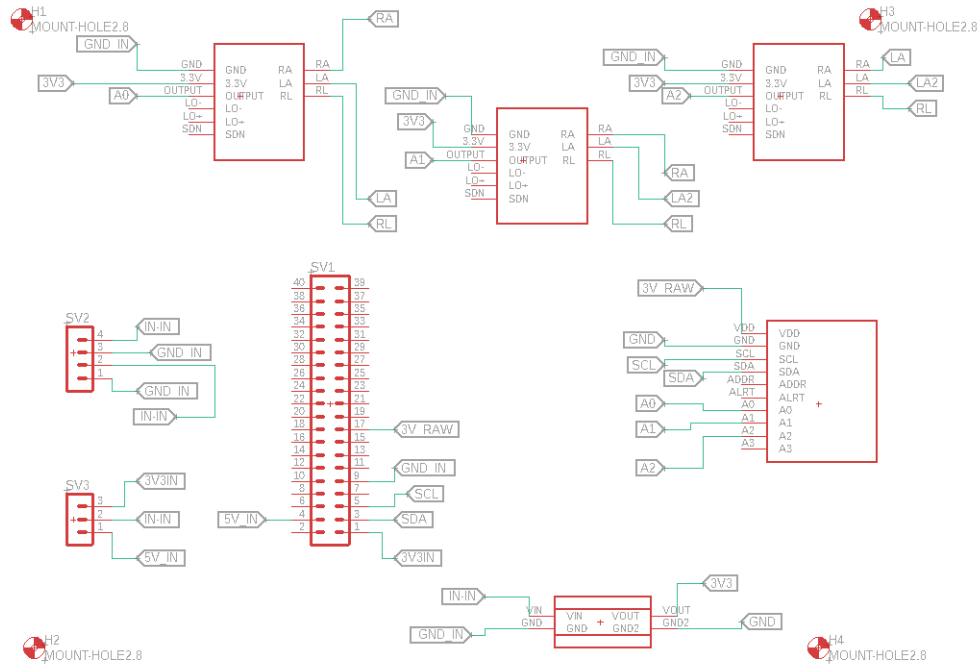
### 3.4 Desain Perangkat Keras

Pembuatan sistem dimulai dengan perancangan perangkat pada aplikasi *fritzing*, hal ini ditujukan untuk dapat memetakan sambungan atau rangkaian secara cepat dan mudah sebelum diterapkan baik itu pada *breadboard* maupun pada pembuatan PCB secara langsung. berikut merupakan rancangan bentuk sambungan perangkat.



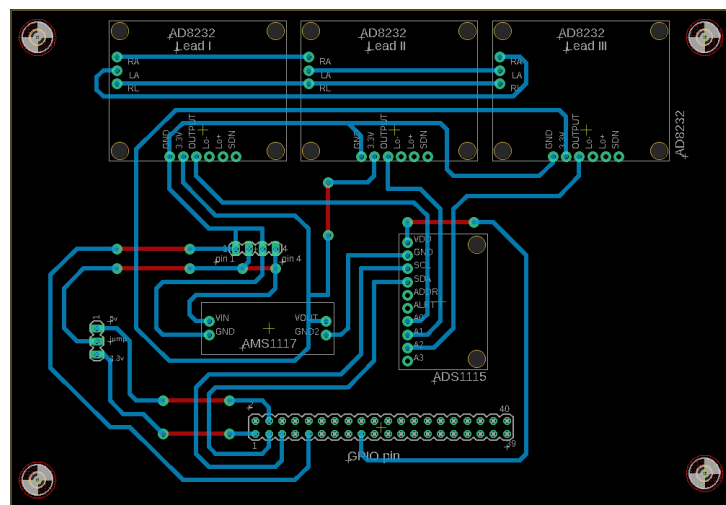
Gambar 3.4: *Wiring Diagram* Perangkat

Seperti pada gambar 3.4 Setelah perancangan sistem pada breadboard selesai dilakukan, skema dari breadboard dapat dibuat pada program desain PCB, Program *Eagle* digunakan untuk mempermudah dalam mendesain PCB berdasarkan pada skematik yang telah dibuat. gambar 3.6 menunjukkan bentuk rancangan PCB untuk sistem ini.



Gambar 3.5: Desain Skematik Perangkat

Bentuk skematik pada gambar 3.5 digunakan sebagai acuan dalam menyambungkan jalur pada setiap lubang pin yang akan dipetakan atau dicetak pada PCB. Untuk skema modul AMS1117 menggunakan Berdasarkan skema tersebut didapat pemetaan jalur rangkaian dan lubang pin sebagai berikut.



Gambar 3.6: Desain PCB Perangkat

Dapat dilihat pada gambar 3.6, sambungan output tiap modul EKG secara berurutan dari *Lead I*, *Lead II*, dan *Lead III* tersambung pada *input* analog dari modul ADS1115.

Tiap modul AD8232 diberikan catu daya langsung dari SBC sebesar 5v melalui pin 4 yang di turunkan melalui modul AMS1117 dari yang sebelumnya sebesar 5v sehingga menjadi 3.3v yang terbagi pada tiga modul AD8232. Sambungan pin SCL dan pin SDA dari modul ADS1115 disambungkan langsung pada SBC raspberry pi 4 pada pin 3 untuk SDA dan pin 5 untuk SCL, sedangkan catu daya dari modul ADS1115 berasal dari tegangan 3.3v SBC melalui pin 17. Modul AMS1117 ditenagai melalui catu daya 5v SBC pada pin4. Untuk *ground* dari seluruh modul tersambung pada pin 9 SBC.

### 3.5 Desain Program Perangkat Keras

Program untuk perangkat keras, dibuat menggunakan Python IDE. Cara kerja dari program ini dimulai dengan melakukan inisialisasi komunikasi serial yang akan digunakan. Komunikasi yang digunakan menggunakan protokol I2C melalui modul ADS1115 yang menerima *output* data sinyal analog dari modul AD8232 pada pin A0, A1, dan A2 modul ADS1115, yang lalu di sambungkan pada pin SBC. Pada bagian SBC diperlukan pengaktifan protokol komunikasi I2C melalui konfigurasi sistem raspberry dan juga diperlukan untuk menginstall *library* tambahan yang dapat diakses pada <https://learn.adafruit.com/adafruit-4-channel-adc-breakouts/python-circuitpython>, untuk mendukung kinerja dari modul ADS1115 terhadap SBC. sambungan komunikasi protocol I2C antara modul ADS1115 dengan SBC melalui sambungan SCL dan SDA pada masing-masing modul atau perangkat, pin SDA pada raspberry pi 4 pada pin 3 sedangkan pin SCL berada pada pin 5, pin SDA dan SCL pada ADS1115 telah terindikasi dengan jelas pada modul.

## BAB IV

### HASIL DAN PEMBAHASAN

Pada penelitian 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. Terdapat 6 implementasi dan pengujian yang dilakukan, antara lain :

1. Pengujian deteksi titik puncak R
2. Pengujian deteksi titik puncak T
3. Pengujian deteksi titik puncak P
4. Pengujian *dataset* dan program pada SBC
5. Pengujian sistem menggunakan *User Interface*
6. Implementasi *Hardware*

#### 4.1 Pengujian Deteksi Titik Puncak R

Proses pengujian deteksi titik puncak R sebagai indikasi letak kompleks QRS pada deteksi detak jantung dilakukan dengan 3 bentuk skenario pengujian, yaitu:

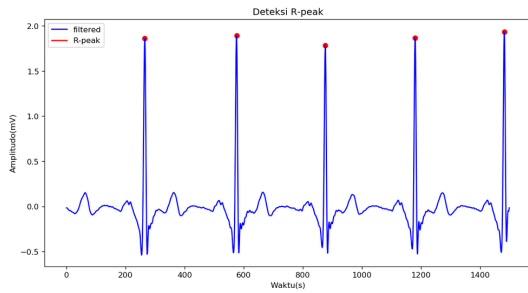
1. Pengujian menggunakan variasi jumlah data
2. Pengujian menggunakan variasi data
3. *Performance matrix* titik puncak R

##### 4.1.1 Pengujian Menggunakan Variasi Jumlah Data

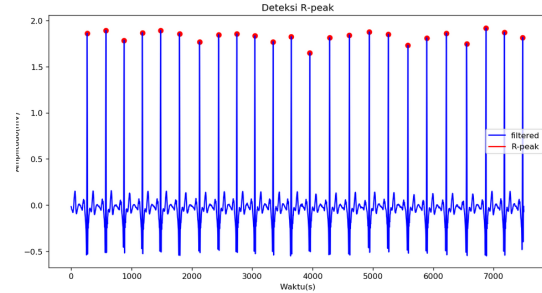
Pada tahap pengujian ini dilakukan deteksi titik puncak R menggunakan sadapan yang sama dan frekuensi sampel yang sama (*sample rate* sebesar 360hz) namun variasi jumlah data sadapan yang berbeda. Uji coba dilakukan dengan menggunakan jumlah sampel data sebesar 1500, 7500, dan 15000.

Pada Gambar 4.1a merupakan deteksi titik puncak R dengan jumlah sampel data sebanyak 1500 data dan pada Gambar 4.1b menggunakan jumlah sampel data sebanyak 7500 data dan Gambar 4.1 menunjukkan deteksi titik puncak R dengan total sampel sebanyak 15000 data.

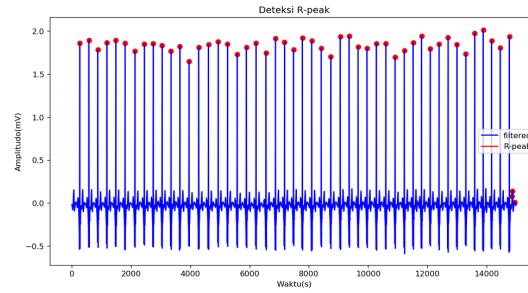
Dapat dilihat dari hasil yang di dapatkan, bahwa pada Gambar 4.1a dan Gambar 4.1b tidak terlihat adanya salah pembacaan akan titik puncak R. Hal ini disebabkan karena pada pembacaan variasi data sebanyak 1500 dan 7500 terdapat kompleks QRS pada akhir dari *array* data sedangkan pada pembacaan data sebanyak 15000 *array* data berhenti pada interval RR di luar kompleks QRS sehingga terjadi kesalahan pembacaan karena persamaan yang tidak mencakupi.



(a) R Peak Sampel Data 1500



(b) R Peak Sampel Data 7500



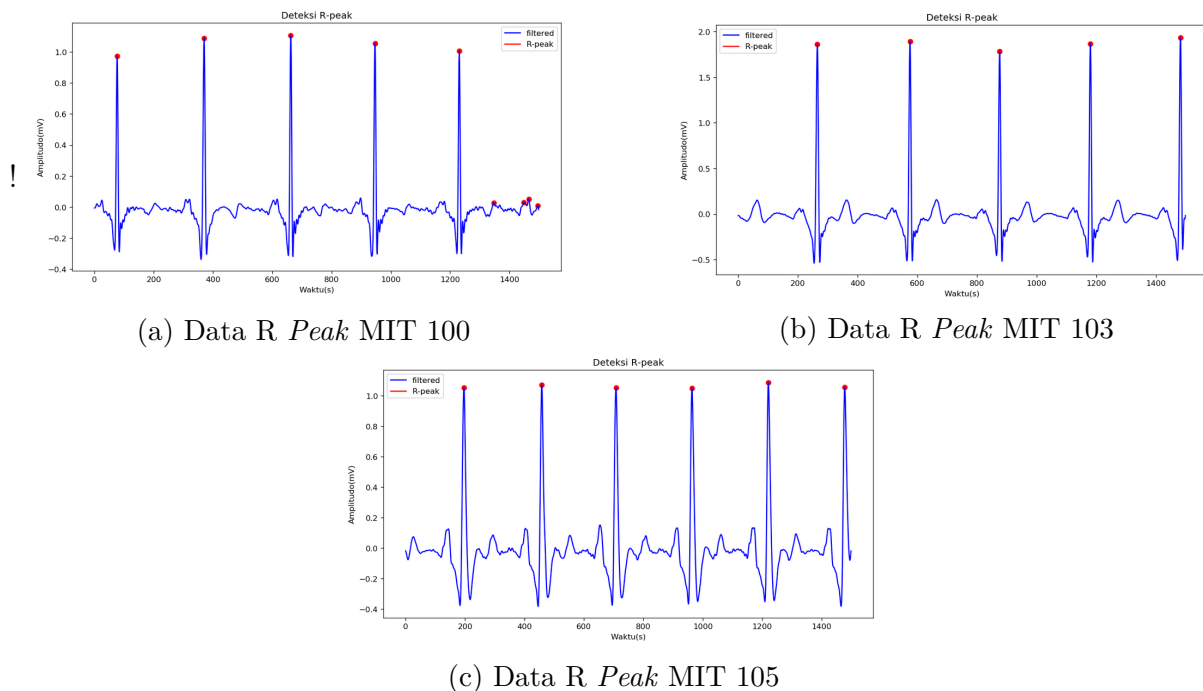
(c) R Peak Sampel Data 15000

Gambar 4.1: Deteksi Titik Puncak R dengan Variasi Jumlah Sampel Data

#### 4.1.2 Pengujian Menggunakan Variasi Data

Pada tahap pengujian ini dilakukan deteksi titik puncak R menggunakan frekuensi sampel yang sama (*sample rate* sebesar 360 Hz) dan jumlah sampel yang digunakan sama yaitu 1500 data namun menggunakan data sadapan yang berbeda. Variasi data sadapan yang digunakan yaitu *dataset* MIT-BIH 100, MIT-BIH 103, dan MIT-BIH 105.

Gambar 4.2a menunjukkan deteksi titik puncak R pada data MIT data 100, Gambar 4.2b menunjukkan deteksi titik puncak R pada data MIT data 103, Gambar 4.2 menunjukkan deteksi titik puncak R pada data MIT 105. Dari hasil yang didapatkan terlihat bahwa pada data MIT 100 terdapat banyak kesalahan dalam pembacaan data titik puncak R pada akhir array, sedangkan MIT 103 pada gambar 4.2b tidak mengalami kesalahan pembacaan karena pembacaan data diakhiri dengan kompleks QRS sehingga data yang *overlap* berada pada daerah ambang batas deteksi titik puncak. Pembacaan data MIT 105 pada gambar 4.2 juga tidak mengalami kesalahan pembacaan data, sama seperti data MIT 100 pada urutan *array* terakhir pembacaan data terdapat segmen kompleks QRS dengan interval RR yang stabil sehingga tidak terjadi kesalahan pembacaan. hal ini terjadi karena pada akhir *array* data MIT 100 merupakan interval RR dan bukan daerah kompleks QRS sehingga menyebabkan *array* menjadi *overlap* sehingga hasil yang didapatkan tidak sesuai.



Gambar 4.2: Deteksi Titik Puncak R dengan Variasi Data

### 4.1.3 Performance Matrix Titik Puncak R

Dalam pengujian ini dilakukan pencarian titik puncak R pada *dataset* MIT dengan durasi perekaman selama 30 menit sebanyak 20 sampel *dataset*. perhitungan dilakukan secara manual dengan mengamati daerah titik puncak R yang telah ditampilkan dari hasil program deteksi titik puncak R.

Pada tabel 4.1 merupakan hasil dari deteksi titik puncak R menggunakan *dataset* MIT. Dari hasil yang didapatkan, terlihat bahwa performa deteksi titik puncak R memiliki hasil yang baik meski terdapat beberapa hasil deteksi yang buruk terutama pada *dataset* MIT 109 dan MIT 119. Hal ini disebabkan karena bentuk sinyal yang tidak normal sehingga membuat program melakukan kesalahan dalam pembacaan, hal tersebut juga di dukung dari kelemahan algoritma program yang dibuat masih buruk dalam mendeteksi sinyal EKG pada jenis sinyal yang memiliki besar dan jarak RR yang besar karena algoritma yang dibuat berpatokan pada besar dari sample rate yang digunakan. untuk tingkat kesensivitasan yang di dapat yaitu sebesar 99.77% dengan tingkat presisi sebesar 94.01%.

Tabel 4.1: Hasil *Performance Matrix* Titik Puncak R

Data yang digunakan	<i>Beat</i>	<i>TP</i>	<i>FP</i>	<i>FN</i>
MIT 100	39	38	1	0
MIT 101	48	43	5	0
MIT 103	36	35	1	0
MIT 105	42	40	2	0
MIT 106	36	35	1	0
MIT 107	54	50	4	1
MIT 108	76	74	2	0
MIT 109	55	47	8	0
MIT 111	71	66	5	0
MIT 112	44	44	0	0
MIT 113	32	30	2	0
MIT 115	33	33	0	0
MIT 116	41	35	6	0
MIT 117	78	78	0	0
MIT 118	67	67	0	0
MIT 119	55	48	7	0
MIT 121	33	31	2	0
MIT 122	47	47	0	0
MIT 123	35	30	5	0
MIT 124	31	25	6	0

## 4.2 Pengujian Deteksi Titik Puncak T

Proses pengujian deteksi titik puncak T sebagai repolarisasi ventrikel pada deteksi detak jantung dilakukan dengan 3 bentuk skenario pengujian, yaitu:

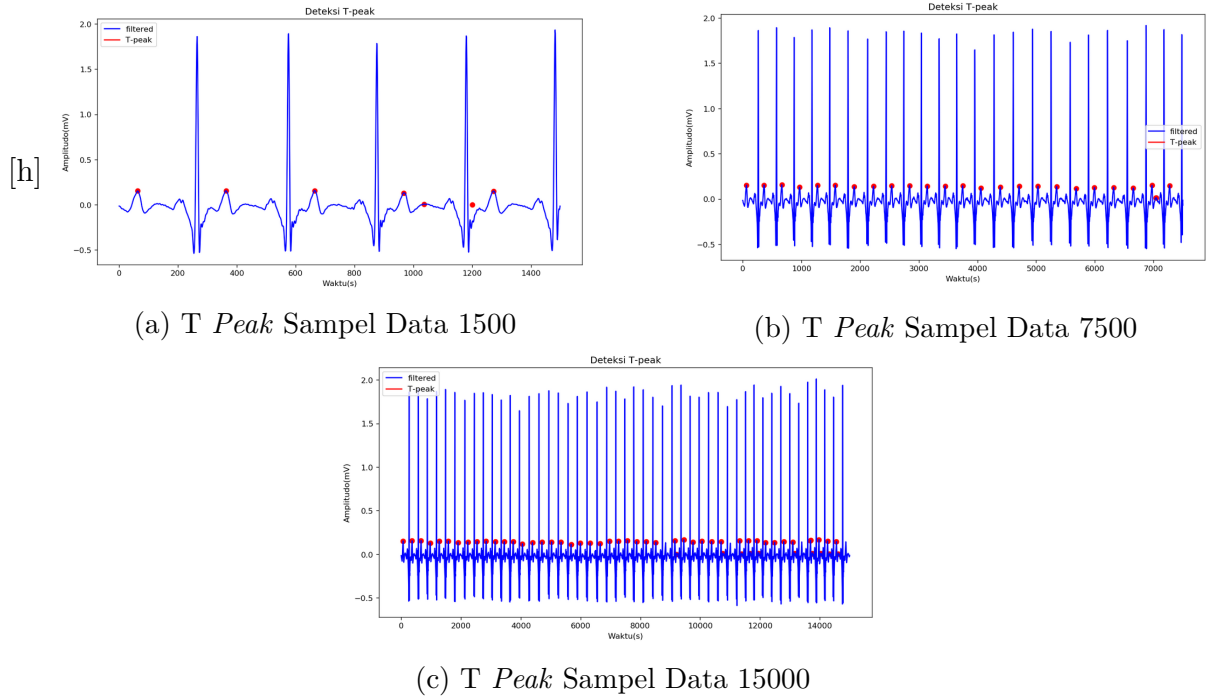
1. Pengujian menggunakan variasi jumlah data
2. Pengujian menggunakan variasi data
3. *Performance matrix* titik puncak T

### 4.2.1 Pengujian Menggunakan Variasi Jumlah Data

Pada tahap pengujian ini dilakukan deteksi titik puncak T menggunakan sadapan yang sama dan frekuensi sampel yang sama (*sample rate* sebesar 360hz) namun variasi jumlah data sadapan yang berbeda. Uji coba dilakukan dengan menggunakan jumlah sampel data sebesar 1500, 7500, dan 15000.

Pada gambar 4.3a merupakan deteksi titik puncak T dengan jumlah sampel data sebanyak 1500 data dan pada gambar 4.3b menggunakan jumlah sampel data sebanyak 7500 data dan gambar 4.3c menunjukkan deteksi titik puncak T dengan total sampel sebanyak 15000 data.

Dapat dilihat dari hasil yang di dapatkan, bahwa pada Gambar 4.3a memiliki kesalahan pembacaan titik puncak T. Hal ini disebabkan karena *array* yang *overlap* sehingga menyebabkan kesalahan pembacaan karena pada gambar 4.3b tidak terlihat adanya salah pembacaan pada koordinat yang sama. Gambar 4.3b mengalami Hal yang sama, ini di-



Gambar 4.3: Deteksi Titik Puncak T dengan Variasi Jumlah Sampel Data

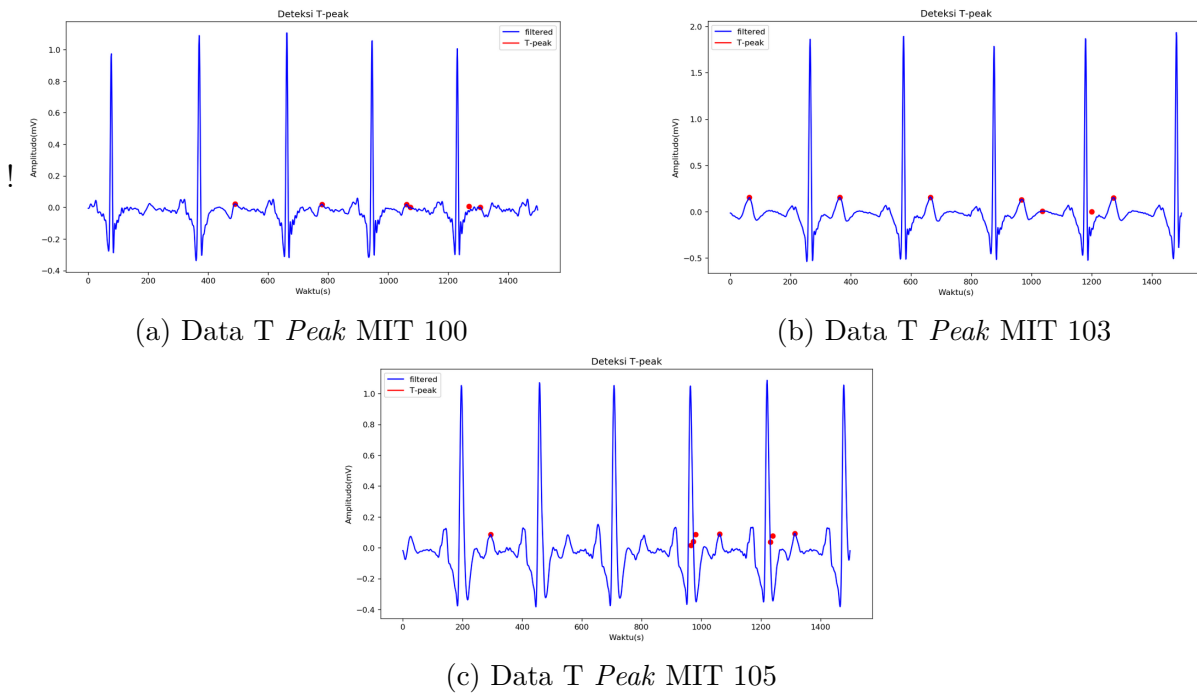
sebabkan karena sebab yang sama dengan pembacaan data 1500 pada pembacaan variasi data sebanyak 1500 dan 7500 terdapat kompleks QRS pada akhir dari *array* data sehingga terjadi kesalahan pembacaan. Sedangkan pada pembacaan data sebanyak 15000, terdapat daerah yang mana tidak terdeteksi titik puncak T. Hal tersebut dikarenakan pada sinyal mentah terdapat kondisi dimana titik puncak T terganggu sehingga nilai puncaknya tidak terdefinisi.

#### 4.2.2 Pengujian Menggunakan Variasi Data

Pada tahap pengujian ini dilakukan deteksi titik puncak T menggunakan frekuensi sampel yang sama (*sample rate* sebesar 350 Hz) dan jumlah sampel yang digunakan sama yaitu 1500 data namun menggunakan sadapan yang berbeda. Variasi sadapan yang digunakan yaitu MLII dan V1 menggunakan *dataset* MIT-BIH.

Gambar 4.4a menunjukkan deteksi titik puncak T pada data MIT data 100, Gambar 4.4b menunjukkan deteksi titik puncak T pada data MIT data 103, Gambar 4.4c menunjukkan deteksi titik puncak T pada data MIT 105.

Dari hasil yang didapatkan terlihat bahwa pada data MIT 100 terdapat banyak kesalahan dalam pembacaan data titik puncak T, baik itu pada awal maupun akhir *array*. Hal dimungkinkan terjadi karena titik puncak T yang sangat rendah sehingga memper-sulit deteksi titik puncak T karena nilai *array* yang hampir sama satu dengan lainnya. Sedangkan MIT 103 terlihat normal hanya saja dikarenakan *array* yang *overlap* sehingga pada akhir sinyal terdapat error. Data MIT 105 mengalami kesalahan pembacaan data yang fatal, hal ini terjadi karena interval segmen ST pada *array* mengalami pemanjangan sehingga persamaan yang digunakan menjadi tidak berlaku untuk kasus ini.



Gambar 4.4: Deteksi Titik Puncak T dengan Variasi Data

### 4.2.3 Performance Matrix Titik Puncak T

Dalam pengujian ini dilakukan pencarian titik puncak T pada *dataset* MIT dengan durasi perekaman selama 30 menit sebanyak 20 sampel *dataset*. perhitungan dilakukan secara manual dengan mengamati daerah titik puncak T yang telah ditampilkan dari hasil program deteksi titik puncak T.

Pada tabel 4.2 merupakan hasil dari deteksi titik puncak T menggunakan *dataset* MIT. Dari hasil yang didapatkan, terlihat bahwa performa deteksi titik puncak T sangat buruk, terutama pada *dataset* MIT. Hal ini disebabkan karena bentuk sinyal yang tidak normal sehingga membuat program melakukan kesalahan dalam pembacaan, hal tersebut juga di dukung dari kelemahan algoritma program yang dibuat masih buruk dalam mendeteksi sinyal EKG pada jenis sinyal yang memiliki besar dan jarak RR yang sempit karena algoritma yang dibuat berpatokan pada besar dari sample rate yang digunakan. untuk tingkat kesensivitasan yang di dapat yaitu sebesar 77.77% dengan tingkat presisi sebesar 30.21%.

Tabel 4.2: Hasil *Performance Matrix* Titik Puncak T

Data yang digunakan	<i>Beat</i>	<i>TP</i>	<i>FP</i>	<i>FN</i>
MIT 100	62	24	38	29
MIT 101	73	31	32	3
MIT 103	37	35	2	1
MIT 105	84	10	74	17
MIT 106	66	34	32	0
MIT 107	97	19	78	12
MIT 108	153	17	136	9
MIT 109	154	23	131	15
MIT 111	85	15	70	15
MIT 112	74	42	67	0
MIT 113	35	26	9	1
MIT 115	75	25	50	3
MIT 116	63	35	22	1
MIT 117	52	24	28	0
MIT 118	158	12	146	6
MIT 119	46	25	21	2
MIT 121	40	22	18	6
MIT 122	19	13	5	10
MIT 123	50	23	27	0
MIT 124	55	0	55	0

### 4.3 Pengujian Deteksi Titik Puncak P

Proses pengujian deteksi titik puncak P sebagai depolarisasi atrium pada deteksi detak jantung dilakukan dengan 3 bentuk skenario pengujian, yaitu:

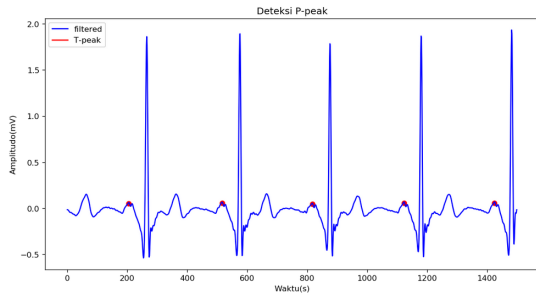
1. Pengujian menggunakan variasi jumlah data
2. Pengujian menggunakan variasi data
3. *Performance matrix* titik puncak P

#### 4.3.1 Pengujian Menggunakan Variasi Jumlah Data

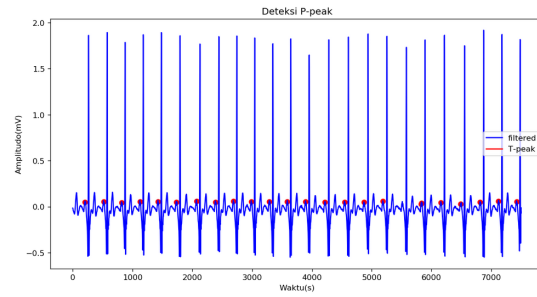
Pada tahap pengujian ini dilakukan deteksi titik puncak P menggunakan sadapan yang sama dan frekuensi sampel yang sama (*sample rate* sebesar 360hz) namun variasi jumlah data sadapan yang berbeda. Uji coba dilakukan dengan menggunakan jumlah sampel data sebesar 1500, 7500, dan 15000.

Pada Gambar 4.5a merupakan deteksi titik puncak R dengan jumlah sampel data sebanyak 1500 data dan pada Gambar 4.5b menggunakan jumlah sampel data sebanyak 7500 data dan Gambar 4.5c menunjukkan deteksi titik puncak R dengan total sampel sebanyak 15000 data.

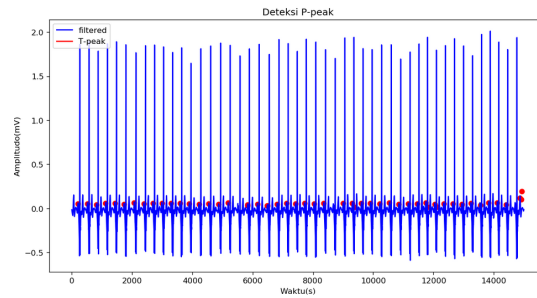
Dapat dilihat dari hasil yang di dapatkan, bahwa pada Gambar 4.5a dan Gambar 4.5b memiliki hasil yang bagus dalam deteksi titik puncak P, meskipun dalam Gambar 4.5b terdapat adanya pembacaan titik puncak P yang gagal. Hal ini disebabkan karena pada sinyal mentah terdapat interferensi sehingga membengkokkan bentuk sinyal. Untuk



(a) P Peak Sampel Data 1500



(b) P Peak Sampel Data 7500



(c) P Peak Sampel Data 15000

Gambar 4.5: Deteksi Titik Puncak P dengan Variasi Jumlah Sampel Data

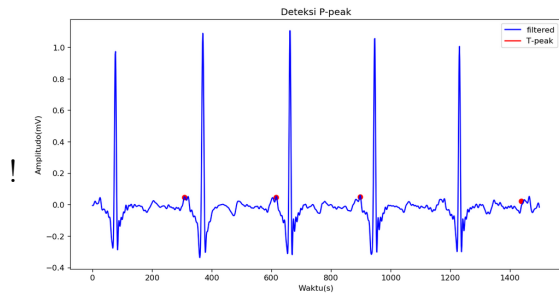
data sebanyak 15000 memiliki kasus yang sama dengan data 7500 hanya saja pada bagian akhir terdapat kesalahan pembacaan karena *array* yang *overlap*.

### 4.3.2 Pengujian Menggunakan Variasi Data

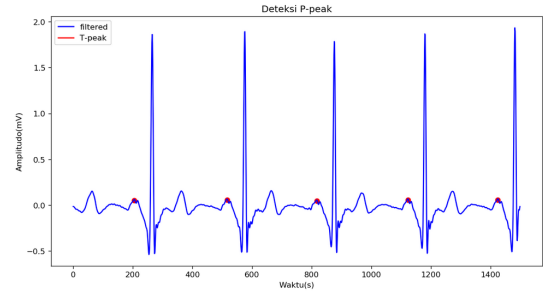
Pada tahap pengujian ini dilakukan deteksi titik puncak P menggunakan frekuensi sampel yang sama (*sample rate* sebesar 360 Hz) dan jumlah sampel yang digunakan sama yaitu 1500 data namun menggunakan sadapan yang berbeda. Variasi sadapan yang digunakan yaitu MLII dan V1 menggunakan *dataset* MIT-BIH.

Gambar 4.6a menunjukkan deteksi titik puncak P pada data MIT data 100, Gambar 4.6b menunjukkan deteksi titik puncak P pada data MIT data 103, Gambar 4.6c menunjukkan deteksi titik puncak P pada data MIT 105.

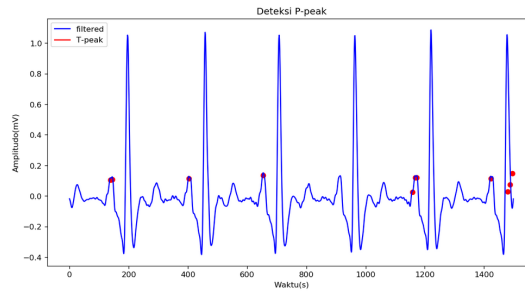
Dari hasil yang didapatkan terlihat bahwa pada data MIT 100 tidak terdapat banyak kesalahan dalam pembacaan data titik puncak P, hanya saja pada akhir *array* terdapat kesalahan pembacaan karena *array overlap*. Sedangkan MIT 103 terlihat normal. Data MIT 105 mengalami kesalahan pembacaan data, hal ini terjadi karena *array overlap* dan deteksi juga tidak terpengaruh oleh pemanjangan segmen ST.



(a) Data P Peak MIT 100



(b) Data P Peak MIT 103



(c) Data P Peak MIT 105

Gambar 4.6: Deteksi Titik Puncak P dengan Variasi Data

### 4.3.3 Performance Matrix Titik Puncak P

Dalam pengujian ini dilakukan pencarian titik puncak P pada *dataset* MIT dengan durasi perekaman selama 30 menit sebanyak 20 sampel *dataset*. perhitungan dilakukan secara manual dengan mengamati daerah titik puncak P yang telah ditampilkan dari hasil program deteksi titik puncak P.

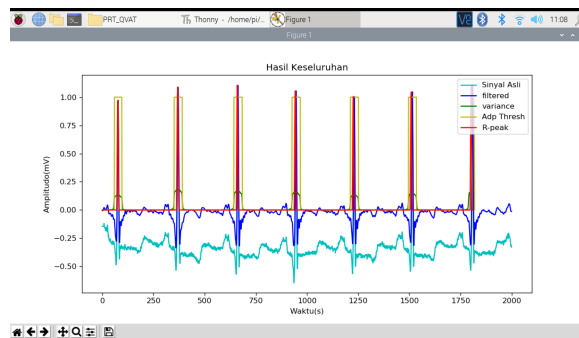
Pada tabel 4.3 merupakan hasil dari deteksi titik puncak P menggunakan *dataset* MIT. Dari hasil yang didapatkan, terlihat bahwa performa deteksi yang buruk terdapat pada pembacaan *dataset* MIT 107, MIT 108, dan MIT 111. Hal ini disebabkan karena bentuk sinyal yang tidak normal yang membuat program melakukan kesalahan dalam pembacaan, hal tersebut juga di dukung dari kelemahan algoritma program yang dibuat masih buruk dalam mendeteksi sinyal EKG pada jenis sinyal yang memiliki besar dan jarak RR yang besar. untuk tingkat kesensivitasan yang di dapat yaitu sebesar 81.7% dengan tingkat presisi sebesar 61.19%.

Tabel 4.3: Hasil *performance matrix* titik puncak P

Data yang digunakan	<i>Beat</i>	<i>TP</i>	<i>FP</i>	<i>FN</i>
MIT 100	41	31	10	5
MIT 101	26	25	1	0
MIT 103	36	34	2	2
MIT 105	46	32	14	5
MIT 106	47	30	17	3
MIT 107	48	9	39	15
MIT 108	39	15	24	6
MIT 109	55	47	24	14
MIT 111	23	0	23	9
MIT 112	50	35	25	5
MIT 113	25	14	11	9
MIT 115	33	26	7	0
MIT 116	31	29	2	2
MIT 117	21	18	3	4
MIT 118	30	7	23	5
MIT 119	31	24	7	3
MIT 121	18	9	9	8
MIT 122	43	43	0	4
MIT 123	26	22	4	0
MIT 124	30	9	21	0

#### 4.4 Pengujian Dataset dan Program pada SBC

Pada pengujian ini, dilakukan eksekusi program yang sama dari pembacaan titik puncak P, R, dan T dijalankan pada penrangkat *Single Board Computer* (SBC). Percobaan menggunakan program *prototype* pertama yang sebelumnya dieksekusi menggunakan *personal computer* atau laptop.



Gambar 4.7: Pengujian program deteksi titik puncak

Gambar 4.7 menampilkan hasil uji coba program pada perangkat SBC. Nmaun dalam eksekusi program pada SBC terdapat waktu jeda yang cukup lama ketika melakukan eksekusi program pada kali pertama uji coba. Waktu jeda untuk inisiasi dan eksekusi program pada SBC dengan percobaan jumlah sampel data yang sama dengan program yang dijalankan pada *Personal Computer* (PC) yaitu sebesar 3000 data, dapat di lihat

pada tabel 4.4

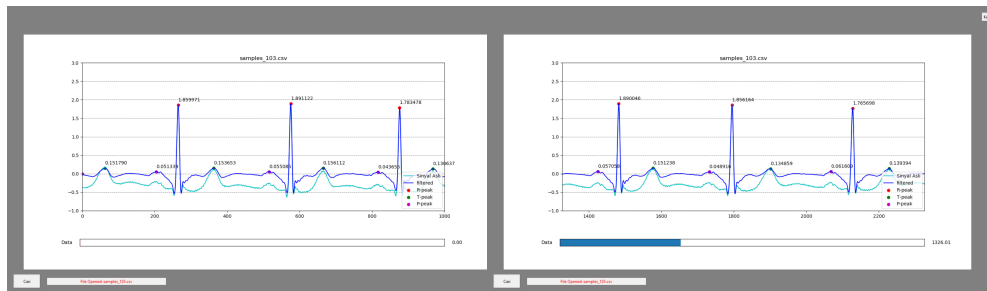
Tabel 4.4: perbandingan waktu jeda pengujian program

Jenis perangkat	Waktu eksekusi awal	Waktu eksekusi lanjutan
SBC (Raspberry Pi4 Model B)	7 detik	3 detik
PC (Asus Tuf FX504GE)	2 detik	< 1 detik

Dari tabel 4.4 didapatkan eksekusi program pada PC lebih cepat dibandingkan dengan SBC. Pada SBC memiliki kerja frekuensi sebesar 1.5Ghz sedangkan pada PC yang digunakan memiliki kerja frekuensi sebesar 2.2Ghz sehingga untk eksekusi program terdapat *delay* pada SBC.

## 4.5 Pengujian Sistem Menggunakan *User Interface*

Proses ini merupakan ujicoba penggunaan *Graphic User Interface* (GUI) yang di terapkan dalam bahasa python untuk bisa memproses sinyal dan menampilkannya pada jendela modul atau aplikasi. Berikut merupakan tampilan sementara bentuk antar muka dari program yang di terapkan.



(a) Tampilan awal

(b) Tampilan diubah

Gambar 4.8: Tampilan antarmuka pengguna

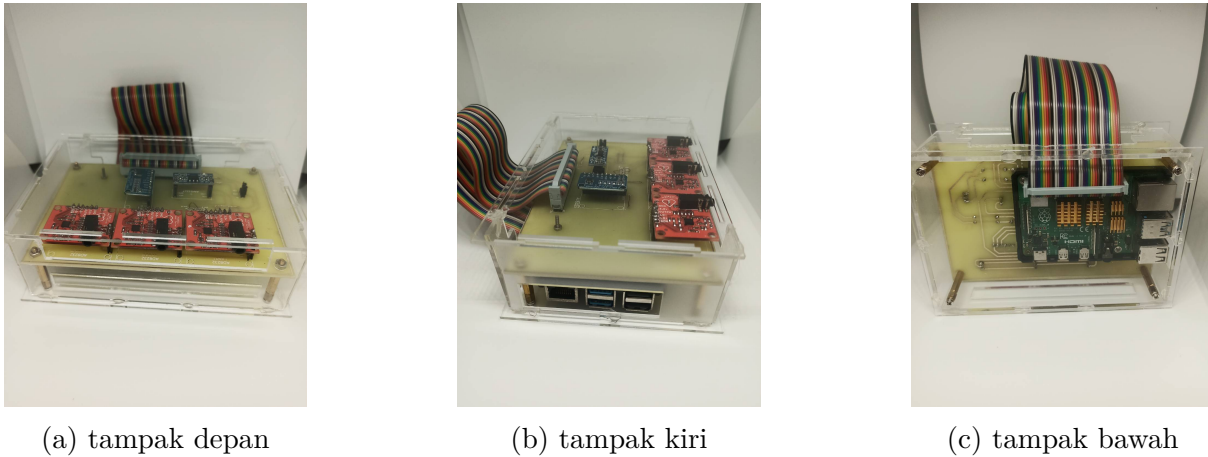
Pada gambar 4.8 terdapat tampilan antarmuka atau UI program yang telah diimplementasikan. beberapa antarmuka yang telah diterpkan pada GUI adalah fitur tombol cari, yang mana fungsi dari tombol tersebut adalah untuk memberikan kemudahan bagi pengguna untuk dapat mengganti file yang akan digunakan untuk dideteksi. Format file yang digunakan dan yang bisa dideteksi oleh *eksplorer file* dari SBC berupa file berformat *.csv* dan *all files* sebagai antisipasi apabila format file *.csv* menggunakan huruf kapital.

Selain itu terdapat fitur *slider*, fungsinya adalah untuk mempermudah pengguna dalam menggeser bentuk grafik. Jika data yang dibaca sangat besar dan ditampilkan semuanya dalam satu layar maka akan sulit bagi pengguna untuk menganalisa grafik yang tertampil, maka dari itu fitur *slider* diterpkan untuk tujuan tersebut.

Tampilan dari deteksi titik puncak P,R,dan T pada GUI berupa anotasi nilai titik puncak dan visualisasi dalam bentuk titik yang posisinya diletakkan sesuai dengan koordinat atau besar nilai dari data titik puncak hasil proses sinyal.

## 4.6 Implementasi *Hardware*

Perangkat yang ditampilkan pada gambar 4.9 dilakukan *packaging* menggunakan akrilik transparan dengan tebal 2 mm. Perangkat memiliki rincian dimensi panjang sebesar 15 cm, lebar sebesar 10,7 cm (17,2 cm apabila ditambah dengan panjang kabel bagian belakang), dan tinggi sebesar 5 cm . Pada gambar 4.9a adalah perangkat bagian depan, gambar 4.9b adalah perangkat bagian samping kiri, dan gambar 4.9c adalah perangkat bagian bawah.



Gambar 4.9: Tampilan *hardware*

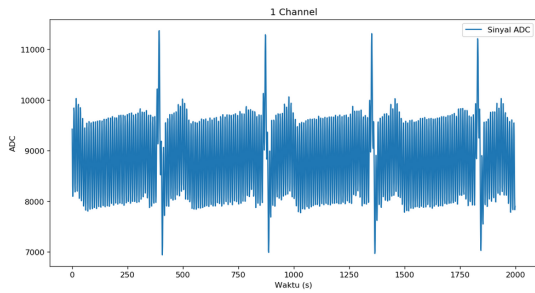
Uji coba penggunaan EKG tiga *Lead* pada hardware menggunakan pembacaan data dengan batasan sample sebesar 2000 data untuk menguji performa dari modul ADC dan perangkat SBC dalam menerima data menggunakan variasi penggunaan *channel* pada ADC. Dengan hasil sesuai dengan tabel 4.5

Tabel 4.5: Hasil pengujian perangkat

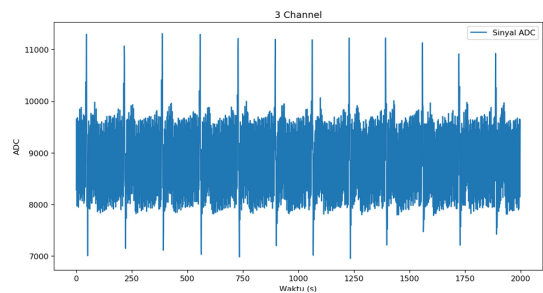
Jumlah <i>channel</i>	waktu yang dibutuhkan	frekuensi yang di dapat
1 <i>channel</i>	9 detik	333 data/detik
3 <i>channel</i>	15 detik	157 data/detik
6 <i>channel</i>	52 detik	57 data/detik

Table 4.5 merupakan hasil pengujian pengambilan sadapan langsung oleh alat yang mana deklarasi penggunaan *variable* untuk aktifasi *channel* dapat mempengaruhi jumlah frekuensi data yang didapat. Pada penggunaan satu *channel* frekuensi yang didapat bisa besar dikarenakan deklarasi *variable* yang digunakan pada program sedikit sehingga memberikan banyak runag untuk memproses data dan bentuk sinyal yang lebih renggang dan rinci. Pada penggunaan tiga hingga enam *channel* lebih banyak menggunakan *variable* dibandingkan dengan pada 1 *channel* hal ini membuat frekuensi sinyal menjadi turun dan bentuk sinyal semakin rapat dan mengurangi tingkat kerincian data.

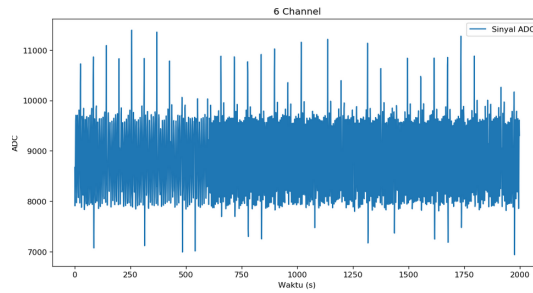
Pada gambar 4.10 merupakan hasil perekaman menggunakan simulator atau generator sinyal EKG. Pada gambar 4.10a dengan panjang data sebesar 2000 sampel hanya terdapat empat segmen QRS sedangkan pada gambar 4.10b terdapat total dua belas segmen QRS dengan jumlah sampel yang sama yaitu sebesar 2000 data dan pada gambar



(a) Bentuk grafik menggunakan 1 *channel*



(b) Bentuk grafik menggunakan 3 *channel*



(c) Bentuk grafik menggunakan 6 *channel*

Gambar 4.10: Bentuk grafik hasil pembacaan dengan perangkat

4.10c terdapat lebih dari dua belas segmen QRS. Pada gambar 4.10 tampak bentuk sinyal yang terlihat tidak bagus pada pembacaan menggunakan enam *channel*, pada pembacaan menggunakan tiga *channel* sinyal tampak bagus namun masih terdapat beberapa gangguan sinyal atau *noise*, dan pada pembacaan menggunakan satu *channel* sinyal terlihat bagus dan bersih, program bekerja secara efektif karena hanya mengambil satu jalur saja.

*[Halaman ini sengaja dikosongkan]*

# BAB V

## PENUTUP

### 5.1 Kesimpulan

Berdasarkan hasil pengujian yang dilakukan dapat disimpulkan bahwa metode dan sistem yang digunakan dapat bekerja dengan cukup baik sesuai dengan rancangan yang telah dibuat. Penulis mengimplementasikan metode perhitungan untuk mendeteksi titik puncak menggunakan perangkat SBC yaitu Raspberry Pi 4 Model B dan menggunakan metode QVAT dalam bahasa pemrograman python. Kesimpulan lainnya, sebagai berikut:

1. Pembuatan program deteksi titik puncak R telah berhasil dengan baik dan memberikan hasil yang bagus pada dataset sinyal jantung dengan tingkat presisi sebesar 94.01%. Namun untuk deteksi titik puncak T masih memiliki tingkat deteksi yang buruk dengan tingkat presisi sebesar 30.21% serta deteksi titik puncak P dengan tingkat presisi sebesar 61.99%. Sehingga diperlukan
2. Percobaan eksekusi program pada *single board computer* (SBC) dapat berjalan dengan baik dan lancar, meski terdapat delay sebesar 5 hingga 7 detik dalam inisiasi dan 2 hingga 3 detik dalam memproses data tergantung pada jumlah data yang diproses, hal ini dikarenakan prosesor PC memiliki frekuensi kerja lebih besar dari pada prosesor SBC sehingga proses akan lebih lama selesai dieksekusi pada SBC.
3. Implementasi GUI pada program mempermudah dalam mengelola data yang akan dibaca atau digunakan pada program deteksi titik puncak yang telah di buat.
4. Implementasi rangkaian EKG 3 Lead yang secara sistem sudah tersambung langsung dengan perangkat SBC dapat bekerja dengan baik. Namun masih diperlukan pengembangan untuk mengatasi masalah frekuensi data yang tidak stabil.

### 5.2 Saran

Untuk pengembangan lebih lanjut pada penelitian ini dapat mengacu pada beberapa masukan antara lain:

1. Menambahkan dan memperbaiki fitur sinkronisasi pada program agar frekuensi sampel yang digunakan lebih stabil
2. Memperbaiki pengaturan pada saluran komunikasi serial pada raspberry pi 4 (SBC) khususnya pada penggunaan komunikasi I2C
3. Memperbaiki *casing* agar terlihat lebih *compact* dan lebih sesuai untuk monitor EKG.
4. Menambahkan fitur pengaturan tambahan pada antar muka pengguna dengan tujuan agar lebih fleksibel dalam mengolah data.

*[Halaman ini sengaja dikosongkan]*

## DAFTAR PUSTAKA

- World Health Organization. Icd-11 for mortality and morbidity statistics, 2021. URL <https://icd.who.int>.
- Alizadehasl A. Maleki M. and Haghjoo M. Practical cardiology. 2017.
- M. Mehta, V.;Chaudhary and D Garg. Generalized noise reduction in ecg waves using optimal selection of filters. *International Journal of Engineering and Scientific Research*, 2016.
- I.Pratyush M.Rama Krishna B.Sai mohan Pamarthi Kanakaraja, K.Krishna vamsi. Telehealth patient monitoring system. *International Journal of Recent Technology and Engineering (IJRTE)*, 2019.
- Kartik Chaudhary. Understanding audio data, fourier transform, fft and spectrogram features for a speech recognition system, 2021. URL <dropsofai.com>.
- Aline Manhães Renan Costa, Thaís Winkert and João Paulo Teixeira. Qrs peaks, p and t waves identification in ecg. *Rio de Janeiro, Brazil:Instituto Politécnico de Bragança (IPB)*, 2021.
- Z. Wang J. Fan C. Ai D. Ai, J. Yang and Y. Wang. Fast multi-scale feature fusion for ecg heartbeat classification. *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing*, 2015 (46), 2015.
- PhD Richard E. Klabunde. Electrocardiogram standard limb leads (bipolar), 2017. URL <https://www.cvphysiology.com/Arrhythmia.st>.
- Eko Mulyanto Y. I. K. E. P. Arief Kurniawan. Qvat qrs complex detection based on variance analysis and adaptive threshold for electrocardiogram signal. *Surabaya, Jawa Timur, Indonesia: Institut Teknologi Sepuluh Nopember dan Universitas Airlangga*, 2020.

*[Halaman ini sengaja dikosongkan]*

## BIOGRAFI PENULIS



Awang Ivananto Adi, atau biasa dipanggil dengan Awang, lahir di Sidoarjo, Jawa Timur pada 15 September 1999. Penulis lahir di kota Sidoarjo namun menetap di Gresik sejak umur 4 tahun karena pekerjaan orangtua. Penulis lulus dari SMPN 1 Gresik pada tahun 2015 dan melanjutkan pendidikan di SMAN 1 Manyar Gresik. Penulis lulus dari sekolah menengah atas pada tahun 2018 dan melanjutkan pendidikan S-1 di Institut Teknologi Sepuluh Nopember atau yang biasa disebut dengan nama ITS dan masuk ke dalam Departemen Teknik Komputer. Selama menjalani pendidikan di ITS, penulis mengikuti beberapa *event* seperti Multimedia and Game Competition (MAGE) merupakan acara tahunan yang diadakan oleh departemen teknik komputer ITS. Selain itu penulis juga pernah menjadi anggota dari Himpunan Mahasiswa Teknik Komputer ITS pada divisi kewirausahaan. Selama menjalani pendidikan penulis membuat buku tugas akhir yang berjudul "DETEKSI TITIK PUNCAK P, R, DAN T MENGGUNAKAN METODE QVAT BERBASIS SINGLE BOARD COMPUTER (SBC)". Bagi pembaca yang memiliki kritik, saran atau pertanyaan mengenai tugas akhir ini dapat menghubungi penulis melalui email [aivad.sklearn@gmail.com](mailto:aivad.sklearn@gmail.com).

*[Halaman ini sengaja dikosongkan]*