

DESIGN OF ARDUINO BASED PORTABLE ELECTROCARDIOGRAM (ECG) MONITORING DEVICE

RANCANG BANGUN ALAT MONITORING ELEKTROKARDIOGRAM (ECG) PORTABEL BERBASIS ARDUINO

Nissa, H.¹, Rachman, A.S.^{2*}, Sasongko, S.M.A.³

¹Program Studi Teknik Elektro, Fakultas Teknik, Universitas Mataram, Indonesia
Email: haetunnissa1999@gmail.com

²Program Studi Teknik Elektro, Fakultas Teknik, Universitas Tarumanagara, Indonesia
Email: asrachman@unram.ac.id

³Program Studi Teknik Elektro, Fakultas Teknik, Universitas Tarumanagara, Indonesia
Email: mariyantosas@unram.ac.id

Received: March 14, 2024 Revised: March 26, 2024 Published: April 01, 2024

DOI: <https://doi.org/10.24912/tesla.v26i1.29356>

Abstract

Electrocardiogram is a medical device to measure heart rhythm and electrical activity of the heart. Electrocardiogram is recommended for patients who have symptoms of chest pain, palpitations, heart rhythm disturbances (arrhythmias), shortness of breath, dizziness, weakness, and fatigue quickly to find out what diseases are lodged in the body need direct examination, especially checking heart rhythm. However, some hospitals or puskesmas located in remote areas do not have these tools because of various factors, especially the price of the tool is too expensive. This research is a research development tool for monitoring human heart rate using the AD8232 sensor which functions to read heart rate rhythm, by attaching a lead or receiver of heart electricity to a predetermined part of the body based on the theory of the Einthoven triangle. The results showed that the average error percentage was 1.99%. By using several sampling frequencies, namely, 250 Hz, 500 Hz, and 1000 Hz for 1000 sampling data ECG (Electrocardiogram) signals, results were obtained from cross-correlation testing with a level of data accuracy between the sender and receiver of data of 100 percent. Furthermore, the android application to store heart rate rhythm data and create heart rate rhythm username data.

Keywords: heart rate monitoring; AD8232; ESP32; realtime; cross-correlation

Abstrak

Elektrokardiogram merupakan alat medis untuk mengukur irama jantung dan aktivitas listrik jantung. Elektrokardiogram direkomendasikan kepada pasien yang memiliki gejala nyeri dada, jantung berdebar, gangguan irama jantung (aritmia), sesak nafas, pusing, badan lemas, dan cepat lelah untuk mengetahui penyakit apa saja yang bersarang didalam tubuh perlu adanya pemeriksaan secara langsung, terutama memeriksa irama jantung. Akan tetapi, sebagian rumah sakit atau puskesmas yang berada pada daerah terpencil tidak memiliki alat tersebut karena berbagai faktor terutama harga dari alat tersebut terlalu mahal. Penelitian ini merupakan penelitian pengembangan alat monitoring denyut jantung manusia menggunakan sensor AD8232 yang berfungsi untuk membaca irama detak jantung, dengan cara menempelkan lead atau alat penerima implus listrik jantung pada bagian tubuh yang telah ditentukan berdasarkan teori segitiga Einthoven. Hasil penelitian menunjukkan bahwa persentase nilai rata-rata error sebesar 1,99%. Dengan menggunakan beberapa frekuensi sampling yaitu, 250 Hz, 500 Hz, dan 1000 Hz untuk 1000 data sampling sinyal ECG (Electrocardiogram), didapatkan hasil dari pengujian *cross-correlation* dengan tingkat keakuratan data antara pengirim dan penerima data sebesar 100 persen. Selanjutnya aplikasi android untuk menyimpan data irama detak jantung serta membuat data nama pengguna irama detak jantung.

Kata Kunci: Monitoring Detak Jantung; AD8232; ESP32; realtime; cross-correlation



<https://doi.org/10.24912/tesla>

Creative Commons Attribution-ShareAlike 4.0 International License



PENDAHULUAN

Penyakit jantung merupakan salah satu kondisi medis yang sering kali menjadi penyebab utama kematian di seluruh dunia. Hal ini disebabkan oleh berbagai faktor seperti pola makan tidak sehat, kurangnya aktivitas fisik, dan faktor genetik. Terbaru, penelitian yang diterbitkan dalam jurnal *Circulation* menyatakan bahwa penggunaan teknologi kecerdasan buatan dalam analisis gambar jantung dari MRI dapat membantu dokter dalam memprediksi risiko seseorang terhadap penyakit jantung dengan akurasi yang lebih tinggi. Ini menunjukkan potensi besar teknologi baru dalam mendukung diagnosis dini dan pengelolaan penyakit jantung yang lebih efektif [1,2].

Elektrokardiogram (ECG) adalah teknik penting dalam dunia medis yang digunakan untuk merekam aktivitas listrik jantung. Dengan menggunakan elektroda yang ditempatkan pada kulit, ECG memperoleh grafik yang merekam impuls listrik yang melewati jantung selama siklus jantung. Informasi yang diperoleh dari ECG sangat berharga dalam mendiagnosis berbagai kondisi kardiovaskular dan gangguan jantung. Teknologi ECG telah mengalami evolusi yang signifikan, memungkinkan penggunaan yang lebih luas dan akurat. Beberapa kemajuan teknologi termasuk pengembangan perangkat ECG portabel yang dapat dipakai sendiri telah memungkinkan pemantauan jangka panjang pasien di luar rumah sakit dengan kenyamanan dan akurasi yang meningkat [3]. Teknologi Elektroda Baru: Elektroda yang lebih canggih dan nyaman telah dikembangkan, meningkatkan kualitas sinyal ECG dan mengurangi artefak [4].

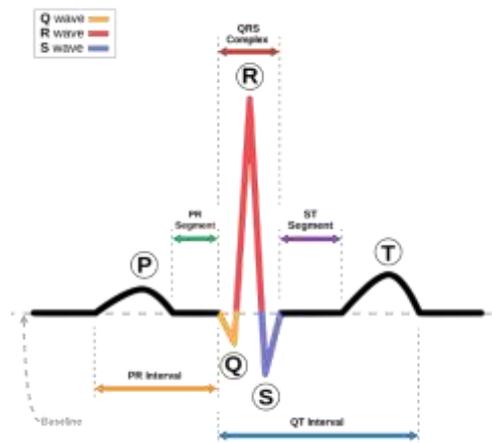
AD8232 adalah sebuah chip sensor biomedis yang telah banyak digunakan dalam pengembangan perangkat medis dan sistem pemantauan kesehatan. Dirancang oleh Analog Devices, AD8232 memberikan kemudahan dalam mendeteksi sinyal listrik dari aktivitas jantung, memungkinkan pengukuran elektrokardiogram (ECG) dengan akurat dan efisien. Selama sepuluh tahun terakhir, AD8232 telah menjadi pusat perhatian dalam riset biomedis dan aplikasi kesehatan yang beragam. AD8232 dirancang untuk mendeteksi sinyal ECG dengan kualitas yang tinggi, bahkan di bawah kondisi pengukuran yang tidak ideal [5]. Chip ini memiliki kemampuan pemrosesan sinyal terintegrasi, termasuk filterisasi dan penguatan sinyal, yang memungkinkan pengukuran ECG yang lebih stabil dan akurat [6]. AD8232 memiliki desain yang kompak dan hemat energi, menjadikannya cocok untuk aplikasi perangkat wearable dan sistem pemantauan jangka panjang [7].

Untuk kebutuhan tersebut dirancang sebuah alat untuk memonitoring detak jantung yang menggunakan tiga lead elektroda pada sensor AD8232 secara sederhana. Selanjutnya penulis menggunakan ESP32 sebagai mikrokontroler untuk memproses data dan sinyal yang akan dihasilkan oleh sensor modul AD8232. LCD OLED 0.96 digunakan untuk menampilkan irama detak jantung yang telah diproses oleh ESP32. Dalam penerapan alat monitoring ECG portabel ini juga menggunakan aplikasi pada android yaitu aplikasi Kodular untuk menyimpan data yang diterima pengguna.

LANDASAN TEORI

Jantung merupakan organ yang paling penting bagi manusia karena jantung merupakan pertahanan hidup terakhir setelah otak. Detak atau denyut jantung adalah indikasi penting untuk mengetahui kesehatan pada tubuh seseorang. American Heart Association menyatakan bahwa jumlah denyut jantung istirahat rata-rata pada anak-anak 10 tahun, dewasa yang lebih tua, dan manula: 60-100 denyut per menit (BPM). Sedangkan pada atlet yang telah terlatih adalah 40-60 denyut per menit (BPM). Denyut jantung manusia ada yang terlalu cepat (takikardia) atau terlalu lambat (bradikardia).

Takikardia adalah kondisi di mana jumlah detak jantung seseorang di atas normal pada kondisi beristirahat. Detak jantung penderita takikardia paling sedikit 100 kali per menit. Bradikardia adalah kondisi di mana jumlah detak jantung seseorang dibawah normal pada kondisi istirahat. Detak jantung penderita bradikardia berdetak di bawah 60 kali per menit [8]. Sinyal Elektrokardiogram ECG secara umum hanya dapat dibaca dan dimengerti oleh dokter spesialis penyakit jantung (kardiovaskular) dikarenakan jika terdapat kesalahan analisa maka akan berakibat fatal pada diagnosa penyakit pasien. Rekaman ECG terdiri atas beberapa gelombang yang membentuk suatu kurva, gelombang ini yang akan merepresentasikan aktifitas otot jantung.



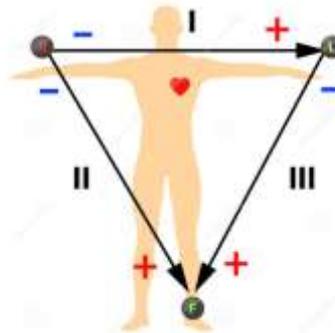
Gambar 1. Elektrokardiogram (ECG)

Pada Gambar 1 dalam 1 (satu) siklus aktifitas jantung akan membentuk suatu grafik dimana aktifitas itu meliputi kontraksi otot atrium (ruang penerima darah pertama), kontraksi otot ventrikel, dan relaksasi otot ventrikel. Kondisi otot jantung tersebut terbagi menjadi 5 gelombang dimana gelombang P mewakili kontraksi otot atrium dengan gelombang yang relatif kecil karena otot atrium sendiri yang tipis. Gelombang QRS yang merupakan gabungan dari deplesi pertama kebawah oleh gelombang Q, deplesi keatas oleh gelombang R, dan deplesi kebawah setelah gelombang R oleh gelombang S. dan gelombang T yang mewakili kondisi dimana otot ventrikel kembali merenggang ke posisi semula (repolarisasi) [9].

Elektrokardiogram diperoleh sesuai dengan depolarisasi dan repolarisasi serambi dan bilik. Untuk memperoleh elektrokardiogram beberapa elektrode dipasang pada permukaan tubuh pasien, Elektrode ini dihubungkan ke elektrokardiograf melalui kabel. Dari grafik ini dokter akan mendapatkan informasi tentang aktivitas listrik otot jantung untuk membantu diagnosis tentang keadaan jantung. Sandapan (lead) yang umum digunakan dalam elektrokardiografi adalah sandapan ekstrimitas dwikutub. Prinsip kerja elektrokardiograf bekerja dengan mengukur perbedaan potensial listrik pada tubuh manusia. Jantung memiliki parameter fisiologi dengan tegangan 0.1-5.0 (mV) dan frekuensi maksimal pengamatan 300 Hz. Dalam standar monitoring, pengamatan bandwidth yang digunakan lebih kecil yaitu 0.03-15.92 Hz [10].

Teknik sadapan sinyal ECG didasarkan dengan teori segitiga Einthoven, seperti yang terlihat pada Gambar 2. Sadapan ini mengukur potensial listrik antara dua titik,

sehingga sadapan ini bersifat bipolar, dengan satu kutub negatif dan satu kutub positif. Elektroda ditempatkan pada lengan kanan, lengan kiri, dan tungkai kiri. Sadapan I melihat jantung dari sumbu yang menghubungkan lengan kanan dan lengan kiri, dengan lengan kiri sebagai kutub positif. Sadapan II dari lengan kanan dan tungkai kiri, dengan tungkai kiri kutub positif. Sedangkan, sadapan III dari lengan kiri dan tungkai kiri dengan tungkai kiri kutub positif.



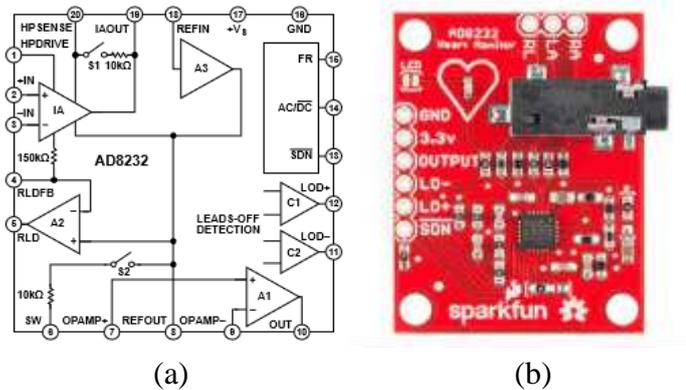
Gambar 2 Segitiga Einthoven [11]

Pada Gambar 2 sadapan dari Bipolar ini terdiri atas 3 proses yaitu, sadapan I yaitu hasil dari beda potensial listrik yang dihasilkan dari elektroda yang terpasang pada tangan kanan yang bermuatan negative (-) dengan tangan kiri yang bermuatan positif (+). Sehingga arah listrik jantung bergerak ke sudut 0 derajat (ke arah lateral kiri) sehingga didapatkan bagian lateral jantung pada sadapan I ini. Sadapan II dihasilkan dari beda potensial antara tangan kanan yang bermuatan negatif (-) kaki kiri yang bermuatan positif (+). Sehingga arah listrik jantung bergerak ke sudut +60 derajat (ke arah inferior) sehingga didapatkan bagian inferior jantung pada sadapan II. Bagian inferior juga dapat didapatkan dari sadapan III yang merupakan beda potensial dari tangan kiri yang bermuatan negatif (-), dengan kaki kanan yang bermuatan positif (+) dengan arah listrik jantung bergerak ke sudut +120 derajat [11].

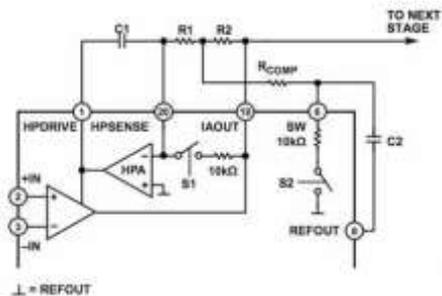
AD8232 adalah kumpulan komponen yang ditujukan untuk pengukuran EKG dan aplikasi pengukuran biopotensial lainnya. Modul ini dirancang untuk mengekstraksi, memperkuat, dan menyaring sinyal biopotensial kecil pada kondisi bising, seperti yang diciptakan oleh gerakan atau penempatan elektroda jarak jauh. Desain ini memungkinkan konverter analog-ke-digital (ADC) dengan daya rendah agar mikrokontroler dapat memperoleh sinyal output dengan mudah. AD8232 menerapkan High pass filter dua kutub untuk menghilangkan artefak gerak dan potensial setengah sel elektroda. Filter ini dipasangkan dengan arsitektur instrumentasi dari penguat untuk memungkinkan pemfilteran besar dan tinggi dalam satu tahap. Aktifitas listrik ini dapat di kategorikan sebagai sinyal EKG jantung. Sinyal listrik jantung yang dihasilkan merupakan sinyal data analog. Dalam pengukuran sinyal EKG biasanya terdapat banyak noise, pada rangkaian modul AD8232 ini terdapat Op-Amp yang dapat membantu mendapatkan sinyal yang jelas dari PR dan QT interval. AD8232 adalah sebuah blok pengkondisian sinyal terintegrasi untuk ECG dan aplikasikan untuk pengukuran biopotensial lainnya. Hal ini dirancang untuk mengekstrak, memperkuat, dan menyaring sinyal biopotensial kecil [12].

Pada Gambar 3 (a) dapat dilihat bahwa AD8232 berisi amplifier khusus yang dirancang menguatkan sinyal ECG dan juga menolak potensial setengah sel elektroda (*electrode half-cell potential*) pada tahap yang sama. Hal ini didukung dengan adanya penggunaan komponen sebagai pencegah umpan balik arus tidak langsung. Pada Gambar

3 (b) modul AD8232 terdapat 2 pilihan penempatan socket elektroda, yaitu dapat menggunakan Header Male maupun dengan jack 3,5 mm. Tipe elektroda yang digunakan dapat menggunakan elektroda jepit, maupun elektroda tempel yang akan digunakan sesuai dengan kebutuhan pengguna.



Gambar 3 (a) Block Diagram AD8232 dan (b) Modul AD8232



Gambar 4 *high-pass filter*



Gambar 5 Modul ADS1115

AD8232 menggunakan high-pass filter untuk meredam sinyal frekuensi rendah dan hanya melewati sinyal dengan frekuensi di atasnya. Rangkaian ini memiliki posisi frekuensi yang sangat rendah yang akan diloloskan, seperti yang ditunjukkan pada Gambar 4. Dengan mengurangi separuh dari nilai frekuensi rangkaian, filter dapat menolak sinyal frekuensi rendah di luar band. Nilai perhitungan filter adalah sebagai berikut:

$$R1 = R2 \geq 100k\Omega ; C1 = C2 ; R_{comp} = 0.14 \times R1 \quad (1)$$

dan nilai *cut-off* frekuensinya adalah:

$$f_c = 10 \cdot [2\pi \cdot (R1 \cdot C1 \cdot R2 \cdot C2)^{1/2}]^{-1} \quad (2)$$

ADS1115 adalah modul ADC (*analog to digital converter*) yang memiliki tingkat cacahan data 16 bit dan memiliki kemampuan untuk memproses data hingga 860 sampel per detik. Modul ini memiliki komunikasi I2C untuk transfer data, dan dapat bekerja dalam mode single maupun differential dengan empat pin analog input. Nilai sumber tegangan sumber daya berkisar antara 2,0 dan 5,5Vdc, yang menunjukkan bahwa modul ini memiliki kapasitas untuk berfungsi sebagai media pemrosesan data yang cukup besar, seperti yang ditunjukkan pada Gambar 5. Fitur PGA (*Programmable Gain Amplifier*) pada ADS1115, yang memungkinkannya untuk meningkatkan sinyal input analog saat

mengambil nilai ADC[13]. Detak jantung menghasilkan aktifitas elektrik dengan frekuensi tertentu dan ECG resolusi tinggi sering diharapkan mengandung komponen frekuensi tinggi hingga setidaknya 250 Hz dan laju pengambilan sampel minimal 1 kHz (dalam metode Nyquist, pengambilan sampel harus dua kali lipat dari frekuensi sumber atau minimal 500 Hz) [14]. Untuk memastikan bahwa sampel sinyal ECG mengandung komponen frekuensi tinggi hingga 250 Hz, variabel Q dipilih dengan seksama. Jika metode sampling Nyquist ini tidak memenuhi syarat, efek aliasing akan menyebabkan

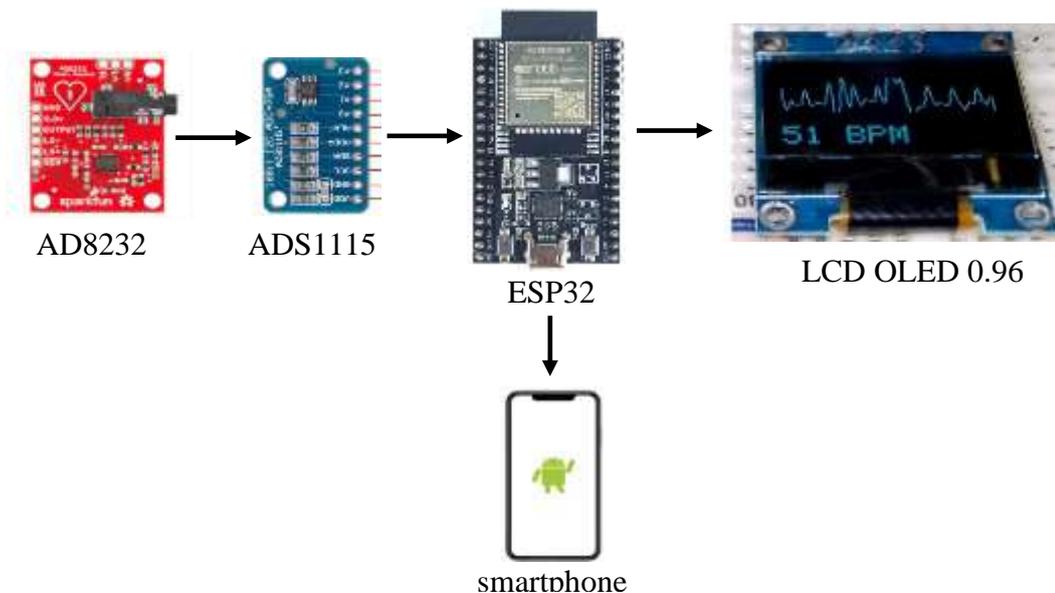
frekuensi tertentu terlihat seperti frekuensi yang lain atau alias dari frekuensi yang sama [15]. Metode *cross-correlation* membandingkan dua pola yang memiliki nilai-nilai yang digeser dari sejumlah data untuk menentukan apakah titik tengah dari kedua pola tersebut sama atau tidak. *Normalized Cross-Correlation* (NCC) adalah salah satu dari jumlah tersebut dengan aplikasi di berbagai bidang penelitian yang beragam seperti fisika, pemrosesan sinyal, teknik, pencitraan medis, dan keuangan statistik [16]. Bentuk paling sederhana dari korelasi silang yang dinormalisasi *normalized cross-correlation* (NCC) adalah cosinus sudut antara dua vektor a dan b:

$$NCC = \cos\phi = \frac{a \cdot b}{|a||b|} = \frac{\sum_i a_i b_i}{\sqrt{\sum_i a_i^2} \sqrt{\sum_i b_i^2}}, -1 \leq NCC \leq 1 \quad (5)$$

Dengan nilai korelasi = 1, maka banyak data yang dibandingkan merupakan data yang sama sesuai dengan banyak data yang dibandingkan sebelumnya dan mengerucut di titik LAG 0 dimana merupakan titik tengah dari banyak pengujian.

METODE PENELITIAN

Gambar 6 menunjukkan blok diagram sistem perancangan monitoring Elektrokardiogram (ECG), dimana sensor modul AD8232 akan membaca irama detak jantung. Kemudian ESP32 digunakan sebagai mikrokontroler untuk memproses data dan sinyal yang akan dihasilkan oleh sensor yang digunakan. LCD OLED 0.96 untuk menampilkan irama detak jantung yang telah diproses oleh mikrokontroler. Selanjutnya Aplikasi Smartphone untuk menyimpan data irama detak jantung serta membuat data nama pengguna irama detak jantung.



Gambar 6 Perancangan Sistem Alat Monitoring Elektrokardiogram

HASIL DAN DISKSI

Pada hasil pengujian sensor AD8232 yaitu berupa hasil nilai sensor yang telah dilakukan kalibrasi, dengan dibandingkan dengan alat *Pulse Fingertip* (alat uji referensi – Beats per Minute atau BPM) dengan persamaan (6) sebagai berikut:

$$\%error = \frac{\text{nilai sensor AD8232} - \text{nilai Pulse Fingertip}}{\text{nilai sensor AD8232}} \times 100\% \quad (6)$$

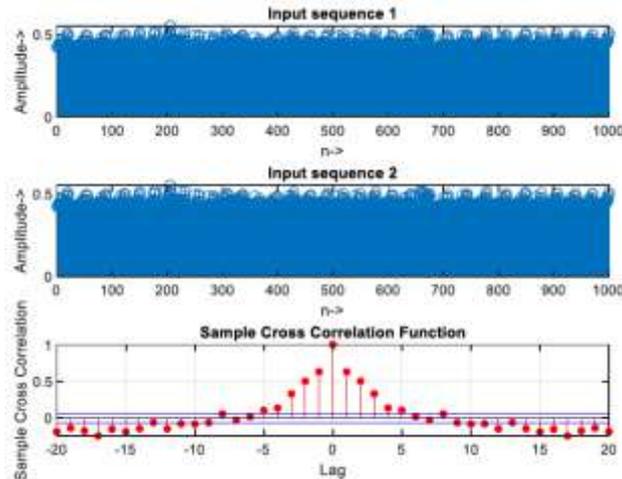
Tabel 1 Data hasil pengukuran setelah dilakukan kalibrasi

Percobaan	Sensor AD8232	<i>Pulse Fingertip</i>	Selisih	% Error
1	85	87	0,023	2,35 %
2	91	92	0,01	1,09 %
3	89	91	0,02	2,24 %
4	80	81	0,01	1,25 %
5	90	92	0,02	2,22 %
6	67	65	0,03	2,98 %
7	83	80	0,03	3,61 %
8	73	72	0,01	1,36 %
9	100	100	0	0 %
10	69	71	0,03	2,89 %
Rata-rata	82,7	83,1	0,0183	1,99 %

Pada Tabel 1 dapat dilihat bahwa terdapat hasil dari nilai BPM menggunakan sensor AD8232 dan alat *Pulse Fingertip* (alat uji refererensi) dengan pengambilan data sebanyak 20 kali. Nilai BPM menggunakan sensor perlu dilakukan kalibrasi untuk mendapatkan angka yang sesuai dengan detak jantung. Nilai kalibrasi tersebut diperoleh menggunakan rata-rata selisih dari alat *Pulse Fingertip* dengan sensor AD8232. Sehingga diperoleh nilai rata-rata BPM dengan menggunakan sensor AD8232 dan alat *Pulse Fingertip* sebesar 82,7 dan 83,1. Selisih rata-rata nilai sensor AD8232 dengan alat *Pulse Fingertip* sebesar 0,0183 serta nilai rata rata % error sebesar 1,99%.

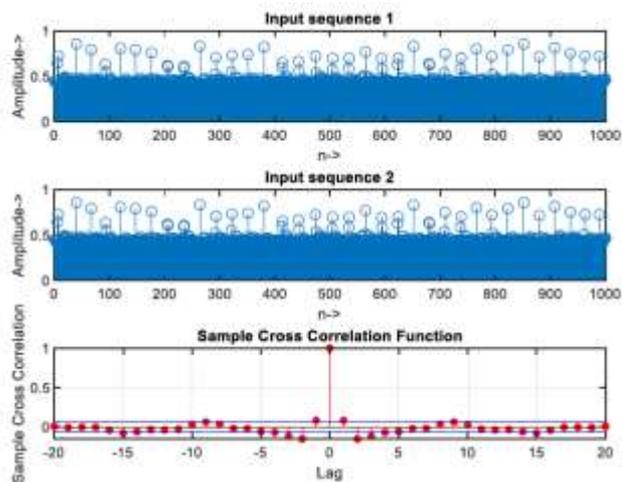
Pengujian selanjutnya adalah menguji dan memverifikasi data pada aplikasi smartphone (android) sama dengan data yang ada pada ESP32. Data-data ini akan dibandingkan dengan data hasil pembacaan aplikasi android. Namun, perbedaan data ini disebabkan fakta bahwa data analog hasil pembacaan aplikasi android telah diubah menjadi satuan volt, sehingga ESP32 harus melakukan konversi serupa untuk data analog hasil pembacaan. Beberapa data uji (3 dari 6 data uji) hasil data analog ini diubah menjadi satuan volt dan dapat dibandingkan dengan metode *cross-correlation*.

Pada Gambar 7 dapat dilihat bahwa pada bagian sequence 1 merupakan representasi data hasil pembacaan sensor dengan nilai sample 250 Hz diambil pada ESP32, sedangkan pada bagian sequence 2 merupakan repreasetasi data yang diambil dari data android. Gambar 7 bagian bawah merupakan hasil dari *cross-correlation* untuk maksimum 20 lag. Hasil perbandingan kedua data tersebut menunjukkan bahwa nilai *cross correlation* pada lag ke-0 adalah sebesar 1. Hal ini berarti kedua data tersebut, yaitu data hasil pembacaan sensor dan data pada basis data memiliki kecocokan 100%.



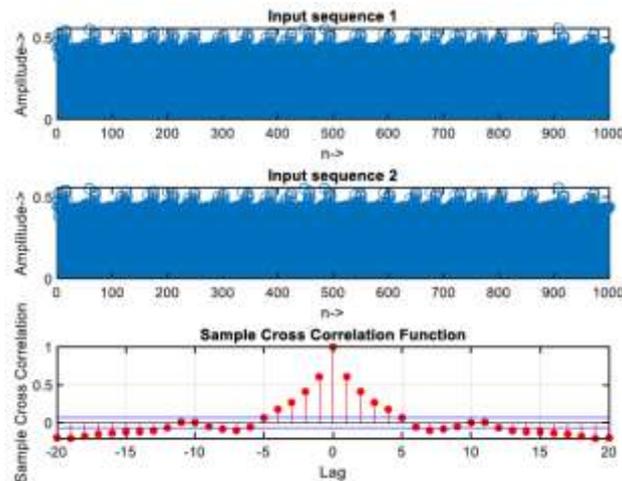
Gambar 7 Cross-Correlation data ESP32 dengan android data uji 1

Pada Gambar 8 dapat dilihat bahwa pada bagian sequence 1 merupakan representasi data hasil pembacaan sensor dengan nilai sample 1000 Hz diambil pada ESP32, sedangkan pada bagian sequence 2 merupakan representasi data yang diambil dari basis data firebase. Gambar 8 bagian bawah merupakan hasil dari cross-correlation untuk maksimum 20 lag. Hasil perbandingan kedua data tersebut menunjukkan bahwa nilai cross correlation pada lag ke-0 adalah sebesar 1. Hal ini berarti kedua data tersebut, yaitu data hasil pembacaan sensor dan data pada basis data memiliki kecocokan 100%.



Gambar 8 Cross-Correlation data ESP32 dengan android data uji 2

Pada Gambar 9 dapat dilihat bahwa pada bagian sequence 1 merupakan representasi data hasil pembacaan sensor dengan nilai sample 1000 Hz diambil pada ESP32, sedangkan pada bagian sequence 2 merupakan representasi data yang diambil dari basis data firebase. Gambar 9 bagian bawah merupakan hasil dari cross-correlation untuk maksimum 20 lag. Hasil perbandingan kedua data tersebut menunjukkan bahwa nilai cross correlation pada lag ke-0 adalah sebesar 1. Hal ini berarti kedua data tersebut, yaitu data hasil pembacaan sensor dan data pada basis data memiliki kecocokan 100%.



Gambar 9 Cross-Correlation data ESP32 dengan android data uji 3

KESIMPULAN DAN SARAN

Perangkat yang dibangun untuk mengukur dan mengamati sinyal ECG dengan mengintegrasikan sensor modul AD8232, ADS1115, ESP32 dan protokol komunikasi serial I2C. Rata-rata persentase error antara pengukuran menggunakan alat sebesar 1,99% pada single lead elektroda. Hasil ini menunjukkan bahwa tingkat persentase error pada pengujian sangat kecil. Hasil pengujian sistem secara keseluruhan menunjukkan bahwa aplikasi berbasis mobile yang dibuat dapat menampilkan sinyal pembacaan ECG dari basis data Firebase dengan cara yang sama seperti yang dilakukan aplikasi berbasis desktop. Hasil pengujian cross-correlation menunjukkan bahwa seluruh data memberikan nilai cross-correlation sebesar 1 pada lag ke-0.

Perlu dikembangkan pada penelitian selanjutnya, tidak hanya menampilkan grafik sinyal ECG pada aplikasi android, namun juga pemberian hasil keputusan pemeriksaan terkait ketidak normalan sinyal ECG.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] C. W. Tsao *et al.*, "Heart Disease and Stroke Statistics—2023 Update: A Report From the American Heart Association," *Circulation*, vol. 147, no. 8, Feb. 2023, doi: 10.1161/CIR.0000000000001123.
- [2] E. J. Benjamin *et al.*, "Heart Disease and Stroke Statistics—2019 Update: A Report From the American Heart Association," *Circulation*, vol. 139, no. 10, Mar. 2019, doi: 10.1161/CIR.0000000000000659.
- [3] G. Cosoli, S. Spinsante, F. Scardulla, L. D'Acquisto, and L. Scalise, "Wireless ECG and cardiac monitoring systems: State of the art, available commercial devices and useful electronic components," *Measurement*, vol. 177, p. 109243, Jun. 2021, doi: 10.1016/j.measurement.2021.109243.
- [4] E. Paket, K. Ozlem, H. Elmoughni, A. Atalay, O. Atalay, and G. Ince, "ECG Monitoring System Using Textile Electrodes," in *2020 28th Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU)*, IEEE, Oct. 2020, pp. 1–4. doi: 10.1109/SIU49456.2020.9302506.
- [5] M. Etemadi, O. T. Inan, J. A. Heller, S. Hersek, L. Klein, and S. Roy, "A Wearable Patch to Enable Long-Term Monitoring of Environmental, Activity and

- Hemodynamics Variables,” *IEEE Trans Biomed Circuits Syst*, vol. 10, no. 2, pp. 280–288, Apr. 2016, doi: 10.1109/TBCAS.2015.2405480.
- [6] Z.-H. -, R. Qureshi, M. Nawaz, F. Yar, N. Tunio, and M. Uzair, “Analysis of ECG Signal Processing and Filtering Algorithms,” *International Journal of Advanced Computer Science and Applications*, vol. 10, no. 3, 2019, doi: 10.14569/IJACSA.2019.0100370.
- [7] R. M. Merchant *et al.*, “Part 1: Executive Summary: 2020 American Heart Association Guidelines for Cardiopulmonary Resuscitation and Emergency Cardiovascular Care,” *Circulation*, vol. 142, no. 16_suppl_2, Oct. 2020, doi: 10.1161/CIR.0000000000000918.
- [8] M. Dominguez, “Electrocardiogram (ECG).” Accessed: Apr. 01, 2024. [Online]. Available: <https://step1.medbullets.com/cardiovascular/108017/electrocardiogram-ecg>
- [9] D. Permana, “DESAIN DAN IMPLEMENTASI PERANCANGAN ELEKTROKARDIOGRAF (EKG) BERBASIS BLUETOOTH”, Accessed: Apr. 01, 2024. [Online]. Available: <https://journal.uinsgd.ac.id/index.php/ahjop/article/view/309>
- [10] T. Ajam, “Electrocardiography.” Accessed: Apr. 01, 2024. [Online]. Available: <https://emedicine.medscape.com/article/1894014-overview?form=fpf#showall>
- [11] CaseyTheRobot, “AD8232 Heart Rate Monitor Hookup Guide.” Accessed: Apr. 01, 2024. [Online]. Available: <https://learn.sparkfun.com/tutorials/ad8232-heart-rate-monitor-hookup-guide/all>
- [12] Texas Instruments, “ADS1115: Ultra-Small, Low-Power, I2C-Compatible, 860-SPS, 16-Bit ADCs.” Accessed: Apr. 01, 2024. [Online]. Available: <https://www.ti.com/product/ADS1115>
- [13] P. Daponte, L. De Vito, G. Iadarola, and F. Picariello, “ECG Monitoring Based on Dynamic Compressed Sensing of Multi-Lead Signals,” *Sensors*, vol. 21, no. 21, p. 7003, Oct. 2021, doi: 10.3390/s21217003.
- [14] N. Das and M. Chakraborty, “Performance analysis of FIR and IIR filters for ECG signal denoising based on SNR,” in *2017 Third International Conference on Research in Computational Intelligence and Communication Networks (ICRCICN)*, IEEE, Nov. 2017, pp. 90–97. doi: 10.1109/ICRCICN.2017.8234487.
- [15] W. Xiao, L. Yu, R. Joseph, and V. Giurgiutiu, “Fatigue-Crack Detection and Monitoring through the Scattered-Wave Two-Dimensional Cross-Correlation Imaging Method Using Piezoelectric Transducers,” *Sensors*, vol. 20, no. 11, p. 3035, May 2020, doi: 10.3390/s20113035.