



Analisis Perbandingan Metode Filtrasi Sinyal dan Pengukuran *Heart Rate* untuk Sistem EKG Portabel Berbasis ESP32

Tugas Akhir

**Oleh:
Akhfi Wifandi (4212201031)**

**Program Studi Teknik Mekatronika
Jurusan Teknik Elektro
Politeknik Negeri Batam
2026**

Pernyataan Keaslian Tugas Akhir

Saya yang bertandatangan dibawah ini menyatakan bahwa isi sebagian maupun keseluruhan Tugas Akhir saya yang berjudul : “Analisis Perbandingan Metode Filtrasi Sinyal dan Pengukuran *Heart Rate* untuk Sistem EKG Portabel Berbasis ESP32” adalah **hasil karya sendiri, diselesaikan tanpa menggunakan bahan-bahan yang tidak diizinkan, dan bukan merupakan karya pihak lain yang saya akui sebagai karya sendiri.** Semua referensi yang dikutip atau dirujuk telah ditulis secara lengkap pada daftar pustaka. Apabila ternyata pernyataan saya ini tidak benar, saya bersedia menerima sanksi sesuai peraturan yang berlaku.

Batam, 6 Januari 2026



Nama : Akhfi Wifandi
NIM : 421220131

Lembar Pengesahan

Tugas Akhir disusun untuk memenuhi salah satu syarat memperoleh gelar
Sarjana Terapan Teknik (S.Tr.T)
di
Politeknik Negeri Batam

Oleh:
Akhfi Wifandi (4212201031)

Tanggal Sidang: 19-01-2026

Disetujui oleh :



1. Ir. Indra Hardian Mulyadi, S.T., M.
Eng., PhD
NIK/NIP: 117179



1. M. Naufal Airlangga Diputra, S.Pd.,
M.P.H
NIK/NIP: 122281

A handwritten signature in black ink, appearing to be 'Abdullah Sani'.

2. Abdullah Sani, S.ST, M.Sc
NIK/NIP: 198101092021211003

[Analisis Perbandingan Metode Filtrasi Sinyal dan Pengukuran *Heart Rate* untuk Sistem EKG Portabel Berbasis ESP32]

Abstrak

Sistem EKG portabel berbasis ESP32 memiliki potensi besar untuk mendukung pemerataan akses layanan kesehatan, namun kualitas sinyal yang dihasilkan rentan terhadap gangguan *noise* yang dapat memengaruhi akurasi pengukuran *heart rate*. Penelitian ini bertujuan untuk menganalisis dan membandingkan performa beberapa metode filtrasi sinyal dalam mereduksi *noise* serta mengevaluasi akurasi dan presisi pengukuran *heart rate* pada sistem EKG portabel berbasis ESP32. Pengujian dilakukan menggunakan sinyal EKG referensi dari *database MIT-BIH* yang diinjeksi *noise* sebesar 10% dan 20% dari amplitudo sinyal, kemudian difilter menggunakan beberapa metode, yaitu *Butterworth band-pass*, *Moving Average Filter (MAF)*, *Savitzky–Golay Filter (SGF)*, *wavelet*, serta kombinasi *MAF + SGF*. Evaluasi reduksi *noise* dilakukan menggunakan pendekatan *summative* berdasarkan nilai *Signal-to-Noise Ratio (SNR)*, sedangkan akurasi dan presisi *heart rate* dianalisis menggunakan *Mean Absolute Error (MAE)*, *standar deviasi*, dan *Mean Absolute Percentage Error (MAPE)*. Hasil penelitian menunjukkan bahwa *SGF (window 11, orde 3)* memberikan peningkatan *SNR* tertinggi dengan ΔSNR sebesar 3,34 dB pada *noise* 10% dan 5,68 dB pada *noise* 20%, diikuti metode *wavelet* (db4, level 3) dengan ΔSNR sebesar 2,56 dB dan 4,03 dB. Untuk pengukuran *heart rate*, kombinasi *MAF + SGF (MA window 5, SG window 61, orde 5)* menghasilkan performa terbaik dengan *MAE* sebesar 0,246 *BPM*, standar deviasi 0,292 *BPM*, dan *MAPE* 0,33%. Berdasarkan hasil tersebut, metode *MAF + SGF* direkomendasikan sebagai metode filtrasi yang paling sesuai untuk sistem EKG portabel berbasis ESP32 karena mampu memberikan keseimbangan antara reduksi *noise*, pelestarian karakteristik fisiologis sinyal EKG, dan akurasi pengukuran *heart rate*.

Kata kunci: EKG portabel, ESP32, filtrasi sinyal, *BPM*.

[Comparative Analysis of Signal Filtering Methods and Heart Rate Measurement for ESP32-Based Portable ECG System]

Abstract

ESP32-based portable ECG systems have strong potential to support equitable healthcare access; however, the acquired signals are susceptible to noise that can degrade heart rate measurement accuracy. This study analyzes and compares the performance of several signal filtering methods for noise reduction and evaluates the accuracy and precision of heart rate measurements in an ESP32-based portable ECG system. The evaluation was conducted using reference ECG signals from the MIT-BIH database injected with 10% and 20% noise relative to signal amplitude, followed by filtering using Butterworth band-pass, Moving Average Filter (MAF), Savitzky–Golay Filter (SGF), wavelet-based filtering, and a combined MAF + SGF approach. Noise reduction performance was assessed using a summative Signal-to-Noise Ratio (SNR) analysis, while heart rate accuracy and precision were evaluated using Mean Absolute Error (MAE), standard deviation, and Mean Absolute Percentage Error (MAPE). The results indicate that the SavitzkyGolay Filter (window 11, order 3) achieved the highest SNR improvement, with Δ SNR values of 3.34 dB at 10% noise and 5.68 dB at 20% noise, followed by the wavelet method (db4, level 3) with improvements of 2.56 dB and 4.03 dB. For heart rate estimation, the combined MAF + SGF method (MA window 5, SG window 61, order 5) demonstrated the best performance, achieving an MAE of 0.246 BPM, a standard deviation of 0.292 BPM, and a MAPE of 0.33%. These findings indicate that the MAF + SGF method provides the most balanced performance for ESP32-based portable ECG systems in terms of noise reduction, preservation of ECG physiological characteristics, and heart rate measurement accuracy.

Keywords: portable ECG, ESP32, signal filtering, BPM.

Kata Pengantar

Dengan penuh rasa syukur, penulis mengucapkan terima kasih kepada Allah SWT yang telah memberikan rahmat, hidayah, dan kekuatan-Nya, sehingga Penulis dapat menyelesaikan Tugas Akhir yang berjudul " Analisis Perbandingan Metode Filtrasi Sinyal dan Pengukuran *Heart Rate* untuk Sistem EKG Portabel Berbasis ESP32" tepat waktu.

Penulis juga ingin menyampaikan rasa terima kasih yang mendalam kepada semua pihak yang telah memberikan dukungan, ilmu, dan waktu yang berharga selama proses penyusunan Tugas Akhir ini. Tugas Akhir ini merupakan bagian dari syarat untuk meraih gelar S.Tr.T di Program Studi Teknik Mekatronika, Jurusan Teknik Elektro, Politeknik Negeri Batam. Penulis menyadari bahwa penyelesaian Tugas Akhir ini tidak akan terwujud tanpa bimbingan dan bantuan dari berbagai pihak. Oleh karena itu, dengan segala kerendahan hati, penulis mengucapkan terima kasih kepada:

1. Bapak M. Naufal Airlangga Diputra, S.Pd., M.P.H., sebagai dosen pembimbing, atas bimbingan dan arahannya dalam menyelesaikan tugas akhir ini.
2. Bapak Ir. Indra Hardian Mulyadi, S.T., M. Eng., PhD., sebagai dosen penguji 1, atas saran, masukan, dan koreksi yang membangun.
3. Bapak Abdullah Sani, S.ST, M.Sc., sebagai dosen penguji 2, atas saran, masukan, dan koreksi yang membangun.
4. Orang tua, keluarga, dan teman-teman atas dukungan moral, material, dan doa untuk menyelesaikan tugas akhir ini.
5. Semua pihak yang telah membantu secara langsung maupun tidak langsung dalam penyelesaian tugas akhir ini.

Penulis menyadari bahwa Tugas Akhir ini masih jauh dari sempurna karena adanya keterbatasan ilmu dan pengalaman yang dimiliki. Oleh karena itu, semua kritik dan saran yang bersifat membangun akan penulis terima dengan senang hati. Penulis berharap, semoga Tugas Akhir ini dapat bermanfaat bagi semua pihak yang memerlukan

Batam, 6 Januari 2026



Akhfi Wifandi

Daftar Isi

Pernyataan Keaslian Tugas Akhir	i
Lembar Pengesahan	ii
Abstrak	iii
<i>Abstract</i>	iv
Kata Pengantar	v
Daftar Isi	vi
Daftar Gambar	ix
Daftar Tabel	x
Bab 1. Pendahuluan	1
1.1. Latar Belakang	1
1.2. Rumusan Masalah	2
1.3. Tujuan	2
1.4. Manfaat	2
1.5. Batasan	3
Bab 2. Tinjauan Pustaka	4
2.1. Penelitian Terdahulu	4
2.2. Elektrokardiogram	9
2.3. <i>Baseline Wandering</i>	10
2.4. Sensor EKG	10
2.5. AD8232	10
2.6. ADS1115 (<i>Analog-to-Digital Converter</i>)	11
2.7. ESP32	12
2.8. Arduino IDE	12
2.9. C++	13
2.10. <i>R-R Interval</i>	13
2.11. <i>Signal-to-Noise Ration</i>	14
2.12. <i>Moving Average Filter</i>	14
2.13. <i>Savitzky-Golay Filter</i>	15

Bab 3. Metodologi Penelitian.....	16
3.1. Alur Penelitian.....	16
3.1.1. Perancangan Sistem.....	17
3.1.2. Perancangan Elektronik Sistem.....	17
3.1.3. Perancangan Mekanikal.....	20
3.1.4. Perancangan Program.....	22
3.2. Alat dan Bahan.....	27
3.3. Pengujian dan Analisis	27
3.3.1. Pengujian Sinyal EKG Tanpa dan Dengan Filtrasi	28
3.3.2. Analisis Reduksi Noise Sinyal EKG Menggunakan Pendekatan <i>Summative</i>	28
3.3.3. Pengujian Akurasi dan Presisi Pengukuran Heart Rate Menggunakan MAE dan Standar Deviasi.....	29
Bab 4. Hasil dan Pembahasan	31
4.1. Visualisasi Sinyal EKG Tanpa dan Dengan Filtrasi.....	31
4.2. Hasil Analisis Reduksi Noise Sinyal EKG Menggunakan Pendekatan <i>Summative</i>	47
4.3. Hasil Pengujian Akurasi dan Presisi Pengukuran Heart Rate Menggunakan MAE dan Standar Deviasi	48
Bab 5. Kesimpulan dan Saran	58
5.1. Kesimpulan	58
1. Performa metode filtrasi sinyal dalam mengurangi noise pada sinyal EKG.	58
2. Akurasi dan presisi pengukuran heart rate hasil filtrasi sinyal EKG. 58	
5.2. Saran	59
1. Optimasi/ <i>Fine-Tuning</i> Parameter Filter	59
2. Peningkatan Keandalan Deteksi <i>R-Peak</i> dan Perhitungan <i>BPM</i> ..59	
3. Integrasi <i>IoT</i> dan <i>TinyML</i> untuk Pemantauan dan Ekspor Data <i>Cloud</i>	60
Daftar Pustaka.....	61

Biodata	64
Lampiran	65

Daftar Gambar

GAMBAR 1. SINYAL PQRST EKG.....	9
GAMBAR 2. ELEKTRODA EKG TIPE AG/AGCL.....	10
GAMBAR 3. AD8232 HEART MONITOR MODULE.....	11
GAMBAR 4. ADS1115 MODULE.....	11
GAMBAR 5. ESP32	12
GAMBAR 6. LOGO ARDUINO IDE.....	12
GAMBAR 7. C++.....	13
GAMBAR 8. <i>R-R INTERVAL</i> PADA KOMPLEKS PQRST	13
GAMBAR 9. ALUR PENELITIAN	16
GAMBAR 10. BLOK DIAGRAM SISTEM	17
GAMBAR 11. ALUR PERANCANGAN ELEKTRONIK SISTEM	18
GAMBAR 12. DESAIN SISTEM.....	19
GAMBAR 13. DESAIN SKEMATIK	19
GAMBAR 14. ALUR PERANCANGAN MEKANIKAL.....	21
GAMBAR 15. PERANCANGAN DESAIN MEKANIKAL	22
GAMBAR 16. PERANCANGAN LOGIKA PROGRAM DAN KALKULASI DIGITAL	23
GAMBAR 17. <i>CODESNAP ESP32</i> PADA IMPOR <i>LIBRARY</i>	24
GAMBAR 18. <i>CODESNAP</i> FUNGSI <i>SETUP</i>	24
GAMBAR 19. <i>CODESNAP</i> PADA FUNGSI <i>LOOP</i>	25
GAMBAR 20. <i>CODESNAP</i> FILTER MOVING AVERAGE	26
GAMBAR 21. <i>CODESNAP</i> SAVITZKY-GOLAY FILTER	26
GAMBAR 22. TAMPILAN <i>PROTOTYPE GUI</i>	27

Daftar Tabel

TABEL 1. PENELITIAN TERDAHULU	6
TABEL 2. PENGGUNAAN KOMPONEN ELEKTRONIK	20
TABEL 3. ESTIMASI ALAT DAN BAHAN	27
TABEL 4. SINYAL EKG REFERENSI.....	31
TABEL 5. SINYAL EKG REFERENSI DENGAN INJEKSI <i>NOISE</i> 10% DAN 20%.....	33
TABEL 6. SINYAL EKG HASIL PEMFILTERAN BUTTERWORTH.....	35
TABEL 7. SINYAL EKG HASIL PEMFILTERAN <i>MOVING AVERAGE</i>	37
TABEL 8. SINYAL EKG HASIL PEMFILTERAN SAVITZKY-GOLAY	40
TABEL 9. SINYAL EKG HASIL PEMFILTERAN MA - SG	42
TABEL 10. SINYAL EKG HASIL PEMFILTERAN WAVELET DB4 LEVEL 3	45
TABEL 11. SNR SINYAL EKG SEBELUM DAN SESUDAH PEMFILTERAN	47
TABEL 12. PERHITUNGAN <i>BPM</i> GLOBAL PADA <i>NOISE</i> 10%.....	49
TABEL 13. PERHITUNGAN <i>BPM</i> GLOBAL PADA <i>NOISE</i> 20%.....	49
TABEL 14. HASIL <i>BPM</i> SINYAL BUTTERWORTH DENGAN <i>BPM</i> REFERENSI	50
TABEL 15. HASIL NILAI MAE, MAPE DAN STANDAR DEVIASI BUTTERWORTH	50
TABEL 16. HASIL <i>BPM</i> SINYAL <i>MOVING AVERAGE</i> (<i>M</i> =5) DENGAN <i>BPM</i> REFERENSI	51
TABEL 17. HASIL NILAI MAE, MAPE DAN STANDAR DEVIASI <i>MOVING</i> <i>AVERAGE</i> (<i>M</i> =5)	51
TABEL 18. HASIL <i>BPM</i> SINYAL <i>MOVING AVERAGE</i> (<i>M</i> =7) DENGAN <i>BPM</i> REFERENSI	52
TABEL 19. HASIL NILAI MAE, MAPE DAN STANDAR DEVIASI <i>MOVING</i> <i>AVERAGE</i> (<i>M</i> =7)	52
TABEL 20. HASIL <i>BPM</i> SINYAL SAV-GOL DENGAN <i>BPM</i> REFERENSI	52
TABEL 21. HASIL NILAI MAE, MAPE DAN STANDAR DEVIASI SAV-GOL	53
TABEL 22. HASIL <i>BPM</i> SINYAL MAF+SGF(11, 7) DENGAN <i>BPM</i> REFERENSI	53
TABEL 23. HASIL NILAI MAE, MAPE DAN STANDAR DEVIASI MAF+SGF(11, 7)	54
TABEL 24. HASIL <i>BPM</i> SINYAL MAF+SGF(61, 5) DENGAN <i>BPM</i> REFERENSI	54
TABEL 25. HASIL NILAI MAE, MAPE DAN STANDAR DEVIASI MAF+SGF(61, 5)	54

TABEL 26. HASIL BPM SINYAL MAF+SGF(61, 7) DENGAN BPM REFERENSI	55
TABEL 27. HASIL NILAI MAE, MAPE DAN STANDAR DEVIASI MAF+SGF(61, 7)	55
TABEL 28. HASIL BPM SINYAL WAVELET DENGAN BPM REFERENSI	56
TABEL 29. HASIL NILAI MAE, MAPE DAN STANDAR DEVIASI WAVELET ...	56

Bab 1. Pendahuluan

1.1. Latar Belakang

Elektrokardiogram atau yang lebih dikenal dengan sebutan EKG adalah salah satu alat yang digunakan untuk merekam aktivitas listrik jantung. Alat ini biasanya digunakan untuk membantu diagnosis berbagai masalah jantung seperti aritmia, serangan jantung, dan gangguan irama jantung lainnya. Elektrokardiogram (EKG) adalah tes medis yang digunakan untuk merekam aktivitas listrik jantung. Tes ini memperlihatkan bagaimana impuls listrik bergerak melalui jantung selama siklus detak jantung. Selama tes EKG, sejumlah elektroda yang ditempelkan pada kulit pasien di beberapa lokasi di sekitar dada, lengan, dan kaki[1]. Dengan demikian, EKG menjadi salah satu alat penting dalam pemeriksaan kesehatan jantung.

Tes EKG sangat penting karena jantung adalah organ vital yang menjaga aliran darah ke seluruh tubuh. Dengan memantau aktivitas listrik jantung, EKG membantu mendeteksi berbagai kondisi medis serius seperti serangan jantung, aritmia, dan penyakit jantung koroner. Deteksi dini melalui EKG memungkinkan pengobatan tepat waktu yang dapat mencegah komplikasi lebih lanjut. Tes ini juga digunakan untuk mengevaluasi efektivitas pengobatan atau prosedur medis, serta memantau kondisi pasien dengan risiko tinggi, seperti penderita diabetes, hipertensi, atau riwayat keluarga dengan penyakit jantung[2]. Namun, meskipun tes ini vital, ketersediaan alat EKG di fasilitas layanan kesehatan primer, seperti Puskesmas, masih menghadapi tantangan.

Kementerian Kesehatan Republik Indonesia menyoroti kekurangan signifikan alat kesehatan di puskesmas dan posyandu, terutama perangkat untuk deteksi dini atau skrining kesehatan. Dengan lebih dari 10 ribu puskesmas dan 300 ribu posyandu di seluruh Indonesia termasuk kota Batam, kebutuhan akan alat kesehatan yang memadai masih jauh dari terpenuhi[3]. Data dari *WHO* tahun 2021 menunjukkan satu dari tiga kematian di dunia disebabkan oleh penyakit jantung, menegaskan betapa pentingnya keberadaan alat EKG untuk deteksi dini dan skrining kesehatan. Penyakit jantung, yang menjadi pembunuh nomor satu di dunia dan di Indonesia bahkan sebelum terjadinya pandemi *COVID-19*, terus menunjukkan ancamannya terhadap kesehatan masyarakat[4]. Oleh karena itu, diperlukan pengembangan solusi inovatif yang didasarkan pada riset untuk memenuhi kebutuhan tersebut dan analisis efektivitasnya dipusat kesehatan masyarakat.

Berbagai penelitian sebelumnya menunjukkan kemajuan signifikan dalam pengembangan sistem EKG portabel. Beberapa di antaranya berhasil menghadirkan prototipe yang menghasilkan sinyal bersih dan memenuhi standar medis melalui pemanfaatan mikrokontroler seperti *STM*[5]. Selain itu, perancangan alur kerja alat serta identifikasi aspek teknis yang perlu diperhatikan telah menjadi perhatian penting dalam proses pengembangan sistem ini[6].

Integrasi antara mikrokontroler *ESP32* dan modul *AD8232* juga terbukti efektif dalam menciptakan sistem monitoring jantung yang ringkas dan fungsional[7]. Dari sisi komponen, penggunaan sensor EKG bertipe *Ag/AgCl* dan *IC AD620* dinilai mampu memberikan akurasi tinggi dengan tingkat kesalahan yang rendah[8]. Efisiensi biaya turut menjadi fokus dalam penelitian lain yang bertujuan menghadirkan solusi EKG terjangkau untuk deteksi dini, khususnya bagi kelompok rentan seperti lansia[9]. Di sisi lain, penerapan algoritma pemrosesan sinyal juga terbukti mampu meningkatkan efektivitas sistem, yang menunjukkan bahwa kombinasi perangkat keras dan perangkat lunak berperan penting dalam optimalisasi kinerja alat EKG portabel [10].

Berdasarkan temuan dari penelitian sebelumnya, saya memperkuat dasar pengetahuan melalui penelitian lanjutan. Fokus utama penelitian ini meliputi analisis pengurangan gangguan (*noise*) pada sinyal EKG, peningkatan akurasi dan presisi pengukuran dan perhitungan *BPM*. Dengan demikian, penelitian ini berupaya menghadirkan perangkat EKG portabel yang tidak hanya lebih andal dalam menghasilkan data elektrokardiografi yang akurat, tetapi juga lebih ekonomis dan sesuai untuk digunakan di fasilitas pelayanan kesehatan primer seperti Puskesmas. Hasil dari penelitian ini diharapkan dapat memberikan kontribusi nyata terhadap peningkatan kualitas deteksi dini masalah kardiovaskular di Indonesia terutama Kota Batam, sekaligus mendukung aksesibilitas alat kesehatan di masyarakat luas.

1.2. Rumusan Masalah

1. Bagaimana performa berbagai metode filtrasi sinyal dalam mengurangi gangguan (*noise*) pada sinyal EKG yang direkam oleh sistem EKG portabel berbasis *ESP32*?
2. Bagaimana perbandingan akurasi dan presisi pengukuran *heart rate* yang dihasilkan oleh berbagai metode filtrasi sinyal pada sistem EKG portabel berbasis *ESP32*?

1.3. Tujuan

1. Menganalisis dan membandingkan kinerja beberapa metode filtrasi sinyal dalam mengurangi gangguan (*noise*) pada sinyal EKG untuk sistem EKG portabel berbasis *ESP32*.
2. Menganalisis dan membandingkan akurasi serta presisi pengukuran *heart rate* yang dihasilkan oleh berbagai metode filtrasi sinyal untuk sistem EKG portabel berbasis *ESP32*.

1.4. Manfaat

Manfaat dari penelitian ini adalah sebagai berikut :

1. Memberikan solusi alat EKG portabel yang lebih terjangkau dan efektif untuk meningkatkan skrining Kesehatan di fasilitas kesehatan.
2. Meningkatkan akurasi dan presisi sinyal EKG yang direkam, sehingga mendukung diagnosis yang lebih tepat dan andal.
3. Mendukung pemerataan aksesibilitas skrining kesehatan melalui penggunaan Alat Ini.

1.5. Batasan

Adapun beberapa batasan dari penelitian ini adalah sebagai berikut :

1. Perangkat EKG hanya menggunakan elektroda standar dewasa untuk perekaman sinyal EKG manusia.
2. Desain perangkat hanya mencakup pembuatan prototipe EKG portabel dengan *ESP32* dan tidak akan mencakup pengembangan perangkat lunak untuk integrasi dengan sistem rumah sakit atau *database* medis.
3. Keterbatasan lingkungan, di mana alat yang dirancang hanya difokuskan untuk digunakan dalam lingkungan dengan tingkat gangguan (*noise*) rendah hingga sedang, serta pengguna dalam keadaan diam atau tidak terlalu banyak bergerak.
4. Pembahasan penelitian ini difokuskan pada pemrosesan sinyal EKG.

Bab 2. Tinjauan Pustaka

2.1. Penelitian Terdahulu

Penelitian ini mengacu pada beberapa referensi dari penelitian sebelumnya sebagai upaya untuk melakukan perbandingan dan evaluasi terhadap pendekatan-pendekatan yang telah ada. Dan penelitian juga mencari informasi tambahan lainnya dari jurnal maupun situs *website* yang berkaitan dengan teori atau materi yang akan digunakan untuk penelitian ini.

Alat Elektrokardiogram (EKG) portabel berbasis mikrokontroler telah dikembangkan oleh berbagai peneliti sebelumnya. Namun, banyak dari perangkat tersebut menggunakan mikrokontroler yang relatif mahal serta sistem filtrasi sinyal yang belum optimal.

Penelitian pertama adalah penelitian oleh Zhadyra N. Alimbayeva, dkk (2022), berjudul "*Portable ECG Monitoring System.*" Penelitian ini memberikan kontribusi yang signifikan melalui pengembangan prototipe berstandar medis yang saat ini sedang diuji di rumah sakit. Prototipe ini dilengkapi dengan analisis EKG berjenjang, termasuk mode otonom untuk analisis cepat, mode perangkat-server untuk evaluasi lebih mendalam, serta dukungan *workstation* kardiologis untuk penilaian langsung oleh dokter. Dengan desain yang portabel, perangkat ini memungkinkan pemantauan jantung selama aktivitas sehari-hari, sementara efisiensi konsumsi dayanya mendukung penggunaan jangka panjang tanpa perlu pengisian daya yang sering. Selain itu, perangkat ini menghasilkan data sinyal EKG dengan rasio *signal-to-noise (SNR)* yang baik, memungkinkan pembacaan yang jelas dari fitur klinis penting seperti gelombang P, kompleks QRS, dan gelombang T, sehingga mendukung keakuratan diagnosis dan keandalan dalam pengujian klinis. Namun, dalam penelitian ini, mikrokontroler yang digunakan masih tergolong mahal, dan jumlah komponen yang cukup banyak menambah kompleksitas sistem, sehingga memerlukan kurva pembelajaran yang lebih tinggi serta biaya yang tinggi.

Penelitian kedua adalah penelitian oleh Rudi Uswarman (2017), Berjudul "*Desain dan Implementasi Elektrokardiogram (EKG) Portable Menggunakan Arduino.*" Penelitian ini memberikan hasil berupa rancangan skematik elektrikal, Sistem filtrasi yang dapat digunakan dan Blok sistem serta coding mikrokontroler yang dapat digunakan tetapi pada penelitian ini, Sistem filtrasi pada gangguan (*noise*) masih dapat ditingkatkan dan masih menggunakan Arduino yang hanya memiliki *10 bit Analog-to-Digital Converter*.

Penelitian ketiga adalah penelitian yang dilakukan oleh Choodamani Bhattarai, dkk (2022), Berjudul "*IoT Based ECG Using AD8232 and ESP32.*" Pada penelitian ini saya mendapat referensi terkait Komponen apa yang dapat digunakan serta pengetahuan tentang hal yang dapat memberi gangguan (*noise*) pada sinyal yang dihasilkan nanti.

Penelitian keempat adalah penelitian yang dilakukan oleh Putri Madona dan Rizki Fadilla (2021), Berjudul “Akuisisi Sinyal *Electrocardiography (ECG)* Berbasis Arduino.” Pada penelitian ini saya mendapat beberapa referensi terkait dengan sistem filtrasi seperti *Low pass filter*, Penyesuaian *Gain* yang tepat dan Rangkaian *Non-Inverting Amplifier* untuk memperkuat sinyal yang ada.

Penelitian kelima adalah penelitian oleh Rosa Perez-Siguas, dkk (2021), Berjudul “*Design of a Portable Electrocardiogram (ECG) for the Prevention of Cardiac Anomalies in Health Campaigns in Peru.*” Hasil penelitian ini berupa Perbandingan biaya Alat EKG portabel berbasis mikrokontroler dengan Alat EKG konvensional dapat digunakan sebagai referensi untuk menekan biaya yang dibutuhkan dalam skrining kesehatan terutama dalam deteksi dini. Namun sampel sinyal dari penelitian ini terlihat jauh dari normal dikarenakan tidak adanya sistem filtrasi yang efektif membuat sinyal terlihat aneh.

Penelitian terakhir adalah penelitian oleh Akkachai Phuphanin, dkk (2024), Berjudul “*Electrocardiogram signal processing algorithm on microcontroller using wavelet transform method.*” Pada penelitian ini saya mengambil beberapa referensi terkait dengan sistem filtrasi yang dapat digunakan berupa *Moving Average*, Rumus *R-R peak* dan rumus *Beat per Minute (BPM)*.

Tabel 1. Penelitian Terdahulu

No	Penulis	Jurnal	Alat Analisis dan Unit Analisis	Hipotesis Penelitian	Persamaan	Perbedaan
1	Zhadyra N. Alimbayeva, Chingiz A. Alimbayev, Nurlan A. Bayanbay, Kassymbek A. Ozhikenov, Oleg N. Bodin and Yerkat B. Mukazhanov	<i>Portable ECG Monitoring System</i>	<i>Signal-to-Noise Ratio, PQRST wave dan Paired Sample t-Test Analysis</i>	Pengembangan perangkat EKG portabel menggunakan mikrokontroler dan modul komunikasi GSM/GPRS, yang berkontribusi pada pencegahan primer dan intervensi medis yang lebih tepat waktu.	1. Unit Analisis sama-sama <i>BPM</i>	1. Penggunaan mikrokontroler berbeda 2. Ekspansi internet atau nirkabel
2	Rudi Uswarman	Desain dan Implementasi Elektrokardiogram (EKG) Portable	Sinyal EKG dan <i>Quality Control analytics</i>	Mendesain dan membuat EKG portable menggunakan Arduino dengan	1. Penggunaan <i>LPF</i> sebagai pemrosesan sinyal	1. Penggunaan mikrokontroler berbeda. 2. Penggunaan <i>IC</i> yang berbeda

		Menggunakan Arduino		biaya yang relatif terjangkau.	2. Nilai Masukan didapat dari Sensor	
3	Choodamani Bhattarai, Siddhartha Kumar Yadaf, Subash Koirala	<i>IoT Based ECG Using AD8232 and ESP32.</i>	<i>PQRST Wave dan Continuous Wavelet Transform</i>	Perkembangan teknologi nirkabel untuk mentransmisikan sinyal EKG.	1. Penggunaan Mikrokontroller dan Modul AD8232 yang sama	1. Sistem Filtrasi yang digital
4	Putri Madona and Rizki Fadilla	Akuisisi Sinyal <i>Electrocardiography (ECG)</i> Berbasis Arduino.	Perekaman data sinyal EKG, Perhitungan BPM dan Analisis Komparatif	Membuat suatu perangkat akuisisi sinyal EKG portable menggunakan 3 <i>lead</i> elektroda.	1. Variabel analisis yang sama yaitu <i>BPM</i> 2. Nilai Masukan didapat dari Sensor	1. Sistem Filtrasi yang digital
5	Rosa Perez-Siguas, Eduardo Matta-Solis and Herman Matta-Solis	<i>Design of a Portable Electrocardiogram (ECG) for the Prevention of Cardiac Anomalies in Health Campaigns in Peru.</i>	763 Mahasiswa pada universitas dan <i>Bland-Altman Analysis</i>	Implementasi perangkat biomedis portabel dan meningkatkan aksesibilitas dan ketepatan waktu pemantauan EKG.	1. Subjek pengujian yang sama 2. Alur kerja sistem	1. Visualisasi data berbasis Aplikasi

6	Akkachai Phuphanin, Metha Tasakorn and Jeerapong Srivichai	<i>Electrocardiogram signal processing algorithm on microcontroller using wavelet transform method.</i>	<i>Wavelet transform, moving average, SNR</i> dan Komparasi statistik	Penggunaan prinsip transformasi <i>wavelet</i> untuk pemrosesan sinyal EKG pada sistem tertanam berbasis mikrokontroler.	1. Penggunaan Algoritma <i>Moving average</i> 2. Variabel analisis yang sama yaitu <i>BPM</i> dan <i>SNR</i>	1. Fokus penelitian ada pada Sistem filtrasi bukan perancangan alat.
---	--	---	---	--	---	--

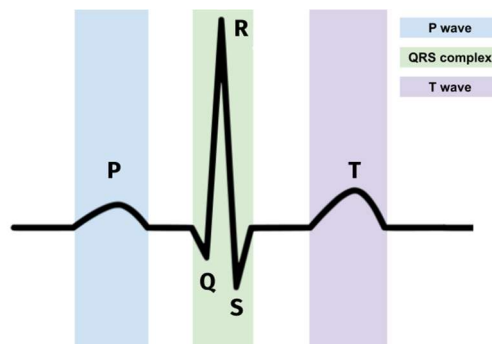
2.2. Elektrokardiogram

Elektrokardiogram (EKG) adalah tes yang merekam aktivitas listrik jantung untuk mendeteksi irama detak yang tidak normal. Hasil EKG ditampilkan sebagai gelombang yang mencerminkan berbagai fase aktivitas jantung: gelombang P menunjukkan depolarisasi atrium (kontraksi serambi jantung), kompleks QRS mencerminkan depolarisasi ventrikel (kontraksi bilik jantung), dan gelombang T menunjukkan repolarisasi ventrikel (proses pemulihan setelah kontraksi). Analisis pola dan interval gelombang ini memungkinkan dokter menilai kondisi kesehatan jantung dan mendeteksi adanya kelainan atau gangguan irama jantung[11].

Sinyal elektrokardiogram (EKG) yang menggambarkan aktivitas listrik jantung, memiliki rentang frekuensi yang cukup luas. Rentang frekuensi sinyal EKG dibedakan berdasarkan tujuan penggunaannya. Untuk keperluan diagnostik klinis, sinyal EKG umumnya difilter dalam rentang 0,05 hingga 100 Hz, sementara untuk pemantauan detak jantung secara umum seperti pada perangkat wearable digunakan rentang yang lebih sempit yaitu 0,5 hingga 50 Hz. Sedangkan pada aplikasi resolusi tinggi, seperti pada penelitian atau kasus medis khusus, diperlukan rentang frekuensi yang lebih luas hingga 0,05 – 500 Hz. Hal ini menunjukkan pentingnya penyesuaian rentang frekuensi berdasarkan konteks penggunaan sinyal EKG[12].

Komponen sinyal EKG itu sendiri memiliki rentang frekuensi yang berbeda-beda sesuai dengan karakteristiknya. Seperti gelombang P berada pada kisaran 5 - 30 Hz, kompleks QRS pada 8 - 50 Hz, dan gelombang T pada 0 - 10 Hz. Rentang ini penting untuk pemilihan filter dan teknik analisis dalam pemrosesan sinyal EKG[13].

Berikut adalah contoh dari pulsa atau sinyal EKG dengan klasifikasi gelombang yang akan dihasilkan dari alat EKG portabel dan akan dianalisis lebih lanjut oleh peneliti.



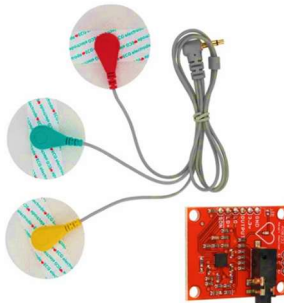
Gambar 1. Sinyal PQRST EKG

2.3. Baseline Wandering

Baseline wandering adalah gangguan sinyal EKG berupa pergeseran sumbu dasar sinyal secara perlahan, biasanya disebabkan oleh pergerakan tubuh, pernapasan, batuk, stres, atau gerakan elektroda. Gangguan ini mengaburkan bentuk gelombang EKG dan dapat menghambat proses analisis sinyal lebih lanjut seperti deteksi detak jantung atau segmentasi gelombang. *Baseline wander* umumnya berada pada frekuensi rendah, sekitar 0,05 hingga 0,7 Hz[14]. Dan biasanya akan dapat diatasi dengan menggunakan *cut-off* frekuensi di 0,7 Hz atau menggunakan *Butterworth Filter*.

2.4. Sensor EKG

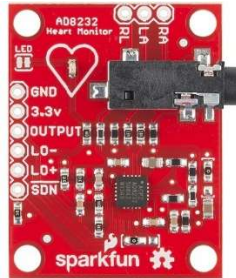
Sensor EKG yang akan digunakan oleh peneliti adalah Elektroda EKG bertipe *Ag/AgCl*, Sensor yang digunakan ini berfungsi untuk menangkap sinyal listrik yang terdapat pada tubuh seseorang, Sensor ini menggunakan 3 buah elektroda yang terpasang, dimana masing masing elektroda itu memiliki peranan tersendiri, dari elektroda positif, negatif dan elektroda netral[8] sensor ini akan digunakan peneliti untuk menangkap sinyal EKG yang dihasilkan pasien.



Gambar 2. Elektroda EKG tipe *Ag/AgCl*

2.5. AD8232

AD8232 merupakan *IC front-end ECG* satu kanal yang dirancang untuk memperkuat dan menyaring sinyal biopotensial seperti sinyal jantung. Komponen ini memiliki penguatan bawaan sebesar 100 kali dan dilengkapi dengan filter *high-pass* serta *low-pass* internal yang dapat dikonfigurasi sesuai kebutuhan. Fitur penting lainnya mencakup kemampuan deteksi elektroda terlepas, *right leg drive*, dan fungsi *fast restore* untuk mempercepat pemulihan sinyal setelah gangguan[15].



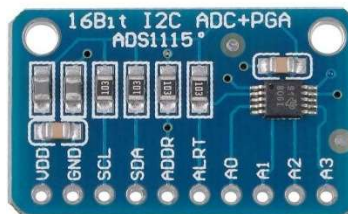
Gambar 3. AD8232 Heart Monitor Module

Dalam penelitian ini, modul ini berfungsi sebagai komponen utama yang digunakan untuk menerima, memperkuat, menyaring, dan mengondisikan sinyal EKG yang diperoleh dari elektroda sensor secara analog.

2.6. ADS1115 (Analog-to-Digital Converter)

ADS1115 adalah konverter analog-ke-digital (ADC) dengan resolusi 16-bit yang dirancang untuk presisi tinggi, efisiensi daya, dan kemudahan integrasi. Menggunakan antarmuka *serial I2C*, perangkat ini mendukung hingga empat alamat *slave* dan mampu beroperasi dengan suplai daya tunggal 2.0V hingga 5.5V. *ADS1115* dapat mencapai kecepatan konversi hingga 860 sampel per detik (*SPS*) dan dilengkapi dengan *multiplexer input (MUX)* yang memungkinkan pengukuran dua sinyal diferensial atau empat sinyal *single-ended*. Selain itu, *ADS1115* memiliki penguat sinyal bawaan (*PGA*) yang mendukung berbagai rentang *input* hingga 256mV, cocok untuk pengukuran sinyal kecil maupun besar dengan resolusi tinggi[16].

Dalam penelitian ini, *ADS1115* digunakan sebagai *ADC* untuk mengonversi sinyal analog dari sensor EKG menjadi data digital dengan presisi tinggi. Dengan resolusi *16-bit* dan kemampuan membaca sinyal *single-ended*, *ADS1115* memastikan deteksi sinyal EKG yang akurat, bahkan untuk fluktuasi sinyal kecil, sehingga mendukung analisis aktivitas elektrokardiografi secara efektif.



Gambar 4. ADS1115 Module

2.7. ESP32

ESP32 adalah sistem mikroprosesor (SoC) yang mengintegrasikan konektivitas *Wi-Fi* dan *Bluetooth*, dirancang menggunakan teknologi *TSMC 40nm* untuk efisiensi daya yang optimal. Chip ini mampu beroperasi dalam rentang suhu industri dari -40°C hingga $+125^{\circ}\text{C}$, menjadikannya andal untuk berbagai aplikasi. Dengan fitur seperti pengaturan daya yang canggih, berbagai mode operasi, dan kemampuan penskalaan daya dinamis, *ESP32* cocok untuk perangkat *mobile*, elektronik yang dapat dikenakan, dan aplikasi *IoT*[17].

Dalam penelitian ini, *ESP32* berperan sebagai inti pemrosesan dan komunikasi untuk alat EKG portabel.



Gambar 5. ESP32

2.8. Arduino IDE

Arduino Integrated Development Environment (IDE) adalah perangkat lunak sumber terbuka yang digunakan untuk menulis, mengedit, dan mengunggah kode ke berbagai mikrokontroler, termasuk *ESP32*. *IDE* ini mendukung berbagai bahasa pemrograman, terutama *C* dan *C++*, serta menyediakan antarmuka sederhana untuk mempermudah pengembangan perangkat keras[18]. Pada penelitian ini peneliti akan menggunakan *Arduino Integrated Development Environment (IDE)* sebagai wadah untuk meng-program.



Gambar 6. Logo Arduino IDE

2.9. C++

C++ adalah bahasa pemrograman komputer yang dibuat oleh Bjarne Stroustrup, yang merupakan perkembangan dari bahasa C dikembangkan di *Bell Labs*. Pada awal tahun 1970-an, bahasa itu merupakan peningkatan dari bahasa sebelumnya, yaitu *B*[19]. Pada penelitian ini, Peneliti akan menggunakan bahasa program C++ sebagai bahasa program utama guna agar *ESP32* dapat diprogram sesuai dengan keinginan peneliti.

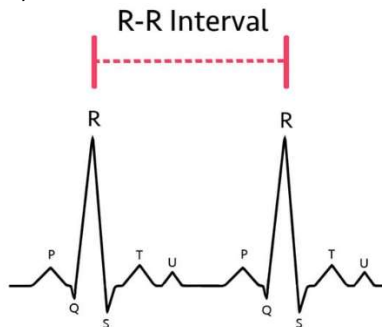


Gambar 7. C++

2.10. R-R Interval

Pada metode EKG, detak jantung dihitung berdasarkan jarak waktu antara dua puncak R berturut-turut, yang disebut sebagai *R-R interval*. Puncak R adalah bagian tertinggi dari kompleks QRS pada sinyal EKG dan mewakili kontraksi ventrikel. Detak jantung (*Heart Rate*) dapat dihitung dari sinyal EKG dengan mengukur interval R-R, yaitu selang waktu antara dua puncak R berturut-turut dalam gelombang QRS[20].

Pada penelitian ini, Peneliti akan menggunakan interval R-R untuk mencari *BPM*(*Beats Per Minute*).



Gambar 8. R-R Interval pada Kompleks PQRST

Rumus yang digunakan untuk mendapatkan nilai *BPM*(*beats per minute*) adalah:

$$BPM = \frac{60}{R - R \text{ Interval}(\text{detik})} \quad (1)$$

Dimana:

BPM = Denyut Per Menit(Hasil)

R-R Interval = Interval puncak R dalam detik

2.11. Signal-to-Noise Ration

Signal-to-Noise Ratio (SNR) adalah rasio antara kekuatan sinyal utama terhadap gangguan(*noise*). *SNR* merupakan ukuran kuantitatif dari seberapa bersih suatu sinyal dan sangat penting dalam pengolahan sinyal biomedis seperti EKG.

Berikut adalah rumus umum untuk menghitung nilai *SNR* dalam bentuk Decibel(dB) :

$$SNR(dB) = 10 \cdot \text{Log}_{10} \left(\frac{P_{\text{signal}}}{P_{\text{noise}}} \right) \quad (2)$$

Dimana:

P_{signal} = *Signal Power*

P_{Noise} = *Noise Power*

2.12. Moving Average Filter

Moving Average adalah metode pemrosesan sinyal yang digunakan untuk menghaluskan data dengan mengurangi fluktuasi acak atau *noise*, sehingga pola atau tren yang mendasarinya menjadi lebih jelas.[21]. Berikut adalah rumus umum *Moving Average* :

$$\gamma[n] = \frac{1}{M} \sum_{k=0}^{M-1} \chi[n-k] \quad (3)$$

Dimana:

$\gamma[n]$ = *Output moving average*

M = Jumlah data dirata-rata

$\chi[n-k]$ = *Data input*

Dalam penelitian ini, Penerapan *moving average filter* akan dipakai agar dapat meningkatkan akurasi pembacaan sinyal jantung dengan mengurangi *noise* yang mungkin timbul dari lingkungan atau perangkat itu sendiri.

Nilai jendela sinyal pada *Moving Average* yang digunakan dalam penelitian ini adalah 7, merujuk pada referensi penelitian sebelumnya[22]. Dengan demikian,

metode ini membantu dalam menghasilkan data EKG yang lebih bersih dan andal untuk analisis lebih lanjut.

2.13. Savitzky-Golay Filter

Savitzky-Golay filter adalah filter digital yang digunakan untuk merapikan data dengan cara menyesuaikan sejumlah data dalam jendela bergerak menggunakan polinomial berderajat rendah melalui metode *least squares*[22][23].

Keunggulannya terletak pada kemampuannya merapikan data tanpa menghilangkan fitur penting seperti puncak dan lembah, yang sering kali hilang pada teknik perapian lainnya. *Filter* ini bekerja dengan menggeser jendela berukuran tetap pada data, mem-fit polinomial ke titik-titik dalam jendela, dan menggunakan nilai polinomial di titik tengah sebagai hasil yang dihaluskan. Berikut adalah rumus dasar *Savitzky-Golay* :

$$\gamma^0 = \sum_{k=-m}^m C_k \cdot y_k \quad (4)$$

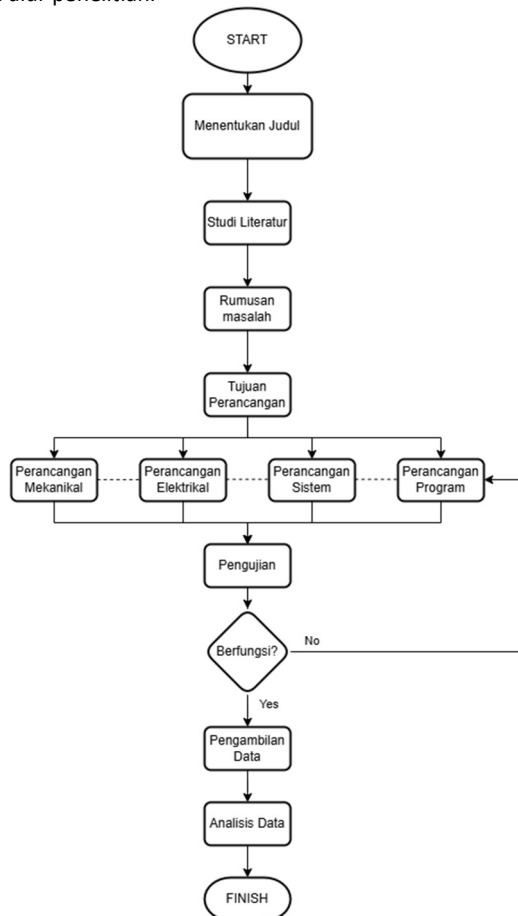
Dimana:

- γ^0 = Nilai *output Sav-Gol filter*
- m = Radius jendela (setengah lebar jendela)
- C_k = Koefisien *filter*
- y_k = Data *input*
- k = Indeks penjumlahan dari -m hingga m

Bab 3. Metodologi Penelitian

3.1. Alur Penelitian

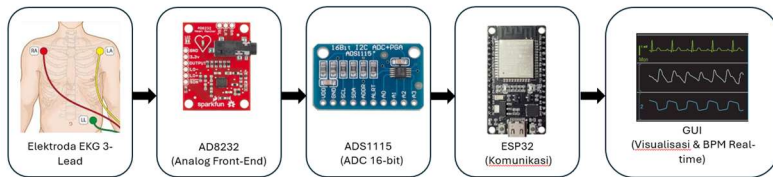
Metodologi penelitian bertujuan untuk menyelesaikan masalah yang ada secara terstruktur. Berikut adalah *Flowchart* Penelitian yang ditujukan untuk memperjelas alur penelitian.



Gambar 9. Alur Penelitian

3.1.1. Perancangan Sistem

Dalam penelitian ini, peneliti merancang dan mengembangkan sistem yang direpresentasikan melalui penggunaan Diagram Blok Sistem. Penjelasan lebih rinci mengenai proses kerja tersebut disajikan dalam diagram blok sebagai berikut :



Gambar 10. Blok Diagram Sistem

Alat elektrokardiogram portabel mulai dengan Inisiasi Koneksi antara *ESP32* dengan *GUI* jika berhasil terkoneksi maka sensor elektroda akan mendeteksi sinyal bioelektrik jantung pasien. Setelah sinyal berhasil ditangkap, sinyal yang masih sangat lemah dan rentan terhadap noise akan diperkuat, dikondisikan, dan difiltrasi awal menggunakan modul *AD8232*.

Pada tahap ini, *AD8232* berfungsi sebagai penguat diferensial sekaligus filter sinyal, yang memisahkan sinyal EKG dari gangguan eksternal seperti *noise* frekuensi tinggi dan interferensi otot. Kemudian, sinyal analog yang telah diperkuat dikirim ke modul *ADS1115*, yang bertugas untuk mengkonversi sinyal analog menjadi sinyal digital *16-bit* dengan resolusi tinggi. *ADS1115* menggunakan komunikasi *I2C* untuk mengirimkan data digital ini ke *ESP32* agar dapat diproses lebih lanjut secara digital.

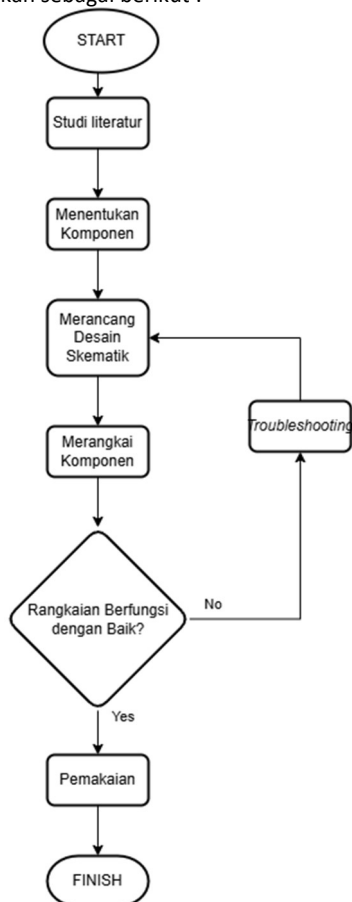
Proses selanjutnya adalah penerapan algoritma pengolahan sinyal digital untuk mengolah data yang dihasilkan, seperti algoritma *moving average* dan *Savitzky–Golay filter*. Parameter filter tersebut dapat disesuaikan oleh pengguna melalui antarmuka grafis (*GUI*) untuk menyesuaikan tampilan sinyal yang diinginkan. Sinyal yang telah diproses kemudian divisualisasikan dalam bentuk grafik melalui sistem berbasis mikrokontroler *ESP32*, sehingga memudahkan pengguna dalam melakukan pemantauan dan observasi bentuk sinyal EKG secara *real-time*.

Seluruh tahapan ini dirancang untuk mendukung proses visualisasi dan *monitoring* sinyal elektrokardiogram, bukan sebagai penentu langsung akurasi klinis sinyal EKG.

3.1.2. Perancangan Elektronik Sistem

Flowchart berikut menggambarkan perancangan elektronik sistem yang dirancang oleh peneliti untuk memastikan proses pengerjaan aktual dapat

berjalan secara terstruktur. Tahapan-tahapan serta penjelasan rinci dari masing-masing langkah dijelaskan sebagai berikut :

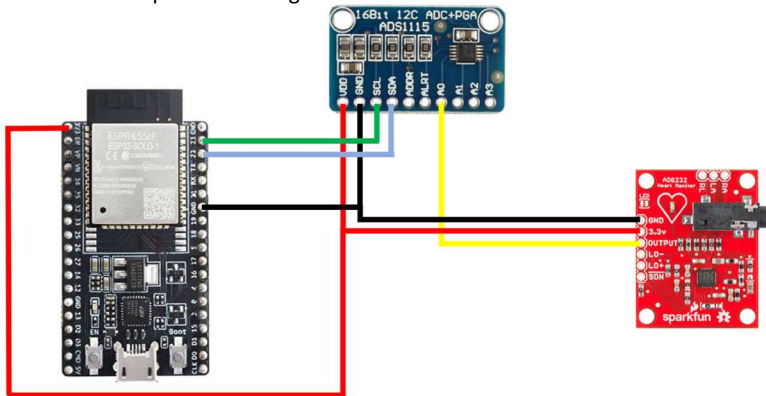


Gambar 11. Alur Perancangan Elektronik Sistem

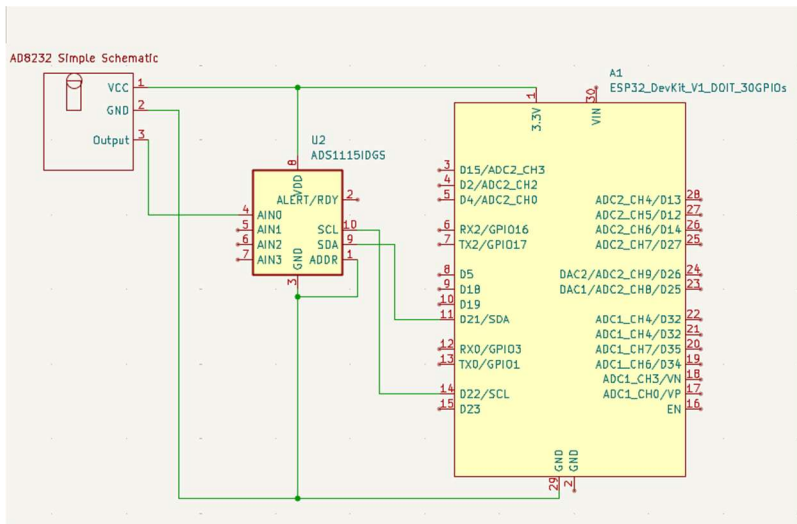
Tahap perancangan dimulai dengan studi literatur guna untuk memahami teori dan informasi relevan untuk penelitian. Selanjutnya menentukan komponen berdasarkan teori yang sudah dipahami dan informasi yang ada. Setelah itu membuat desain skematik sederhana agar memudahkan peneliti dalam merangkai komponen dan *Troubleshooting* nantinya. Apabila Rangkaian sudah berfungsi sebagaimana fungsinya maka perancangan elektronik sistem sudah selesai tetapi apabila tidak berfungsi atau ada kendala maka peneliti akan kembali

ke membuat desain skematik setelah mengetahui apa kendalanya setelah *troubleshooting* dilakukan.

Berikut merupakan Rancangan desain skematik Elektrikal :



Gambar 12. Desain Sistem



Gambar 13. Desain Skematik

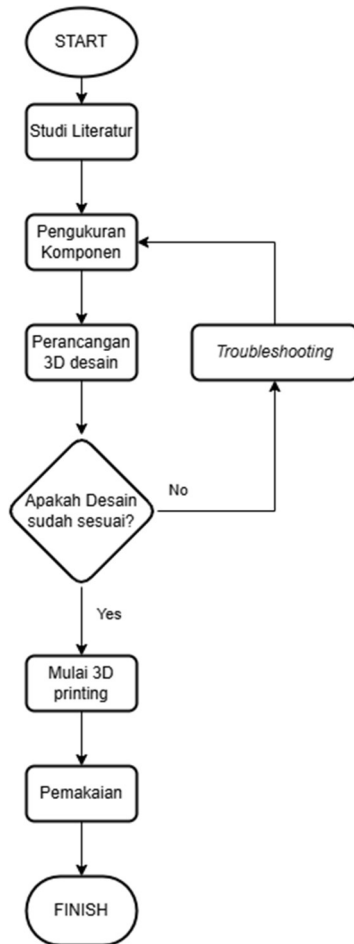
Adapun alasan peneliti memilih dan menggunakan komponen-komponen diatas yaitu sebagai berikut :

Tabel 2. Penggunaan Komponen Elektronik

Komponen	Alasan Penggunaan
AD8232	Menyediakan fungsi yang terintegrasi untuk penguatan, pengkondisian, dan penyaringan sinyal, sehingga sangat mendukung akuisisi sinyal EKG dengan kualitas yang baik serta mempermudah proses integrasi ke dalam sistem portabel.
ADS1115	Jenis komunikasi <i>I2C</i> yang kompatibel dengan <i>ESP32</i> , memiliki resolusi tinggi sebesar <i>16-bit</i> , serta didukung dengan dokumentasi dan <i>library</i> yang lengkap pada <i>Arduino IDE</i> .
ESP32	Memiliki harga yang terjangkau, dilengkapi dengan <i>Wi-Fi</i> dan <i>Bluetooth</i> bawaan untuk mendukung ekspansi <i>IoT</i> , serta didukung oleh dokumentasi yang melimpah.

3.1.3. Perancangan Mekanikal

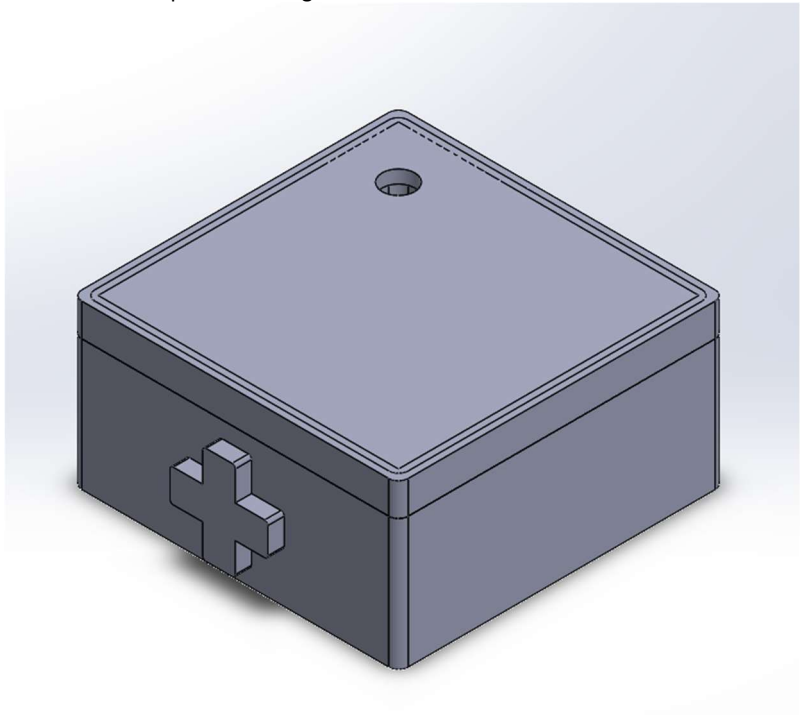
Flowchart berikut merupakan perancangan desain mekanikal yang dirancang oleh peneliti untuk memastikan proses pengerjaan aktual dapat berjalan secara terstruktur. Tahapan-tahapan serta penjelasan rinci dari masing-masing langkah dijelaskan sebagai berikut :



Gambar 14. Alur Perancangan Mekanikal

Dalam perancangan ini, peneliti memulai dengan melakukan studi literatur dengan mencari referensi dan informasi yang relevan sebagai dasar teori. Selanjutnya, dilakukan pengukuran dan perancangan 3D desain *case* yang dibutuhkan, Diikuti dengan evaluasi untuk memastikan kesesuaian hasil dengan spesifikasi yang diinginkan. Setelah tahap tersebut, dilakukan pencetakan menggunakan teknologi 3D printing serta penggabungan komponen lainnya hingga seluruh sistem dinyatakan selesai.

Berikut merupakan rancangan desain mekanikal :



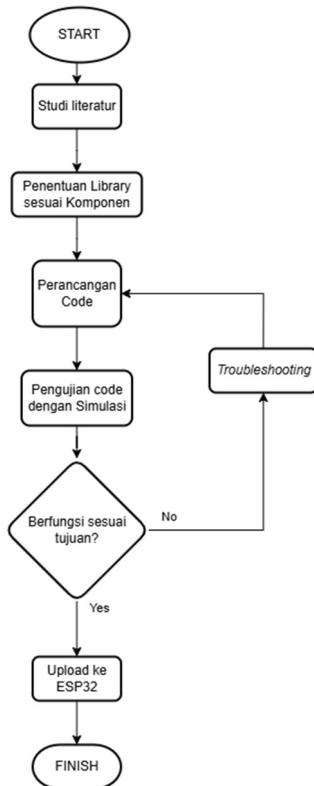
Gambar 15. Perancangan Desain Mekanikal

Keterangan :

1. Terdapat Logo Palang merah didepan agar pengguna mengetahui bahwa ini adalah alat medis.
2. Terdapat *Port USB* dibagian belakang agar bisa terhubung dengan *GUI* pada PC/Laptop.
3. Terdapat *3.5mm Jack* dibagian sisi case untuk sensor elektroda.
4. Pada bagian atas case akan ada stiker panduan/peletakan sensor dengan benar

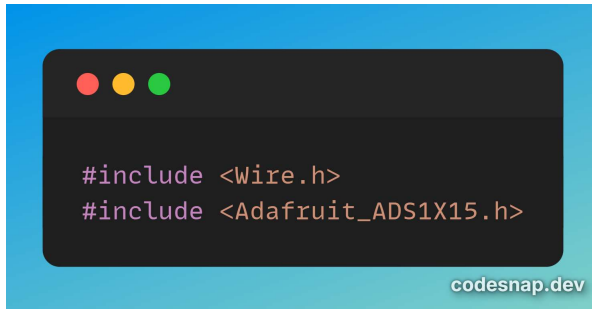
3.1.4. Perancangan Program

Berikut ini adalah *Flowchart* perancangan program yang akan dipakai oleh peneliti agar dalam pengerjaan aktualnya lebih terstruktur, Adapun beberapa tahapan dan penjelasannya sebagai berikut :



Gambar 16. Perancangan Logika Program dan Kalkulasi Digital

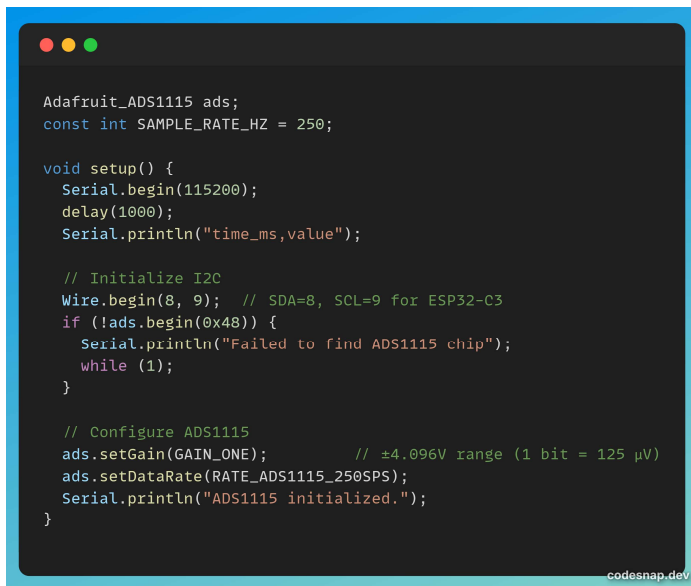
Potongan kode dibawah ini digunakan untuk memanggil pustaka yang diperlukan dalam sistem. *Library Wire.h* digunakan untuk komunikasi I^2C antara *ESP32* dan modul *ADS1115*, sedangkan *library Adafruit_ADS1X15.h* digunakan untuk mengakses fungsi-fungsi *ADC ADS1115*, seperti pembacaan data analog dan pengaturan parameter *ADC*.



Gambar 17. Codesnap ESP32 pada Impor Library

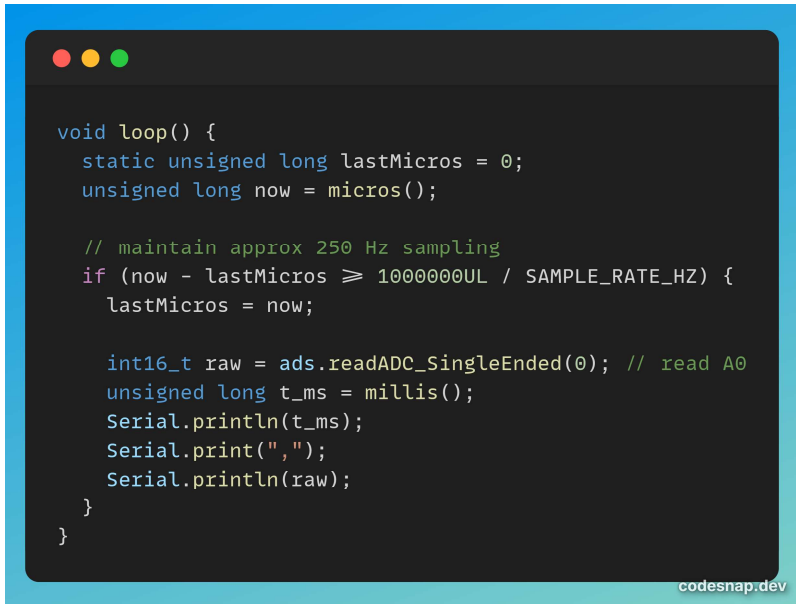
Kemudian Pada bagian selanjutnya dilakukan deklarasi objek *ADS1115* serta penentuan laju pengambilan sampel sebesar 250 Hz, yang disesuaikan dengan kebutuhan akuisisi sinyal EKG. Nilai ini cukup untuk merepresentasikan karakteristik sinyal EKG tanpa menghasilkan data yang berlebihan.

ADS1115 dikonfigurasi dengan penguatan (*gain*) $\pm 4,096$ V dan laju data 250 sampel per detik.



Gambar 18. Codesnap Fungsi Setup

Pada bagian fungsi `loop()`, ESP32 melakukan pembacaan data ADC secara periodik berdasarkan interval waktu yang ditentukan untuk mempertahankan laju sampling sekitar 250 Hz. Data sinyal EKG dibaca dari kanal A0 ADS1115, kemudian dikirimkan melalui komunikasi serial dalam format waktu (ms) dan nilai ADC. Data ini selanjutnya digunakan oleh antarmuka grafis (GUI) untuk proses visualisasi sinyal EKG secara *real-time*.



Gambar 19. Codesnap Pada Fungsi Loop

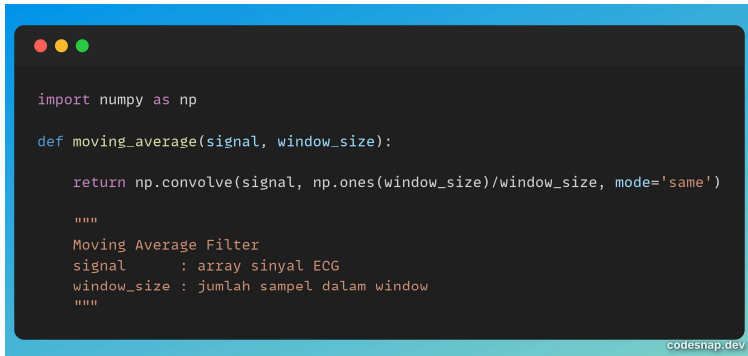
Selanjutnya, Data yang diambil ESP32 diterima oleh GUI via serial komunikasi setelah inisiasi antar ESP32 dan GUI. Data yang diterima diolah dengan tahap pertama filter digital yaitu *Moving Average*.

```
import numpy as np

def moving_average(signal, window_size):

    return np.convolve(signal, np.ones(window_size)/window_size, mode='same')

"""
Moving Average Filter
signal      : array sinyal ECG
window_size : jumlah sampel dalam window
"""
```



Gambar 20. Codesnap Filter Moving Average

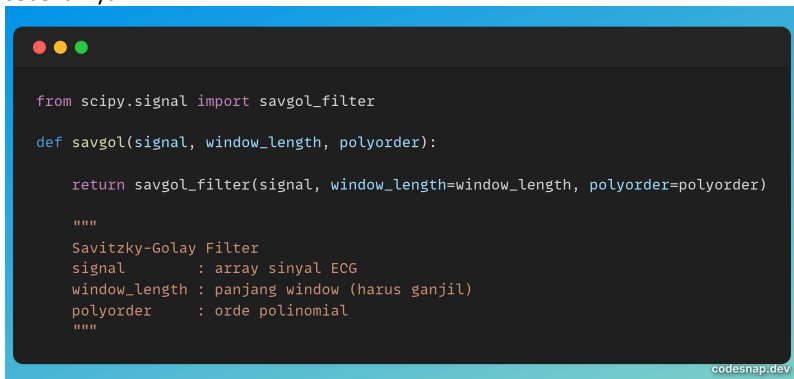
Pada tahap kedua, digunakan *Savitzky-Golay Filter*, yaitu sebuah metode penyaringan digital yang berfungsi untuk memperhalus sinyal dengan cara menghitung nilai keluaran *moving average*. Filter ini tidak hanya meratakan data, tetapi juga mempertahankan karakteristik penting dari bentuk gelombang asli, seperti puncak dan lebar sinyal. Dengan penerapan filter ini, hasil visualisasi grafik sinyal menjadi lebih halus, lebih jelas, dan lebih representatif terhadap data sebenarnya.

```
from scipy.signal import savgol_filter

def savgol(signal, window_length, polyorder):

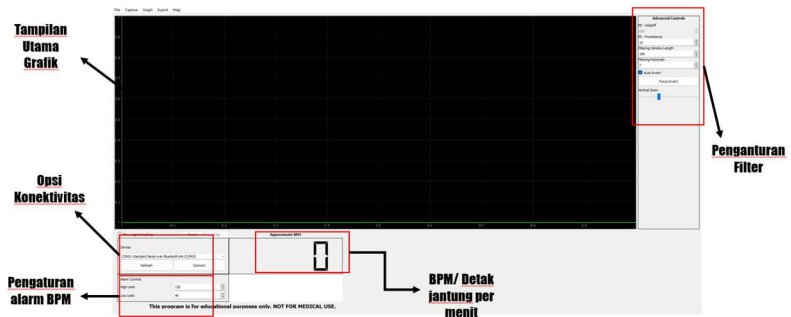
    return savgol_filter(signal, window_length=window_length, polyorder=polyorder)

"""
Savitzky-Golay Filter
signal      : array sinyal ECG
window_length : panjang window (harus ganjil)
polyorder    : orde polinomial
"""
```



Gambar 21. Codesnap Savitzky-Golay Filter

Setelah semua proses filter selesai, Data akan ditampilkan dalam bentuk grafik pada GUI.



Gambar 22. Tampilan *Prototype GUI*

3.2. Alat dan Bahan

Tabel 3. Estimasi Alat dan Bahan

No.	Alat/bahan	Harga Satuan (Rp.)	Jumlah	Total (Rp.)	Keterangan
1	Sensor Elektroda EKG	Rp. 6000	9	Rp. 54.000	Beli
2	AD8232	Rp. 82000	1	-	Punya Sendiri
3	ADS1115 Module	Rp. 36.000	1	Rp. 36.000	Beli
4	ESP32	Rp. 90.000	1	-	Punya Sendiri
5	Kabel	Rp. 1000	30	-	Punya Sendiri
Total				Rp. 90.000	

Dalam penelitian ini, beberapa alat dan komponen digunakan berdasarkan kebutuhan, referensi, dan ketersediaan barang. Rincian dan harga dari komponen tersebut dapat dilihat pada tabel di atas.

3.3. Pengujian dan Analisis

Pengujian dan analisis sistem dilakukan untuk mengevaluasi kinerja sistem EKG portabel berbasis *ESP32* sesuai dengan tujuan penelitian yang telah ditetapkan. Pengujian difokuskan pada analisis kualitas sinyal EKG serta performa pengukuran *heart rate (BPM)* yang dihasilkan oleh sistem. Sistem EKG portabel digunakan sebagai sarana akuisisi dan visualisasi sinyal, sementara proses analisis dilakukan untuk mendukung evaluasi metode filtrasi dan pengukuran *BPM* secara objektif.

Pengujian dilakukan menggunakan data sinyal EKG referensi yang diperoleh dari *MIT-BIH Arrhythmia Database* dan diolah secara *offline*. Dataset ini digunakan sebagai sinyal acuan karena memiliki karakteristik yang telah diketahui dan banyak digunakan dalam penelitian pengolahan sinyal EKG. Penggunaan data referensi memungkinkan proses evaluasi dilakukan secara terkontrol dan terukur.

Dalam skema pengujian, sinyal EKG referensi terlebih dahulu digunakan sebagai sinyal acuan (*noise-free*). Selanjutnya, sinyal tersebut diberikan gangguan (*noise*) secara terkontrol untuk mensimulasikan kondisi sinyal EKG yang terkontaminasi gangguan. Sinyal ber-*noise* kemudian diproses menggunakan beberapa metode filtrasi yang diuji. Setiap tahapan pengolahan sinyal digunakan sebagai dasar untuk analisis visualisasi sinyal, evaluasi reduksi *noise*, serta pengujian akurasi dan presisi pengukuran *heart rate* pada subbab berikutnya.

Skema pengujian ini dirancang agar perbandingan performa antar metode dapat dilakukan secara adil dan konsisten dengan menggunakan sumber data, kondisi *noise*, serta parameter pengujian yang sama.

3.3.1. Pengujian Sinyal EKG Tanpa dan Dengan Filtrasi

Pengujian sinyal EKG tanpa dan dengan filtrasi dilakukan untuk mengamati perubahan bentuk sinyal secara visual akibat penerapan metode filtrasi yang diuji. Pengujian ini bertujuan memberikan gambaran awal mengenai pengaruh filtrasi terhadap sinyal EKG secara visual.

Pada pengujian ini digunakan data sinyal EKG referensi dari *MIT-BIH Arrhythmia Database* yang digunakan sebagai sinyal acuan (*noise-free*). Sinyal referensi kemudian diberikan gangguan (*noise*) secara terkontrol berdasarkan persentase tertentu dari amplitudo sinyal untuk merepresentasikan kondisi gangguan yang berbeda.

Sinyal EKG ber-*noise* selanjutnya diproses menggunakan beberapa metode filtrasi, yaitu *moving average filter*, *Savitzky-Golay filter*, kombinasi *moving average* dan *Savitzky-Golay*, serta metode *wavelet* sebagai pembanding dari penelitian terdahulu. Visualisasi dilakukan terhadap sinyal EKG referensi, sinyal EKG ber-*noise*, dan sinyal EKG hasil filtrasi dalam bentuk grafik sinyal terhadap waktu untuk membandingkan perubahan pola sinyal dan keterjagaan morfologi fisiologis sinyal EKG akibat proses filtrasi.

3.3.2. Analisis Reduksi Noise Sinyal EKG Menggunakan Pendekatan Summative

Analisis reduksi *noise* sinyal EKG dilakukan untuk mengevaluasi kemampuan metode filtrasi dalam mengurangi gangguan pada sinyal EKG secara kuantitatif. Evaluasi dilakukan menggunakan parameter *Signal-to-Noise Ratio (SNR)* dengan pendekatan *summative*, yaitu dengan membandingkan kualitas sinyal sebelum dan sesudah proses filtrasi.

Dalam pengujian ini, sinyal EKG referensi digunakan sebagai sinyal acuan (*noise-free*). Sinyal tersebut kemudian diberikan gangguan (*noise*) secara terkontrol untuk menghasilkan sinyal EKG ber-*noise* yang merepresentasikan kondisi sebelum filtrasi. Selanjutnya, sinyal ber-*noise* diproses menggunakan metode filtrasi yang diuji untuk menghasilkan sinyal hasil filtrasi.

Perhitungan SNR dilakukan dengan membandingkan sinyal ber-*noise* dan sinyal hasil filtrasi terhadap sinyal referensi. Sebelum perhitungan SNR, seluruh sinyal dilakukan penghilangan komponen DC (*mean-centering*) untuk menghindari pengaruh offset. Perhitungan SNR dilakukan menggunakan persamaan berbasis amplitudo dengan faktor $20 \cdot \log_{10}$ karena sinyal berada dalam domain amplitudo [23][24][25]. Berikut Adalah rumus SNR yang akan dipakai

$$SNR = 20 \cdot \log_{10} \left(\frac{RMS(S_{signal})}{RMS(S_{noise})} \right) \quad (5)$$

3.3.3. Pengujian Akurasi dan Presisi Pengukuran Heart Rate Menggunakan MAE dan Standar Deviasi

Pengujian akurasi dan presisi pengukuran *heart rate* dilakukan untuk mengevaluasi performa pengukuran BPM yang dihasilkan dari sinyal EKG hasil filtrasi. Perhitungan *heart rate* dilakukan berdasarkan interval antar puncak R (*R-R interval*) yang terdeteksi pada sinyal EKG.

Kesalahan pengukuran (*error*) ditentukan sebagai selisih antara nilai pengukuran BPM yang dihasilkan oleh sistem dan nilai BPM referensi. Secara matematis, *error* pengukuran dinyatakan sebagai:

$$e_i = x_i - x_{ref} \quad (6)$$

Dimana:

e_i = Error pada pengukuran
 x_i = Nilai pengukuran alat
 x_{ref} = Nilai referensi

Untuk mengetahui besarnya kesalahan relatif terhadap nilai referensi, digunakan parameter *Absolute Percentage Error (APE)* yang dinyatakan sebagai:

$$APE_i = \frac{e_i}{x_{ref}} \times 100\% \quad (7)$$

Dimana:

APE_i = *absolute percentage error* pada pengukuran
 e_i = Nilai pengukuran alat
 x_{ref} = Nilai referensi

Akurasi pengukuran *heart rate* dievaluasi menggunakan *Mean Absolute Error (MAE)*, yang dihitung sebagai rata-rata nilai absolut *error* dari seluruh pengukuran, dan dirumuskan sebagai:

$$MAE = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |e_i| \quad (8)$$

Dimana:

MAE = *Mean Absolute Error*

e_i = Nilai absolut dari error pada pengukuran

n = Jumlah total pengukuran

Presisi pengukuran *heart rate* dievaluasi menggunakan standar deviasi[26], yang digunakan untuk menilai tingkat konsistensi hasil pengukuran *BPM*. Standar deviasi dihitung dari nilai *error* pengukuran menggunakan persamaan:

$$SD = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (e_i - \bar{e})^2} \quad (9)$$

Dimana:

SD = Standar deviasi

e_i = Error pada pengukuran

$\bar{e}$ = Rata-rata error

Untuk memastikan konsistensi evaluasi, parameter deteksi puncak R, seperti jarak minimum antar puncak dan nilai ambang (*prominence*), ditetapkan sama untuk seluruh metode filtrasi yang diuji.

Bab 4. Hasil dan Pembahasan

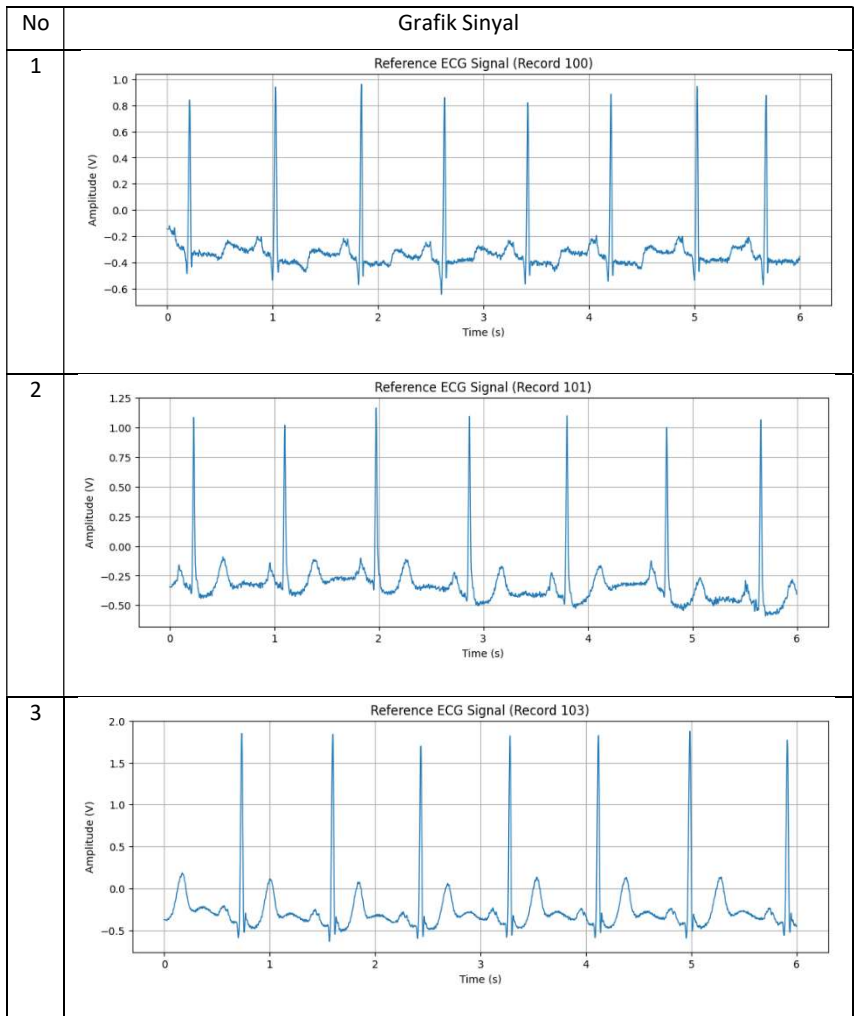
Pada Bab 4 ini, penulis akan menyajikan hasil pengujian yang dilakukan untuk memastikan bahwa sistem bekerja sesuai dengan ekspektasi yang telah ditetapkan. Data yang diperoleh berasal dari pengujian menyeluruh terhadap setiap sub-sistem dan parameter yang relevan, sehingga memberikan dasar yang valid untuk melakukan analisis. Pembahasan difokuskan pada interpretasi hasil pengujian, dengan tujuan untuk mengidentifikasi kelebihan, kekurangan, serta potensi perbaikan atau pengembangan lebih lanjut dari sistem. Analisis ini tidak hanya menilai kinerja komponen secara individual, tetapi juga memberikan penilaian yang luas mengenai efektivitas sistem secara keseluruhan, baik dari sisi yang mendukung keberhasilan maupun dari sisi yang memerlukan perhatian lebih. Dengan demikian, hasil pengujian dan analisis ini diharapkan dapat menjadi acuan untuk evaluasi dan pengambilan keputusan pada pengembangan sistem di masa mendatang.

4.1. Visualisasi Sinyal EKG Tanpa dan Dengan Filtrasi

Sub-bab ini menyajikan hasil visualisasi sinyal EKG yang digunakan dalam penelitian, baik sinyal EKG referensi tanpa filtrasi maupun sinyal EKG setelah melalui proses penambahan *noise* dan filtrasi. Visualisasi ini bertujuan untuk memberikan gambaran awal mengenai karakteristik sinyal EKG yang dianalisis serta pengaruh proses filtrasi terhadap bentuk gelombang sinyal. Melalui penyajian visual ini, diharapkan pembaca dapat memahami perbedaan kondisi sinyal sebelum dan sesudah filtrasi, khususnya dalam kaitannya dengan kejelasan kompleks QRS dan kestabilan bentuk gelombang EKG sebagai dasar untuk analisis lanjutan pada sub-bab berikutnya.

Grafik pada tabel 4.x menampilkan sinyal EKG referensi yang diambil dari *database MIT-BIH Arrhythmia*, yang merupakan salah satu dataset standar dan paling banyak digunakan dalam penelitian analisis sinyal EKG. Pada penelitian ini digunakan beberapa *record*, antara lain *record* 100, 101, dan 103, sebagai representasi sinyal EKG referensi yang dianggap memiliki kualitas sinyal yang baik. Sinyal referensi ini digunakan sebagai acuan (*ground truth*) dalam seluruh proses pengujian, baik untuk analisis pengurangan *noise* maupun evaluasi akurasi dan presisi BPM. Dari visualisasi tersebut terlihat karakteristik khas gelombang EKG, seperti kompleks QRS yang memiliki amplitudo paling dominan, serta keberadaan gelombang P dan T di sekitar kompleks QRS. Jarak antar puncak R (*R-peak*) yang relatif konsisten menunjukkan ritme jantung yang stabil, sehingga sinyal ini layak digunakan sebagai sinyal referensi dalam pengujian berbasis laboratorium.

Tabel 4. Sinyal EKG Referensi

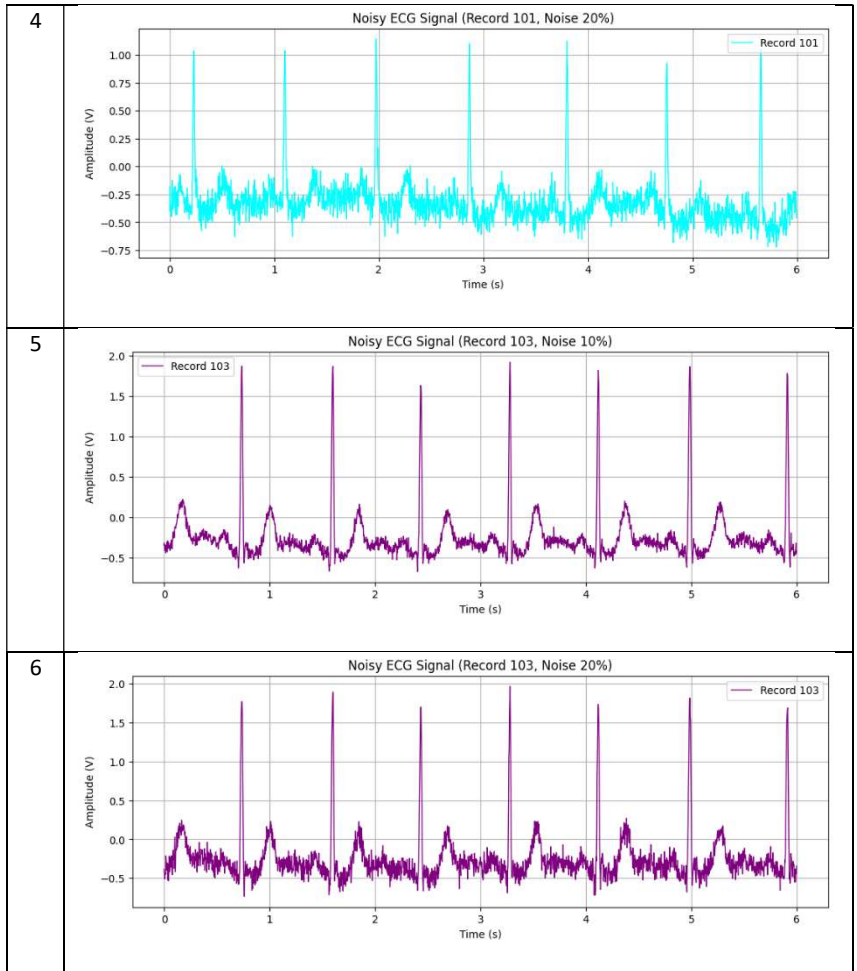


Tabel 4.x menampilkan sinyal EKG referensi yang telah diberikan penambahan *noise* sebesar 10% dan 20% dari amplitudo sinyal. Penambahan *noise* ini dilakukan secara terkontrol dengan tujuan mensimulasikan gangguan sinyal yang umum terjadi pada proses akuisisi EKG, seperti interferensi lingkungan dan *noise* dari rangkaian elektronik. Dari visualisasi tersebut terlihat bahwa peningkatan persentase *noise* menyebabkan fluktuasi amplitudo sinyal semakin besar dan

bentuk gelombang EKG menjadi kurang jelas, terutama pada segmen di luar kompleks QRS. Sinyal EKG ber-*noise* ini selanjutnya digunakan sebagai masukan pada proses filtrasi, sehingga pengaruh filter terhadap perbaikan kualitas sinyal dapat diamati dan dianalisis secara kualitatif maupun kuantitatif pada tahap selanjutnya.

Tabel 5. Sinyal EKG Referensi dengan Injeksi *Noise* 10% dan 20%

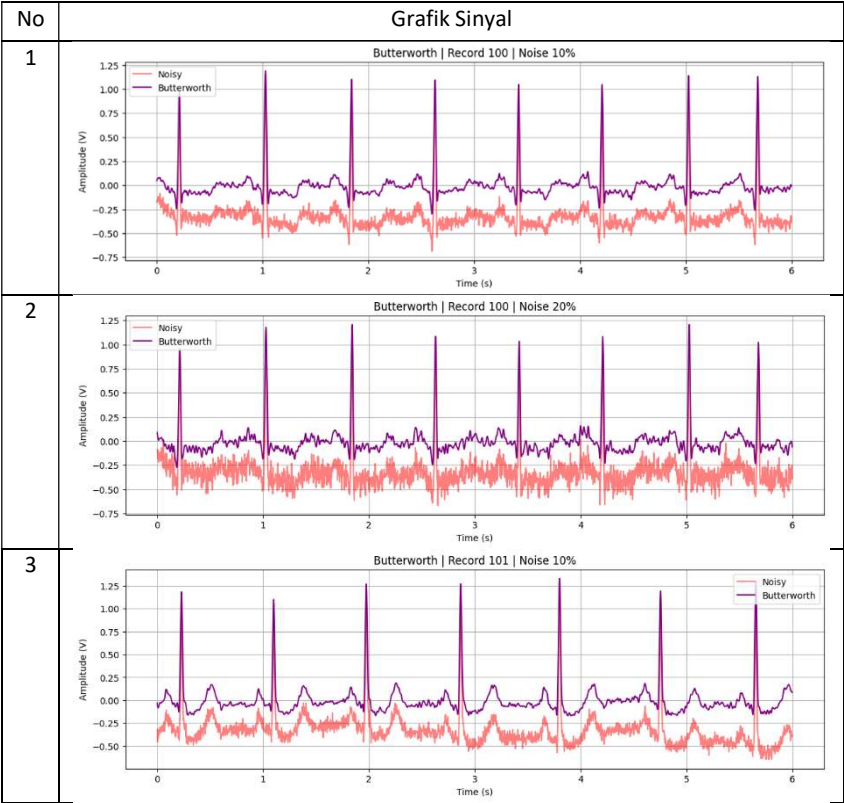
No	Grafik Sinyal
1	The plot shows an ECG signal for Record 100 with 10% noise. The y-axis is labeled 'Amplitude (V)' and ranges from -0.6 to 1.0. The x-axis is labeled 'Time (s)' and ranges from 0 to 6. The signal is red and shows clear QRS complexes with some baseline noise.
2	The plot shows an ECG signal for Record 100 with 20% noise. The y-axis is labeled 'Amplitude (V)' and ranges from -0.75 to 1.00. The x-axis is labeled 'Time (s)' and ranges from 0 to 6. The signal is red and shows clear QRS complexes with more baseline noise than the 10% version.
3	The plot shows an ECG signal for Record 101 with 10% noise. The y-axis is labeled 'Amplitude (V)' and ranges from -0.75 to 1.00. The x-axis is labeled 'Time (s)' and ranges from 0 to 6. The signal is cyan and shows clear QRS complexes with some baseline noise.

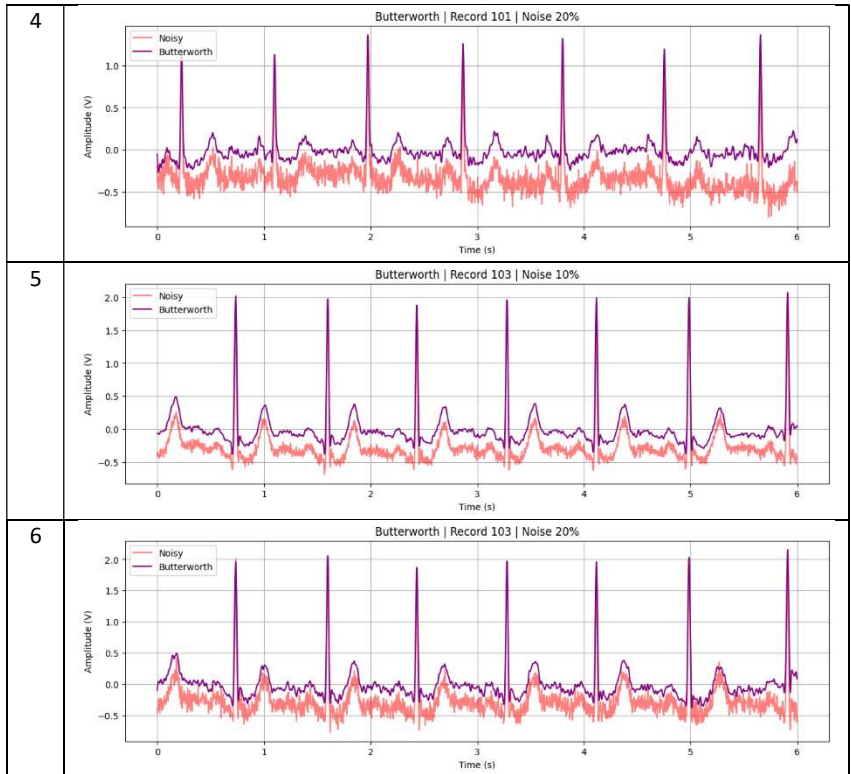


Berdasarkan Tabel 4.x, terlihat perbandingan antara sinyal EKG ber-noise dan sinyal EKG hasil filtrasi menggunakan filter *Butterworth band-pass* dengan frekuensi *cut-off* 0,5–40 Hz dan orde 2. Pada sinyal ber-noise, fluktuasi amplitudo terlihat cukup dominan terutama pada bagian di luar kompleks QRS, yang menyebabkan *baseline* sinyal tampak tidak stabil. Setelah proses filtrasi diterapkan, fluktuasi amplitudo tersebut berkurang sehingga *baseline* sinyal menjadi lebih halus dan pola gelombang EKG lebih mudah diamati. Kompleks QRS pada sinyal hasil filtrasi tetap terlihat jelas dan posisinya tidak menunjukkan

pergeseran waktu yang signifikan dibandingkan sinyal ber-*noise*, baik pada kondisi noise 10% maupun 20%. Pada tingkat *noise* yang lebih tinggi (20%), masih terlihat sisa fluktuasi amplitudo pada sinyal hasil filtrasi, namun secara visual amplitudo noise tersebut lebih rendah dibandingkan sinyal sebelum difilter. Hal ini menunjukkan bahwa filter Butterworth mampu mengurangi komponen noise tanpa menghilangkan karakteristik utama sinyal EKG.

Tabel 6. Sinyal EKG Hasil Pemfilteran Butterworth

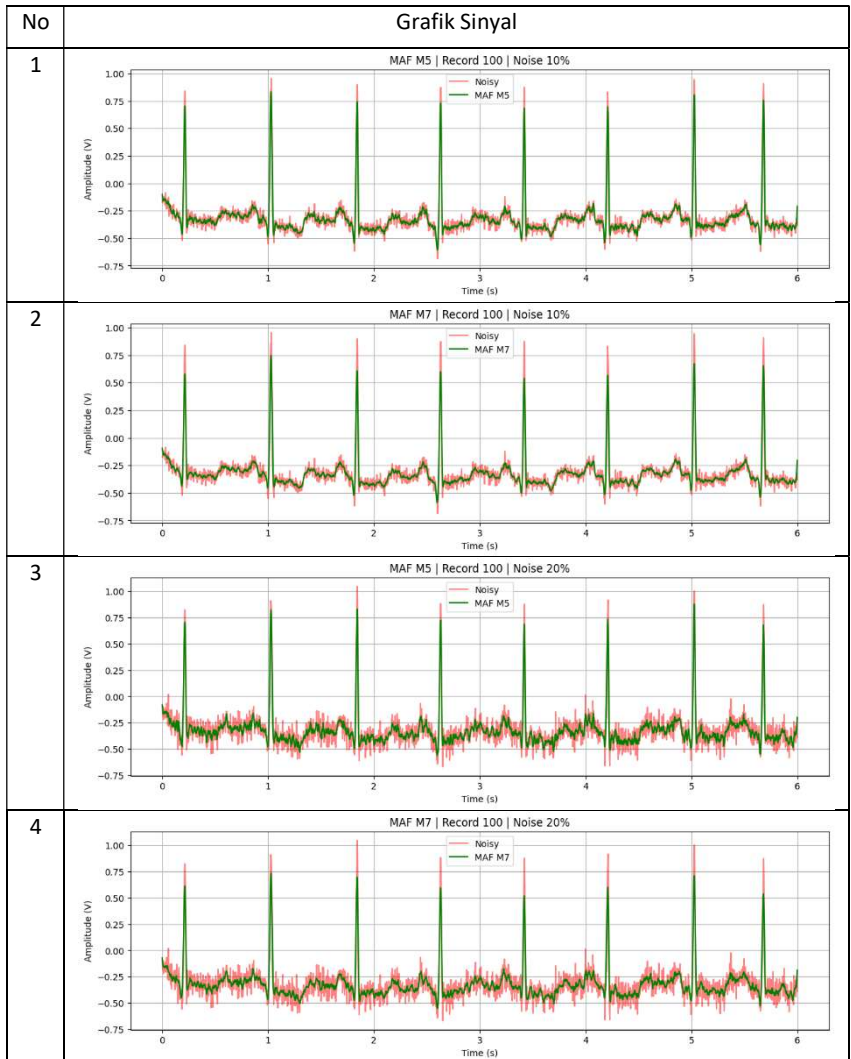


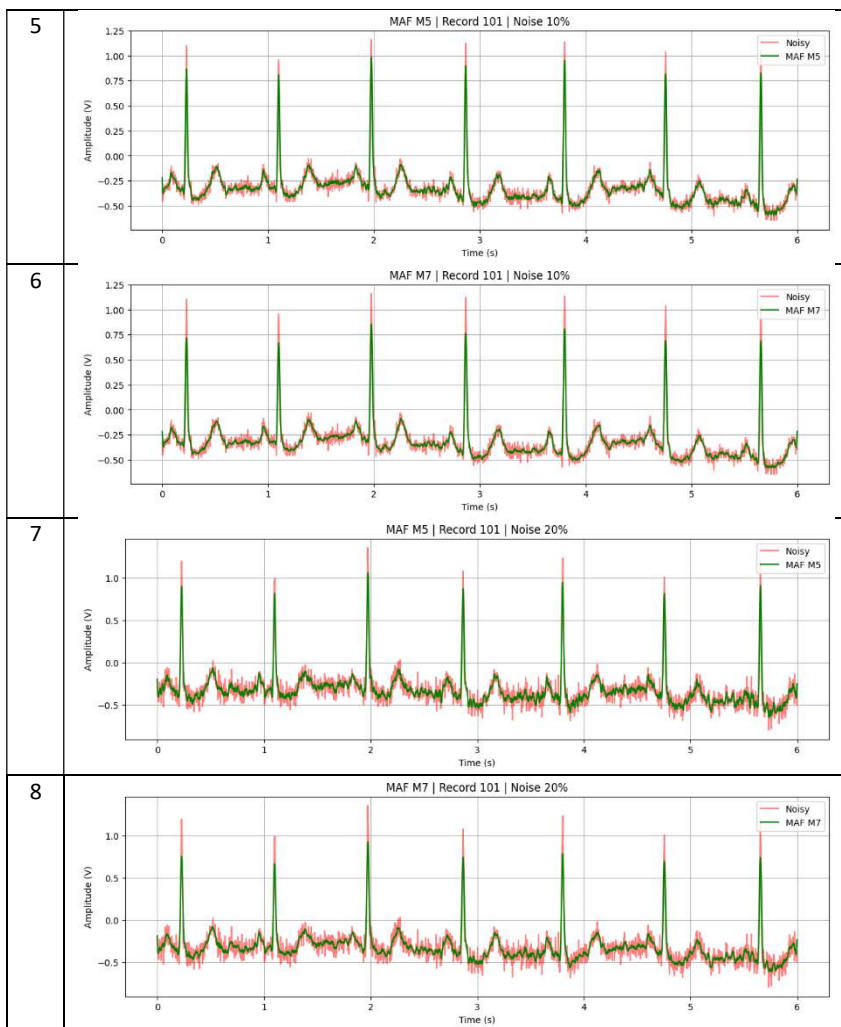


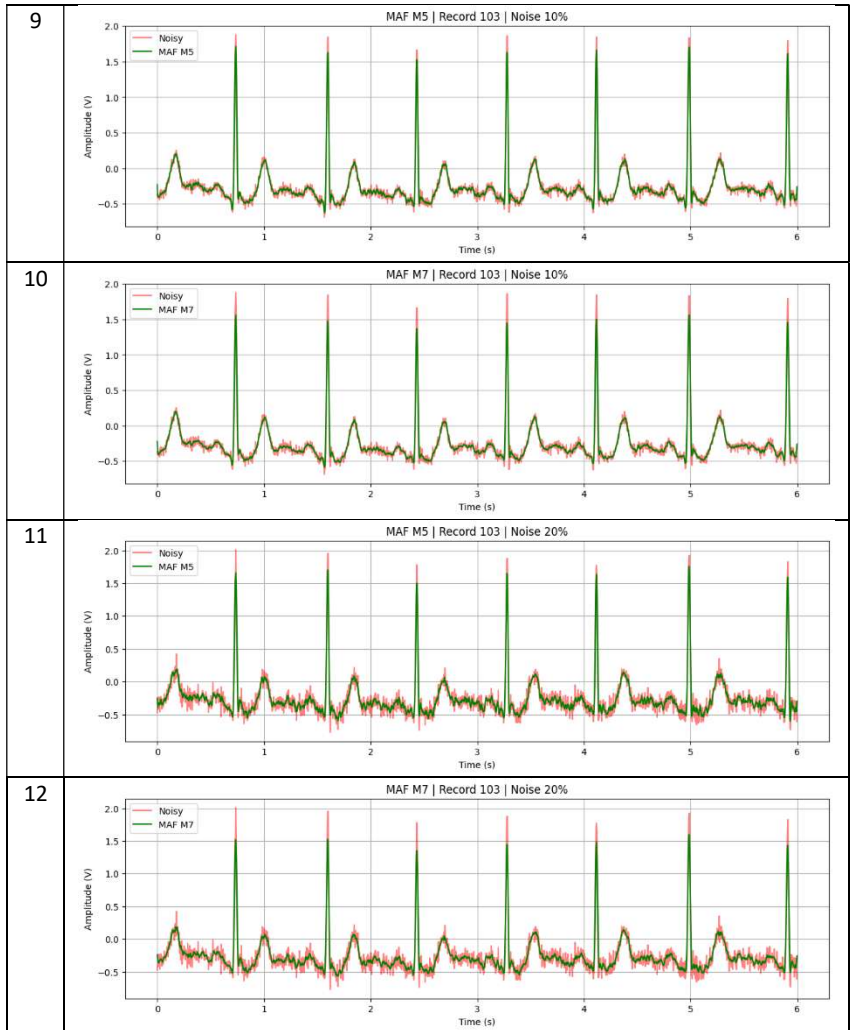
Tabel 4.y menampilkan hasil filtrasi sinyal EKG ber-noise menggunakan *Moving Average Filter (MAF)* dengan panjang jendela $M=5$ dan $M=7$. Secara umum, kedua konfigurasi *MAF* mampu mengurangi fluktuasi amplitudo berfrekuensi tinggi pada sinyal EKG ber-noise, sehingga *baseline* sinyal tampak lebih halus dibandingkan sinyal sebelum difilter. Pada *MAF* dengan $M=5$, reduksi *noise* terlihat terbatas dan masih terdapat fluktuasi amplitudo yang cukup dominan di luar kompleks QRS. Sementara itu, peningkatan panjang jendela menjadi $M=7$ menghasilkan efek perataan yang lebih kuat, sehingga *noise* berfrekuensi tinggi semakin berkurang dan *baseline* sinyal tampak lebih stabil. Namun, efek perataan yang lebih besar pada $M=7$ juga menyebabkan puncak R terlihat lebih melebar dan amplitudo kompleks QRS cenderung menurun dibandingkan hasil *MAF* dengan $M=5$. Meskipun demikian, pada kedua konfigurasi tersebut posisi puncak R masih dapat dikenali dengan baik dan tidak menunjukkan pergeseran waktu yang signifikan. Hal ini menunjukkan bahwa *MAF* bersifat sederhana dan efektif dalam mereduksi

noise secara terbatas, namun memiliki keterbatasan dalam mempertahankan ketajaman morfologi sinyal EKG, terutama ketika panjang jendela diperbesar.

Tabel 7. Sinyal EKG Hasil Pemfilteran *Moving Average*



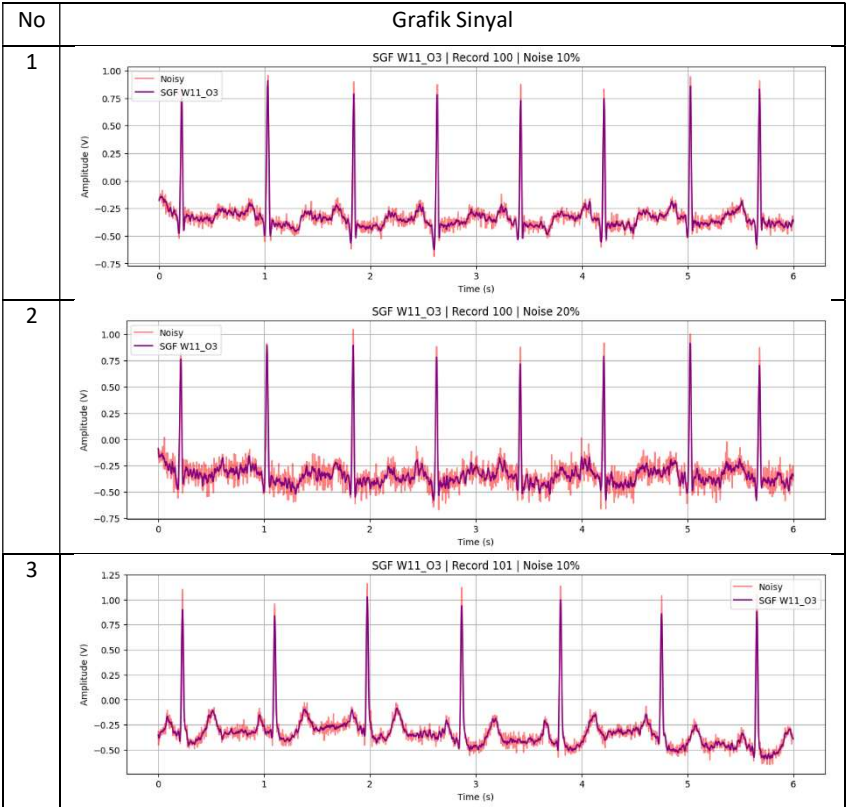


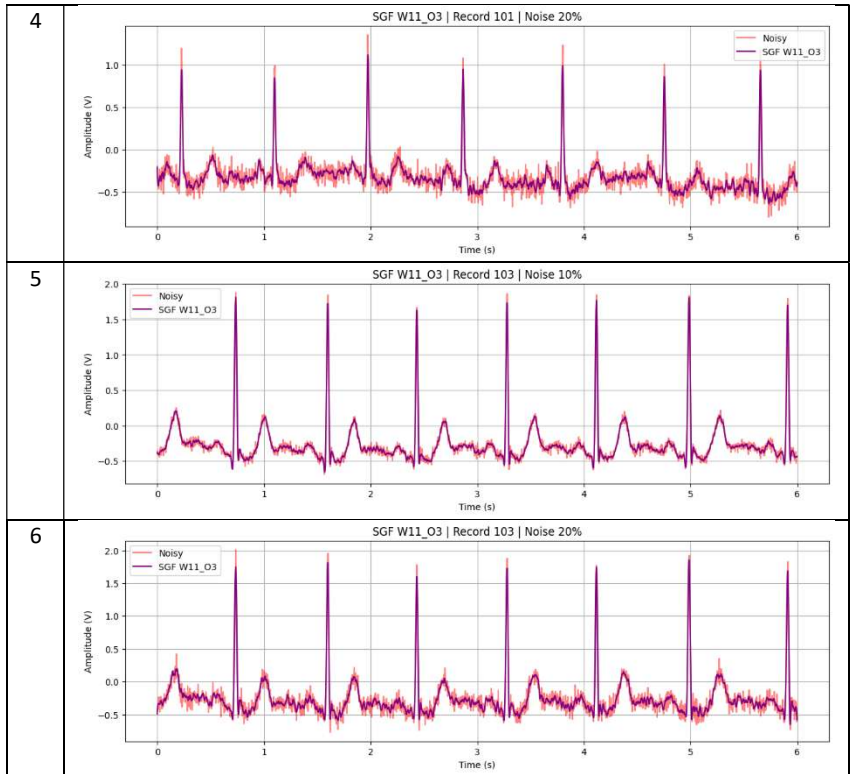


Tabel 4.y menampilkan hasil filtrasi sinyal EKG ber-*noise* menggunakan *Savitzky-Golay Filter (SGF)* dengan panjang jendela 11 dan orde polinomial 3. Berdasarkan visualisasi, penerapan *SGF* mampu mereduksi fluktuasi amplitudo berfrekuensi tinggi pada sinyal EKG ber-*noise* sekaligus mempertahankan bentuk dasar gelombang EKG. Kompleks QRS pada sinyal hasil filtrasi tampak lebih tajam

dibandingkan hasil filtrasi menggunakan *Moving Average Filter*, dan puncak R tetap terjaga tanpa pelebaran yang signifikan. Pada kondisi *noise* 10%, *baseline* sinyal terlihat lebih halus dan bentuk gelombang EKG relatif mendekati sinyal referensi. Sementara itu, pada kondisi *noise* 20%, masih terlihat sisa fluktuasi amplitudo pada sinyal hasil filtrasi, namun karakteristik utama gelombang EKG, khususnya kompleks QRS, tetap dapat dikenali dengan jelas. Secara visual, *SGF* menunjukkan kemampuan yang lebih baik dalam menjaga morfologi sinyal EKG dibandingkan *MAF*, meskipun tidak sepenuhnya menghilangkan noise pada tingkat gangguan yang lebih tinggi.

Tabel 8. Sinyal EKG Hasil Pemfilteran Savitzky-Golay

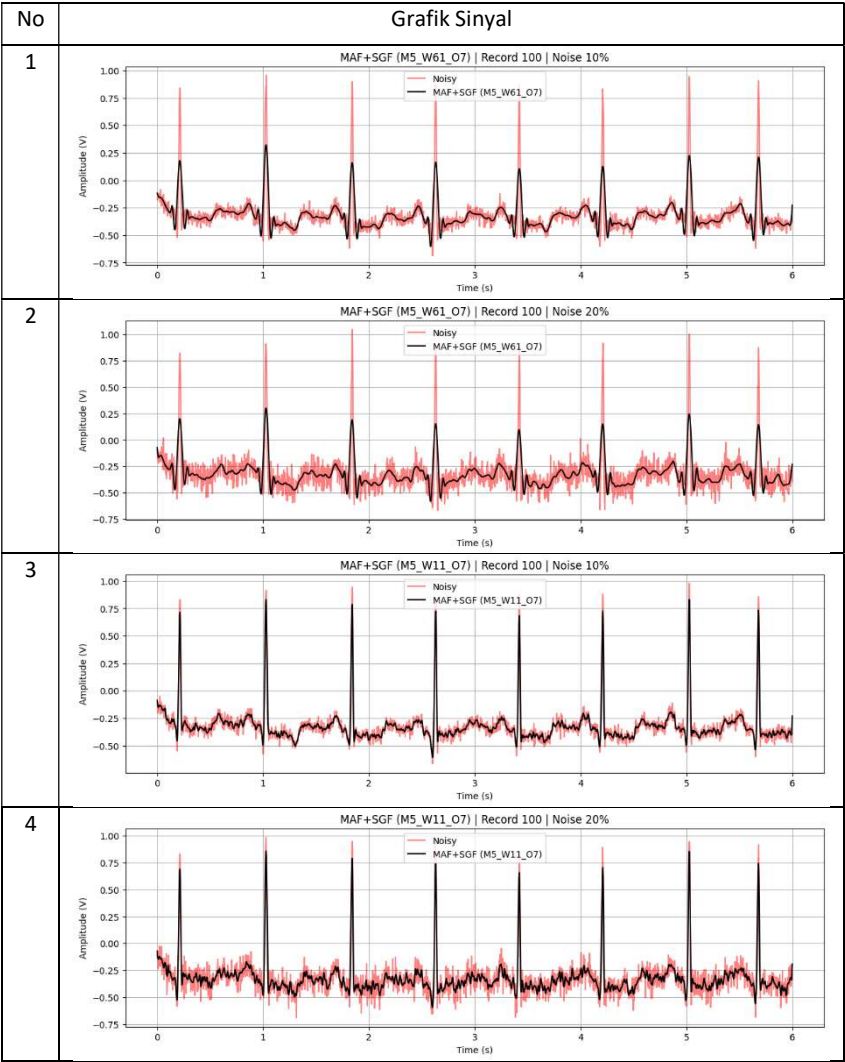


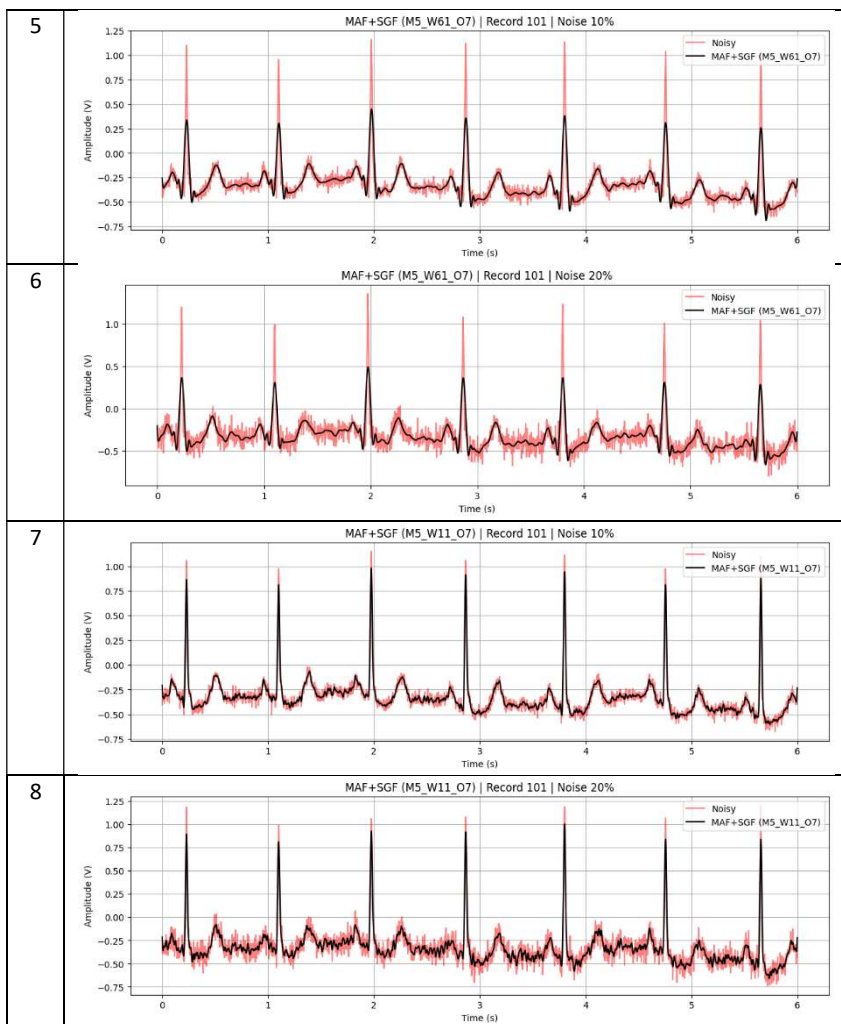


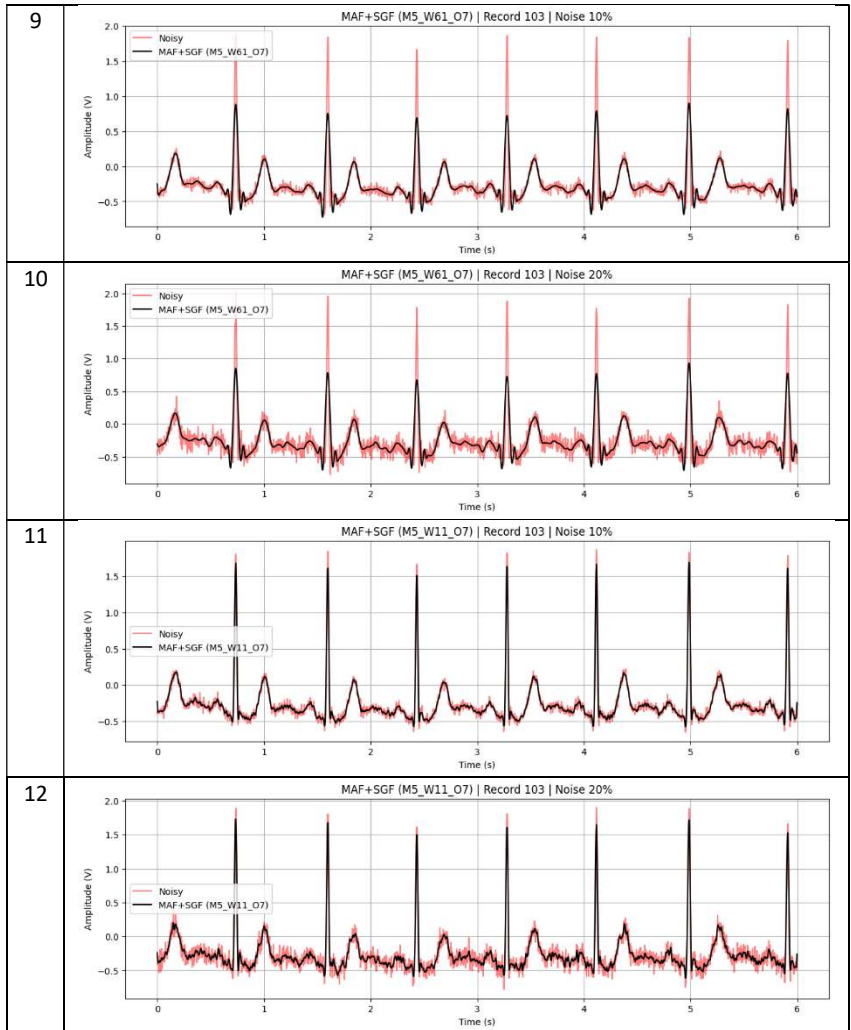
Berdasarkan pengamatan visual pada hasil filtrasi *MAF + SGF* dengan variasi panjang jendela *Savitzky-Golay*, terlihat adanya perbedaan karakteristik sinyal yang cukup signifikan antara penggunaan jendela yang lebih kecil dan jendela yang lebih besar. Pada konfigurasi dengan panjang jendela $SGF = 11$, kompleks QRS, khususnya puncak R, masih terjaga dengan baik dan jumlah puncak R yang terlihat relatif konsisten dengan sinyal ber-*noise*. Hal ini menunjukkan bahwa konfigurasi tersebut mampu mempertahankan informasi temporal penting pada sinyal EKG. Sebaliknya, pada konfigurasi dengan panjang jendela $SGF = 61$, terlihat bahwa jumlah puncak R pada sinyal hasil filtrasi berkurang secara signifikan, yang mengindikasikan adanya efek perataan yang terlalu kuat (*over-smoothing*). Meskipun demikian, pada konfigurasi ini bentuk gelombang EKG secara keseluruhan, termasuk urutan PQRST, tampak lebih jelas dan terdefinisi secara visual. Temuan ini menunjukkan adanya kompromi antara pelestarian puncak R dan kejelasan morfologi sinyal EKG, di mana parameter dengan jendela yang lebih

besar meningkatkan kejelasan bentuk gelombang namun berpotensi mengurangi ketepatan deteksi puncak R.

Tabel 9. Sinyal EKG Hasil Pemfilteran MA - SG



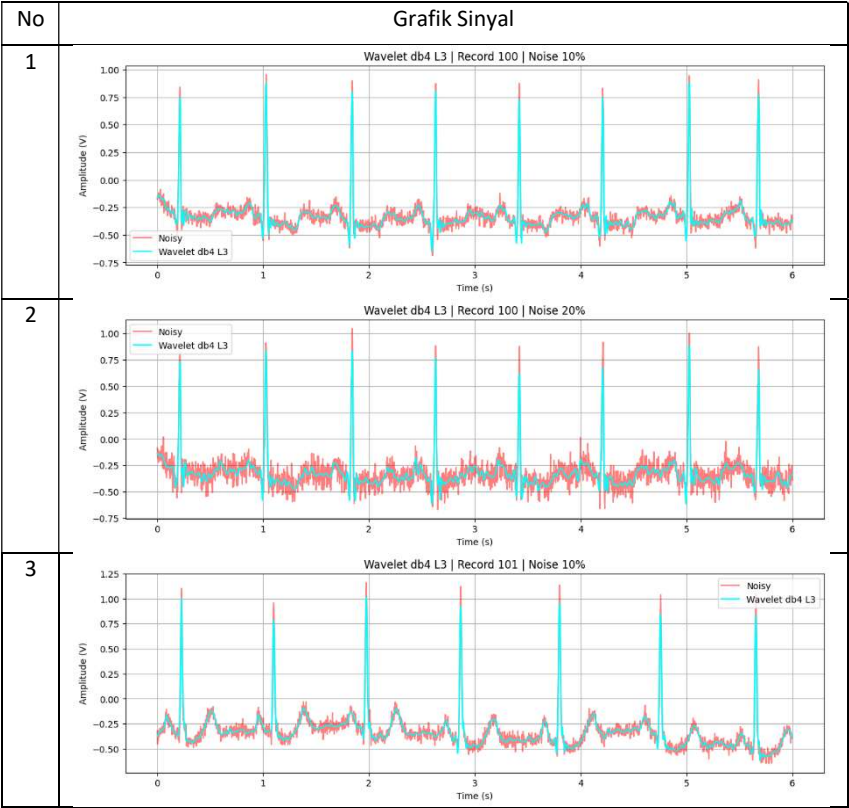


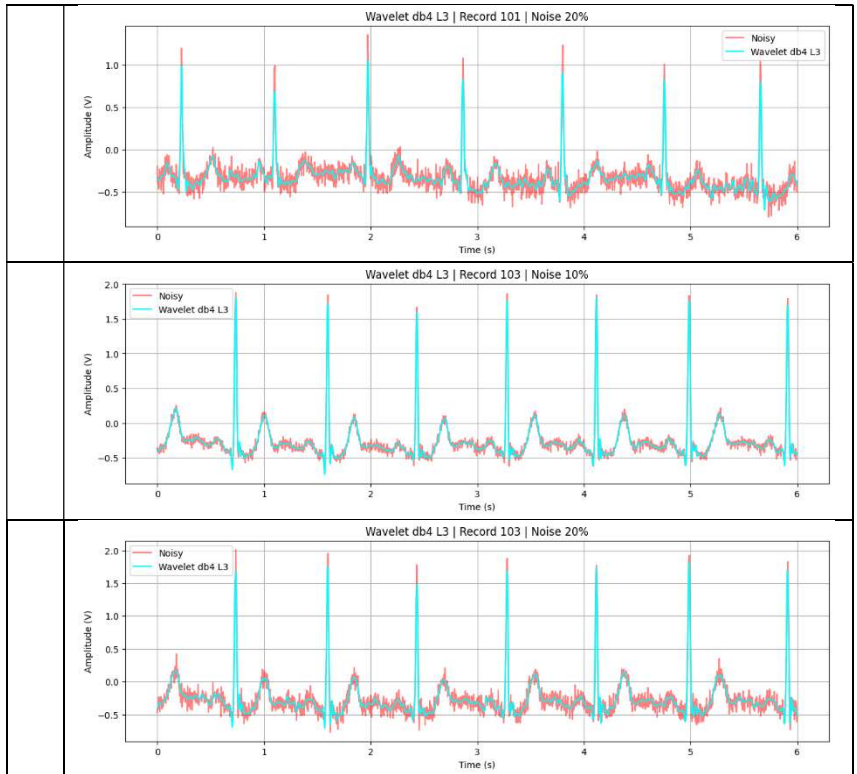


Tabel 4.y menampilkan hasil filtrasi sinyal EKG ber-noise menggunakan metode *Wavelet Denoising* dengan *wavelet Daubechies orde 4 (db4)* pada level dekomposisi 3, yang merupakan konfigurasi yang umum digunakan pada penelitian terdahulu untuk analisis dan pengolahan sinyal EKG. Berdasarkan visualisasi, metode ini mampu mereduksi fluktuasi noise pada sinyal EKG ber-noise, khususnya pada bagian baseline di luar kompleks QRS. Kompleks QRS pada

sinyal hasil filtrasi tetap terlihat jelas dan puncak R masih dapat dikenali dengan baik baik pada kondisi *noise* 10% maupun 20%. Namun demikian, dibandingkan dengan pendekatan *MAF + SGF* dengan parameter tertentu, reduksi *noise* yang dihasilkan oleh metode *wavelet* tampak lebih moderat dan masih menyisakan fluktuasi amplitudo, terutama pada kondisi *noise* yang lebih tinggi. Secara visual, bentuk gelombang EKG hasil filtrasi *wavelet* relatif stabil, namun kejelasan morfologi P dan T tidak selalu meningkat secara signifikan. Hal ini menunjukkan bahwa meskipun metode *wavelet* telah banyak digunakan pada penelitian sebelumnya, efektivitasnya tetap bergantung pada pemilihan level dekomposisi dan parameter threshold yang diterapkan.

Tabel 10. Sinyal EKG Hasil Pemfilteran Wavelet db4 Level 3





Berdasarkan seluruh hasil visualisasi sinyal EKG tanpa dan dengan filtrasi yang telah disajikan, dapat disimpulkan bahwa setiap metode filtrasi menunjukkan karakteristik dan keterbatasan yang berbeda dalam mereduksi *noise* dan mempertahankan bentuk gelombang EKG. Filter *Butterworth band-pass* mampu mereduksi *noise* secara efektif dan menjaga puncak R dengan baik, sementara *Moving Average Filter* memberikan efek perataan yang sederhana namun cenderung mengurangi ketajaman morfologi sinyal, terutama pada penggunaan jendela yang lebih besar. *Savitzky–Golay Filter* dan metode *wavelet*, yang keduanya telah banyak digunakan pada penelitian terdahulu, menunjukkan kemampuan yang lebih baik dalam mempertahankan morfologi sinyal EKG dibandingkan *MAF*, meskipun masih menyisakan *noise* pada kondisi gangguan yang lebih tinggi. Secara visual, pendekatan *MAF + SGF* yang diusulkan dalam penelitian ini memberikan hasil yang paling seimbang, di mana reduksi *noise* dan pelestarian bentuk gelombang EKG dapat dicapai secara bersamaan melalui pemilihan parameter yang tepat. Meskipun konfigurasi dengan jendela *SGF* yang

lebih besar mampu memperjelas morfologi PQRS, efek perataan yang berlebihan dapat menyebabkan berkurangnya puncak R. Oleh karena itu, secara visual sinyal EKG yang dihasilkan oleh *MAF + SGF* dengan parameter yang sesuai menunjukkan kualitas terbaik untuk keperluan analisis lanjutan, khususnya dalam konteks perhitungan *BPM*, sekaligus menegaskan bahwa pendekatan ini melengkapi dan memperluas metode filtrasi yang telah digunakan pada penelitian sebelumnya.

4.2. Hasil Analisis Reduksi Noise Sinyal EKG Menggunakan Pendekatan Summative

Subbab ini menyajikan hasil analisis reduksi *noise* pada sinyal EKG menggunakan parameter *Signal-to-Noise Ratio (SNR)*. Analisis dilakukan untuk mengevaluasi perubahan kualitas sinyal sebelum dan sesudah proses filtrasi secara kuantitatif menggunakan pendekatan *summative* berbasis perhitungan *Signal-to-Noise Ratio (SNR)*

Tabel 11. SNR Sinyal EKG sebelum dan Sesudah Pemfilteran

No	Filter Type	Parameter	Noise Percentage	SNR Noisy	SNR Filtered	Δ SNR
1	<i>Butterworth</i>	Orde 2, Low = 0,5 ; High = 40	10	20	2,02	-17,99
2	<i>Butterworth</i>	Orde 2, Low = 0,5 ; High = 40	20	14,04	1,92	-12,12
3	<i>MAF</i>	Win Len = 5	10	20	22,05	2,04
4	<i>MAF</i>	Win Len = 5	20	14,04	19,11	5,07
5	<i>MAF</i>	Win Len = 7	10	20	18,47	-1,53
6	<i>MAF</i>	Win Len = 7	20	14,04	17,27	3,23
7	<i>MAF+SGF</i>	MA Win Len = 5, SG Win Len = 11, Orde 7	10	20	22,17	2,16
8	<i>MAF+SGF</i>	MA Win Len = 5, SG Win Len = 11, Orde 7	20	14,04	19,33	5,3
9	<i>MAF+SGF</i>	MA Win Len = 5, SG Win Len = 61, Orde 5	10	20	8,12	-11,88
10	<i>MAF+SGF</i>	MA Win Len = 5, SG Win Len = 61, Orde 5	20	14,04	8,06	-5,98

11	<i>MAF+SGF</i>	MA Win Len = 5, SG Win Len = 61, Orde 7	10	20	9,72	-10,28
12	<i>MAF+SGF</i>	MA Win Len = 5, SG Win Len = 61, Orde 7	20	14,04	9,6	-4,44
13	<i>SGF</i>	SG Win Len = 11, Orde 3	10	20	23,34	3,34
14	<i>SGF</i>	SG Win Len = 11, Orde 3	20	14,04	19,71	5,68
15	<i>Wavelet</i>	Level 3, dB 4	10	20	22,56	2,56
16	<i>Wavelet</i>	Level 3, dB 4	20	14,04	18,07	4,03

Berdasarkan hasil analisis *SNR* pada Tabel 4.x, terlihat bahwa peningkatan kualitas sinyal EKG akibat proses filtrasi tidak selalu sejalan dengan pengamatan visual. Beberapa metode menghasilkan sinyal yang tampak lebih halus, namun justru menunjukkan penurunan nilai *SNR* setelah filtrasi, seperti pada filter *Butterworth* dan konfigurasi *MAF + SGF* dengan panjang jendela *Savitzky–Golay* 61, yang menghasilkan nilai ΔSNR negatif pada tingkat *noise* 10% dan 20%. Hal ini menunjukkan bahwa reduksi *noise* yang terlalu agresif menyebabkan amplitudo sinyal utama, termasuk puncak R, ikut tereduksi.

Sebaliknya, metode *Savitzky–Golay Filter* (window 11, orde 3) menunjukkan performa terbaik dengan nilai ΔSNR sebesar 3,34 dB pada *noise* 10% dan 5,68 dB pada *noise* 20%. Metode dengan performa terbaik kedua adalah *wavelet* (db4, level 3), dengan peningkatan ΔSNR sebesar 2,56 dB pada *noise* 10% dan 4,03 dB pada *noise* 20%. Kedua metode tersebut mampu meningkatkan rasio sinyal terhadap *noise* secara konsisten tanpa menghilangkan komponen dominan sinyal EKG. Pendekatan *MAF + SGF* dengan jendela *SGF* kecil (11) juga menunjukkan peningkatan *SNR* yang positif, meskipun tidak sebesar dua metode tersebut. Hasil ini menegaskan bahwa metode filtrasi yang paling efektif adalah metode yang mampu mengurangi *noise* tanpa mengorbankan amplitudo sinyal utama, khususnya puncak R, serta menunjukkan bahwa analisis kuantitatif seperti *SNR* diperlukan untuk melengkapi evaluasi visual.

4.3. Hasil Pengujian Akurasi dan Presisi Pengukuran Heart Rate Menggunakan MAE dan Standar Deviasi

Subbab ini menyajikan hasil evaluasi akurasi dan presisi pengukuran *heart rate* (*BPM*) yang diperoleh dari sinyal EKG hasil filtrasi. Evaluasi dilakukan menggunakan parameter *Mean Absolute Error (MAE)* untuk mengukur akurasi dan standar deviasi untuk mengukur presisi pengukuran *BPM*.

Tabel 12. Perhitungan BPM Global pada Noise 10%

No	Filter	BPM Ref	BPM	ΔBPM
1	Butterworth (Orde 2 ; 0,5 - 40)	75.61	75.44	0,17
2	MAF (M=5)		75.40	0,21
3	MAF (M=7)		75.41	0,20
4	SGF (11,3)		75.47	0,14
5	MAF+SGF (MA Win Len = 5, SG Win Len = 11, Orde 7)		75.41	0,20
6	MAF+SGF (MA Win Len = 5, SG Win Len = 61, Orde 5)		75.42	0,19
7	MAF+SGF (MA Win Len = 5, SG Win Len = 61, Orde 7)		75.47	0,14
8	Wavelet (Level 3, dB 4)		75.38	0,23

Tabel 13. Perhitungan BPM Global pada Noise 20%

No	Filter	BPM Ref	BPM	ΔBPM
1	Butterworth (Orde 2 ; 0,5 - 40)	75.61	75.53	0,08
2	MAF (M=5)		75.58	0,03
3	MAF (M=7)		75.53	0,08
4	SGF (11,3)		75.56	0,05
5	MAF+SGF (MA Win Len = 5, SG Win Len = 11, Orde 7)		75.56	0,05
6	MAF+SGF (MA Win Len = 5, SG Win Len = 61, Orde 5)		75.44	0,17
7	MAF+SGF (MA Win Len = 5, SG Win Len = 61, Orde 7)		75.47	0,14
8	Wavelet (Level 3, dB 4)		75.47	0,14

Berdasarkan hasil pengujian *BPM* global yang disajikan pada Tabel 6 dan Tabel 7, terlihat bahwa seluruh metode filtrasi menghasilkan nilai *BPM* yang sangat mendekati *BPM* referensi yang diperoleh dari sinyal EKG *MIT-BIH*. Pada pengujian dengan *noise* 10%, ΔBPM yang dihasilkan oleh seluruh filter berada pada rentang yang relatif kecil, yaitu kurang dari 0,3 *BPM*. Hal ini menunjukkan bahwa meskipun terdapat perbedaan karakteristik filtrasi pada masing-masing metode, informasi temporal utama sinyal EKG, khususnya jarak antar puncak R, tetap dapat dipertahankan dengan baik.

Pada pengujian dengan *noise* 20%, nilai *BPM* global yang diperoleh juga menunjukkan tingkat kesesuaian yang tinggi terhadap *BPM* referensi. Bahkan pada kondisi *noise* yang lebih besar, sebagian besar metode filtrasi masih menghasilkan ΔBPM yang lebih kecil dibandingkan pengujian *noise* 10%. Temuan ini mengindikasikan bahwa proses filtrasi yang diterapkan mampu menjaga kestabilan estimasi *BPM* secara global, meskipun kualitas visual sinyal dan nilai *SNR* menunjukkan variasi antar metode. Hasil ini sejalan dengan pengamatan pada sub-bab sebelumnya, di mana beberapa metode filtrasi menghasilkan perbedaan kualitas sinyal secara visual dan kuantitatif, namun tidak berdampak signifikan terhadap estimasi *BPM* global.

Secara keseluruhan, hasil pengujian *BPM* global menunjukkan bahwa seluruh metode filtrasi yang digunakan, baik yang mengacu pada penelitian terdahulu maupun pendekatan yang diusulkan, mampu menghasilkan estimasi *heart rate* yang akurat pada level global. Namun demikian, evaluasi *BPM* global saja belum cukup untuk menggambarkan presisi dan kestabilan pengukuran secara menyeluruh, sehingga diperlukan analisis lanjutan menggunakan *BPM* per segmen, *MAE*, dan standar deviasi yang akan dibahas pada bagian berikutnya.

Tabel 14. Hasil BPM Sinyal Butterworth dengan BPM Referensi

BPM Referensi	<i>BPM Butterworth</i> (Orde 2 ; 0,5 - 40)	ΔBPM	<i>APE</i>
74,00	73,97	-0,03	0,04%
73,80	73,95	0,15	0,20%
74,33	74,00	-0,33	0,44%
73,44	73,37	-0,07	0,10%
73,39	73,75	0,36	0,49%
73,59	73,29	-0,30	0,41%
74,15	74,56	0,41	0,55%
74,66	74,48	-0,18	0,24%
73,87	73,67	-0,20	0,27%
73,82	74,28	0,46	0,62%

Tabel 15. Hasil nilai MAE, MAPE dan Standar Deviasi Butterworth

<i>MAE</i>	<i>MAPE</i>	<i>SD</i>
0,249	0,34	0,298

Hasil pengujian *BPM* per segmen menggunakan filter *Butterworth band-pass* (orde 2, frekuensi *cut-off* 0,5 - 40 Hz) menunjukkan bahwa estimasi *heart rate* yang

dihasilkan memiliki kesesuaian yang baik terhadap *BPM* referensi. *BPM* per segmen dihitung berdasarkan 10 interval RR pada setiap segmen, sehingga diperoleh 10 nilai *BPM* yang merepresentasikan variasi heart rate secara lokal. Berdasarkan hasil pengujian, diperoleh *MAE* sebesar 0,249 *BPM*, standar deviasi sebesar 0,298 *BPM*, serta *MAPE* sebesar 0,34%, yang menunjukkan bahwa kesalahan pengukuran relatif kecil dan presisi antar segmen cukup baik. Nilai ini mengindikasikan bahwa filter *Butterworth* mampu mempertahankan kestabilan deteksi puncak R pada setiap segmen, sehingga variasi *BPM* yang dihasilkan lebih mencerminkan variasi alami sinyal EKG dibandingkan kesalahan akibat proses filtrasi.

Tabel 16. Hasil *BPM* Sinyal Moving Average($M=5$) dengan *BPM* Referensi

<i>BPM</i> Referensi	<i>MAF</i> ($M=5$)	ΔBPM	<i>APE</i>
74,00	73,95	-0,05	0,07%
73,80	73,97	0,17	0,23%
74,33	74,00	-0,33	0,44%
73,44	73,37	-0,07	0,10%
73,39	73,75	0,36	0,49%
73,59	73,29	-0,30	0,41%
74,15	74,56	0,41	0,55%
74,66	74,48	-0,18	0,24%
73,87	73,67	-0,20	0,27%
73,82	74,28	0,46	0,62%

Tabel 17. Hasil nilai *MAE*, *MAPE* dan Standar Deviasi Moving Average($M=5$)

<i>MAE</i>	<i>MAPE</i>	<i>SD</i>
0,253	0,34	0,300

Hasil pengujian *BPM* per segmen menggunakan *Moving Average Filter* (*MAF*) dengan panjang jendela $M=5$ menunjukkan bahwa estimasi *heart rate* yang dihasilkan memiliki kesesuaian yang baik terhadap *BPM* referensi. *BPM* per segmen dihitung berdasarkan 10 interval RR pada setiap segmen, sehingga diperoleh 10 nilai *BPM* yang merepresentasikan variasi *heart rate* secara lokal. Berdasarkan hasil pengujian, diperoleh *MAE* sebesar 0,253 *BPM*, standar deviasi sebesar 0,300 *BPM*, serta *MAPE* sebesar 0,34%, yang menunjukkan bahwa kesalahan pengukuran relatif kecil dan presisi antar segmen cukup baik. Nilai ini mengindikasikan bahwa *MAF* dengan jendela pendek masih mampu

mempertahankan kestabilan deteksi puncak R pada setiap segmen, meskipun efek perataan yang dihasilkan lebih sederhana dibandingkan metode filtrasi lainnya.

Tabel 18. Hasil BPM Sinyal Moving Average($M=7$) dengan BPM Referensi

BPM Referensi	$MAF (M=7)$	ΔBPM	APE
74,00	73,97	-0,03	0,04%
73,80	73,95	0,15	0,20%
74,33	74,00	-0,33	0,44%
73,44	73,37	-0,07	0,10%
73,39	73,75	0,36	0,49%
73,59	73,29	-0,30	0,41%
74,15	74,56	0,41	0,55%
74,66	74,51	-0,15	0,20%
73,87	73,62	-0,25	0,34%
73,82	74,30	0,48	0,65%

Tabel 19. Hasil nilai MAE, MAPE dan Standar Deviasi Moving Average($M=7$)

MAE	MAPE	SD
0,253	0,34	0,304

Hasil pengujian *BPM* per segmen menggunakan *Moving Average Filter (MAF)* dengan panjang jendela $M=7$ menunjukkan bahwa estimasi *heart rate* yang diperoleh memiliki kesesuaian yang baik terhadap *BPM* referensi. *BPM* per segmen dihitung berdasarkan 10 interval RR pada setiap segmen, sehingga diperoleh 10 nilai *BPM* yang merepresentasikan variasi *heart rate* secara lokal. Berdasarkan hasil pengujian, diperoleh *MAE* sebesar 0,253 BPM, standar deviasi sebesar 0,304 BPM, serta *MAPE* sebesar 0,34%, yang menunjukkan bahwa kesalahan pengukuran relatif kecil dan presisi antar segmen masih terjaga. Dibandingkan dengan *MAF* $M=5$, penggunaan jendela yang lebih besar menghasilkan efek perataan yang sedikit lebih kuat, namun tidak menyebabkan penurunan signifikan pada kestabilan deteksi puncak R, sehingga estimasi *BPM* per segmen tetap konsisten.

Tabel 20. Hasil BPM Sinyal Sav-Gol dengan BPM Referensi

BPM Referensi	$SGF (11,3)$	ΔBPM	APE
74,00	73,97	-0,03	0,04%
73,80	73,95	0,15	0,20%

74,33	74,00	-0,33	0,44%
73,44	73,37	-0,07	0,10%
73,39	73,75	0,36	0,49%
73,59	73,29	-0,30	0,41%
74,15	74,56	0,41	0,55%
74,66	74,51	-0,15	0,20%
73,87	73,62	-0,25	0,34%
73,82	74,30	0,48	0,65%

Tabel 21. Hasil nilai MAE, MAPE dan Standar Deviasi Sav-Gol

<i>MAE</i>	<i>MAPE</i>	<i>SD</i>
0,253	0,34	0,304

Hasil pengujian *BPM* per segmen menggunakan *Savitzky–Golay Filter (SGF)* dengan panjang jendela 11 dan orde polinomial 3 menunjukkan bahwa estimasi *heart rate* yang dihasilkan memiliki kesesuaian yang baik terhadap *BPM* referensi. *BPM* per segmen dihitung berdasarkan 10 interval RR pada setiap segmen, sehingga diperoleh 10 nilai *BPM* yang merepresentasikan variasi *heart rate* secara lokal. Berdasarkan hasil pengujian, diperoleh *MAE* sebesar 0,253 *BPM*, standar deviasi sebesar 0,304 *BPM*, serta *MAPE* sebesar 0,34%, yang menunjukkan bahwa kesalahan pengukuran relatif kecil dan presisi antar segmen tetap terjaga. Hasil ini mengindikasikan bahwa *SGF* mampu mempertahankan kestabilan deteksi puncak R dengan baik, sejalan dengan pengamatan visual sebelumnya yang menunjukkan pelestarian morfologi sinyal EKG.

Tabel 22. Hasil BPM Sinyal MAF+SGF(11, 7) dengan BPM Referensi

<i>BPM Referensi</i>	<i>MAF+SGF (MA Win Len = 5, SG Win Len = 11, Orde 7)</i>	ΔBPM	<i>APE</i>
74,00	73,95	-0,05	0,07%
73,80	73,97	0,17	0,23%
74,33	74,00	-0,33	0,44%
73,44	73,37	-0,07	0,10%
73,39	73,75	0,36	0,49%
73,59	73,29	-0,30	0,41%
74,15	74,56	0,41	0,55%
74,66	74,48	-0,18	0,24%
73,87	73,64	-0,23	0,31%

73,82	74,30	0,48	0,65%
-------	-------	------	-------

Tabel 23. Hasil nilai MAE, MAPE dan Standar Deviasi MAF+SGF(11, 7)

MAE	MAPE	SD
0,258	0,35	0,306

Hasil pengujian BPM per segmen menggunakan kombinasi *Moving Average Filter dan Savitzky–Golay Filter (MAF + SGF)* dengan MA window 5, SG window 11, dan orde 7 menunjukkan bahwa estimasi *heart rate* yang dihasilkan memiliki kesesuaian yang baik terhadap *BPM* referensi. *BPM* per segmen dihitung berdasarkan 10 interval RR pada setiap segmen, sehingga diperoleh 10 nilai *BPM* yang merepresentasikan variasi *heart rate* secara lokal. Berdasarkan hasil pengujian, diperoleh *MAE* sebesar 0,258 *BPM*, standar deviasi sebesar 0,306 *BPM*, serta *MAPE* sebesar 0,35%, yang menunjukkan bahwa kesalahan pengukuran relatif kecil dengan presisi antar segmen yang masih terjaga. Hasil ini mengindikasikan bahwa kombinasi *MAF + SGF* dengan parameter tersebut mampu memberikan keseimbangan antara perataan sinyal dan pelestarian puncak R, sehingga estimasi *BPM* per segmen tetap stabil.

Tabel 24. Hasil BPM Sinyal MAF+SGF(61, 5) dengan BPM Referensi

BPM Referensi	MAF+SGF (MA Win Len = 5, SG Win Len = 61, Orde 5)	ΔBPM	APE
74,00	73,95	-0,05	0,07%
73,80	73,95	0,15	0,20%
74,33	74,02	-0,31	0,42%
73,44	73,37	-0,07	0,10%
73,39	73,72	0,33	0,45%
73,59	73,32	-0,27	0,37%
74,15	74,56	0,41	0,55%
74,66	74,48	-0,18	0,24%
73,87	73,64	-0,23	0,31%
73,82	74,28	0,46	0,62%

Tabel 25. Hasil nilai MAE, MAPE dan Standar Deviasi MAF+SGF(61, 5)

MAE	MAPE	SD
0,246	0,33	0,292

Hasil pengujian *BPM* per segmen menggunakan kombinasi *Moving Average Filter* dan *Savitzky Golay Filter (MAF + SGF)* dengan *MA window* 5, *SG window* 61, dan orde 5 menunjukkan bahwa estimasi *heart rate* yang dihasilkan masih memiliki kesesuaian yang baik terhadap *BPM* referensi. *BPM* per segmen dihitung berdasarkan 10 interval *RR* pada setiap segmen, sehingga diperoleh 10 nilai *BPM* yang merepresentasikan variasi *heart rate* secara lokal. Berdasarkan hasil pengujian, diperoleh *MAE* sebesar 0,246 *BPM*, standar deviasi sebesar 0,292 *BPM*, serta *MAPE* sebesar 0,33%, yang menunjukkan bahwa kesalahan pengukuran relatif kecil dengan presisi antar segmen yang cukup baik. Meskipun konfigurasi ini menghasilkan efek perataan yang lebih kuat, kestabilan estimasi *BPM* per segmen masih dapat dipertahankan, sehingga perbedaan *BPM* yang dihasilkan tetap berada dalam batas yang dapat diterima.

Tabel 26. Hasil *BPM* Sinyal *MAF+SGF(61, 7)* dengan *BPM* Referensi

<i>BPM</i> Referensi	<i>MAF+SGF (MA Win Len = 5, SG Win Len = 61, Orde 7)</i>	Δ <i>BPM</i>	<i>APE</i>
74,00	73,95	-0,05	0,07%
73,80	73,97	0,17	0,23%
74,33	74	-0,33	0,44%
73,44	73,37	-0,07	0,10%
73,39	73,72	0,33	0,45%
73,59	73,32	-0,27	0,37%
74,15	74,56	0,41	0,55%
74,66	74,48	-0,18	0,24%
73,87	73,64	-0,23	0,31%
73,82	74,3	0,48	0,65%

Tabel 27. Hasil nilai *MAE*, *MAPE* dan Standar Deviasi *MAF+SGF(61, 7)*

<i>MAE</i>	<i>MAPE</i>	<i>SD</i>
0,252	0,34	0,299

Hasil pengujian *BPM* per segmen menggunakan kombinasi *Moving Average Filter* dan *Savitzky-Golay Filter (MAF + SGF)* dengan *MA window* 5, *SG window* 61, dan orde 7 menunjukkan bahwa estimasi *heart rate* yang dihasilkan memiliki kesesuaian yang baik terhadap *BPM* referensi. *BPM* per segmen dihitung berdasarkan 10 interval *RR* pada setiap segmen, sehingga diperoleh 10 nilai *BPM* yang merepresentasikan variasi *heart rate* secara lokal. Berdasarkan hasil pengujian, diperoleh *MAE* sebesar 0,252 *BPM*, standar deviasi sebesar 0,299 *BPM*,

serta *MAPE* sebesar 0,34%, yang menunjukkan bahwa kesalahan pengukuran relatif kecil dengan presisi antar segmen yang tetap terjaga. Meskipun konfigurasi ini memberikan efek perataan yang lebih kuat dibandingkan parameter dengan jendela *SGF* yang lebih kecil, kestabilan estimasi *BPM* per segmen masih dapat dipertahankan, sehingga perbedaan *BPM* yang dihasilkan tetap berada dalam batas yang dapat diterima.

Tabel 28. Hasil BPM Sinyal Wavelet dengan BPM Referensi

BPM Referensi	Wavelet (Level 3, dB 4)	ΔBPM	APE
74,00	73,95	-0,05	0,07%
73,80	73,97	0,17	0,23%
74,33	73,97	-0,36	0,48%
73,44	73,39	-0,05	0,07%
73,39	73,75	0,36	0,49%
73,59	73,32	-0,27	0,37%
74,15	74,53	0,38	0,51%
74,66	74,48	-0,18	0,24%
73,87	73,67	-0,20	0,27%
73,82	74,28	0,46	0,62%

Tabel 29. Hasil nilai MAE, MAPE dan Standar Deviasi Wavelet

MAE	MAPE	SD
0,248	0,34	0,296

Hasil pengujian *BPM* per segmen menggunakan metode *wavelet* (*Daubechies* orde 4, level dekomposisi 3) menunjukkan bahwa estimasi *heart rate* yang dihasilkan memiliki kesesuaian yang baik terhadap *BPM* referensi. *BPM* per segmen dihitung berdasarkan 10 interval RR pada setiap segmen, sehingga diperoleh 10 nilai *BPM* yang merepresentasikan variasi *heart rate* secara lokal. Berdasarkan hasil pengujian, diperoleh *MAE* sebesar 0,248 *BPM*, standar deviasi sebesar 0,296 *BPM*, serta *MAPE* sebesar 0,34%, yang menunjukkan bahwa kesalahan pengukuran relatif kecil dengan presisi antar segmen yang baik. Hasil ini mengindikasikan bahwa metode *wavelet* mampu mempertahankan kestabilan deteksi puncak R pada setiap segmen, sehingga estimasi *BPM* per segmen tetap konsisten.

Berdasarkan hasil pengujian *BPM* per segmen menggunakan parameter *MAE* dan standar deviasi, metode terbaik pertama adalah kombinasi *MAF + SGF* (*MA*

window 5, SG window 61, orde 5) dengan *MAE* sebesar 0,246 *BPM* dan standar deviasi sebesar 0,292 *BPM*, yang menunjukkan kesalahan rata-rata paling kecil sekaligus presisi terbaik di antara seluruh metode yang diuji. Metode terbaik kedua adalah *wavelet* (db4, level 3) dengan *MAE* sebesar 0,248 *BPM* dan standar deviasi sebesar 0,296 *BPM*, yang juga menunjukkan performa akurasi dan presisi yang sangat baik serta konsisten. Kedua metode tersebut menghasilkan estimasi *BPM* yang paling mendekati nilai referensi dengan variasi antar segmen yang rendah dibandingkan metode filtrasi lainnya.

Bab 5. Kesimpulan dan Saran

5.1. Kesimpulan

Berdasarkan pengujian dan analisis yang telah dilakukan, Tugas Akhir ini telah menghasilkan beberapa Kesimpulan-kesimpulan utama yang mencerminkan keberhasilan metode filtrasi untuk sistem EKG portabel berbasis ESP32. Adapun Kesimpulan yang dapat diambil adalah sebagai berikut:

1. Performa metode filtrasi sinyal dalam mengurangi noise pada sinyal EKG.

Berdasarkan analisis visual dan kuantitatif menggunakan pendekatan *summative*, setiap metode filtrasi sinyal menunjukkan karakteristik yang berbeda dalam mereduksi *noise* pada sinyal EKG referensi. Hasil analisis *SNR* menunjukkan bahwa *Savitzky-Golay Filter* (window 11, orde 3) memberikan peningkatan *SNR* tertinggi dengan ΔSNR sebesar 3,34 dB (noise 10%) dan 5,68 dB (noise 20%), diikuti oleh metode *wavelet* (db4, level 3) dengan ΔSNR sebesar 2,56 dB (noise 10%) dan 4,03 dB (noise 20%). Kedua metode tersebut mampu meningkatkan rasio sinyal terhadap *noise* secara signifikan tanpa menghilangkan komponen utama sinyal EKG.

Namun, dengan mempertimbangkan morfologi sinyal EKG secara fisiologis, khususnya keberadaan dan konsistensi kompleks PQRST serta kestabilan puncak R, metode kombinasi *Moving Average Filter* dan *Savitzky-Golay Filter* (MAF + SGF) dinilai paling sesuai untuk sistem EKG portabel berbasis ESP32. Meskipun peningkatan *SNR* pada metode ini tidak setinggi SGF dan *wavelet*, hasil visual menunjukkan bahwa struktur fisiologis sinyal EKG tetap terjaga dengan baik dan tidak mengalami distorsi berlebih. Oleh karena itu, metode MAF + SGF direkomendasikan sebagai metode filtrasi yang paling seimbang antara reduksi *noise*, kesesuaian fisiologis sinyal EKG, serta kelayakan implementasi pada sistem tertanam berbasis ESP32.

2. Akurasi dan presisi pengukuran heart rate hasil filtrasi sinyal EKG.

Berdasarkan hasil pengujian *BPM* global dan *BPM* per segmen, seluruh metode filtrasi yang diuji mampu menghasilkan estimasi *heart rate* yang mendekati *BPM* referensi dari sinyal EKG MIT-BIH. Namun demikian, hasil evaluasi akurasi dan presisi menggunakan parameter *Mean Absolute Error* (MAE) dan standar deviasi (SD) menunjukkan adanya perbedaan performa antar metode filtrasi. Metode kombinasi MAF + SGF (MA window 5, SG window 61, orde 5) menunjukkan performa terbaik dengan MAE sebesar 0,246 BPM dan standar deviasi sebesar 0,292 BPM, yang menandakan kesalahan rata-rata paling kecil dan presisi tertinggi dalam estimasi *BPM* per segmen. Metode *wavelet* (db4, level 3) menempati

peringkat kedua dengan *MAE* sebesar 0,248 *BPM* dan standar deviasi sebesar 0,296 *BPM*, yang juga menunjukkan performa akurasi dan presisi yang sangat baik.

Hasil ini menunjukkan bahwa metode filtrasi yang mampu menjaga konsistensi deteksi puncak *R* antar segmen menghasilkan estimasi *heart rate* yang lebih stabil dan presisi. Dengan demikian, tujuan penelitian kedua, yaitu menganalisis dan membandingkan akurasi serta presisi pengukuran *heart rate* pada sistem EKG portabel berbasis ESP32, telah tercapai, serta menegaskan bahwa pemilihan metode filtrasi berperan penting dalam meningkatkan keandalan pengukuran *BPM*.

5.2. Saran

Penulis menyadari bahwa pengembangan sistem secara keseluruhan masih diperlukan untuk meningkatkan kinerja dan efisiensi sistem di masa depan. Oleh karena itu, Penulis memberikan beberapa saran yang dapat menjadi acuan untuk penelitian dan pengembangan lebih lanjut. Adapun saran-saran tersebut adalah sebagai berikut:

1. Optimasi/*Fine-Tuning* Parameter Filter

Penulis menyadari bahwa pada implementasi sistem EKG portabel yang telah dirancang beserta antarmuka GUI atau aplikasi desktop-nya, akurasi hasil pengukuran sangat dipengaruhi oleh ketepatan pemilihan parameter, baik pada tahap penyaringan sinyal maupun pada proses perhitungan *BPM*. Pada penelitian ini, proses penyaringan sinyal dilakukan menggunakan kombinasi *Moving Average* dan *Savitzky Golay filter* untuk mereduksi *noise* serta mempertahankan bentuk gelombang utama. Oleh karena itu, disarankan agar penelitian selanjutnya melakukan optimasi atau *fine-tuning* terhadap parameter dari kedua filter tersebut, seperti ukuran jendela dan orde polinomial, serta parameter terkait pada tahap kalkulasi *BPM*. Upaya ini diharapkan dapat menghasilkan sinyal yang lebih halus, stabil, dan representatif, sehingga sistem EKG portabel dapat berfungsi secara optimal di berbagai kondisi lingkungan maupun karakteristik pasien yang berbeda.

2. Peningkatan Keandalan Deteksi *R-Peak* dan Perhitungan *BPM*

Diperlukan pengembangan lebih lanjut pada fungsi deteksi puncak *R* (*R-peak detection*) serta algoritma perhitungan *BPM* yang diterapkan pada antarmuka GUI agar sistem mampu menghasilkan nilai denyut jantung yang lebih akurat dan stabil. Peningkatan ini penting untuk meminimalkan terjadinya lonjakan atau fluktuasi nilai *BPM* yang dapat memengaruhi presisi hasil pengukuran. Dengan penyempurnaan metode deteksi dan kalkulasi tersebut, sistem diharapkan mampu memberikan hasil yang lebih konsisten dan representatif terhadap kondisi

fisiologis sebenarnya, sehingga meningkatkan keandalan keseluruhan perangkat EKG portabel.

3. Integrasi *IoT* dan *TinyML* untuk Pemantauan dan Ekspor Data *Cloud*

Pengembangan sistem EKG portabel dapat diarahkan menuju integrasi teknologi *Internet of Things (IoT)* dan *Tiny Machine Learning (TinyML)* untuk meningkatkan fungsionalitas serta skalabilitas sistem. Melalui penerapan *IoT*, data hasil pengukuran dapat disimpan dan diakses secara daring melalui *cloud storage*, sehingga memungkinkan pemantauan kondisi pasien secara jarak jauh oleh tenaga medis. Sementara itu, penerapan *TinyML* berpotensi dimanfaatkan untuk melakukan klasifikasi awal terhadap pola atau indikasi abnormalitas pada sinyal EKG secara langsung di perangkat. Dengan demikian, sistem EKG portabel dapat berkembang menjadi platform cerdas yang efisien, adaptif, dan lebih bermanfaat dalam mendukung diagnosis dini serta pemantauan kesehatan berkelanjutan.

Daftar Pustaka

- [1] American Heart Association, "Electrocardiogram (EKG)" Internet: www.heart.org/en/electrocardiogram-ecg-or-ekg, Feb. 24, 2025 [Feb. 2, 2025].
- [2] Healthdirect Australia content team, "Electrocardiogram (ECG)" Internet: www.healthdirect.gov.au/electrocardiogram-ecg, June, 2022 [Jan. 25, 2025].
- [3] Biro Komunikasi dan Pelayanan Publik, "Percepat Penuhi Alat Skrining Dan Diagnostik Di Puskesmas." Internet: <https://kemkes.go.id/id/rilis-kesehatan/percepat-penuhi-alat-skrining-dan-diagnostik-di-puskesmas>, Nov. 26, 2024 [Jan. 25, 2025].
- [4] Kemenkes UPK, "Satu dari Tiga Kematian Disebabkan oleh Jantung, Ayo Cegah serangan jantung." Internet: <https://upk.kemkes.go.id/new/satu-dari-tiga-kematian-disebabkan-oleh-jantung-ayo-cegah-serangan-jantung>, June 29, 2022 [Jan. 25, 2025].
- [5] Zhadyra N. Alimbayeva, Chingiz A. Alimbayev, Nurlan A. Bayanbay, Kassymbek A. Ozhikenov, Oleg N. Bodin and Yerkat B. Mukazhanov, "Portable ECG Monitoring System." *International Journal of Advanced Computer Science and Applications (IJACSA)*, vol. 13, No. 4, pp. 64-76, 2022. Available: doi.org/10.14569/IJACSA.2022.0130408
- [6] Rudi Usvarman, "Desain dan Implementasi Elektrokardiogram (EKG) Portable Menggunakan Arduino." *ELECTRICIAN – Jurnal Rekayasa dan Teknologi Elektro*, vol. 11, No. 1, pp 2-8, Jan. 2017.
- [7] Choodamani Bhattarai, Siddhartha Kumar Yadav and Subash Koirala, "IoT Based ECG Using AD8232 and ESP32." *Nepal Journal of Science and Technology*, vol. 21, No. 2, pp. 115-121, 2022. Available: doi.org/10.3126/njst.v21i2.62361
- [8] Putri Madona and Rizki Fadilla, "Akuisisi Sinyal *Electrocardiography (ECG)* Berbasis Arduino." *Jurnal Elektro dan Mesin Terapan*, vol. 7, No. 1, pp. 35-46, 2021. Available: doi.org/10.35143/elementer.v7i1.4449
- [9] Rosa Perez-Siguas, Eduardo Matta-Solis and Herman Matta-Solis, "Design of a Portable Electrocardiogram (ECG) for the Prevention of Cardiac Anomalies in Health Campaigns in Peru." *International Journal of Emerging Technology and Advanced Engineering*, vol. 11, No. 10, pp. 131-136, 2021. Available: doi.org/10.46338/IJETAE1021_16
- [10] Akkachai Phuphanin, Metha Tasakorn and Jeerapong Srivichai, "Electrocardiogram signal processing algorithm on microcontroller using wavelet transform method." *International Journal of Electrical and Computer Engineering (IJECE)*, vol. 14, No. 2, pp. 1530-1543, 2024. Available: doi.org/10.11591/ijece.v14i2.pp1530-1543

- [11] Putri Madona, Rahmat Ilias Basti and Muhammad Mahrus Zain, "PQRST wave detection on ECG signals" *Gaceta Sanitaria*, vol. 35, No. 2, pp. 364-369, 2021. Available: [dx.doi.org/10.1016/j.gaceta.2021.10.052](https://doi.org/10.1016/j.gaceta.2021.10.052)
- [12] Mala Sinnor and Shanthi K J, "Survey on Filtering Techniques Applied to ECG Signal" *International Journal of Innovative Technology and Exploring Engineering (IJITEE)*, vol. 9, No. 7S, pp. 9-11, 2020. Available: doi.org/10.35940/ijitee.G1003.0597S20
- [13] Ala'a Zyout, Hiam Alquran, Wan Azani Mustafa and Ali Mohammad Alqudah, "Advanced Time-Frequency Methods for ECG Waves Recognition" *Diagnostics*, vol. 13, No. 2, pp. 308-326, 2023. Available: doi.org/10.3390/diagnostics13020308
- [14] M. A. Rahman, Md. Mahmudul Haque Milu, A. Anjum, F. Khanam and M. Ahmad, "Baseline wandering removal from ECG signal by wandering path finding algorithm" *3rd International Conference on Electrical Information and Communication Technology (EICT)*, vol. 2018-Januari, pp. 1-5, 2018. Available: doi.org/10.1109/EICT.2017.8275164
- [15] Single-Lead, Heart Rate Monitor Front End AD8232, Analog Devices Inc. (ADI), Wilmington, Massachusetts, 2020. Available: [/www.analog.com/media/en/data-sheets/ad8232.pdf](https://www.analog.com/media/en/data-sheets/ad8232.pdf)
- [16] ADS111x Ultra-Small, Low-Power, I2C-Compatible, 860SPS, 16-Bit ADCs with Internal Reference, Oscillator, and Programmable Comparator, Texas Instruments Incorporated (TI), Dallas, Texas, 2024. Available: <https://www.ti.com/lit/gpn/ADS111x>
- [17] ESP32 Series Datasheet Version 4.7, Espressif Systems (Shanghai) Co., Ltd., Shanghai, China, 2024.
- [18] Ayush_npatel, "What is Arduino?" Internet: <https://www.geeksforgeeks.org/what-is-arduino/>, July 13, 2021 [Des. 25, 2024].
- [19] Wikipedia, "C++." Internet: <https://id.wikipedia.org/wiki/C%2B%2B>, Sep. 22, 2024 [Jan. 8, 2025].
- [20] Anukriti Joshi and Dr. Madhura Phatak, "Heart Rate Variation Analysis for Predicting Heart Conditions Using PPG and ECG Data: A Review" *Journal of Information Systems Engineering and Management (jisem)*, vol. 10, No. 24S, pp. 28-35, 2025. Available: doi.org/10.52783/jisem.v10i24s.3871
- [21] Natalia Browarska, Aleksandra Kawala-Sterniuk, Jaroslaw Zygarlicki, Michal Podpora, Mariusz Pelc, Radek Martinek and Edward Jacek Gorzelanczyk, "Comparison of Smoothing Filters' Influence on Quality of Data Recorded with the Emotiv EPOC Flex Brain-Computer Interface Headset during Audio Stimulation" *Brain Sciences*, vol. 11, No. 1, pp. 1-23, 2021. Available: [dx.doi.org/10.3390/brainsci11010098](https://doi.org/10.3390/brainsci11010098)
- [22] Sandoval Martínez M, Morales Barrón C, Castillo Izquierdo L and Moreno Sandoval J, "Comparison of moving average and Savitzky-Golay filters for

- noise removal in electrocardiograms*" *International Journal of Engineering in Computer Science*, vol. 7, No. 1, pp. 184-188, 2025. Available: doi.org/10.33545/26633582.2025.v7.i1c.173
- [23] Maciej Jan Niedźwiecki, Marcin Ciołek, Artur Gańcza and Piotr Kaczmarek, "Application of regularized Savitzky–Golay filters to identification of time-varying systems" *Automatica*, vol. 133, 2021. Available: dx.doi.org/10.1016/j.automatica.2021.109865
- [24] Natalie Baddour and Zuwen Sun, "Photoacoustics Waveform Design for Optimal Signal to Noise Ratio" *Symmetry*, vol. 14, No. 11, 2022. Available: doi.org/10.3390/sym14112233
- [25] Rahul Awati, Robert Sheldon and John Burke, "What is signal-to-noise ratio and how is it measured?" Internet: <https://www.techtarget.com/searchnetworking/definition/signal-to-noise-ratio>, June 3, 2025 [June 10, 2025].
- [26] Davide Chicco, Matthijs J. Warrens and Giuseppe Jurman, "The coefficient of determination R-squared is more informative than SMAPE, MAE, MAPE, MSE and RMSE in regression analysis evaluation" *PeerJ Computer Science*, 2021. Available: dx.doi.org/10.7717/PEERJ-CS.623

Biodata



Nama : Akhfi Wifandi
TTL : Batam, 28 Mei 2003
Agama : Islam
Alamat : Perum. Bambu Kuning Blok C18 Nomor
4, Kel. Bukit Tempayan, Kec. Batu aji,
Batam, Kepulauan Riau
Email : Wifandiakhfi@gmail.com
Riwayat Pendidikan SMA/SMK : SMKN 1 Batam
SMP : SMPN 11 Batam

Lampiran

FORMULIR LOGBOOK BIMBINGAN DAN PENGAJUAN ~~SEMINAR PROPOSAL~~/SIDANG TUGAS AKHIR*

Nama : Akhfi Wifandi
 NIM : 4212201031
 Pembimbing I : M. Naufal Airlangga Diputra, S.Pd., M.P.H
 Pembimbing II* :
 Judul : Analisis Penggunaan Alat EKG Portabel Berbasis ESP32 terhadap Aktivitas Elektrokardiografi Pasien Puskesmas di Kota Batam

No	Hari/Tgl	Rincian Kegiatan	TTD Pembimbing I & II
1	5 Nov 25	Mengulas ulang Bab 1, 2 & 3	h
2	7 Nov 25	Menyempatkan Bab 1, 2 & 3	h
3	10 Nov 25	Revisi abstrak, gambar dan Bab 1, 2 & 3	h
4	17 Nov 25	Membuat Bab 4	h
5	25 Nov 25	Mengambil Data	h
6	28 Nov 25	Membuat analisis	h
7	9 Des 25	Revisi Bab 4	h
8	10 Des 25	Membuat Bab 5	h
9	15 Des 25	Revisi Bab 5	h
10	16 Des 25	Menambah lampiran	h

Berdasarkan hasil bimbingan yang telah dilaksanakan selama 6 bulan dan telah disetujui oleh dosen pembimbing, maka dengan ini saya mengajukan diri sebagai peserta ~~Seminar-Proposi~~/Sidang Tugas Akhir*.

Batam, 19 Desember 2025
 Akhfi Wifandi



NIM: 4212201031

*Hapus yang tidak perlu.
 Jumlah bimbingan minimal 10 kali. Dalam satu minggu maksimal bimbingan yang dihitung adalah 2 kali.



