

Rancang Bangun Elektrokardiograf Berbasis *IoT*

Abdul Momin , Hartono, dan Abdullah Nur Aziz

Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Jenderal Soedirman

Jl. Dr. Soeparno No. 06 Karangwangkal, Purwokerto, Indonesia, 53154

Info Artikel

Sejarah Artikel:
Diterima:
8 September 2021
Disetujui:
28 Desember 2021
Dipublikasikan:
29 Desember 2021

Keywords:
BPM,
elektrokardiograf, IC
AD620, IoT

ABSTRAK

Penyakit kardiovaskuler merupakan penyebab kematian nomor satu di dunia. Oleh karena itu, diperlukan alat untuk memonitoring kesehatan jantung berupa Elektrokardiograf (EKG). Penelitian ini bertujuan merancang bangun elektrokardiograf berbasis *Internet of Things (IoT)*. Elektrokardiograf dibentuk dari rangkaian penguat *amplifier* IC AD620, *band pass filter*, *notch filter*, dan penguat *non inverting*. Modul EKG dihubungkan dengan perangkat ESP 8266 untuk mentransmisikannya melalui jaringan internet. Pengujian dilakukan dengan membandingkannya terhadap EKG terkalibrasi. Data yang dibandingkan adalah beat per minute (BPM) jantung dan grafik keluaran EKG. Pengujian BPM dilakukan terhadap tiga objek. Objek pertama menghasilkan BPM 62,57 dan *error* 1,47%. Objek kedua menghasilkan BPM sebesar 68,96 dan *error* 4,49%. Objek ketiga menghasilkan BPM sebesar 79,42 dan *error* 0,53%. Rata-rata *error* dari ketiga objek adalah 2,16 % atau lebih kecil dari ambang batas sebesar 5%. Data EKG ditampilkan dalam bentuk grafik dan nilai BPM dalam bentuk paket data selama enam detik. Berdasarkan hasil pengujian, EKG berbasis IoT memiliki nilai *error* dibawah ambang batas.

ABSTRACT

Cardiovascular disease is one of the main causes of death in Indonesia. Therefore, the device to monitorize the heart's health condition such as electrocardiograph (ECG) is needed. This study aims to design and verify an ECG based on Internet of Things (IoT). ECG was formed by amplifier IC AD620, band pass filter, notch filter, and non-inverting amplifier. ECG module was connected by ESP 8266 device to transmit the data through internet. The device verification was conducted by comparing the device with calibrated ECG. The data compared were beat per minute (BPM) of heart and graphic of heart rate. The BPM measurement was conducted towards three subjects. The first objects showed BPM of 62,57 with 1,47% error, the second object showed BPM of 79,42 with 0,52% error and the third object showed BPM of 79,42 with 0,53% error. The error value average from the examination was 2,16% or below the threshold which was 5%. The ECG data could be shown in the form of curve, and the BPM value could be shown in the form of data package within 6 seconds. Based on the research, ECG based on IoT was possible to make and had the error value below the threshold.

 Alamat korespondensi:
Fakultas MIPA, Universitas Jenderal Soedirman
E-mail: mominunsoed7@gmail.com

PENDAHULUAN

Penyakit kardiovaskuler atau *cardiovascular disease* (CVD) adalah penyebab kematian nomor satu secara global. Setiap tahunnya, penyakit ini merenggut sekitar 17,9 juta jiwa per tahun (World Health Organization, 2020). CVD adalah sekelompok gangguan jantung dan pembuluh darah termasuk penyakit jantung koroner, penyakit serebrovaskuler, penyakit jantung rematik, dan kondisi lainnya. Empat dari lima kematian CVD disebabkan oleh serangan jantung dan stroke, dan sepertiga dari kematian ini terjadi secara prematur pada orang yang berusia di bawah 70 tahun (World Health Organization, 2020). Penyakit jantung selalu mengalami pertambahan setiap tahun (Nazmah, 2011). Oleh karena itu, alat yang berfungsi memantau aktivitas jantung manusia berupa elektrokardiograf (EKG) diperlukan. Namun, EKG yang beredar saat ini dimensinya cukup besar sehingga sulit untuk dibawa, penggunaan kabel yang tidak efisien, dan tidak bisa terpantau dari jarak jauh. Pada kondisi manusia yang menggunakan EKG memiliki penyakit akibat infeksi virus dan bakteri perlu dilakukan pemantauan dengan mengurangi sentuhan dan berada pada ruang isolasi.

Infeksi virus dan bakteri dapat terjadi melalui droplet dan udara. Tetesan atau zat infeksius berukuran 5 mikro meter atau kurang dapat berada di udara bebas tanpa batas seperti bakteri dan virus (Soegijanto dkk., 2012). Hal ini memungkinkan tenaga medis terinfeksi virus dan bakteri ditambah pada saat ini sedang terjadi pandemi Covid-19. Covid-19 adalah infeksi saluran pernafasan akibat virus Corona yang berkaitan dengan virus SARS (Team NCPERE, 2020). Covid-19 dapat diperparah dengan sindrom gawat pernapasan akut, gagal ginjal, dan gagal jantung (Yang dkk., 2020). Sistem pernapasan berkaitan erat dengan sistem kardiovaskuler karena sistem ini berfungsi sebagai pengangkut oksigen pada tubuh (Patwa dkk., 2015). Oleh karena itu, pada saat ini orang yang mengalami penyakit akibat virus corona memerlukan alat pemantauan jantung elektrokardiograf yang dapat dipantau dari jarak jauh.

Hal ini membuat beberapa orang melakukan pengembangan pembuatan EKG yang mudah dibawa, dan dapat dipantau dari jarak jauh dengan akurasi yang tinggi. Putri dkk. (2017) telah melakukan pembuatan EKG berbasis internet dengan menggunakan penguat instrumentasi IC MAX 195. Hasil pengujian yang dilakukan memiliki tegangan keluaran sebesar 1 mV sehingga gelombang P, QRS, dan T tidak terlihat dengan jelas. Nasiqin (2015) telah melakukan pembuatan EKG berbasis IC AD 620 dengan hasil penguatan sebesar 644 kali. Hal ini menunjukkan penguatan yang cukup tinggi sehingga mampu menghasilkan gelombang P, QRS, dan T secara jelas. Namun, EKG yang dibuat menggunakan kabel dan perlu layar tambahan untuk menampilkan grafik EKG serta tidak bisa dipantau dari jarak jauh. Oleh karena itu, pada penelitian ini dibuat elektrokardiograf berbasis pada transmisi data melalui jaringan internet sehingga dapat dipantau dari jarak jauh untuk meminimalisir penularan virus. Alat ini dibentuk dengan dimensi relatif kecil sehingga mudah untuk dibawa. EKG yang dibuat memiliki penguatan hingga 1000 kali sehingga grafik EKG dapat ditampilkan secara jelas.

METODE

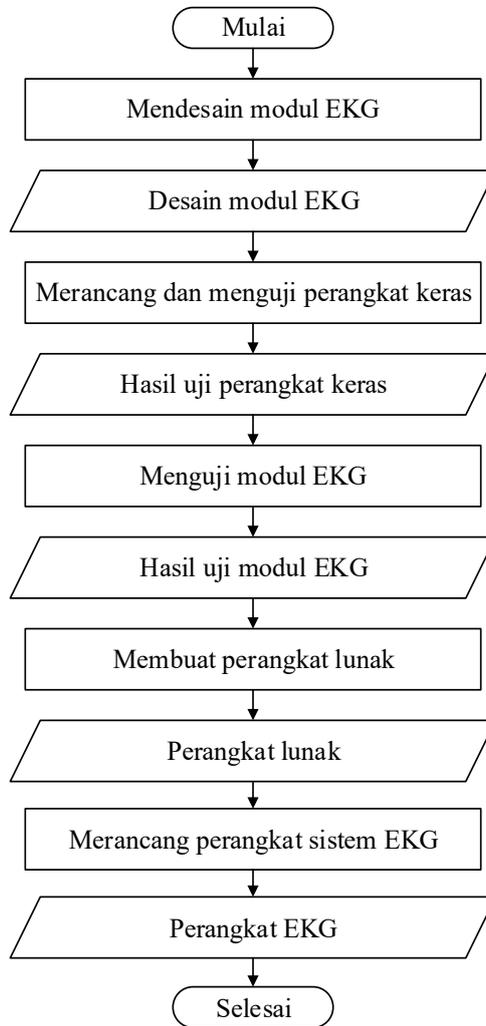
Alat dan Bahan

Alat dan bahan yang digunakan dalam penelitian ini meliputi *software* Arduino IDE, elektrokardiograf, *spreadsheet*, personal computer, ESP 8266, osiloskop, *proteus*, *function generator*, IC AD620, OP27GJ, LM741, kapasitor, breadboard, kabel jumper, baterai, dan elektroda

Tahapan Penelitian

Pada tahap awal pembuatan diagram alir dilakukan dengan mendesain modul EKG. Perancangan dilakukan dengan memodelkan sistem serta mempersiapkan rangkaian pendukung. Pengujian dilakukan perangkaian secara menyeluruh menjadi modul EKG. Modul EKG dikalibrasi dengan membandingkan pada EKG terkalibrasi. Data yang dibandingkan berupa BPM dan grafik

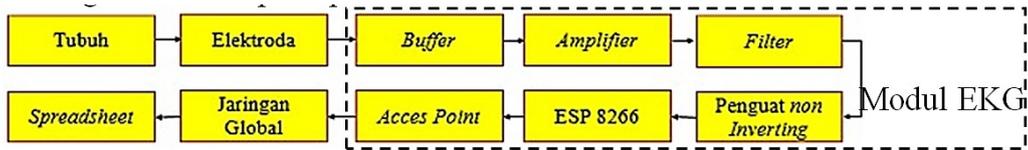
EKG. Sistem yang dinyatakan layak dan memiliki nilai error yang rendah kemudian dilakukan pembuatan perangkat lunak. Perangkat lunak dibuat dengan program Arduino IDE dan *spreadsheet*. Tahapan terakhir adalah merancang secara keseluruhan perangkat lunak dengan modul EKG sebagai perangkat keras menjadi sistem EKG. Diagram alir dapat dilihat pada Gambar 1.



Gambar 1. Diagram Alir Pembuatan EKG.

Pembuatan Desain Modul EKG

Gambar 2 menunjukkan model perangkat keras dari sistem EKG yang diawali identifikasi sinyal listrik jantung menggunakan elektroda dengan sadapan bipolar. Sinyal listrik akan distabilkan dengan *buffer* dan dikuatkan oleh *amplifier*. Sinyal hasil penguatan akan disaring dengan *band pass filter* dan *notch filter*. Sinyal hasil penyaringan akan dikuatkan kembali dengan penguat *non inverting*. Hasil penguatan akan diproses, diolah, dan ditransmisikan dengan mikrokontroler ESP 8266 melalui jaringan internet. Data yang ditransmisikan akan diterima oleh *platform spreadsheet*.



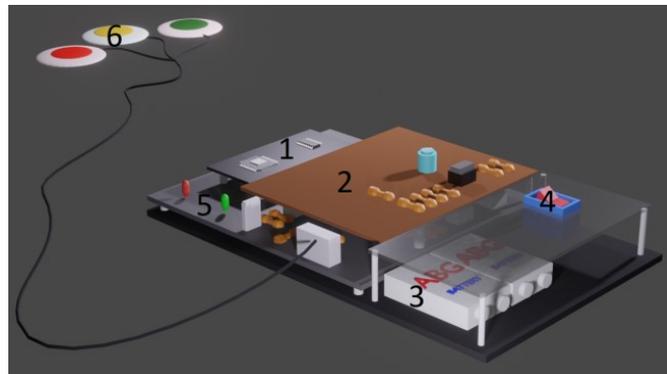
Gambar 2. Diagram Blok Sistem EKG

Perancangan Dan Pengujian Perangkat Keras

Perangkat keras pada sistem EKG ini meliputi rangkaian *amplifier*, *filter*, dan penguat *non inverting*. Gabungan dari rangkaian ini disebut rangkaian pengondisi sinyal EKG. Sebelum dilakukan pembuatan EKG perlu dilakukan perancangan rangkaian pengondisi sinyal dan dilakukan pengujian. Perancangan dilakukan dengan merangkai komponen kapasitor, resistor, dan IC menjadi rangkaian *amplifier*, *filter* dan penguat *non inverting* seperti yang terlihat pada Gambar 3. Besar kombinasi resistor dan kapasitor disesuaikan dengan frekuensi *cut off* (f_c) dan penguatan (G) yang diinginkan seperti ditunjukkan pada Tabel 1.

Tabel 1. Perangkat Keras dan Besaran Uji

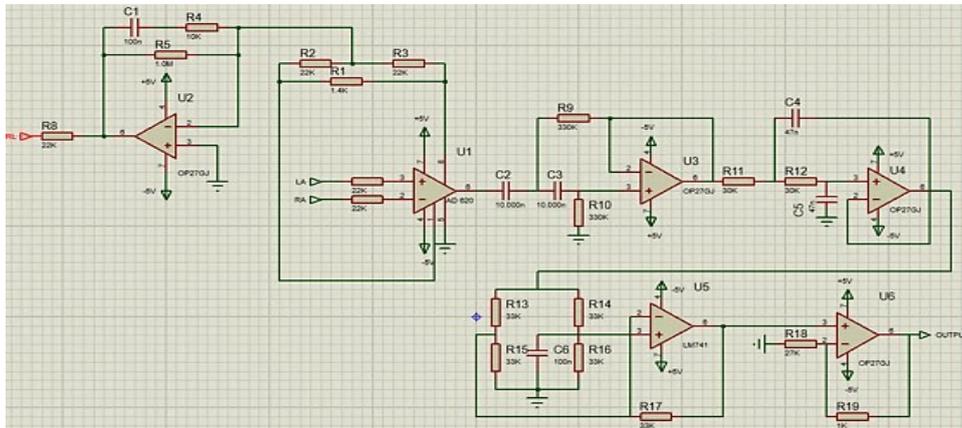
Perangkat Keras	Besaran Uji
Low pass filter	$f_c = 112,9$ Hz
High pass filter	$f_c = 0,048$ Hz
Notch filter	$f_c = 48,25$ Hz
Differential Amplifier AD620	G = 23 kali
Penguat non inverting	G = 34 kali



Gambar 3. Rancangan Perangkat Keras EKG: 1) Mikrokontroler ESP 8266, 2) clamper, 3) baterai, 4) saklar, 5) modul EKG (amplifier, filter, dan penguat non inverting), dan 6) elektroda

Pengujian Modul EKG

Perakitan rangkaian menjadi modul EKG atau rangkaian pengondisi sinyal EKG seperti yang terlihat pada Gambar 3. Proses selanjutnya adalah pengujian atau kalibrasi modul EKG. Kalibrasi dilakukan dengan membandingkan data modul EKG dengan EKG terkalibrasi Fakultas Kedokteran Universitas Jenderal Soedirman. Pengujian dilakukan dengan menggunakan objek manusia normal sebanyak tiga orang. Data yang dibandingkan berupa *heart rate* jantung berupa BPM dan grafik EKG. Pengujian didampingi oleh dokter dan dilakukan oleh analis Laboratorium Keterampilan Klinis Fakultas Kedokteran Universitas Jenderal Soedirman.

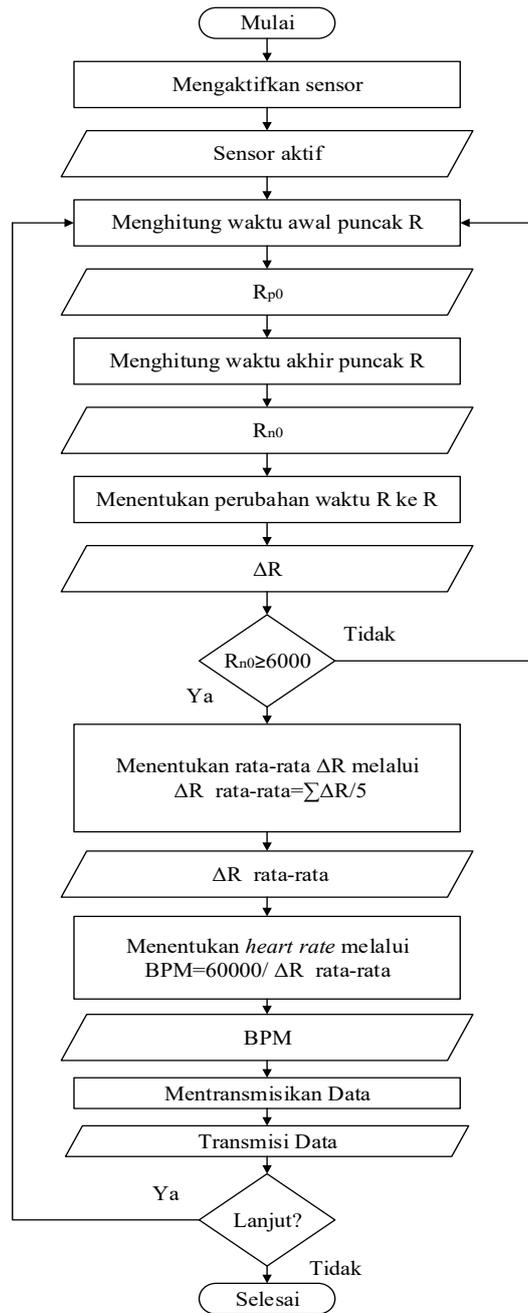


Gambar 3. Rangkaian Pengondisi Sinyal EKG.

Pembuatan Perangkat Lunak

Pengujian terhadap perangkat keras perlu dilakukan pembuatan perangkat lunak untuk memproses data pada mikrokontroler. Perangkat lunak dibuat menggunakan program Arduino IDE dengan diagram alir. Gambar 4 menunjukkan alur kerja dari sistem mikrokontroler dalam mengolah data yang diawali dengan mengaktifkan sensor. Program akan menghitung waktu awal puncak QRS yang diidentifikasi sebagai R_{p0} . Selanjutnya sistem akan menghitung waktu akhir puncak QRS sebagai R_{n0} . Setelah mendapatkan informasi R_{p0} dan R_{n0} , dilakukan penentuan perubahan R sebagai ΔR_0 .

Proses akan terus berlanjut jika waktu pada R_{n0} atau waktu puncak R kurang dari 6000 dan akan menghitung perubahan ΔR selanjutnya. Data ΔR akan disimpan. Saat R_{n0} lebih dari 6000 data seluruh ΔR akan dihitung rata-ratanya. Nilai $(\overline{\Delta R})$ akan digunakan untuk menghitung besarnya BPM menggunakan persamaan $BPM = 6000 / (\overline{\Delta R})$. Seluruh data tegangan dalam bentuk digital dan data BPM akan ditransmisikan ke *platform spreadsheet* sebagai paket data. Saat proses berlanjut maka akan melakukan iterasi secara terus menerus hingga sistem dinon-aktifkan. Data ditransmisikan melalui ESP8266 yang dikoneksikan dengan *platform spreadsheet*. Tahapan akhir adalah membuat tata letak pada *spreadsheet* dengan program google script. Pada *platform spreadsheet* akan ditampilkan grafik EKG dalam bentuk paket data perhitungan selama 6 detik, data BPM, dan data analog yang diubah dalam bentuk digital.



Gambar 4. Diagram alir Program Pengolah Data pada Arduino IDE

HASIL DAN PEMBAHASAN

Rangkaian Penguat

Tabel 2 dan Tabel 3 menunjukkan data penguatan hasil pengujian rangkaian differensial dan penguat non inverting dengan penguatan sebesar 23 kali dan 34 kali. Total penguatan pada modul EKG sebesar 728 kali. Data pada Tabel 2 dan Tabel 3 memiliki nilai ralat nisbi (RN) sebesar 2,14% dan 0,83%.

Tabel 2. Data Pengujian Rangkaian Penguat IC AD620

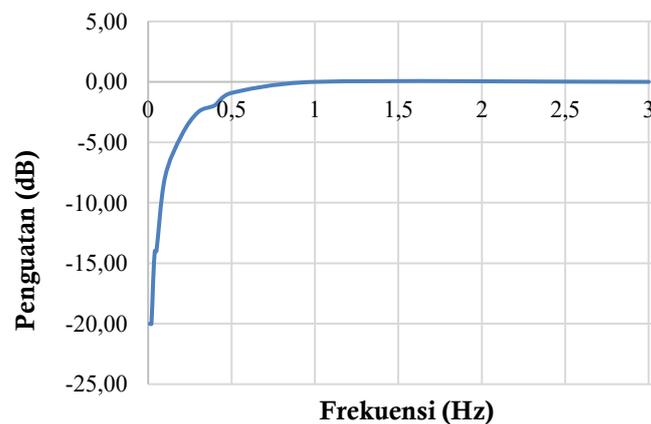
$V_{IN}(mV_{pp})$	$V_{OUT}(mV_{pp})$	Penguatan
50	1200	24,00
100	2300	23,00
150	3400	23,00
200	4600	23,00
Rata-rata		23

Tabel 3. Data Pengujian Rangkaian Penguat Non-Inverting

$V_{IN}(mV_{pp})$	$V_{OUT}(mV_{pp})$	Penguatan
10	336	33,60
20	664	33,20
30	1000	33,33
40	1340	33,50
50	1700	34,00
60	2040	34,00
70	2380	34,00
80	2700	33,75
90	3040	33,78
100	3360	33,60
Rata-rata		34

Rangkaian Filter

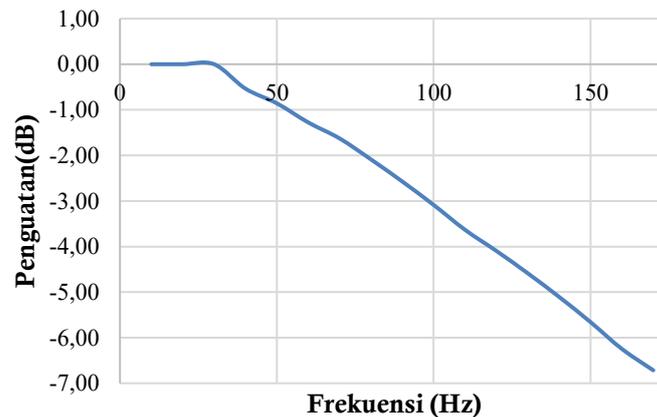
Potensial listrik jantung sangat kecil dan hanya ada pada rentang tertentu yaitu pada frekuensi 0,05 Hz hingga 110 Hz(Theo dkk., 2016). Oleh karena itu, dibutuhkan rangkaian filter untuk menyaring frekuensi diluar frekuensi jantung.



Gambar 5. Respon Frekuensi *High Pass Filter*

Gambar 5 menunjukkan grafik respon frekuensi rangkaian *high pass filter*. *High pass filter* mengalami penurunan diawali pada frekuensi 0,5 Hz sebesar -0,92 dB dan terjadi perubahan penurunan yang signifikan pada frekuensi 0,05 Hz sebesar -13,98 dB. Hal ini menunjukkan frekuensi *cut off* dari rangkaian *high pass filter* berada pada frekuensi 0,5 Hz. Berdasarkan studi empiris

didapatkan frekuensi *cut off* sebesar 0,05 Hz. Perbedaan ini tidak terlalu memberikan pengaruh yang cukup besar karena frekuensi 0,5 Hz melakukan peredaman yang tidak terlalu besar dibuktikan dengan nilai penguatan sebesar -0,92 dB. Peredaman yang cukup besar terjadi pada frekuensi dibawah 0,05Hz dengan peredaman 13,98 dB. Pada frekuensi di atas 1 Hz akan diteruskan seluruhnya. Hal ini sesuai dengan tujuan rangkaian *high pass filter* yang meloloskan frekuensi di atas frekuensi *cut off* sebesar 0,5 Hz.

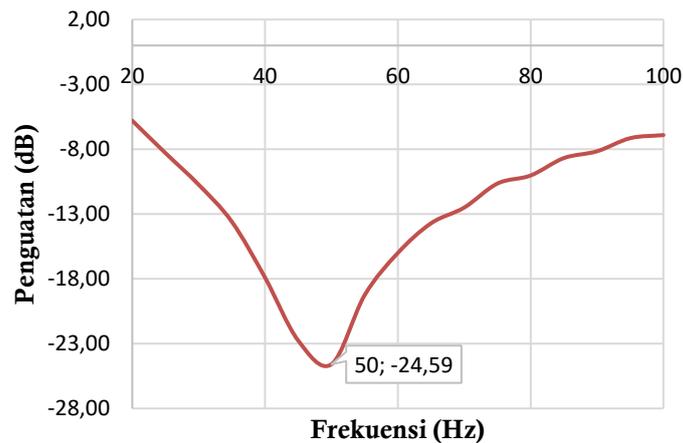


Gambar 6. Respon Frekuensi *Low Pass Filter*

Gambar 6 menunjukkan grafik respon frekuensi *low pass filter* terhadap penguatan. Pada frekuensi 10 Hz hingga 30Hz tegangan masukan sepenuhnya diloloskan atau tegangan masukan sama dengan tegangan keluaran. Pada frekuensi 40 Hz mulai mengalami peredaman sebesar 0,54 dB. Oleh karena itu, frekuensi *cut off* rangkaian *low pass filter* berada pada frekuensi 40 Hz.

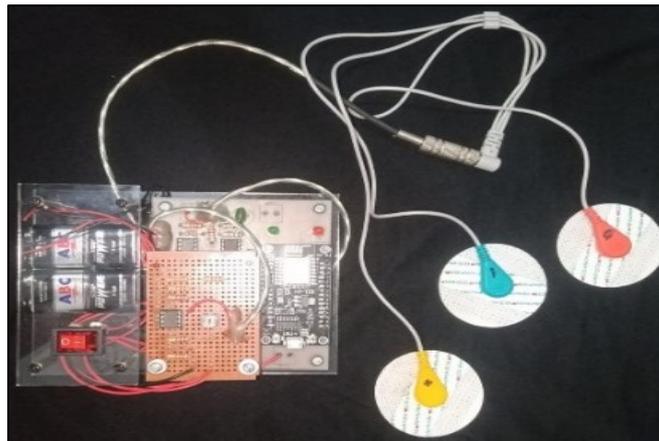
Frekuensi *cut off* ini berbeda dengan studi empiris sebesar 110 Hz. Hal ini dapat terjadi karena dipengaruhi kombinasi kapasitor dan resistor. Frekuensi 40 Hz sampai 100 Hz mengalami peredaman sebesar 0,54 dB hingga 3,09 dB. Hal ini menunjukkan peredaman yang dilakukan tidak terlalu besar dibandingkan dengan frekuensi 110 Hz sampai 170 Hz sebesar 3,63 dB hingga 6,72 dB. Oleh karena itu, frekuensi peredaman yang optimal pada rangkaian ini berada diatas 110 Hz. Oleh karena itu, dapat dikatakan peredaman optimal *low pass filter* mendekati studi empiris. Peredaman yang dilakukan rangkaian *low pass filter* terjadi tidak signifikan dibandingkan *high pass filter* yang ditunjukkan pada Gambar 5. Peredaman di bawah frekuensi 110 Hz dengan tegangan masukan positif yang sangat kecil dapat mengakibatkan tegangan keluaran pada penguat differensial bernilai negatif. Oleh karena itu, dilakukan pemasangan *clamper* untuk menggeser tegangan yang bernilai negatif (Andrianto & Laela, 2017). *Clamper* yang digunakan menggunakan trimpot agar bisa diatur besarnya pergeseran tegangan yang dilakukan. Hal ini dapat mengantisipasi tidak terbacanya tegangan negatif pada mikrokontroler.

Gambar 7 menunjukkan respon frekuensi yang terjadi pada rangkaian *notch filter*. Pada frekuensi 20 Hz hingga 50 Hz mengalami penurunan yang signifikan yaitu dari -5,80 dB hingga -24,59 dB. Pada frekuensi 50 Hz hingga 100 Hz mengalami kenaikan penguatan dari -24,59 dB hingga -6,91 dB. Hal ini menunjukkan peredaman tertinggi atau puncak dari grafik respon frekuensi rangkaian *notch filter* berada pada frekuensi 50 Hz. Frekuensi ini dikatakan sebagai frekuensi *cut off*.



Gambar 7. Respon Frekuensi *Notch Filter*

Pengujian perangkat keras dibentuk suatu modul EKG secara menyeluruh. Modul EKG dihubungkan dengan modul Wi-Fi ESP 8266 yang berfungsi mengolah dan mentransmisikan data melalui jaringan internet seperti yang terlihat pada Gambar 8.



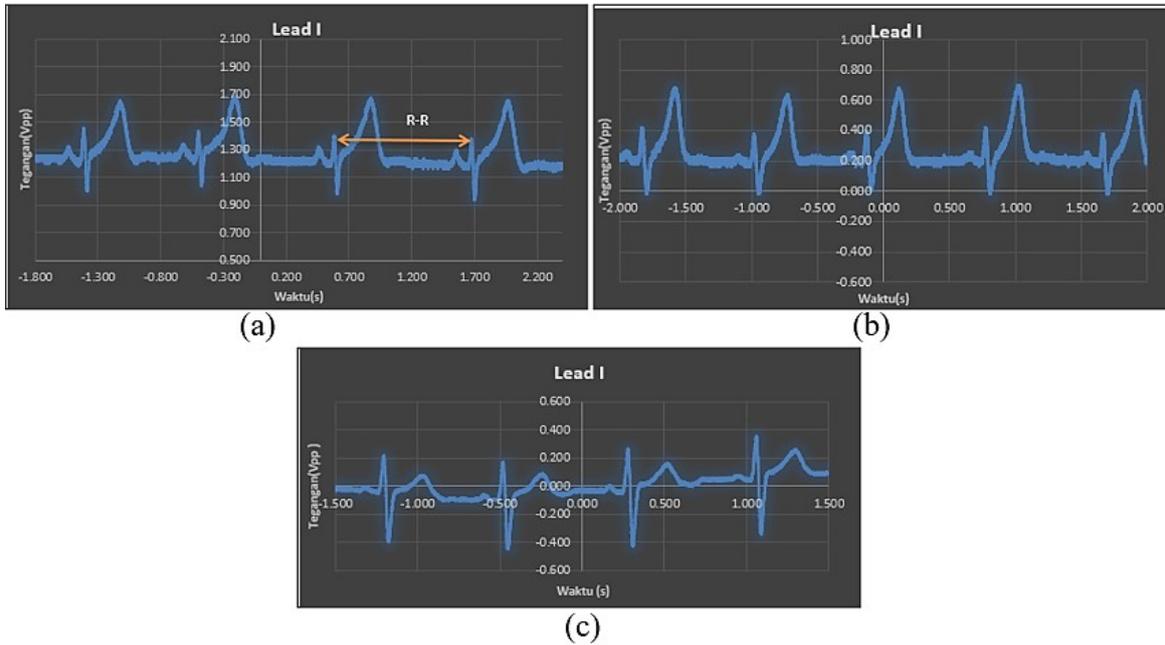
Gambar 8. Perangkat EKG Berbasis IoT

Pengujian Modul Elektrokardiograf

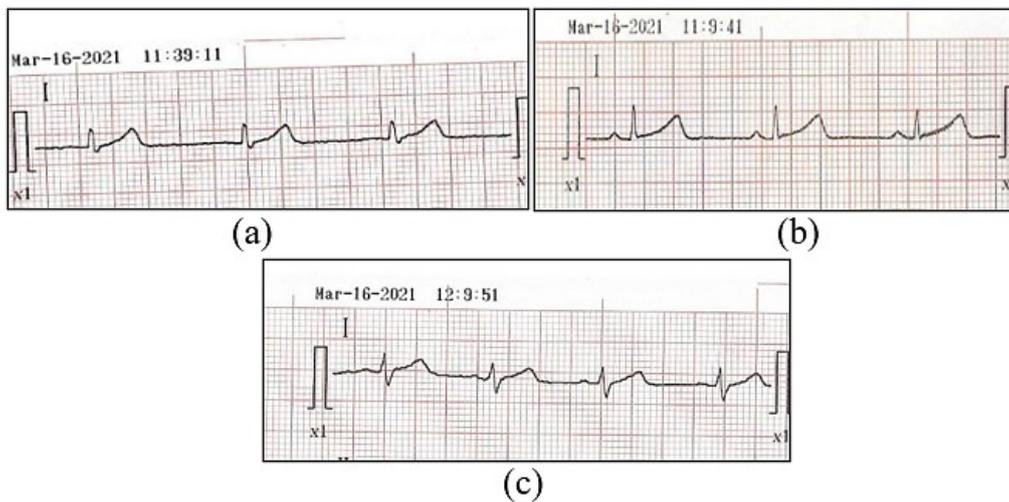
Proses kalibrasi dilakukan dengan membandingkan grafik EKG dan nilai BPM. Pengambilan data menggunakan modul EKG dilakukan lebih dulu dibandingkan kalibrator dengan selang waktu kurang lebih 4 menit. Hal ini tidak dilakukan secara bersamaan karena elektroda yang digunakan terlalu banyak sehingga daerah sadapan yang akan diidentifikasi menjadi sempit dan dapat mengakibatkan arus balik dari elektroda ground pada kalibrator yang dapat mempengaruhi tegangan masukan pada elektroda masukan modul EKG. Pengujian dilakukan dengan menganalisis grafik EKG pada modul EKG dan membandingkan data BPM. Analisis grafik EKG dilakukan dengan indikator perbandingan gelombang P. Hal ini karena gelombang P jantung manusia normal berada di bawah 0,3 mV (Sulastomo dkk., 2019).

Pengujian Lead I

Lead I EKG menunjukkan beda potensial antara tangan kiri (LA) dengan tangan kanan (RA) (Hall & Hall, 2021).



Gambar 9. Lead I Modul EKG (a) Objek 1 (b) Objek 2 (c) Objek 3



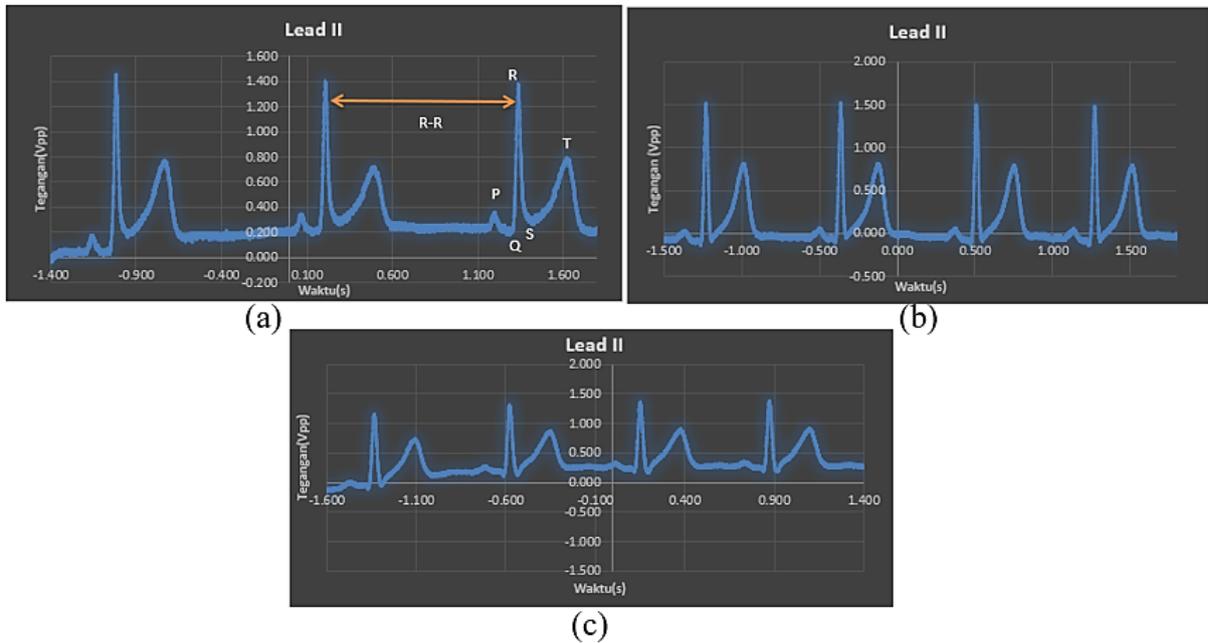
Gambar 10. Lead I Kalibrator (a) Objek 1 (b) Objek 2 (c) Objek 3

Gambar 9 menunjukkan grafik modul EKG lead I dan Gambar 10 menunjukkan grafik EKG kalibrator lead I. Berdasarkan gambar tersebut dapat diketahui objek satu dan dua memiliki ketinggian gelombang T yang lebih tinggi dari gelombang QRS. Hal ini menunjukkan perbedaan pada kalibrator yang menunjukkan gelombang QRS lebih tinggi sedikit dari gelombang T. Namun pada Lead I objek 3 didapatkan grafik EKG yang sesuai dengan kalibrator dengan ketinggian gelombang T lebih rendah dari gelombang QRS dan lebih tinggi dari gelombang P. Tegangan keluaran gelombang P modul EKG

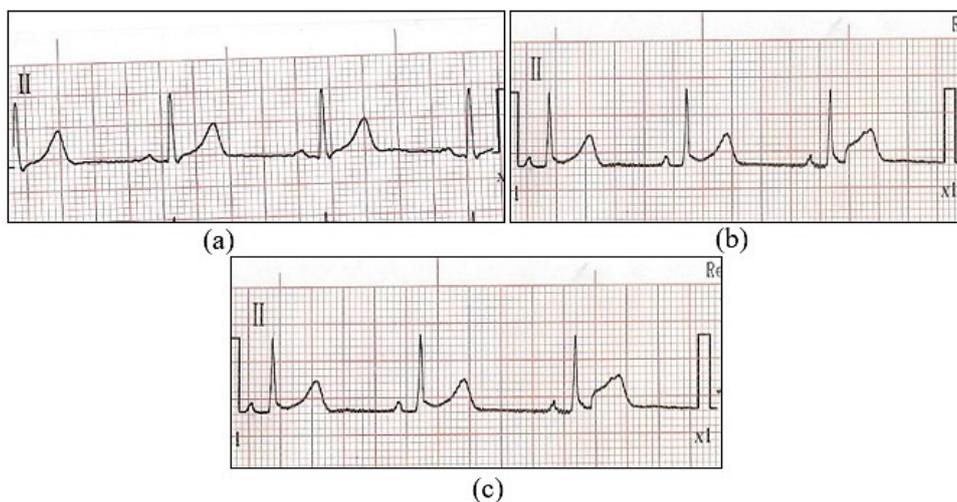
sekitar $0,12 V_{pp}$ dan pada EKG kalibrator sebesar $0,1 mV_{pp}$. Oleh karena itu, dapat dikatakan modul EKG mampu mengalami penguatan yang cukup tinggi.

Pengujian Lead II

Lead II menunjukkan perbedaan potensial antara tangan kanan (RA) dengan kaki kiri (LL) dari modul EKG dan EKG kalibrator.



Gambar 11. Lead II Modul EKG (a) Objek 1 (b) Objek 2 (c) Objek 3



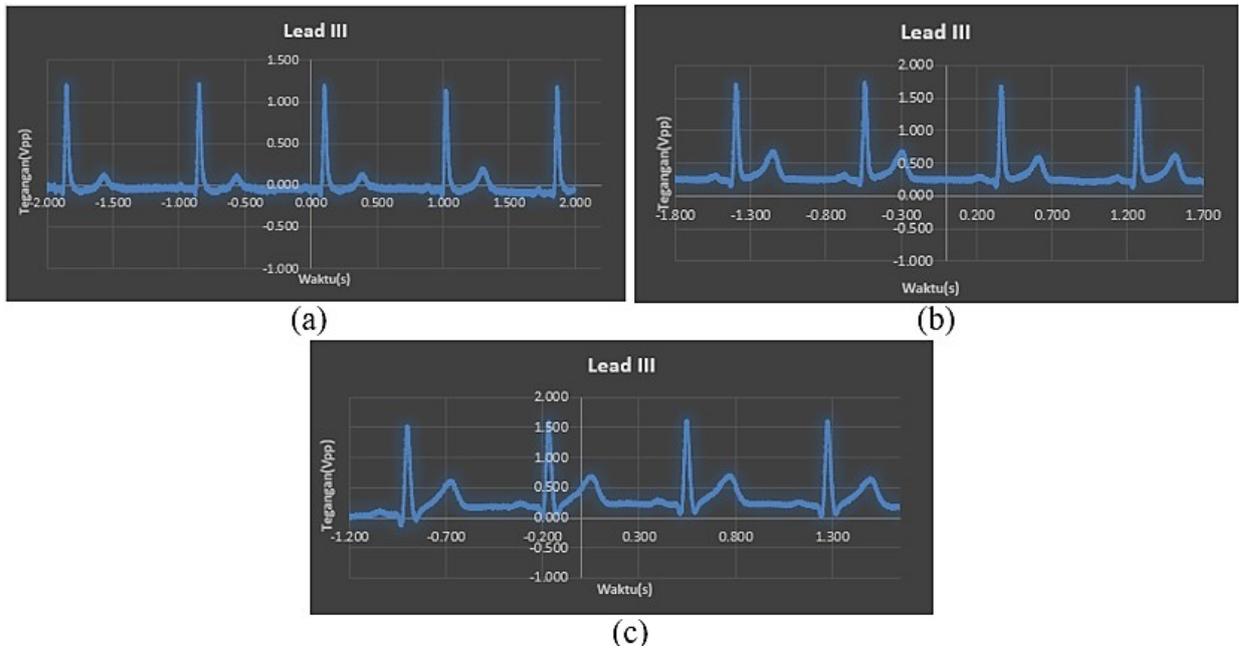
Gambar 12. Lead II Kalibrator (a) Objek 1 (b) Objek 2 (c) Objek 3

Gambar 11 merupakan grafik EKG pada modul yang mampu menampilkan gelombang T yang lebih rendah dari gelombang QRS dan lebih tinggi dari gelombang P. Hal tersebut, sesuai dengan data yang ditampilkan kalibrator EKG yang ditunjukkan pada Gambar 12. Lead II modul EKG

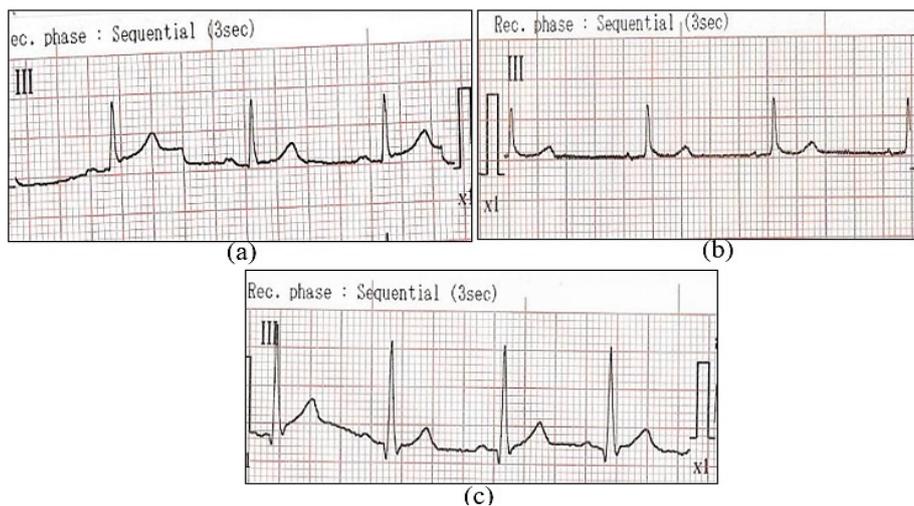
menghasilkan tegangan keluaran gelombang P sekitar $0,14 V_{pp}$ sedangkan pada kalibrator sebesar $0,18 mV_{pp}$. Oleh karena itu, modul EKG dikatakan mengalami penguatan.

Pengujian Lead III

Lead III menggambarkan aktivitas jantung yang diidentifikasi sebagai perbedaan potensial tangan kiri (LA) dengan kaki kiri (LL) pada modul EKG dan EKG kalibrator.



Gambar 13. Lead III Modul EKG (a) Objek 1 (b) Objek 2 (c) Objek 3



Gambar 14. Lead III Kalibrator (a) Objek 1 (b) Objek 2 (c) Objek 3

Berdasarkan Gambar 13 dapat diketahui grafik EKG lead III pada modul mampu menampilkan gelombang T yang lebih rendah dari gelombang QRS dan lebih tinggi dari gelombang P. Hal ini sesuai dengan grafik EKG kalibrator yang ditampilkan pada Gambar 14. Pada modul EKG

tegangan gelombang P sebesar $0,08 V_{pp}$ sedangkan pada kalibrator sebesar $0,1 mV_{pp}$. Oleh karena itu, modul EKG dapat dikatakan mengalami penguatan sinyal dan sesuai dengan grafik EKG kalibrator.

Tabel 4. Perbandingan Tegangan Gelombang P

Objek	Lead	Modul EKG		Kalibrator
		Tegangan gelombang P (V_{pp})	Tegangan kalibrasi gelombang P (mV_{pp})	Tegangan gelombang P (mV_{pp})
1	L I	0,120	0,15	0,1
	L II	0,140	0,18	0,2
	L III	0,080	0,10	0,1
2	L I	0,080	0,10	0,1
	L II	0,160	0,20	0,2
	L III	0,080	0,10	0,1
3	L I	0,048	0,06	0,1
	L II	0,100	0,13	0,1
	L III	0,100	0,13	0,1

Tabel 4 menunjukkan perbandingan tegangan keluaran gelombang P pada EKG terkalibrasi sebagai kalibrator dengan Modul EKG yang dirancang. Data yang ditampilkan berupa tegangan gelombang P lead I, II, dan III dari ketiga objek. Hal tersebut didasari karena gelombang P memiliki ambang batas tegangan keluaran maksimum sebesar $0,3 mV_{pp}$. Berdasarkan tabel tersebut dapat diketahui nilai gelombang P yang dihasilkan pada modul EKG mendekati tegangan keluaran gelombang P kalibrator. Data gelombang P pada modul EKG berada di bawah ambang batas yang ditentukan. Pada modul EKG datanya memiliki skala terkecil hingga tiga angka dibelakang koma sedangkan pada kalibrator hanya satu angka dibelakang koma. Berdasarkan hal tersebut menunjukkan grafik dan data yang dihasilkan modul EKG sesuai dengan EKG terkalibrasi sebagai kalibrator.

Pengujian BPM

Tabel 5 menunjukkan hasil pengujian modul EKG dengan EKG terkalibrasi. Data yang dibandingkan berupa beat per minute (BPM) jantung. Data BPM modul EKG didapatkan dengan menghitung jarak dari puncak gelombang R ke R sebanyak 16 data yang kemudian dirata-rata untuk mendapatkan nilai BPM modul. Data BPM EKG terkalibrasi diambil dengan dua kali pengulangan. Hasil pengujian BPM modul EKG dengan kalibrator didapatkan nilai *error* rata-rata sebesar 2,16%. Besar penyimpangan *heart rate calibration* sebesar $\pm 5\%$ sesuai standard jaminan mutu dan keselamatan EKG (Hidayat, 2016). Oleh karena itu, modul EKG mampu menghasilkan *error* dibawah ambang batas yang telah ditentukan. *Error* dan beberapa grafik EKG yang tidak stabil diakibatkan oleh beberapa faktor diantaranya jenis elektroda yang digunakan, panjang dan jenis kabel, dan keadaan objek.

Tabel 5. Data BPM Pengujian Modul EKG Dengan Kalibrator

Objek	Jenis Kelamin	Umur	BPM Modul EKG	BPM Kalibrator	Error
1	Laki-laki	21	62,57	63,50	1,47%
2	Laki-laki	20	68,96	66,00	4,49%
3	Laki-laki	20	79,42	79,00	0,53%
Rata-rata					2,16%

Faktor yang pertama karena penggunaan jenis elektroda yang berbeda antara kalibrator dengan modul EKG sehingga mempengaruhi besar tegangan yang mampu disadap. Elektroda yang digunakan pada kalibrator berupa bola elektroda dan gel elektrolit dengan 12 sadapan sedangkan modul EKG menggunakan elektroda *disposable* yang digunakan sekali pakai dengan 2 sadapan masukan. Hal ini menunjukkan kemampuan EKG terkalibrasi dalam mendeteksi tegangan jantung lebih tinggi dari modul EKG.

Faktor yang kedua adalah panjang dan bahan kabel. BPM berkaitan erat dengan waktu. Oleh karena itu, kemampuan transmisi data pada kabel dan modul sangat mempengaruhi. Semakin panjang kabel yang digunakan akan semakin besar hambatan yang dihasilkan sehingga kemampuan transmisi data dapat terhambat dan segmen antar gelombang akan semakin lebar serta jenis bahan kabel yang digunakan.

Faktor yang ketiga adalah keadaan pasien. Gelombang yang dihasilkan jantung sangat kecil yaitu 0,1 mV hingga 1 mV (Becchetti dkk., 2013). Oleh karena itu, saat ada gangguan berupa pergerakan tangan atau kontraksi otot organ tubuh lainnya akan mengalami gangguan berupa noise dan ketidakstabilan segmen antar gelombang. Oleh karena itu, keadaan pasien saat pengambilan data harus dalam keadaan berbaring dan tidak melakukan pergerakan organ tubuh lainnya.

Pembuatan Perangkat Lunak

Pembuatan perangkat lunak dilakukan dua tahap yaitu tahap pemrograman pengolahan data dan penampilan data. Pembuatan dilakukan dengan logika dasar seperti pada diagram alir Gambar 4. Pembuatan perangkat lunak pengolahan data menggunakan Arduino IDE. Perangkat lunak ini digunakan untuk mengolah data hasil pembacaan modul EKG berupa data analog. Data analog diproses untuk menghasilkan grafik EKG dan data *heart rate* berupa BPM jantung. Proses pertama diawali dengan pembuatan program pada Arduino IDE seperti yang terlihat pada Gambar 15.

```

if((data_cek[2] >= data_cek[0]+200) && (data_cek[2] >= data_cek[4]+200))
{
  if(waktu_now < waktu_cek[2]-40) //mengeliminasi impuls jika sudah terdeteksi impuls
  {
    digitalWrite(merah, HIGH);
    waktu_past = waktu_now;
    waktu_now = waktu_cek[2];
    waktu_selisih = waktu_now - waktu_past;
    selisih_cek[4] = selisih_cek[3]; //mengeser stak 5 selisih waktu impuls terakhir
    selisih_cek[3] = selisih_cek[2];
    selisih_cek[2] = selisih_cek[1];
    selisih_cek[1] = selisih_cek[0];
    selisih_cek[0] = waktu_selisih;
  }
}

```

Gambar 15. Program Pendeteksian Gelombang QRS.

Gambar 15 menunjukkan program menentukan gelombang QRS sebagai tahap awal menentukan BPM. Program akan menampilkan data berupa tegangan. Tegangan tertinggi diidentifikasi sebagai puncak QRS yang ditandai dengan perubahan secara signifikan terhadap tegangan setelahnya. Proses sampling dengan menentukan rentang gelombang P, QRS, dan T melalui pengambilan data dua teratas dan dua terbawah dari tegangan tertinggi. Ketika data tegangan maksimum terbaca maka LED merah aktif. Selanjutnya LED merah non-aktif setelah dilakukan perhitungan asumsi rentang gelombang EKG. Hal ini menggambarkan keadaan LED sebagai detak jantung.

Gambar 16 menunjukkan proses pembacaan gelombang QRS selanjutnya untuk menentukan interval puncak R ke R berikutnya yang diidentifikasi sebagai segment RR. Pembacaan dilakukan dengan menggantikan posisi data pertama saat perhitungan pertama dengan data kedua dan

dilakukan secara terus menerus sampai pada data di detik ke enam. Saat proses sampling didapatkan data dengan perubahan tegangan yang signifikan maka diidentifikasi sebagai puncak R berikutnya. Jarak dari R ke R akan dibaca dan diproses pada perintah “selisih_cek”. Proses akan terus berlanjut dan dilakukan sampling sebanyak lima kali atau lima segment.

```
digitalWrite(merah, LOW);

data_cek[4] = data_cek[3];          //menggeser stak 5 data ADC terakhir
data_cek[3] = data_cek[2];
data_cek[2] = data_cek[1];
data_cek[1] = data_cek[0];

waktu_cek[4] = waktu_cek[3];       //menggeser stak 5 data waktu pembacaan terakhir
waktu_cek[3] = waktu_cek[2];
waktu_cek[2] = waktu_cek[1];
waktu_cek[1] = waktu_cek[0];

data_cek[0] = analogRead(data);    //mengisi data terakhir stak data ADC dengan hasil pembacaan ADC
waktu_cek[0] = millis();           //mengisi data terakhir stak waktu dengan waktu terakhir pembacaan ADC
data_array[count] = data_cek[0];   //menyimpan data ADC terakhir ke dalam data_array sesuai indeks count
bpm_final = 60000 / ((selisih_cek[0] + selisih_cek[1] + selisih_cek[2] + selisih_cek[3] + selisih_cek[4]) / 5)
```

Gambar 16. Program Menghitung *Heart Rate*.

Penentuan data *heart rate* sebagai BPM akhir dilakukan dengan menggunakan persamaan BPM dan menggunakan ΔR rata-rata. Transmisi data dilakukan menggunakan jaringan internet ke *platform spreadsheet*. Data yang ditransmisikan dalam bentuk paket data. Paket data berisikan data hasil pengukuran selama 6 detik. Hal ini didasari pada perhitungan grafik EKG jantung yang tidak teratur dilakukan dengan menghitung jumlah gelombang QRS selama 6 detik (Sulastomo dkk., 2019).

Penampilan data dilakukan melalui *platform spreadsheet*. Data dari Arduino IDE akan diproses dan ditransmisikan oleh ESP 8266 menggunakan jaringan internet dan dibaca serta ditampilkan pada *platform online google spreadsheet* oleh Gambar 17.

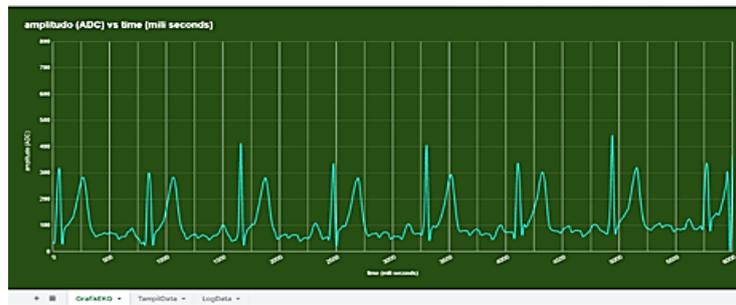


```
1 function doGet(e) {
2   //Logger.log(JSON.stringify(e));
3   var result = 'Asumsi Test Berhasil';
4
5   if(e.parameter != 'undefined')
6   {
7     result = 'Tidak Ada Parameter';
8   }
9   else
10
11   var ekg = SpreadsheetApp;
12   var sheet_ekg = ekg.openById('1q6dRn@t4x2nDN--1YMrs1knvt8u7W3jXJbh7xiMAgs');
13   var tampil_data = sheet_ekg.getSheetByName('TampilData');
14   var log_data = sheet_ekg.getSheetByName('LogData');
15
16   //mengisi log data di sheet LogData
17   var baris_baru = log_data.getLastRow() + 1;
18   var baris_data = []; //baris data yang akan d
19
```

Gambar 17. Program Pada *Platform Spreadsheet*.

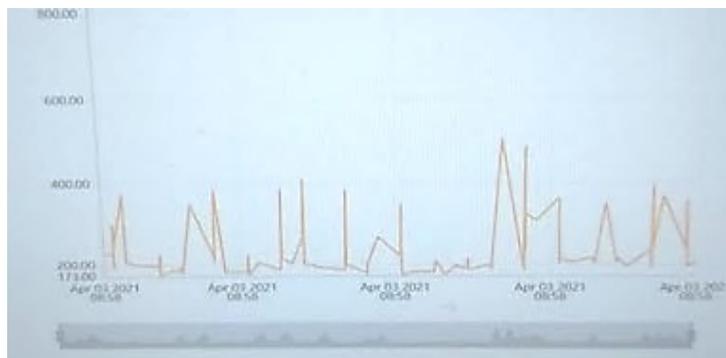
Gambar 17 menggambarkan program pada *platform google spreadsheet*. *Platform spreadsheet* menggunakan bahasa pemrograman *javascript*. Pada *google spreadsheet* perlu dibentuk suatu program yang mampu menerima data dari ESP8266. Proses ini dilakukan dengan memasukan URL ESP8266 ke *script spreadsheet* dan menentukan parameter pembacaan data yang sama pada Arduino dengan

spreadsheet. Hal ini yang menentukan program dapat diterima dan ditampilkan pada *google spreadsheet*. Proses terakhir adalah penataan data sesuai kolom dan baris yang diinginkan pada *script*.



Gambar 18. Tampilan Grafik EKG Pada *Platform Spreadsheet*.

Gambar 18 menunjukkan paket data yang ditampilkan dalam bentuk grafik pada *platform spreadsheet*. Sumbu x menunjukkan waktu dalam milisekon dan sumbu y menggambarkan tegangan yang dikonversi dalam bentuk digital. Gambar diambil dengan posisi objek duduk sehingga terdapat noise pada segmen T-P. Namun, dari sisi penampilan mampu menampilkan gelombang P, QRS, dan T cukup jelas. Pada *spreadsheet* dibuat dalam tiga *sheet*. Sheet pertama menampilkan grafik EKG, sheet kedua menampilkan data ADC dan waktu data dikirim, dan sheet ketiga menampilkan waktu, BPM, dan ADC secara keseluruhan. Tampilan data pada *google spreadsheet* dapat diubah sesuai dengan kebutuhan data yang diperlukan.



Gambar 19. Tampilan Grafik EKG pada *Ubidots*.

Platform spreadsheet digunakan karena memiliki beberapa kelebihan yaitu data hasil pengujian dapat disimpan, data yang ditampilkan dapat berupa paket, dan data dapat ditransmisikan dalam bentuk *link google drive*. *Google drive* mudah untuk diakses dalam bentuk file apapun termasuk *spreadsheet*. Ruang penyimpanan pada *spreadsheet* cukup besar karena berada pada penyimpanan *google drive* sebesar 15,0 GB (Trilaksono, 2020). Hal ini menjadi keunggulan *spreadsheet* dibandingkan *platform ubidots*. *Ubidots* mampu menampilkan data setiap 1 detik pada kenyataannya dapat terjadi *delay* hingga 2 detik sehingga terjadi kehilangan data. Hal ini terjadi karena *platform* bekerja tidak berdasarkan paket data sedangkan aktivitas kontraksi jantung bekerja secara normal kurang dari satu detik untuk satu detik. Oleh karena itu grafik EKG tidak presisi seperti Gambar 19. Berdasarkan penelitian pengukuran menggunakan situs *ubidots* tidak sepenuhnya *real time* atau terdapat *delay*. Pada pengukuran detak jantung dan suhu badan terdapat *delay* sebesar 11,97 detik dan 5,08 detik. Hal ini

menunjukkan *delay* yang terjadi pada situs *ubidots* cukup tinggi (Puiterson dkk., 2018). Sehingga penggunaan paket data pada *platform spreadsheet* meminimalisir hilangnya data pada grafik EKG.

SIMPULAN

Elektrokardiograf berhasil dibuat dengan penguatan total sebesar 728 kali sehingga grafik EKG yang dihasilkan mampu menampilkan gelombang P, QRS, dan T dengan jelas. Karakteristik dari modul EKG diperoleh melalui pengujian nilai BPM pada tiga objek. Objek pertama menghasilkan *error* BPM sebesar 1,47%. *Error* objek kedua sebesar 4,49%. Pada objek ketiga didapatkan nilai *error* 0,53% sehingga didapatkan rata-rata *error* sebesar 2,16%. Oleh karena itu, dapat dikatakan EKG yang dihasilkan berfungsi dengan baik.

REFERENSI

- Andrianto, S., & Laela, S. (2017). Perancangan simulator EKG (elektronikardiograf) menggunakan software Proteus 8.0. *Ilmiah KOMPUTASI*, 16(2), 133–138.
- Becchetti, C., & Neri, A. (2013). *Medical instrument design and development from requirements to market placements*. John Wiley & Sons.
- Hall, J. E., & Hall, M. E. (2021). *Guyton and Hall: Textbook of medical physiology 14th edition*. Elsevier.
- Hidayat, S. W. (2016). *Jaminan mutu dan keselamatan EKG melalui standar dan pengujian*. LIPI.
- Nasiqin, I., Surtono, A., & Pauzi, G. (2015). Rancang bangun penguat biopotensial elektrokardiografi (EKG) Berbasis IC AD620. *Teori Dan Aplikasi Fisika*, 3(2), 188–194.
- Nazmah, A. (2011). *Cara praktis dan sistematis belajar membaca elektrokardiograf (EKG)*. Gramedia.
- Patwa, A., & Shah, A. (2015). Anatomy and physiology of respiratory system relevant to anaesthesia. *Indian Journal of Anaesthesia*, 59(9), 533–541.
- Puiterson, D., & Wirawan. (2018). Purwarupa jaringan sensor medis nirkabel berbasis komputasi awan. *Journal Teknik ITS*, 7(1), 2337–3520.
- Putri, R. A., Mindara, J. Y., & Suryaningsih, S. (2017). Rancang bangun wireless elektrokardiogram (EKG). *Jurnal Ilmu Dan Inovasi Fisika*, 1(1), 58–64.
- Soegijanto, R., Nurhadi, I., Nurbambang, S., Prihadi., Soewarno, S., Malin, R., Heryanto, J., Sujatmiko, W., & Nugroho, R. (2012). *Pedoman teknis prasarana sistem tata udara pada bangunan rumah sakit*. Kementerian Kesehatan RI.
- Sulastomo, H., Kusumawati, R., Suselo, Y. H., Indarto, D., Jusup, S. A., & Myrtha, R. (2019). *Interpretasi pemeriksaan elektrokardiografi (EKG)*. Fakultas Kedokteran Universitas Sebelas Maret.
- Team NCPERE. (2020). Vital surveillances: the epidemiological characteristics of an outbreak of 2019 novel coronavirus diseases (COVID-19). *China CDC Weekly*, 2(8), 113–122.
- Theo, W. ., Achmad, A., & Nada, F. . (2016). Sistem monitoring elektrokardiografi berbasis aplikasi android. *Teknik ITS*, 5(2), 99–105.
- Trilaksono, A. R. (2020). Efektivitas penggunaan google drive sebagai media penyimpanan di kalangan mahasiswa. *Jurnal Digital Teknologi Informasi*, 1(2), 91.
- World Health Organization. (2020). *Cardiovascular disease*. World Health Organization. https://www.who.int/health-topics/cardiovascular-diseases#tab=tab_1
- Yang, X., Yu, Y., Xu, J., Shu, H., Xia, J., & Liu, H. (2020). Clinical course and outcomes of critically ill patients with SARS-CoV-2 pneumonia in Wuhan, China: a single-centered, retrospective, observational study. *Lancet Respir Med*, 8(5), 475–481.