



UNIVERSITAS
GADJAH MADA

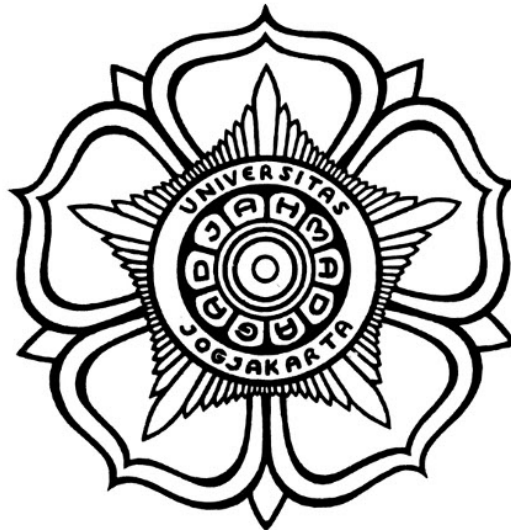
Perancangan Perangkat Pembangkit Isyarat EKG Untuk Simulasi

Atthaullah Reyhan Pratama, Enas Duhri Kusuma, S.T., M.Eng.; Ridwan Wicaksono, S.T., M.Eng., Ph.D.

Universitas Gadjah Mada, 2025 | Diunduh dari <http://etd.repository.ugm.ac.id/>

PERANCANGAN PERANGKAT PEMBANGKIT ISYARAT EKG UNTUK SIMULASI

SKRIPSI



THE SUSTAINABLE DEVELOPMENT GOALS

Good Health And Well-Being

Quality Education

Industry, Innovation, and Infrastructure

Disusun oleh:

ATTHAULLAH REYHAN PRATAMA

21/482490/TK/53294

**PROGRAM SARJANA PROGRAM STUDI TEKNIK BIOMEDIS
DEPARTEMEN TEKNIK ELEKTRO DAN TEKNOLOGI INFORMASI
FAKULTAS TEKNIK UNIVERSITAS GADJAH MADA
YOGYAKARTA
2025**



HALAMAN PENGESAHAN

PERANCANGAN PERANGKAT PEMBANGKIT ISYARAT EKG UNTUK SIMULASI SKRIPSI

Diajukan sebagai Salah Satu Syarat untuk Memperoleh
Gelar Sarjana Teknik
pada Departemen Teknik Elektro dan Teknologi Informasi Fakultas Teknik
Universitas Gadjah Mada

Disusun oleh :

Atthaullah Reyhan Pratama
21/482490/TK/53294

Telah disetujui dan disahkan
pada tanggal, 04 Agustus 2025

Dosen Pembimbing I

Enas Duhri Kusuma, S.T., M.Eng.
NIP. 198211082010121002

Dosen Pembimbing II

Ir. Ridwan Wicaksono, S.T., M.Eng., Ph.D.
NIP. 111199010202301101





SKRIPSI

PERANCANGAN PERANGKAT PEMBANGKIT ISYARAT EKG UNTUK SIMULASI

Dipersiapkan dan disusun oleh

Atthaullah Reyhan Pratama

21/482490/TK/53294

Telah dipertahankan di depan dewan penguji
pada tanggal : **04 Agustus 2025**

Susunan Dewan Penguji

Pembimbing Utama

Enas Duhri Kusuma, S.T., M.Eng.

Pembimbing Pendamping

Ir. Ridwan Wicaksono, S.T., M.Eng., Ph.D.

Anggota Dewan Penguji Lain

**Ir. Sigit Basuki Wibowo, S.T., M.Eng., Ph.D.,
IPM.**

**Dr.Eng. Ir. Igi Ardiyanto, S.T., M.Eng., IPM.,
ASEAN Eng., SMIEEE.**

Skripsi ini telah diterima sebagai salah satu persyaratan
untuk memperoleh gelar Sarjana Teknik

Tanggal: 29 September 2025

Pengelola Program Studi: Sarjana Teknik Biomedis

Dr.Eng. Ir. Igi Ardiyanto, S.T., M.Eng., IPM., ASEAN Eng., SMIEEE.

NIP 198701092020121005

Mengetahui,

Ketua Departemen Teknik Elektro dan Teknologi Informasi



Prof. Ir. Hanung Adi Nugroho, S.T., M.Eng., Ph.D., IPM., SMIEEE.

NIP 197802242002121001



PERNYATAAN BEBAS PLAGIASI

Saya yang bertanda tangan di bawah ini :

Nama : Atthaullah Reyhan Pratama
NIM : 21/482490/TK/53294
Tahun terdaftar : 2021
Program : Sarjana
Program Studi : Teknik Biomedis
Fakultas : Teknik Universitas Gadjah Mada

Menyatakan bahwa dalam dokumen ilmiah Skripsi ini tidak terdapat bagian dari karya ilmiah lain yang telah diajukan untuk memperoleh gelar akademik di suatu lembaga Pendidikan Tinggi, dan juga tidak terdapat karya atau pendapat yang pernah ditulis atau diterbitkan oleh orang/lembaga lain, kecuali yang secara tertulis disitasi dalam dokumen ini dan disebutkan sumbernya secara lengkap dalam daftar pustaka.

Dengan demikian saya menyatakan bahwa dokumen ilmiah ini bebas dari unsur-unsur plagiasi dan apabila dokumen ilmiah Skripsi ini di kemudian hari terbukti merupakan plagiasi dari hasil karya penulis lain dan/atau dengan sengaja mengajukan karya atau pendapat yang merupakan hasil karya penulis lain, maka penulis bersedia menerima sanksi akademik dan/atau sanksi hukum yang berlaku.

Yogyakarta, 20-7-2025



Atthaullah Reyhan Pratama
21/482490/TK/53294



HALAMAN PERSEMBAHAN

Dengan menyebut nama Allah yang Maha Pengasih lagi Maha Penyayang. Segala puji bagi Allah karena karunia-Nya tugas akhir ini dapat terselesaikan. Tugas akhir ini kupersembahkan untuk kedua orang tuaku, Tri Warsono dan Sri Pawening. Kupersembahkan pula kepada keluarga dan teman-teman semua, serta untuk bangsa, negara, dan agamaku. Semoga tugas akhir ini mendapatkan keberkahan dari Allah.

KATA PENGANTAR

Puji syukur ke hadirat Allah SWT atas limpahan rahmat, karunia, serta petunjuk-Nya sehingga tugas akhir berupa penyusunan skripsi ini telah terselesaikan dengan baik. Dalam hal penyusunan tugas akhir ini penulis telah banyak mendapatkan arahan, bantuan, serta dukungan dari berbagai pihak. Oleh karena itu pada kesempatan ini penulis mengucapkan terima kasih kepada:

1. Bapak Prof. Ir. Hanung Adi Nugroho, S.T., M.Eng., Ph.D., IPM., SMIEEE., selaku Ketua Departemen Teknik Elektro dan Teknologi Informasi Fakultas Teknik Universitas Gadjah Mada.
2. Bapak Ir. Lesnanto Multa Putranto, S.T., M.Eng., Ph.D., IPM., SMIEEE., selaku Sekretaris Departemen Teknik Elektro dan Teknologi Informasi Fakultas Teknik Universitas Gadjah Mada.
3. Bapak Dr.Eng. Ir. Igi Ardiyanto, S.T., M.Eng., IPM., SMIEEE. selaku Ketua Program Sarjana Program Studi Teknik Biomedis Fakultas Teknik Universitas Gadjah Mada.
4. Bapak Enas Duhri Kusuma, S.T., M.Eng. selaku Dosen Pembimbing Akademik, Dosen Pembimbing *Capstone*, sekaligus Dosen Pembimbing Skripsi yang sudah membimbing penulis sehingga dapat melalui masa perkuliahan dan tugas akhir dengan lancar.
5. Bapak Ridwan Wicaksono, S.T., M.Eng., Ph.D. selaku Dosen Pembimbing Skripsi yang telah membantu penulis dalam menyelesaikan tugas akhir.
6. Seluruh dosen dan tenaga pendidik Departemen Teknik Elektro dan Teknologi Informasi Fakultas Teknik Universitas Gadjah Mada yang membantu kelancaran studi dari awal hingga akhir perkuliahan.
7. Bapak Tri Warsono dan Ibu Sri Pawening selaku Ayah dan Ibu yang selalu memanjatkan doa, ridho, dan arahan selama belajar dan menyelesaikan tugas akhir ini.
8. Faiz Ihza Permana, Galantandra Jabbarul Ahmad, Ichsan Dwinanda Handika, serta keluarga Inabah Tiga yang selalu menjadi tempat dengan penuh cerita.
9. Teman-teman Teknik Biomedis angkatan 2021 yang menemani masa-masa perkuliahan di DTETI FT UGM

Akhir kata penulis berharap semoga skripsi ini dapat memberikan manfaat bagi kita semua, aamiin.





2.2.9	<i>Differential Amplifier</i>	24
2.2.10	<i>Instrumentation Amplifier</i>	25
2.2.11	Algoritma <i>Fast Fourier Transform</i>	26
BAB III Metode Penelitian.....		27
3.1	Alat dan Bahan Tugas Akhir	27
3.1.1	Alat Tugas Akhir	27
3.1.2	Bahan Tugas Akhir.....	27
3.2	Metode yang Digunakan.....	28
3.2.1	Perancangan Umum Perangkat Pembangkit Isyarat EKG	28
3.2.2	Perancangan Subsirkuit <i>Signal Generator</i>	28
3.2.3	Perancangan Subsirkuit Atenuator	34
3.2.4	Perancangan Subsirkuit LPF	35
3.2.5	Perancangan Subsirkuit <i>User Interface</i>	37
3.2.6	Perancangan Alat Uji	38
3.2.7	Metode Evaluasi	38
3.3	Alur Tugas Akhir	40
3.3.1	Studi Literatur	41
3.3.2	Implementasi Model Isyarat EKG.....	41
3.3.3	Pembuatan Program Mikrokontroler	41
3.3.4	Simulasi Rangkaian Elektronik	41
3.3.5	Pembuatan Rangkaian Elektronik	42
3.3.6	Pembuatan <i>Printed Circuit Board</i>	42
3.3.7	Perakitan <i>Hardware</i> Perangkat Pembangkit Isyarat EKG	42
3.3.8	Pengujian dan Analisis Performa Perangkat Pembangkit Isyarat EKG	42
3.3.9	Penulisan Naskah Laporan	43
BAB IV Hasil dan Pembahasan.....		44
4.1	Hasil Manufaktur Perangkat Pembangkit Isyarat EKG dan Alat Uji	44
4.2	Pengujian Subsirkuit <i>Signal Generator</i>	45
4.3	Pengujian Subsirkuit Atenuator	47
4.4	Pengujian Subsirkuit <i>Low Pass Filter</i>	48
4.5	Pengujian Subsirkuit <i>User Interface</i>	49
4.6	Pengujian Alat Uji	50
4.7	Pengujian Perangkat Pembangkit Isyarat EKG.....	51
4.7.1	Pengujian Akurasi <i>Heart Rate</i>	51
4.7.2	Pengujian Rentang Magnitudo	53
4.7.3	Pengujian Spektrum Frekuensi	55
4.7.4	Perbandingan Antara Perangkat Pembangkit Isyarat EKG dan Perangkat MS400	57



4.7.4.1	Perbandingan Magnitudo	58
4.7.4.2	Perbandingan Akurasi <i>Heart Rate</i>	59
4.7.4.3	Perbandingan Spektrum Frekuensi	59
4.7.4.4	Perbandingan Morfologi Isyarat EKG	60
BAB V	Kesimpulan dan Saran	62
5.1	Kesimpulan	62
5.2	Saran	62
DAFTAR PUSTAKA		63
LAMPIRAN		L-1
L.1	Skematik	L-1
L.2	<i>Code</i> Perangkat Pembangkit Isyarat EKG	L-2
L.3	<i>Code</i> Alat Uji	L-8
L.4	Dokumentasi Pengujian	L-8

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1	Hubungan antara Fisiologis <i>Cardiac Conduction</i> dan EKG [1].....	12
Tabel 3.1	Parameter Persamaan ODE [2]	29
Tabel 3.2	Parameter Isyarat Lead I [3]	31
Tabel 3.3	Pengaturan Pin MCP4922 dan ESP32.	34
Tabel 3.4	Pengaturan Pin Modul I ² C dan <i>Rotary Encoder</i>	38
Tabel 4.1	Perbandingan <i>Heart Rate</i> antara Domain Waktu dan Domain Frekuensi.	57
Tabel 4.2	<i>Heart Rate</i> MS400 dan Perangkat Pembangkit Isyarat EKG.....	60

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1	Depolarisasi dan Repolarisasi pada Membran Sel [1].	9
Gambar 2.2	Impuls pada <i>Conductive Cells</i> [4].	10
Gambar 2.3	Impuls pada <i>Contractile Cells</i> [4].	11
Gambar 2.4	Interpretasi Isyarat EKG Normal [1].	11
Gambar 2.5	Sadapan Einthoven [5].	12
Gambar 2.6	Sadapan Goldberger [5].	13
Gambar 2.7	Sadapan Dada [5].	14
Gambar 2.8	Unit Mikrokontroler ESP32 DevKit V1	14
Gambar 2.9	Komunikasi Serial Sinkron [6].	15
Gambar 2.10	Komunikasi Serial <i>Simplex</i> , <i>Half Duplex</i> , dan <i>Full Duplex</i> [7].	16
Gambar 2.11	Format <i>Data Frame</i> Komunikasi Serial Sinkron [8].	16
Gambar 2.12	Isyarat pada Protokol SPI [9].	17
Gambar 2.13	Konfigurasi <i>Single Subnode</i> [9].	17
Gambar 2.14	Konfigurasi <i>Multi-subnode</i> [9].	18
Gambar 2.15	Konfigurasi Protokol Komunikasi I ² C [10] [11].	18
Gambar 2.16	<i>Data Frame</i> Protokol I ² C [10] [12].	19
Gambar 2.17	Arsitektur <i>String DAC</i> [13].	20
Gambar 2.18	Topologi RC <i>LPF</i> [14].	20
Gambar 2.19	<i>Bode Plot</i> dari RC <i>LPF</i> .	22
Gambar 2.20	Topologi Sallen-Key <i>LPF</i> [13].	22
Gambar 2.21	<i>Bode Plot</i> dari Filter Sallen-Key.	23
Gambar 2.22	Topologi Atenuator Isyarat Sederhana [15].	23
Gambar 2.23	<i>Thevenin Equivalent Circuit Analysis</i> [15]	24
Gambar 2.24	Topologi <i>Differential Amplifier</i> [16].	25
Gambar 2.25	Topologi <i>Instrumentation Amplifier</i> [17].	25
Gambar 2.26	Diagram Algoritma FFT [18].	26
Gambar 3.27	Perancangan Umum Sistem Perangkat Pembangkit Isyarat EKG.	28
Gambar 3.28	<i>Flowchart</i> Program Metode Runge-Kutta Orde Keempat.	30
Gambar 3.29	Hasil Integral dari Persamaan ODE Menggunakan Python.	31
Gambar 3.30	Simulasi Isyarat Sadapan Einthoven.	32
Gambar 3.31	Simulasi Isyarat V_{RA} , V_{LA} , dan V_{LL} .	32
Gambar 3.32	Simulasi Isyarat Sadapan Einthoven dengan <i>Baseline Wander</i> .	33
Gambar 3.33	Simulasi Isyarat Sadapan Einthoven dengan <i>Power-line Interference</i> .	34
Gambar 3.34	Topologi dan Plot Isyarat Rangkaian Atenuator.	35
Gambar 3.35	Topologi dan Bode Plot Rangkaian Low Pass Filter.	36
Gambar 3.36	Diagram <i>User Interface</i> .	37
Gambar 3.37	Rancangan Subsirkuit <i>User Interface</i> .	37
Gambar 3.38	Rancangan Alat Uji.	39
Gambar 3.39	<i>Flowchart</i> Program Alat Uji.	39
Gambar 3.40	Alur Kerja Tugas Akhir.	40
Gambar 4.41	Hasil Manufaktur Perangkat Pembangkit Isyarat EKG.	44
Gambar 4.42	Hasil Manufaktur Alat Uji.	45
Gambar 4.43	a) Isyarat Lead I, b) Isyarat Lead II, dan c) Isyarat Lead III Dengan Sadapan Einthoven.	45



Gambar 4.44	a) Isyarat V_{RA} , b) Isyarat V_{LA} , dan c) Isyarat V_{LL} Dengan Referensi <i>Ground</i>	46
Gambar 4.45	<i>Baseline Wander</i> pada a) Lead I, b) Lead II, dan c) Lead III.	46
Gambar 4.46	<i>Power-line Interference</i> pada a) Lead I, b) Lead II, dan c) Lead III.	46
Gambar 4.47	Contoh Hasil Pengukuran Subsirkuit Atenuator.	47
Gambar 4.48	Grafik Penguatan dan Fase Subsirkuit Atenuator.	48
Gambar 4.49	Contoh Hasil Pengukuran Subsirkuit LPF.	48
Gambar 4.50	Grafik Penguatan dan Fase Subsirkuit LPF.	49
Gambar 4.51	<i>Serial Monitor</i> untuk Pengujian Subsirkuit <i>User Interface</i>	49
Gambar 4.52	Contoh Isyarat <i>Output</i> Alat Uji.	50
Gambar 4.53	Grafik Isyarat <i>Output</i> dan <i>Gain</i> Alat Uji.	50
Gambar 4.54	Grafik <i>Heart Rate</i> dan <i>Error Heart Rate</i>	51
Gambar 4.55	Simulasi Model Persamaan Isyarat EKG Menggunakan Python. .	52
Gambar 4.56	Grafik <i>Heart Rate</i> dan <i>Error Heart Rate</i> Simulasi.	52
Gambar 4.57	Grafik <i>Heart Rate</i> dan <i>Error Heart Rate</i> (Perbaikan).	53
Gambar 4.58	Grafik Magnitudo.	54
Gambar 4.59	Isyarat EKG pada Domain Waktu dan Domain Frekuensi.	56
Gambar 4.60	Isyarat EKG pada Domain Frekuensi.	56
Gambar 4.61	Output Perangkat Pembangkit Isyarat EKG dengan <i>Baseline Wander</i>	57
Gambar 4.62	Output Perangkat Pembangkit Isyarat EKG dengan <i>Power-line Interference</i>	58
Gambar 4.63	Grafik Magnitudo MS400 dan Perangkat Pembangkit Isyarat EKG.	58
Gambar 4.64	Grafik <i>Heart Rate</i> MS400 dan Perangkat Pembangkit Isyarat EKG.	59
Gambar 4.65	Contoh Spektrum Frekuensi MS400 dan Perangkat Pembangkit Isyarat EKG.	60
Gambar 4.66	Pearson <i>Correlation</i> pada Morfologi Isyarat EKG.	61
Gambar L.1	Skematik perangkat pembangkit isyarat EKG.	L-1
Gambar L.2	Skematik alat uji.	L-2
Gambar L.3	Pengujian performa perangkat pembangkit isyarat EKG.	L-8
Gambar L.4	Pengujian performa MS400.	L-9



DAFTAR SINGKATAN

Ca^{2+}	=	Kalsium
K^{+}	=	Potasium
Na^{+}	=	Sodium
HR	=	Heart Rate
T_R	=	Periode Puncak R
V_{LA}	=	Tegangan Lengan Kiri
V_{LL}	=	Tegangan Kaki Kiri
V_{pp}	=	Tegangan Puncak ke Puncak
V_{RA}	=	Tegangan Lengan Kanan
f_2	=	Frekuensi Respirasi
ω	=	Kecepatan Sudut
r	=	Pearson correlation
AFG	=	Arbitrary Function Generator
CS	=	Chip Select
EKG	=	Elektrokardiograf
DAC	=	Digital to Analog Converter
IA	=	Instrumentation Amplifier
LPF	=	Low Pass Filter
MOSI	=	Master Output Slave Input
MAE	=	Mean Absolute Error
SCL	=	Serial Clock
SCLK	=	SPI Clock
SDA	=	Serial Data
bpm	=	Beat Per Minute
sps	=	Sample Per Second



INTISARI

Pada tugas akhir ini, dikembangkan perangkat pembangkit isyarat EKG berbasis mikrokontroler yang dirancang untuk keperluan simulasi. Kebutuhan terhadap perangkat ini muncul karena kendala dalam pengambilan data isyarat EKG asli membutuhkan subjek manusia dan penerapan protokol *ethical clearance*. Prosedur tersebut menambah beban waktu dan biaya dalam penelitian. Perangkat pembangkit isyarat EKG menjadi alternatif solusi. Namun, perangkat tersebut saat ini hanya mampu membangkitkan *heart rate* pada nilai tertentu. Perangkat pembangkit isyarat EKG yang dikembangkan pada tugas akhir ini membangkitkan isyarat jantung menggunakan model persamaan matematika dan rangkaian elektronis. Persamaan ini diselesaikan menggunakan metode numeris Runge-Kutta orde keempat oleh komputasi mikrokontroler. Hasil komputasi dikonversi menjadi tegangan analog melalui komponen *digital-to-analog converter* (DAC) beresolusi 12-bit. Untuk menyamakan magnitudo dengan isyarat EKG sebenarnya, rangkaian atenuator diterapkan untuk menurunkan isyarat hingga level milivolt. Rangkaian *low-pass filter* orde dua dengan topologi Sallen-Key digunakan untuk meredam *noise* frekuensi tinggi. Sistem ini juga dilengkapi antarmuka pengguna berbasis *rotary encoder* dan LCD yang memungkinkan pengaturan parameter seperti *heart rate*, magnitudo isyarat, *baseline wander*, dan gangguan *noise* 50 Hz (*power-line interference*). *Instrumentation amplifier* digunakan sebagai alat uji untuk melakukan validasi terhadap *output* perangkat pembangkit isyarat EKG. Hasil penelitian menunjukkan bahwa perangkat pembangkit isyarat EKG mampu membangkitkan *output* sesuai karakteristik isyarat jantung dengan pengaturan sadapan Eithoven, yaitu bentuk isyarat P-Q-R-S-T dan level magnitudo sekitar 1 mV. Morfologi isyarat EKG pada sadapan II berkorelasi positif $r = 0.78$ terhadap *dataset* referensi. Rentang *heart rate* yang mampu dibangkitkan adalah 30 bpm sampai 130 bpm dengan *mean absolute error* (MAE) 2 bpm.

Kata Kunci: Pembangkit Isyarat (Elektrokardiograf) EKG, Atenuator, *Low Pass Filter*, *Instrumentation Amplifier*



ABSTRACT

In this final project, a microcontroller-based ECG signal generator was developed for simulation purposes. The need for this device arose due to the challenges in capturing original ECG signal data, which required human subjects and the implementation of the ethical clearance protocol. This procedure adds to the time and cost burden in research. An ECG signal generator serves as an alternative solution. However, the device is currently capable of generating signals at specific heart rates. The ECG signal generator developed in this final project produces heart signals using a mathematical model and electronic circuits. This model is solved using the fourth-order Runge-Kutta numerical method implemented on a microcontroller. The computational results are converted into analog voltage through a 12-bit resolution digital-to-analog converter (DAC). To match the magnitude with the actual ECG signal, an attenuator circuit is employed to attenuate the signal to the millivolt level. A second-order low-pass filter circuit with a Sallen-Key topology is utilized to block high-frequency noise. The system also features a user interface based on a rotary encoder and an LCD that allows adjustment of parameters such as heart rate, signal magnitude, baseline wander, and 50 Hz power-line interference. An instrumentation amplifier is employed as a testing tool to validate the output of the ECG signal generator. The results showed that the ECG signal generator was able to generate the outputs consistently with the physiological characteristics of the heart signal using the Einthoven lead configuration, specifically the P-Q-R-S-T waveform and a magnitude level of approximately 1 mV. The morphology of the ECG signal at lead II has a positive correlation of ($r = 0.78$) to the MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database reference dataset using Pearson correlation. The range of heart rates that can be generated is from 30 bpm to 130 bpm, with a mean absolute error (MAE) of 2 bpm.

Keywords: *Electrocardiogram (ECG) Signal Generator, Attenuator, Low Pass Filter Instrumentation Amplifier*

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Jantung adalah organ vital yang berperan dalam memompa darah ke seluruh tubuh. Organ tersebut memiliki siklus kerja yang disebut dengan siklus jantung (*cardiac cycle*) [1] [4]. Siklus jantung terbagi menjadi dua fase utama, yaitu fase kontraksi dan fase relaksasi. Jantung harus menjaga siklus kontraksi dan relaksasi agar tujuannya dapat tercapai. Siklus jantung normal membutuhkan ritme kontraksi dan relaksasi antara atrium dan ventrikel. Jantung terdiri dari dua jenis sel, yaitu sel kerja dan sel konduktif. Sel kerja adalah sel otot jantung (*myocardium*), sedangkan sel konduktif merupakan sel khusus, yaitu nodus sinoatrial, nodus atrioventrikular, berkas his, dan serabut purkinje [1] [4]. Sel-sel tersebut menginisiasi, menghantarkan impuls listrik ke seluruh otot jantung, dan mengatur siklus jantung [1].

Kondisi kesehatan jantung dapat direpresentasikan oleh siklus jantung. Pemeriksaan siklus jantung ada beberapa metode, di antaranya adalah palpasi, *photoplethysmography* (PPG), *seismocardiography* (SCG), dan elektrokardiograf (EKG). Palpasi merupakan metode pemeriksaan siklus jantung dengan cara merasakan denyut nadi pada pergelangan tangan atau leher [19]. Metode palpasi adalah metode paling sederhana dan tidak membutuhkan peralatan. Namun, palpasi manual bersifat subjektif dan rentan terjadi *human error*. PPG memanfaatkan gelombang cahaya dan *photodetector* untuk mengukur perubahan volume darah pada jaringan mikrovaskular, seperti ujung jari [20]. Isyarat PPG normal berbentuk pulsatif yang disebut komponen AC dan umunya memiliki frekuensi fundamental sekitar 1 Hz [20]. Komponen AC ditumpangkan pada komponen kuasi-DC yang merepresentasikan jaringan dan volume darah rata-rata [20]. SCG mengukur aktivitas jantung berdasarkan getaran pada dinding toraks menggunakan akselerometer [21]. Namun, saat ini interpretasi isyarat SCG belum sepenuhnya terstandarisasi sehingga sulit untuk digunakan untuk keperluan klinis [21]. EKG merekam aktivitas kelistrikan jantung dari waktu ke waktu menggunakan elektroda yang ditempelkan pada kulit. EKG merupakan *gold standard* untuk keperluan klinis karena telah dilakukan standarisasi dan memiliki akurasi yang tinggi [22]. Oleh karena itu, EKG lebih sering dijumpai di rumah sakit dibandingkan PPG dan SCG.

Pengambilan data isyarat jantung menggunakan EKG sulit dilakukan karena beberapa faktor. Pertama, pengambilan data isyarat jantung membutuhkan subjek manusia. Kedua, pengambilan data isyarat jantung pada subjek manusia harus mengikuti *ethical clearance* sehingga dibutuhkan waktu yang lebih banyak dan



tambahan biaya. *Ethical clearance* mewajibkan peneliti untuk mendapatkan persetujuan dari subjek dan memastikan privasi data [23]. Oleh karena itu, perangkat pembangkit isyarat EKG menjadi solusi untuk melakukan simulasi isyarat jantung. Namun, perangkat pembangkit isyarat EKG yang sudah ada hanya mampu membangkitkan *heart rate* pada nilai tertentu. Pendekatan untuk penyelesaian masalah tersebut adalah menggunakan model persamaan matematika. Perangkat pembangkit isyarat EKG dirancang dalam sebuah rangkaian elektronis. Rangkaian terbagi menjadi beberapa bagian dan memiliki fungsinya masing-masing, yaitu *signal generator*, atenuator, filter, dan *user interface*. Isyarat dibangkitkan berdasarkan model persamaan matematika dengan parameter-parameter yang disesuaikan dengan isyarat EKG asli. Penerapan model matematika memungkinkan *heart rate* pada isyarat yang dibangkitkan menjadi lebih bervariasi dan *repeatable*. Perangkat pembangkit isyarat EKG juga menyediakan opsi *noise* yang menggambarkan gangguan pada saat pengukuran EKG. Pengujian perangkat pembangkit isyarat EKG rentan terdistorsi oleh *noise* jika tidak diuji menggunakan perangkat EKG standar. Untuk itu dirancang rangkaian *instrumentation amplifier* (IA) dan filter sebagai alternatif dari perangkat EKG standar.

Pada tugas akhir ini, penulis merancang perangkat pembangkit isyarat EKG untuk simulasi. Isyarat EKG dibangkitkan menggunakan model persamaan diferensial yang dirumuskan oleh McSharry [2]. Persamaan diferensial diselesaikan menggunakan pendekatan numeris Runge-Kutta Orde keempat melalui proses komputasi unit mikrokontroler. Isyarat EKG dikonversi menjadi besaran fisik menggunakan *digital to analog converter* (DAC) dengan kemampuan resolusi 12-bit. Untuk membangkitkan isyarat dengan level tegangan 1 mV, perangkat pembangkit isyarat EKG dilengkapi dengan rangkaian atenuator. Tahap terakhir dalam membangkitkan isyarat EKG adalah penapisan. Topologi Sallen-Key digunakan sebagai *low pass filter* yang memblokir *noise* frekuensi tinggi pada isyarat EKG. Parameter dan mode isyarat EKG pada pembangkit dapat disesuaikan oleh pengguna, yaitu *heart rate*, magnitudo, penambahan *baseline wander*, dan penambahan *power-line interference*. Perangkat pembangkit isyarat EKG diuji menggunakan IA MAX4194 sebagai penguat isyarat dan dilengkapi dengan rangkaian filter pasif. Perangkat MS400 merupakan pembangkit isyarat EKG komersil yang dipilih sebagai pembanding perangkat pembangkit isyarat EKG yang dikembangkan dalam tugas akhir ini.

1.2 Rumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang yang telah disampaikan sebelumnya, terdapat beberapa rumusan masalah berikut.

1. Ketersediaan data rekaman isyarat EKG untuk kebutuhan penelitian terbatas karena memerlukan partisipan dan *ethical clearance*.



2. Perangkat pembangkit isyarat EKG yang tersedia hanya mampu membangkitkan *heart rate* pada nilai yang terbatas.

1.3 Tujuan Penelitian

Penelitian dilaksanakan dengan tujuan berikut.

1. Membuat dan mengevaluasi perangkat pembangkit isyarat EKG yang tersusun dari rangkaian elektronis dan model persamaan diferensial.
2. Membandingkan *heart rate* yang mampu dibangkitkan antara perangkat pembangkit isyarat EKG yang dikembangkan dan komersil (MS400).

1.4 Batasan penelitian

1. Objek Penelitian: Pengembangan perangkat pembangkit isyarat EKG.
2. Metode Penelitian: Metode yang digunakan adalah pengembangan pembangkit isyarat EKG berbasis mikrokontroler.
3. Waktu dan Tempat Penelitian: waktu penelitian dilaksanakan pada Februari hingga Juli 2025 dan bertempat di Departemen Teknik Elektro dan Teknologi Informasi Fakultas Teknik Universitas Gadjah Mada.
4. Populasi dan Sampel:
 - (a) Populasi: Perangkat pembangkit isyarat EKG
 - (b) Sampel: Implementasi subsirkuit atenuator, implementasi subsirkuit filter, dan implementasi perangkat pembangkit isyarat EKG
5. Variabel:
 - (a) Bebas: Frekuensi (Hz), *heart rate* (bpm), dan amplifikasi.
 - (b) Terikat: Penguatan (dB), fase ($^{\circ}$), periode puncak R (detik), dan magnitudo (mV)
 - (c) Kontrol: Isyarat masukan *Arbitrary Function Generator* (AFG), mode sadapan Einthoven, durasi *data logging*, dan *sampling rate* untuk *data logging*.
6. Hipotesis:
 - (a) Perangkat pembangkit isyarat EKG dapat melakukan simulasi sesuai dengan karakteristik isyarat EKG asli, yaitu gelombang P-Q-R-S-T dan magnitudo 1 mV.
 - (b) *Heart rate* perangkat pembangkit isyarat EKG yang dikembangkan lebih bervariasi dibandingkan versi komersil (MS400).



7. Keterbatasan Penelitian: Perangkat pembangkit isyarat EKG disesuaikan dengan mode sadapan Einthoven. Model matematika yang digunakan terbatas pada satu model persamaan diferensial, yaitu model EKG dari McSharry [2]. Untuk menyederhanakan pengujian, IA MAX4194 dipilih sebagai penguat isyarat EKG. MS400 dipilih sebagai pembanding perangkat pembangkit isyarat EKG versi komersil. *Dataset* yang digunakan sebagai referensi isyarat EKG asli adalah MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database.

1.5 Manfaat Penelitian

Penelitian ini diharapkan dapat memberikan manfaat dalam membangkitkan isyarat EKG yang sesuai dengan karakteristik isyarat EKG asli pada manusia. Perangkat pembangkit isyarat EKG diharapkan dapat memberikan akses untuk edukasi di bidang kardiologi, menjadi referensi dalam pengembangan perangkat EKG, memaksimalkan penelitian pada bidang pemrosesan isyarat EKG, dan menyediakan data untuk perancangan model *artificial intelligence*.

1.6 Sistematika Penulisan

BAB I: PENDAHULUAN

Pada bab ini dijelaskan terkait latar belakang dilaksanakan penelitian, rumusan masalah yang dihadapi, tujuan dari penelitian, batasan penelitian, manfaat dari penelitian, dan sistematika penulisan yang dilakukan pada penelitian.

BAB II: TINJAUAN PUSTAKA DAN LANDASAN TEORI

Pada bab ini dijelaskan terkait penelitian-penelitian sebelumnya yang digunakan sebagai acuan penulisan penelitian ini dan teori-teori yang digunakan sebagai landasan serta pendukung penelitian.

BAB III: METODOLOGI PENELITIAN

Pada bab ini dijelaskan terkait detail metode penelitian yang mencakup alat dan bahan yang dibutuhkan, metode pengembangan perangkat pembangkit isyarat EKG, tahapan pengembangan, dan alur penelitian.

BAB IV: HASIL DAN PEMBAHASAN

Pada bab ini dijelaskan terkait hasil penelitian beserta pembahasannya.

BAB V: KESIMPULAN DAN SARAN

Pada bab ini dijelaskan terkait kesimpulan akhir yang ditarik dari penelitian yang telah dilaksanakan dan saran pengembangan penelitian berikutnya.

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA DAN DASAR TEORI

2.1 Tinjauan Pustaka

Quiroz-Juarez, et al. [24] melakukan penelitian terkait perangkat pembangkit isyarat EKG yang mengimplementasikan empat model persamaan matematika untuk membangkitkan isyarat EKG secara realistis. Di antaranya, *extended heterogenous oscillator model*, *discretized reaction-diffusion model*, *ring of three coupled oscillator model*, dan model berbasis *quasiperiodic motions*. Perangkat yang dikembangkan merupakan integrasi antara komponen digital dan analog, yaitu mikrokontroler 32-bit, *digital to analog converter* (DAC) 12-bit, dan *general purpose operational amplifier*. Peneliti menggunakan dua mikrokontroler 32-bit untuk dua fungsi yang berbeda, satu untuk *model solving* dan sisanya untuk *graphical interface*. Mikrokontroler sebagai *model solving* bertugas dalam proses komputasi untuk menyelesaikan model persamaan matematika secara numeris sehingga membangkitkan isyarat EKG sesuai parameter yang ditentukan. Mikrokontroler sebagai *graphical interface* berfungsi dalam menyediakan media interaktif antara perangkat elektronik dan pengguna untuk melakukan konfigurasi data yang diperkenalkan oleh pengguna, seperti model dan jenis isyarat yang dipilih. Pada penelitian ini diperkenalkan rangkaian resistor Wye yang bertugas dalam membangkitkan isyarat pada sadapan Einthoven-Goldberger, yaitu sadapan I, II, III, aVR, aVL, dan aVF. Sedangkan, sadapan Wilson untuk mengukur V1, V2, V3, V4, V5, dan V6 dilakukan dengan mengatur *Wilson central terminal* (WCT) sama dengan nol sehingga dapat langsung dibangkitkan menggunakan DAC yang direferensikan ke *ground*. Hasil dari penelitian menunjukkan bahwa perangkat yang dikembangkan mampu membangkitkan isyarat EKG hingga dua belas sadapan (*leads*) dengan *extended heterogenous oscillator model*. Sedangkan, tiga model lainnya membangkitkan satu isyarat sadapan, yaitu *lead II*.

Ardilla, et al. [25] melakukan penelitian tentang pengembangan perangkat pembangkit isyarat EKG yang dilengkapi dengan dua belas sadapan dan beberapa nilai sensitivitas, di antaranya 0.5, 1.0, dan 2.0 dalam satuan mV. Isyarat dari pembangkit isyarat EKG yang dibangkitkan dibatasi pada 30, 60, 120, dan 180 *beat per minute* (bpm). Untuk mencapai spesifikasi tersebut, pengembangan ini mengintegrasikan empat komponen utama, yaitu mikrokontroler, DAC 12-bit, *thin film transistor* (TFT), dan *resistor networking*. Isyarat EKG dibangkitkan menggunakan *timer interrupt* mikrokontroler dan data sampel yang disimpan pada memori mikrokontroler. TFT *display* digunakan sebagai media interaksi antara sistem dan pengguna, terutama untuk memilih kriteria bpm dan sensitivitas. *Resistor networking* berupa pembagi tegangan



berkontribusi menyesuaikan tegangan dan impedansi pada masing-masing sadapan. Hasil dari penelitian menunjukkan, isyarat yang dibangkitkan berhasil mengikuti pola isyarat *normal sinus rhythm* yang tersusun dari P, Q, R, S, dan T. Pengujian performa perangkat pembangkit isyarat EKG diamati pada *error value* dengan membandingkan *average bpm* terhadap *setting bpm*. Pada 30 dan 60 bpm tidak terdapat *percentage error*, pada 120 bpm *percentage error* mencapai 0,33%, dan pada 180 bpm *percentage error* sebesar 0,22%. *Percentage error* tersebut sama pada masing-masing pengaturan sensitivitas.

Yener dan Mutlu [26], melakukan penelitian terkait pengembangan perangkat pembangkit isyarat EKG berdasarkan data eksperimen dengan metode *pulse width modulation* (PWM) dari mikrokontroler. Data eksperimen berupa isyarat EKG yang digunakan pada penelitian ini diunduh dari dataset Physionet. Pengembangan dilakukan dengan menggunakan beberapa komponen utama, yaitu mikrokontroler, SD card, dan *operational amplifier*. Data eksperimen yang berhasil diunduh disimpan dalam memori eksternal SD card. Mikrokontroler mengambil data memori dan melakukan operasi *scaling* terhadap data tersebut. Kemudian, data dikirim ke rangkaian analog dalam bentuk isyarat PWM. Hasil penelitian ini menunjukkan bahwa perangkat yang dikembangkan mampu membangkitkan isyarat EKG pada satu sadapan tertentu dengan skala sensitivitas terukur antara 1–2 V.

Saimi [27] melakukan penelitian eksperimen terkait pengembangan perangkat pembangkit isyarat EKG dengan 10 terminal menggunakan *digital to analog converter* R2R dengan metode *system development life cycle*. Metode tersebut tersusun dari tiga tahapan, yaitu perancangan, pengembangan, dan pengujian. Spesifikasi perangkat pembangkit isyarat EKG yang ingin dicapai di antaranya adalah mampu membangkitkan isyarat EKG *waveform*, *sine wave*, dan *square wave*. Isyarat terukur pada *lead II* diharapkan memiliki diskritisasi detak jantung 30, 60, 80, 120, 240, dan 300 dalam satuan bpm serta amplitudo yang terukur 0.5, 1.0, 1.5, dan 2.0 dalam orde mV. Isyarat dibangkitkan berdasarkan data sampel, yaitu data isyarat EKG diperoleh dengan memperbesar cetakan isyarat pada kertas EKG, data *sine wave* dikonstruksi dengan fungsi *sine* pada *software* Excel, dan data *square wave* dibangkitkan oleh keluaran *high* dan *low*. Perangkat pembangkit isyarat EKG dibuat dari beberapa komponen utama, yaitu mikrokontroler, LCD 2 x 16, *serial to parallel*, *multiplexer*, dan rangkaian analog (*low pass filter*, DAC R2R, dan *voltage divider*). Mikrokontroler bekerja untuk dua keperluan, pertama menyediakan interaksi antara pengguna dan perangkat pembangkit isyarat EKG melalui LCD *display*, kedua membangkitkan pulsa data. Berbeda dengan penelitian-penelitian yang dibahas sebelumnya, proses konversi dari data digital ke analog diselesaikan dengan *serial to parallel* dan rangkaian DAC R2R yang mendukung resolusi 8-bit. Rangkaian *voltage divider* dibutuhkan untuk



mengatur kekuatan isyarat pada masing-masing terminal perangkat pembangkit isyarat EKG. Setelah melalui tahap pengujian, hasil penelitian menunjukkan bahwa perangkat pembangkit isyarat EKG tersebut mampu membangkitkan isyarat sesuai dengan jenis isyarat, bpm, dan magnitudo yang telah ditentukan pada pengukuran *lead II*. Isyarat *sine wave* dan *square wave* tidak memiliki nilai bpm karena sistem pesawat EKG tidak mendeteksi adanya bpm pada isyarat tersebut.

Edelmann, et al. [28] melakukan penelitian terkait *low-cost* perangkat pembangkit isyarat EKG yang terdiri dari *software* Matlab untuk membangkitkan isyarat jantung dan rangkaian khusus untuk keluaran isyarat melalui *commercial sound card*. Penelitian ini menggunakan *dataset* EKG internal, yaitu 22 rekaman EKG dari Department of Sport Science at University of Innsbruck. Berdasarkan dataset tersebut, peneliti membangkitkan isyarat EKG tiruan menggunakan *third-order polynomials model* untuk menentukan tujuh *individual time segment* dari EKG *profile*, yaitu (PQ-Interval, P-Wave, PQ-Segment, QT-Interval, QRS-Complex, ST-Segment, dan T-Wave). Dataset diolah sehingga diperoleh EKG *segment template* dari 40 bpm sampai 180 bpm yang bersih dari *baseline interference* dan *noise*. EKG *segment template* dikonstruksi menjadi *three-dimension (3-D)* EKG dan dibandingkan similaritasnya terhadap dataset sehingga diperoleh *reference* EKG berdasarkan *highest mean cross-correlation*. Metode pendekatan *least square* digunakan untuk melakukan *curve fitting* dan menentukan koefisien-koefisien pada model *third-order polynomials* agar diperoleh profil dari isyarat EKG tiruan. Karakteristik isyarat EKG yang telah didapatkan dari tahap analisis data dan *fitting model* diadaptasi ketika proses *runtime* Matlab GUI. Pengguna dapat melakukan kustomisasi via Matlab GUI terhadap mode isyarat, *hear rate*, amplitudo, *spike*, *power-line noise*, *baseline wander*, dan *random noise*. Isyarat *artificial* dikonversi dari data digital ke data analog melalui *sound card* dengan resolusi 16-bit. Hasil penelitian ini menunjukkan, perangkat pembangkit isyarat EKG berbasis komputer mampu membangkitkan isyarat *artificial* EKG yang dapat dikustomisasi. Isyarat tersebut dibangkitkan menggunakan EKG *profile* yang memiliki korelasi lebih tinggi (98,57%) dibandingkan versi dari Burke dan Nasor (91,46%) yang umum digunakan saat ini.

Nikbakht, et al. [29] melakukan penelitian tentang pengembangan perangkat pembangkit isyarat seismokardiograf (SCG) dan perangkat pembangkit isyarat EKG berbasis mikrokontroler yang mampu mereplika berbagai input isyarat SCG dan EKG. Meskipun demikian, tinjauan ini hanya terbatas pada pengembangan perangkat pembangkit isyarat EKG saja. Perangkat pembangkit isyarat EKG yang dikembangkan merupakan perangkat elektronik yang terdiri dari mikrokontroler, *amplifier*, *partial hardware attached on top (pHAT)* audio, dan aktuator. Data digital EKG dikuatkan dengan *gain* tertentu hingga mencapai magnitudo yang sesuai dengan input. Isyarat



tersebut dimasukkan ke pHAT audio dan diteruskan ke tiga *conductive pads*. Tahap evaluasi dilakukan dengan memasukkan sebanyak 40 buah *window* isyarat digital EKG dari dua *dataset* validasi sebagai input. Keluaran dari sistem pembangkit isyarat EKG direkam menggunakan *wearable patch* yang sudah divalidasi pada penelitian sebelumnya. Input dan *output* dibandingkan baik *time domain* maupun *frequency domain* untuk keseluruhan *window* dengan metode statistika, yaitu *Pearson's correlation* (r), *coefficient of determination* (R^2), dan NRMSE. Keluaran amplitudo yang terletak pada rentang penting secara klinis untuk setiap isyarat dibandingkan menggunakan plot Bland-Altman. Dari pengujian yang telah dilakukan, *amplitude error* dari keluaran generator EKG berada di bawah $22 \mu\text{V}$. Kondisi tersebut menunjukkan bahwa keluaran amplitudo masih terletak pada rentang penting secara klinis. Dari pengujian statistika, diperoleh $r=98\%$, $R^2=96\%$, dan NRMSE=0,19. *High correlation* dan *low reconstruction error* juga menggambarkan bahwa sistem generator mampu membangkitkan isyarat EKG di kedua domain, yaitu waktu dan frekuensi.

Pada karya ilmiah oleh Vieira, et al. [30] melakukan penelitian tentang pengembangan *low-cost* perangkat pembangkit isyarat EKG digital untuk keperluan edukasi di bidang medis dan *biomedical engineering*. Penelitian ini menggunakan *open-source database*, yaitu Physikalisch-Technische Bundesanstalt *diagnostic database* yang tersedia di Physio Bank. *Second order equation* yang diperkenalkan oleh Burke dan Nasor mampu melakukan kalkulasi terhadap durasi pada masing-masing segmen EKG (P wave, QRS complex, dan T wave) untuk *heart rate* tertentu. Model tersebut diaplikasikan pada penelitian ini untuk membangkitkan EKG *profile* pada sadapan II yang dapat beradaptasi sesuai *heart rate*. Pengembangan perangkat pembangkit isyarat EKG terdiri dari tiga bagian utama, yaitu Matlab GUI, mikrokontroler, dan rangkaian analog. Matlab GUI berperan sebagai media interaksi antara pengguna dan perangkat pembangkit isyarat EKG untuk menentukan parameter-parameter isyarat, di antaranya *beat type*, *heart rate*, *amplitude*, dan *artifact*. Isyarat ditransmisikan ke mikrokontroler via USB *port* dan dibangkitkan secara fisik melalui PWM. *Output* PWM tersebut diteruskan ke rangkaian analog yang terdiri dari LPF dan *attenuator*. Pengamatan isyarat fisik dilakukan dengan menghubungkan *output* rangkaian analog dengan *oscilloscope*. Hasil penelitian ini menunjukkan, isyarat fisik dan isyarat grafis yang dibangkitkan sesuai dengan parameter-parameter yang telah ditentukan sebelumnya. Isyarat grafis terlihat lebih *smooth* dibandingkan isyarat fisik yang terdistorsi oleh *noise*.

2.2 Landasan Teori

Dasar teori untuk menunjang pengembangan ini tersusun dari *physiology of cardiac conduction*, *EKG tracing*, pengaturan sadapan EKG, mikrokontroler ESP32, protokol komunikasi serial, *digital to analog converter* (DAC), *low pass filter* (LPF)

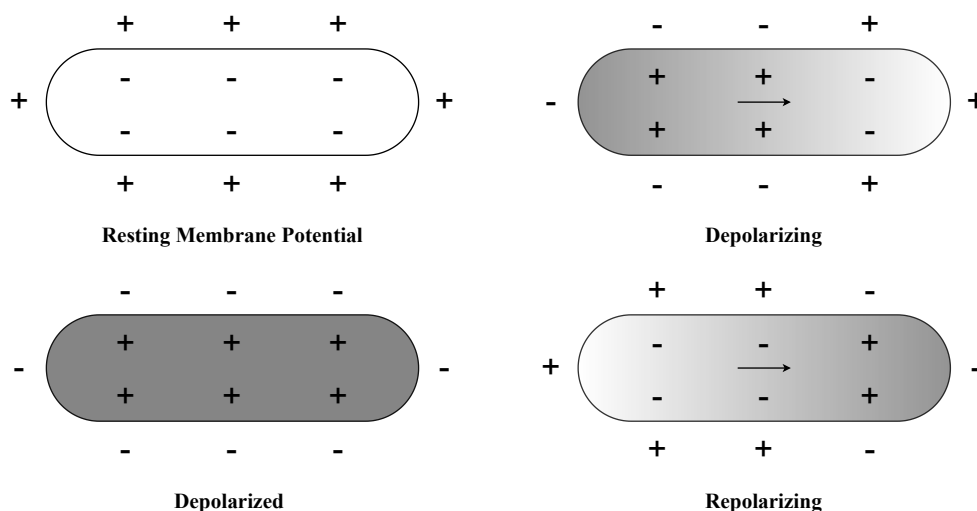
analog, attenuator analog, IA, dan algoritma *fast fourier transform*.

2.2.1 Physiology of Cardiac Conduction

Terdapat empat sel yang berperan dalam proses terjadinya konduksi impuls listrik di seluruh bagian otot jantung dan mengendalikan ritme siklus jantung, yaitu nodus sinoatrial (SA), nodus atrioventrikular (AV), berkas his, dan serabut purkinje [1]. Impuls listrik terjadi karena adanya konsep potensial listrik pada membran sel otot jantung. Konsep ini disebut dengan potensial aksi yang melingkupi depolarisasi dan repolarisasi pada membran sel otot jantung [1]. Berbeda halnya dengan jaringan saraf yang melepaskan neurotransmitter, potensial aksi pada jantung sendiri yang menginisiasi depolarisasi sel-sel otot jantung secara langsung [1].

2.2.1.1 Depolarisasi dan Repolarisasi

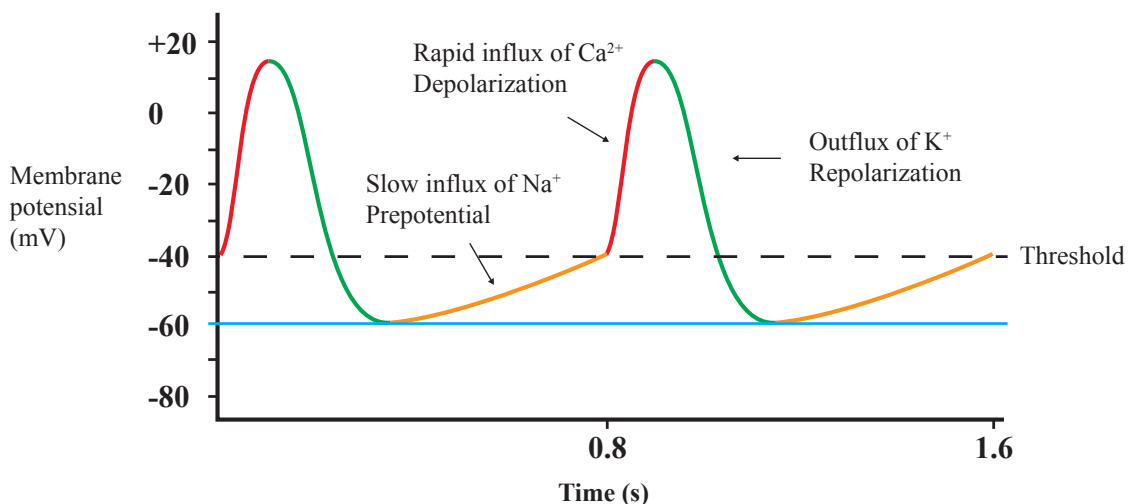
Semua membran sel jantung bermuatan positif pada permukaan luarnya karena distribusi relatif kation atau ion positif. Kondisi ini disebut dengan *resting membrane potential* [1]. Ketika terjadi stimulasi pada sel, kanal ion Na^+ atau/dan Ca^{2+} terbuka sehingga lebih banyak kation di dalam membran sel yang disebut proses depolarisasi [1]. Depolarisasi berakhir ketika kanal ion Ca^{2+} tertutup dan kanal ion K^+ terbuka. Ion K^+ terdifusi ke luar membran sel melalui kanal ion, sedangkan ion Na^+ dipompa keluar secara aktif [1]. Proses tersebut mengembalikan kondisi membran sel menjadi *resting membrane potential* dan disebut sebagai proses repolarisasi. Ilustrasi proses depolarisasi dan repolarisasi yang terjadi pada membran sel dapat dilihat pada Gambar 2.1.



Gambar 2.1. Depolarisasi dan Repolarisasi pada Membran Sel [1].

2.2.1.2 Potensial Aksi pada *Cardiac Conductive Cells (SA node)*

Conductive cells memiliki deretan kanal ion Na^+ yang memungkinkan ion masuk ke dalam membran sel sehingga potensial membran mengalami peningkatan, yaitu -60 mV menjadi -40 mV. Peristiwa tersebut merupakan *prepotential depolarization* atau *spontaneous depolarization*. Setelah mencapai *threshold* -40 mV, kanal ion Na^+ tertutup dan kanal ion (Ca^{2+}) terbuka sehingga ion Ca^{2+} masuk ke membran sel hingga mencapai kira-kira $+15$ mV yang disebut dengan *rapid depolarization*. Pada nilai tersebut, kanal ion Ca^{2+} tertutup dan kanal ion K^+ terbuka sehingga mengakibatkan ion K^+ keluar dari membran sel. Peristiwa tersebut merupakan *repolarization* yang mengakibatkan potensial membran turun ke nilai semula (-60 mV) dan diulang kembali pada tahap *prepotential depolarization*. Siklus potensial aksi pada *SA node* disebut dengan *autorhythmicity* [4]. Gambar 2.2 mengilustrasikan potensial aksi yang terjadi pada *Conductive Cells*.

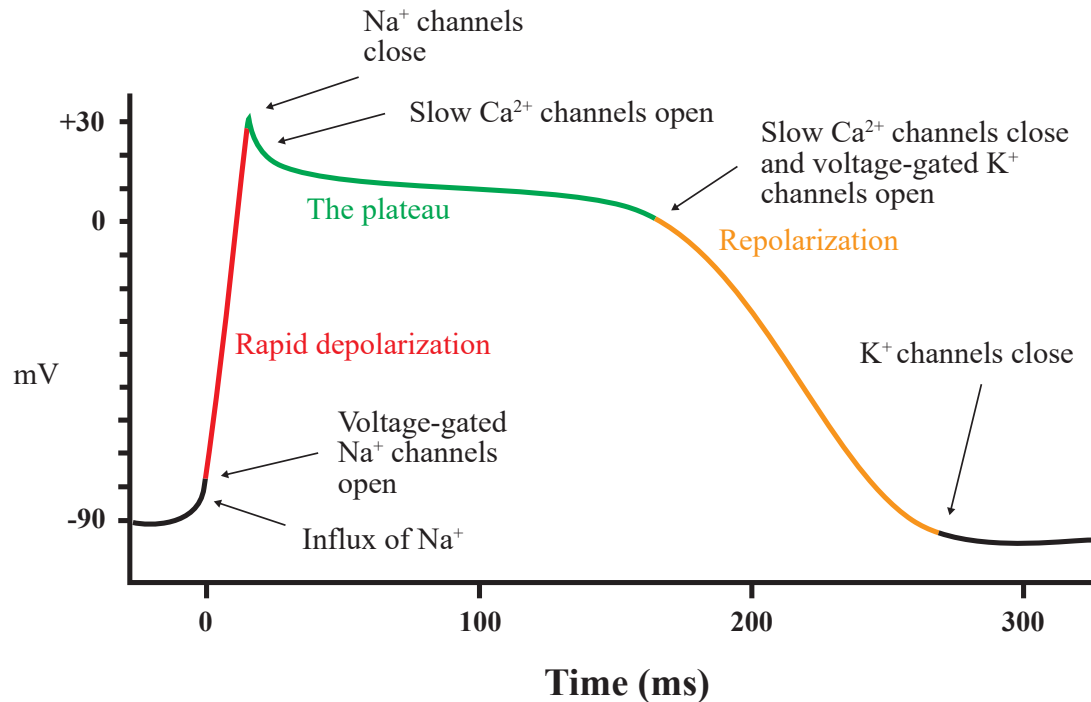


Gambar 2.2. Impuls pada *Conductive Cells* [4].

2.2.1.3 Potensial Aksi pada *Cardiac Contractile Cells (Myocardium)*

Fase istirahat (*resting phase*) pada *cardiac contractile cells* lebih stabil dibandingkan *cardiac conductive cells*, yaitu -80 mV pada sel atrium dan -90 mV pada sel ventrikel. Ketika terstimulasi aksi potensial, *voltage-gated* ion Na^+ terbuka dan ion Na^+ masuk ke dalam membran sel sehingga memicu terjadinya fase *rapid depolarization*. Potensial membran meningkat dengan cepat mencapai $+30$ mV. Pada potensial membran tersebut, kanal ion Na^+ tertutup dan bersamaan dengan itu, kanal ion Ca^{2+} terbuka. Fase berikutnya merupakan *plateau phase*, ion Ca^{2+} masuk ke membran sel secara perlahan dan potensial membran berkurang hingga 0 mV dalam jangka waktu yang relatif lama. Pada titik ini, kanal ion Ca^{2+} tertutup dan kanal ion K^+ terbuka sehingga terjadi fase *repolarization*. Fase tersebut mengakibatkan potensial

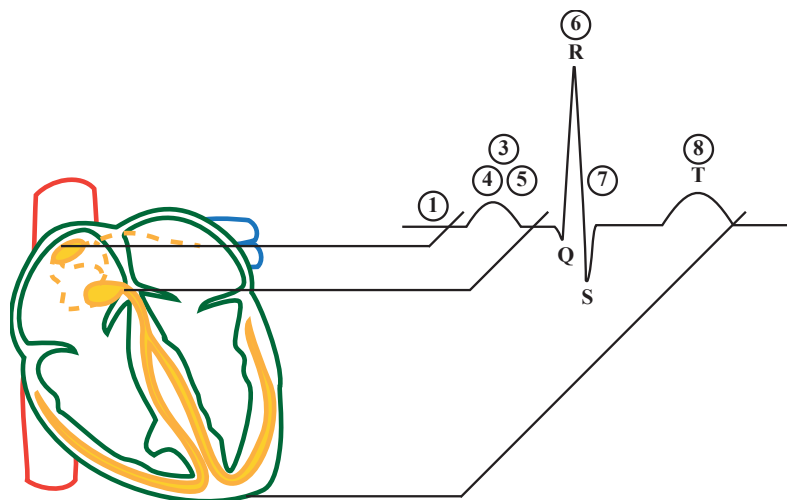
membran turun sampai kondisi semula dan siklus dilanjutkan kembali [4]. Gambar 2.3 merupakan ilustrasi dari satu siklus potensial aksi pada *contractile cells*.



Gambar 2.3. Impuls pada *Contractile Cells* [4].

2.2.2 EKG Tracing

Garis datar (*baseline*) pada isyarat EKG disebut dengan *isoelectric line* dan menandakan fase istirahat potensial membran (*resting membrane potential*) [1]. EKG memiliki garis simpangan yang dianotasikan dengan huruf alfabet dan selalu kembali ke garis *isoelectric* seperti pada Gambar 2.4. Simpangan pertama adalah P wave dan



Gambar 2.4. Interpretasi Isyarat EKG Normal [1]

merepresentasikan depolarisasi pada otot atrium. Simpangan QRS *complex* menunjukkan depolarisasi pada otot ventrikel. Terakhir, simpangan T *wave* mengindikasikan repolarisasi pada otot ventrikel [2] [1] [4]. Detail informasi interpretasi isyarat EKG dapat diamati pada Tabel 2.1.

Tabel 2.1. Hubungan antara Fisiologis *Cardiac Conduction* dan EKG [1]

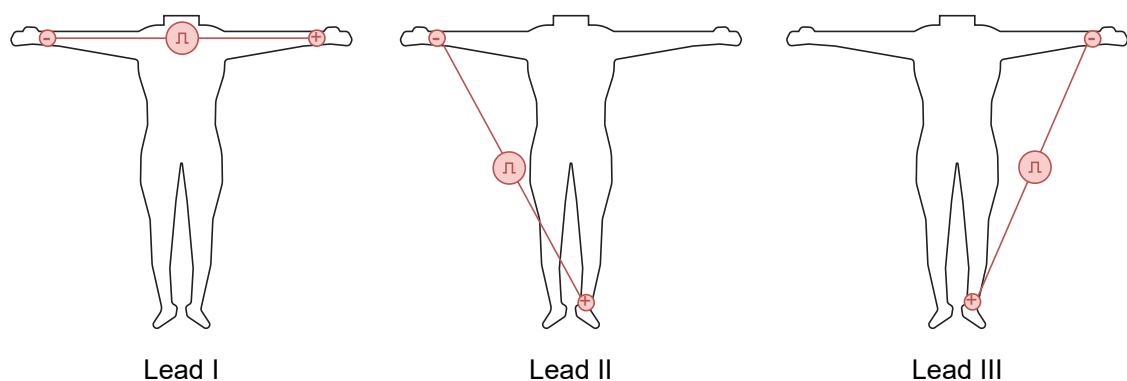
No	Peristiwa Fisiologis	Representasi EKG
1	Nodul SA memulai impuls	Tidak terlihat
2	Depolarisasi otot atrium	P <i>wave</i>
3	Kontraksi atrium	Tidak terlihat
4	Depolarisasi nodul AV & His <i>bundle</i>	Tidak terlihat
5	Repolarisasi otot atrium	Tidak terlihat
6	Depolarisasi otot ventrikel	QRS <i>complex</i>
7	Kontraksi otot ventrikel	Tidak terlihat
8	Repolarisasi otot ventrikel	T <i>wave</i>

2.2.3 Pengaturan Sadapan EKG

Willem Einthoven merupakan peneliti pertama yang berhasil membuat sistem EKG. Teknik sadapan (*lead*) yang dicetuskan oleh Einthoven mengukur tiga tegangan, yaitu tegangan antara lengan kanan dan lengan kiri (*lead I*), tegangan antara lengan kanan dan kaki kiri (*lead II*), dan tegangan antara lengan kiri dan kaki kiri (*lead III*) [31] [5]. Sadapan Einthoven juga memuat persamaan berikut [5].

$$\text{Lead II} - \text{Lead I} = \text{Lead III} \quad (2-1)$$

Gambar 2.5 mengilustrasikan pemasangan sadapan Einthoven.



Gambar 2.5. Sadapan Einthoven [5].

Emanuel Goldberger menilai jarak antarsadapan milik Einthoven terlalu jauh,

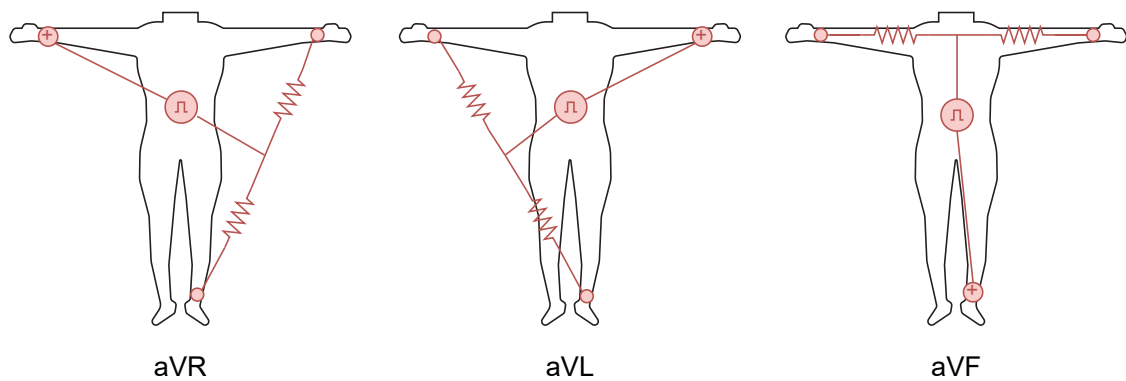
sehingga penambahan dilakukan agar jarak antarsadapan menjadi lebih pendek [31]. Goldberger berpendapat bahwa masuk akal apabila sudut-sudut tersebut (*Einthoven's Leads*) dibagi menjadi dua. Pada akhirnya, Goldberger berhasil mencapai kondisi tersebut berkat penambahan rangkaian resistor [31]. Persamaan sadapan Goldberger ditulis sebagai berikut [5].

$$\frac{(Lead I - Lead III)}{2} = aVL \quad (2-2)$$

$$\frac{(Lead I + Lead II)}{2} = -aVR \quad (2-3)$$

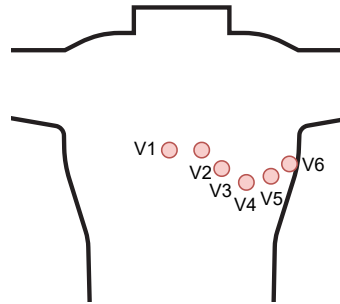
$$\frac{(Lead II + Lead III)}{2} = aVF \quad (2-4)$$

Gambar 2.6 mengilustrasikan pemasangan sadapan Goldberger.



Gambar 2.6. Sadapan Goldberger [5].

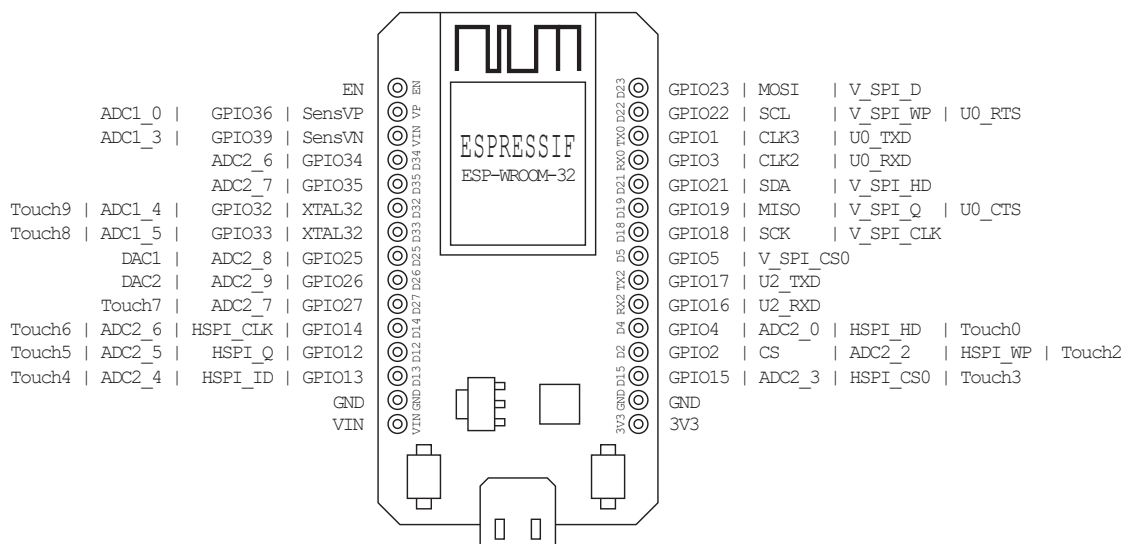
Teknik sadapan Einthoven merupakan metode andal untuk memeriksa aritmia. Namun, terdapat area yang tidak bisa dijangkau dengan teknik tersebut, yaitu kemungkinan *myocardial infraction* yang tidak terdeteksi [32]. Oleh karena itu, Frank Wilson mengenalkan konsep *central terminal*. Dengan menghubungkan tiga *limb electrodes* (elektroda yang menghasilkan *lead I*, *II*, dan *III*), terbentuk sebuah *central negative lead* yang merefleksikan *ground* atau *reference terminal* dan disebut sebagai *Wilson's Central Terminal* (WCT). WCT berperan sebagai titik referensi bagi setiap elektroda yang menempel pada enam titik permukaan dada dan disebut dengan *exploring lead* (*V1*, *V2*, *V3*, *V4*, *V5*, dan *V6*) [32] [5]. Gambar 2.7 mengilustrasikan pemasangan sadapan dada.



Gambar 2.7. Sadapan Dada [5].

2.2.4 Mikrokontroler: ESP32 DevKit V1

Mikrokontroler merupakan sebuah sistem komputer utuh dalam satu sirkuit terpadu atau *integrated circuit* (IC) [33]. Secara umum, sebuah mikrokontroler tersusun dari *central processing unit* (CPU), memori, dan *input output* (I/O) *peripherals*. CPU tersusun dari *control unit* dan *arithmetic and logic unit*. *Control unit* berperan dalam membaca dan menginterpretasikan *program instructions*, sedangkan *arithmetic and logic unit* berperan dalam menjalankan fungsi aritmetika (perkalian, penjumlahan, pengurangan) dan fungsi logika (XOR, OR, AND) [34]. Memori pada mikrokontroler memiliki peran penuh dalam menyimpan *program instructions* dan *temporary data* [34]. Periferal I/O berfungsi menyediakan akses bagi mikrokontroler agar dapat berinteraksi dengan dunia luar. Saat ini, periferal I/O pada mikrokontroler sudah tersedia untuk beragam fungsi, seperti *general purpose I/O*, *digital to analog converter* (DAC), *analog to digital converter* (ADC), komunikasi serial, dan *pulse width modulation* (PWM).



Gambar 2.8. Unit Mikrokontroler ESP32 DevKit V1

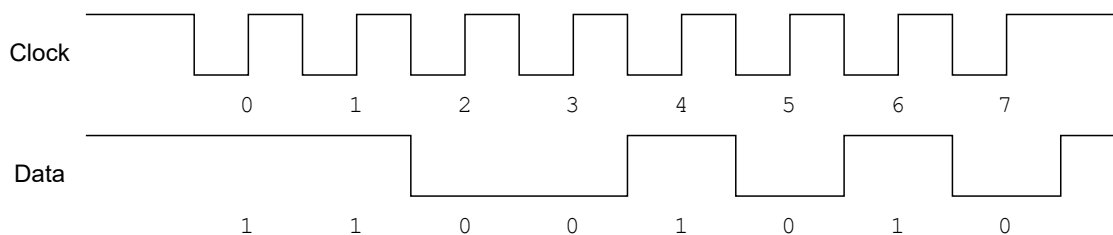
ESP32 seperti pada Gambar 2.8 adalah salah satu *development board* yang menggunakan sistem mikrokontroler untuk pengembangan aplikasi elektronis. Board



tersebut dikendalikan oleh *dual core* Xtensa 32-bit LX6 dengan kecepatan *clock* mencapai 240 MHz. Memori internal pada board ESP32 tersusun dari ROM dan SRAM. ROM sebesar 448 KB digunakan untuk *booting* dan *core functions*, sedangkan SRAM sebesar 520 KB digunakan untuk data dan instruksi. Selain itu, memori internal juga menyediakan 16 KB untuk SRAM RTC (*real-time clock*). *Board* tersebut menyediakan masing-masing 4 MB untuk *external flash* dan *external SRAM*. Kemudian, *board* ESP32 juga dilengkapi *crystal oscillator* dengan kemampuan kerja pada rentang 2 – 60 MHz. Antarmuka dari modul ESP32 tergolong lengkap, yaitu kartu SD, UART, SPI, SDIO, I2C, LED PWM, motor PWM, I2S, IR, *pulse counter*, GPIO, *capacitive touch sensor*, ADC, DAC, *two wire automotive interface*. Tegangan operasi *board* ini berada pada rentang 3,0 – 3,6 V dan arus operasi rata-rata 80 mA [35]. Pemrograman modul ESP32 membutuhkan bahasa C/C++ dan bisa dilakukan dengan mudah menggunakan Arduino IDE. Sistem yang lengkap dan harga yang terjangkau membuat modul ESP32 banyak digunakan dalam *prototyping* berbagai macam aplikasi elektronik [36].

2.2.5 Protokol Komunikasi Serial Sinkron

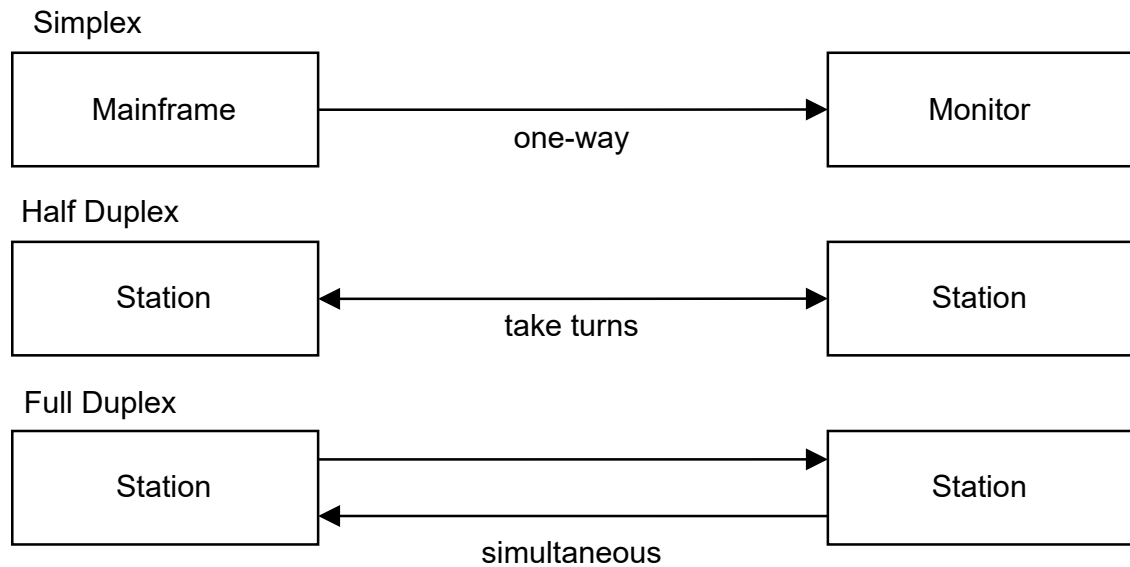
Protokol komunikasi serial merupakan protokol komunikasi yang digunakan secara luas di bidang komunikasi data. Pada komunikasi serial, data dikirim dalam bentuk bit pada satu waktu [37]. Bit merupakan pulsa biner, yaitu 1 mewakili *HIGH* dan 0 mewakili *LOW*. Komunikasi serial terbagi menjadi dua jenis, yaitu sinkron dan asinkron. Pada komunikasi serial sinkron, data dikirim selaras dengan *clock*, sedangkan asinkron tidak. Pada komunikasi sinkron, *clock* antara *transmitter* dan *receiver* harus selaras. Gambar 2.9 mengilustrasikan komunikasi serial sinkron.



Gambar 2.9. Komunikasi Serial Sinkron [6].

Berdasarkan aliran datanya, mode komunikasi serial diklasifikasikan menjadi tiga jenis, yaitu *simplex*, *half duplex*, dan *full duplex* [7] [8]. Mode *simplex* merupakan komunikasi unidirectional atau satu arah. Hanya terdapat satu dari dua perangkat yang dapat mengirim data dalam sebuah jaringan. Perangkat sisanya hanya dapat menerima data. Berbeda dengan *half duplex* dan *full duplex* yang dapat menyediakan komunikasi dua arah antara dua perangkat dalam satu jaringan. Masing-masing perangkat dapat mengirimkan dan menerima data secara simultan pada mode komunikasi serial *full duplex*. Mode *half duplex* dapat mengirim dan menerima data tetapi tidak dalam satu

waktu yang sama. Gambar 2.10 menunjukkan aliran data pada komunikasi serial *simplex*, *half duplex*, dan *full duplex*.



Gambar 2.10. Komunikasi Serial *Simplex*, *Half Duplex*, dan *Full Duplex* [7].

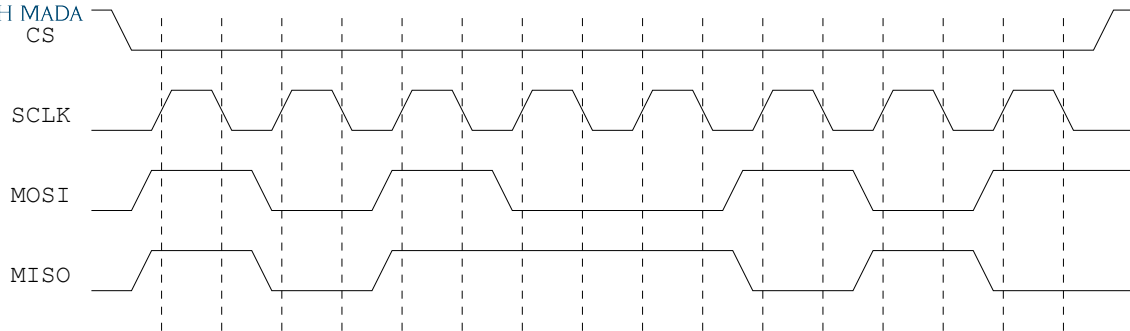
Selain *simplex*, *half duplex*, dan *full duplex*, masih terdapat beberapa terminologi yang perlu dipahami terkait komunikasi serial sinkron, seperti *baud rate*, *data bits*, dan *synchronization bits*. *Baud rate* mendefinisikan kecepatan data yang dikirim melalui suatu jalur serial dan dituliskan dalam satuan *bits-per-second* (bps) [37]. *Data bits* merupakan data yang dikirim oleh *transmitter* kepada *receiver*. Dalam protokol komunikasi serial, dibutuhkan sinkronisasi dengan memberikan *synchronization bits* agar *receiver* dapat mengenali awal dan akhir dari *data bits*. *Data bits* yang dilengkapi dengan *synchronization bits* disebut dengan *frame* [8]. Gambar 2.11 menunjukkan format *frame* yang umum digunakan pada komunikasi serial sinkron. *Control bits* opsional diterapkan pada *frame*, misalnya untuk *error detection*.

Start Bits	Control Bits	Data Bits	Control Bits	Stop Bits
------------	--------------	-----------	--------------	-----------

Gambar 2.11. Format *Data Frame* Komunikasi Serial Sinkron [8].

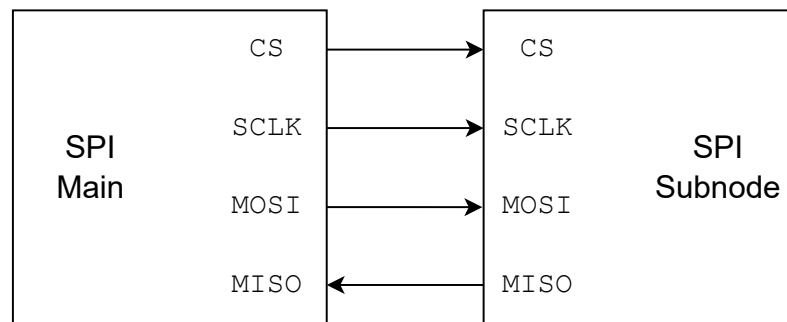
2.2.5.1 Serial Peripheral Interface

Serial peripheral interface atau SPI merupakan protokol komunikasi serial sinkron, *full duplex* berbasis *main-subnode* (*master-slave*) [9]. Protokol ini menggunakan komunikasi *single-master*, yang berarti satu perangkat utama digunakan untuk menginisiasi seluruh komunikasi dengan *slaves* [12]. SPI memiliki empat isyarat seperti Gambar 2.12, yaitu *clock* (SCLK), *chip select* (CS), *main out subnode* (MOSI), dan *main in subnode out* (MISO).



Gambar 2.12. Isyarat pada Protokol SPI [9].

Untuk memulai komunikasi, *main* mengirim isyarat *clock* dan memilih *subnode* dengan mengaktifkan isyarat CS. Isyarat CS yang digunakan merupakan *active low*. Jalur MOSI berfungsi untuk mengirim data dari *main* ke *subnode*, sedangkan jalur MISO digunakan untuk mengirim data dari *subnode* ke *main*. Jalur MOSI dan MISO bekerja secara simultan karena SPI menggunakan transmisi *full duplex*. Gambar 2.13 menunjukkan konfigurasi *main* dan *subnode* pada protokol SPI.



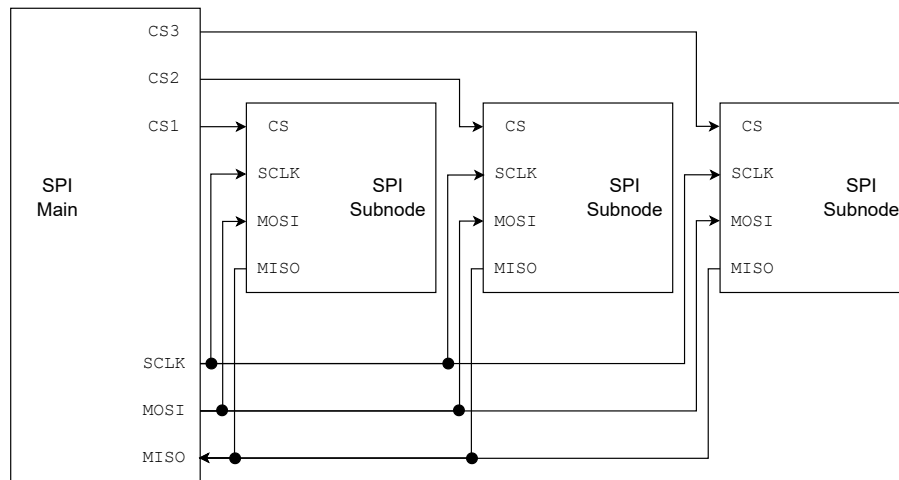
Gambar 2.13. Konfigurasi *Single Subnode* [9].

Protokol SPI dapat diterapkan satu *main* satu *subnode* atau satu *main* *multi-subnode*. Konfigurasi *multi-subnode* dapat dilakukan dengan menghubungkan semua pin SCLK, MOSI, dan MISO pada *subnode* ke *main* sehingga membentuk *bus* seperti pada Gambar 2.14.

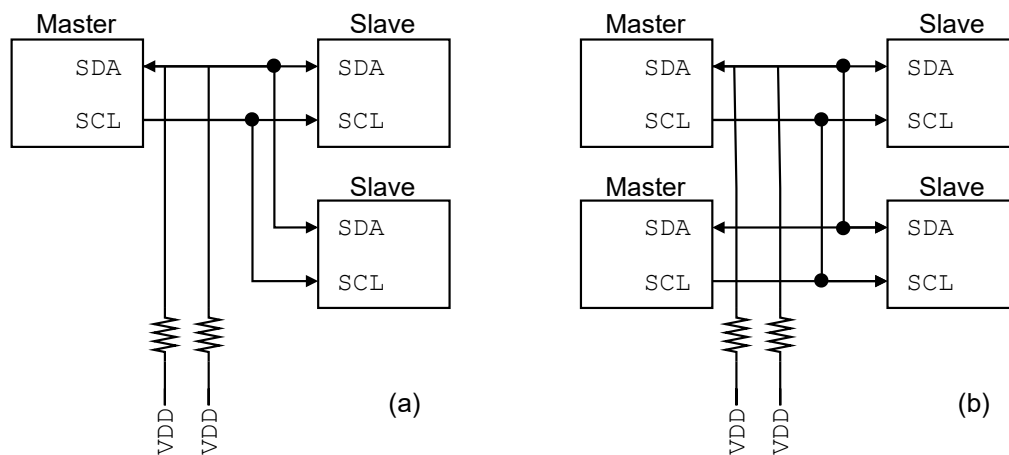
2.2.5.2 Inter-Integrated Circuit

Inter-integrated circuit atau I²C merupakan protokol komunikasi serial sinkron *multi-master* [12]. I²C dapat menyediakan protokol komunikasi *single master multiple slaves*, *multiple master single slaves*, atau *multiple master multiple slaves*. Gambar 2.15 menunjukkan konfigurasi protokol komunikasi I²C, (a) adalah pengaturan *single master multiple slaves* dan (b) adalah *multiple masters multiple slaves*.

Protokol I²C hanya membutuhkan dua isyarat, yaitu *serial clock* (SCL) dan *serial data* (SDA) [11]. Untuk melakukan transmisi, data dikirim dalam bentuk *frame* yang tersusun dari 7 bit *slave address*, 8 bit data, dan sedikit bit kendali (*start, end, direction*,



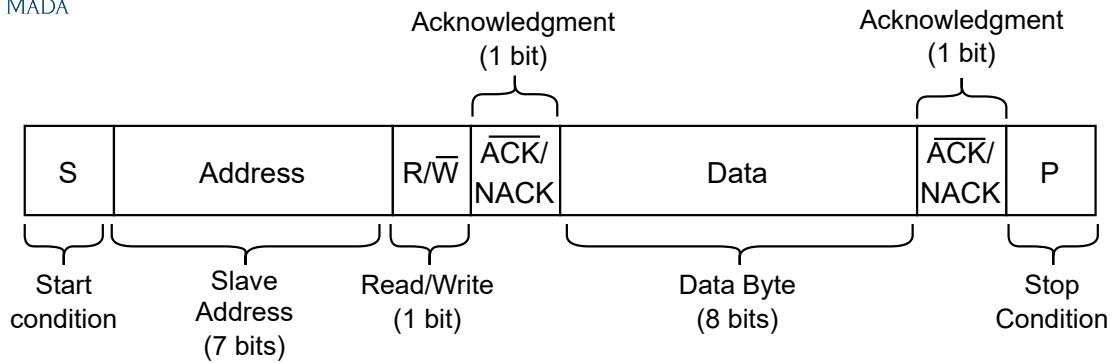
Gambar 2.14. Konfigurasi Multi-subnode [9].



Gambar 2.15. Konfigurasi Protokol Komunikasi I²C [10] [11].

acknowledgment) [12]. Gambar 2.16 menunjukkan ilustrasi *data frame* protokol I²C.

Transmisi data diinisiasi dengan mengirimkan *start condition* pada jalur SDA, yaitu mengubah isyarat *HIGH* menjadi *LOW*. *Treatment* yang sama diterapkan untuk jalur SCL. Setelah semua *slave* berada pada *start condition*, *master* mengirim alamat dan perintah ke setiap *slave*. Masing-masing *slave* membandingkan antara alamat yang dikirim dan alamat miliknya [12]. Apabila alamat sesuai, *slave* yang terpilih mengirimkan *acknowledgment* berupa satu bit *LOW* pada jalur SDA. Setelah menerima *acknowledgment*, *master* dapat mengirim dan menerima data pada *slave* terpilih, sedangkan jalur SDA pada *slave* sisanya berada pada kondisi *HIGH*. Transmisi data terus berlangsung sembari mengirimkan *acknowledgment* di setiap *byte* data. Untuk mengakhiri komunikasi, *master* mengirimkan *stop condition* berupa isyarat *HIGH* pada jalur SCL terlebih dahulu dan diikuti jalur SDA [11].



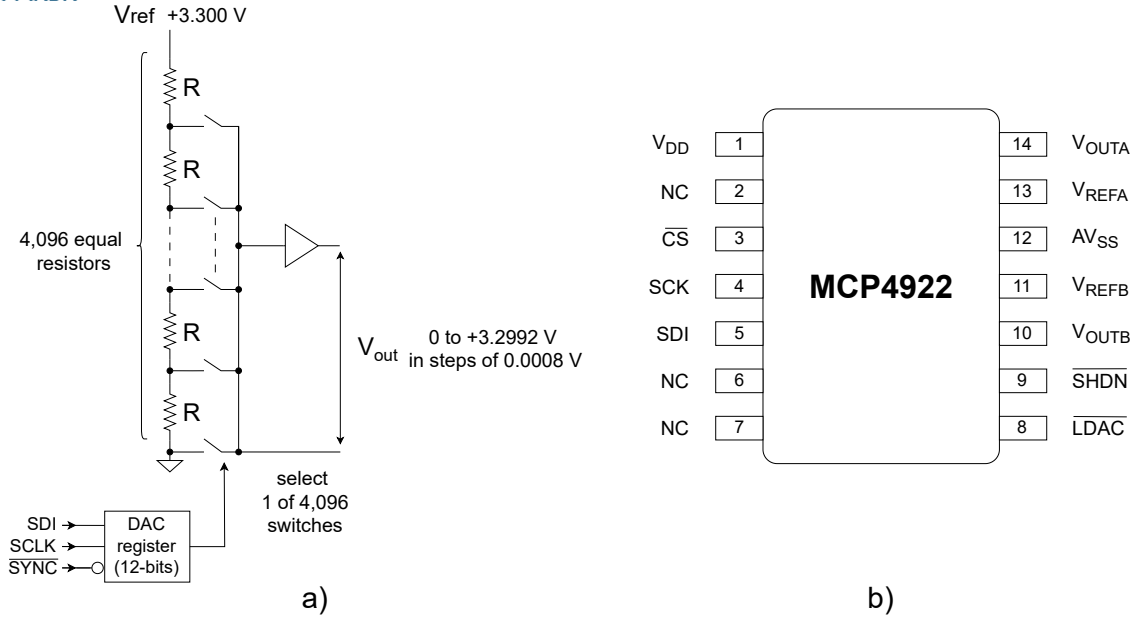
Gambar 2.16. *Data Frame* Protokol I²C [10] [12].

2.2.6 Digital to Analog Converter: MCP4922

Digital to analog converter atau DAC berperan dalam mengubah kuantitas spesifik berupa bilangan biner menjadi bentuk analog, tegangan atau arus, yang proporsional terhadap nilai input digital [13]. Sederhananya, DAC merupakan komponen yang berfungsi mengubah isyarat digital menjadi isyarat analog. Salah satu produk DAC yang dapat diperoleh di pasar adalah MCP4922. MCP4922 memiliki resolusi 12-bit dan beroperasi pada 2,7 – 5,5 V. MCP4922 dapat bekerja dengan satu *channel* atau dua *output channel* menggunakan antarmuka SPI. DAC ini menggunakan arsitektur *resistive string* dengan keunggulan berupa *differential non-linearity* atau DNL *error* yang rendah, koefisien *ratio metric temperature* rendah, *settling time* cepat, daya rendah, dan *rail-to-rail output* [38]. Arsitektur *string* DAC dapat diilustrasikan sebagai kumpulan resistor sebanyak 2^n dengan nilai resistansi sama tersusun di antara sumber tegangan referensi dan *ground* sehingga menciptakan pembagi tegangan yang panjang [13] seperti pada Gambar 2.17. Jumlah resistor ditentukan oleh resolusi dari DAC, yaitu 12-bit (4.096) resistor untuk MCP4922 [39]. Keunggulan tersebut membuat MCP4922 mampu menyediakan performa dengan akurasi tinggi dan *noise* rendah [38].

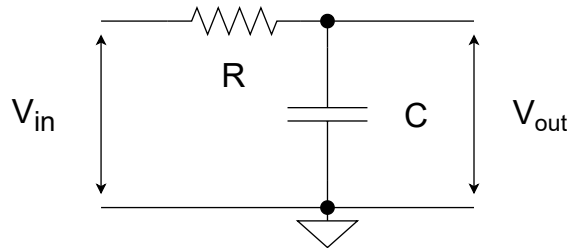
2.2.7 Low Pass Filter

Passive LPF tersusun dari komponen-komponen pasif, yaitu kombinasi komponen resistif (resistor) dan komponen reaktif (induktor atau kapasitor) [40]. Gambar 2.18 merupakan topologi RC LPF orde satu yang tersusun dari sebuah resistor dan kapasitor secara seri. Filter tersebut meredam isyarat di atas frekuensi *cutoff* dan meloloskan isyarat yang berada pada area *pass band*. Secara intuitif, proses tersebut dapat diketahui dengan mengamati *frequency-dependent voltage divider* yang dibentuk oleh resistor dan kapasitor [40]. Ketika frekuensi isyarat masukan rendah, impedansi kapasitor lebih tinggi relatif terhadap impedansi resistor sehingga sebagian besar tegangan input dijatuhkan melintasi kapasitor. Ketika frekuensi input tinggi, impedansi kapasitor lebih rendah relatif terhadap impedansi resistor sehingga lebih banyak



Gambar 2.17. Arsitektur *String* DAC [13].

tegangan dijatuhkan melintasi resistor, sedangkan pada kapasitor hanya tersisa sedikit tegangan. Oleh karena itu, frekuensi rendah diloloskan dan frekuensi tinggi diblokir. Kemudian, peristiwa tersebut dapat dituliskan dalam bentuk matematis, yaitu *voltage divider* untuk filter pasif RC [40].



Gambar 2.18. Topologi RC *LPF* [14].

$$V_{out} = V_{in} \left(\frac{X_c}{\sqrt{R^2 + X_c^2}} \right) \quad (2-5)$$

Untuk mencari tegangan *output* V_{out} dari tegangan input V_{in} pada rangkaian filter RC, dibutuhkan dua variabel, yaitu reaksi kapasitif X_c dan resistansi R . Reaksi kapasitif pada Persamaan 2-5 dapat ditentukan dengan $X_c = \frac{1}{2\pi fC}$ di mana f adalah frekuensi isyarat input dan C adalah nilai kapasitansi [40] [41].

Selain dengan persamaan 2-5, pengaruh perubahan nilai frekuensi isyarat input terhadap isyarat *output* dapat diamati menggunakan grafik *bode plot* pada Gambar 2.19. Sesuai penjelasan sebelumnya, isyarat frekuensi rendah diloloskan, sedangkan isyarat frekuensi tinggi diblokir dengan meredam kekuatan isyarat. *Bode plot* diperoleh



berdasarkan nilai *gain* dan *phase* dari *transfer function* seperti pada Persamaan 2-6 [14]. Persamaan 2-5 sebenarnya merupakan modifikasi persamaan *gain* dari *transfer function*. Pada *bode plot*, *cutoff frequency* terletak pada *gain* -3 dB. Oleh karena itu, rentang frekuensi yang diloloskan atau *pass band* memiliki *gain* lebih dari -3 dB, sedangkan *stop band* memiliki *gain* kurang dari -3 dB.

$$H(s) = \frac{1/sC}{R + 1/sC} = \frac{1}{sRC + 1} \quad (2-6)$$

ketika $s = j\omega$

$$H(\omega) = \frac{1/j\omega C}{R + 1/j\omega C} = \frac{1}{j\omega RC + 1} \quad (2-7)$$

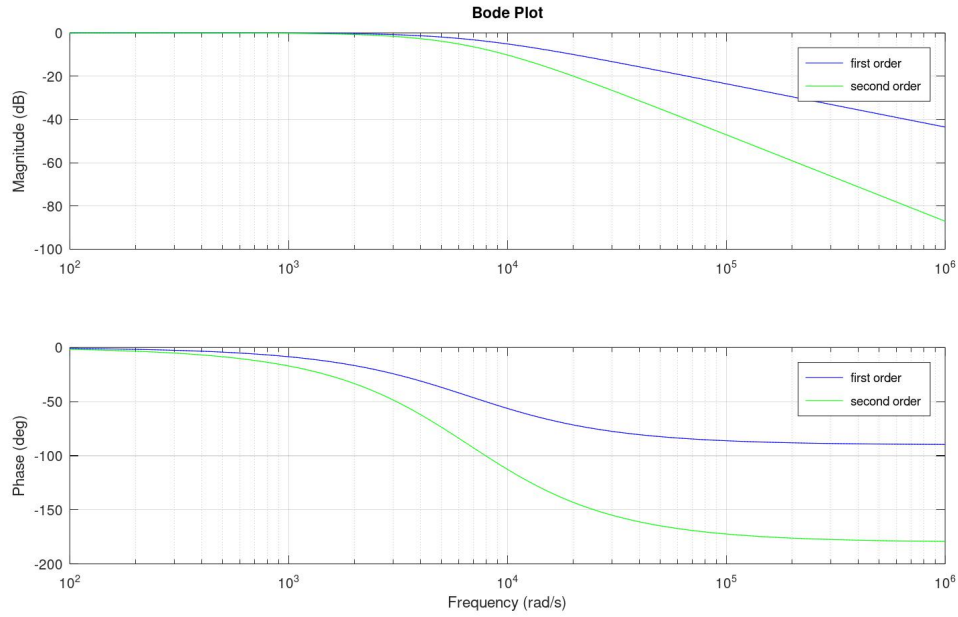
$$|H(\omega)| = \frac{1}{\sqrt{1 + (\omega RC)^2}} \quad (2-8)$$

$$\angle H(\omega) = -\tan^{-1}(\omega RC) \quad (2-9)$$

Secara teori, frekuensi *cutoff* pada rangkaian filter RC ditentukan dengan Persamaan 2-10. Gambar 2.19 mengilustrasikan *bode plot* dari LPF antara orde pertama dan orde kedua. Berdasarkan pengamatan, terlihat jelas ada perbedaan pada *stop band*, yaitu *slope* atau kemiringan. *Slope* orde pertama adalah -20 dB/dec, sedangkan orde kedua adalah -40 dB/dec. Oleh karena itu, LPF orde kedua lebih cepat meredam isyarat pada frekuensi tinggi.

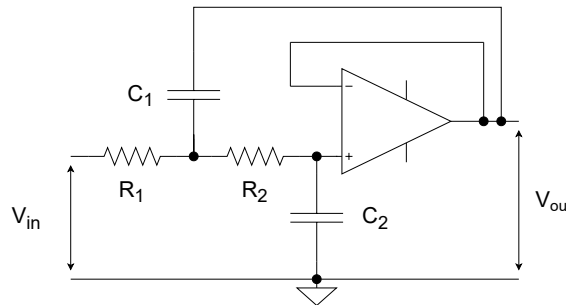
$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (2-10)$$

Gambar 2.20 menunjukkan salah satu jenis *active low pass filter* sederhana orde kedua, yaitu Sallen-Key Filter [41]. Topologi tapis ini tersusun dari *cascaded RC low pass filter* dan *operational amplifier*. Komponen *operational amplifier* merupakan *unity gain amplifier* yang bekerja sebagai *voltage follower* [13]. Ujung pertama dari kapasitor dihubungkan ke *output* dari *operational amplifier* atau disebut dengan *bootstrap*. filter ini meredam isyarat pada frekuensi tinggi dan meloloskan frekuensi rendah selayaknya RC LPF. Apabila dibandingkan dengan filter RC biasa, filter Sallen-Key lebih menguntungkan karena *bootstrap* cenderung mengurangi atenuasi pada passband sehingga transisi menjadi lebih tajam [13]. Desain filter Sallen-Key membutuhkan dua formula yang perlu dipertimbangkan, yaitu Persamaan 2-11 untuk cutoff frequency f_c dan Persamaan 2-12 untuk Q factor. Ketika implementasi, semua nilai resistansi menggunakan nilai yang sama agar lebih sederhana. Hal tersebut juga berlaku untuk



Gambar 2.19. *Bode Plot* dari RC LPF.

kapasitor. Penyederhanaan tersebut mengakibatkan formula f_c dan Q juga menjadi lebih ringkas. Kemudian, *transfer function* dari filter Sallen-Key ditulis dalam Persamaan 2-13.



Gambar 2.20. Topologi Sallen-Key LPF [13].

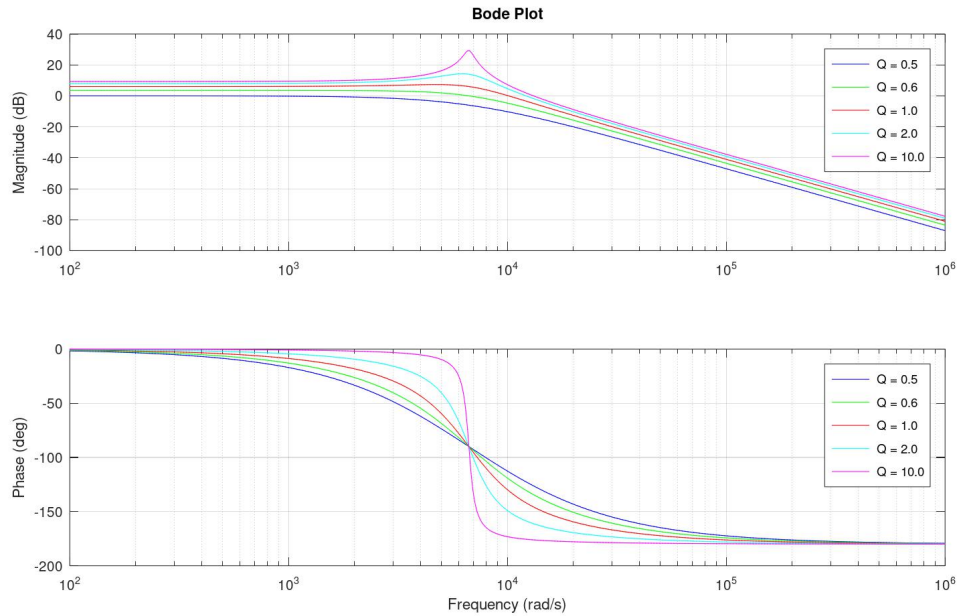
$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}} \quad (2-11)$$

$$Q = \frac{\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}}{(1 - A)R_1 C_1 + R_2 C_2 + R_1 C_2} \quad (2-12)$$

$$H(s) = \frac{A}{s^2 R_1 R_2 C_1 C_2 + s((1 - A)R_1 C_1 + R_2 C_2 + R_1 C_2) + 1} \quad (2-13)$$

Gambar 2.21 menunjukkan *gain* dan *phase* dari *transfer function* filter Sallen-Key. Pada

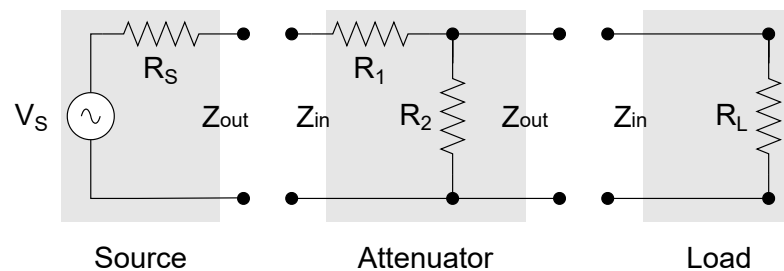
grafik *gain*, *Q factor* terlihat sangat memengaruhi magnitudo isyarat. Semakin besar *Q factor*, penguatan isyarat pada *passband* juga semakin besar.



Gambar 2.21. *Bode Plot* dari Filter Sallen-Key.

2.2.8 Atenuator

Atenuator diperlukan untuk meredam isyarat sampai level tegangan tertentu tanpa terikat oleh frekuensi [15]. Tidak seperti proses atenuasi pada rangkaian filter, isyarat yang melewati rangkaian atenuator dilemahkan, baik isyarat dengan frekuensi rendah, maupun tinggi. Kemudian, atenuasi juga tidak mengakibatkan perubahan *phase* pada isyarat *output*. Proses atenuasi dapat dicapai dengan resistor yang disusun secara seri sehingga membentuk *voltage divider* seperti pada Gambar 2.22.

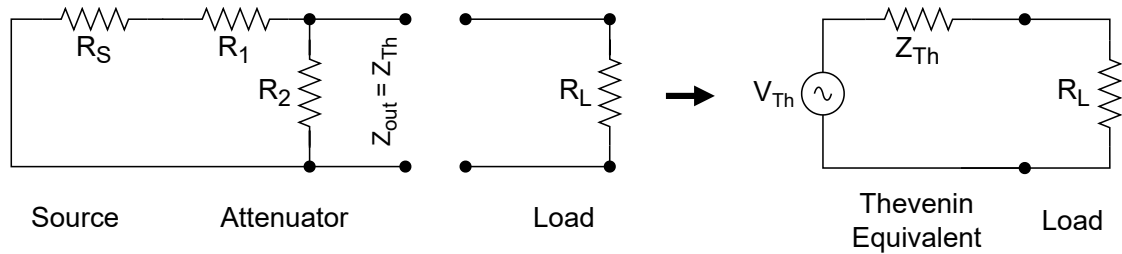


Gambar 2.22. Topologi Atenuator Isyarat Sederhana [15]

Untuk rangkaian *attenuator* saja pada Gambar 2.22, rasio tegangan keluaran terhadap tegangan masukan dapat dihitung menggunakan Persamaan 2-14.

$$\frac{V_{out}}{V_s} = \frac{R_2}{R_1 + R_2} \quad (2-14)$$

Rangkaian *voltage divider* antara *source* dan *load* berperan melemahkan isyarat *source* sebelum tiba di rangkaian *load*. Ketika *voltage divider* menghubungkan *source* dan *load*, analisis tegangan dilakukan dengan *Thevenin equivalent circuit*. Terlihat pada Gambar 2.23, sumber tegangan dihubung singkat, sedangkan beban dilepas sehingga dapat diperoleh tegangan V_{Th} dan impedansi Z_{Th} .



Gambar 2.23. *Thevenin Equivalent Circuit Analysis* [15]

Untuk menghitung tegangan V_{Th} dan impedansi Z_{Th} , dapat ditentukan dengan berturut-turut Persamaan 2-15 dan 2-16.

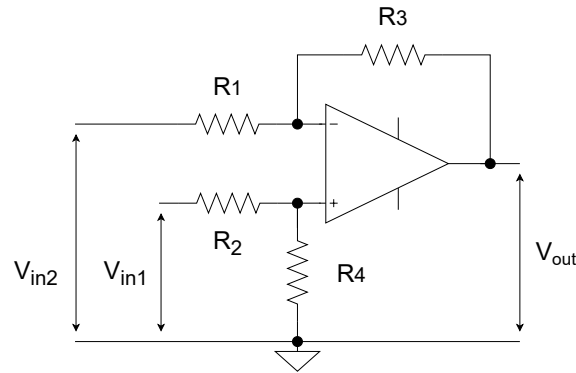
$$V_{Th} = \left(\frac{R_2}{R_2 + (R_s + R_1)} \right) V_s \quad (2-15)$$

$$Z_{Th} = \frac{R_2(R_1 + R_s)}{R_2 + (R_1 + R_s)} \quad (2-16)$$

$$V_L = \left(\frac{R_L}{Z_{Th} + R_L} \right) V_{Th} \quad (2-17)$$

2.2.9 Differential Amplifier

Ketika berurusan dengan isyarat analog, terdapat kemungkinan untuk menggunakan rangkaian yang berfungsi untuk mendapatkan selisih atau *difference* antara dua sumber tegangan. Hal tersebut dapat dicapai menggunakan *differential amplifier* atau *voltage subtractor circuit*. *Differential amplifier* membangkitkan isyarat yang proporsional terhadap selisih antara kedua input *operational amplifier*, artinya isyarat *output* dapat proporsional lebih kuat, proporsional lebih lemah, atau setara dengan nilai selisih [16]. Masing-masing input, *inverting* dan *non-inverting*, diberi masukan berupa isyarat seperti yang terlihat pada Gambar 2.24. Kemudian, rangkaian *differential amplifier* melakukan operasi pengurangan terhadap dua sumber isyarat tersebut. Tegangan *output* V_{out} diperoleh dari kalkulasi superposisi, yaitu menghubungkan tegangan input V_{in1} dan V_{in2} dengan *ground* secara bergantian. Dengan demikian, tegangan *output* diperoleh sesuai Persamaan 2-18 [16].

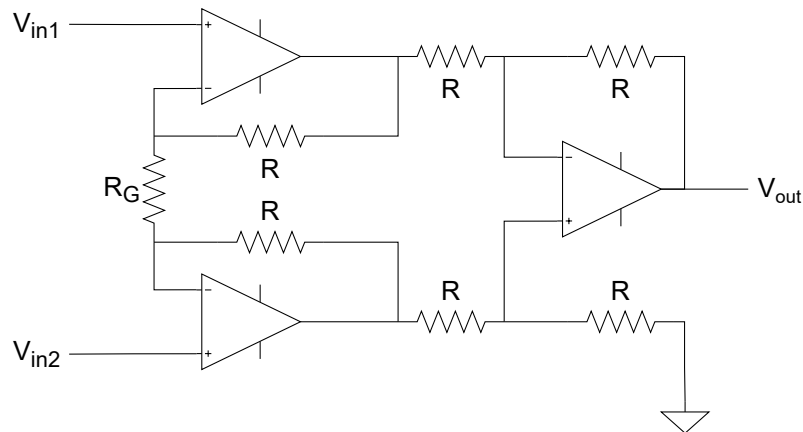


Gambar 2.24. Topologi *Differential Amplifier* [16].

$$V_{out} = -V_{in2} \left(\frac{R_3}{R_1} \right) + V_{in1} \left(\frac{R_4}{R_2 + R_4} \right) \left(\frac{R_1 + R_3}{R_1} \right) \quad (2-18)$$

2.2.10 Instrumentation Amplifier

Berdasarkan fungsi, *instrumentation amplifier* merupakan rangkaian yang digunakan untuk menguatkan selisih antara dua isyarat (*signal difference*) dan mengeliminasi isyarat yang *common* pada keduanya [17]. Topologi *instrumentation amplifier* tersusun dari dua subsirkuit, yaitu *buffer* dan *differential amplifier*. Gambar 2.25 menunjukkan topologi *instrumentation amplifier*. *Instrumentation amplifier*



Gambar 2.25. Topologi *Instrumentation Amplifier* [17].

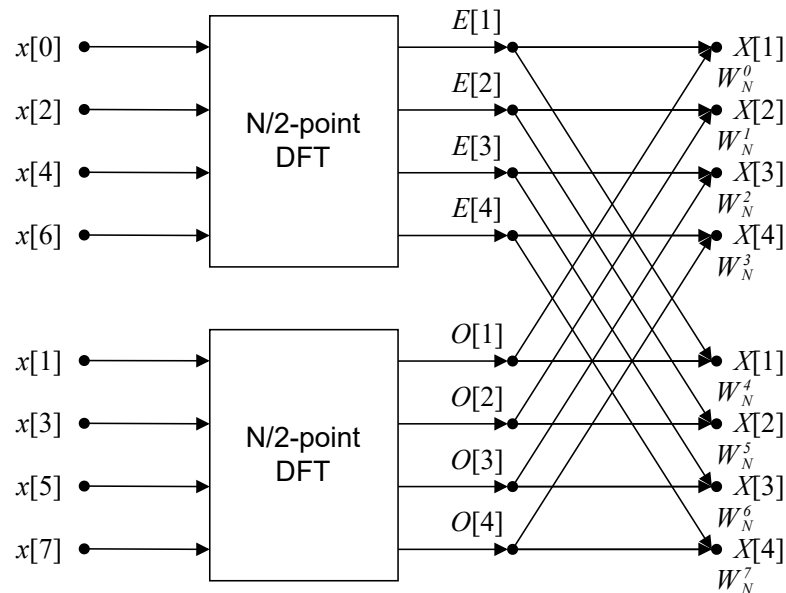
memiliki tiga karakteristik utama, yaitu *gain* dapat diatur dengan satu resistor R_G , input berupa *buffer amplifier*, dan output berupa *differential amplifier* [42]. *Buffer amplifier* berfungsi untuk mengisolasi *high impedance* dari rangkaian sensor sehingga tidak mendominasi *input impedance* pada *differential amplifier*. Rangkaian *differential amplifier* berperan menguatkan selisih dua isyarat masukan dan mengeliminasi *common mode* [17]. Kemudian, Persamaan 2-19 menunjukkan tegangan keluaran dari *instrumentation amplifier* [17] [42].

$$V_{out} = (V_{in2} - V_{in1}) \left(1 + \frac{2R}{R_G} \right) \quad (2-19)$$

2.2.11 Algoritma *Fast Fourier Transform*

Transformasi Fourier merupakan *tool* matematika yang digunakan untuk analisis isyarat pada domain frekuensi. Pada isyarat *continuous-time*, *Fourier Transform* berfungsi mengubah isyarat domain waktu ke komponen-komponen frekuensinya. Dalam lingkup pemrosesan isyarat digital, isyarat yang digunakan berupa diskrit dan panjangnya terbatas. Oleh karena itu, dipilih *Discrete Fourier Transform* (DFT) untuk menghitung spektrum frekuensi dari sinyal diskrit yang memiliki N sampel. Namun, perhitungan DFT secara langsung membutuhkan jumlah operasi yang sangat besar, yaitu orde $O(N^2)$, sehingga menjadi tidak efisien untuk nilai N yang besar [43].

Untuk mengatasi permasalahan tersebut, dikembangkan algoritma *Fast Fourier Transform* (FFT). FFT merupakan metode efisien untuk menghitung DFT dengan kompleksitas perhitungan yang lebih rendah, yaitu sekitar $O(N \log N)$ [44]. Algoritma FFT yang paling banyak digunakan adalah algoritma Cooley–Tukey, yang bekerja dengan cara membagi perhitungan DFT berukuran N menjadi beberapa DFT dengan ukuran lebih kecil secara rekursif (biasanya dipisahkan menjadi indeks genap dan ganjil [44]. Gambar 2.26 menunjukkan diagram algoritma FFT dengan sampel $N = 8$.



Gambar 2.26. Diagram Algoritma FFT [18].

BAB III

METODE PENELITIAN

Bab ini menjelaskan tentang metode atau cara yang digunakan dalam pengembangan perangkat pembangkit isyarat EKG.

3.1 Alat dan Bahan Tugas Akhir

3.1.1 Alat Tugas Akhir

Alat yang diperlukan untuk pengembangan perangkat pembangkit isyarat EKG terdiri dari perangkat keras dan perangkat lunak berikut.

1. ESP32 DEVKIT V1
2. Osiloskop Digital
3. Multimeter Digital
4. IA MAX4194
5. Visual Code
6. Arduino IDE
7. LTspice
8. KiCad
9. Fritzing
10. Serial Oscilloscope

3.1.2 Bahan Tugas Akhir

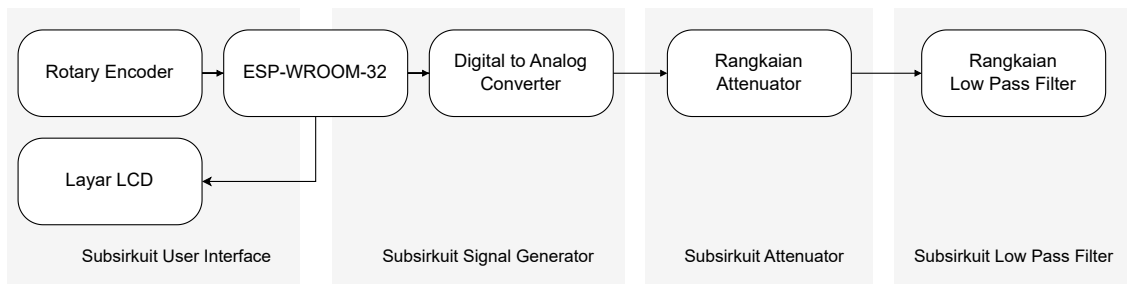
Berikut bahan yang dibutuhkan dalam membuat perangkat pembangkit isyarat EKG.

1. *Printed Circuit Board*
2. *Operational Amplifier TL072*
3. *Digital to Analog Converter MCP4922*
4. LCD 1602
5. *Rotary Encoder*
6. Resistor
7. Kapasitor
8. MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database

3.2 Metode yang Digunakan

Perangkat pembangkit isyarat EKG merupakan kumpulan dari beberapa subsirkuit. Metode yang digunakan masing-masing subsirkuit berbeda-beda. Oleh karena itu, bagian ini menjelaskan terkait metode-metode yang digunakan pada masing-masing subsirkuit. Selain itu, perancangan metode pengujian performa perangkat pembangkit isyarat EKG juga dijelaskan pada bagian ini.

3.2.1 Perancangan Umum Perangkat Pembangkit Isyarat EKG



Gambar 3.27. Perancangan Umum Sistem Perangkat Pembangkit Isyarat EKG.

Perangkat pembangkit isyarat EKG terbagi menjadi empat subsirkuit seperti pada Gambar 3.27, yaitu *signal generator*, atenuator, LPF, dan *user interface*. Subsirkuit *signal generator* terdiri dari dua jenis komponen, yaitu unit mikrokontroler dan 12-bit DAC. Subsirkuit *signal generator* memiliki fungsi membangkitkan isyarat EKG melalui proses komputasi numeris. Komponen DAC mengubah hasil komputasi tersebut menjadi besaran fisik, yaitu tegangan. Untuk membantu melakukan navigasi pada perangkat pembangkit isyarat EKG, subsirkuit *user interface* disusun dari *rotary encoder* dan LCD. Kedua komponen tersebut menjadi antarmuka pengguna (*user interface*) sehingga menyediakan opsi untuk melakukan perubahan pada parameter atau mode isyarat EKG. Isyarat *output* DAC diteruskan ke subsirkuit atenuator. Subsirkuit tersebut berfungsi untuk melemahkan isyarat yang telah dibangkitkan agar menyerupai level tegangan dari isyarat EKG asli. Atenuator disusun dari *resistor voltage divider* dan *operational amplifier* sebagai *buffer*. Penambahan rangkaian *voltage divider* memungkinkan munculnya *noise*. Oleh karena itu, subsirkuit LPF dihubungkan pada *output* atenuator untuk menapis isyarat frekuensi tinggi. Isyarat EKG yang dibangkitkan dapat diamati dengan cara menghubungkan input osiloskop atau IA ke *output* pembangkit isyarat EKG.

3.2.2 Perancangan Subsirkuit *Signal Generator*

Pengembangan perangkat pembangkit isyarat EKG mengadopsi model dinamis yang diajukan oleh McSharry pada tahun 2003 [2]. Model tersebut membangkitkan lintasan atau *trajectory* pada ruang tiga dimensi dengan koordinat (x, y, z) . Persamaan



dinamis untuk mendefinisikan gerakan dalam lintasan tersebut dituliskan sebagai *ordinary differential equation* (ODE) berikut [2].

$$\begin{aligned}\dot{x} &= \alpha x - \omega y \\ \dot{y} &= \alpha y + \omega x \\ \dot{z} &= \sum_{i \in \{P, Q, R, S, T\}} a_i \Delta \theta_i \exp \left(-\frac{\Delta \theta_i^2}{2b_i^2} \right) - (z - z_0)\end{aligned}\quad (3-1)$$

Dimana $\alpha = 1 - \sqrt{x^2 + y^2}$, $\Delta \theta_i = \theta - \theta_i \bmod 2\pi$, $-\pi \leq \theta = \text{atan2}(y, x) \leq \pi$, dan ω merujuk pada kecepatan sudut lintasan sebagaimana bergerak pada *limit cycle*. Dalam pengembangan subsirkuit ini, ω dipengaruhi oleh *heart rate* yang ingin dibangkitkan. Secara matematis, kaitan antara kecepatan sudut ω dan *heart rate* HR didefinisikan pada Persamaan 3-2.

$$\omega = 2\pi \left(\frac{HR}{60} \right) \quad (3-2)$$

Baseline wander dituliskan dengan melakukan kopling *baseline* z_0 pada Persamaan 3-1.

$$z_0(t) = A \sin(2\pi f_2 t) \quad (3-3)$$

A adalah amplitudo isyarat z_0 yang didefinisikan sebesar 0.15 mV, sedangkan f_2 merupakan frekuensi respirasi.

Parameter-parameter untuk persamaan ODE telah dikenalkan oleh peneliti sebelumnya pada Tabel 3.1.

Tabel 3.1. Parameter Persamaan ODE [2]

Index (i)	P	Q	R	S	T
Time (sec)	-0.02	-0.05	0	0.05	0.3
θ_i (rad)	$-\frac{\pi}{3}$	$-\frac{\pi}{12}$	0	$\frac{\pi}{12}$	$\frac{\pi}{2}$
a_i	1.2	-5.0	30.0	-7.5	0.75
b_i	0.25	0.1	0.1	0.1	0.4

Untuk mengetahui titik pada lintasan tiga dimensi tersebut, persamaan ODE diintegrasikan secara numeris dengan metode Runge-Kutta orde keempat [2]. Persamaan 3-4 merupakan formula Runge-Kutta orde keempat [45].

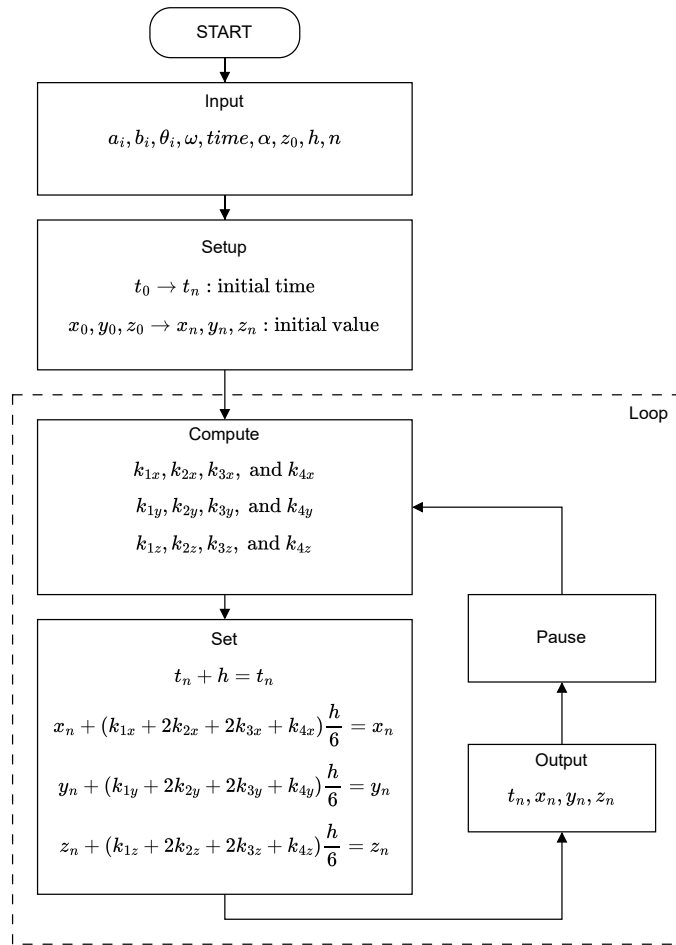
$$\begin{aligned}k_1 &= f(y^*(t_0), t_0) \\ k_2 &= f \left(y^*(t_0) + k_1 \frac{h}{2}, t_0 + \frac{h}{2} \right)\end{aligned}$$

$$k_3 = f\left(y^*(t_0) + k_2 \frac{h}{2}, t_0 + \frac{h}{2}\right)$$

$$k_4 = f(y^*(t_0) + k_3 h, t_0 + h)$$

$$y^*(t_0 + h) = y^*(t_0) + \left(\frac{k_1 + 2k_2 + 2k_3 + k_4}{6}\right)h \quad (3-4)$$

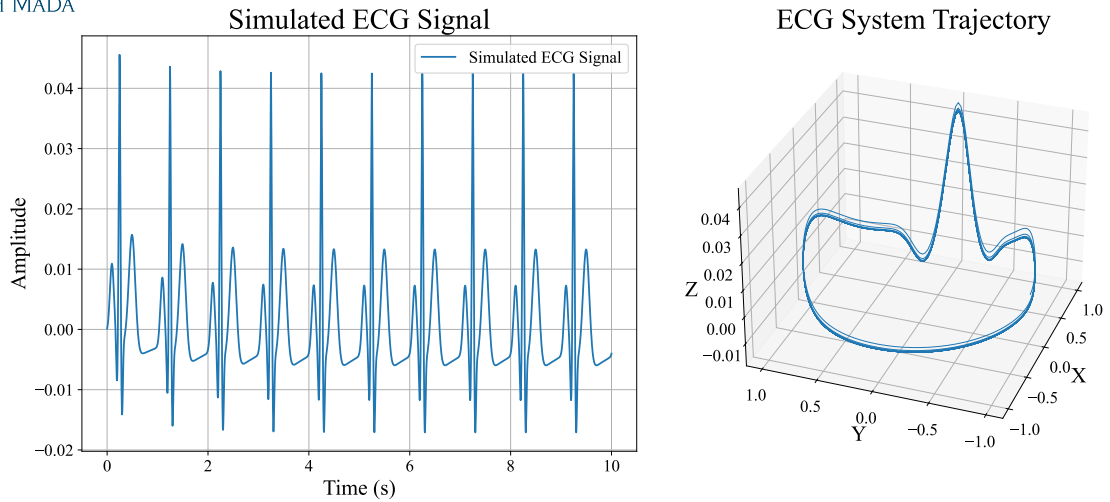
$y^*(t_0)$ adalah solusi pendekatan saat ini, h adalah ukuran langkah, k_1 sampai k_4 adalah laju perubahan, dan $y^*(t_0 + h)$ adalah solusi pendekatan berikutnya. Alur metode Runge-Kutta orde keempat untuk subsirkuit *signal generator* dapat diamati pada Gambar 3.28



Gambar 3.28. *Flowchart* Program Metode Runge-Kutta Orde Keempat.

Hasil integral menggunakan pendekatan secara numeris disimulasikan pada program Python dan dapat diamati pada Gambar 3.29. Gambar tersebut merupakan simulasi isyarat jantung dengan *heart rate* 60 bpm tanpa *respiratory frequency* f_2 .

Tabel 3.1 merupakan parameter untuk mendefinisikan isyarat jantung pada *lead* II. Perangkat pembangkit isyarat EKG dikembangkan mampu membangkitkan tiga jenis isyarat jantung, yaitu *lead* I, II, dan III. Sadapan Einthoven menerapkan pengukuran



Gambar 3.29. Hasil Integral dari Persamaan ODE Menggunakan Python.

secara bipolar sehingga perangkat pembangkit isyarat EKG perlu menyesuaikan metode pengukuran tersebut. Agar syarat itu dapat tercapai, perangkat pembangkit isyarat EKG mengimplementasikan *differential output mode* dengan mengikuti Persamaan 3-5 agar memperoleh isyarat pada V_{RA} , V_{LA} , dan V_{LL} [3].

$$V_{RA} = -0.5 \cdot V_{LeadI}$$

$$V_{LA} = 0.5 \cdot V_{LeadI}$$

$$V_{LL} = V_{LeadII} - 0.5 \cdot V_{LeadI} \quad (3-5)$$

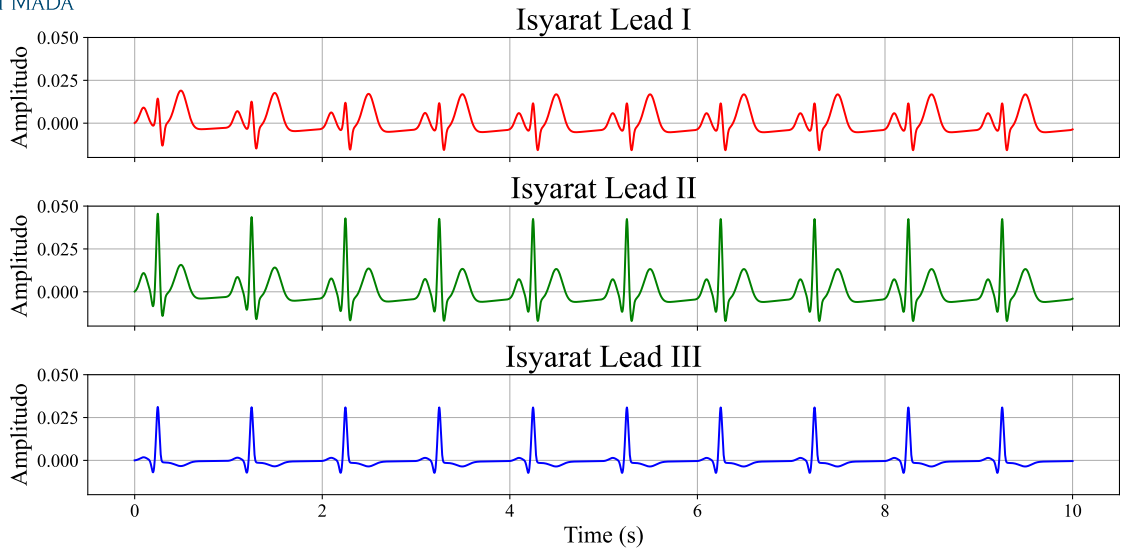
Parameter untuk mendefinisikan isyarat jantung pada *lead I* dapat dilihat pada Tabel 3.2.

Tabel 3.2. Parameter Isyarat Lead I [3]

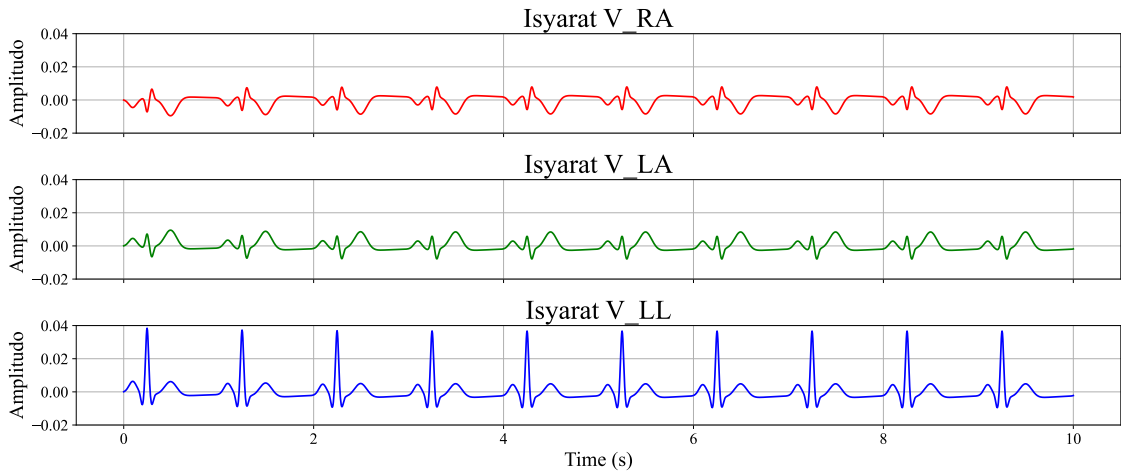
Index (i)	P	Q	R	S	T
Time (sec)	-0.02	-0.05	0	0.05	0.3
$\theta_i(\text{rad})$	$-\frac{\pi}{3}$	$-\frac{\pi}{12}$	0	$\frac{\pi}{12}$	$\frac{\pi}{2}$
a_i	1.0	-0.5	10.0	-7.5	0.85
b_i	0.25	0.1	0.1	0.1	0.4

Dengan Persamaan 3-5 dan Table 3.2, simulasi isyarat jantung untuk sadapan Einthoven dapat dilakukan. Hasil simulasi Python dapat diamati pada Gambar 3.30. Gambar 3.31 menunjukkan tegangan pada V_{RA} , V_{LA} , dan V_{LL} yang diukur terhadap referensi *ground* dengan *heart rate* 60 bpm.

Dalam pengukuran isyarat jantung menggunakan perangkat EKG, *noise* dapat mengganggu interpretasi isyarat. *Noise* yang mungkin muncul dalam isyarat EKG



Gambar 3.30. Simulasi Isyarat Sadapan Einthoven.



Gambar 3.31. Simulasi Isyarat V_{RA} , V_{LA} , dan V_{LL} .

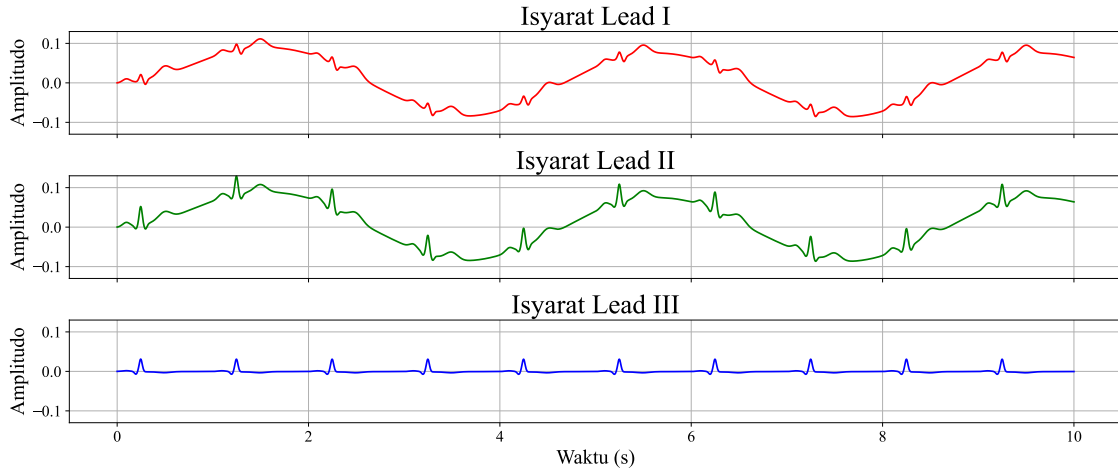
diantaranya adalah *baseline wander*, dan *power-line interference*. *Baseline wander* merupakan derau frekuensi rendah yang disebabkan salah satunya oleh proses respirasi. Model isyarat EKG yang diajukan oleh McSharry sudah dilengkapi dengan *noise* tersebut, yaitu $z_0(t)$.

$$z_0(t) = A \sin(2\pi f_2 t)$$

Beberapa simulasi sebelumnya belum menerapkan *baseline wander* karena *respiratory frequency* diatur sebagai $f_2 = 0.0$ Hz. Untuk mengaktifkan *baseline wander*, f_2 perlu diatur menjadi nilai selain 0. Persamaan 3-6 menunjukkan hubungan antara *heart rate* dan *respiratory rate* [46].

$$f_2 = \frac{HR}{4 \cdot 60} \quad (3-6)$$

f_2 adalah frekuensi respirasi dan HR adalah *heart rate*. Konstanta 60 berfungsi untuk mengubah satuan menit menjadi detik, sedangkan konstanta 4 merujuk pada rasio antara *respiratory rate* dan *heart rate*, yaitu 1:4 [46]. Gambar 3.32 menunjukkan hasil penambahan *baseline wander* pada isyarat EKG.



Gambar 3.32. Simulasi Isyarat Sadapan Einthoven dengan *Baseline Wander*.

Power-line interference merupakan *noise* dengan frekuensi 50 Hz yang muncul dari catu daya utama (220 V) [47]. Secara matematis, derau dari *power-line interference* dapat dimodelkan dengan Persamaan 3-7 yang berupa persamaan sinusoidal [48].

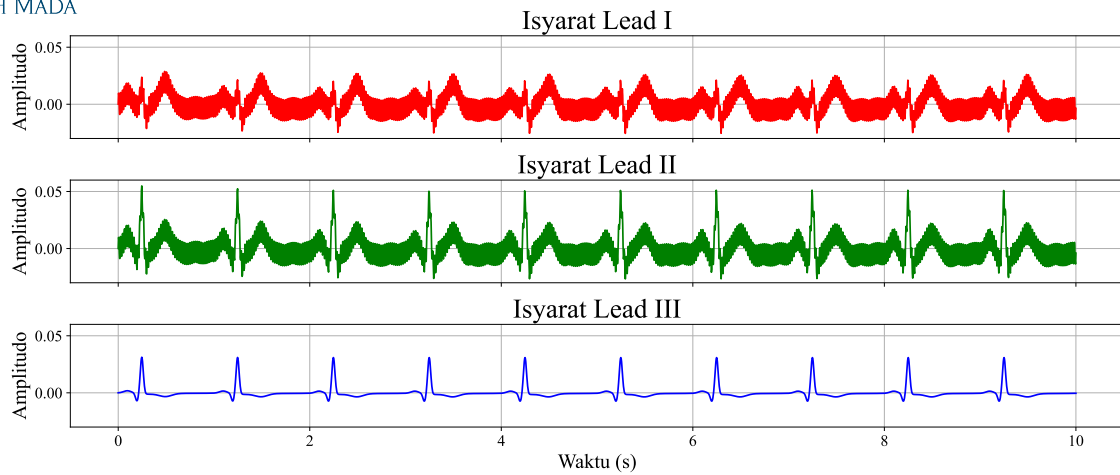
$$n(t) = A_n \sin(2\pi f_{50}t) \quad (3-7)$$

Power-line interference $n(t)$ memiliki amplitudo sebesar $A_n = V_{pp} \cdot 5\%$ dan menggunakan *fundamental frequency* $f_{50} = 50$ Hz. Dengan adanya derau *power-line interference*, sehingga komponen $z(t)$ pada isyarat EKG menjadi seperti berikut.

$$z_{new}(t) = n(t) + z(t)$$

Gambar 3.33 menunjukkan hasil penambahan *power-line interference* pada isyarat EKG.

Perancangan subsirkuit *signal generator* dilanjutkan pada bagian perangkat keras. Model isyarat EKG yang telah dideskripsikan sebelumnya dibangkitkan oleh mikrokontroler ESP32. Mikrokontroler ESP32 diprogram menggunakan bahasa C/C++ pada perangkat lunak Arduino IDE dengan menyesuaikan program Python yang telah dibuat. Isyarat yang dibangkitkan oleh mikrokontroler masih berupa isyarat digital. Oleh karena itu, isyarat dikonversi menjadi isyarat analog menggunakan IC MCP4922 melalui protokol komunikasi SPI. Tabel 3.3 menampilkan pengaturan pin IC MCP4922 dengan mikrokontroler ESP32.



Gambar 3.33. Simulasi Isyarat Sadapan Einthoven dengan *Power-line Interference*.

Tabel 3.3. Pengaturan Pin MCP4922 dan ESP32.

MCP4922	ESP32
VDD	3V3
CS_1/CS_2	GPIO5/GPIO15
SCK	GPIO18
SDI	GPIO23
LDAC	GND
SHDN	3V3
VREFB	3V3
AVSS	GND
VREFA	3V3

3.2.3 Perancangan Subsirkuit Atenuator

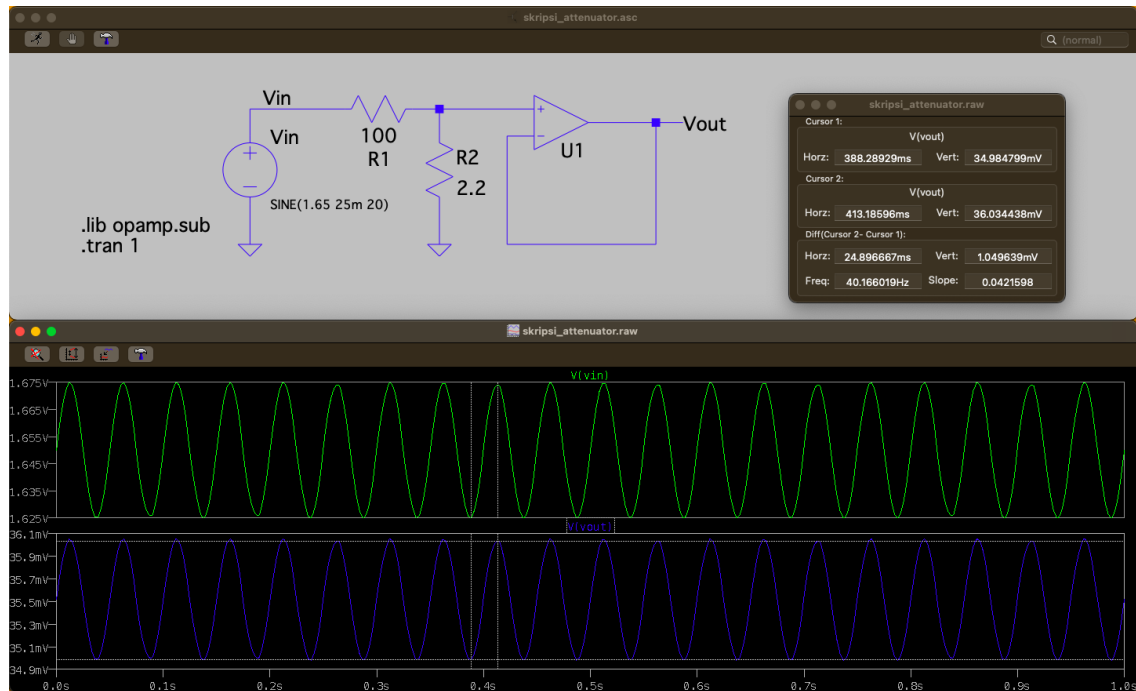
Input subsirkuit atenuator dihubungkan pada *output* DAC. Sesuai dengan namanya, subsirkuit atenuator berfungsi untuk melemahkan isyarat. Tegangan *output* DAC masih berada pada level 10^1 mV sampai 10^2 mV, sedangkan isyarat jantung berada pada rentang 0.5 mV sampai 5 mV [47]. Apabila *output* subsirkuit *signal generator* diperkecil lagi, DAC dengan resolusi 12-bit tidak mampu menyediakan isyarat yang halus. Topologi atenuator yang digunakan pada pengembangan perangkat pembangkit isyarat EKG dapat diamati pada Gambar 3.34. Subsirkuit atenuator tersusun dari rangkaian paralel resistor sebagai *voltage divider* dan *operational amplifier* sebagai *buffer* dengan *unity gain*. Dengan topologi yang dipilih, tegangan *output* dapat dihitung berdasarkan pembagi tegangan.

$$V_{out} = \left(\frac{R_2}{R_1 + R_2} \right) V_{in} = \left(\frac{120\Omega}{3300\Omega + 120\Omega} \right) V_{in}$$



Misalkan $V_{in(pp)} = 24 \text{ mV}$ (*peak to peak*), maka diperoleh $V_{out(pp)} = 0.9 \text{ mV}$ seperti berikut.

$$V_{out} = \left(\frac{120}{3300 + 120} \right) 24 = 0.9$$



Gambar 3.34. Topologi dan Plot Isyarat Rangkaian Atenuator.

Gambar 3.34 juga menunjukkan hasil simulasi subsirkuit atenuator menggunakan LTspice. Dengan pengaturan $V_{in(pp)}$, R_1 , dan R_2 yang sama, hasil simulasi menampilkan $V_{out(pp)} = 0.9 \text{ mV}$. Dengan mengetahui tegangan masukan dan tegangan keluaran, pelemahan isyarat dapat diperoleh. Pelemahan atau penguatan dengan nilai negatif dihitung dengan Persamaan 3-8.

$$G = 20 \log_{10} \left(\frac{V_{out}}{V_{in}} \right) \quad (3-8)$$

Apabila simulasi di atas dihitung penguatannya maka diperoleh hasil berikut.

$$G = 20 \log_{10} \left(\frac{120}{3300 + 120} \right)$$

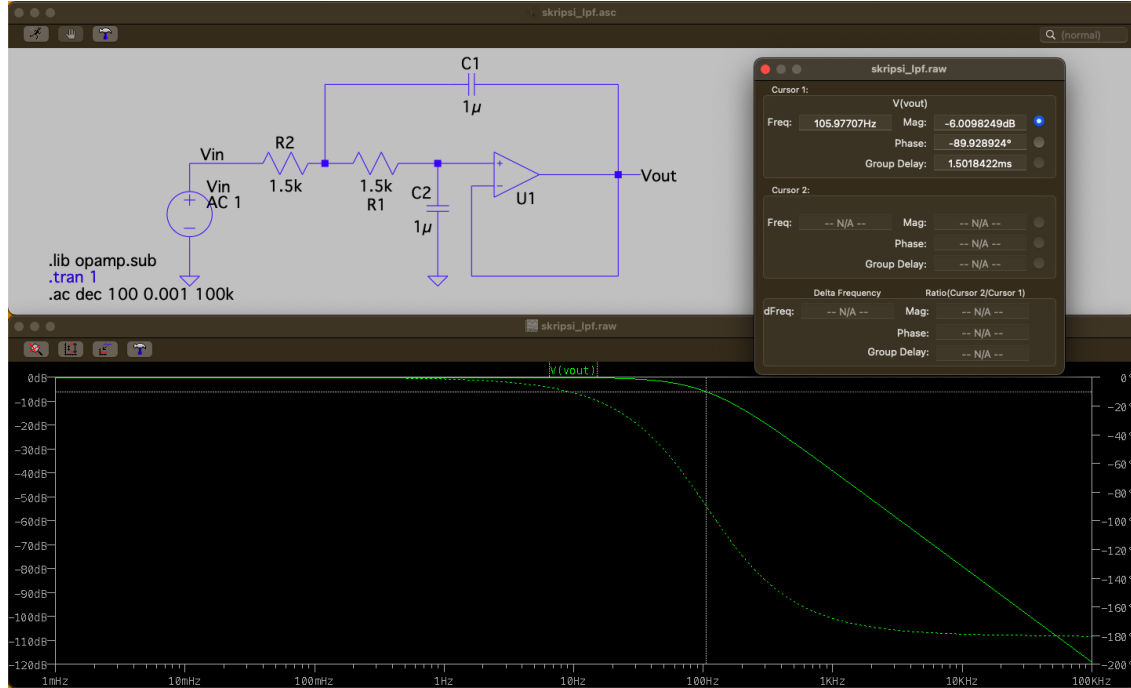
$$G = -29.09$$

3.2.4 Perancangan Subsirkuit LPF

Voltage divider pada subsirkuit atenuator berdampak pada munculnya *noise* frekuensi tinggi. Untuk mengurangi *noise* tersebut, subsirkuit LPF diimplementasikan



pada perangkat pembangkit isyarat EKG. Secara umum, perangkat standard EKG memiliki rentang isyarat dari 0.05 Hz sampai 100 Hz [47]. Oleh karena itu, *cutoff frequency* yang diterapkan pada perangkat pembangkit isyarat EKG adalah 100 Hz. Topologi Sallen-Key LPF dapat diamati pada Gambar 3.35.



Gambar 3.35. Topologi dan Bode Plot Rangkaian Low Pass Filter.

Untuk memperoleh frekuensi potong tersebut, kapasitor dipilih terlebih dahulu, yaitu kapasitor dengan nilai kapasitansi $C_1 = C_2 = C = 1 \mu F$. Kemudian, nilai resistansi $R_1 = R_2 = R$ dicari dengan kalkulasi berikut.

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}}$$

$$100 = \frac{1}{2\pi\sqrt{R^2(10^{-6})^2}}$$

$$R = 1591.55$$

Dari hasil perhitungan, diperoleh nilai R sebesar 1,5 k Ω . Dengan demikian, *transfer function* untuk Sallen-Key LPF dapat diperoleh sebagai berikut.

$$H(s) = \frac{A}{s^2 R_1 R_2 C_1 C_2 + s((1 - A)R_1 C_1 + R_2 C_2 + R_1 C_2) + 1}$$

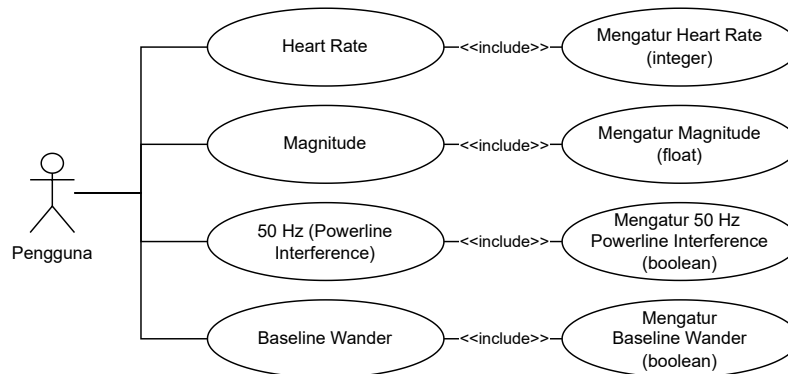
$$H(s) = \frac{1}{s^2(1.5 \cdot 10^3)^2(1 \cdot 10^{-6})^2 + 2s((1.5 \cdot 10^3)(1 \cdot 10^{-6})) + 1}$$

Berdasarkan Gambar 3.35, simulasi menunjukkan frekuensi potong terletak pada -6 dB

dan rangkaian memiliki *roll-off rate* -40 dB/dec. Hasil simulasi ini sesuai dengan teori *second order low pass filter* untuk topologi Sallen-Key.

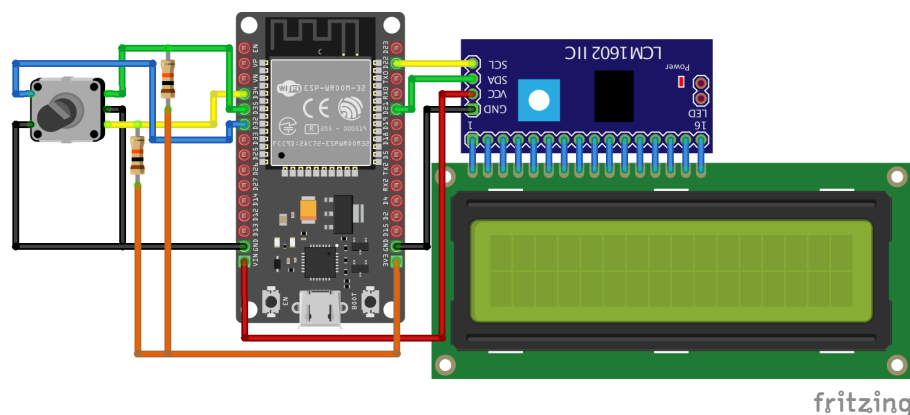
3.2.5 Perancangan Subsirkuit *User Interface*

Perangkat pembangkit isyarat EKG menyediakan parameter dan mode yang dapat diatur oleh *user*, yaitu *heart rate*, *magnitude*, *baseline wander*, dan 50 Hz *powerline interference*. Gambar 3.36 menunjukkan diagram rancangan *user interface*.



Gambar 3.36. Diagram *User Interface*.

Pengaturan parameter dan mode isyarat diimplementasikan pada subsirkuit *user interface*. Subsirkuit tersebut tersusun dari lima jenis komponen, yaitu mikrokontroler ESP32, LCD 1602, I²C module, *rotary encoder*, dan resistor. LCD berfungsi menampilkan parameter dan mode isyarat, sedangkan *rotary encoder* berfungsi untuk mengatur nilai masing-masing parameter dan mode isyarat. Komponen LCD dioperasikan dengan protokol komunikasi I²C sehingga dibutuhkan modul I²C agar data dapat terkirim secara serial. Resistor dirangkai sebagai *pullup resistor* pada pin *rotary encoder*. Gambar 3.37 mengilustrasikan subsirkuit *user interface* dari perangkat pembangkit isyarat EKG.



Gambar 3.37. Rancangan Subsirkuit *User Interface*.

Pemasangan pin modul I²C dan *rotary encoder* ditampilkan pada Tabel 3.4.

Tabel 3.4. Pengaturan Pin Modul I²C dan *Rotary Encoder*.

<i>I²C Module</i>	ESP32	<i>Rotary Encoder</i>	ESP32
GND	GND	A	GPIO34
VCC	VIN	B	GPIO35
SDA	GPIO21	C	GND
SCL	GPIO22	S1	GPIO32
		S2	GND

3.2.6 Perancangan Alat Uji

Pengujian perangkat pembangkit isyarat EKG terdiri dari tiga bagian, yaitu pengujian rentang *heart rate*, pengujian rentang *magnitude*, dan pengujian spektrum isyarat perangkat pembangkit isyarat EKG. Perangkat pembangkit isyarat EKG dirancang agar mampu membangkitkan isyarat sampai level tegangan 1 mV. Agar ketiga pengujian tersebut dapat dilaksanakan dengan spesifikasi level tegangan 1 mV, dibuat sebuah rangkaian alat uji berupa IA. Alat uji ini berfungsi untuk menguatkan level tegangan dari keluaran perangkat pembangkit isyarat EKG. IA didefinisikan memiliki penguatan isyarat sebesar 100 kali. MAX4194 dipilih sebagai komponen IC IA untuk menguatkan isyarat dari *output* perangkat pembangkit isyarat EKG [49]. Pengaturan nilai *gain* pada MAX4194 dilakukan dengan mengatur resistansi pada resistor R_G . Berikut kalkulasi nilai R_G untuk *gain* sebesar 100 kali.

$$G = \left(1 + \frac{2R}{R_G}\right)$$

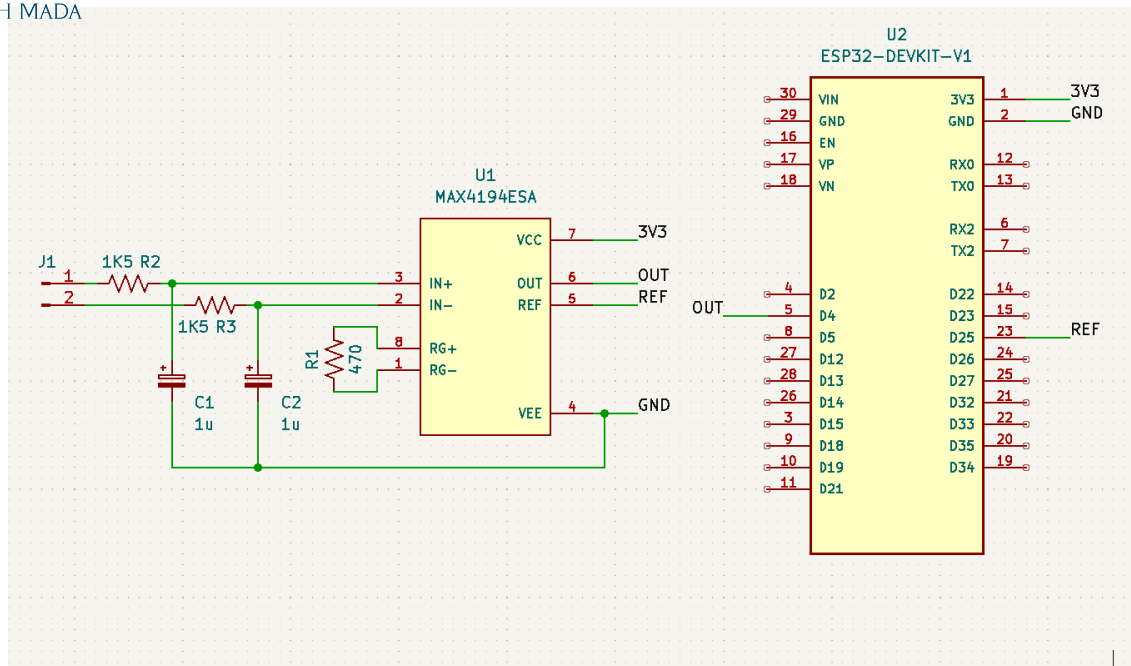
$$100 = \left(1 + \frac{2(25000\Omega)}{R_G}\right)$$

$$R_G = 505.05\Omega$$

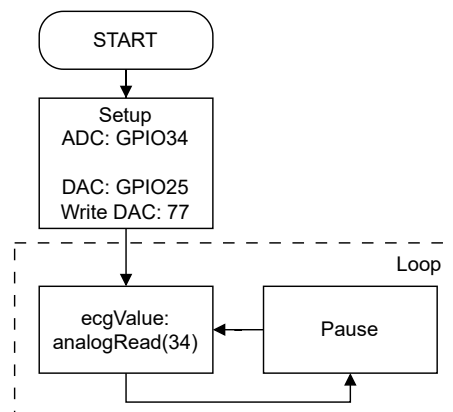
Dengan kalkulasi di atas, $R_G = 470\Omega$ dipilih agar mendekati hasil perhitungan. Gambar 3.38 menunjukkan ilustrasi rangkaian uji berupa IA. Keluaran alat uji diukur menggunakan osiloskop digital dan direkam pada pin ADC mikrokontroler ESP32. Konversi data analog ke digital dilakukan dengan menjalankan program yang diilustrasikan pada Gambar 3.39.

3.2.7 Metode Evaluasi

Evaluasi pada penelitian ini bertujuan untuk melakukan analisis kinerja perangkat pembangkit isyarat EKG yang dikembangkan. Metode evaluasi yang digunakan untuk analisis performa adalah *absolute error*, *mean absolute error*, dan



Gambar 3.38. Rancangan Alat Uji.



Gambar 3.39. Flowchart Program Alat Uji.

Pearson *correlation*. *Absolute error* adalah selisih absolut antara nilai terukur (*measured value*) terhadap nilai sebenarnya (*true value*). *Absolute error* digunakan untuk menentukan kesalahan pada nilai *heart rate* yang dihasilkan oleh perangkat pembangkit isyarat EKG. Secara matematis, *absolute error* dituliskan pada Persamaan 3-9.

$$\text{Absolute Error} = |\text{True Value} - \text{Measured Value}| \quad (3-9)$$

Mean absolute error diperoleh dari rata-rata seluruh *absolute error* dalam serangkaian pengukuran. Secara intuitif, *mean absolute error* dapat merepresentasikan keakuratan *heart rate* yang dibangkitkan terhadap *heart rate* target (*setpoint*). Persamaan 3-10

merupakan formula untuk menghitung *mean absolute error*.

$$\text{Mean Absolute Error} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |\text{True Value}_i - \text{Measured Value}_i| \quad (3-10)$$

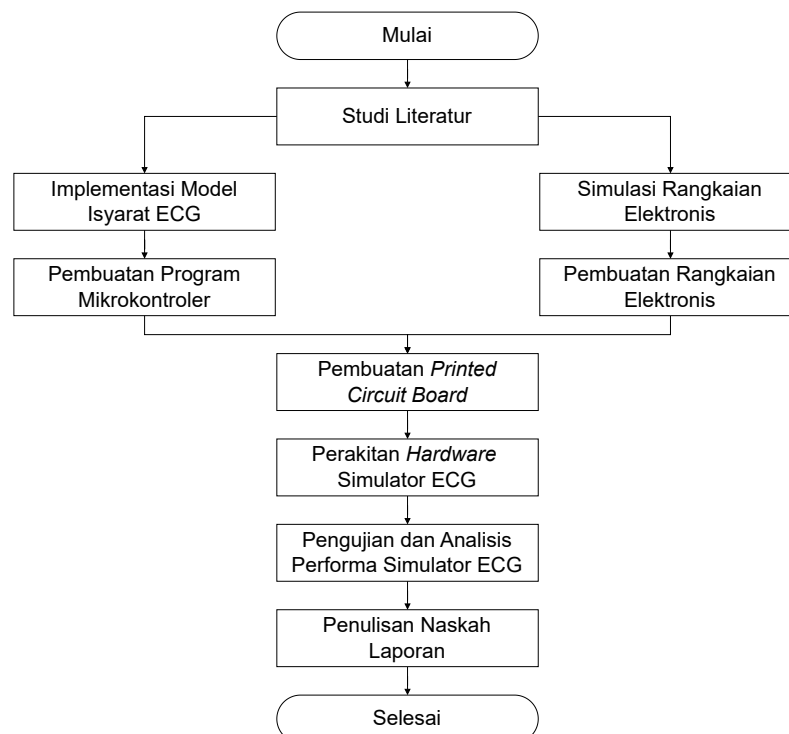
Pearson *correlation* merupakan salah satu tolok ukur untuk mengetahui korelasi antara dua hal. Dalam lingkup tugas akhir ini, Pearson *correlation* digunakan untuk mengetahui kemiripan isyarat EKG dari pembangkit dengan referensi *dataset*. Umumnya, Pearson *correlation* direpresentasikan sebagai r , yaitu $-1 \leq r \leq 1$. r mendekati 1 berarti korelasinya kuat dan searah, sedangkan mendekati -1 berarti korelasinya kuat dan berkebalikan. Formula Pearson *correlation* didefinisikan pada Persamaan 3-11.

$$r = \frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2} \sqrt{\sum_{i=1}^N (y_i - \bar{y})^2}} \quad (3-11)$$

x_i, y_i adalah sampel ke- i pada x dan y , $\bar{x}, \bar{y}$ adalah rata-rata x dan y , serta N adalah jumlah sampel.

3.3 Alur Tugas Akhir

Tugas Akhir ini tersusun dari beberapa tahapan dalam pengerjaannya yang dapat dilihat pada Gambar 3.40.



Gambar 3.40. Alur Kerja Tugas Akhir.

3.3.1 Studi Literatur

Tahap pertama dalam tugas akhir ini adalah studi literatur. Studi literatur bertujuan untuk memahami dasar-dasar yang dibutuhkan dalam pengembangan perangkat pembangkit isyarat EKG. Selain itu, studi literatur juga digunakan untuk mengamati *trend* pengembangan perangkat pembangkit isyarat EKG. Beberapa jenis sumber literatur utama dipilih sebagai acuan pelaksanaan tugas akhir, yaitu buku dan artikel jurnal. Pengembangan perangkat pembangkit isyarat EKG berkaitan erat dengan kelistrikan jantung sehingga dibutuhkan sumber pemahaman yang berkaitan dengan fisiologi impuls jantung. Berdasarkan fisiologinya, isyarat kelistrikan jantung memiliki pola tertentu yang dapat didekati dengan model persamaan matematika. Beberapa artikel jurnal mencantumkan model-model yang dapat diimplementasikan untuk menghasilkan isyarat kelistrikan jantung. Literatur lain, seperti mikrokontroler, komponen elektronis, dan penyusunan rangkaian elektronis, diperlukan dalam perancangan pengkodisi isyarat. Terakhir, studi literatur membantu dalam menentukan pengujian dan analisis kinerja perangkat pembangkit isyarat EKG.

3.3.2 Implementasi Model Isyarat EKG

Dari literatur yang tersedia, beberapa artikel jurnal menyebutkan model persamaan matematika yang digunakan untuk membangkitkan isyarat EKG. Satu model dipilih dari berbagai opsi model. Kemudian, model tersebut diimplementasikan menggunakan bahasa Python pada *code editor*, yaitu Visual Code. Implementasi pada program Python bertujuan untuk melakukan simulasi berupa plot amplitudo isyarat EKG dalam *time domain*. Selain itu, parameter dari model terpilih dimodifikasi agar sesuai dengan kebutuhan pengembangan perangkat pembangkit isyarat EKG.

3.3.3 Pembuatan Program Mikrokontroler

Sebelumnya, implementasi program Python menggunakan mesin prosesor komputer saat melakukan komputasi. Oleh karena itu, unit mikrokontroler dipilih Untuk menggantikan peran prosesor komputer tersebut. Mikrokontroler diprogram menggunakan bahasa C/C++ dan mengacu pada program Python yang telah dibuat sebelumnya. Pemrograman mikrokontroler dilakukan pada Arduino IDE. Selain mengalami perubahan *syntax*, program C/C++ harus disesuaikan dengan kemampuan komputasi dari unit mikrokontroler.

3.3.4 Simulasi Rangkaian Elektronis

Simulasi rangkaian elektronis bertujuan untuk mengimplementasikan dasar-dasar teori ke dalam bentuk rangkaian fisik. Dalam pengembangan perangkat pembangkit isyarat EKG ini, sebagian besar rangkaian elektronis digunakan sebagai



pengondisi isyarat. Rangkaian tersebut berupa *analog low pass filter* untuk mengurangi *noise* dan *analog attenuator* untuk melemahkan isyarat. Kedua rangkaian analog tersebut disimulasikan dan diamati pengukurannya menggunakan LTspice, baik dalam *time domain*, maupun dalam *frequency domain*.

3.3.5 Pembuatan Rangkaian Elektronis

Setelah hasil simulasi sesuai dengan dasar teori, rangkaian analog diterapkan pada *hole grid board*. Pembuatan rangkaian ini masih berupa *prototyping* dan digunakan untuk mengamati hasil realisasi dari simulasi yang telah dilakukan pada tahap sebelumnya. Pengukuran dilakukan dengan osiloskop digital dan isyarat input dari *arbitrary function generator* (AFG). Pada tahap ini, ada kemungkinan rangkaian analog dimodifikasi agar pengondisian isyarat dapat membangkitkan isyarat yang mendekati isyarat kelistrikan jantung asli. Kemudian, rangkaian analog, unit mikrokontroler, LCD, dan *rotary encoder* dirakit menjadi satu kesatuan sistem yang bertujuan untuk melihat efektivitas dari perangkat pembangkit isyarat EKG.

3.3.6 Pembuatan Printed Circuit Board

Pembuatan *printed circuit board* atau PCB bertujuan untuk menyediakan *wiring* yang lebih akurat dan rapi. Setelah perangkat pembangkit isyarat EKG pada tahap sebelumnya berfungsi, PCB dapat dikerjakan. Pembuatan PCB dimulai dengan desain layout PCB menggunakan *software* KiCad. Penggunaan perangkat lunak dalam desain PCB membantu menyediakan *electrical rule check* dan *design rule check* sehingga efektif untuk mencegah munculnya kesalahan, baik dari segi rangkaian elektronis, maupun *layout* desain. Setelah tidak ditemukan *error*, langkah berikutnya sekaligus yang terakhir dilanjutkan dengan pencetakan PCB.

3.3.7 Perakitan Hardware Perangkat Pembangkit Isyarat EKG

Pada tahap ini, seluruh bahan tugas akhir dirakit menjadi kesatuan perangkat pembangkit isyarat EKG pada PCB.

3.3.8 Pengujian dan Analisis Performa Perangkat Pembangkit Isyarat EKG

Sebelum melakukan pengujian kinerja perangkat pembangkit isyarat EKG, setiap subsirkuit yang terpasang pada PCB diuji menggunakan osiloskop digital dan multimeter digital. Hal ini bertujuan untuk memastikan setiap subsirkuit bekerja sesuai dengan fungsi masing-masing. Kemudian, pengujian kinerja perangkat pembangkit isyarat EKG dilakukan dengan mengukur akurasi *heart rate*, rentang magnitudo, dan spektrum frekuensi menggunakan alat uji berupa IA. Pengujian akurasi *heart rate* dan pengukuran rentang amplifikasi dilakukan dengan osiloskop digital. Isyarat yang



dibangkitkan perangkat pembangkit isyarat EKG dibaca menggunakan alat uji sehingga diperoleh data numeris yang disimpan dalam format *comma separated values* (csv). Untuk memperoleh spektrum frekuensi, data *recording* dari alat uji ditransformasi ke *frequency domain* menggunakan pemrograman Python pada Visual Code.

3.3.9 Penulisan Naskah Laporan

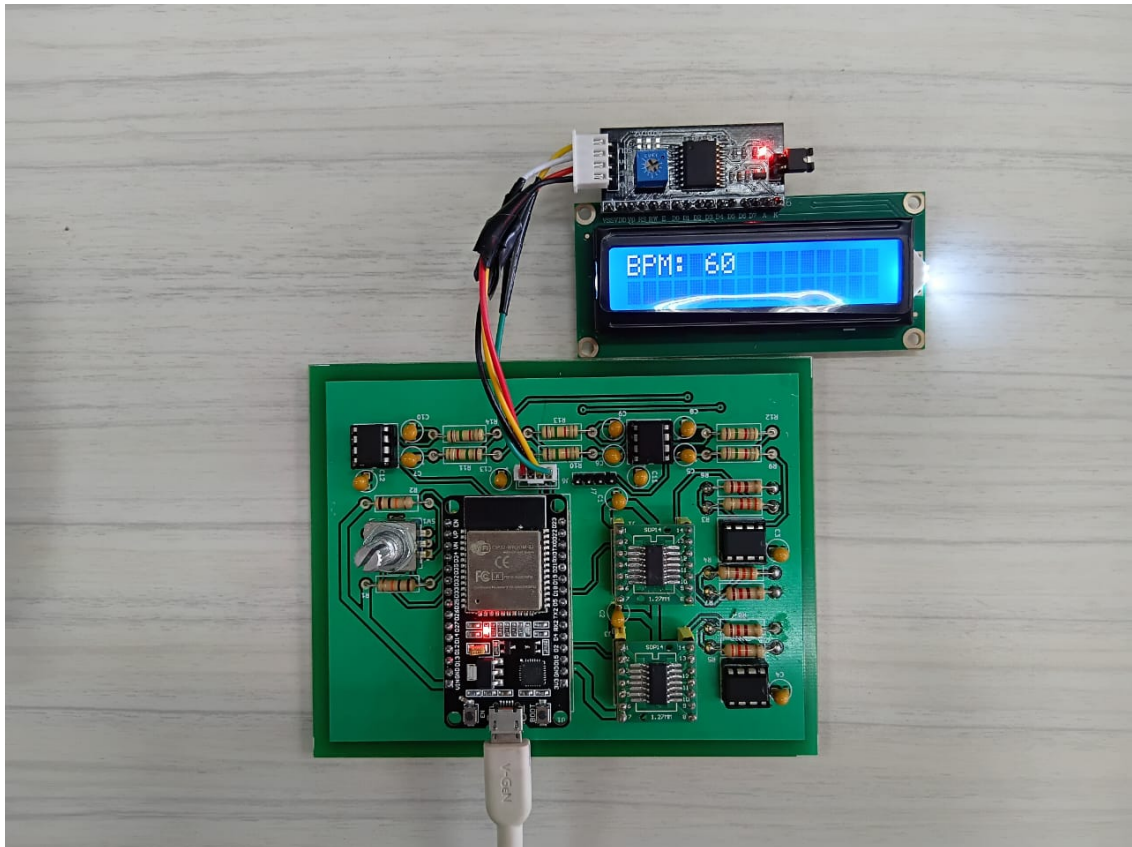
Naskah laporan merupakan pertanggungjawaban penulis terhadap pengembangan perangkat pembangkit isyarat EKG yang telah dilaksanakan. Naskah laporan ini memuat setiap detail proses dan hasil pengembangan. Dari hasil yang telah diperoleh, penulis melakukan analisis sehingga diperoleh kesimpulan dari pengembangan perangkat pembangkit isyarat EKG. Selain itu, naskah laporan ini memberikan pengetahuan terkait saran pengembangan perangkat pembangkit isyarat EKG berikutnya.

BAB IV

HASIL DAN PEMBAHASAN

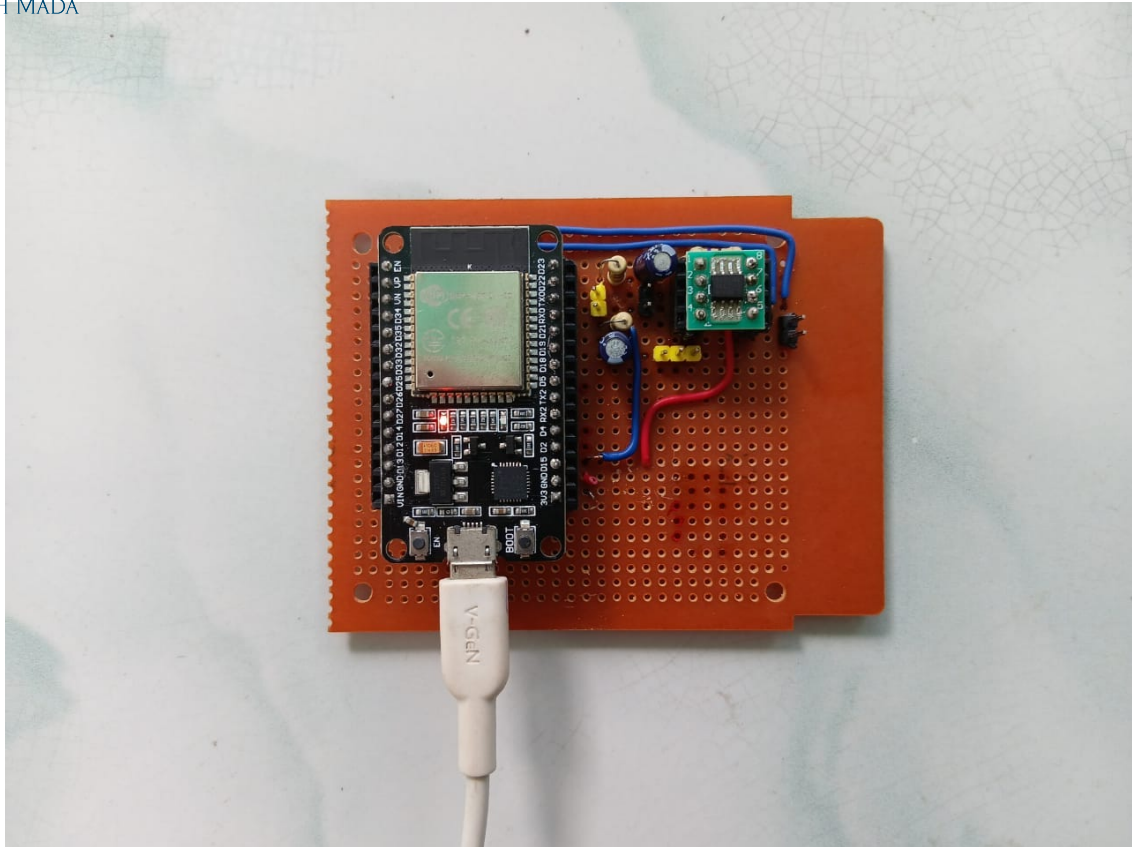
4.1 Hasil Manufaktur Perangkat Pembangkit Isyarat EKG dan Alat Uji

Setelah melalui tahapan pengembangan berdasarkan metode yang dipilih, hasil perangkat pembangkit isyarat EKG ditunjukkan pada Gambar 4.41. Seluruh rangkaian subsirkuit, yaitu *signal generator*, *attenuator*, *low pass filter*, dan *user interface* telah dirakit menjadi satu perangkat pembangkit isyarat EKG pada sebuah PCB. Papan PCB terbuat dari bahan FR4 yang dilengkapi dengan *masking* untuk mencegah karat pada jalur dan *lettering* sebagai simbol komponen. PCB ini memiliki dua lapisan jalur, *top layer* dan *bottom layer*, sehingga membutuhkan lubang *plated through hole* untuk menghubungkan jalur antarlapisan.



Gambar 4.41. Hasil Manufaktur Perangkat Pembangkit Isyarat EKG.

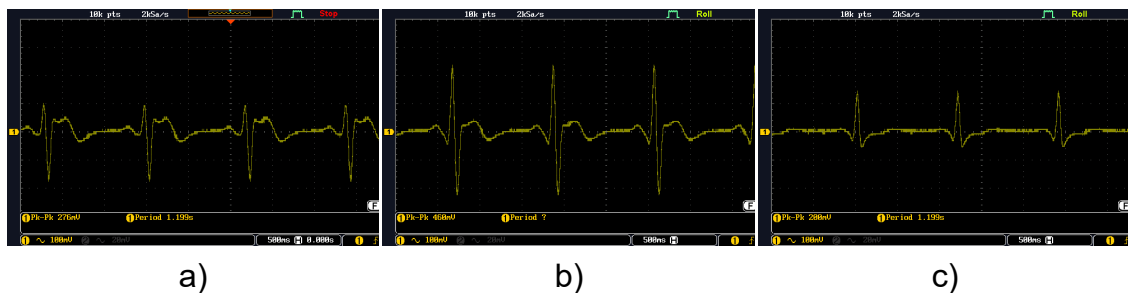
Gambar 4.42 merupakan hasil perancangan alat uji IA. Alat uji tersusun dari komponen LPF pasif orde pertama, IA MAX4194, dan unit mikrokontroler ESP32 DevKit V1 yang dirangkai pada *veroboard*.



Gambar 4.42. Hasil Manufaktur Alat Uji.

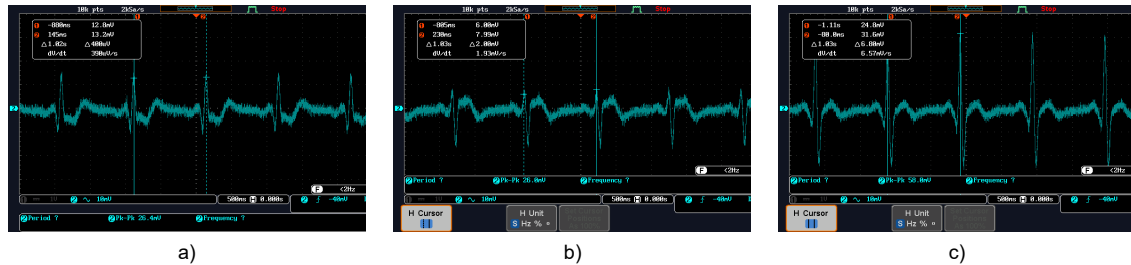
4.2 Pengujian Subsirkuit *Signal Generator*

Pengujian subsirkuit *signal generator* bertujuan untuk memastikan subsirkuit tersebut dapat membangkitkan isyarat jantung normal dan isyarat jantung yang terdistorsi oleh *noise*. Pengujian dilakukan dengan mengukur keluaran subsirkuit *signal generator* menggunakan osiloskop digital. Tiga isyarat sadapan Einthoven diukur dengan *differential output mode*, yaitu Lead I, II, dan III. Lead I diperoleh dari beda potensial antara V_{LA} dan V_{RA} , Lead II diperoleh dari beda potensial antara V_{LL} dan V_{RA} , serta Lead III diperoleh dari beda potensial antara V_{LL} dan V_{LA} . Gambar 4.43 menunjukkan hasil pengukuran Lead I, II, dan III saat diatur *heart rate* 60 bpm. Gambar



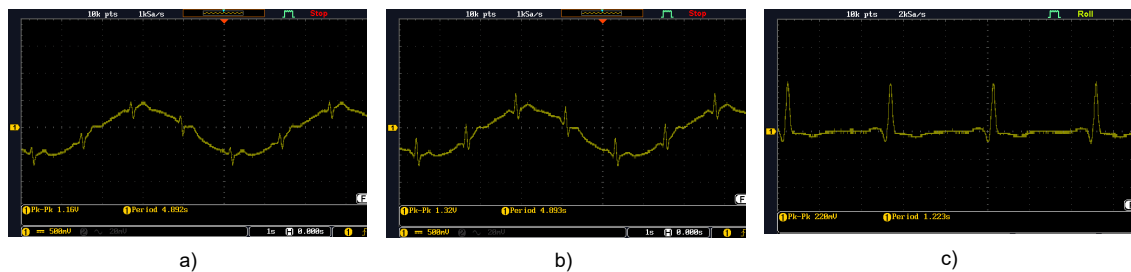
Gambar 4.43. a) Isyarat Lead I, b) Isyarat Lead II, dan c) Isyarat Lead III Dengan Sadapan Einthoven.

4.44 menunjukkan hasil pengukuran V_{RA} , V_{LA} dan V_{LL} terhadap referensi *ground*. Pengukuran dengan referensi *ground* perlu pengaturan amplifikasi pada perangkat pembangkit isyarat EKG sampai 50 kali. Hal tersebut disebabkan karena isyarat V_{RA} , V_{LA} dan V_{LL} terlalu lemah. Selain itu, komponen *noise* 50 Hz dari catu daya utama juga terlihat pada hasil pengukuran.



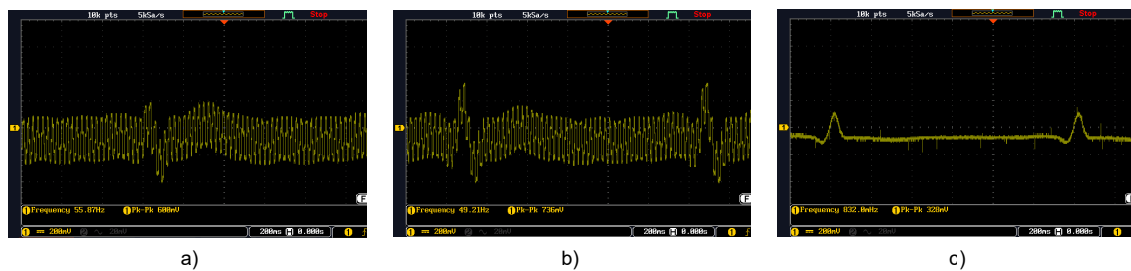
Gambar 4.44. a) Isyarat V_{RA} , b) Isyarat V_{LA} , dan c) Isyarat V_{LL} Dengan Referensi *Ground*.

Kemudian, isyarat sadapan Einthoven diberi derau frekuensi rendah sehingga terjadi simpangan pada *baseline*. Pengukuran masih menggunakan format yang sama seperti sebelumnya, yaitu menggunakan osiloskop digital. Gambar 4.45 menunjukkan Sadapan Einthoven dengan *heart rate* 60 bpm yang terkena gangguan berupa *baseline wander*. Isyarat jantung juga dapat terdistorsi oleh *power-line interference* dari catu



Gambar 4.45. *Baseline Wander* pada a) Lead I, b) Lead II, dan c) Lead III.

daya 220V. Derau tersebut membuat isyarat jantung memiliki komponen frekuensi 50 Hz. Gambar 4.46 merupakan sadapan Einthoven dengan *heart rate* 60 bpm yang terpapar *power-line interference*.

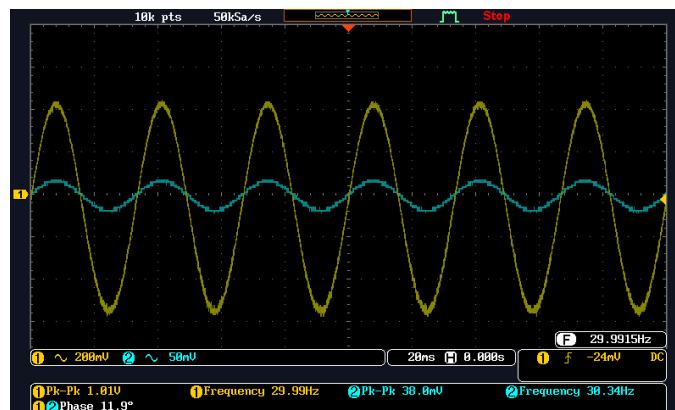


Gambar 4.46. *Power-line Interference* pada a) Lead I, b) Lead II, dan c) Lead III.

4.3 Pengujian Subsirkuit Atenuator

Pengujian atenuator memastikan subsirkuit tersebut bekerja sesuai fungsinya. Pengujian subsirkuit atenuator dilakukan dengan melakukan pengukuran masukan dan keluaran frekuensi f , tegangan puncak ke puncak V_{pp} , dan beda fase θ pada atenuator. Peralatan yang dibutuhkan adalah AFG dan osiloskop digital. AFG menyediakan isyarat masukan berupa gelombang sinusoidal dengan $V_{pp} = 1$ V. Frekuensi masukan dari AFG merupakan variabel bebas dalam pengukuran ini. Frekuensi masukan diubah setiap 5 Hz (5, 10, 15, dan seterusnya). Osiloskop digital digunakan untuk mengukur masukan dan keluaran rangkaian atenuator. Jumlah data pengukuran yang diambil pada pengujian ini sebanyak 50 baris.

Gambar 4.47 merupakan salah satu hasil pengukuran subsirkuit atenuator yang diambil dari osiloskop digital. Garis kuning merupakan isyarat masukan, sedangkan garis biru adalah isyarat keluaran. Hasil pengukuran menunjukkan tegangan isyarat keluaran lebih kecil dibandingkan isyarat masukan, yaitu 0.038 V. Frekuensi kedua isyarat sama, 30 Hz, sehingga tidak ada perbedaan fase yang signifikan.

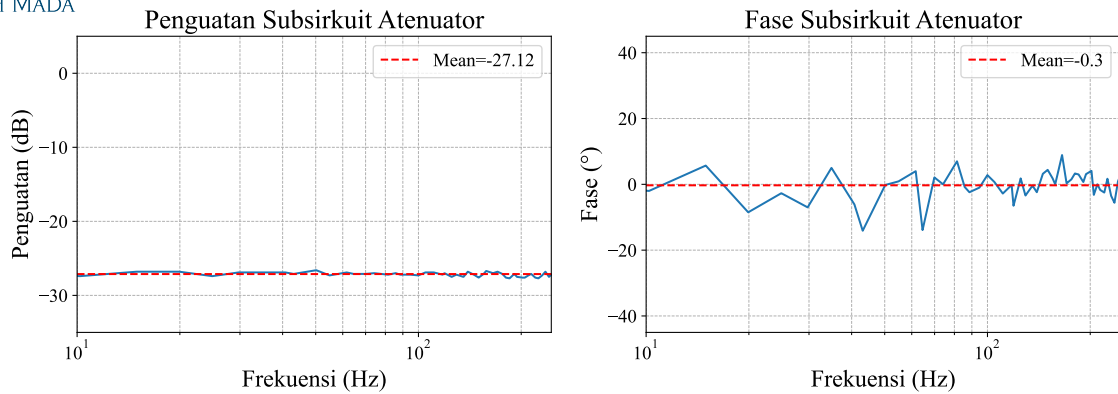


Gambar 4.47. Contoh Hasil Pengukuran Subsirkuit Atenuator.

Setelah diperoleh seluruh pengukuran yang dibutuhkan, data divisualisasikan dalam grafik penguatan dan fase. Penguatan isyarat pada frekuensi didapat dari persamaan 3-8.

$$G = 20 \log_{10} \left(\frac{V_{out}}{V_{in}} \right)$$

Gambar 4.48 menunjukkan grafik penguatan dan fase dari subsirkuit atenuator. Rata-rata penguatan dan fase subsirkuit atenuator berturut-turut adalah -27,12 dB dan -0.3°. Rata-rata penguatan dari hasil pengukuran mendekati perhitungan secara teori, yaitu -29.09. Rata-rata fase, -0.3°, rasional karena komponen subsirkuit atenuator hanya tersusun dari resistor pembagi tegangan sehingga tidak ada perubahan fase saat frekuensi berubah.

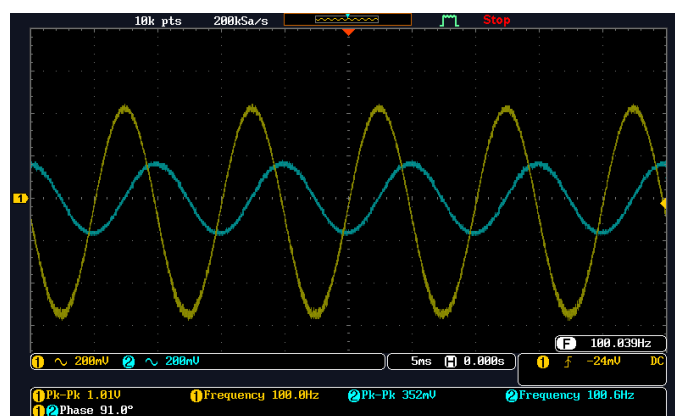


Gambar 4.48. Grafik Penguatan dan Fase Subsirkuit Atenuator.

4.4 Pengujian Subsirkuit *Low Pass Filter*

Pengujian LPF bertujuan untuk memastikan subsirkuit tersebut dapat memblokir isyarat dengan frekuensi di atas frekuensi potong. Pengujian subsirkuit LPF dilaksanakan dengan melakukan pengukuran masukan dan keluaran tegangan puncak ke puncak V_{pp} , frekuensi f , dan beda fase θ pada LPF. Alat yang diperlukan adalah AFG dan osiloskop digital. AFG menyediakan isyarat masukan berupa gelombang sinusoidal dengan $V_{pp} = 1$ V. Frekuensi masukan dari AFG merupakan variabel bebas dalam pengukuran ini. Frekuensi masukan diubah setiap 10 Hz (10, 20, 30, dan seterusnya). Osiloskop digital digunakan untuk mengukur masukan dan keluaran rangkaian LPF. Jumlah data pengukuran yang diambil pada pengujian ini sebanyak 50 baris.

Gambar 4.49 merupakan contoh hasil pengukuran subsirkuit LPF. Isyarat kuning adalah isyarat masukan, sedangkan isyarat biru merupakan isyarat keluaran. frekuensi masukan dan keluaran sama, yaitu 100 Hz. Frekuensi tersebut merupakan *cutoff frequency* yang diterapkan pada subsirkuit LPF. Berdasarkan hasil pengukuran tersebut, beda fase antara isyarat masukan dan keluaran sekitar 90° .



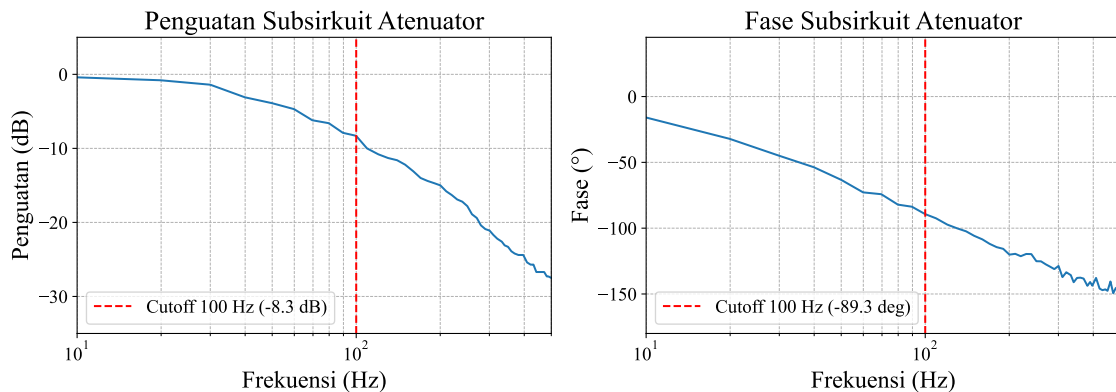
Gambar 4.49. Contoh Hasil Pengukuran Subsirkuit LPF.

Gambar 4.50 menunjukkan grafik penguatan dan fase dari subsirkuit LPF. Sama

namanya dengan subsirkuit atenuator, penguatan isyarat pada frekuensi didapat dari persamaan 3-8.

$$G = 20 \log_{10} \left(\frac{V_{out}}{V_{in}} \right)$$

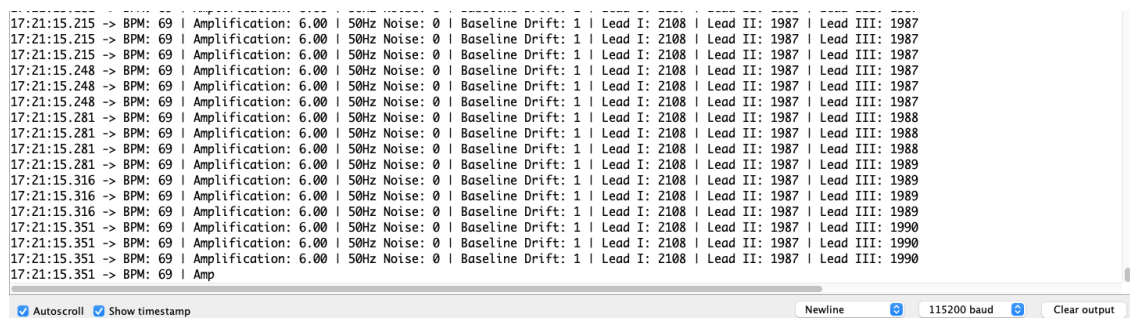
Grafik penguatan dan fase dari subsirkuit LPF memiliki *trend* yang sama, yaitu terjadi penurunan. Ketika frekuensi meningkat, tegangan isyarat keluaran semakin kecil dan beda fase antara isyarat masukan dan keluaran mengalami peningkatan. Kondisi ini telah memenuhi fungsi subsirkuit LPF.



Gambar 4.50. Grafik Penguatan dan Fase Subsirkuit LPF.

4.5 Pengujian Subsirkuit *User Interface*

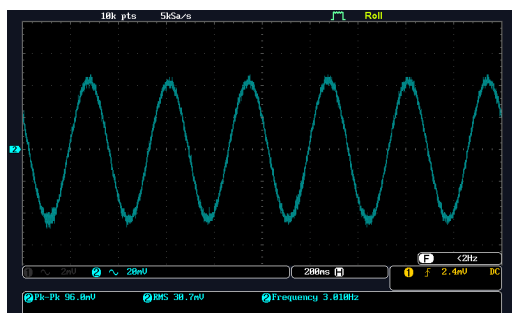
Pengujian *user interface* bermaksud untuk memastikan subsirkuit tersebut dapat berfungsi dengan baik. Dua komponen *user interface* memiliki fungsi masing-masing. Pertama, *rotary encoder* untuk mengubah nilai parameter. Kedua, LCD untuk menampilkan parameter kepada pengguna. Pengujian subsirkuit ini cukup sederhana, yaitu melakukan *monitoring* antara tampilan LCD dengan *serial monitor* Arduino IDE. Gambar 4.51 merupakan *serial monitor* Arduino IDE yang menampilkan beberapa parameter yang dapat diubah oleh pengguna.



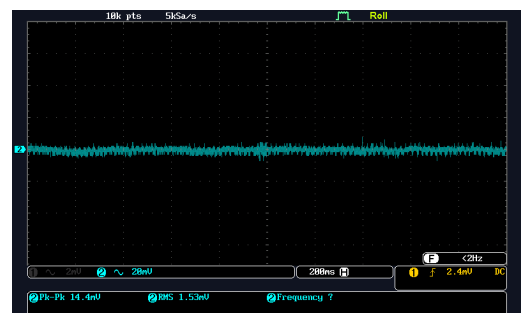
Gambar 4.51. *Serial Monitor* untuk Pengujian Subsirkuit *User Interface*.

4.6 Pengujian Alat Uji

Pengujian alat uji bertujuan untuk mengetahui *gain* yang diperoleh dari penguat IA MAX4194. Pengujian alat uji dilakukan dengan mengukur isyarat *output* alat uji menggunakan osiloskop digital. Isyarat input *inverting* dan *non-inverting* merupakan isyarat sinusoidal yang berasal dari AFG dengan frekuensi 3 Hz. V_{pp} pada input *inverting* adalah konstan, yaitu 2 mV, sedangkan input *non-inverting* bervariasi, mulai dari 2 mV, sampai 16 mV dengan perubahan 1 mV. Selain itu, isyarat pada kedua input diberi DC *offset* sebesar 500 mV. Gambar 4.52 pada bagian a) merupakan contoh hasil pengukuran isyarat *output* pada alat uji menggunakan osiloskop digital dengan input *differential mode*, sedangkan bagian b) dengan input *common mode*.



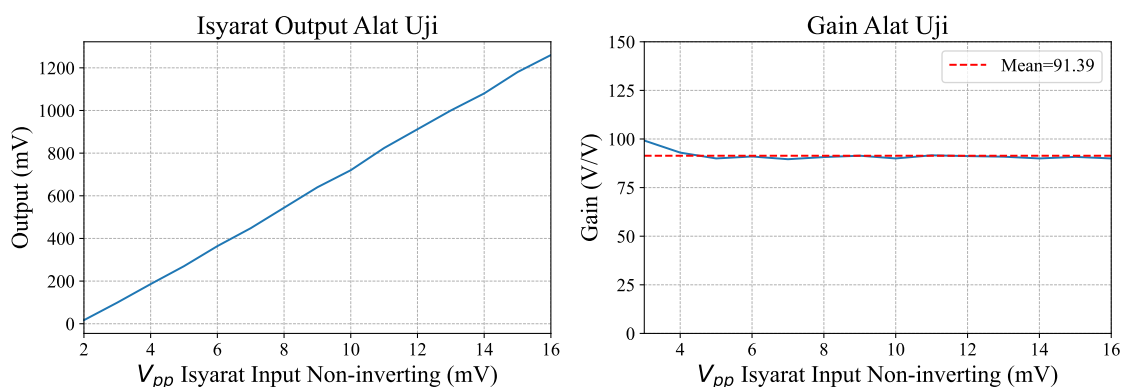
a)



b)

Gambar 4.52. Contoh Isyarat *Output* Alat Uji.

Gambar 4.53 merupakan grafik hasil pengukuran isyarat *output* dan grafik *gain* alat uji. Berdasarkan grafik, isyarat *output* alat uji mengalami peningkatan secara linear selaras dengan bertambahnya selisih antara isyarat input *inverting* dan *non-inverting*. Apabila diamati pada bagian grafik *gain*, rata-rata penguatan yang dihasilkan oleh IA MAX4194 berdasarkan pengukuran adalah 91.39 V/V.



Gambar 4.53. Grafik Isyarat *Output* dan *Gain* Alat Uji.

4.7 Pengujian Perangkat Pembangkit Isyarat EKG

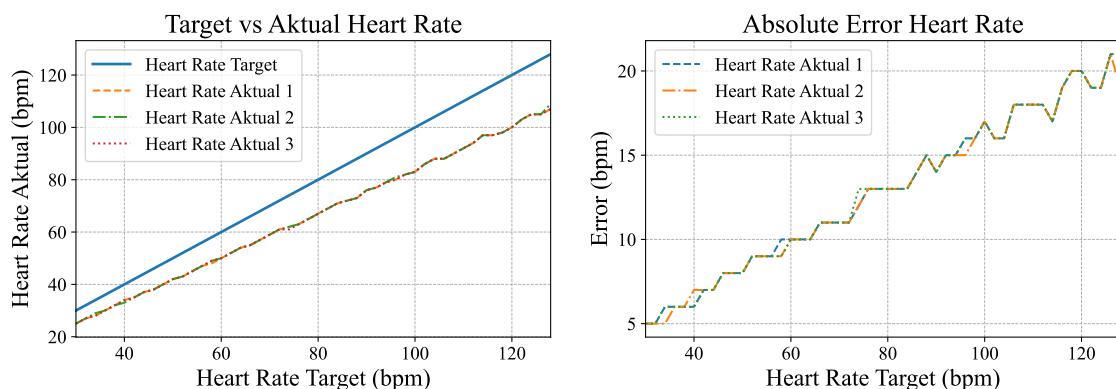
4.7.1 Pengujian Akurasi *Heart Rate*

Heart rate merupakan parameter yang menentukan jumlah puncak R dalam satu menit. Pengujian *heart rate* perangkat pembangkit isyarat EKG bertujuan untuk membandingkan antara keluaran terhadap masukan *heart rate* yang telah diatur oleh pengguna. Pengujian ini dilaksanakan dengan melakukan pengukuran periode puncak R (T_R) pada masing-masing sadapan Einthoven dari keluaran perangkat pembangkit isyarat EKG. Perangkat pembangkit isyarat EKG diatur sehingga amplifikasi konstan, yaitu 20 kali. Parameter yang berubah pada pengujian ini adalah *heart rate* perangkat pembangkit isyarat EKG, yaitu dari 30 bpm sampai 128 bpm dengan *step* 2 bpm. Alat yang diperlukan untuk melakukan pengukuran adalah alat uji 3.38 yang telah dirancang dan osiloskop digital. Masukan alat uji dibuhungkan dengan keluaran perangkat pembangkit isyarat EKG dan disesuaikan dengan pengaturan sadapan Einthoven. Osiloskop digital digunakan untuk mengukur isyarat keluaran dari alat uji.

Setelah diperoleh keseluruhan data T_R , data tersebut dikonversi menjadi data *heart rate* dengan Persamaan 4-1.

$$HR = \frac{60}{T_R} \quad (4-1)$$

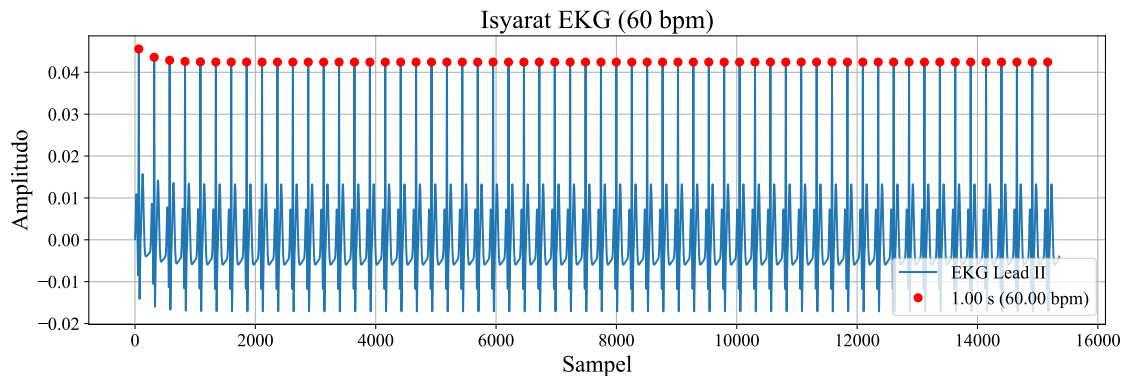
Gambar 4.54 mengilustrasikan data hasil pengujian *heart rate* menggunakan alat uji dan osiloskop digital. Berdasarkan grafik tersebut, *heart rate* aktual antara sadapan I, II, dan III menunjukkan garis yang hampir sama persis dan berhimpitan satu sama lain. Meskipun demikian, *heart rate* aktual tidak selaras dengan *heart rate* target. Berdasarkan Gambar 4.54, kesalahan *heart rate* dari keluaran perangkat pembangkit isyarat EKG semakin meningkat pada target *heart rate* yang lebih tinggi. Dari data yang telah dikumpulkan, *heart rate* aktual dari target 30 bpm adalah 25 bpm untuk semua sadapan. Ketika target diatur pada 128 bpm, *heart rate* aktual hanya menghasilkan 107 bpm (sadapan I dan III) dan 109 bpm (sadapan II). Kemudian, *Mean absolute error* yang diperoleh dari data tersebut tergolong kurang baik, yaitu 13 bpm.



Gambar 4.54. Grafik *Heart Rate* dan *Error Heart Rate*.

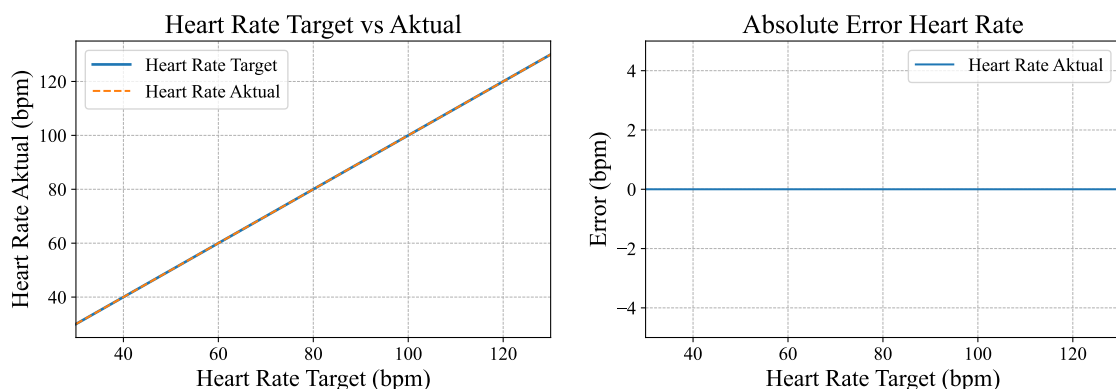


Dugaan awal yang menyebabkan *error* semakin meningkat pada hasil pengujian *heart rate* ada dua. Pertama, model persamaan isyarat EKG sudah memiliki *error* pada nilai *heart rate*. Untuk menguji dugaan pertama, model persamaan disimulasikan untuk membangkitkan isyarat EKG selama 60 detik menggunakan program Python. *Heart rate* diatur mulai dari 30 bpm sampai 120 bpm dengan langkah 5 bpm. Gambar 4.55 menunjukkan hasil simulasi dengan *heart rate* 60 bpm. Keluaran *heart rate* pada simulasi ditentukan berdasarkan jumlah puncak menggunakan fitur *find peak* pada *library* Scipy. Gambar 4.56 merupakan grafik antara *heart rate* target dan *heart rate*



Gambar 4.55. Simulasi Model Persamaan Isyarat EKG Menggunakan Python.

simulasi. Kedua garis saling berhimpitan, artinya tidak ada perbedaan antara *heart rate* target dan *heart rate* simulasi. Grafik error juga menunjukkan bahwa *heart rate* simulasi sesuai dengan *heart rate* yang ingin dicapai. Oleh karena itu, dugaan pertama tidak berkontribusi pada kesalahan *heart rate* perangkat pembangkit isyarat EKG.

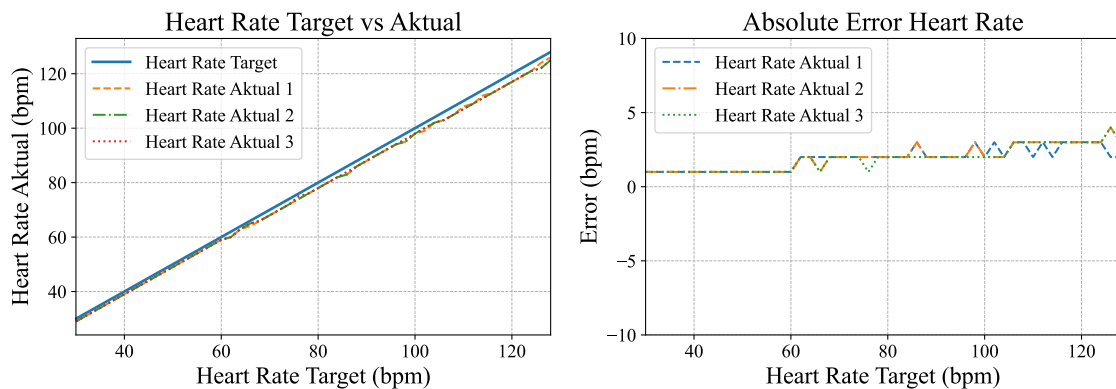


Gambar 4.56. Grafik *Heart Rate* dan *Error Heart Rate* Simulasi.

Dugaan kedua adalah penggunaan fungsi *blocking* yang tidak sesuai pada program mikrokontroler ESP32. Fungsi yang digunakan adalah *delayMicroseconds(1000000/sampleRate)*. Fungsi tersebut bertujuan untuk mengatur interval pembangkitan isyarat EKG agar sesuai dengan *sample rate*. Namun, fungsi tersebut tidak mampu menyediakan isyarat EKG dengan akurat. Fungsi *blocking* diubah



menjadi lebih sederhana, yaitu $\text{delay}(4)$. Nilai 4 berarti proses eksekusi terhenti selama 4 milidetik. Nilai 4 dipilih karena mendekati hasil $1/\text{sampleRate}$, yaitu 3.9 milidetik. Untuk menguji dugaan kedua, pengujian akurasi *heart rate* diulangi dengan prosedur yang sama seperti sebelumnya. Gambar 4.57 menunjukkan data hasil pengujian akurasi *heart rate* menggunakan alat uji dan osiloskop digital. *Error* berkurang secara signifikan. *Heart rate* aktual dari target 30 bpm adalah 29 bpm untuk semua sadapan. Ketika target diatur pada 128 bpm, *heart rate* aktual berada pada angka 126 bpm (sadapan I) dan 124 bpm (sadapan II dan III). Kemudian, *mean absolute error* dari data tersebut adalah 2 bpm. Hasil tersebut menunjukkan bahwa *timing* pada eksekusi program memengaruhi *heart rate* pada isyarat yang dibangkitkan.



Gambar 4.57. Grafik *Heart Rate* dan *Error Heart Rate* (Perbaikan).

4.7.2 Pengujian Rentang Magnitudo

Magnitudo pada isyarat EKG adalah selisih mutlak antara titik tertinggi dan titik terendah pada sumbu vertikal. Satuan yang umum digunakan untuk mendefinisikan magnitudo isyarat jantung adalah milivolt (mV). Pengujian ini bertujuan untuk mengetahui rentang magnitudo perangkat pembangkit isyarat EKG. Pengujian rentang magnitudo dilakukan dengan mengukur magnitudo tegangan (V_{pp}) pada masing-masing sadapan Einthoven dari keluaran perangkat pembangkit isyarat EKG. Perangkat pembangkit isyarat EKG diatur sehingga *heart rate* konstan, yaitu 60 bpm. Parameter yang berubah dalam pengukuran adalah nilai amplifikasi perangkat pembangkit isyarat EKG, yaitu dari 1 kali sampai 50 kali dengan *step* 1 kali. Alat yang dibutuhkan dalam pengukuran adalah alat uji 3.38 instrumentation amplifier dan osiloskop digital. Keluaran perangkat pembangkit isyarat EKG diatur sesuai sadapan Einthoven dan dihubungkan ke alat uji. Pengukuran magnitudo diperoleh dari bacaan osiloskop digital yang dihubungkan pada keluaran alat uji.

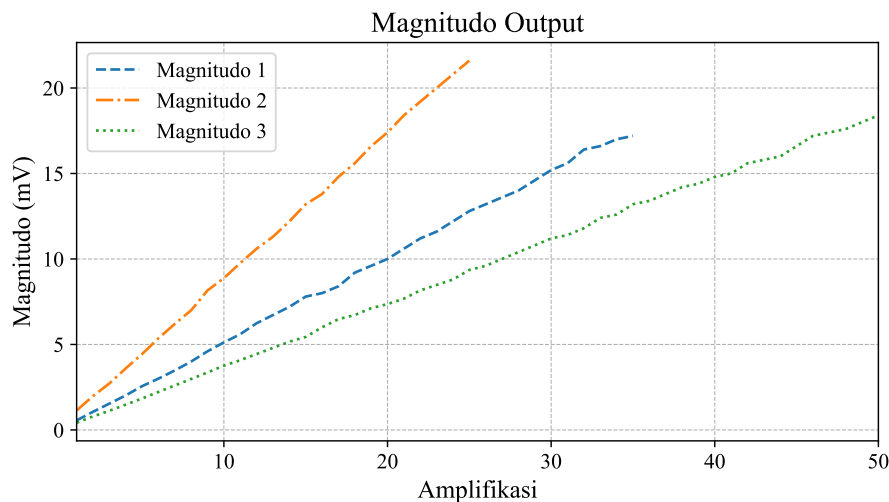
Seluruh data yang diperoleh pada proses pengukuran merupakan magnitudo isyarat yang telah dikuatkan 100 kali oleh alat uji. Untuk mendapatkan magnitudo

keluaran perangkat pembangkit isyarat EKG, data perlu diolah seperti berikut.

$$V_{pp} = \frac{V_{pp(measurement)}}{100} \quad (4-2)$$

Dari data yang diperoleh, magnitudo isyarat terkecil yang dapat dibangkitkan oleh perangkat pembangkit isyarat EKG pada sadapan I, II, dan III berturut-turut adalah 0.56 mV, 1.14 mV, dan 0.42 mV. Magnitudo tersebut sudah cukup untuk merepresentasikan isyarat jantung asli.

Gambar 4.58 menunjukkan grafik magnitudo pada setiap amplifikasi perangkat pembangkit isyarat EKG. Berdasarkan grafik, magnitudo sadapan I dan II tidak sampai amplifikasi 50 kali karena isyarat EKG terpotong sehingga pengambilan hasil pengukuran tidak dilanjutkan. Pengukuran magnitudo sadapan I berhenti pada amplifikasi 35 kali, sedangkan magnitudo sadapan II berhenti pada amplifikasi 25 kali. Magnitudo ketiga sadapan meningkat secara linear. Magnitudo sadapan II menunjukkan peningkatan paling cepat, sedangkan magnitudo sadapan III mengalami peningkatan paling lambat.



Gambar 4.58. Grafik Magnitudo.

Perubahan rata-rata magnitudo sadapan I, II, dan III telah diperoleh dengan menghitung rata-rata selisih data ke- $[n + 1]$ dan ke- $[n]$, yaitu berturut-turut 0.49 mV, 0.85 mV, dan 0.37 mV. Dengan mengetahui rata-rata perubahan magnitudo, magnitudo maksimum dapat diperoleh dengan mengalikan amplifikasi maksimum dengan rata-rata perubahan tersebut.

$$V_{pp(max)} = A \cdot \Delta V_{pp} \quad (4-3)$$

ΔV_{pp} adalah perubahan rata-rata magnitudo isyarat dan A adalah parameter amplifikasi yang dipilih melalui perangkat pembangkit isyarat EKG. Dengan begitu, diperoleh magnitudo maksimum sadapan I, II, dan III berturut-turut adalah 24.50 mV, 42.50 mV,

dan 18.50 mV.

4.7.3 Pengujian Spektrum Frekuensi

Dalam beberapa kasus, transformasi isyarat dari domain waktu ke domain frekuensi perlu dilakukan. Misalnya, domain frekuensi digunakan untuk mengenali frekuensi yang lebih dibutuhkan dan frekuensi perlu diatenuasi. Pada pengujian ini, isyarat keluaran perangkat pembangkit isyarat EKG ditransformasi ke domain frekuensi. Hal ini bertujuan untuk menganalisis frekuensi yang berkontribusi pada isyarat EKG. Persamaan 3-2 menunjukkan kaitan antara kecepatan sudut isyarat jantung dengan *heart rate* pada perangkat pembangkit isyarat EKG. Awal mula persamaan tersebut berasal dari hubungan kecepatan sudut ω dan frekuensi f .

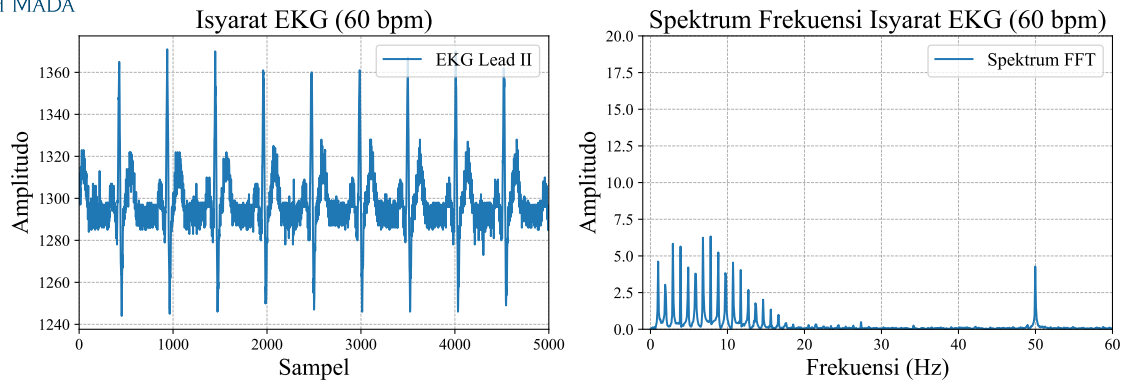
$$\omega = 2\pi f \quad (4-4)$$

Dengan demikian, diperoleh Persamaan 4-5 yang menghubungkan antara *heart rate* HR dan frekuensi f .

$$f = \frac{HR}{60} \quad (4-5)$$

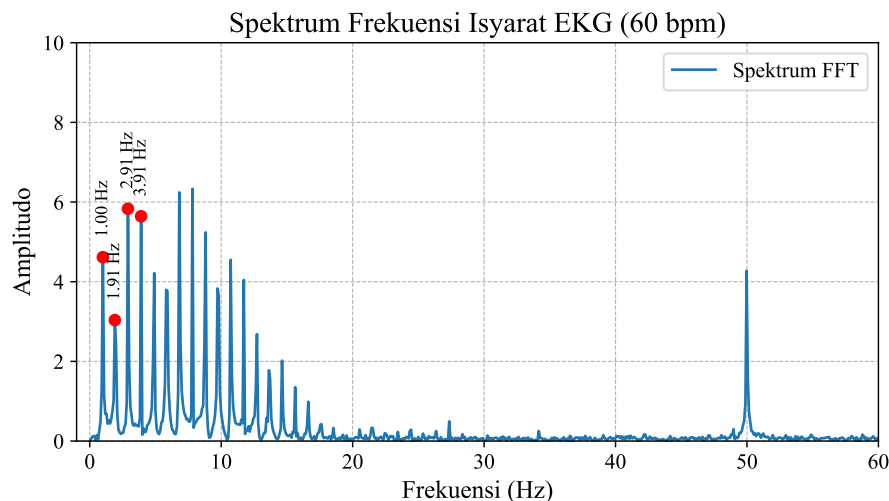
Data yang dibutuhkan dalam pengujian ini merupakan data *sequences* isyarat sadapan II dari *output* perangkat pembangkit isyarat EKG. Alat yang diperlukan adalah alat uji *instrumentation amplifier*, kabel USB-A to micro-USB, dan komputer yang telah terpasang aplikasi *serial oscilloscope*. Keluaran perangkat pembangkit isyarat EKG dirangkai sesuai sadapan Einthoven dan dihubungkan ke masukan alat uji 3.38. Alat uji bekerja dengan *sampling rate* 500 sps. Keluaran alat uji terhubung dengan komputer secara serial menggunakan kabel. *Serial oscilloscope* digunakan untuk melakukan *data logging* dari *sequences* keluaran alat uji dan menyimpan data tersebut dalam *file csv*. Satu kali proses *data logging* diatur selama 10 detik sehingga diperoleh ± 5000 baris. Perangkat pembangkit isyarat EKG diatur memiliki amplifikasi sebesar 1 kali. Kemudian, proses *data logging* dilakukan untuk target *heart rate* dari 30 bpm sampai 130 bpm dengan *step* 10 bpm.

Setelah seluruh data terkumpul, data isyarat EKG ditransformasi ke domain frekuensi. Program Python dipilih untuk proses transformasi dengan menggunakan NumPy *library*. Gambar 4.59 menunjukkan isyarat sadapan II dengan *heart rate* 60 bpm, baik pada domain waktu, maupun pada domain frekuensi. Isyarat jantung pada domain waktu terlihat jelas dan halus tanpa ada bagian isyarat yang terpotong. Isyarat jantung pada domain frekuensi memiliki banyak puncak-puncak. satu puncak tersebut berkorespondensi dengan satu frekuensi. Gambar 4.60 merupakan tampilan lebih detail dari isyarat EKG dengan *heart rate* 60 bpm pada domain frekuensi. Berdasarkan gambar tersebut, masing-masing puncak memiliki satu frekuensi *unique*. Frekuensi



Gambar 4.59. Isyarat EKG pada Domain Waktu dan Domain Frekuensi.

heart rate yang dihasilkan perangkat pembangkit isyarat EKG adalah 0.50 Hz – 2.16 Hz sehingga hanya fokus pada frekuensi di bawah 3 Hz. Dari sekian banyak frekuensi tersebut, yang paling mendekati *heart rate* target adalah $f = 1.01$ Hz (60 bpm).



Gambar 4.60. Isyarat EKG pada Domain Frekuensi.

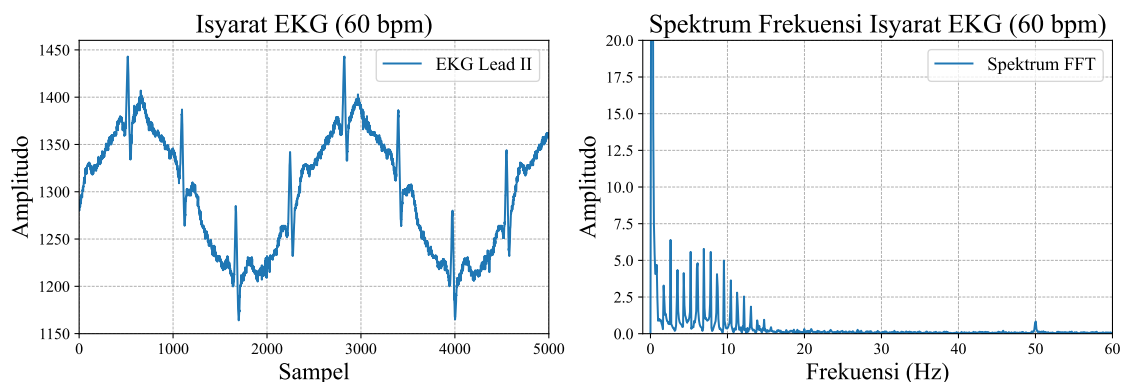
Heart rate yang diperoleh pada contoh di atas (60 bpm) mendekati target yang diinginkan. Tabel 4.1 merupakan perbandingan data *heart rate* pada sadapan II antara domain waktu menggunakan osiloskop digital dan domain frekuensi menggunakan program Python. Dari data tersebut, *error* keluaran *heart rate* pada domain frekuensi tidak terlalu signifikan terhadap *heart rate* target. Oleh karena itu, frekuensi pada puncak pertama dapat dipilih sebagai representasi *heart rate* di domain frekuensi. Selain itu, *mean absolute error* pada domain waktu dan domain frekuensi sama, yaitu 2 bpm.

Selanjutnya, spektrum frekuensi digunakan untuk mengamati komponen *noise* akibat *baseline wander* dan *power-line interference*. Gambar 4.61 menunjukkan *output* perangkat pembangkit isyarat EKG pada domain waktu dan domain frekuensi ketika ditambahkan *baseline wander*. Berdasarkan domain waktu, *baseline wander* sudah

Tabel 4.1. Perbandingan *Heart Rate* antara Domain Waktu dan Domain Frekuensi.

<i>HR</i> (bpm)	30	40	50	60	70	80	90	100	110	120	<i>MAE</i>
Domain Waktu	29	39	49	59	68	78	88	98	107	117	2
Domain Frekuensi	28	37	48	60	67	79	87	95	110	116	2

terlihat dengan jelas. Berdasarkan spektrum frekuensi, terdapat puncak yang lebih tinggi dibandingkan yang lainnya pada frekuensi yang sangat rendah dan mendekati frekuensi 0 Hz. Frekuensi ini merupakan frekuensi yang timbul karena *baseline wander*. Gambar

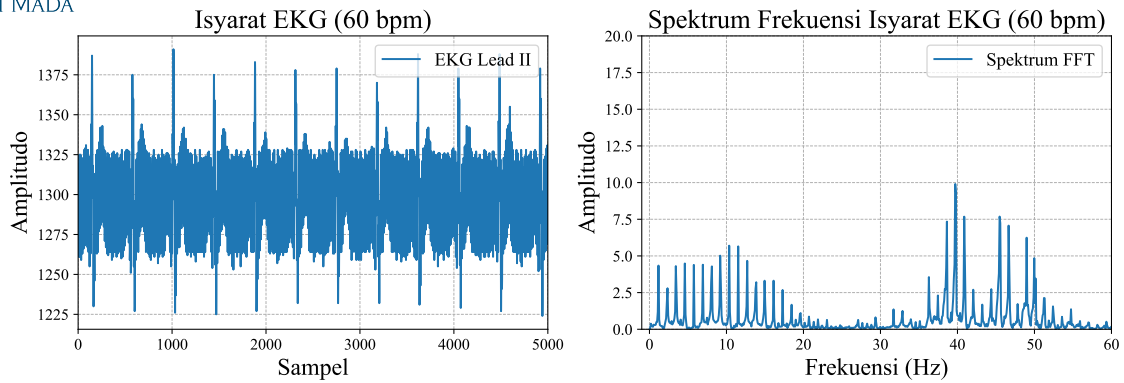


Gambar 4.61. Output Perangkat Pembangkit Isyarat EKG dengan *Baseline Wander*.

4.62 merupakan *output* perangkat pembangkit isyarat EKG pada domain waktu dan domain frekuensi ketika ditambahkan *power-line interference*. Berdasarkan domain waktu, *noise* sudah terlihat dengan jelas. Namun, berdasarkan spektrum frekuensi, *noise* yang disebabkan *power-line interference* belum sesuai. Komponen frekuensi yang disebabkan oleh *noise* tersebut seharusnya terletak pada 50 Hz, tetapi data menunjukkan hasil yang berbeda, yaitu 30-60 Hz. Fungsi *void loop* dan *delay* kurang efektif dalam proses *timing* pada eksekusi program yang ditandai oleh munculnya *jitter*. Kondisi tersebut mengakibatkan waktu *delay* yang bervariasi sehingga frekuensi isyarat yang dibangkitkan juga ikut beragam. Oleh karena itu, *timing* pada program mikrokontroler perlu diperbaiki.

4.7.4 Perbandingan Antara Perangkat Pembangkit Isyarat EKG dan Perangkat MS400

MS400 merupakan perangkat komersial sejenis dengan pembangkit isyarat EKG yang dikembangkan pada tugas akhir ini. MS400 digunakan sebagai pembanding dari perangkat pembangkit isyarat EKG. Perbandingan dilakukan pada dua domain, yaitu waktu dan frekuensi.

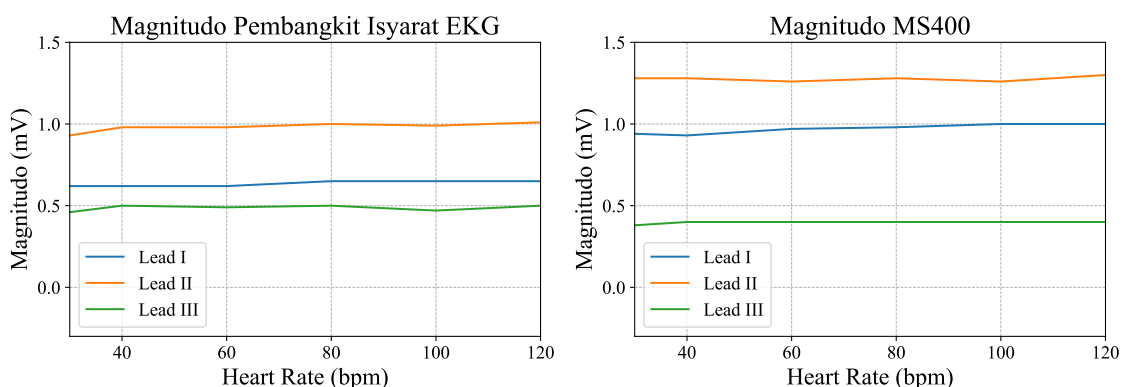


Gambar 4.62. Output Perangkat Pembangkit Isyarat EKG dengan *Power-line Interference*.

4.7.4.1 Perbandingan Magnitudo

Pengujian dilaksanakan dengan mengukur isyarat *output* pada masing-masing perangkat. Kedua perangkat diatur pada magnitudo konstan, yaitu 1 mV untuk sadapan II. *Heart rate* dipilih pada nilai 30, 40, 60, 80, 100, dan 120 bpm. Nilai tersebut merupakan nilai irisan, artinya kedua alat menyediakan nilai *heart rate* tersebut. Keluaran MS400 dan perangkat pembangkit isyarat EKG dihubungkan pada masukan alat uji 3.38 secara bergiliran. Kemudian, V_{pp} diukur menggunakan osiloskop digital.

Gambar 4.63 merupakan grafik dari data pengukuran *output* V_{pp} MS400 dan perangkat pembangkit isyarat EKG. Data tersebut telah diolah menggunakan Persamaan 4-2 agar magnitudo berada pada level 1 mV. Magnitudo sadapan II, baik MS400, maupun perangkat pembangkit isyarat EKG, terletak di sekitar 1 mV. Rata-rata magnitudo MS400 adalah 0.97 mV untuk sadapan I, 1.27 mV untuk sadapan II, dan 0.39 mV untuk sadapan III. Rata-rata magnitudo perangkat pembangkit isyarat EKG adalah 0.63 mV untuk sadapan I, 0.98 untuk sadapan II, dan 0.48 mV untuk sadapan III.

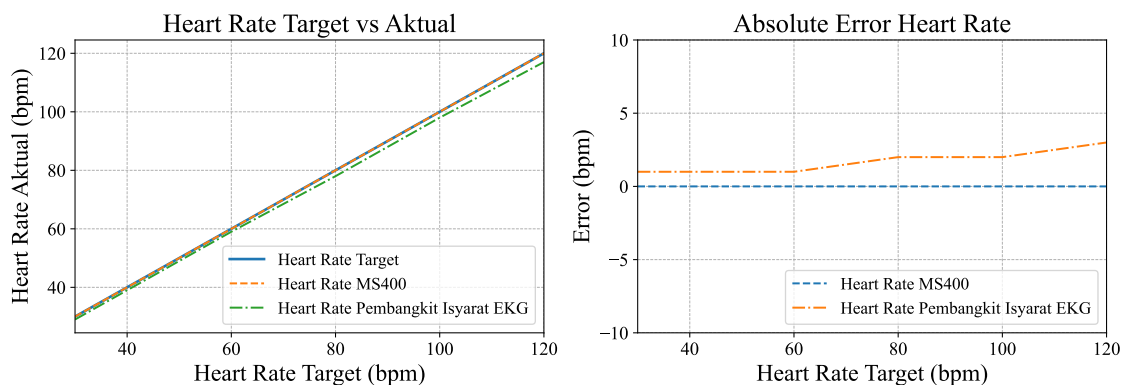


Gambar 4.63. Grafik Magnitudo MS400 dan Perangkat Pembangkit Isyarat EKG.

4.7.4.2 Perbandingan Akurasi *Heart Rate*

Pengujian dilakukan dengan mengukur isyarat *output* pada masing-masing perangkat. Kedua perangkat diatur pada magnitudo 1 mV untuk sadapan II. *Heart rate* ditentukan pada nilai 30, 40, 60, 80, 100, dan 120 bpm. *Output* MS400 dan perangkat pembangkit isyarat EKG disambungkan pada masukan alat uji 3.38 secara bergiliran. Kemudian, T_R diukur menggunakan osiloskop digital.

Data hasil pengolahan data *heart rate* divisualisasikan pada Gambar 4.64. Visualisasi tersebut merupakan hasil pengukuran isyarat sadapan II. Berdasarkan data pengukuran, MS400 membangkitkan isyarat EKG dengan *heart rate* yang sangat akurat terhadap target. *Absolute error* pada setiap pengukuran menghasilkan nilai 0. Sebaliknya, perangkat pembangkit isyarat EKG memiliki *absolute error* antara 1 sampai 3 bpm. *Trend* grafik *absolute error* dari perangkat pembangkit isyarat EKG semakin meningkat pada nilai *heart rate* yang tinggi. Meskipun demikian, *MAE* pengukuran *heart rate* perangkat pembangkit isyarat EKG hanya 2 bpm.



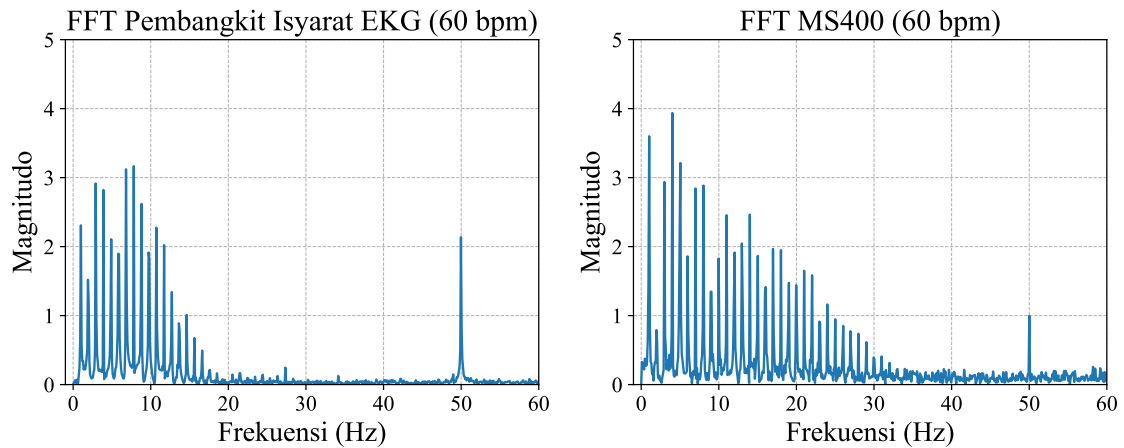
Gambar 4.64. Grafik *Heart Rate* MS400 dan Perangkat Pembangkit Isyarat EKG.

4.7.4.3 Perbandingan Spektrum Frekuensi

Pengujian dilaksanakan dengan melakukan *data logging* untuk masing-masing *output* perangkat pada sadapan II. MS400 dan perangkat pembangkit isyarat EKG diatur pada magnitudo 1 mV dan *heart rate* yang bervariasi, yaitu 30, 40, 60, 80, 100, dan 120 bpm. Alat uji 3.38 dirangkai pada MS400 dan perangkat pembangkit isyarat EKG secara bergiliran. *Output* alat uji direkam menggunakan aplikasi *serial oscilloscope* dengan *sampling rate* 500 sps pada komputer dan disimpan sesuai format csv. *Data logging* berlangsung selama 10 detik untuk setiap sadapan.

Data isyarat EKG ditransformasi ke domain frekuensi menggunakan *library* NumPy pada program Python. Gambar 4.65 menunjukkan contoh spektrum frekuensi isyarat EKG dengan *heart rate* 60 bpm untuk masing-masing perangkat. Komponen frekuensi harmonik MS400 lebih lebar dibandingkan perangkat pembangkit isyarat

EKG. MS400 membangkitkan komponen frekuensi sampai sekitar 30 Hz, sedangkan perangkat pembangkit isyarat EKG hanya sampai sekitar 20 Hz. Isyarat *output* pada kedua perangkat terdistorsi oleh *power-line interference* yang ditandai dengan adanya puncak pada komponen frekuensi 50 Hz. Tabel 4.2 merupakan data *heart rate* yang



Gambar 4.65. Contoh Spektrum Frekuensi MS400 dan Perangkat Pembangkit Isyarat EKG.

ditentukan berdasarkan frekuensi pada puncak pertama. Menurut data tersebut, MS400 membangkitkan frekuensi *heart rate* yang lebih akurat dibandingkan perangkat pembangkit isyarat EKG. Rata-rata *error* MS400 adalah 1 bpm, sedangkan perangkat pembangkit isyarat EKG mencapai 3 bpm.

Tabel 4.2. *Heart Rate* MS400 dan Perangkat Pembangkit Isyarat EKG.

<i>HR</i> (bpm)	30	40	60	80	100	120	<i>MAE</i>
MS400	31	39	62	82	99	119	1
Perangkat Pembangkit Isyarat EKG	27	38	60	77	96	114	3

4.7.4.4 Perbandingan Morfologi Isyarat EKG

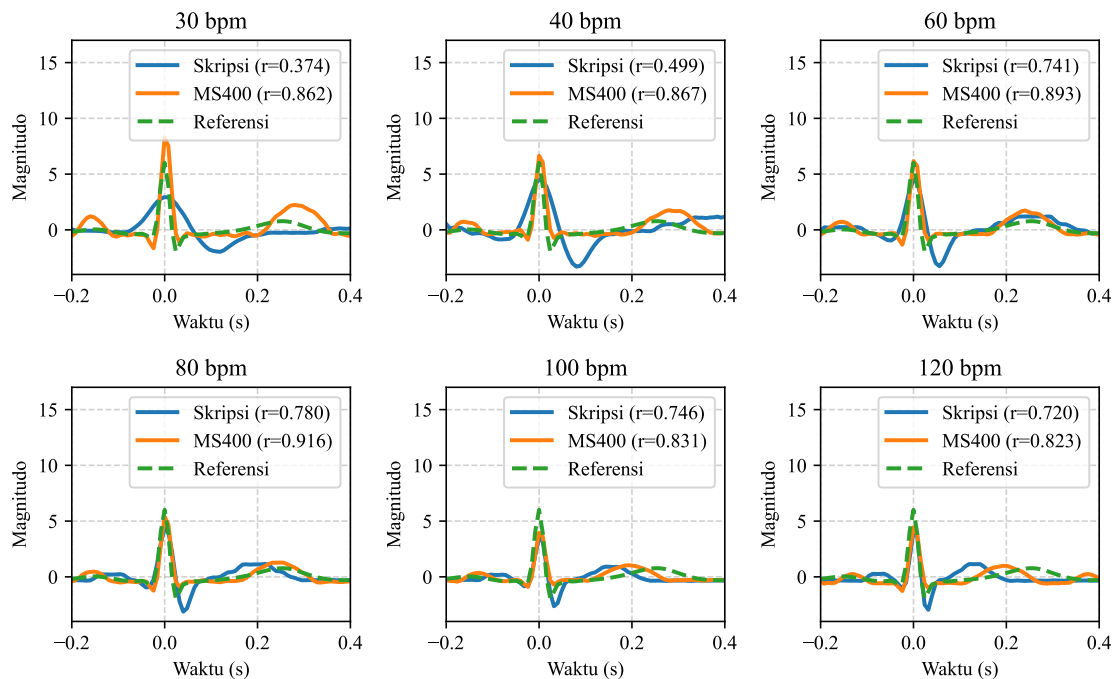
Pengujian dilaksanakan dengan membandingkan morfologi isyarat EKG pada gelombang P-Q-R-S-T antara perangkat pembangkit isyarat EKG dan MS400 terhadap referensi *dataset*. MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database yang diunduh dari Physionet dipilih sebagai isyarat referensi [50]. *Dataset* tersusun dari 18 rekaman EKG jangka panjang, yaitu 5 subjek pria berusia 26 sampai 45 tahun dan 13 subjek wanita berusia 20 sampai 50 tahun [50]. Semua rekaman EKG memiliki *sampling rate* yang sama pada 128 sps dan berdurasi ± 20 jam.

Perbandingan morfologi isyarat EKG dilakukan dengan membandingkan rata-rata *template* gelombang P-Q-R-S-T antara perangkat pembangkit isyarat EKG dan



MS400 terhadap referensi. Namun, sebelumnya seluruh *data sequence* isyarat EKG perlu melalui tahap *pre-processing*, di antaranya *bandpass filter*, *notch filter*, dan normalisasi. Setiap puncak R dideteksi dan diambil rentang antara 200 ms sebelum dan 400 ms setelah puncak R sebagai *template* gelombang P-Q-R-S-T. Kemudian, rata-rata *template* ditentukan berdasarkan kumpulan *template* yang telah diperoleh.

Gambar 4.66 merupakan hasil perbandingan rata-rata *template* gelombang P-Q-R-S-T antara perangkat pembangkit isyarat EKG (biru) dan MS400 (oranye) terhadap referensi (hijau). Kemiripan *template* perangkat pembangkit isyarat EKG dan MS400 terhadap referensi diukur berdasarkan Pearson *correlation* r . Isyarat EKG paling mendekati referensi *dataset* ditentukan saat nilai r tertinggi tercapai, yaitu isyarat EKG dibangkitkan dengan *heart rate* 80 bpm. Pada *heart rate* tersebut, $r = 0.780$ untuk perangkat pembangkit isyarat EKG dan $r = 0.916$ untuk MS400. Berdasarkan morfologi gelombang P-Q-R-S-T, isyarat EKG yang dibangkitkan MS400 lebih baik karena lebih mendekati isyarat EKG asli.



Gambar 4.66. Pearson *Correlation* pada Morfologi Isyarat EKG.

BAB V

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Tugas akhir ini bertujuan untuk mengembangkan perangkat pembangkit isyarat EKG yang dapat membangkitkan isyarat jantung *normal sinus rythm* dan isyarat jantung yang terdistorsi oleh *noise*. Kesimpulan yang diperoleh dari pengembangan perangkat pembangkit isyarat EKG adalah sebagai berikut:

1. Perangkat pembangkit isyarat EKG mampu membangkitkan isyarat jantung sesuai karakteristiknya, yaitu level magnitudo 1 mV dan gelombang P-Q-R-S-T dengan hasil korelasi positif sebesar $r = 0.78$ terhadap referensi.
2. *Heart rate* yang dibangkitkan oleh perangkat pembangkit isyarat EKG bervariasi, yaitu 30 bpm sampai 130 bpm dengan MAE sebesar 2 bpm.

5.2 Saran

Dalam pengembangan perangkat pembangkit isyarat EKG terdapat saran untuk dikembangkan dan ditindaklanjuti pada tahap berikutnya, diantaranya:

1. Diperlukan parameter isyarat P-Q-R-S-T untuk sadapan V1, V2, V3, V4, V5, dan V6. Parameter tersebut dapat diperoleh dengan melakukan *model fitting* pada dataset isyarat jantung. Kemudian, parameter-parameter tersebut diterapkan pada perangkat pembangkit isyarat EKG sehingga jumlah keseluruhan isyarat yang dapat dibangkitkan bisa sesuai dengan standar perangkat EKG, yaitu 12 *channel*.
2. Diperlukan penambahan jenis isyarat jantung abnormal untuk menambah variasi isyarat, seperti *atrial fibrillation*. Penambahan isyarat jantung abnormal memerlukan *model fitting* pada dataset. Dengan melakukan model fitting, diperoleh parameter P-Q-R-S-T untuk isyarat jantung abnormal.
3. Diperlukan penambahan rangkaian *right leg drive* (RLD) agar simulasi sesuai dengan proses pengambilan isyarat jantung menggunakan perangkat EKG.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] D. E. Becker, "Fundamentals of electrocardiography interpretation," *Anesthesia progress*, vol. 53, no. 2, p. 53, 2006.
- [2] P. E. McSharry, G. D. Clifford, L. Tarassenko, and L. A. Smith, "A dynamical model for generating synthetic electrocardiogram signals," *IEEE transactions on biomedical engineering*, vol. 50, no. 3, pp. 289–294, 2003.
- [3] K.-H. Chang and M.-S. Young, "Design of a three-lead synthetic ecg generator using the simplified mcsharry's model," *Instrumentation Science and Technology*, vol. 37, no. 4, pp. 397–409, 2009.
- [4] J. G. Betts, K. A. Young, J. A. Wise, E. Johnson, B. Poe, D. H. Kruse, O. Korol, J. E. Johnson, M. Womble, and P. DeSaix, *Anatomy and physiology 2e*, 2024.
- [5] ECG Waves, "Ecg leads and electrodes: Limb and chest (precordial) lead systems," n.d., accessed: 2025-06-03. [Online]. Available: <https://ecgwaves.com/topic/ekg-ecg-leads-electrodes-systems-limb-chest-precordial/#toc-heading-2>
- [6] Circuit Digest, "Serial communication protocols - basics, types & working," accessed: 2025-06-26. [Online]. Available: <https://circuitdigest.com/tutorial/serial-communication-protocols>
- [7] B. A. Forouzan, *Data communications and networking*. Huga Media, 2007.
- [8] W. Stallings, *Data and computer communications*. Pearson Education India, 2007.
- [9] P. Dhaker, "Introduction to spi interface," *Analog Dialogue*, vol. 52, no. 3, pp. 49–53, 2018.
- [10] S. Afzal, "I²c primer: What is i²c? (part 1)," n.d., accessed: 2025-06-26. [Online]. Available: <https://www.analog.com/en/resources/technical-articles/i2c-primer-what-is-i2c-part-1.html>
- [11] S. Campbell, "Basics of the i2c communication protocol," accessed: 2025-06-26. [Online]. Available: <https://www.circuitbasics.com/basics-of-the-i2c-communication-protocol/>
- [12] F. Leens, "An introduction to i²c and spi protocols," *IEEE Instrumentation & Measurement Magazine*, vol. 12, no. 1, pp. 8–13, 2009.
- [13] P. Horowitz and W. Hill, *The art of electronics*. Cambridge university press Cambridge, 1978, vol. 109.
- [14] C. Alexander and M. Sadiku, *Fundamentals of Electric Circuits: Fifth Edition*. Prentice Hall, 2012. [Online]. Available: <https://books.google.co.id/books?id=BUk1AAAAQBAJ>
- [15] P. Scherz and S. Monk, *Practical Electronics for Inventors*, 4th ed. McGraw-Hill Education, 2016, accessed: 2025-06-03. [Online]. Available: https://mlp6.pages.oit.duke.edu/MedTech-Prototyping-Skills/Practical_Electronics_for_Inventors_Fourth_Edition_By_Paul_Scherz_and_Simon_Monk.pdf



- [16] Electronics-Tutorials.ws, “Inverting operational amplifier,” accessed: 2025-06-03. [Online]. Available: https://www.electronics-tutorials.ws/opamp/opamp_5.html
- [17] C. Kitchin and L. Counts, *A designer’s guide to instrumentation amplifiers*. Analog Devices Norwood, MA, 2006.
- [18] “Cooley–Tukey FFT algorithm,” *Wikipedia, The Free Encyclopedia*, 2025, accessed: 25 August 2025. [Online]. Available: https://en.wikipedia.org/wiki/Cooley%E2%80%93Tukey_FFT_algorithm
- [19] C. G. Caro, *The mechanics of the circulation*. Cambridge University Press, 2012.
- [20] J. Allen, “Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement,” *Physiological measurement*, vol. 28, no. 3, p. R1, 2007.
- [21] O. T. Inan, P.-F. Migeotte, K.-S. Park, M. Etemadi, K. Tavakolian, R. Casanella, J. Zanetti, J. Tank, I. Funtova, G. K. Prisk *et al.*, “Ballistocardiography and seismocardiography: A review of recent advances,” *IEEE journal of biomedical and health informatics*, vol. 19, no. 4, pp. 1414–1427, 2014.
- [22] G. D. Clifford, F. Azuaje, P. McSharry *et al.*, *Advanced methods and tools for ECG data analysis*. Artech house Boston, 2006, vol. 10.
- [23] World Medical Association, “Wma declaration of helsinki – ethical principles for medical research involving human subjects,” World Medical Association, 1964, first adopted in 1964, last amended in 2022. [Online]. Available: <https://www.wma.net/policies-post/wma-declaration-of-helsinki/>
- [24] M. A. Quiroz-Juárez, J. A. Rosales-Juárez, O. Jiménez-Ramírez, R. Vázquez-Medina, and J. L. Aragón, “ECG Patient Simulator Based on Mathematical Models,” *Sensors*, vol. 22, no. 15, 2022. [Online]. Available: <https://www.mdpi.com/1424-8220/22/15/5714>
- [25] S. O. Ardila, E. Yulianto, and S. Sumber, “Digital ecg phantom design to represent the human heart signal for early test on ecg machine in hospital,” *International Journal of Advanced Health Science and Technology*, vol. 1, no. 1, pp. 14–19, 2021.
- [26] S. C. Yener and R. Mutlu, “A microcontroller-based ecg signal generator design utilizing microcontroller pwm output and experimental ecg data,” in *2018 Electric Electronics, Computer Science, Biomedical Engineerings’ Meeting (EBBT)*. IEEE, 2018, pp. 1–4.
- [27] M. Saimi, “Rancang bangun ecg simulator menggunakan digital to analog converter r-2r,” *Jurnal Teknologi Informatika dan Komputer*, vol. 7, no. 1, pp. 156–168, 2021.
- [28] J.-C. Edelmann, D. Mair, D. Ziesel, M. Burtscher, and T. Ussmueller, “An ecg simulator with a novel ecg profile for physiological signals,” *Journal of medical engineering & technology*, vol. 42, no. 7, pp. 501–509, 2018.
- [29] M. Nikbakht, D. J. Lin, A. H. Gazi, and O. T. Inan, “A synthetic seismocardiogram and electrocardiogram generator phantom,” in *2022 IEEE Sensors*. IEEE, 2022, pp. 1–4.



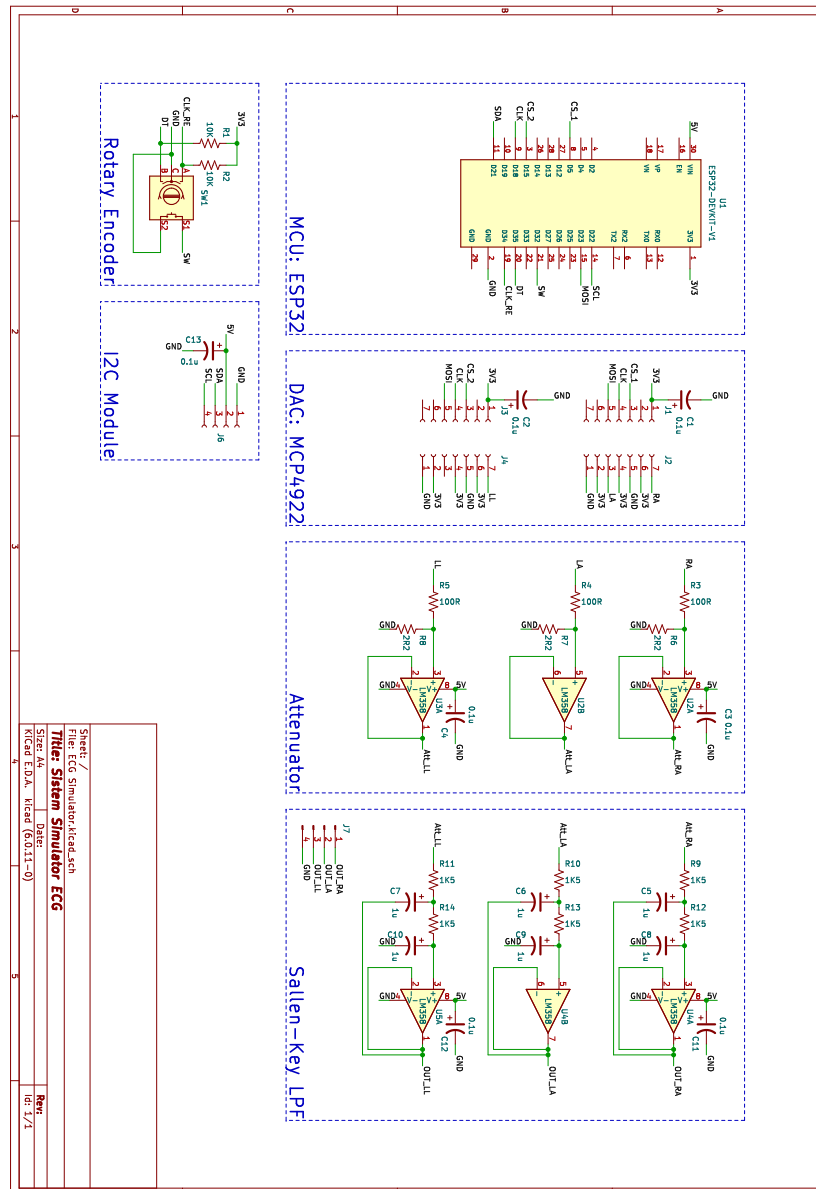
- [30] H. Vieira, N. Costa, J. Alves, and L. Coelho, "Simulation of abnormal physiological signals in a phantom for bioengineering education," 2020.
- [31] CardioSecur, "Lead systems – how an ecg works," accessed: 2025-06-03. [Online]. Available: <https://www.cardiosecur.com/magazine/specialist-articles-on-the-heart/lead-systems-how-an-ecg-works>
- [32] M. AlGhatrif and J. Lindsay, "A brief review: history to understand fundamentals of electrocardiography," *Journal of community hospital internal medicine perspectives*, vol. 2, no. 1, p. 14383, 2012.
- [33] S. F. Barrett and D. J. Pack, *Microcontrollers fundamentals for engineers and scientists*. Morgan & Claypool Publishers, 2006.
- [34] M. Pasquale, "The yellow book," 2021, accessed: 2025-06-03. [Online]. Available: <https://doctor-pasquale.com/wp-content/uploads/2021/02/The-Yellow-Book.pdf>
- [35] Espressif Systems, "Esp32-wroom-32 datasheet," 2023, accessed: 2025-06-03. [Online]. Available: https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32-wroom-32_datasheet_en.pdf
- [36] M. Babiuch, P. Foltýnek, and P. Smutný, "Using the esp32 microcontroller for data processing," in *2019 20th International Carpathian Control Conference (ICCC)*. IEEE, 2019, pp. 1–6.
- [37] SparkFun Electronics, "Serial communication," accessed: 2025-06-26. [Online]. Available: <https://learn.sparkfun.com/tutorials/serial-communication/all>
- [38] Microchip Technology Inc., "Mcp4921/4922 2.7v – 5.5v, low-power, dual, 12-bit voltage output dacs with spi interface," 2005, accessed: 2025-06-03. [Online]. Available: <https://ww1.microchip.com/downloads/en/devicedoc/22250a.pdf>
- [39] W. Kester, "Basic dac architectures i: string dacs and thermometer (fully decoded) dacs.(oct. 2008)."
- [40] R. K. Reed, "Low-pass filter tutorial: Basics and passive rc filter design," 2020, accessed: 2025-06-03. [Online]. Available: <https://www.allaboutcircuits.com/technical-articles/low-pass-filter-tutorial-basics-passive-RC-filter/>
- [41] Electronics-Tutorials.ws, "Passive filter tutorial," accessed: 2025-06-03. [Online]. Available: https://www.electronics-tutorials.ws/filter/filter_2.html
- [42] B. Hess, "What is an instrumentation amplifier?" Texas Instruments, Technical Article SSZT428, August 2019, iNA818, INA819, INA821, INA828, INA848, INA849. [Online]. Available: <https://www.ti.com/document-viewer/lit/html/SSZT428>
- [43] A. V. Oppenheim, *Discrete-time signal processing*. Pearson Education India, 1999.
- [44] J. W. Cooley and J. W. Tukey, "An algorithm for the machine calculation of complex fourier series," *Mathematics of computation*, vol. 19, no. 90, pp. 297–301, 1965.
- [45] E. Cheever, "Fourth order runge–kutta method," Web page, <https://lpsa.swarthmore.edu/NumInt/NumIntFourth.html>, 2005–2014, accessed: 2025-07-04.



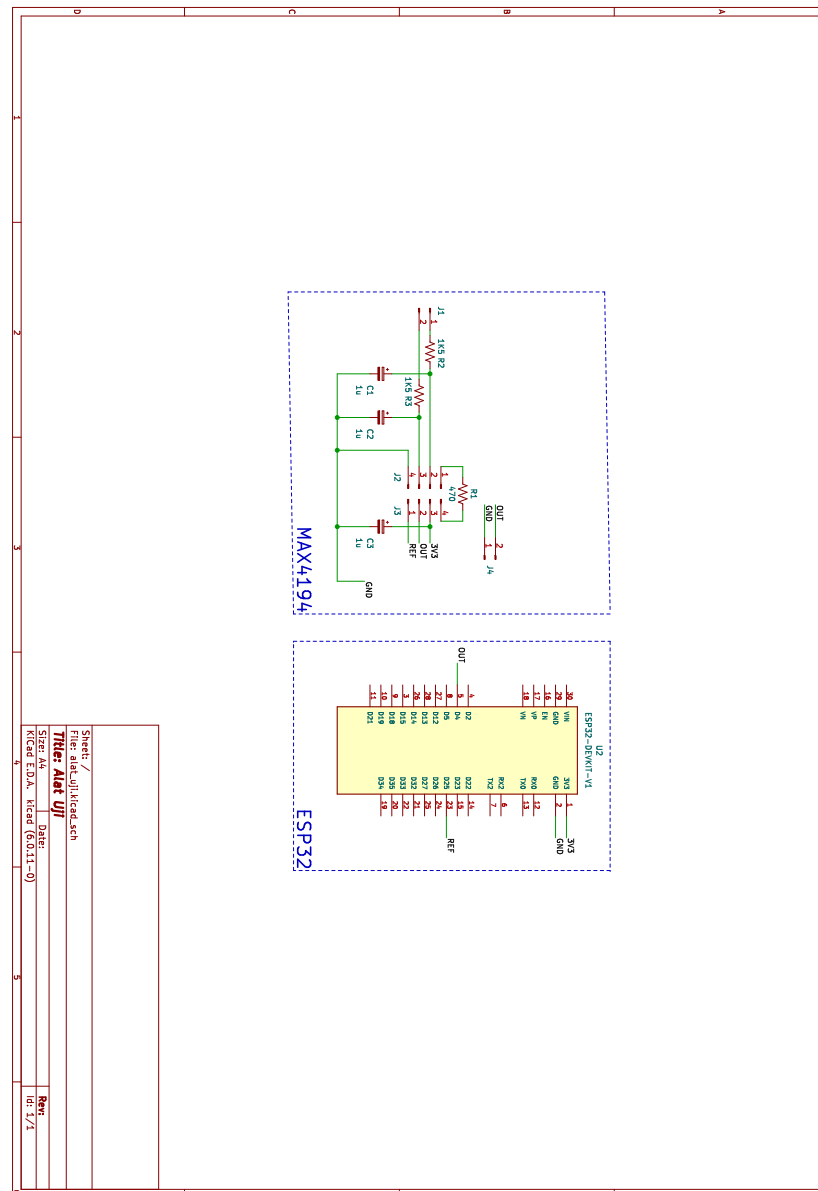
- [46] Garmin. (2020, Dec.) Critical relationship between respiratory rate, heart rate and cadence. Garmin Blog. Accessed: 2025-07-05. [Online]. Available: <https://www.garmin.com/en-PH/blog/critical-relationship-between-respiratory-rate-heart-rate-and-cadence/>
- [47] E. Hartmann *et al.*, “Ecg front-end design is simplified with microconverter,” *Analog Dialogue*, vol. 37, no. 4, pp. 1–5, 2003.
- [48] T. Sharma and K. K. Sharma, “Power line interference removal from ecg signals using wavelet transform based component-retrieval,” in *2016 International Conference on Advances in Computing, Communications and Informatics (ICACCI)*. IEEE, 2016, pp. 95–101.
- [49] Analog Devices, *MAX4194–MAX4197: Precision, Low-Cost, High-Side Current-Sense Amplifiers*, 2001, rev 2; March 2001. [Online]. Available: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/max4194-max4197.pdf>
- [50] G. Moody, “MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database (NSRDB), version 1.0.0,” PhysioNet, Aug. 1999, database, DOI: <https://doi.org/10.13026/C2NK5R>. [Online]. Available: <https://www.physionet.org/content/nsrdb/1.0.0/>

LAMPIRAN

L.1 Skematik



Gambar L.1. Skematik perangkat pembangkit isyarat EKG.



Gambar L.2. Skematik alat uji.

L.2 Code Perangkat Pembangkit Isyarat EKG

```

1 #include <Arduino.h>
2 #include <Wire.h>
3 #include <SPI.h>
4 #include <LiquidCrystal_I2C.h>
5
6 #define DAC_CS 5
7 #define DAC_CS_2 15
8 #define SAMPLE_RATE 256
9 #define CLK 34
10 #define DT 35

```



```
11 #define BTN 32
12
13 // lcd
14 LiquidCrystal_I2C lcd(0x27, 16, 2);
15
16 // Rotary Encoder
17 int prevCLK = HIGH;
18 bool prevButtonState = HIGH;
19
20 // initial condition
21 float t = 0.0;
22 float x_A = 0, y_A = -1, z_A = 0;
23 float x_B = 0, y_B = -1, z_B = 0;
24
25 // sample rate
26 const float dt = 1.0 / SAMPLE_RATE;
27
28 // konversi bpm to rad
29 const float FREQ_CONVERSE = 0.1047197551; // 2 * PI / 60
30
31 // parameter generator
32 int base_freq = 60;
33 float amplification = 1.0;
34 float omega = base_freq * FREQ_CONVERSE;
35 float f_rf = 0.25;
36 int ref_freq = 60;
37 float ref_omega = ref_freq * FREQ_CONVERSE;
38 float amp_fac = 1.0;
39 bool baselineWanderEnabled = false;
40 bool noise50HzEnabled = false;
41
42 // ECG waveform parameters
43 struct ECGParams {
44     float theta;
45     float a;
46     float b;
47 };
48
49 int menuIndex = 0;
50 ECGParams params_A[5];
51 ECGParams params_B[5];
52
53 void updateECGParams(float amp_fac) {
54     params_A[0] = {-0.3 * PI, 0.5 * amp_fac, 0.25};
55     params_A[1] = {-0.1 * PI, -0.5 * amp_fac, 0.1};
56     params_A[2] = {0.0, 15.0 * amp_fac, 0.1};
57     params_A[3] = {0.1 * PI, -20.0 * amp_fac, 0.1};
```



```
58 params_A[4] = {0.5 * PI, 0.75 * amp_fac, 0.4};
59
60 params_B[0] = {-0.3 * PI, 0.7 * amp_fac, 0.25};
61 params_B[1] = {-0.1 * PI, -5.0 * amp_fac, 0.1};
62 params_B[2] = {0.0, 35.0 * amp_fac, 0.1};
63 params_B[3] = {0.1 * PI, -20.0 * amp_fac, 0.1};
64 params_B[4] = {0.5 * PI, 0.65 * amp_fac, 0.4};
65 }
66
67 // ODE model ECG
68 void ecg_model(float t, float x, float y, float z, float &dxdt, float
    &dydt, float &dzdt, ECGParams *params) {
69     float alpha = 1 - sqrt(x * x + y * y);
70     float theta = atan2(y, x);
71     float z0 = baselineWanderEnabled ? 0.15 * sin(2 * PI * f_rf * t) :
        0;
72
73     float sum_term = 0;
74     for (int i = 0; i < 5; i++) {
75         float delta_theta = fmod(theta - params[i].theta, 2 * PI);
76         if (delta_theta > PI) delta_theta -= 2 * PI;
77         sum_term += params[i].a * delta_theta * exp(-pow(delta_theta, 2) /
            (2 * pow(params[i].b, 2)));
78     }
79
80     dxdt = alpha * x - omega * y;
81     dydt = alpha * y + omega * x;
82     dzdt = -sum_term - (z - z0);
83 }
84
85 // runge-kutta orde 4
86 void rk4(float t, float &x, float &y, float &z, float dt, ECGParams *
    params) {
87     float dxdt, dydt, dzdt;
88     float k1x, k1y, k1z, k2x, k2y, k2z, k3x, k3y, k3z, k4x, k4y, k4z;
89
90     ecg_model(t, x, y, z, dxdt, dydt, dzdt, params);
91     k1x = dt * dxdt; k1y = dt * dydt; k1z = dt * dzdt;
92
93     ecg_model(t + 0.5 * dt, x + 0.5 * k1x, y + 0.5 * k1y, z + 0.5 * k1z,
        dxdt, dydt, dzdt, params);
94     k2x = dt * dxdt; k2y = dt * dydt; k2z = dt * dzdt;
95
96     ecg_model(t + 0.5 * dt, x + 0.5 * k2x, y + 0.5 * k2y, z + 0.5 * k2z,
        dxdt, dydt, dzdt, params);
97     k3x = dt * dxdt; k3y = dt * dydt; k3z = dt * dzdt;
98
```



```
99   ecg_model(t + dt, x + k3x, y + k3y, z + k3z, dxdt, dydt, dzdt,
    params);
100   k4x = dt * dxdt; k4y = dt * dydt; k4z = dt * dzdt;
101
102   x += (k1x + 2 * k2x + 2 * k3x + k4x) / 6.0;
103   y += (k1y + 2 * k2y + 2 * k3y + k4y) / 6.0;
104   z += (k1z + 2 * k2z + 2 * k3z + k4z) / 6.0;
105 }
106
107 // fungsi output DAC
108 void writeDAC(uint16_t value, bool channelA, uint8_t csPin) {
109     SPI.beginTransaction(SPISettings(2000000, MSBFIRST, SPI_MODE0));
110     digitalWrite(csPin, LOW);
111     uint16_t command = (channelA ? 0x3000 : 0xB000) | (value & 0x0FFF);
112     SPI.transfer16(command);
113     digitalWrite(csPin, HIGH);
114     SPI.endTransaction();
115 }
116
117 // tampilan lcd
118 void displayMenu() {
119     lcd.clear();
120     switch (menuIndex) {
121         case 0:
122             lcd.print("BPM: ");
123             lcd.print(base_freq);
124             break;
125         case 1:
126             lcd.print("Amplification:");
127             lcd.setCursor(0, 1);
128             lcd.print(amplification, 1);
129             break;
130         case 2:
131             lcd.print("Baseline Drift:");
132             lcd.setCursor(0, 1);
133             lcd.print(baselineWanderEnabled ? "ON " : "OFF");
134             break;
135         case 3:
136             lcd.print("50Hz Noise:");
137             lcd.setCursor(0, 1);
138             lcd.print(noise50HzEnabled ? "ON " : "OFF");
139             break;
140     }
141 }
142
143 // fungsi rotary
144 void pollEncoder() {
```



```
145 int clkState = digitalRead(CLK);
146 int dtState = digitalRead(DT);
147
148 if (clkState != prevCLK) {
149     if (clkState == LOW) {
150         if (menuIndex == 0) {
151             base_freq += (dtState != clkState) ? 1 : -1;
152             base_freq = constrain(base_freq, 30, 130);
153         } else if (menuIndex == 1) {
154             amplification += (dtState != clkState) ? 1.0 : -1.0;
155             amplification = constrain(amplification, 1.0, 50.0);
156         } else if (menuIndex == 2) {
157             baselineWanderEnabled = !baselineWanderEnabled;
158             if (baselineWanderEnabled) {
159                 f_rf = base_freq / (4.0 * 60.0);
160             }
161         } else if (menuIndex == 3) {
162             noise50HzEnabled = !noise50HzEnabled;
163         }
164
165         // Update f_rf if baseline is enabled
166         if (baselineWanderEnabled) {
167             f_rf = base_freq / (4.0 * 60.0);
168         }
169
170         omega = base_freq * FREQ_CONVERSE;
171         amp_fac = (omega != 0) ? (omega / ref_omega) : 1.0;
172         updateECGParams(amp_fac);
173         displayMenu();
174     }
175     prevCLK = clkState;
176 }
177 }
178
179 // fungsi switch button
180 void pollButton() {
181     static unsigned long lastDebounceTime = 0;
182     const unsigned long debounceDelay = 200;
183     bool buttonState = digitalRead(BTN);
184
185     if (buttonState == LOW && prevButtonState == HIGH) {
186         unsigned long now = millis();
187         if (now - lastDebounceTime > debounceDelay) {
188             menuIndex = (menuIndex + 1) % 4;
189             displayMenu();
190             lastDebounceTime = now;
191         }
192     }
```



```
193
194     prevButtonState = buttonState;
195 }
196
197 void setup() {
198     //Serial.begin(115200);
199     pinMode(DAC_CS, OUTPUT); digitalWrite(DAC_CS, HIGH);
200     pinMode(DAC_CS_2, OUTPUT); digitalWrite(DAC_CS_2, HIGH);
201     SPI.begin();
202
203     pinMode(CLK, INPUT);
204     pinMode(DT, INPUT);
205     pinMode(BTN, INPUT_PULLUP);
206     prevCLK = digitalRead(CLK);
207     prevButtonState = digitalRead(BTN);
208
209     lcd.init();
210     lcd.backlight();
211     updateECGParams(amp_fac);
212     displayMenu();
213 }
214
215 void loop() {
216     pollEncoder();
217     pollButton();
218
219     float zx = x_A, zy = y_A, zz = z_A;
220     rk4(t, zx, zy, zz, dt, params_A);
221     x_A = zx; y_A = zy; z_A = zz;
222
223     zx = x_B; zy = y_B; zz = z_B;
224     rk4(t, zx, zy, zz, dt, params_B);
225     x_B = zx; y_B = zy; z_B = zz;
226
227     float signalA = (z_A / 6) * amplification;
228     float signalB = (z_B / 6) * amplification;
229     float noise = 0.005 * amplification * sin(2 * PI * 50 * t);
230     if (noise50HzEnabled) {
231         signalA += noise;
232         signalB += noise;
233     }
234
235     uint16_t dacA = (uint16_t)((-0.5 * signalA) + 1.0) * 2048);
236     uint16_t dacC = (uint16_t)((signalB - (0.5 * signalA)) + 1.0) *
        2048);
237     uint16_t dacB = (uint16_t)((0.5 * signalA) + 1.0) * 2048);
```



```
239   writeDAC(dacA, true, DAC_CS);  
240   writeDAC(dacB, false, DAC_CS);  
241   writeDAC(dacC, true, DAC_CS_2);  
242  
243   t += dt;  
244   delay(4);  
245 }
```

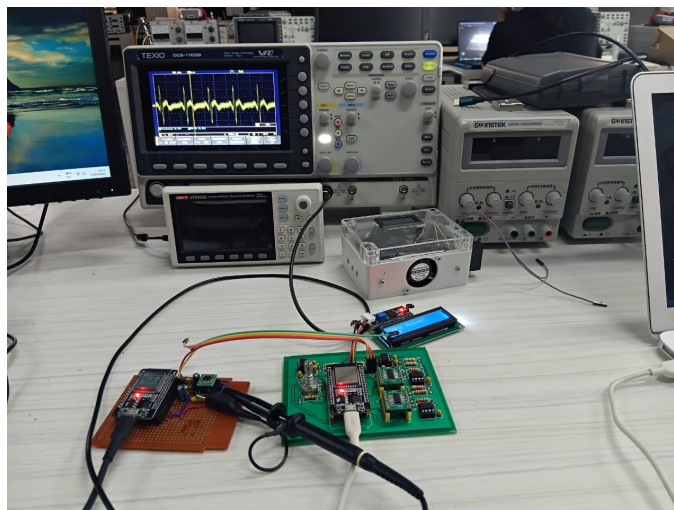
Listing 1. Perangkat Pembangkit Isyarat EKG

L.3 Code Alat Uji

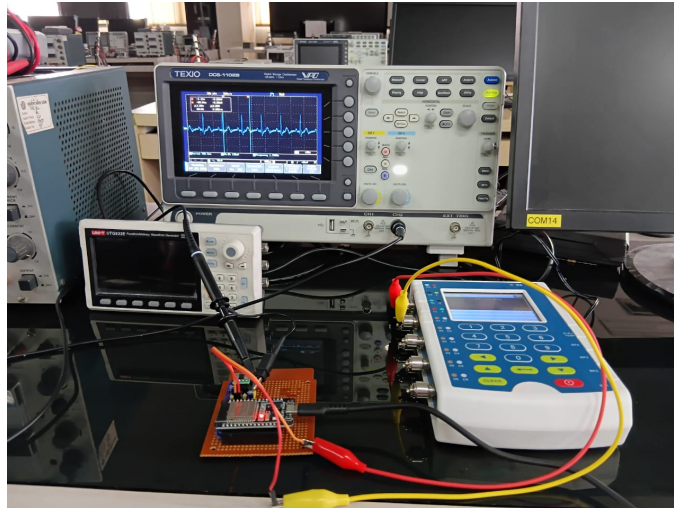
```
1 void setup() {  
2   Serial.begin(115200);  
3   pinMode(34, INPUT);  
4   dacWrite(25, 77);  
5 }  
6  
7 void loop() {  
8   int ecgValue = analogRead(34);  
9   Serial.println(ecgValue);  
10  delay(2);  
11 }
```

Listing 2. Alat Uji

L.4 Dokumentasi Pengujian



Gambar L.3. Pengujian performa perangkat pembangkit isyarat EKG.



Gambar L.4. Pengujian performa MS400.