

Prototipe Elektrokardiograf Tiga Lead Berbasis Komputer Jinjing

Prototype of Three Lead Electrocardiograph Based On Portable Computer

Aulia Eka Putra¹, Kiki Prawiroredjo^{2*}, Henry Candra³,
E. Shintadewi Julian⁴, Gunawan Tjahjadi⁵

^{1,2,3,4,5} Jurusan Teknik Elektro, Fakultas Teknologi Industri
Universitas Trisakti

Jl. Kyai Tapa No.1, RT.6/RW.16, Tomang, Kec. Grogol Petamburan, Kota Jakarta Barat,
Daerah Khusus Ibukota Jakarta 11440

aulia062001904015@std.trisakti.ac.id¹, kiki.prawiroredjo@trisakti.ac.id^{2*}, henrycandra@trisakti.ac.id³,
eshintaj@trisakti.ac.id⁴, gunawantj@trisakti.ac.id⁵

Abstrak – Penyakit jantung masih menjadi ancaman di Indonesia, menurut Kementerian Kesehatan, pada tahun 2014 penyakit jantung koroner (PJK) merupakan penyebab kematian tertinggi setelah stroke. Persentase terbesar penyakit kardiovaskuler adalah pada gangguan irama jantung. Instrumentasi medik elektrokardiograf (EKG) digunakan untuk mendeteksi sinyal biopotensial yang dihasilkan jantung sehingga dapat didiagnosis oleh dokter spesialis jantung. Penelitian ini mengusulkan sebuah prototipe sistem rekam jantung EKG yang ekonomis, dengan memanfaatkan suatu program aplikasi menggunakan bahasa pemrograman C Sharp. Sistem menggunakan 3 buah surface electrodes, modul AD8232, dan modul Arduino Uno sebagai komponen pembentuk instrument elektrokardiograf. Surface electrodes berfungsi menangkap sinyal aktivitas listrik pada jantung yang dikondisikan oleh modul AD8232 dan diubah menjadi sinyal digital pada Arduino. Tampilan pada layar komputer memperlihatkan jumlah denyut jantung per menit (BPM) dan grafik gelombang EKG yang dapat dibaca nilai amplitudo dan lebar waktu gelombangnya. Berdasarkan hasil perbandingan pengujian antara prototipe EKG terhadap Portable Easy ECG Monitor PC-08B didapati kesalahan rata-rata parameter gelombang jantung yaitu pada denyut jantung per menit 1,19%, pada interval R-R 2,44%, pada interval P-R 2,05 %, pada interval Q-T 1,16 %, pada interval waktu gelombang P 2,58 %, pada interval waktu gelombang QRS 2,07 %, pada interval waktu gelombang T 3,26 %, pada nilai amplitudo QRS 3,40 %, pada nilai amplitudo gelombang P 4 %, dan pada nilai amplitudo gelombang T 4,10 %.

Kata Kunci: Elektrokardiograf (EKG), surfaces electrodes, modul AD8232, Arduino Uno, BPM.

Abstract – Heart disease was a threat in Indonesia, according to the Ministry of Health in 2014 coronary heart disease (CHD) was the highest cause of death after stroke. The largest percentage of cardiovascular disease was in heart rhythm disorders. Electrocardiograph (ECG) was used to detect biopotential signals generated by the heart. This research proposed a low cost electrocardiograph (ECG) prototype by utilizing an application using C Sharp. The system consisted of three surface electrodes, an AD8232 module, and an Arduino Uno module. Surface electrodes detected the electrical activity signal from the heart that was conditioned using AD8232 module and converted to digital signal in Arduino Uno. The bit per minute (BPM) of the heart and the ECG graph are displayed on the laptop screen with graticule to measure the amplitude and the width of the wave. Based on the test results of the ECG prototype compare to the Portable Easy ECG Monitor PC-08B, it is found that the average error of heartbeat per minute is 1.19 %, the R-R time interval is 2.44 %, the P-R time interval is 2.05 %, the Q-T time interval is 1.16 %, the P wave time

interval is 2.58 %, the QRS time interval is 2.07 %, T wave time interval is 3.26 %, the QRS amplitude is 3.40 %, the P amplitude is 4 %, and the T amplitude is 4.10 %.

Keywords: *electrocardiograph (ECG), surfaces electrodes, AD8232 modul, Arduino Uno, BPM*

1. Pendahuluan

Penyakit jantung masih menjadi ancaman di Indonesia bahkan di dunia. Direktur Pencegahan dan Pengendalian Penyakit Tidak Menular dr. Cut Putri Arianie mengatakan berdasarkan *Sample Registration System (SRS)* penyakit jantung menjadi penyebab kematian terbanyak kedua setelah Stroke [1]. Pada tahun 2014, data Kementerian Kesehatan Republik Indonesia (KEMENKES) menunjukkan bahwa penyakit jantung koroner (PJK) merupakan penyebab kematian tertinggi pada semua umur setelah stroke, yaitu sebesar 12,9%. Di tahun sebelumnya (2012) data *World Health Organization (WHO)* menunjukkan sebesar 31% atau 17,5 juta dari 56,5 juta orang meninggal akibat penyakit kardiovaskuler [2]. Data terbaru hasil Riset Kesehatan Dasar (RISKESDAS) pada tahun 2018 menunjukkan bahwa prevalensi penyakit jantung di Indonesia sebesar 1,5% dari jumlah penduduk [3].

Penyakit kardiovaskuler adalah penyakit yang disebabkan gangguan pada jantung dan pembuluh darah, termasuk diantaranya adalah penyakit jantung koroner, gangguan irama jantung (*aritmia*), gagal jantung, hipertensi, dan *stroke* [4]. Persentase terbesar terdapat pada gangguan irama jantung. Normalnya jantung berdenyut 60 sampai 100 kali permenit. Pada penderita aritmia, jantung akan mengalami irama tidak teratur. Untuk mengetahui denyut jantung seseorang dalam kondisi normal atau aritmia biasanya dokter akan melakukan tes darah dan urine, Elektrokardiograf (EKG), *rontgen*, sampai kateterisasi jantung. Instrumentasi medik EKG dapat digunakan untuk mendeteksi sinyal biopotensial yang dihasilkan oleh jantung.

Tujuan dari penelitian ini adalah merancang sebuah prototipe alat rekam jantung elektrokardiograf (EKG) yang ekonomis, praktis dengan memanfaatkan komputer yang telah di install aplikasi monitoring sebagai visualisasi. Hasil pembacaan layar monitor dapat disimpan dan digunakan sebagai bahan untuk dianalisis oleh dokter spesialis. Pada layar komputer terdapat tampilan berupa jumlah denyut jantung per menit pasien atau bit per minute (BPM) dan grafik gelombang EKG dimana tiap puncak gelombang tersebut dapat dibaca nilai amplitudo dan lebar waktunya sehingga dapat dianalisis apa jenis penyakit yang diderita pasien.

Penelitian tentang prototipe EKG dengan 3 elektroda *lead* sudah dibuat oleh beberapa peneliti antara lain [5]-[12]. Sistem Pendeteksi Dini dan Monitoring Penyakit Jantung Aritmia Berbasis Android adalah penelitian yang menampilkan grafik denyut jantung pada sebuah *smartphone*. Pada sistem ini digunakan 3 buah elektroda *lead*, modul AD8232, Wemos serta aplikasi Android [5]. Pada penelitian ini bentuk gelombang dominan tidak jelas terlihat dan layar tidak menggunakan gratikul. Pada paper *Recognizing Real Time ECG Anomalies Using Arduino, AD8232 and Java* dibuat sebuah EKG menggunakan 3 elektroda *lead*. Tampilan pada layar komputer menggunakan algoritma *Novel Windowing* untuk menentukan letak grafik dan menghitung denyut jantung per menit dan implementasinya menggunakan perangkat lunak Java [6]. Penelitian ini dapat menghitung lebar sinyal gelombang dominan rata-rata dan denyut jantung per menit rata-rata tetapi tidak membandingkan hasil pengujian dengan EKG standar lain yang ada. [7] membuat EKG dengan menggunakan ADS1293 sebagai penerima sinyal dari 3 elektroda *lead* dan dapat menampilkan gelombangnya pada sebuah *smartphone* ataupun komputer. Data dapat disimpan di *cloud storage* dan dapat dikirim ke rumah sakit. *Noise* yang ada disaring dengan menggunakan algoritma wavelet. Penelitian ini menampilkan gelombang tiap elektroda dan belum menggabung tampilan total denyut jantung. Pada [8] membuat EKG dengan menggunakan *Einthoven Standard Lead* dan FPGA Spartan-3 sebagai pemroses data. Grafik denyut jantung ditampilkan pada display VGA 640 x 480 tanpa gratikul. Penelitian ini hanya menghitung denyut jantung per menit dan belum terlihat gelombang dominan sesuai morfologi denyut jantung. Penelitian [9] membuat EKG menggunakan 3 elektroda *lead*, modul AD8232, Arduino uno dan melewati modul Bluetooth untuk mengirimkan sinyal ke sebuah *smartphone* selain ke LCD TFT

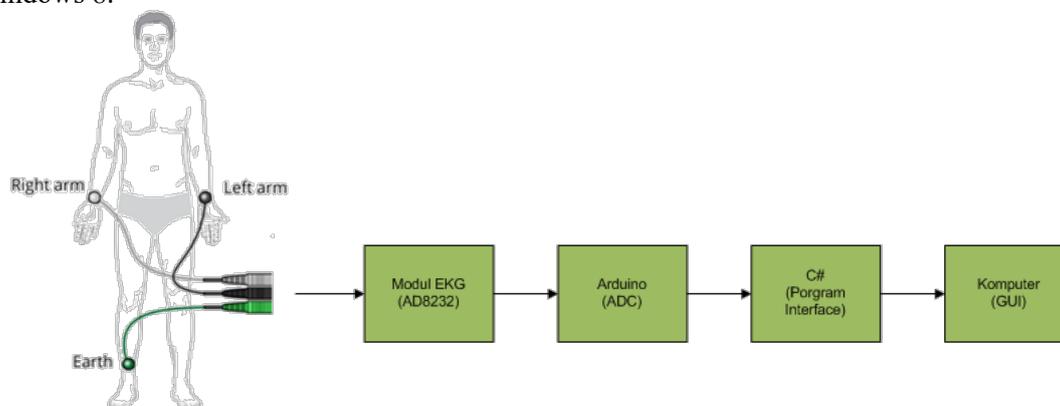
2,4 inci. Program untuk pemroses sinyal dilakukan di Arduino Uno. Tampilan pada *smartphone* memperlihatkan bit per menit dari denyut jantung. Tampilan grafik diperlihatkan tanpa gratikul sehingga tidak dapat menghitung lebar waktu dan tinggi amplitudo gelombang dominan. Penelitian berjudul *Low-Cost Portable ECG*, membuat EKG menggunakan 3 elektroda *lead*, Analog Devices ADAS1000 ECG measurement chip, mikrokontroler STMicroelectronics STM32L0 dan modul WiFi Espressif ESP8266 pada AT *command mode* untuk komunikasi [10]. Tampilan grafik EKG pada layar komputer dikirimkan melalui WiFi sehingga pasien dapat bergerak bila diperlukan. Bahasa C dan C++ digunakan untuk memproses sinyal pada mikrokontroler. Tampilan grafik pada layar komputer tidak dilengkapi dengan nilai tinggi amplitudo dan waktu, serta tidak menampilkan sinyal gelombang denyut jantung lengkap tetapi per elektroda. Makalah [11] membuat EKG menggunakan 3 elektroda *lead*, modul AD8232, Arduino Uno R3 dan menampilkan grafik denyut jantung melalui sebuah PC. Software pada PC memproses data dari Arduino untuk ditampilkan di pada layar komputer. Grafik denyut jantung digambarkan pada milimeter blok tetapi tidak diberikan nilai amplitudo dan nilai jarak waktu sehingga tidak dapat menghitung tinggi amplitudo gelombang dominan dan lebar waktunya. Makalah [12] membuat EKG menggunakan 3 elektroda *lead* berdasarkan segitiga *Einthoven*, rangkaian pengkondisi sinyal, Arduino dan mengirimkan sinyalnya secara *wireless* menggunakan modul Xbee. Grafik denyut jantung ditampilkan pada layar komputer dengan menggunakan Labview. Kualitas gambar grafik gelombang PQRST pada Labview tergantung jarak dari pasien ke komputer.

Penelitian-penelitian terdahulu banyak yang belum menggunakan gratikul dengan skala waktu dan tegangan. Sebagian besar penelitian terdahulu hanya menghitung jumlah denyut jantung per menit tanpa menghitung morfologi jantung lainnya seperti menghitung durasi gelombang P, QRS dan gelombang T. Pada penelitian ini dibuat EKG yang menggunakan gratikul dengan skala waktu dan tegangan serta gelombang dominan yang dapat diukur durasi waktu dan tinggi tegangannya sehingga dapat digunakan untuk diagnosis penyakit jantung yang lebih luas. Tampilan jumlah denyut jantung per menit (BPM) ditampilkan setiap 10 detik selain itu juga ditampilkan BPM rata-rata setiap 10 kali perhitungan BPM 10 detik. Tujuan ditampilkan setiap 10 detik adalah untuk melihat perubahan denyut jantung yang cepat pada penderita kelainan jantung aritmia.

2. Metode Penelitian

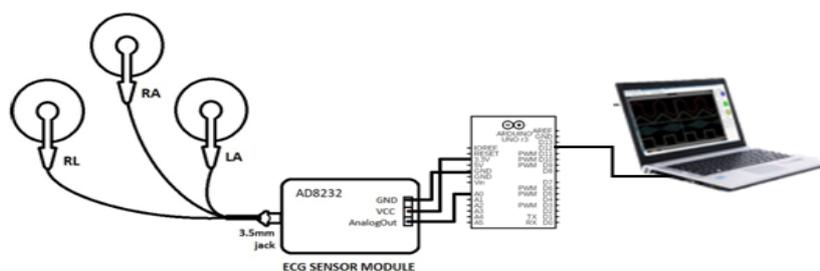
2.1. Perancangan Perangkat Keras

Gambar 1 memperlihatkan diagram blok dari sistem yang terdiri dari bagian input yaitu sinyal yang berasal dari *surface electrode*, bagian proses adalah modul AD8232, modul Arduino Uno, komputer jinjing dilengkapi program aplikasi C Sharp (C#), sedangkan bagian output adalah tampilan sinyal denyut jantung pada layar monitor komputer. Komputer yang digunakan dalam penelitian mempunyai mikroprosesor Intel Core i5 dan menggunakan minimum sistem operasi Windows 8.



Gambar 1. Diagram blok prototipe elektrokardiograf.

Surface electrodes digunakan sebagai pengambil sinyal biopotensial listrik jantung saat berkontraksi yang mempunyai amplitudo antara 0,05 mV sampai dengan sekitar 4 mV. Elektrode yang digunakan adalah jenis elektrode *non invasive*. Sinyal keluaran dari elektrode diolah pada modul EKG AD8232 yang merupakan sebuah modul pengkondisi sinyal terintegrasi untuk pengukuran sinyal denyut jantung dan sinyal biopotensial lainnya. Modul AD8232 memiliki penguatan sebesar 100 kali dan berfungsi untuk mengekstrak, memperkuat, dan menyaring sinyal biopotensial yang rendah disertai noise yang disebabkan oleh gerakan dan posisi elektroda yang jauh. Sinyal keluaran dari modul AD8232 diubah dari bentuk sinyal analog menjadi sinyal digital oleh Arduino Uno yang selanjutnya akan diolah dengan program C# untuk ditampilkan di layar monitor komputer dengan skala waktu dalam milidetik dan skala amplitudo dalam milivolt. Jumlah denyut jantung dihitung dengan menghitung jumlah puncak gelombang R selama 10 detik dan kemudian jumlah puncak dikalikan 6 untuk mendapatkan nilai BPM. Nilai BPM rata-rata dihitung setiap 10 kali hitungan BPM 10 detik. Nilai BPM ditampilkan di layar monitor setiap 10 detik hasil hitung dan nilai rata-ratanya ditampilkan setiap 10 kali nilai BPM dihitung. Perhitungan jumlah denyut jantung dilakukan dalam waktu 10 detik agar didapatkan nilai BPM yang lebih riil terhadap waktu karena denyut jantung dapat berubah dalam waktu yang cukup cepat [13]. Rata-rata nilai BPM yang dilakukan berfungsi untuk memperkecil kesalahan perhitungan BPM. Adapun skema rangkaian terdapat pada Gambar 2.

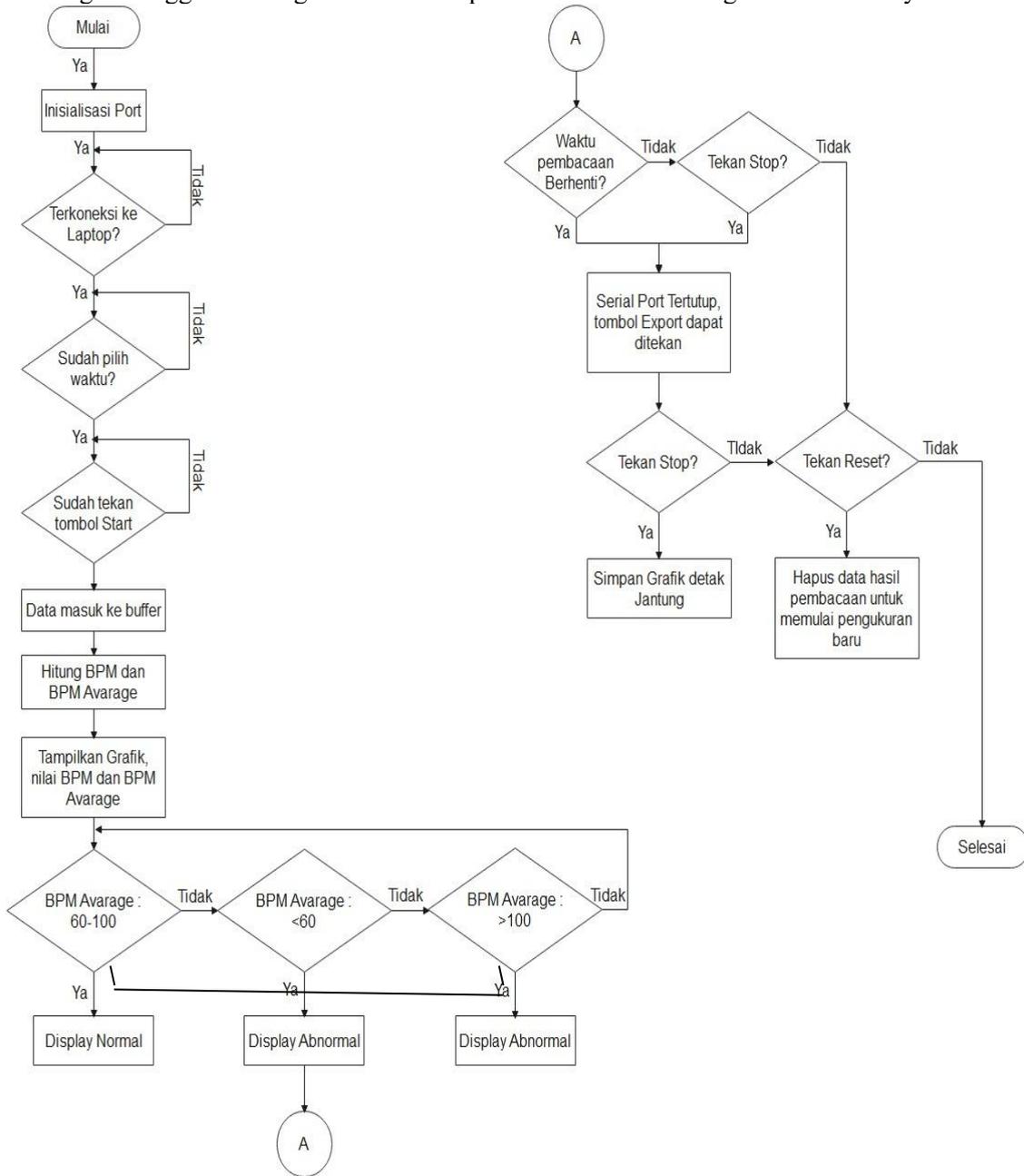


Gambar 2. Skema rangkaian elektrokardiograf.

2.2. Perancangan Perangkat Lunak

Diagram alir dari program yang diperlihatkan pada Gambar 3 dibuat di komputer dengan program C# untuk menampilkan gelombang denyut jantung dengan tampilan skala waktu dalam milidetik dan amplitudo dalam mV. Pada awal pemrograman dilakukan inisialisasi parameter-parameter yang akan digunakan. Kemudian sistem akan mendeteksi apakah komputer sudah terkoneksi dengan Arduino dan apabila belum sistem akan menunggu sampai terkoneksi. Apabila sudah terkoneksi selanjutnya sistem akan mendeteksi apakah *user* sudah memilih lama waktu pemeriksaan denyut jantung dan apabila belum sistem akan menunggu. Apabila sudah memilih lama waktu pemeriksaan, program akan mendeteksi apakah *user* sudah menekan tombol *start*. Apabila sudah menekan tombol *start* maka data dari Arduino akan masuk ke buffer di komputer. Selanjutnya terjadi proses menghitung BPM dan pembuatan tampilan di layar. BPM dihitung setiap 10 detik kemudian dikalikan 6 untuk mendapat jumlah denyut jantung selama 1 menit. Nilai BPM hasil hitung 10 detik ditampilkan di layar monitor bagian kanan atas. Setiap 10 kali perhitungan BPM 10 detik nilai BPM dirata-rata untuk mendapatkan nilai hasil hitung yang lebih tepat. Tampilan BPM rata-rata terdapat di kanan bawah layar monitor. Tampilan BPM tiap 10 detik berfungsi untuk mengetahui perubahan denyut jantung yang cepat yang terjadi pada penderita jantung *aritmia*. Program akan memproses nilai denyut jantung dengan pilihan apabila nilai BPM lebih besar sama dengan 60 dan lebih kecil sama dengan 100 maka akan diperlihatkan keterangan hasil normal. Apabila denyut jantung lebih kecil dari 60 atau denyut jantung lebih besar dari 100 maka akan ditampilkan display abnormal pada layar komputer sebelah kanan bawah. Apabila *user* ingin merekam grafik hasil ukur EKG maka *user* harus menekan tombol stop dahulu kemudian menekan tombol *export*. Apabila waktu pemeriksaan telah habis maka

pembacaan data berhenti dan *user* dapat merekam hasilnya dengan menekan tombol *stop*. Apabila *user* ingin menggunakan EKG untuk pengukuran lain maka harus menekan tombol reset. Apabila tidak ingin menggunakan lagi EKG maka dapat menekan tanda silang di kanan atas layar monitor.



Gambar 3. Diagram alir tampilan monitor EKG.

Untuk kalibrasi waktu antara tiap puncak gelombang dan *leveling* gelombang sehingga *floor* gelombang berada tepat pada titik 0, maka perlu diketahui parameter-parameter yang didapat dengan menampilkan gelombang denyut jantung dari elektroda *lead* ke osiloskop. Hasil tampilan gelombang EKG dari elektroda *lead* terdapat pada Gambar 3.



Gambar 3. Hasil pengujian AD8232 di osiloskop.

Untuk kalibrasi waktu antara tiap puncak gelombang dapat dilihat pada Gambar 4, digunakan *baud rate* maksimal dari Arduino Uno yaitu 115200 dan menggunakan *delayMicroseconds* dengan nilai 675. Nilai 675 didapatkan dari nilai *period* hasil pengujian Modul AD8232 yang terdapat pada Gambar 4.

```
void setup()
{
  // initialize the serial communication:
  Serial.begin(115200);
}
void loop()
{
  Serial.println(analogRead(A0));
  delayMicroseconds(675);
}
```

Gambar 4. Program Arduino IDE.

Gambar 5 merupakan potongan program pada visual studio untuk konversi ADC to volt. Nilai 1,88 merupakan nilai amplitudo yang didapat dari pengujian sensor AD8232 di osiloskop, sedangkan nilai 0,6 merupakan *leveling* gelombang sehingga *floor* gelombang berada tepat pada titik 0. Nilai 200 pada program “objChart.AxisX.Interval” merupakan *span* tiap gratikul yang menunjukkan nilai 200ms.

```
double get_adc = Double.Parse(data_adc); //MessageBox.Show("cek data: " + data_adc.ToString());
double rDouble = (get_adc * 1.88 / 1023) - 0.6; //lblAxisY.Text = rDouble.ToString();

var objChart = chart1.ChartAreas[0];

// X = EKG ke-n
objChart.AxisX.IntervalType = DateTimeIntervalType.Auto;
objChart.AxisX.Interval = 200;
objChart.AxisX.Minimum = 0;
```

Gambar 5. Program Visual Studio.

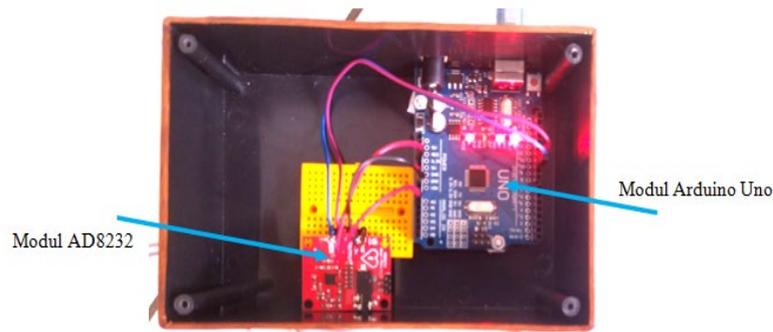
3. Hasil dan Pembahasan

Dalam pembuatan prototype ini pertama-tama dibuat perangkat kerasnya sesuai perancangan dilanjutkan dengan perangkat lunaknya.

3.1. Perangkat Keras

Komponen pada bagian perangkat keras terdiri dari modul AD8232, modul Arduino Uno yang diletakkan di kotak box berukuran 143mm × 92mm × 47mm dan sebuah komputer jinjing.

Realisasi alat dapat dilihat pada Gambar 7 dengan modul Arduino Uno dan modul sensor AD8232 sudah terpasang pada kotak. Alat EKG dihubungkan pada komputer jinjing yang sudah terpasang aplikasi EKG Monitornya melalui kabel CH340.



Gambar 7. Realisasi perangkat keras.

Realisasi alat lengkap terdapat pada Gambar 8 dimana alat EKG sudah terpasang pada komputer jinjing.



Gambar 8. Alat sistem EKG tersambung ke laptop.

3.2. Pengujian Fungsional Alat EKG

Pengujian ini dilakukan untuk mengetahui apakah alat EKG berfungsi dengan baik dan benar bila digunakan untuk mengukur denyut jantung pada beberapa orang. Tabel 1 memperlihatkan standar gelombang PQRST yang digunakan untuk membandingkan hasil pengukuran [14].

Tabel 1. Tabel Standar Gelombang EKG.

Gelombang EKG	Durasi (detik)	Amplitudo (mV)
Gelombang P	0,07-0,18	<0,25
Gelombang QRS	0,06-0,12	0,10-1,50
Gelombang T	0,10-0,12	<0,5
Interval P-R	0,12-0,20	-
Interval Q-T	0,32-0,40	-
Interval R-R	0,60-1,20	-
Segmen P-R	0,02-0,10	-
Segmen S-T	<0,20	-
Segmen T-P	0,0-0,4	-

Pada pengujian diperiksa 5 orang partisipan dengan usia yang berbeda. Pengukuran jumlah denyut jantung diambil untuk waktu 2 menit dan melihat bentuk gelombang denyut jantung apakah masih di daerah normal atau tidak. Hasil pengukuran dari EKG prototipe kemudian dibandingkan dengan hasil pengukuran dari *Portable Easy ECG Monitor PC-80B* sebagai EKG standar. Data partisipan terdapat pada Tabel 2.

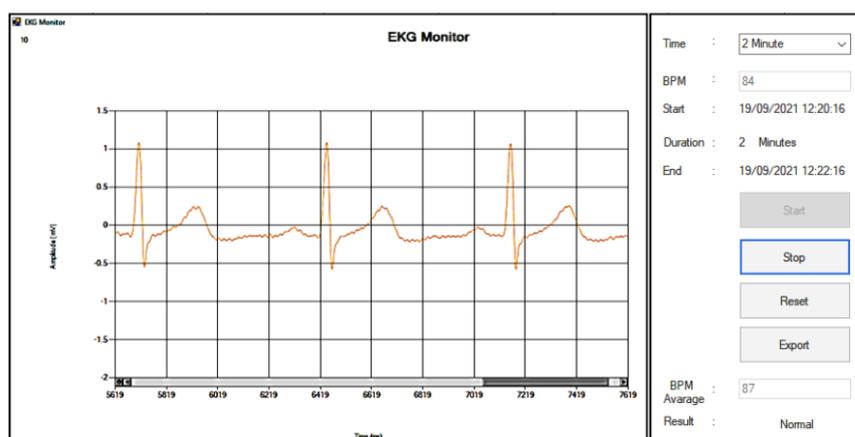
Tabel 2. Data partisipan pengguna alat EKG.

Partisipan	Umur	Jenis Kelamin	Kondisi Tubuh	Riwayat Penyakit Jantung
1	25	Laki-laki	Sehat	Tidak Ada
2	21	Perempuan	Sehat	Tidak Ada
3	27	Laki-Laki	Sehat	Tidak Ada
4	35	Laki-laki	Sehat	Tidak Ada
5	51	Perempuan	Sehat	Tidak Ada

Pada saat pengukuran dengan EKG prototipe partisipan dalam keadaan sehat, rileks dan dengan posisi berbaring. Pada Gambar 9 diperlihatkan tampilan lengkap dari EKG Monitor.

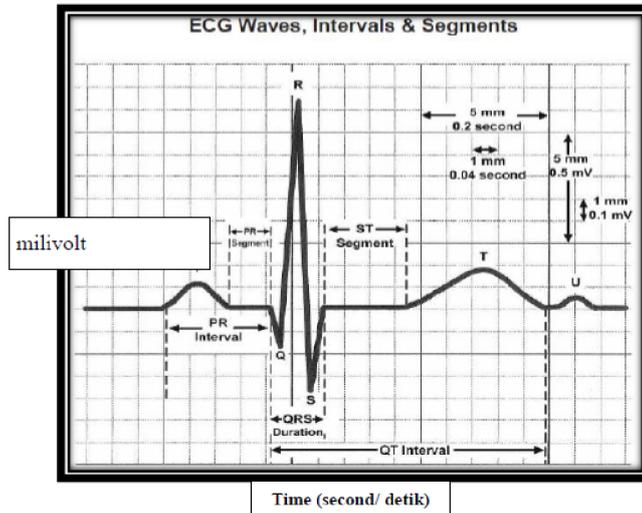
Penjelasan layar monitor EKG prototipe :

1. Sumbu waktu horizontal dengan nilai 200 m detik per kotak
2. Sumbu tegangan vertikal dengan nilai 0,5 mV per kotak.
3. Di sebelah kanan layar terdapat tampilan:
 - *Time* : pemilihan waktu untuk mengukur denyut jantung.
 - *BPM (beat per minute)*: jumlah denyut jantung per menit dihitung setiap 10 detik.
 - *Start* : tanggal dan jam dimulai pengukuran.
 - *Duration* : lama waktu pengukuran.
 - *End* : Tanggal dan jam akhir pengukuran.
 - *Start* : tombol untuk memulai pengukuran.
 - *Stop* : tombol untuk menghentikan pengukuran dan mengaktifkan tombol *Export*.
 - *Export* : tombol untuk merekam grafik denyut jantung.
 - *Reset* : tombol untuk menghapus data denyut jantung yang ada untuk memulai kembali pengukuran yang baru.
 - *BPM average* : menampilkan nilai BPM rata-rata dari 10 kali hitung dengan durasi 10 detik.
 - *Result* : penjelasan kondisi jantung hasil pengukuran BPM.



Gambar 9. Grafik EKG monitor.

Parameter-parameter gelombang EKG yang diukur dapat dilihat pada Gambar 10[15]. Tampilan layar monitor hasil pengukuran terdapat pada Tabel 3. Pengukuran dilakukan dengan dua alat EKG yaitu EKG prototipe yang dibuat pada penelitian dan *Portable easy ECG Monitor PC-80B* yang dijadikan standar.



Gambar 10. Morfologi gelombang EKG.

Tabel 3. Data hasil pengukuran denyut jantung partisipan.

Partisipan	EKG	Hasil Pengukuran	Keterangan
1	EKG Prototipe		Time : 2 Minute BPM : 84 Start : 19/09/2021 12:20:16 Duration : 2 Minutes End : 19/09/2021 12:22:16 Start Stop Reset Export BPM Average : 87 Result : Normal
	EKG Portable		Rata-rata denyut jantung 87

Parti sipan	EKG	Hasil Pengukuran	Keterangan
2	EKG Prototipe		<p>Time : 2 Minute</p> <p>BPM : 84</p> <p>Start : 22/09/2021 17:50:42</p> <p>Duration : 2 Minutes</p> <p>End : 22/09/2021 17:52:42</p> <p>Start</p> <p>Stop</p> <p>Reset</p> <p>Export</p> <p>BPM Average Result : 84 Normal</p>
	EKG Portabile		<p>Rata-rata denyut jantung 84</p>
3	EKG Prototipe		<p>Time : 2 Minute</p> <p>BPM : 96</p> <p>Start : 26/09/2021 18:09:22</p> <p>Duration : 2 Minutes</p> <p>End : 26/09/2021 18:11:22</p> <p>Start</p> <p>Stop</p> <p>Reset</p> <p>Export</p> <p>BPM Average Result : 96 Normal</p>
	EKG Portabile		<p>Rata-rata denyut jantung 94</p>

Parti sipan	EKG	Hasil Pengukuran	Keterangan
4	EKG Prototipe		Time : 2 Minute BPM : 84 Start : 26/09/2021 19:30:2 Duration : 2 Minutes End : 26/09/2021 19:32:2 Start Stop Reset Export BPM Average : 87 Result : Normal
	EKG Portable		Rata-rata denyut jantung 87
5	EKG Prototipe		Time : 2 Minute BPM : 78 Start : 03/10/2021 12:32:48 Duration : 2 Minutes End : 03/10/2021 12:34:48 Start Stop Reset Export BPM Average : 81 Result : Normal
	EKG Portable		Rata-rata denyut jantung 78

Dari hasil dari pengujian menggunakan EKG prototipe dan EKG portable terhadap kelima partisipan kemudian dihitung persentase kesalahan rata-rata, varian dan serta standar deviasinya untuk parameter-parameter jantung. Perhitungan dilakukan menggunakan aplikasi Microsoft Excel dengan rumus sebagai berikut:

- Rumus Kesalahan Rata-Rata : $= ((\text{Data EKG} - \text{Data Alat}) / \text{Data EKG}) * 100$
- Rumus Varian : $= \text{VAR.S}(\text{Data EKG}:\text{Data Alat})$
- Rumus Standar Deviasi : $= \text{STDEV.S}(\text{Data EKG}:\text{Data Alat})$

Hasil perhitungan dapat dilihat pada Tabel 4 sampai dengan Tabel 13.

Tabel 4. Data hasil pengujian BPM.

No	Nama	BPM Average		Kesalahan (%)
		EKG Portable	EKG Prototipe	
1	Partisipan 1	87	87	0,00
2	Partisipan 2	84	84	0,00
3	Partisipan 3	94	96	2,13
4	Partisipan 4	87	87	0,00
5	Partisipan 5	78	81	3,85
Rata-Rata				1,19
Varian				3,05
Standar Deviasi				1,75

Pada Tabel 4 dapat dilihat bahwa nilai kesalahan rata-rata hitung denyut jantung per menit adalah 1,19 % dengan nilai varian 3,05 dan standar deviasi 1,75. Dari kelima partisipan dapat diketahui bahwa denyut jantung partisipan masih berada di *range* yang normal yaitu lebih besar sama dengan 60 dan lebih kecil sama dengan 100 denyut per menit.

Tabel 5. Data hasil pengujian interval waktu R-R.

No	Nama	R-R (ms)		Kesalahan (%)
		EKG Portable	EKG Prototipe	
1	Partisipan 1	730	730	0,00
2	Partisipan 2	740	710	4,05
3	Partisipan 3	640	610	4,69
4	Partisipan 4	710	690	2,82
5	Partisipan 5	785	790	0,64
Rata-Rata				2,44
Varian				4,25
Standar Deviasi				2,06

Hasil pengukuran interval R-R yang diperlihatkan pada Tabel 5 dengan membandingkan jarak dari puncak R ke R dalam satuan milidetik yang diukur dengan alat EKG prototipe terhadap EKG portable. Dari hasil pengujian didapat rata-rata kesalahan ukur sebesar 2,44% dengan nilai varian 4,25 dan standar deviasi 2,06. Hal ini dapat terjadi karena pengukuran jarak R-R dilakukan secara manual dengan menghitung jumlah kotak dan dengan nilai pendekatan. Menurut Tabel 1, interval R-R mempunyai *range* normal antara 0,60 sampai dengan 1,20 detik atau 600 sampai 1200 detik sehingga hasil pengujian dari para partisipan masuk ke kondisi normal.

Tabel 6. Data hasil pengujian interval waktu P-R.

No	Nama	P-R (ms)		Kesalahan (%)
		EKG Portable	EKG Prototipe	
1	Partisipan 1	170	170	0,00
2	Partisipan 2	180	180	0,00
3	Partisipan 3	140	150	7,14
4	Partisipan 4	160	155	3,13
5	Partisipan 5	180	180	0,00
Rata-Rata				2,05
Varian				9,93
Standar Deviasi				3,15

Hasil pengujian interval waktu P-R diperlihatkan pada Tabel 6 dengan membandingkan jarak dari awal gelombang P sampai awal gelombang QRS dalam satuan milidetik yang diukur dengan alat prototipe EKG terhadap EKG portable. Dari hasil pengujian didapat rata-rata kesalahan ukur sebesar 2,05% dengan nilai varian 9,93 dan standar deviasi 3,15. Hal ini dapat terjadi karena pengukuran jarak P-R dilakukan secara manual dengan menghitung jumlah kotak dan dengan nilai pendekatan. Menurut Tabel 1 interval P-R mempunyai *range* normal antara 0,12 sampai dengan

0,20 detik atau 120 sampai 200 detik sehingga hasil pengujian dari para partisipan masuk ke kondisi normal.

Tabel 7. Data hasil pengujian interval waktu Q-T.

No	Nama	Q-T (ms)		Kesalahan (%)
		EKG Portable	EKG Prototipe	
1	Partisipan 1	350	355	1,43
2	Partisipan 2	315	310	1,59
3	Partisipan 3	325	320	1,54
4	Partisipan 4	320	320	0,00
5	Partisipan 5	395	400	1,27
Rata-Rata				1,16
Varian				0,44
Standar Deviasi				0,66

Hasil pengujian interval Q-T diperlihatkan pada Tabel 7 dengan membandingkan jarak dari awal gelombang QRS sampai akhir gelombang T dalam satuan milidetik yang diukur dengan alat prototipe EKG terhadap EKG portable. Dari hasil pengujian didapat rata-rata kesalahan ukur sebesar 1,16% dengan nilai varian 0,44 dan standar deviasi 0,66. Hal ini dapat terjadi karena pengukuran jarak Q-T dilakukan secara manual dengan menghitung jumlah kotak dan dengan nilai pendekatan. Menurut Tabel 1 interval Q-T mempunyai *range* normal antara 0,32 sampai dengan 0,4 detik atau 320 sampai 400 detik sehingga hasil pengujian dari para partisipan masuk ke kondisi normal.

Tabel 8. Data hasil pengujian interval waktu gelombang P.

No	Nama	P wave (ms)		Kesalahan (%)
		EKG Portable	EKG Prototipe	
1	Partisipan 1	95		2,11
2	Partisipan 2	90	87	3,33
3	Partisipan 3	90	88	2,22
4	Partisipan 4	90	90	0,00
5	Partisipan 5	95	100	5,26
Rata-Rata				2,58
Varian				3,69
Standar Deviasi				1,92

Hasil pengujian interval gelombang P diperlihatkan pada Tabel 8 dengan membandingkan jarak dari awal gelombang P sampai akhir gelombang P dalam satuan milidetik yang diukur dengan alat prototipe EKG terhadap EKG *portable*. Dari hasil pengujian didapat rata-rata kesalahan ukur sebesar 2,58% dengan nilai varian 3,69 dan standar deviasi 1,92. Hal ini dapat terjadi karena pengukuran jarak gelombang P dilakukan secara manual dengan menghitung jumlah kotak dan dengan nilai pendekatan. Menurut Tabel 1 interval gelombang P mempunyai *range* normal antara 0,07 sampai dengan 0,18 detik atau 70 sampai 180 m detik sehingga hasil pengujian dari para partisipan masuk ke kondisi normal.

Tabel 9. Data Hasil Pengujian Interval Waktu Gelombang QRS.

No	Nama	QRS (ms)		Kesalahan (%)
		EKG Portable	EKG Prototipe	
1	Partisipan 1	70	65	7,14
2	Partisipan 2	65	65	0,00
3	Partisipan 3	65	65	0,00
4	Partisipan 4	62	60	3,23
5	Partisipan 5	70	70	0,00
Rata-Rata				2,07
Varian				9,98
Standar Deviasi				3,16

Hasil pengujian interval waktu gelombang QRS diperlihatkan pada Tabel 9 dengan membandingkan jarak dari awal gelombang QRS sampai akhir gelombang QRS dalam satuan milidetik yang diukur dengan alat prototipe EKG terhadap EKG *portable*. Dari hasil pengujian didapat rata-rata kesalahan ukur sebesar 2,07% dengan nilai varian 9,98 dan standar deviasi 3,16. Hal ini dapat terjadi karena pengukuran jarak gelombang QRS dilakukan secara manual dengan menghitung jumlah kotak dan dengan nilai pendekatan. Menurut Tabel 1 interval waktu gelombang QRS mempunyai *range* normal antara 0,06 sampai dengan 0,12 detik atau 60 sampai 120 m detik sehingga hasil pengujian dari para partisipan masuk ke kondisi normal.

Tabel 10. Data hasil pengujian interval waktu gelombang T.

No	Nama	T wave (ms)		Kesalahan (%)
		EKG Portable	EKG Prototipe	
1	Partisipan 1	190	180	5,26
2	Partisipan 2	170	165	2,94
3	Partisipan 3	180	180	0,00
4	Partisipan 4	190	180	5,26
5	Partisipan 5	175	180	2,86
Rata-Rata				3,26
Varian				4,73
Standar Deviasi				2,17

Hasil pengujian interval waktu gelombang T diperlihatkan pada Tabel 10 dengan membandingkan jarak dari awal gelombang T sampai akhir gelombang T dalam satuan milidetik yang diukur dengan alat prototipe EKG terhadap EKG *portable*. Dari hasil pengujian didapat rata-rata kesalahan ukur sebesar 3,26% dengan nilai varian 4,73 dan standar deviasi 2,17. Hal ini dapat terjadi karena pengukuran jarak gelombang gelombang T dilakukan secara manual dengan menghitung jumlah kotak dan dengan nilai pendekatan. Menurut Tabel 1 interval waktu gelombang T mempunyai *range* normal antara 0,10 sampai dengan 0,25 detik atau 100 sampai 250 m detik sehingga hasil pengujian dari para partisipan masuk ke kondisi normal.

Tabel 11. Data Hasil Pengujian Amplitudo Gelombang QRS.

No	Nama	QRS (mV)		Kesalahan (%)
		EKG Portable	EKG Prototipe	
1	Partisipan 1	0,42	0,40	4,76
2	Partisipan 2	0,40	0,43	7,50
3	Partisipan 3	0,40	0,40	0,00
4	Partisipan 4	0,42	0,40	4,76
5	Partisipan 5	0,40	0,40	0,00
Rata-Rata				3,40
Varian				10,91
Standar Deviasi				3,30

Pada Tabel 11 diperlihatkan hasil ukur tinggi gelombang QRS rata-rata dari partisipan yang diukur dengan prototipe EKG dan EKG *portable*. Kesalahan rata-rata hasil ukur tinggi gelombang QRS yaitu 3,40 % dengan varian 10,91 dan standar deviasi 3,30. Hal ini dapat terjadi karena pembacaan tinggi tegangan dilakukan secara manual. Namun nilai tegangan gelombang QRS yang terdapat pada Tabel 5 semua masih di dalam *range* yang normal yaitu antara 0,1 sampai dengan 1,5 mV sesuai Tabel 1.

Tabel 12. Data Hasil Pengujian Amplitudo Gelombang P.

No	Nama	P (mV)		Kesalahan (%)
		EKG Portable	EKG Prototipe	
1	Partisipan 1	0,10	0,10	0,00
2	Partisipan 2	0,10	0,10	0,00
3	Partisipan 3	0,10	0,09	10,00
4	Partisipan 4	0,08	0,08	0,00
5	Partisipan 5	0,10	0,09	10,00
Rata-Rata				4,00
Varian				30,00
Standar Deviasi				5,48

Pada Tabel 12 diperlihatkan hasil ukur tinggi gelombang P rata-rata dari partisipan yang diukur dengan prototipe EKG dan EKG portable. Kesalahan rata-rata hasil ukur tinggi gelombang P yaitu 4,00 % dengan varian 30,00 dan standar deviasi 5,48. Hal ini dapat terjadi karena pembacaan tinggi tegangan dilakukan secara manual. Namun nilai tegangan gelombang P yang terdapat pada Tabel 5 semua masih di dalam *range* yang normal yaitu kurang dari 0,25 mV sesuai Tabel 1.

Tabel 13. Data Hasil Pengujian Amplitudo Gelombang T.

No	Nama	T (mV)		Kesalahan (%)
		EKG Portable	EKG Prototipe	
1	Partisipan 1	0,13	0,125	3,85
2	Partisipan 2	0,12	0,12	0,00
3	Partisipan 3	0,125	0,125	0,00
4	Partisipan 4	0,15	0,125	16,67
5	Partisipan 5	0,20	0,20	0,00
Rata-Rata				4,10
Varian				52,10
Standar Deviasi				7,22

Pada Tabel 13 diperlihatkan hasil ukur tinggi gelombang T rata-rata dari partisipan yang diukur dengan prototipe EKG dan EKG portable. Kesalahan rata-rata hasil ukur tinggi gelombang T yaitu 4,10% dengan varian 52,10 dan standar deviasi 7,22. Hal ini dapat terjadi karena pembacaan tinggi tegangan dilakukan secara manual. Namun nilai tegangan gelombang T yang terdapat pada Tabel 5 semua masih di dalam *range* yang normal yaitu kurang dari 0,5 mV menurut Tabel 1.

4. Kesimpulan

Berdasarkan pengujian serta analisis yang telah dilakukan pada pembuatan prototipe Elektrokardiograf dapat diambil kesimpulan bahwa sistem dapat mencapai tujuan yaitu dapat menampilkan grafik sinyal EKG dengan gelombang dominan P, QRS dan T dan menampilkan nilai denyut jantung. Dibandingkan dengan penelitian terdahulu, gambar grafik yang dihasilkan pada penelitian ini menampilkan gelombang dominan dengan lebih jelas sehingga dapat dihitung nilai amplitudo dan lebar waktu dari gelombang dominan tersebut. Terdapat dua tampilan BPM yaitu dengan durasi perhitungan 10 detik dan rata-rata perhitungan 10 kali dari durasi 10 detik sedangkan pada EKG yang pernah dibuat hanya menampilkan rata-ratanya saja. Dari hasil pengujian pada semua partisipan didapatkan hasil pembacaan parameter jantung yang sesuai (normal) dengan karakteristik standar gelombang PQRST. Berdasarkan pengujian dengan membandingkan hasil pengukuran antara EKG prototipe terhadap EKG *Portable* tipe PC-08 didapati kesalahan rata-rata dari parameter BPM gelombang jantung yaitu 1,19 %, waktu interval R-R 2,44 %, waktu interval P-R 2,05 %, waktu interval Q-T 1,16 %, waktu interval gelombang P 2,58 %, waktu interval gelombang QRS 2,07 %, waktu interval gelombang T 3,26 %, pembacaan

amplitudo gelombang QRS 3,40 %, amplitudo gelombang P 4 %, dan amplitudo gelombang T 4,10 %.

Penelitian ini dapat dikembangkan lagi dengan menggunakan software GUI yang mampu memproses data lebih cepat, karena pada penelitian ini IDE visual studio kurang mampu untuk menampilkan grafik dengan *delay* 1ms. Untuk kualitas grafik, pada penelitian selanjutnya bisa menggunakan *signal processing* untuk hasil grafik yang lebih bagus dan presisi.

Referensi

- [1] Kementerian Kesehatan Republik Indonesia, “Penyakit Jantung Penyebab Kematian Terbanyak ke-2 di Indonesia,” *Kemntrian Kesehatan Republik Indonesia*, 2019. [Online]. Available: <https://www.kemkes.go.id/article/view/19093000001/penyakit-jantung-penyebab-kematian-terbanyak-ke-2-di-indonesia.html>. [Accessed: 26-Sep-2020].
- [2] K. K. R. Biro Komunikasi dan Pelayanan Masyarakat, “Penyakit Jantung Penyebab Kematian Tertinggi, Kemenkes Ingatkan CERDIK,” *Kementerian Kesehatan Republik Indonesia*, 2017. [Online]. Available: <https://sehatnegeriku.kemkes.go.id/baca/umum/20170801/2521890/penyakit-jantung-penyebab-kematian-tertinggi-kemenkes-ingatkan-cerdik-2/>. [Accessed: 18-Dec-2020].
- [3] Kementerian Kesehatan Republik Indonesia, “Hasil Utama RISKESDAS 2018,” Jakarta, 2018. [Online]. Available: <https://persi.or.id/hasil-utama-riskesdas-2018-kementerian-kesehatan-badan-penelitian-dan-pengembangan-kesehatan/>. [Accessed : 20-Oct-2020].
- [4] Agung, “Kematian Akibat Kardiovaskuler Masih Tinggi,” Report, Jogjakarta, 2017. [Online]. Available: <https://ugm.ac.id/id/newsPdf/13416-kematian-akibat-kardiovaskuler-masih-tinggi>. Accessed: 15-Sep-2020].
- [5] G. Kurniawan, “Sistem Monitoring Penyakit Jantung Aritmia Berbasis Android,” *Skripsi, Universitas Trisakti, Jakarta*, 2020.
- [6] P. Kanani and M. Padole, “Recognizing Real Time ECG Anomalies Using Arduino, AD8232 and Java,” in *Second International Conference, ICACDS*, 2018, pp. 54–64, doi: 10.1007/978-981-13-1810-8_6.
- [7] M.-H. Fan, M.-H. Guan, Q.-C. Chen, and L.-H. Wang, “Three-lead ECG Detection System Based on an Analog Front-end Circuit ADS1293,” in *IEEE International Conference on Consumer Electronics - Taiwan (ICCE-TW)*, 2017, pp. 107–108, doi: 10.1109/ICCE-China.2017.7991018.
- [8] M. A. Riyadi, I. A. Iskandar, and A. Rizal, “Development of FPGA-based three-lead electrocardiography,” in *International Seminar on Intelligent Technology and Its Application*, 2016, pp. 67–71, doi: 10.1109/ISITIA.2016.7828635.
- [9] W. J. Iskandar, I. Roihan, and R. A. Koestoer, “Prototype low-cost portable electrocardiogram (ECG) based on Arduino-Uno with Bluetooth feature,” in *AIP Conference Proceedings 2193*, 2019, pp. 050019-1–050019-7, doi: <https://doi.org/10.1063/1.5139392>.
- [10] T. P̄reučil and M. Novotný, “Low-Cost Portable ECG,” in *2019 8th Mediterranean Conference on Embedded Computing (MECO)*, 2019, doi: 10.1109/MECO.2019.8760086.
- [11] M. H. Chowdhury, Q. D. Hossain, P. Saha, and M. M. Rahaman, “Design, Fabrication and Performance Evaluation of a Three Electrode ECG Recorder,” in *2016 International Conference on Innovations in Science, Engineering and Technology (ICISSET)*, 2016, doi: 10.1109/ICISSET.2016.7856500.
- [12] M. I. B. M. Nazeri and M. F. L. Abdullah, “Wireless ECG Monitor Using Labview,” *J. Appl. Eng. Technol.*, vol. 3, no. 1, pp. 15–27, 2019.
- [13] H. Healio Learn The Heart, “ECG Basics Determining Rate,” *healio.com*. [Online]. Available: <https://www.healio.com/cardiology/learn-the-heart/ecg-review/ecg-interpretation-tutorial/determining-rate>. [Accessed: 15-Sep-2021].
- [14] Wikipedia, “Elektrokardiogram,” *Wikipedia Ensiklopedia Bebas*, 2018. [Online]. Available: <https://id.wikipedia.org/wiki/Elektrokardiogram>. [Accessed: 20-Sep-2020].

- [15] H. Sulastomo, *Buku Manual Keterampilan Klinis Interpretasi Pemeriksaan Elektrokardiografi (EKG)*. Surakarta: Fakultas Kedokteran Universitas Sebelas Maret Surakarta, 2019. [Online]. Available: <https://skillslab.fk.uns.ac.id/wp-content/uploads/2019/02/smt-4-Interpretasi-EKG.pdf>. Accessed : 5-Jan-2021.