

# Pengembangan *Portable* ECG Dengan Susunan Elektroda Bidang Prekordial

Zahra Fauziyah Rahmah  
Teknik Biomedis  
Universitas Telkom  
Bandung, Indonesia  
zahrfauziyah@gmail.com

**Abstrak** — Pemantauan aktivitas listrik jantung secara berkala penting untuk deteksi dini gangguan kardiovaskular, namun ECG konvensional tidak dapat digunakan di luar fasilitas kesehatan. Penelitian ini mengembangkan *portable* ECG dengan susunan elektroda bidang prekordial pada korset modifikasi. Sistem menggunakan elektroda Ag/AgCl, modul BioAmp EXG Pill, dan Arduino Nano yang terhubung ke laptop untuk pemrosesan dan visualisasi sinyal. Pengujian dilakukan dengan membandingkan hasil dengan Multiparameter Simulator, pengujian langsung pada tubuh di lima lokasi, dan evaluasi pada subjek dengan variasi ukuran tubuh. Parameter yang dianalisis meliputi RR interval, *Heart Rate* (HR), amplitudo R, dan *Signal-to-Noise Ratio* (SNR), dan juga pengujian kenyamanan. Hasil menunjukkan *error* RR interval dan  $HR < 2\%$ , amplitudo R bervariasi 19% - 20%, dan rata-rata SNR  $> 20$  dB. Amplitudo R cenderung menurun pada subjek berukuran tubuh besar. Perangkat dinilai ringan, mudah dipasang, dan tidak mengganggu postur, sehingga berpotensi digunakan untuk pemantauan jantung di luar fasilitas kesehatan.

**Kata kunci**— ECG, *portable*, elektroda prekordial, pemantauan jantung, kenyamanan.

## I. PENDAHULUAN

Penyakit jantung merupakan salah satu penyebab utama kematian di seluruh dunia, dengan estimasi 17,9 juta kematian per tahun [1]. Gangguan kardiovaskular tidak hanya terbatas pada serangan jantung, gangguan irama jantung juga perlu diwaspadai [2]. Karena itu, pemantauan aktivitas jantung secara berkala menjadi langkah yang dapat dilakukan untuk mengurangi resiko penyakit jantung. *Electrocardiogram* (ECG) merupakan metode standar untuk memantau aktivitas listrik jantung, namun perangkat ECG konvensional umumnya hanya tersedia di fasilitas kesehatan sehingga kurang mendukung pemantauan dalam kondisi sehari-hari.

Perkembangan teknologi telah mendorong hadirnya perangkat *portable* ECG yang memungkinkan pemantauan jantung di luar fasilitas kesehatan. Berbagai pendekatan telah dikembangkan seperti integrasi elektroda tekstil ke dalam pakaian [3]. Dalam penelitian ini dipilih bidang prekordial karena terletak di area dada depan yang sangat relevan dengan aktivitas listrik jantung.

Namun, tantangan utama pada penggunaan elektroda bidang prekordial adalah kestabilan posisinya. Pergeseran

posisi elektroda dapat memengaruhi amplitudo sinyal [15]. Berdasarkan permasalahan tersebut, diperlukan media penempatan elektroda yang adaptif terhadap bentuk tubuh pengguna dan mampu menjaga posisi elektroda tetap stabil. Penelitian ini bertujuan mengembangkan prototipe *portable* ECG dengan susunan elektroda bidang prekordial yang terintegrasi pada korset modifikasi. Sistem ini dirancang untuk merekam, memproses, dan memvisualisasikan sinyal ECG dan diuji untuk mengevaluasi kualitas dan kestabilan sinyal, juga kenyamanan pengguna dalam pemantauan jantung diluar lingkungan kesehatan.

## II. KAJIAN TEORI

### A. Elektrofisiologi Jantung

Jantung merupakan organ vital yang memompa darah ke seluruh tubuh melalui mekanisme kontraksi otot yang dipicu oleh impuls listrik. Impuls ini berasal dari nodus Sinoatrial (SA) sebagai *pacemaker* alami, diteruskan ke nodus Atrioventrikular (AV), lalu menyebar melalui *Bundle of His* dan serabut Purkinje sehingga menyebabkan ventrikel berkontraksi [5]-[7]. Mekanisme ini mempertahankan ritme jantung yang teratur dan aliran darah yang sesuai kebutuhan metabolik tubuh.

Aktivitas listrik jantung yang dikenal sebagai sistem konduksi jantung menjadi dasar bagi teknologi perekaman sinyal bioelektrik seperti ECG. Gangguan pada sistem ini dapat memengaruhi irama, frekuensi, maupun kekuatan kontraksi jantung, sehingga pemantauan secara berkala sangat penting untuk deteksi dini masalah kardiovaskular.

### B. Hubungan Sistem Konduksi Jantung dengan ECG

Siklus jantung terdiri dari fase sistol (kontraksi) dan diastol (relaksasi). Sistem konduksi jantung yang berperan sebagai penghasil impuls listrik memicu depolarisasi sel-sel otot jantung sehingga terjadi kontraksi yang bisa disebut denyut jantung [8]. ECG bekerja dengan cara menangkap sinyal listrik yang dihasilkan jantung selama terjadinya siklus kontraksi dan relaksasi, hasil rekaman ECG menunjukkan berbagai gelombang yang mencerminkan proses spesifik dalam siklus jantung.

Aktivitas fisik yang dilakukan manusia meningkatkan frekuensi kontraksi jantung. Setiap kali jantung berkontraksi, sinyal listrik tersebut melewati tubuh dan dapat dideteksi oleh elektroda yang ditempatkan di permukaan kulit. Proses ini memungkinkan ECG untuk melakukan evaluasi pada irama

dan frekuensi jantung sehingga dapat menentukan apakah denyut jantung berapa dalam kondisi normal atau tidak [9].

### C. Konsep Dasar dan Karakteristik Gelombang ECG

ECG adalah metode non-invasif yang mendeteksi perubahan potensial listrik akibat depolarisasi dan repolarisasi otot jantung [10]. Sinyal ECG memiliki informasi penting berupa gelombang PQRST, gelombang P menggambarkan depolarisasi atrium, kompleks QRS merepresentasikan depolarisasi ventrikel, dan gelombang T menunjukkan repolarisasi ventrikel [11][12].

Karakteristik sinyal ECG dipengaruhi oleh beberapa faktor seperti posisi elektroda, frekuensi jantung, dan kondisi pasien. Selain itu, gangguan elektrolit atau penggunaan obat-obatan tertentu juga dapat menjadi penyebab perubahan karakteristik sinyal pada ECG.

### D. Konfigurasi dan Susunan Elektroda

ECG konvensional menggunakan 12 sadapan yang terdiri dari sadapan ekstremitas (bipolar dan unipolar) dan sadapan prekordial V1–V6 [9][13]. Sadapan prekordial ditempatkan di bagian depan dada mengikuti garis interkostal untuk mendapatkan gambaran listrik jantung dari berbagai sudut.

Elektroda prekordial menghasilkan sinyal dengan amplitudo tinggi dan bentuk gelombang yang jelas, terutama untuk aktivitas listrik ventrikel. Namun, sensitivitasnya terhadap pergeseran posisi menuntut penempatan yang tepat untuk menghindari distorsi bentuk gelombang [14][15].

### E. Analisis Sinyal Listrik pada Pengukuran Prekordial

Analisis sinyal listrik jantung dari pengukuran prekordial memungkinkan perolehan sejumlah parameter penting yang merepresentasikan kondisi fisiologis dan kualitas sinyal. Parameter tersebut meliputi *Heart Rate* (HR) sebagai indikator frekuensi denyut jantung, RR Interval yang menunjukkan selang waktu antar dua siklus detak, serta Amplitudo Puncak R yang menggambarkan aktivitas depolarisasi ventrikel. Selain itu, perhitungan *Signal-to-Noise Ratio* (SNR) diperlukan untuk mengevaluasi sejauh mana sinyal bersih dari gangguan atau noise selama proses akuisisi [16].

### F. Adaptasi Susunan Prekordial untuk Perangkat *Portable*

Meskipun susunan elektroda prekordial standar memiliki keunggulan dalam akurasi sinyal, penerapannya dalam perangkat *portable* memerlukan penyesuaian agar tetap praktis dan nyaman bagi pengguna mengingat bentuk tubuh pengguna yang berbeda-beda. Oleh karena itu pendekatan adaptif terhadap susunan elektroda prekordial menjadi penting.

Konfigurasi prekordial yang disesuaikan dalam perangkat *portable* selagi masih berada di area proyeksi yang sesuai maka masih mampu menjaga kemiripan sinyal PQRST selama kontak elektroda dengan kulit tetap stabil. Hal ini didukung oleh penelitian dan review yang menyatakan bahwa variasi dalam penempatan elektroda tetap bisa memberikan data yang andal selagi elektroda menempel dengan baik dan artefak gerak diminimalkan [4][17].

### G. *Portable* ECG untuk Sistem Pemantauan Jantung

*Portable* ECG adalah perangkat yang merekam aktivitas listrik jantung di luar lingkungan klinis dengan kanal lebih

sedikit daripada ECG konvensional [18]. Keunggulannya adalah ukuran yang ringkas, konsumsi daya rendah, dan kemudahan penggunaan dalam kegiatan sehari-hari.

Namun, tantangan dalam penggunaannya meliputi artefak gerak, keringat, gangguan elektromagnetik, dan kenyamanan pengguna [17]. Oleh karena itu, desain perangkat harus mempertimbangkan faktor-faktor ini untuk menjaga akurasi dan keandalan perekaman sinyal.

### H. Peranan Filtering dalam Pengolahan Sinyal ECG

Sinyal ECG mentah sering menganung gangguan seperti *baseline wander*, artefak otot, dan interferensi listrik. Filtering berfungsi menghilangkan frekuensi yang tidak diinginkan sehingga bentuk gelombang menjadi lebih jelas dan dapat digunakan untuk analisis [19]. Tanpa proses filtering, kemungkinan kesalahan pada hasil deteksi puncak R atau pengukuran parameter lainnya semakin besar.

## III. METODE

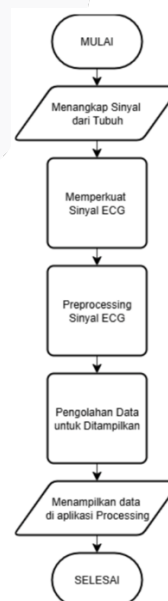
### A. Perancangan Sistem *Portable* ECG

Perancangan sistem *portable* ECG dimulai dari pembuatan diagram blok pada Gambar 1 yang menggambarkan alur kerja perangkat. Sistem diawali oleh penangkapan sinyal bioelektrik jantung menggunakan elektroda yang disusun pada bidang prekordial. Sinyal tersebut kemudian diperkuat oleh modul bioAmp dan diproses oleh mikrokontroler Arduino nano. Data hasil pemrosesan selanjutnya dikirimkan melalui koneksi USB untuk divisualisasikan di perangkat lunak *Processing*.



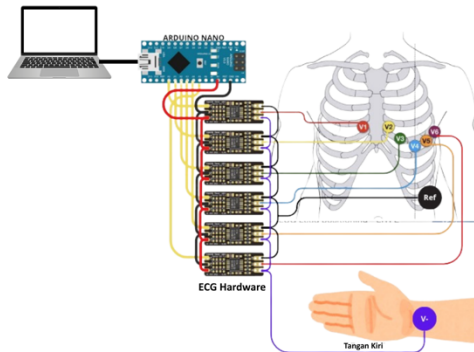
Gambar 1  
(Diagram Blok Sistem)

*Flowchart* sistem pada Gambar 2 menunjukkan langkah-langkah operasional mulai dari penangkapan sinyal ECG, penguatan sinyal, tahap *pre-processing* yang mencakup konversi sinyal analog ke digital serta filtering *noise*, dan pemrosesan akhir data ditampilkan dan disimpan.



Gambar 2  
(*Flowchart* Sistem)

Desain perangkat keras mengacu pada pemasangan elektroda pada proyeksi posisi V1 (ruang interkostal keempat, sisi kanan sternum) dan V4 (sejajar garis aksila anterior) dengan jarak antar elektroda 5-8 cm. Elektroda yang digunakan adalah Ag/AgCl, dihubungkan melalui kabel ECG ke modul BioAmp EXG Pill. Modul ini dilengkapi penguatan hingga  $\pm 1000$  kali, bandpass filter 0,5–40 Hz untuk mempertahankan komponen utama sinyal, serta *Driven Right Leg* (DRL) untuk mengurangi noise. Sinyal yang telah diperkuat diteruskan ke Arduino Nano dan ditampilkan di Processing.



Gambar 3  
(Rangkaian Skematik Perangkat Keras)

#### B. Perancangan Perangkat Lunak

Terdapat tiga perangkat lunak yang digunakan. Arduino IDE digunakan untuk pemrograman akuisisi dan *pre-processing* sinyal. Processing dimanfaatkan untuk visualisasi sinyal dari enam kanal. Google Colab digunakan untuk analisis data lebih lanjut menggunakan pustaka Python seperti NumPy, Pandas, SciPy, dan Matplotlib.

#### C. Metode Pemrosesan Sinyal

Filtering digital berbasis *Infinite Impulse Response* (IIR) digunakan untuk meningkatkan kualitas sinyal. Filter yang diterapkan meliputi *notch filter* 50 Hz untuk meredam interferensi listrik, *bandpass filter* 0,5–40 Hz untuk mempertahankan komponen utama sinyal ECG, *high-pass filter* untuk menghilangkan *baseline wander*, serta *low-pass filter* untuk *smoothing*.

#### D. Prosedur Pengujian

Pengujian perangkat dilakukan dalam tiga skenario:

1. Perbandingan dengan Multiparameter Simulator  
Sinyal *portable* ECG dibandingkan dengan sinyal referensi dari Multiparameter Simulator selama 10 detik di lima lokasi berbeda.
2. Pengujian pada Tubuh Pengguna  
Pengukuran langsung selama 10 detik di lima lokasi yang sama dengan kondisi duduk tenang.
3. Pengujian Variasi Ukuran Tubuh  
Pengujian pada sepuluh subjek untuk mengevaluasi pengaruh ukuran tubuh terhadap kualitas sinyal.

#### E. Analisis Data

Data hasil pengujian disimpan dalam format CSV dan digunakan untuk menghitung parameter RR Interval, *Heart Rate* (HR), amplitudo R, dan *Signal-to-Noise Ratio* (SNR).

1. RR Interval adalah durasi antar dua puncak R berturut-turut pada sinyal ECG.

$$RR_n(s) = t_{R(n)} - t_{R(n-1)} \quad (1)$$

2. *Heart Rate* (HR) digunakan untuk mengetahui jumlah detak jantung per menit.

$$HR(bpm) = \frac{60}{RR_{rata-rata}} \quad (2)$$

3. Amplitudo R digunakan untuk menghitung rata-rata tinggi puncak R dalam satu siklus sinyal ECG.

$$Amplitudo(mV) = \max(ECG) - \min(ECG) \quad (3)$$

4. *Error* kuantitatif terhadap referensi Multiparameter Simulator

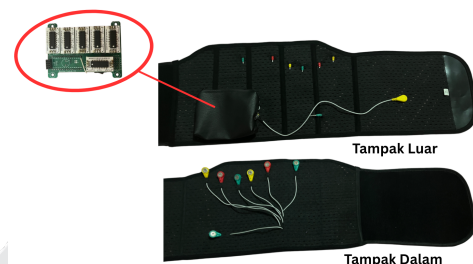
$$Error = \left| \frac{Nilai\ Alat - Nilai\ Refrensi}{Nilai\ Refrensi} \right| \times 100\% \quad (4)$$

Selain analisis data sinyal, analisis data kenyamanan juga dilakukan menggunakan kuesioner skala Likert (1-5) pada 32 responden yang mencoba alat *portable* ECG.

## IV. HASIL DAN PEMBAHASAN

### A. Hasil Perancangan Perangkat

Perangkat *portable* ECG yang dikembangkan direalisasikan menggunakan enam elektroda Ag/AgCl dengan konfigurasi bidang prekordial, modul BioAmp EXG Pill, dan mikrokontroler Arduino Nano. Sistem dirancang untuk diintegrasikan pada korset modifikasi yang mempermudah pemasangan alat dan menjaga stabilitas posisi elektroda di tubuh pengguna.



Gambar 4  
(Perangkat *portable* ECG)

Sinyal biopotensial dari elektroda diteruskan ke BioAmp EXG Pill untuk penguatan, kemudian diproses oleh Arduino Nano yang melakukan konversi ADC serta filter digital. Data dikirim melalui USB ke computer untuk divisualisasikan menggunakan Processing dan disimpan dalam format CSV untuk analisis lebih lanjut.

### B. Pengujian dengan Multiparameter Simulator

Pengujian ini dilakukan untuk mengevaluasi akurasi perangkat *portable* ECG dengan sinyal referensi dari Multiparameter Simulator. Berdasarkan hasil pada Tabel 1 dan Tabel 2, nilai RR Interval yang dihasilkan oleh perangkat berada pada kisaran 0.739 s hingga 0.755 s, sangat dekat dengan nilai acuan Multiparameter Simulator sebesar 0.750 s. Nilai *error* yang diperoleh hanya berkisar antar 0.3% hingga 1.47%. Hasil ini menunjukkan bahwa perangkat mampu mengukur waktu antar puncak R secara konsisten dan cukup akurat.

Tabel 1  
(Perbandingan RR Interval)

| Lokasi   | RR Interval<br>MPS | RR Interval<br>Portable ECG | Error |
|----------|--------------------|-----------------------------|-------|
| Lokasi 1 | 0.750 s            | 0.753 s                     | 0.40% |
| Lokasi 2 | 0.750 s            | 0.755 s                     | 0.67% |
| Lokasi 3 | 0.750 s            | 0.739 s                     | 1.47% |
| Lokasi 4 | 0.750 s            | 0.739 s                     | 1.47% |
| Lokasi 5 | 0.750 s            | 0.749 s                     | 0.13% |

Tabel 2  
(Perbandingan HR)

| Lokasi   | HR MPS | HR Portable ECG | Error |
|----------|--------|-----------------|-------|
| Lokasi 1 | 80 bpm | 79.72 bpm       | 0.35% |
| Lokasi 2 | 80 bpm | 79.55 bpm       | 0.56% |
| Lokasi 3 | 80 bpm | 81.17 bpm       | 1.46% |
| Lokasi 4 | 80 bpm | 81.22 bpm       | 1.52% |
| Lokasi 5 | 80 bpm | 80.18 bpm       | 0.23% |

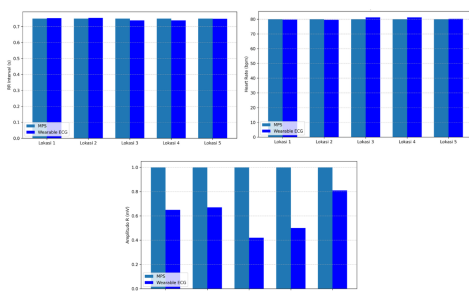
Nilai HR yang dihasilkan juga mendekati referensi Multiparameter Simulator sebesar 80 bpm, dengan rentang 79.55 bpm hingga 81.22 bpm. *Error* yang tercatat sangat kecil, yaitu antara 0.23% hingga 1.52%. Hal ini mengindikasikan bahwa *portable* ECG dapat diandalkan untuk pengukuran detak jantung secara presisi.

Namun, hasil pengujian amplitudo R pada Tabel 3 menunjukkan deviasi yang lebih besar dibandingkan dua parameter sebelumnya. Nilai amplitudo yang dihasilkan perangkat berkisar antara 0.42 mV hingga 0.81 mV, sedangkan referensi Multiparameter Simulator adalah 1.0 mV. Tingkat *error* bervariasi dari 19% hingga 58%. Perbedaan ini dapat disebabkan oleh karakteristik rangkaian penguat sinyal pada perangkat yang berbeda dari referensi, serta adanya pengaruh *noise*.

Tabel 3  
(Perbandingan Amplitudo R)

| Lokasi   | Amplitudo MPS | Amplitudo<br>Portable ECG | Error |
|----------|---------------|---------------------------|-------|
| Lokasi 1 | 1.0 mV        | 0.65 mV                   | 35%   |
| Lokasi 2 | 1.0 mV        | 0.67 mV                   | 33%   |
| Lokasi 3 | 1.0 mV        | 0.42 mV                   | 58%   |
| Lokasi 4 | 1.0 mV        | 0.50 mV                   | 50%   |
| Lokasi 5 | 1.0 mV        | 0.81 mV                   | 19%   |

Visualisasi hasil perbandingan untuk ketiga parameter ini dapat dilihat pada Gambar 2. Grafik tersebut memperkuat temuan bahwa perangkat memiliki performa sangat baik untuk pengukuran waktu (RR Interval) dan frekuensi (HR), namun masih memerlukan optimisasi pada penguatan sinyal untuk memperoleh amplitudo yang lebih mendekati referensi.



Gambar 2  
(Bar Chart RR Interval, HR, dan amplitudo R)

### C. Pengujian *Portable* ECG pada Tubuh

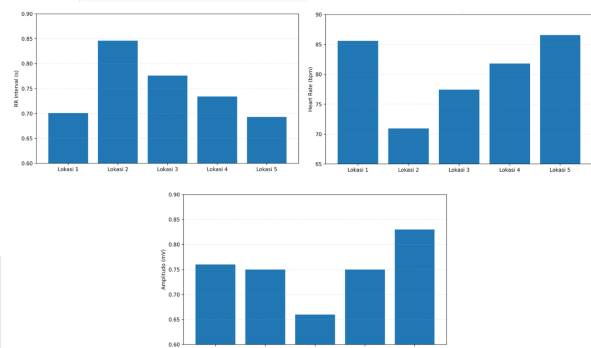
Pengujian ini dilakukan untuk mengevaluasi performa perangkat *portable* ECG saat digunakan langsung pada tubuh manusia. Berdasarkan Tabel 4 nilai RR Interval berkisar antara 0.693 s hingga 0.846 s, lebih bervariasi dibandingkan pengujian dengan Multiparameter Simulator. Variasi ini dapat dipengaruhi faktor biologis seperti gerakan otot, pernapasan, kondisi kulit, serta kualitas penempelan elektroda. Nilai HR berada pada rentang 70.94 bpm hingga 86.55 bpm, mengikuti pola berbanding terbalik dengan RR Interval.

Amplitudo puncak R tercatat antara 0.66 mV hingga 0.83 mV, dengan nilai tertinggi pada Lokasi 5 dan terendah pada Lokasi 3. Perbedaan amplitudo ini kemungkinan disebabkan oleh kualitas penempelan elektroda dan tingkat gangguan elektromagnetik di lingkungan pengukuran.

Tabel 4  
(Pengukuran Sinyal ECG dari Tubuh)

| Lokasi   | RR Interval | Heart Rate | Amplitudo |
|----------|-------------|------------|-----------|
| Lokasi 1 | 0.701 s     | 85.60 bpm  | 0.76 mV   |
| Lokasi 2 | 0.846 s     | 70.94 bpm  | 0.75 mV   |
| Lokasi 3 | 0.776 s     | 77.43 bpm  | 0.66 mV   |
| Lokasi 4 | 0.734 s     | 81.80 bpm  | 0.75 mV   |
| Lokasi 5 | 0.693 s     | 86.55 bpm  | 0.83 mV   |

Visualisasi dari hasil pengukuran ini dapat dilihat pada Gambar 3, yang menunjukkan pola variasi antar lokasi untuk masing-masing parameter. Secara umum, perangkat mampu merekam sinyal ECG dengan kualitas yang memadai, namun tetap dipengaruhi oleh faktor pemasangan elektroda dan kondisi lokasi.



Gambar 3  
(Bar Chart RR Interval, HR, dan amplitudo R)

### D. Pengujian SNR terhadap Kualitas Sinyal

Berdasarkan Tabel 5, nilai rata-rata SNR pada lima lokasi pengujian berkisar antara 20.51 dB hingga 21.04 dB, menunjukkan kualitas sinyal yang relatif konsisten. Kanal 1 hingga kanal 4 secara umum memiliki SNR di atas 20 dB, menandakan sinyal lebih dominan dibandingkan *noise*. Kanal 5 memiliki nilai SNR lebih rendah (15 – 16 dB), sedangkan kanal 6 memiliki nilai yang jauh lebih rendah bahkan hingga 0.80 dB pada Lokasi 5. Hal ini mengindikasikan kelemahan pada kanal tertentu yang berpotensi disebabkan oleh posisi elektroda yang kurang optimal.

Tabel 5  
(Nilai *Signal-to-Noise Ratio*)

| Lokasi   | Kanal 1 | Kanal 2 | Kanal 3 | Kanal 4 | Kanal 5 | Kanal 6 | Rata-rata |
|----------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|-----------|
| Lokasi 1 | 30.15   | 28.11   | 25.71   | 22.23   | 16.30   | 3.14    | 20.94     |
| Lokasi 2 | 29.91   | 27.98   | 25.49   | 22.11   | 16.05   | 2.91    | 20.74     |
| Lokasi 3 | 29.80   | 27.86   | 25.38   | 21.85   | 15.93   | 2.25    | 20.51     |
| Lokasi 4 | 29.58   | 27.73   | 25.12   | 21.67   | 15.76   | 3.35    | 20.58     |
| Lokasi 5 | 30.73   | 28.75   | 26.26   | 22.96   | 16.74   | 0.80    | 21.04     |

#### E. Pengujian *Noise* Lingkungan terhadap Kualitas Sinal ECG

Berdasarkan Tabel 6, pengukuran noise elektromagnetik lingkungan menunjukkan variasi intensitas medan magnet antara 33  $\mu\text{T}$  hingga 88  $\mu\text{T}$ . Lokasi 3 memiliki nilai tertinggi (88  $\mu\text{T}$ ) dan bersamaan dengan itu menghasilkan rata-rata SNR terendah (20.51 dB), sedangkan Lokasi 5 mencatat nilai medan magnet terendah (33  $\mu\text{T}$ ) dengan SNR tertinggi (21.04 dB). Korelasi ini menunjukkan bahwa tingginya intensitas medan elektromagnetik cenderung menurunkan kualitas sinyal ECG yang terekam.

Tabel 6  
(Nilai *Noise* Elektromagnetik Lingkungan)

| Lokasi   | Nilai Medan Elektromagnetik |
|----------|-----------------------------|
| Lokasi 1 | 54 $\mu\text{T}$            |
| Lokasi 2 | 50 $\mu\text{T}$            |
| Lokasi 3 | 88 $\mu\text{T}$            |
| Lokasi 4 | 78 $\mu\text{T}$            |
| Lokasi 5 | 33 $\mu\text{T}$            |

Meskipun demikian, pengaruh noise terhadap sinyal ECG tidak hanya ditentukan oleh besarnya nilai medan elektromagnetik. Faktor lain seperti kualitas kontak elektroda, posisi pengguna, dan kondisi biologis serta fisiologis pengguna juga memengaruhi kualitas sinyal.

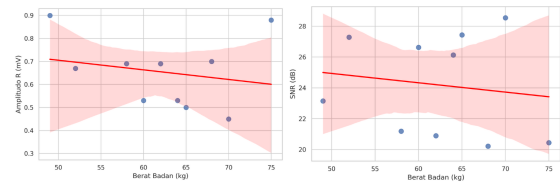
#### F. Pengujian Variasi Ukuran Tubuh terhadap Kualitas Sinyal

Berdasarkan Tabel 7, hasil pengujian menunjukkan bahwa perbedaan ukuran tubuh memiliki pengaruh nyata terhadap kualitas sinyal ECG. Korset yang bersifat elastis akan menyesuaikan bentuk tubuh pengguna, sehingga pada subjek dengan ukuran tubuh lebih besar, korset mengalami peregangan dan posisi elektroda dapat bergeser dari titik optimal yang pada akhirnya memengaruhi kekuatan dan kejernihan sinyal yang direkam.

Tabel 7  
(Hasil Pengukuran Berdasarkan Variasi Ukuran Tubuh)

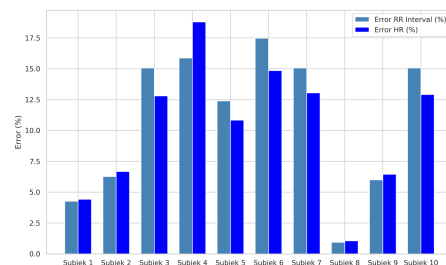
| Subjek    | Berat badan | RR Interval | HR        | Amplitudo R | SNR      |
|-----------|-------------|-------------|-----------|-------------|----------|
| Subjek 1  | 52 kg       | 0.718 s     | 83.54 bpm | 0.67 mV     | 27.29 dB |
| Subjek 2  | 58 kg       | 0.703 s     | 85.34 bpm | 0.69 mV     | 21.19 dB |
| Subjek 3  | 64 kg       | 0.863 s     | 69.76 bpm | 0.53 mV     | 26.13 dB |
| Subjek 4  | 75 kg       | 0.631 s     | 95.04 bpm | 0.88 mV     | 20.44 dB |
| Subjek 5  | 70 kg       | 0.843 s     | 71.33 bpm | 0.45 mV     | 28.54 dB |
| Subjek 6  | 49 kg       | 0.881 s     | 68.12 bpm | 0.90 mV     | 23.15 dB |
| Subjek 7  | 68 kg       | 0.863 s     | 69.56 bpm | 0.70 mV     | 20.22 dB |
| Subjek 8  | 60 kg       | 0.743 s     | 80.85 bpm | 0.53 mV     | 26.63 dB |
| Subjek 9  | 62 kg       | 0.705 s     | 85.16 bpm | 0.69 mV     | 20.89 dB |
| Subjek 10 | 65 kg       | 0.863 s     | 69.67 bpm | 0.50 mV     | 27.43 dB |

Visualisasi pada Gambar 4 memperlihatkan bahwa subjek dengan berat badan lebih tinggi cenderung memiliki amplitudo puncak R yang lebih rendah (0.45–0.90 mV) dan nilai SNR yang juga menurun (20.22–28.54 dB). Penurunan ini mengindikasikan bahwa selain sinyal menjadi lebih lemah, rasio sinyal terhadap noise juga menurun, sehingga kualitas sinyal keseluruhan berkurang.



Gambar 4  
(*Scatter Plot* Amplitudo R dan SNR)

Meskipun demikian, analisis *error* terhadap RR Interval (0.1%–17.5%) dan HR (1.1%–18.9%) yang disajikan pada Gambar 5 menunjukkan bahwa sebagian besar nilai masih berada di bawah 15%, menandakan perangkat tetap mampu mengukur parameter waktu dan frekuensi detak jantung dengan akurasi yang memadai.



Gambar 5  
(*Bar Chart* Error RR Interval dan HR)

#### G. Pengujian Kemudahan dan Kenyamanan Pengguna

Pengujian kenyamanan perangkat *portable* ECG dilakukan menggunakan kuesioner berisi enam pernyataan yang mencakup aspek kemudahan pemasangan, kenyamanan saat digunakan, dan kesediaan penggunaan kembali. Sebanyak 32 responden (23 perempuan dan 9 laki-laki) diminta memberi penilaian dengan skala Likert 1–5. Hasil rekapitulasi ditampilkan pada Tabel 8, yang menunjukkan skor rata-rata berkisar antara 3.62 hingga 4.50.

Tabel 8  
(Rata-rata Skor Pengujian Kenyamanan)

| No | Pernyataan                                                | Rata-rata Skor | Skor Minimum | Skor Maksimum |
|----|-----------------------------------------------------------|----------------|--------------|---------------|
| 1  | Pemasangan alat cukup mudah dan tidak memakan waktu lama  | 4.31           | 3.0          | 5.0           |
| 2  | Berat alat terasa ringan saat digunakan                   | 4.50           | 3.0          | 5.0           |
| 3  | Kabel atau komponen alat tidak mengganggu gerakan tubuh   | 3.75           | 2.0          | 5.0           |
| 4  | Ukuran dan bentuk alat tidak mengganggu postur tubuh saya | 4.19           | 3.0          | 5.0           |
| 5  | Tampilan fisik alat tidak mengganggu secara estetika      | 4.12           | 3.0          | 5.0           |
| 6  | Saya bersedia menggunakan alat ini lagi di kemudian hari  | 3.62           | 2.0          | 5.0           |

Skor tertinggi diperoleh pada pernyataan mengenai bobot alat yang ringan (4.50), diikuti oleh kemudahan pemasangan (4.31), sedangkan skor terendah terdapat pada kesediaan menggunakan kembali alat (3.62). Secara umum, hasil ini menunjukkan bahwa perangkat dianggap mudah digunakan dan nyaman, meskipun masih diperlukan perbaikan pada aspek fleksibilitas kabel dan penempatan komponen internal agar pengalaman pengguna dapat ditingkatkan.

#### V. KESIMPULAN

Penelitian ini berhasil merancang dan menguji perangkat *portable* ECG berbasis korset dengan susunan elektroda bidang prekordial yang mampu merekam sinyal aktivitas listrik jantung. Hasil pengujian dengan Multiparameter Simulator menunjukkan bahwa perangkat memiliki tingkat akurasi yang tinggi pada parameter RR Interval dan HR dengan *error* rata-rata di bawah 2% dan 1.5%. Meskipun demikian, pengukuran amplitudo R menunjukkan deviasi yang cukup besar, hal ini dipengaruhi oleh karakteristik rangkaian dan kondisi lingkungan.

Pengujian pada tubuh manusia di lima lokasi berbeda memperlihatkan bahwa variasi lingkungan, *noise* elektromagnetik, dan perbedaan ukuran tubuh dapat memengaruhi kualitas sinyal khususnya pada parameter amplitudo R dan nilai SNR. Kanal 1 – kanal 4 memiliki nilai SNR yang konsisten tinggi ( $> 20$  dB), sedangkan kanal 5 terutama kanal 6 memiliki performa yang lebih rendah. Uji kenyamanan pengguna menunjukkan bahwa perangkat dinilai mudah digunakan, ringan, dan nyaman. Meskipun begitu masih diperlukan perbaikan dalam segi integrasi kabel untuk meningkatkan fleksibilitas dan kenyamanan jangka panjang. Secara keseluruhan dapat dikatakan bahwa *portable* ECG ini memiliki potensi untuk digunakan sebagai alat pemantau jantung diluar lingkungan klinis.

#### REFERENSI

- [1] World Health Organization (WHO), 11 June 2021. [Online]. Available: [https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-\(cvds\)](https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-(cvds)).
- [2] J. Islamuddin and E. R. Widasari, "Sistem Monitoring Kesehatan Jantung Menggunakan Metode Adaptive Threshold Berbasis Shimmer Electrocardiogram dan Matlab," *Jurnal Pengembangan Teknologi Informasi dan Ilmu Komputer*, 2020.
- [3] M. N. Teferra, D. A. Hobbs, R. A. Clark, and K. J. Reynolds, "Preliminary analysis of a wireless and wearable electronic-textile EASI-based electrocardiogram," *Frontiers in Cardiovascular Medicine*, vol. 8, p. 806726, Dec. 2021, doi: 10.3389/fcvm.2021.806726.
- [4] L. Neri, I. Corazza, M. T. Oberdier, J. Lago, I. Gallelli, A. F. G. Cicero, I. Diemberger, A. Orro, A. Beker, N. Paolucci, H. R. Halperin, and C. Borghi, "Comparison between a single-lead ECG garment device and a Holter monitor: A signal quality assessment," *npj Digital Medicine*, vol. 48, Art. no. 57, May 2024.
- [5] W. Dewi, Z. Kasim, R. Hutagalung, F. M. Suranata, E. Nasus, et al., Bunga Rampai Patofisiologi Kardiovaskuler, Purwokerto selatan: PT. Pena Persada Kerta Utama, 2023.
- [6] Y. D. Arna, R. Mentanfanuan and V. R. Fione, et al., Bunga Rampai Ilmu Biomedik, Jawa Tengah: PT. Media Pustaka Indo, 2024.
- [7] M. Muthmainnah and D. B. Tabriawan, "Prototipe Alat Ukur Detak Jantung Menggunakan Sensor MAX30102 Berbasis Internet of Things (IoT) ESP8266 dan Blynk," *JISKA (Jurnal Informatika Sunan Kalijaga)*, vol. 7, 2022.
- [8] S. Hermaningsih, I. Uddin, M. A. Nugroho and S. N. Sofia, *Elektrokardiografi*, Fakultas Kedokteran Universitas Diponegoro, 2021.
- [9] E. J. P. Hapsoro, G. I. Hapsari and M. I. Sani, "Rancang Bangun Piranti Keras Sistem Deteksi Detak Jantung Berbasis IoT," vol. 9, Agustus 2023.
- [10] X. Liu, H. Wang, Z. Li and L. Qin, "Deep Learning in ECG diagnosis: A review," *Knowledge-Based Systems*, 2021.
- [11] M. S. Linnas, "Portable Electrocardiograph Dengan Sadapan Pada Telapak Tangan Dan Kaki," *TEKNOKES*, vol. 13, September 2020.
- [12] S. Setiawidayat, A. Y. Rahmah and R. Hidayati, "Deteksi Puncak Amplitudo dan Durasi Gelombang QRS Elektrokardiogram Menggunakan Discrete Data," *Jurnal RESTI (Rekayasa Sistem dan Teknologi Informasi)*, vol. 4, 2020.
- [13] S. Laksono, "Interpretasi Ekg Normal Praktis Bagi Pemula: Suatu Tinjauan Mini," *Jurnal Kedokteran: Media Informasi Ilmu Kedokteran dan Kesehatan*, vol. 07, Desember 2021.
- [14] A. Oltmann, R. Kusche, and P. Rostalski, "Spatial sensitivity of ECG electrode placement," *Current Directions in Biomedical Engineering*, vol. 7, no. 2, pp. 151–154, 2021, doi: 10.1515/cdbme-2021-0038.
- [15] Y. Sattar and L. Chhabra, "Electrocardiogram," in *StatPearls [Internet]*, Treasure Island (FL): StatPearls Publishing, Jun. 5, 2023. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK549823/>
- [16] A. A. T. Schuurmans et al., "Validity of the Empatica E4 Wristband to Measure Heart Rate Variability (HRV) Parameters: a Comparison to Electrocardiography (ECG)," doi: 10.1007/s10916-020-01648-w/Published.
- [17] E. S. Dahiya, A. M. Kalra, A. Lowe, and G. Anand, "Technology for monitoring electrocardiograms (ECGs) in adults: A scoping review," *Sensors*, vol. 24, no. 4, p. 1318, Feb. 2024, doi: 10.3390/s24041318.
- [18] J. N. Barrett et al., "A portable ECG monitor for long-term heart health monitoring," *Sensors*, vol. 20, no. 8, p. 2345, 2020, doi: 10.3390/s20082345.
- [19] Y. Jia, H. Pei, J. Liang, Y. Zhou, Y. Yang, Y. Cui, and M. Xiang, "Preprocessing and denoising techniques for electrocardiography and magnetocardiography: A review," *Bioengineering (Basel)*, vol. 11, no. 11, p. 1109, Nov. 2024, doi: 10.3390/bioengineering11111109.