

# Analisis Pengiriman Data Pada Rancang Bangun ECG Dengan LoRa Wireless (Sadapan Pada Lead I, II, dan, III)

Enggar Ratnasih<sup>#</sup>, Priyambada C. Nugraha, Dyah Titisari

Jurusan Teknik Elektromedik Poltekkes Kemenkes, Surabaya

Jl. Pucang Jajar Timur No. 10, Surabaya, 60245, Indonesia

[#enggarratna48@gmail.com](mailto:enggarratna48@gmail.com), [pcn1967@poltekkesdepkes-sby.ac.id](mailto:pcn1967@poltekkesdepkes-sby.ac.id), [ti2-sari@poltekkesdepkes-sby.ac.id](mailto:ti2-sari@poltekkesdepkes-sby.ac.id)

**Abstrak**— Cardiovascular disease is the leading cause of death in the world and the number one killer in Indonesia, with a mortality rate of 17.05%, early detection of heart health conditions can be done using an electrocardiograph (ECG) signal examination, so that the data transmission process can run effectively and produce waves that are accurate and minimize noise so that the process of reading data by competent medical personnel in making decisions or diagnosing a patient's heart disease runs fast. In this study, heart signals were detected using electrodes attached to the right hand, right leg, left leg and the data were processed on the AD620 IC, HPF and LPF filters and then processed using Arduino nano with digital filter implementation and then displayed on the TFT and PC. The research method by measuring healthy adult humans and the state of activity was carried out 5 times, then the measurement results were compared with the phantom ECG. The result of the research is that there is no loss of data on delivery when given baudrate variations, then the results of the delivery in conditions without a barrier at a distance of 5-20 have a delivery delay of 1 second and a delay of 2 seconds at a distance of 25-30 and a delay of 3 seconds at a distance of 35-44. while in the barrier condition there is a delay of 1 second at a distance of 5-10 meters. This tool can detect heart signals in leads I, II, III and the results can be sent using LoRa Wireless, in the future research can be developed with further data transmission distances.

**Keyword**—ECG, LORA wireless

**Abstrak**— Penyakit kardiovaskular merupakan penyebab kematian utama di dunia dan pembunuh nomor satu di Indonesia, dengan angka kematian sebesar 17,05% pendeteksi dini terhadap kondisi kesehatan jantung dapat dilakukan menggunakan pemeriksaan sinyal *electrocardiograf* (ECG), agar proses pengiriman data dapat berjalan efektif serta menghasilkan gelombang yang akurat dan meminimalisir noise agar proses pembacaan data oleh tenaga medis yang berkompeten dalam pengambilan keputusan atau diagnosa suatu penyakit jantung pasien berjalan cepat. Dalam studi ini, sinyal jantung dideteksi menggunakan elektroda yang terpasang pada tangan kanan, kaki kanan, kaki kiri data diolah pada IC AD620, Filter HPF dan LPF kemudian diolah menggunakan arduino nano dengan implementasi filter digital kemudian ditampilkan pada TFT dan PC. Metode penelitian dengan mengukur pada manusia dewasa sehat dan keadaan beraktivitas, dilakukan sebanyak 5 kali, kemudian hasil pengukuran dilakukan pembandingan dengan phantom ECG. Hasil dari penelitian tidak adanya loss data pada pengiriman ketika diberikan variasi baudrate kemudian hasil pengiriman pada kondisi tanpa penghalang pada jarak 5-20 terdapat delay pengiriman yaitu 1 detik dan delay 2 detik pada jarak 25-30 dan delay 3 detik pada jarak 35-44, sedangkan pada kondisi penghalang terdapat delay sebesar 1 detik pada jarak 5-10 meter. Alat ini dapat mendeteksi sinyal jantung pada lead I, II, III dan hasil dapat dikirimkan menggunakan LoRa Wireless, kedepannya penelitian dapat dikembangkan dengan jarak pengiriman data yang lebih jauh.

**Kata Kunci**—ECG, LORA wireless

## I. PENDAHULUAN

Penyakit kardiovaskular merupakan penyebab kematian utama di dunia dan pembunuh nomor satu di Indonesia. Angka kematian karena kardiovaskular di Indonesia adalah sebesar 17,05% dari total kematian[1]. Data *World Health Organization* (WHO) tahun 2016 menunjukkan 31% dari

kematian global disebabkan oleh penyakit kardiovaskular, dengan angka spesifik kematian sebesar 17,9 juta orang, 37% dari 17 juta kematian dibawah usia 70 tahun dan lebih dari 75% kematian terjadi di negara-negara berpenghasilan rendah dan menengah. Data Riset Kesehatan Dasar (RISKESDAS) oleh Badan Litbangkes Kemenkes RI pada tahun 2013 menunjukkan Prevalensi penyakit gagal jantung meningkat seiring dengan bertambahnya umur, tertinggi pada umur 65 – 74 tahun (0,5%)

untuk yang terdiagnosis dokter, menurun sedikit pada umur  $\geq 75$  tahun (0,4%), tetapi untuk yang terdiagnosis dokter atau gejala tertinggi pada umur  $\geq 75$  tahun (1,1%). Untuk yang didiagnosis dokter prevalensi lebih tinggi pada perempuan (0,2%) dibanding laki-laki (0,1%), berdasarkan diagnosis dokter atau gejala prevalensi sama banyaknya antara laki-laki dan perempuan (0,3%)[2].

Kardiovaskular dapat dicegah dengan mengatasi faktor-faktor resiko penyebab penyakit kardiovaskular. Orang dengan penyakit kardiovaskular atau yang beresiko tinggi kardiovaskular memerlukan deteksi dini manajemen menggunakan konseling serta obat-obat yang sesuai[3]. Apabila faktor resiko dapat diketahui lebih awal maka lebih mudah untuk dilakukannya tindakan pencegahan. Sebagai salah satu upaya untuk mencegah dan mengurangi resiko tersebut maka diperlukannya pendeteksi dini terhadap kondisi kesehatan jantung. Pencegahan serta pendeteksian penyakit kardiovaskular dapat dilakukan dengan melakukan pemeriksaan kesehatan jantung yang dapat dilihat dari hasil rekaman sinyal *electrocardiograf* (ECG). Seorang ahli jantung menilai rekaman sinyal ECG dari bentuk gelombang, durasi, orientasi sinyal dan irama sinyal. Sinyal *electrocardiograf* memiliki bentuk sinyal yang berbeda untuk tiap kelainan jantung sehingga dapat dibedakan antara sinyal jantung normal dengan sinyal jantung berkelainan. Dengan demikian sinyal yang diperoleh dapat dianalisis untuk keperluan deteksi dan diagnosis penyakit atau kelainan jantung. Mengingat kebutuhan ECG tidak hanya digunakan oleh rumah sakit, namun juga diperlukan oleh tenaga medis di daerah tertinggal, perbatasan dan kepulauan (DTPK) untuk membantu pelayanan kesehatan yang notabene peralatan kesehatan dan sarana penunjang di daerah tersebut kurang mencukupi atau terbilang rendah[4] dan tidak hanya peralatan yang terbilang rendah namun tenaga medis yang berkompeten dalam membaca sinyal jantung juga masih sangat terbatas, sehingga untuk tetap membantu pelayanan di daerah yang tertinggal maka hasil pengukuran dari kondisi kesehatan jantung perlu dikirimkan ke tenaga medis yang berkompeten seperti di Rumah sakit. Data pengukuran ECG dapat dikirimkan ke tenaga medis yang berkompeten untuk mempermudah dalam pengambilan keputusan atau diagnosa suatu penyakit jantung pasien.

Dalam melakukan penelitian untuk membuat sebuah rancang bangun ECG tentu harus membuat sebuah filter yang digunakan untuk menyaring *noise* yang dapat mengganggu sebuah sinyal listrik jantung, *noise* dapat disebabkan dari berbagai sumber seperti keringat, respirasi atau pernapasan, gerakan tubuh, pemasangan elektroda, *power line interface* (50/60 Hz), dan *EMG Noise*. Dari beberapa penyebab terjadinya *noise* tersebut maka digunakanlah beberapa filter yang dapat digunakan untuk menekan terjadinya *noise*, filter yang digunakan yaitu filter digital, sehingga pembuatan ECG dapat menggunakan biaya yang rendah tanpa harus menggunakan komponen analog dalam jumlah yang banyak dan mahal.

Tingginya angka kematian yang disebabkan oleh penyakit kardiovaskular mendorong beberapa pengamat untuk melakukan penelitian. Diantaranya pernah dibuat oleh Federica Censi pada tahun 2009 dengan judul *Effect Of High-Pass Filtering On ECG Signal On The Analysis Of Patients Prone To Atrial Fibrillation* dari penelitian ini dilakukan melakukan filter dengan frekuensi *cut off* 0,01, 0,05 dan 0,5 Hz. Hasil menunjukkan bahwa penyaringan ECG mempengaruhi estimasi durasi gelombang P dengan cara yang tergantung pada jenis filter yang digunakan: khususnya, filter dua arah menyebabkan variasi durasi gelombang P yang diabaikan, sedangkan yang searah memprovokasi peningkatan lebih tinggi dari 8%[5]. Pada tahun 2012 telah dibuat penelitian oleh Zeli Gao dkk dengan judul *Design of ECG Signal Acquisition And Processing System*. Pada penelitian tersebut penulis menggunakan *Labview2009* sebagai analisis dan filter digital pada ECG dan hasil tampilan menggunakan komputer yang mengakibatkan jika tidak adanya *komputer* maka perekaman sinyal tidak dapat dilihat[6].

Penelitian selanjutnya dibuat oleh Md. Asif Ahamed dkk tahun 2018 dengan judul *A Cost-Effective Multichannel Wireless ECG Acquisition System*. Pada penelitian tersebut penulis menggunakan *Instrumentation Amplifiers* IC AD620 dengan sadapan lead I, II dan III. Data sinyal yang dihasilkan dikirimkan ke komputer menggunakan *Bluetooth* HC-05 dengan jarak maksimal 10 meter tanpa penghalang, kekurangannya yaitu untuk tampilan masih menggunakan PC, sehingga apabila tidak ada PC maka sinyal tidak bisa di tampilkan[7]. Pada tahun 2016 telah dibuat penelitian oleh Shin-Chi Lai dengan judul *Low-Cost Prototype Design of a Portable ECG Signal Recorder*. Pada penelitian ini penulis menggunakan filter digital *low pass filter* FIR untuk diterapkan pada ECG dan tampilan menggunakan LCD TFT untuk memudahkan dalam melihat hasil perekaman. Namun sinyal yang ditampilkan hanya satu sinyal tanpa ada perhitungan BPM[8][9].

Berdasarkan hasil identifikasi masalah kronologis diatas maka penulis ingin melakukan penelitian “Analisis Pengiriman Data Pada Rancang Bangun ECG Dengan LoRa Wireless (Sadapan Pada Lead I, II, dan, III)” dengan memanfaatkan sistem pengiriman LoRa (*Long Range*) untuk mengatasi kekurangan dari penelitian-penelitian sebelumnya, maka diperlukan ECG yang dapat mengirimkan hasil perekaman jantung secara jarak jauh, praktis, mudah digunakan, dengan hasil rekam gelombang yang lebih akurat dan meminimalisir *noise* dengan parameter yang lebih spesifik, karena semakin banyak jumlah parameter yang diukur, maka nilai persentase hasil semakin akurat sehingga ahli jantung akan lebih mudah dalam melakukan diagnose dan sebagai sarana pencegahan dini terhadap penyakit kardiovaskular.

## II. BAHAN-BAHAN DAN METODE

### A. Setting Percobaan

Untuk pengujian filter digital dilakukan dengan menggunakan function generator sebagai input selanjutnya

arduino yang telah di upload program sebelumnya di lakukan pengambilan data meng-copy data yang tertampil pada serial monitor ke dalam file Excel.

Untuk pengujian lost data Lokasi untuk pengambilan data membutuhkan tempat dengan ketinggian 1 meter untuk menempatkan modul transceiver. Mengkoneksikan transmitter dengan receiver secara wireless. Menggunakan Phantom ECG sebagai pengganti manusia agar mendapatkan sinyal detak jantung yang stabil dengan BPM 60. Melakukan pengambilan data selama 3 detik, untuk melakukan pengambilan data sinyal detak jantung. Meng-copy data yang tertampil pada serial monitor ke dalam file Excel untuk melihat jumlah data dan waktu yang dikirimkan oleh transmitter dan diterima oleh receiver..

### 1) Bahan dan Alat

Penelitian ini menggunakan elektroda EKG sekali pakai (OneMed, Jayamas Medical Industri, Indonesia). Elektroda dipasang di tangan kanan (RA), tangan kiri (LA), kaki kanan (RL), dan kaki kiri (LL) pada manusia. Penguat instrumentasi dibangun berdasarkan AD620. Mikrokontroler Arduino Nano digunakan untuk akuisisi data EKG selanjutnya di tampilkan pada nextion TFT LCD dan komunikasi ke unit komputer menggunakan modul LORA. Osiloskop penyimpanan digital (Textronic, DPO2012, Taiwan) digunakan untuk menguji sirkuit analog. Sebuah phantom ECG (Fluke, PS320, USA) digunakan untuk mengkalibrasi sirkuit analog.

### 2) Eksperimen

Pada penelitian ini setelah perancangan selesai maka dilakukan pengujian respon frekuensi perangkat ini dengan menggunakan function generator sesuai spesifikasi sinyal EKG. Pada tahap kalibrasi, EKG Holter diuji menggunakan simulator EKG (phantom) dengan semua range (30, 60, 120, 180, dan 240 BPM). Setiap setting, keluaran ECG 6 LEAD dihitung untuk memvalidasi hasil penelitian ini. Kemudian melihat hasil pada layar PC dan dilakukan analisis lost data pada pengiriman.

### B. Diagram Balok

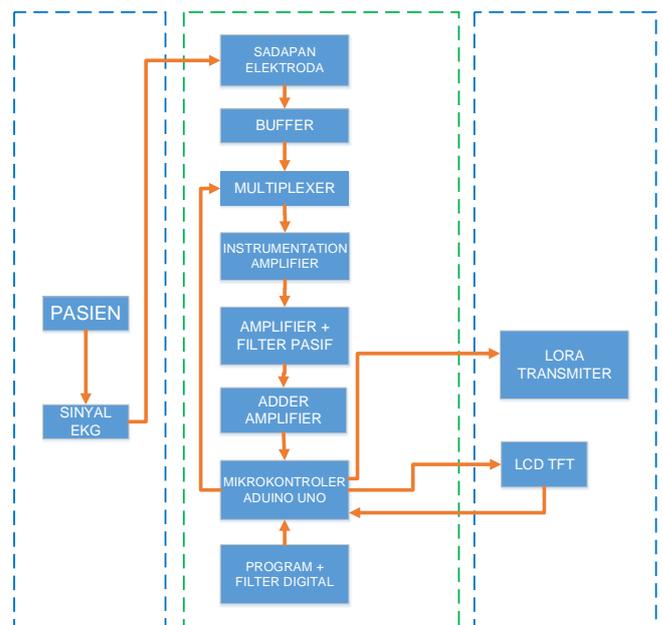
Pada blok pengirim pertama-tama Sinyal jantung pada pasien dideteksi menggunakan elektroda yang dipasangkan kepada pasien pada tangan kanan (RA), tangan kiri (LA), kaki kiri (LL), dan kaki kanan (RL). Pada blok pemroses, Sinyal jantung dideteksi menggunakan rangkaian Instrumentasi dan dilakukan penyangga sinyal dengan menggunakan rangkaian buffer agar sinyal yang dideteksi adalah sinyal yang sebenarnya dan tidak ada sinyal yang hilang.

Selanjutnya sinyal akan dipilih secara bergantian (switching) menggunakan multiplexer untuk memilih sinyal yang akan di sadap. Output instrumentasi akan difilter dengan menggunakan filter pasif dengan nilai frekuensi sesuai nilai frekuensi sinyal jantung serta dikuatkan oleh amplifier. Selanjutnya output rangkaian akan disesuaikan nilai referensinya agar bisa dibaca oleh mikrokontroler dengan

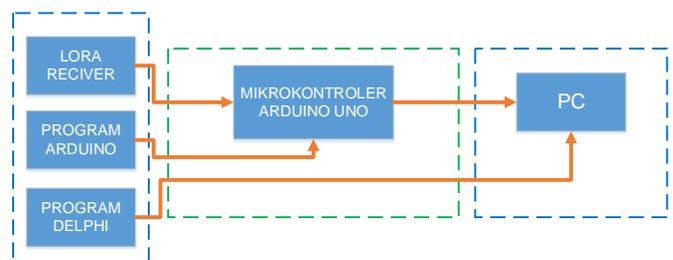
menggunakan rangkaian adder sehingga data sinyal tidak ada yang terpotong atau hilang.

Output rangkaian Adder akan dihubungkan ke mikrokontroler melalui PORT ADC yang berfungsi mengkonversi dari data analog menjadi data digital. EKG kemudian akan diproses pada Arduino. Kemudian akan dilakukan pengimplementasian filter digital (menggunakan rumus). Data yang telah di filter digital akan ditampilkan berupa grafik sinyal EKG pada LCD TFT.

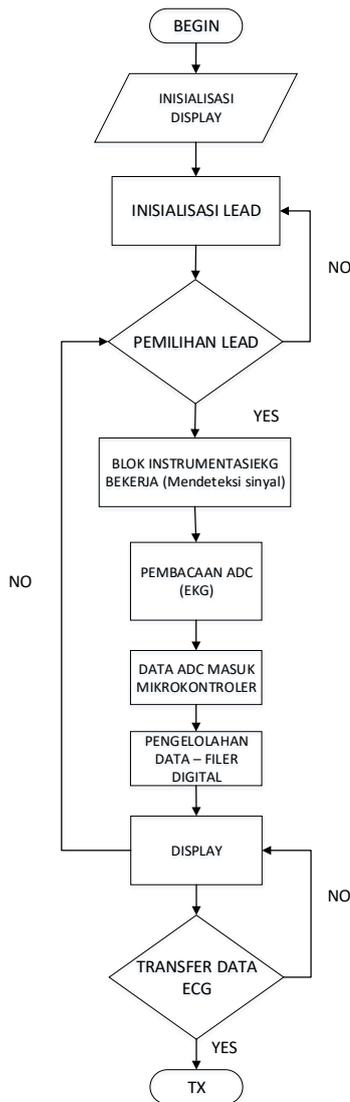
Selanjutnya pada blok penerima / receiver data yang dikirim dari transmitter akan diterima oleh modul lora sebagai receiver setelah itu masuk ke mikrokontroler untuk di olah datanya yang nantinya akan dikirim ke Personal computer (PC) dan ditampilkan pada layar.



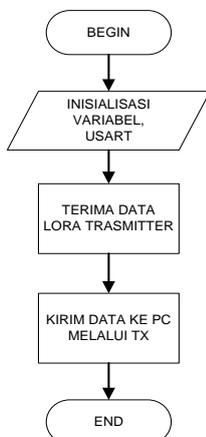
Gambar 1. Diagram Blok Transmitter (Pengirim)



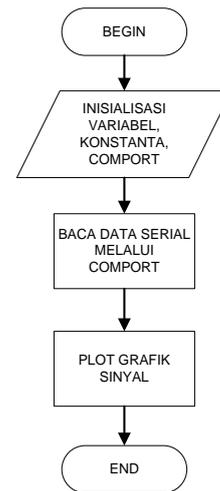
Gambar 2. Diagram Blok Receiver (penerima)



Gambar 3. Diagram alir transmitter (Pengirim)



Gambar 4. Diagram alir receiver (Penerima)



Gambar 5. Diagram alir pada PC

### C. Diagram Alir

Pada diagram alir pengirim Ketika alat mulai di start, Setelah dinyalakan alat akan melakukan inisialisasi. Kemudian User memasang Elektroda kepada pasien. Inisialisasi lead dilakukan untuk mengambil sinyal tubuh kemudian dilakukan pemilihan lead menggunakan IC multiplexer dan disadap menggunakan rangkaian instrumentasi dan filter. Data sinyal akan diolah mikrokontroler pengondisi sinyal mengirimkan data pada mikro kemudian mikrokontroler akan membaca data. data diolah serta dilakukan filter digital pada data sinyal. Sinyal yang telah di olah dan dilakukan filter digital ditampilkan pada LCD TFT.

Pada diagram alir penerima Ketika alat mulai di start, Setelah dinyalakan alat akan melakukan inisialisasi variabel, konstanta dan LoRa untuk komunikasi dengan arduino receiver yang kemudian data akan dikirimkan ke PC melalui komunikasi data serial pada kaki TX arduino.

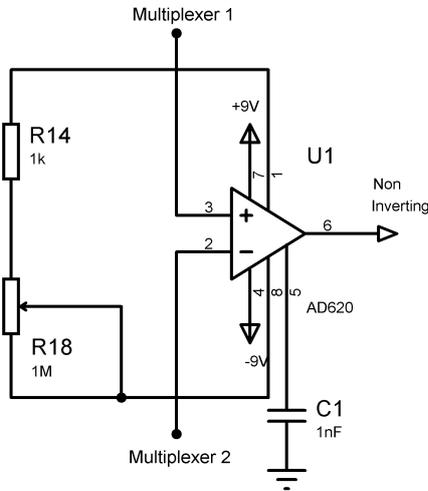
Pada diagram alir pada PC Ketika alat mulai di start, Setelah dinyalakan alat akan melakukan inisialisasi variabel, konstanta dan comport untuk komunikasi dengan arduino receiver yang kemudian data yang telah dikirimkan melalui komunikasi serial akan diolah untuk ditampilkan dalam bentuk grafik pada PC

### D. Rangkaian Analog

pengembangan ini adalah rangkaian analog yang dijelaskan pada Gambar 3 (penguat instrumentasi), Gambar 4 (filter bandpass), Gambar 5 (filter takik), dan Gambar 6 (penguat ). Sirkuit tersebut digunakan untuk memproses sinyal EKG. Oleh karena itu akan siap untuk pemrosesan digital menggunakan Arduino.

1) Preamplifier

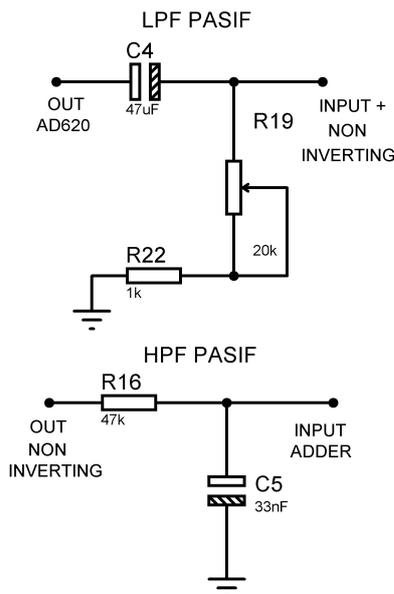
Rangkaian penguat instrumentasi seperti yang ditunjukkan pada Gambar. 3 merupakan penguat awal untuk penguat EKG yang berperan penting dalam pemrosesan analog. Sirkuit ini terdiri dari IC AD620 dan. Penguatan keseluruhan disesuaikan dengan R1 (1M ohm). Dua kabel elektroda dihubungkan ke kaki pin 2 dan 3 seperti yang ditunjukkan pada Gambar 6.



Gambar 6. Instrumentation amplifier

2) Filter

Untuk membatasi frekuensi sinyal; oleh karena itu sinyal EKG yang diproses hanya berdasarkan karakteristik dari sinyal EKG



Gambar 7. Band pass filter

Rangkaian filter berfungsi untuk meredam noise sinyal jantung atau sinyal yang bukan dari aktifitas jantung. Filter pasif ini juga berfungsi sebagai filter awal atau untuk membatasi frekuensi yang selanjutnya akan di olah menggunakan filter digital. Untuk menghilangkan frekuensi noise jantung maka di buat filter pasif Hpf dengan Fc 0.5Hz dan filter pasif Lpf dengan Fc 100Hz

LPF Pasif	HPF Pasif
$f_c = \frac{1}{2\pi RC}$	$f_c = \frac{1}{2\pi RC}$
$f_c = \frac{1}{2.3,14.8 \times 10^3 \cdot 47 \times 10^{-6}}$	$f_c = \frac{1}{2.3,14.47 \times 10^3 \cdot 33 \times 10^{-9}}$

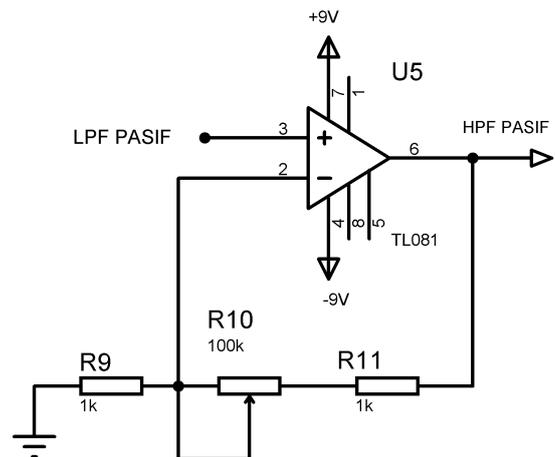
3) Rangkaian Penguat Non Inverting

Rangkaian Penguat Non-Inverting berfungsi untuk menguatkan sinyal instrumentasi agar dapat terbaca oleh pengolah sinyal Arduino (ADC). Berikut perhitungan penguatan pada rangkaian Non-Inverting:

$$G = 1 + \frac{R_{Feedback}}{R_{input}}$$

$$G = 1 + \frac{101K}{1K}$$

$$G = 102 \text{ kali}$$

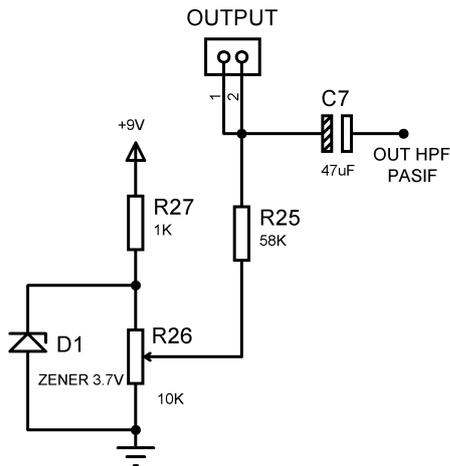


Gambar 8. Rangkaian Non Inverting.

4) Rangkaian Adder

Rangkaian adder digunakan untuk menggeser titik referensi sinyal ECG yang awalnya berada pada nilai 0V dinaikkan

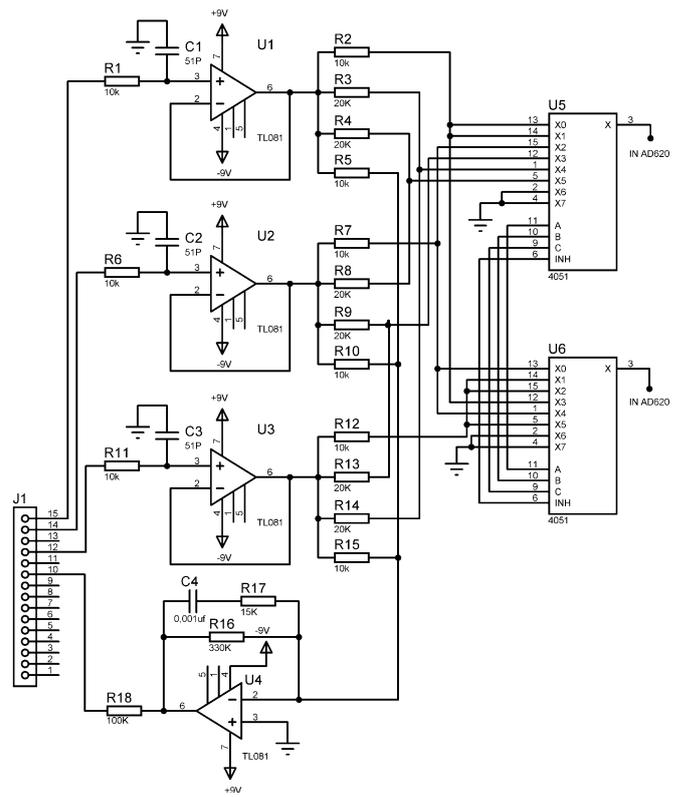
karena mikrokontroler tidak bisa mengolah input dengan nilai tegangan negative.



Gambar 9. Rangkaian Adder

5) Rangkaian Multiplexer

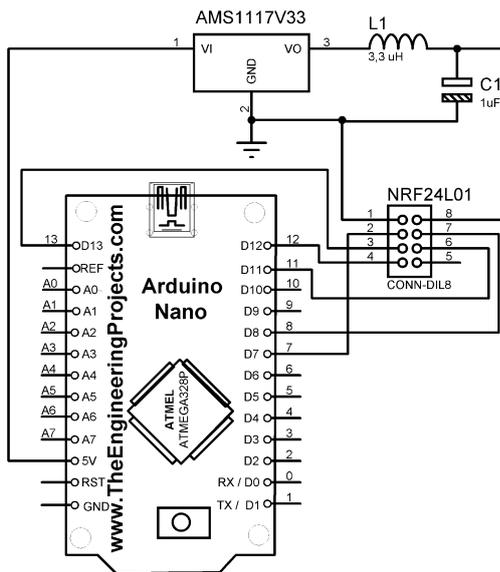
Multiplexer adalah saklar analog yang dikendalikan atau dikontrol secara digital. Multiplexer memungkinkan untuk memilih satu atau lebih data yang terdapat pada input dan untuk suatu saat akan diteruskan pada 1 output, yang dikendalikan pada pin logika pemilihan input. Salah satu IC multiplexer adalah IC 405X dan memiliki beberapa tipe CD4051B, CD4052B, dan CD4053B.



Gambar 10. Summing Amplifier

6) Modul E01-ML01DP5

Transceiver E01-ML01DP5 adalah modul wireless transceiver jarak jauh LoRa yang menyediakan komunikasi Ultra Long Spread spectrum yang memiliki tingkat ketahanan yang tinggi terhadap intervensi dengan konsumsi daya yang rendah. Dengan menggunakan teknik modulasi LoRa yang dipatenkan oleh Semtech, dapat berfungsi dengan biaya yang rendah. Modul LoRa ini juga memiliki kelebihan yaitu sensitivitas kemampuan blocking yang jauh lebih baik dibandingkan sistem modulasi yang konvensional yang menjadikan modul ini menjadi salah satu perangkat transceiver yang unggul dalam jarak jangkauan, ketahanan terhadap intervensi dan konsumsi daya. Ditunjukkan Gambar. 11.



Gambar 11. E01-ML01DP5

### III. HASIL

Pada penelitian ini hasil rangkaian ditunjukkan pada gambar 12 dibawah ini.



Gambar 12. ECG modul

#### 1) Listing Program untuk Arduino ECG 3 LEAD

Dalam tulisan ini, perangkat lunak dibagi menjadi beberapa bagian yaitu untuk pemrograman Arduino dan Delphi. Program listing untuk Arduino ditunjukkan pada Listing Program 1. Yang terdiri dari program untuk filter digitl, tampilan TFT mengirim data ke computer dengan menggunakan LORA.

```
void loop() {
// }
x=analogRead(A5);
string_x = String(x,0); //Sinyal Asli
delayMicroseconds(3200);
```

```
y6=y5;
y5=y4;
y4=y3;
y3=y2;
y2=y1;
y1=y;
//
x6=x5;
x5=x4;
x4=x3;
x3=x2;
x2=x1;
x1=x0;
x0=x;
y=b[0]*x0 + b[1]*x1 + b[2]*x2 + b[3]*x3 + b[4]*x4 +
b[5]*x5 + b[6]*x6 - a[1]*y1 - a[2]*y2 - a[3]*y3 - a[4]*y4 -
a[5]*y5 - a[6]*y6;
m6=m5;
m5=m4;
m4=m3;
m3=m2;
m2=m1;
m1=m;
//
n6=n5;
n5=n4;
n4=n3;
n3=n2;
n2=n1;
n1=n0;
n0=y;
m=c[0]*n0 + c[1]*n1 + c[2]*n2 + c[3]*n3 + c[4]*n4 +
c[5]*n5 + c[6]*n6 - d[1]*m1 - d[2]*m2 - d[3]*m3 - d[4]*m4
- d[5]*m5 - d[6]*m6;
m=m+450;
BPM();
tampilan();
kirim_data(string_m);
Serial.println(m,0);
```

#### 2) Pengambilan data filer digital

Program pengambilan data filter digital dengan menggunakan. Double b adalah koefisien numerator. Sedangkan double a adalah koefisien denominator. Kedua koefisien tersebut di dapatkan dari pembuatan filter dengan menggunakan aplikasi Matlab. x merupakan variable dari input sinyal atau analog Read (A5). Kemudian delay Microseconds (3200) adalah frekuensi sampling dari filter sebesar 250Hz sesuai dengan pembuatan filter pada matlab. Selanjutnya sinyalakan di olah dengan rumus dan setelah di filter (variable y) di tampilkan pada serial untuk di ambil data. Utuk pengambilan data filter dapat di lihat di Listing Program 2.

Listing Program 2. Program Pengambilan data filter digital

```
#define ts 0.004
double b[7] = {0.52066919695152969, 0,-
1.5620075908545892,0, 1.5620075908545892,0,-
0.52066919695152969}; //Butterworth IIR orde 6
double a[7] = {1,-1.2162233557891784,-
1.0997805585317393,0.974636812593769,0.94556490491
953649,-0.3334553285869819,-0.27073415770999187};
double c[7] = {0.60158092813590802, -
1.1515711055882889, 2.5395378048854127,-
2.4594283260037297, 2.5395378048854123,-
1.1515711055882889,0.60158092813590802};
double d[7] = {1,-1.5964126974043886,
2.8643680278971617,-2.3582070244395021,
2.0560735099176179, -0.80795081533642055,
0.36179592822786816};
double
y,y10,y9,y8,y7,y6,y5,y4,y3,y2,y1,x,x10,x9,x8,x7,x6,x5,x4,
x3,x2,x1,x0;
double
m,m10,m9,m8,m7,m6,m5,m4,m3,m2,m1,n,n10,n9,n8,n7,n6
,n5,n4,n3,n2,n1,n0;
void setup() {
y10=0;y9=0;y8=0;y7=0;y6=0;y5=0;y4=0;y3=0;y2=0;y1=0;
y=0;
x10=0;x9=0;x8=0;x7=0;x6=0;x5=0;x4=0;x3=0;x2=0;x1=0;
x0=0;
m10=0;m9=0;m8=0;m7=0;m6=0;m5=0;m4=0;m3=0;m2=0
;m1=0;m=0;
n10=0;n9=0;n8=0;n7=0;n6=0;n5=0;n4=0;n3=0;n2=0;n1=0;
n0=0;
Serial.begin(115200);
}
void loop() {
x=analogRead(A5);
string_m = String (m,0); //Sinyal Asli
delayMicroseconds(3200);
y6=y5;
y5=y4;
y4=y3;
y3=y2;
y2=y1;
y1=y;//
x6=x5;
x5=x4;
x4=x3;
x3=x2;
x2=x1;
x1=x0;
x0=x;
y=b[0]*x0 + b[1]*x1 + b[2]*x2 + b[3]*x3 + b[4]*x4 +
b[5]*x5 + b[6]*x6 - a[1]*y1 - a[2]*y2 - a[3]*y3 - a[4]*y4 -
a[5]*y5 - a[6]*y6;
```

```
m6=m5;
m5=m4;
m4=m3;
m3=m2;
m2=m1;
m1=m; //
n6=n5;
n5=n4;
n4=n3;
n3=n2;
n2=n1;
n1=n0;
n0=y;
m=c[0]*n0 + c[1]*n1 + c[2]*n2 + c[3]*n3 + c[4]*n4 +
c[5]*n5 + c[6]*n6 - d[1]*m1 - d[2]*m2 - d[3]*m3 -
d[4]*m4 - d[5]*m5 - d[6]*m6;
m=m+450;
BPM();
tampilan();}
```

3) Listing Program untuk Delphi

Dalam pemrograman Delphi, program dikelompokkan menjadi beberapa bagian yaitu: program untuk menampilkan sinyal EKG ke dalam komputer (Listing Program 2), program untuk menghitung jumlah BPM (detak per menit) seperti pada Listing Program 3, program untuk menyimpan data EKG ke dalam file teks (Listing Program 4), Listing Program 3.

Listing Program 3. Program to display the ECG signal

```
Var E,dataADC:Integer; //deklarasi variable E dan
dataADC merupakan data integer(data angka)
tegangan1:Double; //deklarasi tegangan
Begin if grafik1jalan=true then
Begin Val(Str,dataADC,E);//konversi data Str(in), data
ADC(out),E = error

if E=0 then begin //jika error= 0
tegangan1:=((dataADC/1023)*10);// konversi data adc
menjadi tegangan
Chart1.Series[0].AddY(tegangan1);//data tegangan akan di
plot dan didisplaykan pada grafik
```

Pemrograman Delphi menerima data EKG dari LORA dan disimpan ke komputer dengan menggunakan fungsi ComDataPacket. Selanjutnya sinyal ECG tersebut kemudian akan ditampilkan menjadi Chart1, seri 0.

Listing Program 4. Program to count the BPM

```
if tegangan1 < teganganRefrensi1 then begin
logika1:=false;
end
else begin
```

```

if logika1 = False then begin
    if bpm1jalan= true then begin
        Inc(bpm1c);
        label1.Caption:=inttostr(bpm1c);
    end;
    Inc(bpm1);
    if bpm1 = 1 then begin
        starttime1:=GetTickCount;
    end else
    if bpm1 = 3 then begin
        stoptime1 :=GetTickCount;
        akhirwaktu:=stoptime1 -starttime1;
        heartrate:=(120000/akhirwaktu);
        //label1.Caption:=floattostr(int(bpm1c));
        label7.Caption:=floattostr(int(Heartrate));
        bpm1:=0;
    end; end;
    
```

Listing Program 5. digunakan untuk menghitung tingkat BPM dari sinyal EKG yang direkam. BPM dihitung berdasarkan detektor R dengan menempatkan nilai ambang batas ke dalam sinyal EKG.

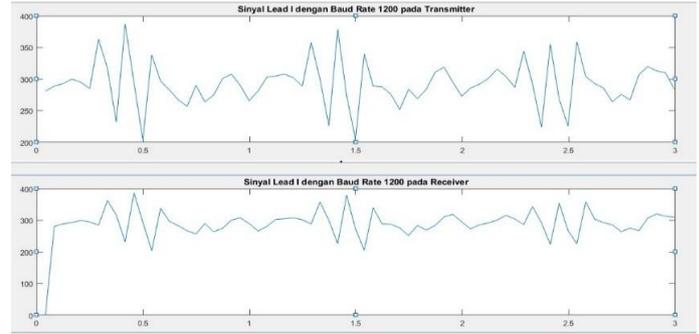
4) Pengiriman Data dengan Variasi Baud Rate Terhadap Loss Data

Dalam pengiriman data menggunakan 3 lead sinyal EKG yaitu sinyal Lead I, II, dan III, untuk mengetahui jumlah data yang dikirim dan diterima dengan memberikan variasi *baud rate*.

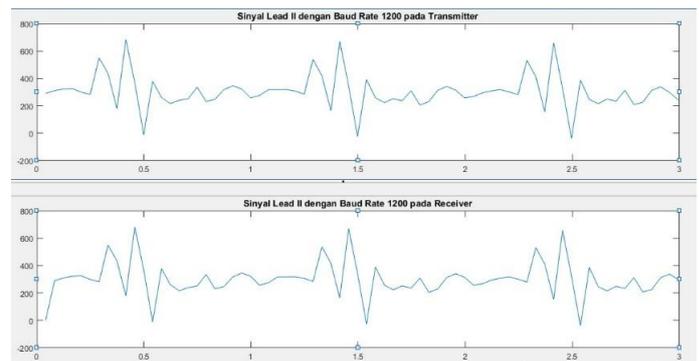
Tabel 1. Hasil Data Pengiriman Variasi Baud Rate

Lead Sinyal	Baud rate	Jumlah Data Transmitter	Jumlah Data Receiver	Loss data %
I	1200	72	72	0
	4800	384	384	0
	9600	576	576	0
	34800	852	852	0
	57600	473	473	0
	115200	804	804	0
II	1200	73	73	0
	4800	289	289	0
	9600	576	576	0
	34800	839	839	0
	57600	473	473	0
	115200	804	804	0
III	1200	72	72	0
	4800	288	288	0
	9600	577	577	0
	34800	856	856	0
	57600	474	474	0
	115200	786	786	0

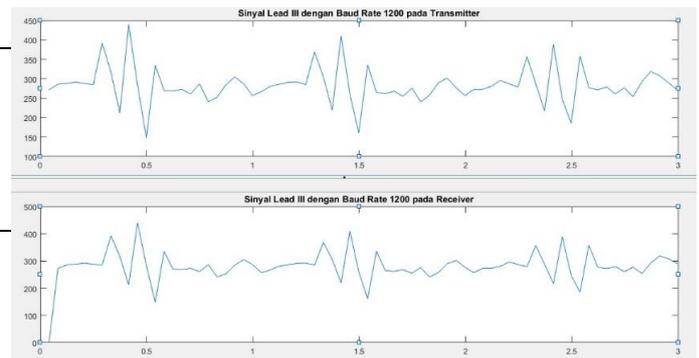
a. Percobaan 1: Baud rate 1200



Gambar 13. Sinyal ECG Lead I dengan Baud rate 1200 pada Transmitter dan Receiver

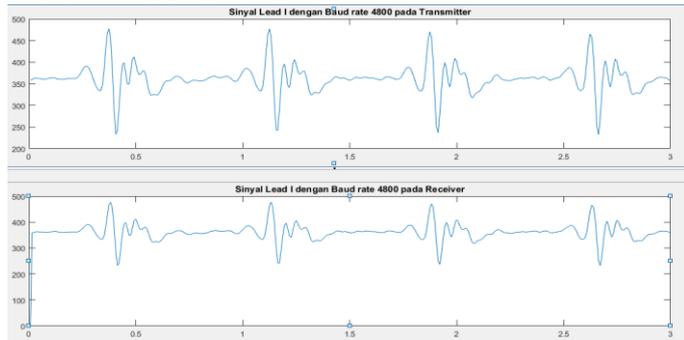


Gambar 14. Sinyal ECG Lead II dengan Baud rate 1200 pada Transmitter dan Receiver

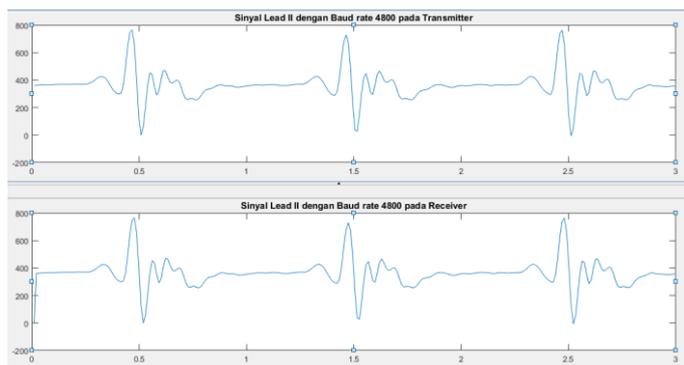


Gambar 15. Sinyal ECG Lead III dengan Baud rate 1200 pada Transmitter dan Receiver

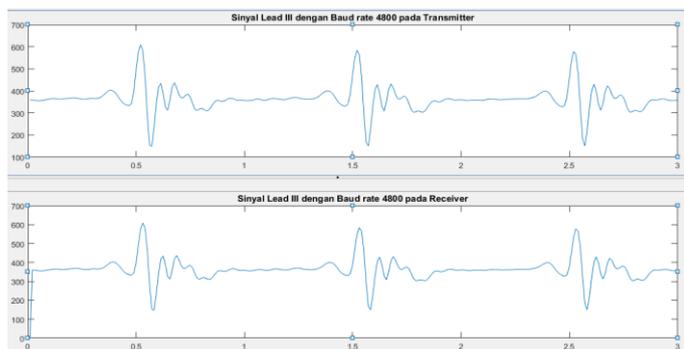
**b. Percobaan 2 : Baud Rate 4800**



Gambar 16. Sinyal ECG Lead I dengan Baud rate 4800 pada Transmitter dan Receiver

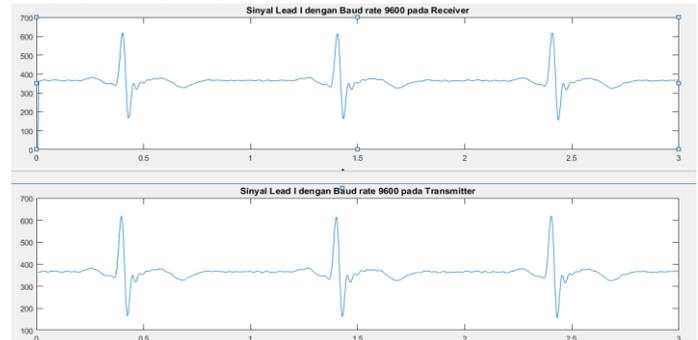


Gambar 17. Sinyal ECG Lead II dengan Baud rate 4800 pada Transmitter dan Receiver

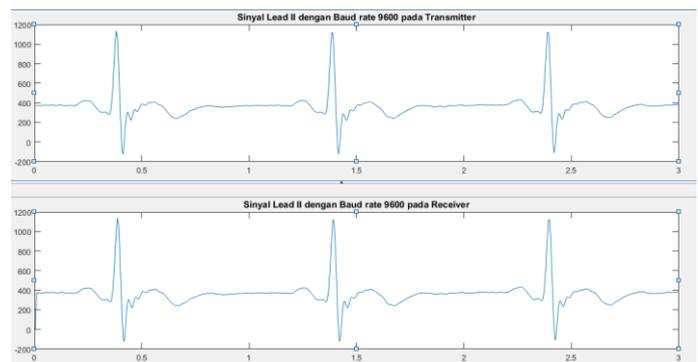


Gambar 18. Sinyal ECG Lead III dengan Baud rate 4800 pada Transmitter dan Receiver

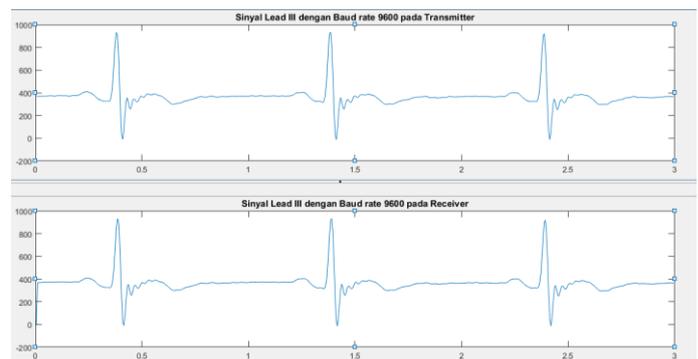
**c. Percobaan 3 : Baud Rate 9600**



Gambar 19. Sinyal ECG Lead I dengan Baud rate 9600 pada Transmitter dan Receiver



Gambar 20. Sinyal ECG Lead II dengan Baud rate 9600 pada Transmitter dan Receiver

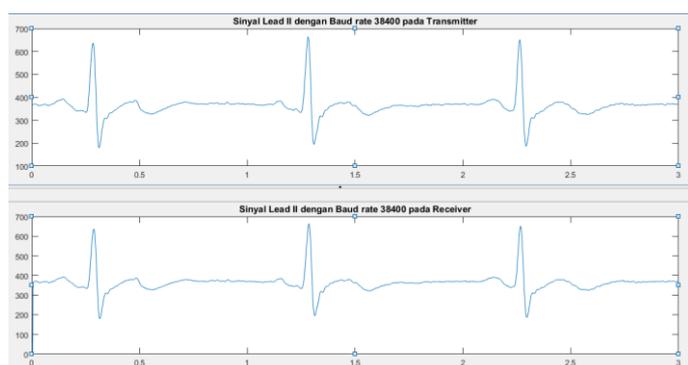


Gambar 21. Sinyal ECG Lead III dengan Baud rate 9600 pada Transmitter dan Receiver

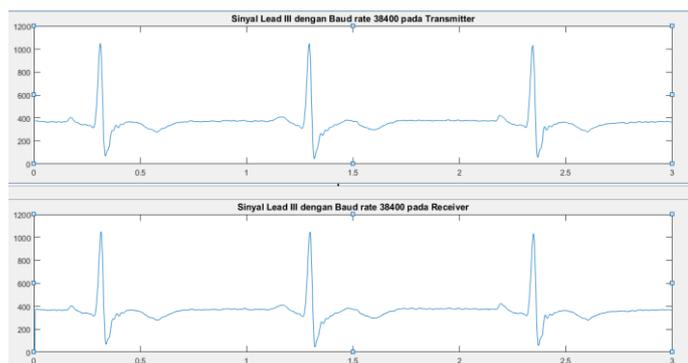
**d. Percobaan 4 : Baud Rate 38400**



Gambar 22. Sinyal ECG Lead I dengan Baud rate 38400 pada Transmitter dan Receiver

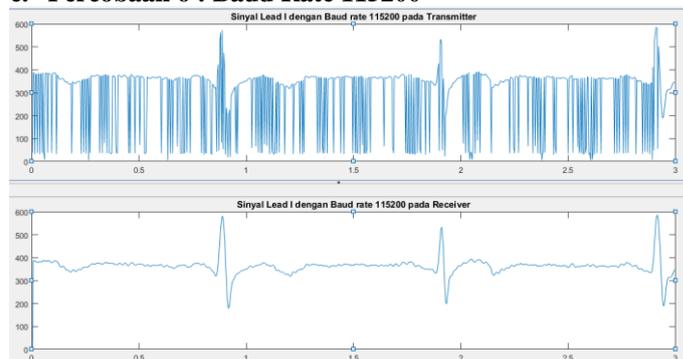


Gambar 23. Sinyal ECG Lead II dengan Baud rate 38400 pada Transmitter dan Receiver

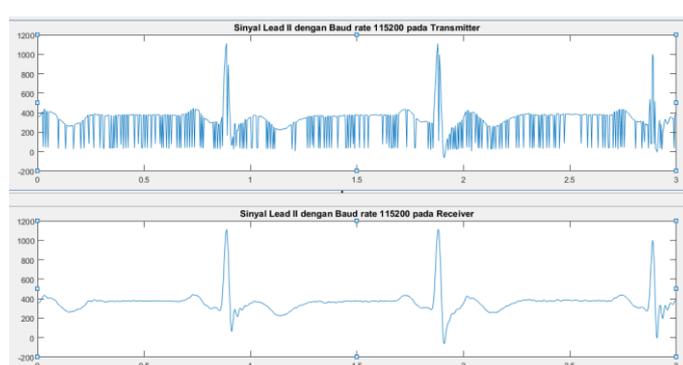


Gambar 24. Sinyal ECG Lead III dengan Baud rate 38400 pada Transmitter dan Receiver

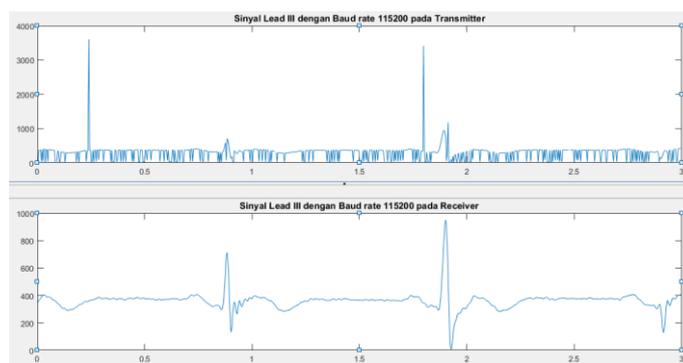
**e. Percobaan 6 : Baud Rate 115200**



Gambar 25. Sinyal ECG Lead I dengan Baud rate 115200 pada Transmitter dan Receiver



Gambar 26. Sinyal ECG Lead II dengan Baud rate 115200 pada Transmitter dan Receiver



Gambar.27. Sinyal ECG Lead III dengan Baud rate 115200 pada Transmitter dan Receiver

6). Pengiriman Data dengan Variasi Baud Rate Terhadap Delay

Dalam pengiriman data menggunakan 3 lead sinyal ECG yaitu sinyal Lead I, II, dan III, untuk mengetahui waktu data yang dikirim dan waktu data diterima dengan memberikan variasi *baud rate*.

30	Tidak Terkirim	Terkirim
35	Tidak Terkirim	Terkirim
40	Tidak Terkirim	Terkirim
44	Tidak Terkirim	Terkirim
45	Tidak Terkirim	Tidak Terkirim
50	Tidak Terkirim	Tidak Terkirim

Tabel 2. Hasil Pengiriman Data Terhadap Delay

Lead Sinyal	Baud rate	Waktu Kirim	Waktu Terima	Delay(s)
I	1200	4:16:31 PM	4:16:31 PM	0
	4800	4:25:24 PM	4:25:24 PM	0
	9600	4:35:07 PM	4:35:07 PM	0
	34800	4:47:11 PM	4:47:11 PM	0
	57600	3:55:19 PM	4:55:19 PM	0
	115200	4:01:14 PM	4:01:14 PM	0
II	1200	4:18:06 PM	4:18:06 PM	0
	4800	4:27:23 PM	4:27:23 PM	0
	9600	4:39:06 PM	4:39:06 PM	0
	34800	4:51:11 PM	4:51:11 PM	0
	57600	4:56:14 PM	4:56:14 PM	0
	115200	5:03:18 PM	5:03:18 PM	0
III	1200	4:19:24 PM	4:19:24 PM	0
	4800	4:28:01 PM	4:28:01 PM	0
	9600	4:44:06 PM	4:44:06 PM	0
	34800	4:52:19 PM	4:52:19 PM	0
	57600	4:58:14 PM	4:58:14 PM	0
	115200	5:07:15 PM	5:07:15 PM	0

7). Hasil Pengiriman Data Terhadap Jarak Pengiriman

Pengiriman data dilakukan dengan memberikan variasi jarak dimulai dari jarak 5 meter sampai dengan 50 meter. Kondisi yang diberikan pada saat pengiriman yaitu LOS (*Line Of Sight*) atau tanpa penghalang dan NLOS (*Non Line Of Sight*) atau dengan penghalang.

Tabel 3. Hasil Pengiriman Data Terhadap Jarak

Jarak (meter)	Kondisi LOS	Kondisi NLOS
5	Terkirim	Terkirim
10	Terkirim	Terkirim
15	Terkirim	Terkirim
20	Terkirim	Terkirim
25	Tidak Terkirim	Terkirim

IV. PEMBAHASAN

Desain telah diuji dan diuji secara lengkap dalam penelitian ini. Berdasarkan pengukuran keluaran, sinyal EKG yang dihasilkan saat menggunakan masukan dari simulator ECG menunjukkan pola sinyal EKG.

Modul pengiriman LoRa yang digunakan yaitu nRF24L01 dengan seri E01-ML01DP5. Data sinyal yang dikirimkan dapat diterima dan akan diolah ke dalam software Delphi sehingga dapat ditampilkan kelayar laptop atau PC. Pengujian variasi kecepatan pengiriman (*Baudrate*) menggunakan *baudrate* 1200, 4800, 9600, 38400, 115200. Variasi *baudrate* tidak berpengaruh terhadap delay pengiriman, namun variasi *baudrate* mempengaruhi jumlah data pada proses pengiriman.

Variasi *baudrate* juga dapat mempengaruhi bentuk sinyal dari ECG seperti pada *baudrate* 1200 dan 4800, sedangkan *baudrate* 115200 mengalami loss data dikarenakan komunikasi serial yang digunakan sama dengan tampilan TFT Nextion. *Baudrate* yang dapat digunakan dengan baik pada komunikasi serial yaitu 9600 dan 38400

Jarak pengiriman yang dapat dicapai menggunakan modul E01-ML01DP5 yaitu pada kondisi LOS modul dapat mengirimkan sinyal sampai dengan 44 meter dan pada kondisi NLOS modul hanya dapat mengirimkan sinyal sejauh 20 meter. Pengaruh jarak pengiriman juga tidak berpengaruh terhadap paket loss pada kondisi LOS maupun NLOS.

V. KESIMPULAN

Setelah melakukan proses pembuatan dan studi literatur, pengujian modul dan pendataan, maka penulis dapat menyimpulkan sebagai berikut:

- 1 Rancang bangun ECG 6 Lead dapat dibuat menggunakan rangkaian instrumentation AD620 dengan sistem pemilihan lead menggunakan sistem multiplexer pada sadapan RA, RL, LA, LL. Sinyal ECG dapat ditampilkan pada layar TFT.
- 2 Pada pengiriman data menggunakan modul E01-ML01DP05. Variasi *baudrate* tidak berpengaruh terhadap delay pengiriman, namun variasi *baudrate* mempengaruhi jumlah data pada proses pengiriman. Variasi *baudrate* juga dapat mempengaruhi bentuk sinyal dari ECG seperti pada *baudrate* 1200 dan 4800, sedangkan *baudrate* 115200 mengalami loss data dikarenakan komunikasi serial yang

digunakan sama dengan tampilan TFT Nextion. Baudrate yang dapat digunakan dengan baik pada komunikasi serial yaitu 9600 dan 38400.

- 3 Jarak pengiriman yang dapat dicapai menggunakan modul E01-ML01DP5 yaitu pada kondisi LOS modul dapat mengirimkan sinyal sampai dengan 44 meter dan pada kondisi NLOS modul hanya dapat mengirimkan sinyal sejauh 20 meter. Pengaruh jarak pengiriman juga tidak berpengaruh terhadap paket loss pada kondisi LOS maupun NLOS.

#### DAFTAR PUSTAKA

- [1] I. Iskandar, A. Hadi, and A. Alfridsyah, "Faktor Risiko Terjadinya Penyakit Jantung Koroner pada Pasien Rumah Sakit Umum Meuraxa Banda Aceh," *AcTion Aceh Nutr. J.*, vol. 2, no. 1, p. 32, 2017, doi: 10.30867/action.v2i1.34.
- [2] R. K. Dasar, "Penyajian Pokok-Pokok Hasil Riset Kesehatan Dasar 2013," 2013.
- [3] D. Zahrawardani, K. S. Herlambang, and H. D. Anggraheny, "Analisis Faktor Risiko Kejadian Penyakit Jantung Koroner di RSUP Dr Kariadi Semarang," *J. Kedokt. Muhammadiyah*, vol. 1, no. 3, p. 13, 2013.
- [4] S. Suharmiati, A. Laksono, and W. Astuti, "UP Review Kebijakan tentang Pelayanan Kesehatan Puskesmas di Daerah Terpencil Perbatasan," *Bul. Penelit. Sist. Kesehat.*, vol. 16, no. 2 Apr, pp. 109–116, 2013, doi: 10.22435/bpsk.v16i2.
- [5] F. Censi *et al.*, "Effect of high-pass filtering on ECG signal on the analysis of patients prone to atrial fibrillation," *Ann. Ist. Super. Sanita*, vol. 45, no. 4, pp. 427–431, 2009, doi: 10.1590/S0021-25712009000400012.
- [6] Z. Gao, J. Wu, J. Zhou, W. Jiang, and L. Feng, "Design of ECG signal acquisition and processing system," *Proc. - 2012 Int. Conf. Biomed. Eng. Biotechnol. iCBEB 2012*, pp. 762–764, 2012, doi: 10.1109/iCBEB.2012.128.
- [7] M. A. Ahamed and M. Ahmad, "A cost-effective multichannel wireless ECG acquisition system," *ICECE 2018 - 10th Int. Conf. Electr. Comput. Eng.*, pp. 397–400, 2019, doi: 10.1109/ICECE.2018.8636734.
- [8] S. C. Lai *et al.*, "Low-cost prototype design of a portable ECG signal recorder," in *2016 IEEE Asia Pacific Conference on Circuits and Systems, APCCAS 2016*, 2017, pp. 160–163, doi: 10.1109/APCCAS.2016.7803922.
- [9] X. Wang, "Design of digital signal filtering algorithm based on Bluetooth ECG monitoring system," in *Proceedings of the IEEE International Conference on Software Engineering and Service Sciences, ICSESS*, 2015, pp. 578–581, doi: 10.1109/ICSESS.2015.7339124.
- [10] E. W. W. Diah Aryulina, Choirul Muslimin, Syalfinaf Manaf, *BIOLOGI 2*, 2nd ed. Jakarta: Penerbit Erlangga, 2007.
- [11] E. C. Pearce, *Anatomi Dan Fisiologi Untuk Paramedis*. Jakarta: Gramedia Pustaka Utama, 2009.
- [12] L. Irawati, "Aktifitas Listrik pada Otot Jantung," *J. Kesehat. Andalas*, vol. 4, no. 2, pp. 596–599, 2015.
- [13] I. A. Bangsa, A. Kasasiah, P. Studi, T. Elektro, U. S. Karawang, and I. Pendahuluan, "Perancangan dan Implementasi Sistem Pendeteksi Fibrilasi Atrium ( FA ) Portabel Rendah-Biaya," *J. EEICT*, vol. 2, no. 2, pp. 1–10, 2019.
- [14] M. W. Gifari, H. Zakaria, and R. Mengko, "Design of ECG Homecare : 12-Lead ECG Acquisition using Single Channel ECG Device Developed on AD8232 Analog Front End," *5th Int. Conf. Electr. Eng. Informatics 2015*, pp. 371–376, 2015.
- [15] G. S. Mihov and D. H. Badarov, "Testing of digital filters for power-line interference removal from ECG signals," *26th Int. Sci. Conf. Electron. 2017 - Proc.*, vol. 2017-Janua, no. x, pp. 1–6, 2017, doi: 10.1109/ET.2017.8124368.
- [16] A. D. Jeyarani and T. Jaya Singh, "Analysis of noise reduction techniques on QRS ECG waveform - by applying different filters," *Proc. Int. Conf. "Recent Adv. Sp. Technol. Serv. Clim. Chang. - 2010", RSTS CC-2010*, pp. 149–152, 2010, doi: 10.1109/RSTSCC.2010.5712835.
- [17] A. Devices, "AD620 Low Cost, Low Power Instrumentation Amplification Amplifier," 1999.
- [18] A. S. Alkhader, A. A. Alomar, A. S. Althonaibat, B. S. Hiyari, and M. A. Alshira, "ECG Interface Circuit Design for Improving The Quality of ECG Signal," *Int. J. Res. Rev. Pharm. Appl. Sci.*, vol. 5, no. 2, pp. 1219–1230, 2015.
- [19] R. H. Sudhan, M. G. Kumar, A. U. Prakash, S. A. N. U. R. Devi, and P. Sathiyaa, "ARDUINO ATMEGA-328," vol. 3, no. 4, pp. 27–29, 2015, doi: 10.17148/IJIREEICE.2015.3406.
- [20] Arduino.cc, "Arduino Nano Spesification," 2018.