

RANCANG BANGUN DIY ELEKTROKARDIOGRAF 3 - LEADS BERBASIS MIKRO KONTROLER SEBAGAI REAL TIME NON - INTERNET MONITORING

¹⁾Vallery Hafydz Permana Mustamu, ²⁾Zainul Arifin Imam Supardi

¹⁾Program Studi Fisika, FMIPA, Universitas Negeri Surabaya, email: vallery.18015@mhs.unesa.ac.id

²⁾Program Studi Fisika, FMIPA, Universitas Negeri Surabaya, email: zainularifin@unesa.ac.id

Abstrak

Penyakit jantung sangat berbahaya sehingga perlu adanya perhatian khusus untuk melakukan pemantauan. Elektrokardiograf merupakan sebuah alat komersial yang sudah banyak digunakan dalam dunia medis sejak lama untuk melakukan usaha preventif dalam menangani penyakit jantung. Permanaan alat ini masih sangat sulit diakses, karena secara eksistensi masih terbatas di rumah sakit saja, dan harga yang dibebankan sangatlah tidak murah, sehingga sekarang ini banyak dikembangkan *prototype* elektrokardiograf untuk menjadikan lebih efektif dan praktis. Banyak dari pengembangan alat masih bergantung kepada jaringan internet yang secara ekonomis pembuatan perangkat ini masih cukup mahal. Penelitian ini bertujuan untuk menguji fungsional rancang *Do it yourself (DIY)* elektrokardiograf 3-lead melalui media bluetooth, yang lebih praktis hanya dengan menggunakan fitur perangkat bawaan android tanpa harus menggunakan internet. Teknik yang digunakan adalah dilakukan pengujian dengan memvariasi kondisi fisik sampel dengan identifikasi setiap *lead*-nya dan dikomparasikan dengan perhitungan denyut nadi secara manual. Kemudian dilakukan implementasi transfer data hasil pengukuran ke dalam aplikasi *Bluetooth Graphic* yang kompatibel dengan sistem operasi android melalui Bluetooth. Didapatkan nilai pengukuran *Heart Rate* yang mendekati dengan error $\leq 10\%$. Visualisasi sinyal pada masing masingnya *lead*-nya, telah memenuhi kriteria konstruktif. Masih ada kendala jangkauan bluetooth antar perangkat masih belum sesuai dengan literatur.

Kata Kunci: Elektrokardiograf, Lead, Bluetooth, ESP 32

Abstract

Heart disease is so dangerous that special attention is needed to monitor it. An electrocardiograph is a commercial tool that has been widely used in the medical world for a long time to make prevention efforts in dealing with heart disease. The use of this tool is very difficult to access, because its existence is still limited in hospitals, and the price charged is not cheap, so now many electrocardiograph prototypes are being developed to make it more effective and practical. Many of the development tools that still support economical network devices are still expensive to manufacture. This study aims to test the functional design of the *Do it yourself (DIY)* 3-lead electrocardiograph via Bluetooth media, which is more practical only by using the features of the Android default device without having to use the internet. The technique used is testing by varying the physical condition of the sample by knowing each lead and comparing it with the pulse manually. Then the implementation of the measurement results in data transfers into the *Bluetooth Graphic* application that is compatible with the Android operating system via Bluetooth. The Heart Rate measurement value is obtained which is close to an error of 10%. The signal visualization for each leader has met the constructive criteria. There are still problems with Bluetooth coverage between devices, which are still not by following per under the literature.

Keywords: Electrocardiograph Lead, Bluetooth, ESP 32

PENDAHULUAN

Pada tahun 2030, populasi dunia diperkirakan menjadi 8,6 miliar, dengan perkiraan peningkatan populasi setidaknya 83 juta setiap tahun. Karena beberapa peringatan berbasis populasi yang jelas, layanan kesehatan dan perawatan kesehatan menghadapi tantangan serius dalam hal keandalan dan efektivitas. Peningkatan populasi ini menuntut kemajuan teknologi yang berkemampuan untuk mendukung pengembangan praktik kedokteran untuk menciptakan sistem kesehatan yang komprehensif. Sistem perawatan kesehatan saat ini terkolaborasi secara holistik melalui konektivitas dan berusaha untuk ada di mana-mana melalui partisipasi dalam Internet of Things (IoT) (Damaj, W, I, 2014). Berdasarkan data dari World Health Organization tercatat pada tahun 2019 jumlah kematian akibat penyakit kardiovaskular mencapai 19.7 juta orang di seluruh dunia (World Health Organisation, 2019).

Dengan tingginya angka mortalitas yang tercatat yang diakibatkan oleh penyakit jantung, maka perlu ada atensi khusus untuk menemukan sebuah *problem solve* atas masalah yang ada. Kecanggihan teknologi merupakan salah satu jawaban yang relevan untuk menurunkan statistik kematian akibat penyakit jantung (Mulyana, R & Afriani, 2022). Implementasi teknologi ini menghadirkan Elektrokardiograf (EKG) sebagai pendeteksi kondisi pada organ kardiovaskular yang dilakukan secara ijmal melalui rumah sakit. Elektrokardiograf mendeteksi kerja aktivitas listrik yang berlangsung di dalam jantung. Kegiatan listrik tersebut nantinya terdeteksi oleh elektroda yang tertempel pada kulit dengan penempatan yang sesuai (Rifali & Irmawati, 2019). Sinyal-sinyal yang diperoleh dari elektroda akan diperkuat oleh rangkaian penguat dan kemudian akan ter-*display* pada perangkat penampil sebagai gelombang P,Q,R,S, dan T (Thomas, 2002).

Akan tetapi wujud elektrokardiograf hanya dapat ditemui di rumah sakit, dan biaya komersial yang dibutuhkan untuk *check up* sangatlah tidak terjangkau (Saputro et al., 2017).

Perkembangan teknologi mutakhir diadopsi untuk membantu mengatasi masalah efektifitas dalam melakukan *check up* kondisi organ kardiovaskular. Perangkat ini dibuat secara praktis (nirkabel) berbasis sistem yang terintegrasi dengan mikrokontroler dan mengandalkan konektivitas untuk dapat terhubung dengan *smartgadget* yang kemudian dapat dilakukan analisis menggunakan *open source software* (Gogate & Bakal, 2018) .

(Ghifari & Perdana, 2020) melakukan sebuah pengembangan perangkat ECG 1-lead berbasis IoT dengan menggunakan modul AD8232 sebagai pengolah signal dan *bluetooth* sebagai media komunikasi serial dengan smartphone tanpa internet. Data yang disadap nantinya dapat tervisualisasikan ke dalam *smartphone* melalui *software doctor's smartphone*. Sistem perangkat pengembang ini hanya dapat bekerja dalam jarak kurang dari 100 meter. Kemudian dilakukan analisis gelombang kompleks RR, QRS, SQ, PQRST dengan mendisversifikasikan sampling menjadi 3 mode yaitu *original sampling*, *adaptive sampling*, dan *uniform sampling*.

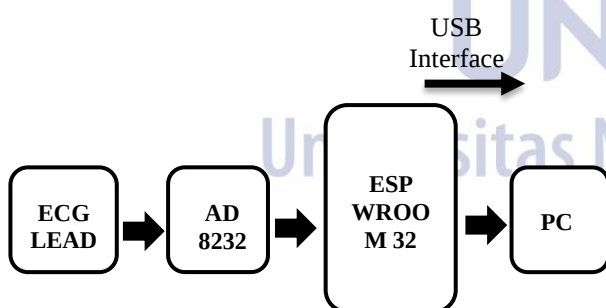
(Hasan & Ismaeel, 2020) melakukan penelitian serupa. Peneliti merancang perangkat akuisisi signal Jantung (ECG) menggunakan AD8232 dengan basis IoT melalui aplikasi *blynk*. Desain perangkat ini memungkinkan penggunaanya untuk dapat melakukan pemantauan dalam jarak yang tidak terbatas karena menggunakan *Wi-Fi* Sebagai media transfer data. Perangkat ini didukung oleh ESP8266 sebagai module dari *Wi-Fi* dan Arduino UNO sebagai perintah untuk pemrosesan sinyal.

Maka dari itu penelitian ini dibuat untuk memberikan variasi metode terhadap penelitian yang telah ada dengan melakukan monitor melalui Bluetooth untuk bisa di tampilkan lewat *smartphone*.

METODE

Penelitian ini bertujuan untuk menguji fungsional rancang *DIY* elektrokardiograf 3-lead melalui media bluetooth. Teknik yang digunakan adalah dengan dilakukan pengujian dengan memvariasi kondisi fisik sampel dengan identifikasi setiap *lead*-nya, dan dikomparasikan dengan perhitungan denyut nadi secara manual, kemudian dilakukan implementasi transfer data hasil ke dalam aplikasi *Bluetooth Graphic* yang kompatibel dengan sistem operasi android melalui Bluetooth. Inheren dengan tujuan itu, dilakukan perangkaian peralatan sedemikian rupa seperti yang ditunjukkan dalam diagram blok Hardware dan Software di bawah ini.

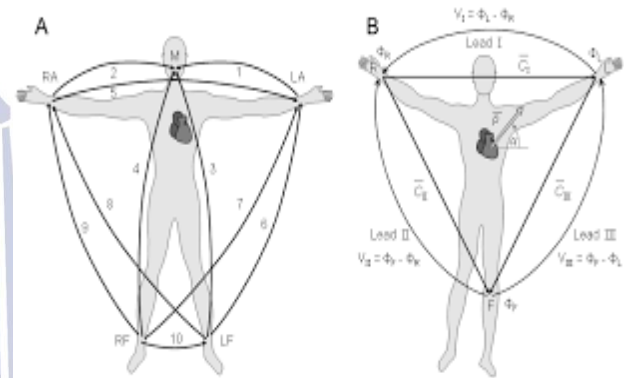
Sistem Hardware



Gambar 1. Diagram blok hardware rangkaian EKG 3-Lead

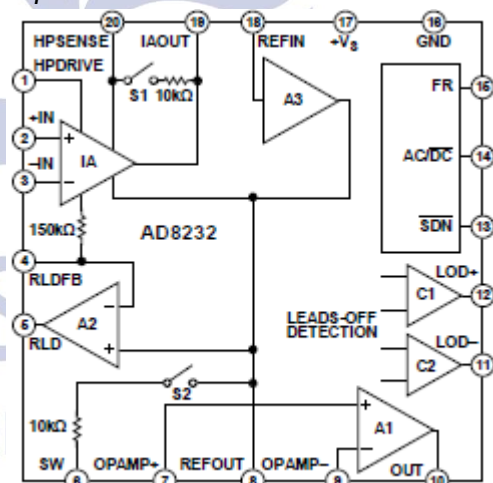
Simplifikasi penjelasan prosedur kinerja hardware ditampilkan dalam diagram blok pada Gambar 1. Ecg Lead dibutuhkan untuk melakukan penyadapan dari proses listrik jantung yang dihasilkan dari gerakan ion yang

terjadi saat peredaran darah. Jenis sadapan yang digunakan adalah Sadapan Bipolar yaitu menggunakan 3 posisi elektroda. *lead I* dengan persamaan (LA–RA), *Lead II* dengan Persamaan (LL–RA), dan *lead III* dengan Persamaan (LL–LA) (Hadiyoso et al., 2015). Gelombang Sinyal yang dihasilkan oleh jantung memiliki nilai satuan dalam orde mV yaitu sekitar 0.1 mV – 1mV (Momin et al., 2021).



Gambar 2. Sadapan Bipolar.

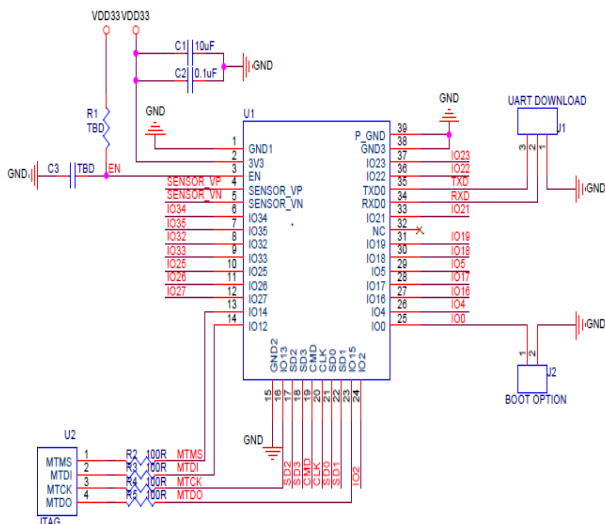
Kemudian sinyal analog yang telah disadap akan diproses oleh modul AD8232 untuk dikuatkan dan di filter.



Gambar 3. Diagram fungsional Ad8232 (Sheet, 2013)

AD8232 memiliki fitur High Pass Filter orde 2 yang berperan mengeliminasi distorsi dari sinyal dan tegangan setengah sel elektrode, dan terintegrasi dengan penguat instrumentasi yang memungkinkan penguatan dan filter bekerja secara simultan. Perangkat ini dibekali dengan

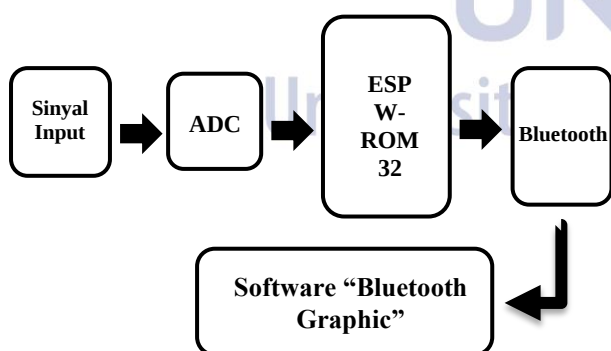
kemampuan penguatan hingga 100 kali (Sheet, 2013).



Gambar 4. Skema Periferal ESP32 W-ROM (Espressif Inc, 2019)

Signal analog selanjutnya akan diubah menjadi sinyal digital oleh ADC. Perangkat ini bekerja dengan kemampuan multifungsi untuk *Bluetooth* dan *Wi-Fi*, sebagai fungsi dari inti perangkat ini yaitu chip *ESP32-D0WDQ6* yang dibuat untuk kebutuhan yang adaptif. Sehingga diprogram khusus untuk keperluan *IoT*. Hasil pemrosesan sinyal akan di visualisasikan ke dalam *PC* atau *desktop* melalui *USB Interface*.

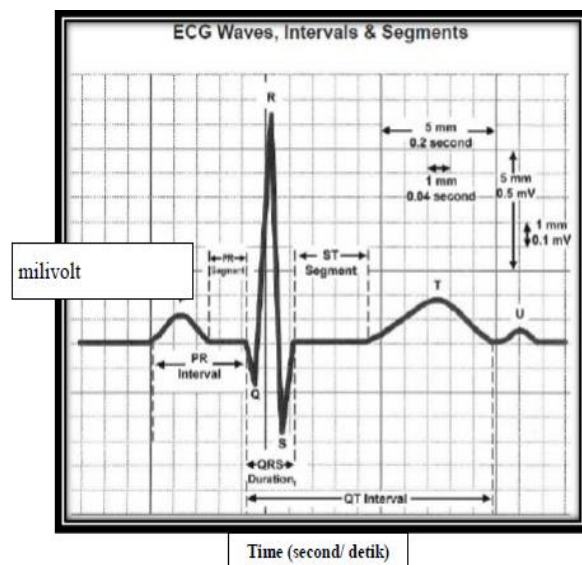
Sistem Software



Gambar 5. Diagram Blok Software Rangkaian ECG 3-Lead

Rangkaian sistem software berjalan simultan sistemik dalam implikasi fungsi hardware. Di ilustrasikan pada gambar 5. Sinyal Input yang

berupa sinyal jantung telah tersadap sebelumnya berupa gelombang yang nantinya diidentifikasi sebagai gelombang P, Q, R, S, dan T. Gelombang P sebagai interpretasi depolarisasi atrium, Q sebagai defleksi negatif pertama, R defleksi positif pertama, S sebagai defleksi negatif setelah gelombang R (Sulastomo et al., 2019).



Gambar 6. Morfologi Gelombang Sinyal Jantung (Sulastomo et al., 2019)

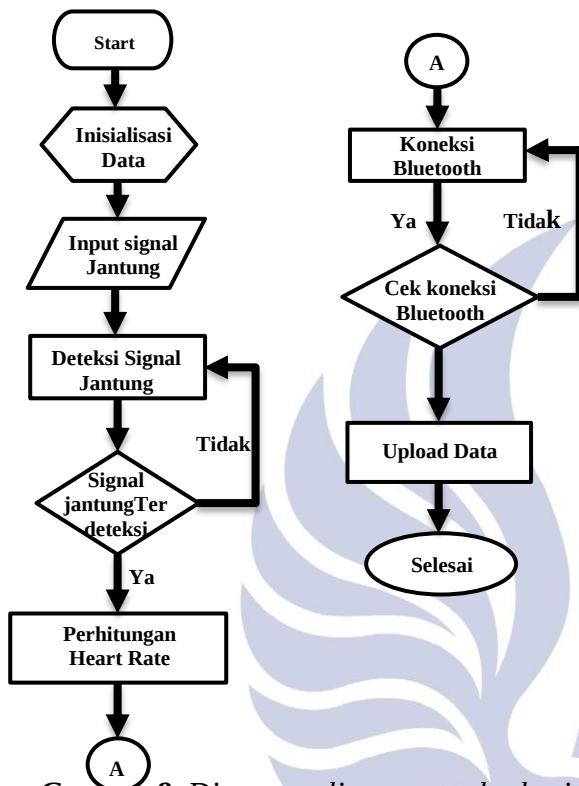
Sinyal hasil sadapan Akan melalui proses ampling Oleh ADC. ADC pada perangkat ESP WROOM 32 bekerja pada resolusi maksimal 12-bit dalam setiap 18 pin analog. Semakin tinggi dari resolusi bit tersebut maka semakin baik kualitas ketelitian sampling yang dihasilkan.

Parameter	Description	Min	Max	Unit
DNL (Differential nonlinearity)	RTC controller; ADC connected to an external 100 nF capacitor; DC signal input;	-7	7	LSB
INL (Integral nonlinearity)	ambient temperature at 25 °C; Wi-Fi&Bluetooth off	-12	12	LSB
Sampling rate	RTC controller	-	200	ksps
	DIG controller	-	2	Msp

Gambar 7. Tabel Karakteristik ADC Esp32 (Espressif Inc, 2019)

Dalam gambar 7 disajikan nilai kecepatan sampling ADC ESP32, untuk Real Time Clock Sebesar 200 kps, dan DIG control sebesar 2 Msp. Hasil dari proses sampling sinyal analog

yang telah tereksekusi (menjadi sinyal digital), kemudian diproses sedemikian rupa melalui perintah microcontroler pada ESP WROOM 32 dengan melibatkan seluruh alur proses kodifikasi melalui Software Arduino IDE. Dijelaskan melalui diagram alir berikut.



Gambar 8. Diagram alir proses eksekusi sistem alat

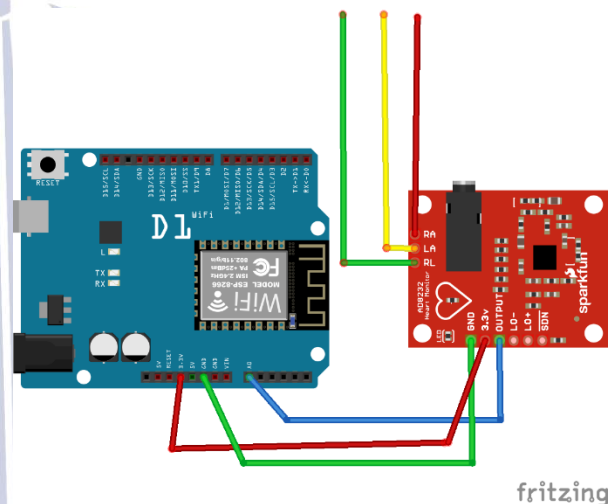
Sinyal jantung yang telah terakumulasi, masuk melalui *USB Interface* yang terhubung langsung dengan microkontroler pada ESP WROOM 32. Melalui software Arduino IDE, sinyal akan dideteksi secara programik guna menghitung nilai dari Heart Rate dalam satuan *Beat Per Minute (BPM)*. Kemudian, nilai Heart Rate yang telah didapatkan akan di tampilkan melalui serial monitor dan serial ploter yang terintegrasi dalam software Arduino IDE. Tahap terakhir dalam proses ini, melakukan transfer signal ke dalam software melalui bluetooth sebagai jalur komunikasi serial antar perangkat yang terdapat pada ESP WROOM 32. Setelah proses transfer, data tersebut akan diolah secara real time pada Aplikasi Bluetooth Graphic yang berbasis android.

HASIL DAN PEMBAHASAN

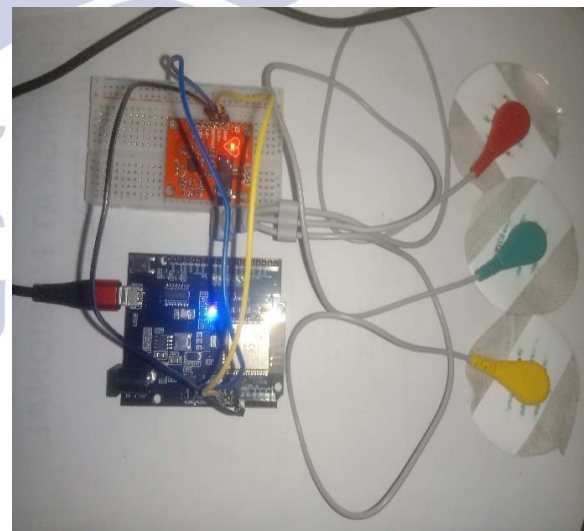
Hasil

Dalam prosedur pengambilan sampel data penelitian ini akan diklasifikasi menjadi beberapa tahap yakni Tahap hasil perancangan sistem alat dan tahap pengujian perancangan sistem alat.

Hasil Perancangan Sistem



Gambar 9. Rancang sistem alat EKG 3-Lead



Gambar 10. Rangkaian operasional alat

Dari gambar 8 & 9. di atas telah dilakukan perancangan sistem alat dengan mengintegrasikan 4 perangkat sesuai macam klasifikasi fungsionalnya. *Input Lead* terhubung

secara manual dengan dengan modul AD8232. Peletakan *lead* mengikuti teori sadapan bipolar. Untuk *lead* 1, *Elektroda* R (warna merah) disadapkan di tangan kanan dan *elektroda* L (warna kuning) disadapkan di tangan kiri, sedangkan *lead* R2 (warna hijau) diletakkan di kaki kanan sebagai ground. Untuk *lead* II, *elektroda* R (warna merah) diletakkan di tangan kanan, *elektroda* L (warna Kuning) diletakkan di kaki kiri, dan *elektroda* R2 (warna hijau) diletakkan di kaki kanan. Dan Untuk *lead* III, *elektroda* R (warna merah diletakkan di tangan kiri, *elektroda* L (warna kuning) diletakkan di kaki kiri, dan *elektroda* R2 diletakkan di kaki kanan. *Lead* dan AD8232 sebagai fungsi untuk penerimaan dan pengelolaan sinyal analog jantung.

Kemudian perangkat integrasi AD8232 terhubung dengan ESP WROOM 32 melalui sambungan sambungan pada setiap pin yang sesuai. Tegangan supply Ad8232 dibutuhkan sebesar 3.3 V yang kemudian dihubungkan pada ESP WROOM 32 melalui pin 3.3 V untuk dapat bekerja sebagaimana mestinya. Output Ad8232 terhubung ke dalam pin Analog ESP WROOM 32. Esp WROOM 32 akan terhubung dengan perangkat PC melalui *USB* sekaligus mendapat *supply* tegangan.

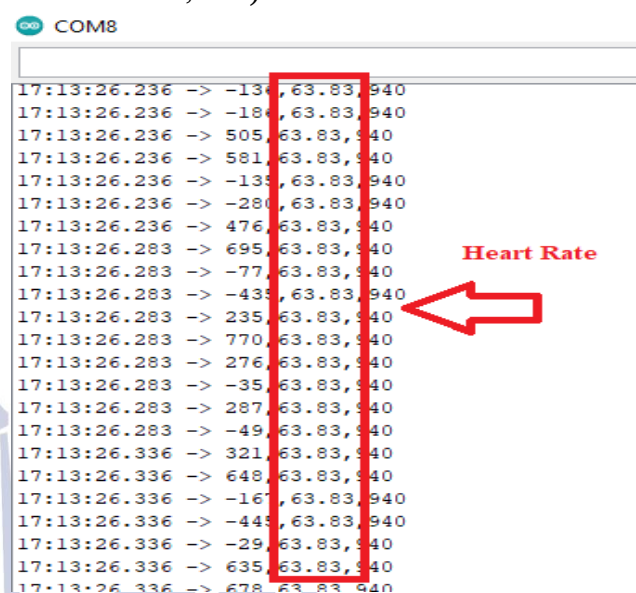
Hasil Pengujiann sistem alat

Hasil pengujian di tunjukkan pada tabel di bawah ini.

Table 1. Data heart rate hasil percobaan

Data heart rate pada Tabel. 1 diperoleh dengan melalui perbandingan pengambilan secara operasional yang nantinya akan ditampilkan melalui serial monitor pada *software Arduino IDE* seperti yang dapat dilihat pada gambar 9. dan manual dengan cara mengukur detakan setiap 30 detik yang kemudian hasilnya di kalikan 2 (sesuai dengan

perhitungan 60 detik) .(How Do I Check My Pulse? - NHS, n.d.)



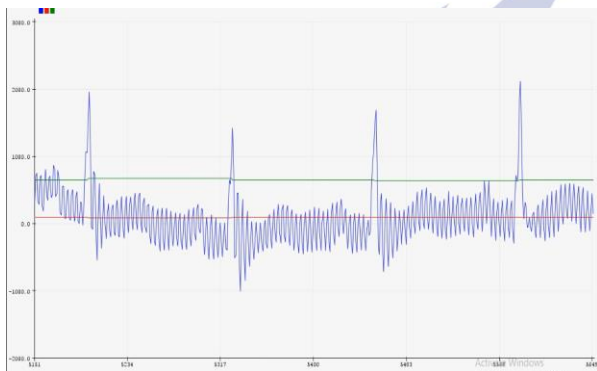
Gambar 11. Tampilan heart rate pada serial monitor Arduino IDE.

Pengambilan secara operasional dilakukan secara bergantian dan berurutan menggunakan sadapan bipolar dimana menempatkan elektroda di 3 tempat. Kemudian di lakukan diversifikasi variabel terhadap kondisi sampel pada saat pengambilan data. Pada Lead I, LeadII, dan Lead III opsional dengan dalam kondisi Normal, hasil Heart Rate memiliki nilai yang tidak jauh berbeda dengan pengukuran secara manual. Dengan error secara berurutan 0,2 %; 3,0 %; 4,1 %. Nominal error yang muncul pada perc. operasional diindikasikan karena adanya beberapa faktor. faktor tersebut seperti jeda dalam pemindahan antar 2 pengukuran yang berbeda sehingga memakan waktu beberapa

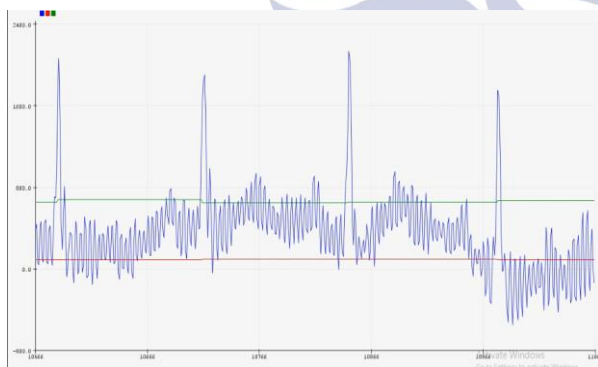
Lead	Kondisi					
	Normal			Push-Up 40X		
	Perc. (BPM)	Manual (BPM)	Error (%)	Perc. (BPM)	Manual (BPM)	Error (%)
Lead I	63,83	64	0,2	104,35	102	2,3
Lead II	65,93	64	3,0	103,45	102	1,4
Lead III	66,67	64	4,1	111,11	102	8,9

detik yang memungkinkan adanya penurunan jumlah detak yang terjadi. Kemudian interupsi

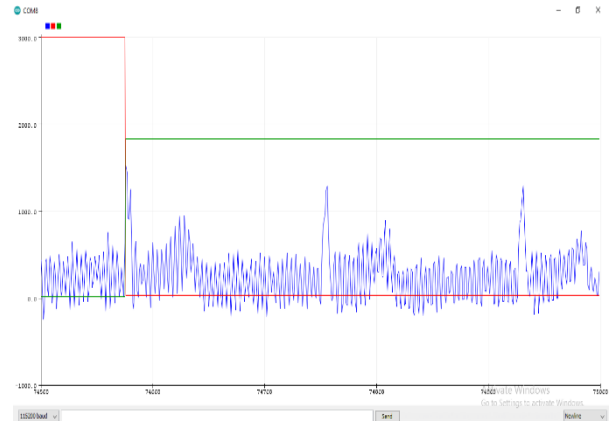
yang terjadi oleh sinyal sinyal otot yang memungkinkan terjadinya akumulasi 2 sinyal yang berbeda. Begitupula penyebab yang sama dengan keetika sampel dalam kondisi setelah melakukan push-up 40 X. Secara matematis memiliki error 2,3 %; 1,4 %; 8,9 %. Perbedaan nilai Heart Rate yang terjadi pada 2 kondisi yang berbeda sudah sesuai dengan teori yang berbasis logika, denyut jantung akan berdebar cepat atau lebih banyak dalam setiap satuan waktu jika sampel uji semakin melakukan hal hal yang menguras tenaga.



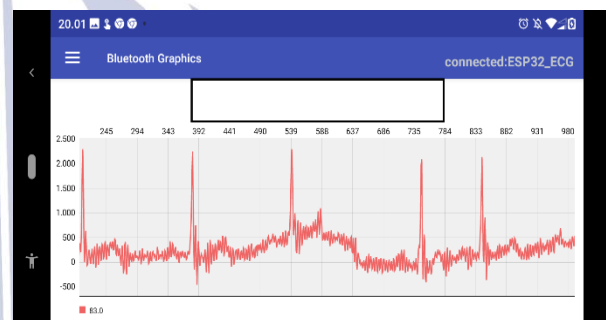
Gambar 12. Kondisi signal lead I pada Arduino Ide



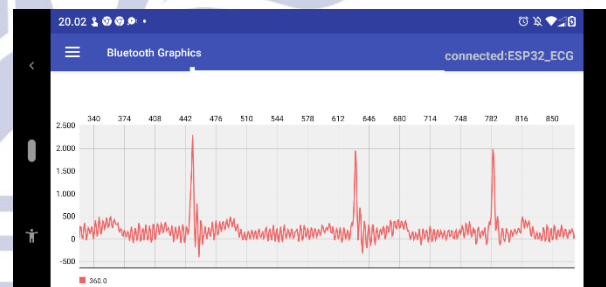
Gambar 13. Kondisi signal lead II pada Arduino Ide



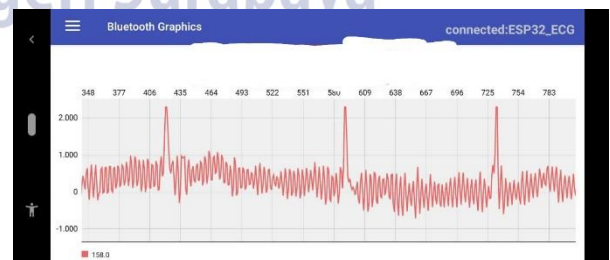
Gambar 14. Kondisi sinyal lead III pada Arduino Ide



Gambar 15. Visualisasi sinyal jantung lead I pada software Bluetooth Graphic



Gambar 16. Visualisasi sinyal jantung lead II pada software Bluetooth Graphic



Gambar 17. Visualisasi sinyal jantung lead III pada software Bluetooth Graphic

Gambar 15 – 17, merupakan hasil pengujian transfer data ke *smartphone* melalui

bluetooth. Yang sebelumnya telah diolah menjadi grafik secara diskrit atau signal digital, sehingga dapat dikatakan penelitian telah sesuai dengan yang telah diperkirakan, berkomunikasi dengan jarak yang cukup dekat, namun ketika smartphone dijauhkan dari alat, kondisi bluetooth terputus secara otomatis. Hal ini masih belum sesuai dengan literatur bahwa kondisi jangkauan bluetooth maksimal dengan jarak 10 m (Preetha, K, 2017). peneliti mendeteksi kemungkinan adanya signal yang mengintervensi seperti signal Wi-Fi, signal Bluetooth yang lain, dan perangkat berbasis receiver dongle yang memiliki pita frekuensi yang sama.

PENUTUP

Simpulan

Pengembangan alat pendeteksi detak jantung berbasis bluetooth secara operasional telah sesuai dengan standart pengukuran jantung. Penelitian ini bertujuan untuk mengetahui efektifitas penggunaan bluetooth untuk menguji fungsional rancang DIY elektrokardiograf 3-lead. Metode demikian memudahkan pemakainya dalam melakukan pengecekan tanpa harus ke rumah sakit atau menggunakan internet yang harus menggunakan kuota. Didapatkan nilai pengukuran *Heart Rate* yang mendekati dengan $\text{error} \leq 10\%$. Visualisasi sinyal pada masing masingnya *lead*-nya, telah memenuhi kriteria konstruktif. Jangkauan bluetooth antar perangkat masih belum sesuai dengan literatur.

Saran

Dalam penelitian selanjutnya perlu mengetahui diperhatikan dalam penggunaan kualitas perangkat, baik perangkat modul maupun perangkat keras penunjang seperti smarthphone. Aakan semakin baik hasilnya jika semakin baik pula bahan bahan yang dipilih.

DAFTAR PUSTAKA

- Damaj, W, I, et all. (2014). *Modern developMent technologies and area transforMation and future trends health inforMatics: area transforMation and future trends*. December, 28–34.
- Espressif Inc. (2019). Esp32-Wroom-32. *Data Sheet*.
- Ghifari, A. F., & Perdana, R. S. (2020). Minimum System Design of the IoT-Based ECG Monitoring. *7th International Conference on ICT for Smart Society: AIIoT for Smart Society, ICISS 2020 - Proceeding*. <https://doi.org/10.1109/ICISS50791.2020.9307590>
- Gogate, U., & Bakal, J. (2018). Healthcare monitoring system based on wireless sensor network for cardiac patients. *Biomedical and Pharmacology Journal*, 11(3), 1681–1688. <https://doi.org/10.13005/bpj/1537>
- Hadiyoso, S., Julian, M., Rizal, A., & Aulia, S. (2015). Pengembangan Perangkat EKG 12 Lead dan Aplikasi Client-Server untuk Distribusi Data. *ELKOMIKA: Jurnal Teknik Energi Elektrik, Teknik Telekomunikasi, & Teknik Elektronika*, 3(2), 91. <https://doi.org/10.26760/elkomika.v3i2.91>
- Hasan, D., & Ismaeel, A. (2020). Designing ECG Monitoring Healthcare System Based on Internet of Things Blynk Application. *Journal of Applied Science and Technology Trends*, 1(3), 106–111. <https://doi.org/10.38094/jastt1336>
- How do I check my pulse? - NHS*. (n.d.). Retrieved July 15, 2022, from <https://www.nhs.uk/common-health-questions/accidents-first-aid-and-treatments/how-do-i-check-my-pulse/>
- Momin, A., Hartono, H., & Aziz, A. N. (2021). Rancang Bangun Elektrokardiograf Berbasis IoT. *Jurnal Fisika*, 11(2), 60–76. <https://journal.unnes.ac.id/nju/index.php/jf/article/view/31950%0Ahttps://journal.unnes.ac.id/nju/index.php/jf/article/viewFile/31950/12550>
- Mulyana, R & Afriani, T. (2022). *The Utililization of Electrocardiograph (ECG)*

Monitoring System for Patient With Cardiovascular Disease Based On Community: A Literature Review. 7(1), 3–6.

Preetha, K, G. (2017). *AN EXPANDED BLUETOOTH NETWORK-A SOLUTION TO THE SHORT RANGE BLUETOOTH COMMUNICATION.* June 2012, 18–23.

Rifali, M., & Irmawati, D. (2019). Sistem Cerdas Deteksi Sinyal Elektrokardiogram (EKG) untuk Klasifikasi Jantung Normal dan Abnormal Menggunakan Jaringan Syaraf Tiruan (JST). *Elinvo (Electronics, Informatics, and Vocational Education)*, 4(1), 49–55.
<https://doi.org/10.21831/elinvo.v4i1.28242>

Saputro, M. A., Widasari, E. R., & Fitriyah, H. (2017). Implementasi Sistem Monitoring Detak Jantung dan Suhu Tubuh Manusia Secara Wireless. *Pengembangan Teknologi Informasi Dan Ilmu Komputer*, 1(2), 148–156. <http://j-ptiik.ub.ac.id/index.php/j-ptiik/article/view/53>

Sheet, D. (2013). *Single-Lead , Heart Rate Monitor Front End AD8232 * Product Page Quick Links.*

Sulastomo, H., Kusumawati, R., Suselo, Y. H., Purwaningtyas, N., Indarto, D., Sinu Andhi, J., & Myrtha, R. (2019). Buku Manual Keterampilan Klinis Interpretasi Pemeriksaan Elektrokardiografi (Ekg). *Skillslab.Fk.Uns.Ac.Id*, 1–30.

Thomas, G. (2002). *The GALE ENCYCLOPEDIA of MEDICINE SECOND EDITION.*

World Health Organisation. (2019). *Cardiovascular diseases (CVDs).* [https://www.who.int/en/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-\(cvds\)](https://www.who.int/en/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-(cvds))