

Pengembangan *Wearable Electrocardiogram* Dengan Susunan Elektroda Bidang Frontal

Elsa Miswar Yonanda
Program Studi S1 Teknik Biomedis
Fakultas Teknik Elektro
Universitas Telkom
Bandung, Indonesia
elsamiswar@gmail.com

Abstrak — Pemantauan aktivitas listrik jantung merupakan langkah penting dalam deteksi dini gangguan kardiovaskular. Alat pemantau konvensional umumnya tidak dirancang untuk penggunaan praktis di luar fasilitas medis. Penelitian ini bertujuan mengembangkan sistem *wearable electrocardiogram* (ECG) berbasis jaket dengan susunan elektroda bidang frontal (RA, LA, RL) untuk merekam sinyal jantung secara nirkabel. Perancangan meliputi integrasi elektroda Ag/AgCl, modul AD8232, mikrokontroler ESP32, dan sistem akuisisi sinyal dengan pengolahan berbasis Arduino IDE, Processing, serta Google Colab. Pengujian dilakukan pada lima lokasi berbeda menggunakan dua metode: Multi Parameter Simulator (MPS) dan pengukuran langsung pada tubuh. Parameter yang dianalisis meliputi amplitudo puncak R, *heart rate* (HR), interval RR, *signal-to-noise ratio* (SNR), dan pengaruh elektromagnetik lingkungan. Hasil menunjukkan MPS menghasilkan amplitudo dan SNR lebih tinggi, sedangkan pengukuran tubuh memberikan HR dan RR yang lebih mendekati nilai fisiologis normal. Kuesioner terhadap 30 partisipan menunjukkan skor kenyamanan dan kemudahan penggunaan 4,0–4,6 (skala 1–5). Perangkat ini layak dikembangkan lebih lanjut sebagai solusi pemantauan jantung mandiri di luar fasilitas medis.

Kata kunci— *Wearable ECG*, Elektroda Bidang Frontal, Pemantauan Jantung, Kualitas Sinyal, Kenyamanan Pengguna

I. PENDAHULUAN

Berdasarkan data dari Institute for Health Metrics and Evaluation (IHME), kematian akibat penyakit jantung di Indonesia meningkat 1,25% pada tahun 2024 menjadi 251,09 per 100.000 penduduk [1]. Pemantauan jantung secara berkala menjadi langkah penting untuk mengurangi risiko serangan jantung mendadak dan menjaga kualitas hidup. Perkembangan teknologi Internet of Things (IoT) memungkinkan perangkat medis terhubung dengan sistem pemantauan harian, sehingga pemantauan kesehatan jantung dapat dilakukan tanpa harus ke rumah sakit [2]. Electrocardiogram (ECG) digunakan untuk merekam aktivitas listrik jantung [3], namun penggunaannya secara konvensional masih terbatas di fasilitas medis dan memerlukan tenaga profesional [4]. Inovasi *wearable ECG* berbasis jaket menawarkan solusi praktis dan nyaman, dengan elektroda ditempatkan pada bidang frontal agar sinyal listrik jantung lebih akurat dan minim gangguan [5].

Meskipun hanya menggunakan satu-lead, studi menunjukkan *wearable ECG* mampu menghasilkan sinyal yang memadai untuk pemantauan dasar [6].

Penelitian ini memiliki tujuan untuk mengembangkan *wearable ECG* berbasis jaket dengan susunan elektroda bidang frontal. Tujuan spesifiknya meliputi: (1) merancang desain sistem, (2) menganalisis kestabilan dan kualitas sinyal yang dihasilkan, serta (3) mengevaluasi tingkat kemudahan penggunaan dan kenyamanan saat dipakai oleh pengguna. Manfaat penelitian ini antara lain memberikan kontribusi terhadap pengembangan teknologi *wearable* dalam pemantauan kesehatan jantung, menyediakan solusi praktis bagi pengguna untuk memantau kondisi jantung secara berkala, dan menjadi referensi bagi penelitian lebih lanjut di bidang ini.

Penelitian ini dibatasi pada perbandingan sinyal ECG yang dihasilkan oleh *wearable ECG* dengan sinyal referensi dari Multi Parameter Simulator (MPS) sebagai acuan pengujian. Fokus pengukuran adalah susunan elektroda bidang frontal pada kondisi fisiologis standar individu sehat. Metode penelitian mencakup studi literatur mengenai teknologi *wearable ECG* dan penempatan elektroda bidang frontal, perancangan perangkat keras dan lunak, pengujian sinyal ECG secara wireless, analisis parameter kestabilan sinyal, kualitas sinyal (SNR), interval RR, dan *heart rate* (HR), serta penyusunan laporan akhir yang berisi hasil, analisis, kesimpulan, dan rekomendasi.

II. KAJIAN TEORI

Menyajikan dan menjelaskan teori-teori yang berkaitan dengan variabel-variabel penelitian. Poin subjudul ditulis dalam abjad.

A. Elektrofisiologi Jantung

Elektrofisiologi jantung mempelajari aktivitas listrik yang mengatur kontraksi dan relaksasi otot jantung. Setiap detak jantung, yang normalnya berkisar antara 60–100 bpm, dimulai dengan depolarisasi dan diikuti repolarisasi. Depolarisasi memicu kontraksi otot jantung untuk memompa darah, sedangkan repolarisasi memungkinkan relaksasi dan pengisian darah kembali [7][8]. Pemahaman mekanisme ini penting untuk mengidentifikasi kelainan listrik yang dapat memengaruhi fungsi jantung.

Sistem konduksi listrik jantung terdiri dari Sinoatrial Node (SA Node) sebagai pemicu utama impuls listrik, Atrioventricular Node (AV Node) yang memberi jeda aliran darah ke ventrikel, Bundle of His yang menyalurkan impuls ke dinding ventrikel, dan Purkinje Fibers yang memicu kontraksi ventrikel [9]. Sistem ini mengatur irama jantung secara ritmis dan dipengaruhi oleh kualitas kontrol jalur konduksi [10].

B. Pengukuran Aktivitas Listrik Jantung Menggunakan ECG

Electrocardiogram (ECG) mengukur potensial listrik jantung melalui elektroda di permukaan tubuh, menghasilkan grafik gelombang PQRST yang digunakan untuk mendiagnosis masalah jantung [11]. Gelombang P merepresentasikan depolarisasi atrium, kompleks QRS menggambarkan depolarisasi ventrikel, dan gelombang T menunjukkan repolarisasi ventrikel [12]. Analisis bentuk gelombang ini membantu mengevaluasi tahapan aktivitas listrik jantung.

Selain bentuk gelombang, parameter seperti Heart Rate Variability (HRV), interval QT, dan interval PR digunakan untuk menilai kesehatan jantung. HRV menunjukkan variasi interval detak jantung, interval QT menggambarkan durasi depolarisasi hingga repolarisasi ventrikel, sedangkan interval PR menunjukkan waktu konduksi dari atrium ke ventrikel [13].

C. Sistem Lead dan Penempatan Elektroda pada ECG

Sistem lead pada ECG konvensional menggunakan konfigurasi 12-lead, terdiri dari tiga lead bipolar (I, II, III), tiga augmented (aVR, aVL, aVF), dan enam lead precordial. Lead bipolar membentuk segitiga Einthoven untuk mengukur beda potensial antara lengan dan tungkai [14][15]. Elektroda dapat ditempatkan pada ekstremitas atau dialihkan ke bagian proksimal untuk kebutuhan *wearable* [16].

Pemeriksaan standar menggunakan 10 elektroda (6 di dada, 4 di ekstremitas) untuk memperoleh 12-lead [17]. Dalam pendekatan *wearable*, pengukuran frontal melalui elektroda di pergelangan tangan dapat menghasilkan parameter seperti HR, RR Interval, amplitudo puncak R, dan Signal-to-Noise Ratio (SNR) [18]. Pada sistem berbasis jaket, elektroda ditempatkan di bagian dalam lengan untuk meniru Lead I, dan elektroda ground diletakkan di pinggul untuk mengurangi noise [19][20][21].

D. Teknologi *Wearable* dalam Pemantauan Kesehatan Jantung

Teknologi *wearable* memungkinkan pemantauan jantung secara berkelanjutan, memberikan kenyamanan bagi pengguna untuk mengakses data kesehatan tanpa sering mengunjungi fasilitas medis. Perangkat ini membantu deteksi dini masalah jantung dan mendorong manajemen kesehatan yang lebih proaktif [22].

Wearable ECG berbasis jaket mempermudah perekaman sinyal listrik jantung dalam aktivitas sehari-hari, meningkatkan kesadaran kesehatan, dan memberikan kenyamanan tanpa pemasangan yang rumit. Ke depan, teknologi ini berpotensi diintegrasikan dengan sistem kesehatan untuk pemantauan jarak jauh dengan validasi klinis yang lebih akurat.

E. Studi Penelitian Terdahulu Terkait *Wearable* ECG

Penelitian terdahulu mengembangkan *wearable* ECG dengan fokus pada pemilihan komponen, desain rangkaian, dan integrasi media *wearable*. Contoh pendekatan termasuk penggunaan AD8232 dengan Arduino untuk ECG portable berbiaya rendah [23], tekstil fleksibel yang dijahit ke pakaian [19], dan desain sederhana yang mudah digunakan mandiri [21].

Studi lainnya menekankan konsumsi daya rendah, akurasi tinggi, serta pemantauan nirkabel menggunakan NodeMCU atau ESP32 [24][25][26]. Pendekatan ini menjadi acuan dalam pengembangan *wearable* ECG berbasis jaket, khususnya terkait penempatan elektroda, pemilihan komponen, dan efisiensi sistem.

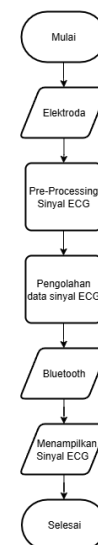
Artikel ditulis dalam ukuran kertas A4, maksimal 5000 kata dan ditulis menggunakan spasi 1

III. METODE

Pengembangan *wearable* ECG dengan susunan elektroda bidang frontal ini menggunakan desain sistem yang terdiri dari empat komponen utama: elektroda Ag/AgCl, modul penguat sinyal AD8232, mikrokontroler ESP32 dengan konektivitas Bluetooth, dan laptop sebagai antarmuka pengguna. Penempatan elektroda dilakukan pada pergelangan tangan kanan (RA) dan kiri (LA), dengan elektroda referensi (GND) di area pinggul, sehingga membentuk konfigurasi Lead I. Perangkat dikemas dalam bentuk jaket *wearable* untuk kenyamanan, stabilitas integrasi komponen, dan penerimaan sosial pengguna. Diagram blok sistem (Gambar 1) dan *flowchart* kerja sistem (Gambar 2) menjelaskan alur mulai dari akuisisi sinyal, pre-processing, pengolahan data, hingga visualisasi.



GAMBAR 1
(Diagram Blok Sistem)



GAMBAR 2
(Flowchart Kerja Sistem)

Perangkat keras yang digunakan memiliki spesifikasi sebagai berikut: elektroda Ag/AgCl berimpedansi rendah (<5 kΩ), modul AD8232 dengan filter bawaan (HPF 0,5 Hz dan LPF 100 Hz) serta fitur lead-off detection, mikrokontroler

ESP32 Wroom 32 dengan prosesor Xtensa® LX6 dan RAM 520 KB, baterai Li-Po 3,7 V 620 mAh, modul pengisian USB Type-C dengan proteksi overcharge/discharge, kabel elektroda AWG 26, dan tombol on/off. Perangkat lunak menggunakan Arduino IDE untuk pemrograman dan filtering Butterworth Band-pass IIR (0,5–44,5 Hz), Processing untuk visualisasi real-time sinyal ECG, serta Google Colab untuk analisis kuantitatif.

Analisis kuantitatif dilakukan menggunakan amplitudo puncak R dengan persamaan (1), dihitung dari selisih nilai maksimum dan minimum sinyal ECG

$$\text{Amplitudo (mV)} = \max(\text{ECG}) - \min(\text{ECG}) \quad (1)$$

Heart Rate (HR) yang berdasarkan rata-rata interval RR dengan persamaan pada persamaan (2).

$$\text{HR (BPM)} = \frac{60}{\text{RR}_{\text{rata-rata}}} \quad (2)$$

Interval RR untuk mengukur selang waktu antar puncak R, yang ditunjukkan pada persamaan (3).

$$\text{RR}_n(S) = t_{R(n)} - t_{R(n-1)} \quad (3)$$

Selanjutnya, menghitung nilai *error* kuantitatif terhadap referensi MPS untuk setiap parameter HR, interval RR, dan amplitudo dengan menggunakan persamaan (4)

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

Serta menghitung nilai SNR untuk menilai kualitas sinyal dari hasil percobaan, dengan menggunakan persamaan (5).

$$\text{SNR} = 10 \cdot \log_{10} \left(\frac{P_{\text{signal}}}{P_{\text{noise}}} \right) \quad (5)$$

Pengujian dilakukan dengan dua metode: (1) menggunakan Multi Parameter Simulator (MPS) untuk memperoleh sinyal referensi ECG *Lead I* yang stabil, dan (2) pengukuran langsung pada tubuh pengguna. Akuisisi data dilakukan pada lima lokasi berbeda dengan kondisi elektromagnetik yang diukur menggunakan aplikasi metal *detector* (μT). Data yang diperoleh disimpan dalam format CSV dari Processing, kemudian dianalisis di Google Colab dengan deteksi puncak R, perhitungan parameter menggunakan persamaan (3.1)–(3.5), dan evaluasi pengaruh lingkungan terhadap kualitas sinyal. Uji kenyamanan dan kemudahan penggunaan dilakukan melalui kuesioner berskala 1–5 untuk menilai aspek *user-friendly* dan kenyamanan.

IV. HASIL DAN PEMBAHASAN

Pada penelitian ini, perangkat *wearable* ECG berbasis jaket berhasil diimplementasikan dengan penempatan elektroda pada bidang frontal untuk merekam sinyal listrik jantung secara *wireless*, yang dapat dilihat pada Gambar 3.



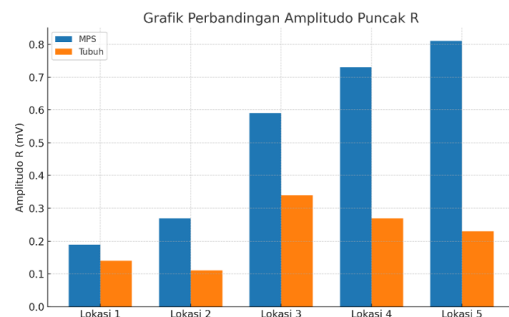
GAMBAR 3
(Perangkat *Wearable* ECG berbasis Jaket)

Hasil pengujian menunjukkan bahwa amplitudo puncak R pada metode MPS konsisten lebih tinggi (maksimum 0,81 mV di Lokasi 5) dibandingkan penggunaan tubuh langsung yang cenderung lebih rendah, terutama di Lokasi 2 (0,11 mV) (Tabel 1) di bawah. Ini disebabkan oleh posisi elektroda dan pengaruh noise gerakan.

TABEL 1
(Amplitudo Puncak R di Lima Lokasi)

Lokasi	Amplitudo Puncak R pada MPS	Amplitudo Puncak R Pada Tubuh
Lokasi 1	0.19 mV	0.14 mV
Lokasi 2	0.11 mV	0.11 mV
Lokasi 3	0.12 mV	0.13 mV
Lokasi 4	0.13 mV	0.13 mV
Lokasi 5	0.81 mV	0.14 mV

Grafik perbandingan amplitudo (Gambar 4) mengilustrasikan perbedaan signifikan ini, di mana kestabilan sinyal MPS dipengaruhi oleh koneksi elektroda yang optimal dan lingkungan bebas gangguan.



GAMBAR 4
(Grafik Perbandingan Amplitudo Puncak R di Lima Lokasi dan Metode Pengujian)

TABEL 2
(Nilai HR, Interval RR, dan SNR di Lima Lokasi)

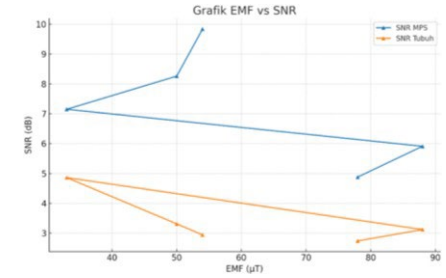
Lokasi	HR MPS	HR Tubuh	RR MPS	RR Tubuh	SNR MPS	SNR Tubuh
Lokasi 1	33.69 bpm	48.82 bpm	1.78 s	1.23 s	9.84 dB	2.94 dB
Lokasi 2	40.5 bpm	52.2 bpm	1.49 s	1.15 s	7.23 dB	3.25 dB
Lokasi 3	42.0 bpm	50.6 bpm	1.43 s	1.19 s	8.11 dB	3.66 dB
Lokasi 4	43.8 bpm	51.1 bpm	1.37 s	1.17 s	7.55 dB	3.44 dB
Lokasi 5	46.83 bpm	53.0 bpm	1.28 s	1.13 s	8.4 dB	3.83 dB

Parameter Heart Rate (HR) dan RR Interval pada metode tubuh (Tabel 2) menunjukkan nilai yang berada dalam rentang fisiologis normal, dengan HR antara 48–53 bpm dan RR antara 0,75–1,20 s. Analisis SNR memperlihatkan bahwa kualitas sinyal dipengaruhi oleh medan elektromagnetik (EMF) lingkungan (Tabel 3) di bawah.

TABEL 3
(Nilai EMF di Lima Lokasi)

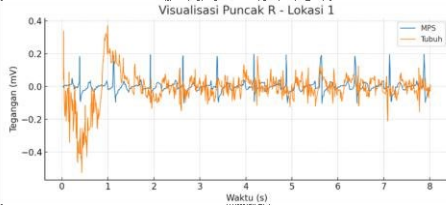
Lokasi	EMF
Lokasi 1	54 μT
Lokasi 2	50 μT
Lokasi 3	33 μT
Lokasi 4	88 μT
Lokasi 5	78 μT

Lokasi dengan EMF tinggi, seperti Lokasi 4 ($88\text{ }\mu\text{T}$), menghasilkan SNR lebih rendah pada metode tubuh dibanding MPS. Hubungan ini divisualisasikan pada Gambar 4.5, menunjukkan bahwa peningkatan EMF berbanding terbalik dengan kualitas sinyal yang diperoleh.

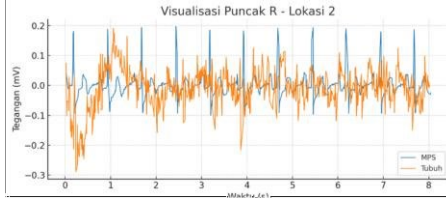


GAMBAR 5
(Grafik EMF vs SNR)

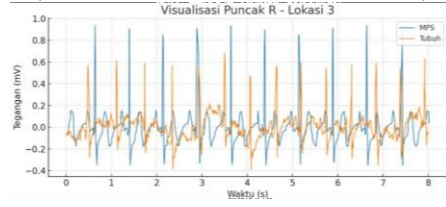
Sedangkan untuk visualisasi bentuk gelombang ECG dapat dilihat pada Gambar 6–10 di bawah, yang memperlihatkan perbedaan kejernihan puncak R antara kedua metode, di mana metode tubuh lebih rentan terhadap noise.



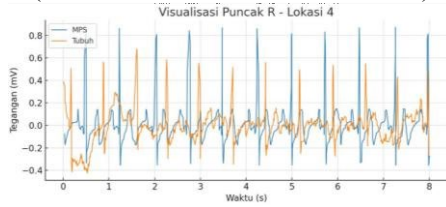
GAMBAR 6
(Visualisasi Puncak R Pada Lokasi 1)



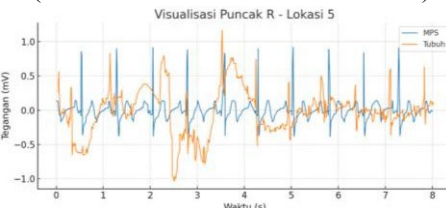
Gambar 7
(Visualisasi Puncak R Pada Lokasi 2)



Gambar 8
(Visualisasi Puncak R Pada Lokasi 3)



Gambar 9
(Visualisasi Puncak R Pada Lokasi 4)



Gambar 10
(Visualisasi Puncak R Pada Lokasi 5)

Hasil evaluasi kenyamanan dan kemudahan penggunaan melalui kuesioner (Tabel 4) menunjukkan skor rata-rata 4,03–4,53 pada skala Likert 1–5. Mayoritas responden menilai perangkat ini mudah digunakan dan tidak mengganggu aktivitas, meskipun terdapat masukan terkait berat jaket, fleksibilitas bahan, dan tata letak komponen elektronik yang perlu dioptimalkan.

TABEL 4
(Hasil Kuesioner Kenyamanan dan Kemudahan Penggunaan)

Pertanyaan	Ratarata	Standar deviasi	Skor Minimum	Skor Maksimum
Saya dapat mengenakan jaket wearable ECG dengan mudah, seperti jaket biasa	4.53	0.57	3	5
Kabel dan komponen elektronik tidak menimbulkan tekanan atau rasa tidak nyaman di tubuh	4.03	0.76	2	5
Jaket terasa ringan saat dikenakan	4.07	0.83	3	5
Desain jaket tidak menghambat gerakan saya selama aktivitas ringan	4.2	0.66	2	5
Tidak ada rasa tidak nyaman akibat kabel atau komponen menekan tubuh	4.03	0.67	2	5
Saya merasa bebas bergerak dan tidak terganggu saat menggunakan wearable ECG	4.03	0.76	2	5
Saya bersedia menggunakan wearable ECG ini di kemudian hari	4.07	0.69	2	5

Secara keseluruhan, perangkat ini dinilai layak untuk pengembangan lebih lanjut, dengan perbaikan pada desain fisik dan strategi mitigasi noise agar kualitas sinyal semakin optimal.

V. KESIMPULAN

Penelitian ini berhasil mengembangkan sistem wearable ECG berbasis jaket dengan penempatan elektroda pada bidang frontal, yang mampu merekam aktivitas listrik jantung secara nirkabel. Pengujian pada lima lokasi dengan metode Multi Parameter Simulator (MPS) dan penggunaan langsung menunjukkan bahwa amplitudo puncak R lebih tinggi pada metode MPS, sedangkan nilai Heart Rate (HR) dan interval RR metode tubuh lebih mendekati rentang fisiologis normal. Nilai Signal-to-Noise Ratio (SNR) cenderung menurun pada lokasi dengan medan elektromagnetik (EMF) tinggi, terutama pada metode tubuh. Evaluasi terhadap 30 partisipan menunjukkan skor rata-rata 4,0–4,6 pada skala Likert 1–5, menandakan tingkat kenyamanan dan kemudahan penggunaan yang tinggi. Sistem ini dinilai layak dikembangkan lebih lanjut untuk pemantauan kesehatan jantung secara mandiri di luar fasilitas medis.

REFERENSI

[1] R. 'Mustajab, "Kematian akibat Penyakit Jantung di Indonesia Terus Meningkat," DataIndonesia.id, Sep. 2023, [Online]. Available:<https://dataindonesia.id/kesehatan/detail/kematian-akibat-penyakit-jantung-di-indonesia-terus-meningkat>

[2] S. Selvaraj and S. Sundaravaradhan, "Challenges and opportunities in IoT healthcare systems: a systematic review," Jan. 01, 2020, Springer Nature. doi: 10.1007/s42452-019-1925-y.

[3] Q. Ayuni, R. Cahya Wihandika, and N. Yudistira, "Klasifikasi Aritmia Dari Hasil Elektrokardiogram Menggunakan Metode Support Vector Machine," 2021. [Online]. Available: <http://j-ptiik.ub.ac.id>

- [4] S. H. , M. A. P. Tiomaida Seviana H.H., S. S. M. Evida Veronika Manullang, and S. M. Wardah, *PROFIL KESEHATAN INDONESIA* 2022. Jakarta: Kementerian Kesehatan Republik Indonesia, 2023.
- [5] D. Detak Jantung Berbasis Web et al., “Pemantauan EKG,” *Jurnal Otomasi, Kontrol & Instrumentasi*, vol. 14, no. 1, p. 2022.
- [6] Z. Bouzid, S. S. Al-Zaiti, R. Bond, and E. Sejdić, “Remote and wearable ECG devices with diagnostic abilities in adults: A state-of-the-science scoping review,” *Heart Rhythm*, vol. 19, no. 7, pp. 1192–1201, Jul. 2022, doi: 10.1016/j.hrthm.2022.02.030.
- [7] M. Kep. , Sp. K. Dr. Yessy Dessy Arna, Skep. , M. K. Ns. Rahel Metanfanuan, M. K. Drg. Vega Roosa Fione, and et.al, *BUNGA RAMPAI ILMU BIOMEDIS*, Cetakan Pertama. Kab. Cilacap, Jawa Tengah: PT Media Pustaka Indo, 2024.
- [8] “Bahan Kuliah FISILOGI JANTUNG.”
- [9] Portal Medis, “Sistem Konduksi dan Elektrofisiologi Sel Otot Jantung,” Portal Medis, 2022.
- [10] S. N. Britin, M. A. Britina, and R. Ya. Vlasenko, “Cardiac Conduction System: A Generalized Electrical Model,” *Springer Science+Business Media, LLC*, vol. 55, no. 1, pp. 28–30, 2021.
- [11] Byan Widya Ermanda and Ulinnuha Latifa, “Implementasi Pengukuran Detak Jantung Dan Elektrokardiografi Sebagai Alat Kesehatan Mandiri Terintegrasi Internet of Things,” *Jurnal Teknik Elektro dan Komputasi (ELKOM)*, vol. 5, no. 2, pp. 204–216, Aug. 2023.
- [12] FAUZI FRAHMA TALININGSIH, YUNENDAH NUR FU'ADAH, SYAMSUL RIZAL, ACHMAD RIZAL, and MUHAMMAD ADNAN PRAMUDITO, “Sistem Otentikasi Biometrik Berbasis Sinyal EKG Menggunakan Convolutional Neural Network 1 Dimensi,” *ResearchGate*, vol. 7, no. 1, pp. 1–10, Jun. 2022.
- [13] Annes Waren and Muhammad Ilyas, “Literature Review: Heart Rate Variability as a Biomonitoring of Occupational Stress,” *The Indonesian Journal of Occupational Safety and Health*, vol. 10, no. 2, pp. 273–279, Aug. 2021.
- [14] Gde Bayu Adityaputra, Tasripan, and Tri Arief Sardjono, “Rancang Bangun Elektrokardiograf 12-Leads untuk Sistem Pengawasan Kesehatan Jantung Jarak Jauh,” *JURNAL TEKNIK ITS*, vol. 8, no. 1, 2019.
- [15] Hasbi Dicky Baihaqi, “ANALISIS HEART RATE VARIABILITY (HRV) ANTARA ELEKTROKARDIOGRAM (EKG) DENGAN STETOSKOP ELEKTRONIK LITTMANN 3200,” *Universitas Islam Indonesia* , Yogyakarta, 2020.
- [16] “An Actual Galileo application: An EKG Device,” *CS Open CourseWare*, 2020.
- [17] R. M. Nugroho and T. Herawati, “PEREKAMAN CEPAT ELEKTROKARDIOGRAM ESOPHAGEAL ATRIAL STIMULATION INTEGRATED (EKG EASI) NIRKABEL: A LITERATURE REVIEW,” *Jurnal Keperawatan PPNI Jawa Barat*, vol. 1, no. 2, Dec. 2023, doi: 10.70332/jkp.v1i2.7.
- [18] 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.
- [19] L. Bonek et al., “Development of a Flexible and Wireless ECG Monitoring Device,” in *Proceedings of IEEE Sensors, Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc.*, Oct. 2020. doi: 10.1109/SENSOR47125.2020.9278904.
- [20] A. B. Nigusse, D. A. Mengistie, B. Malengier, G. B. Tsegahai, and L. Van Langenhove, “Wearable smart textiles for long-term electrocardiography monitoring—a review,” *Sensors*, vol. 21, no. 12, Jun. 2021, doi: 10.3390/s21124174.
- [21] V. Randazzo, J. Ferretti, and E. Pasero, “Anytime ecg monitoring through the use of a low-cost, user-friendly, wearable device,” *Sensors*, vol. 21, no. 18, Sep. 2021, doi: 10.3390/s21186036.
- [22] Ning Wang and Jun Zhou, “Energy-Efficient Intelligent ECG Monitoring for Wearable Devices,” *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL CIRCUITS AND SYSTEMS*, vol. 13, no. 5, Oct. 2019.
- [23] M. Bravo-Zanoguera, D. Cuevas-González, M. A. Reyna, J. P. García-Vázquez, and R. L. Avitia, “Fabricating a portable ECG device using AD823X analog front-end microchips and open-source development validation,” *Sensors (Switzerland)*, vol. 20, no. 20, pp. 1–30, Oct. 2020, doi: 10.3390/s20205962.
- [24] B. Bai, Y. Zhao, X. Chen, Y. Chen, and Z. Luo, “A smart portable ECG monitoring system with high precision and low power consumption,” *Journal of Intelligent and Fuzzy Systems*, vol. 41, no. 3, pp. 4547–4557, 2021, doi: 10.3233/JIFS-189715.
- [25] S. Lucas, M. Desai, A. Khot, S. Harriet, and K. Jain, “Mobile Heart Sync: An IoT Based Portable ECG Monitor,” in *Advancements in Communication and Systems, Soft Computing Research Society*, 2024, pp. 315–324. doi: 10.56155/978-81 955020-7-3-27.
- [26] S. Sharma, T. Bhasker, K. P. Singh, M. Devendra, and P. Singh, “Design And Implementation Of Portable Ecg Monitoring System Using Esp32 And Web-Based Visualization,” 2025. [Online]. Available: www.ijcrt.org
- [27] M. Arifatul Triyono and L. Forra Wakidi, “ShareAlike 4.0 International License (CC BY-SA 4.0). Reducing Motion Artifacts in Holter Monitors Using Digital Butterworth Filters to Improve the Quality of ECG Signal Recordings and Utilize IoT Technology,” *Jurnal Teknokes Homepage: teknokes.org*, vol. 18, no. 1, pp. 67–73, 2025, doi: 10.35882/teknokes.v18i1.18.
- [28] B. Setianto Purwowiyoto, *Elektrokardiologi, EKG-6 Plus*, 2023rd ed. Jakarta, 2023.