

Analisis Filter Digital (Filter IIR pada ECG Pada Rancang Bangun ECG Lead I, II, Dan III)

Syarifudin Abdillah[#], Priyambada C. Nugraha, Dyah Titisari

Jurusan Teknik Elektromedik Poltekkes Kemenkes, Surabaya

Jl. Pucangjajar Timur No. 10, Surabaya, 60245, Indonesia

[#]Syarifudin9.zone@gmail.com, pcn1967@poltekkesdepkes-sby.ac.id, ti2-sari@poltekkesdepkes-sby.ac.id,

Abstract— Measurement of bio signals such as electrocardiograph, has an interpretation of noise from other signals. This noise can interfere with the measurement and make the measurement inaccurate. In previous studies still using analog filters that were applied, the aim of this study was to create a 3-Lead Electrocardiogram module with Arduino-based Digital Filters. By using a digital filter. The contribution of this research is the use of digital filters to remove noise in the electrocardiograph signal. This can be achieved by evaluating the use of filters on the ECG signal. This research uses Infinite Impulse Filter digital filters such as Butterworth, Chebyshev I, Chebyshev II, and Elliptic in orders 2, 4, 6, 8, and 10. The research was conducted by providing input from the Function Generator on Arduino which has been applied a digital filter with Frequency 0.5Hz – 100Hz cut-off. Apparatus compared to factory electrocardiograph. The filter measurement uses a data input of 460. Butterworth filter has the greatest emphasis on the order of 8, the frequency of 0.5Hz produces an emphasis of -5.74298158 dB and a frequency of 100Hz produces an emphasis of -5.93529424 dB. Chebyshev I filter the greatest emphasis on the order 6 frequency of 0.5Hz produces a suppression of -3.27104076 dB and on the order of 8 the frequency of 100Hz produces a suppression of -5.08730424 dB. Chebyshev II filter with the greatest emphasis on the order 8, the frequency of 0.5Hz produces a suppression of -44.66011104 dB and a frequency of 80Hz produces a suppression of -37.33653957 dB. Elliptic filters with the greatest emphasis on order 6, the frequency of 0.5Hz produces a suppression of -1.55429354 dB and a frequency of 100Hz on the order of 8 produces a suppression of -2.2849115 dB. The results showed that according to the cut-off frequency is the 6th order Butterworth filter which is suitable for the application of an electrocardiograph signal filter because it has a bandwidth that suppresses signals outside the cut-off frequency. The results of this research can be implemented in the 3-Lead EKG module in order to eliminate noise or interference when tapping the ECG signal.

Keyword—ECG 3 LEAD; Heart Monitoring; Arduino Microcontroller

Abstrak— Pengukuran bio sinyal seperti Elektrokardiograf, memiliki interpretasi noise dari sinyal lain. Noise tersebut dapat mengganggu dalam pengukuran dan membuat pengukuran menjadi tidak akurat. Dalam penelitian terdahulu masih menggunakan filter analog yang di aplikasikan, maka tujuan dari penelitian ini adalah dibuatnya modul Elektrokardiogram 3-Lead dengan Filter Digital Berbasis Arduino. Dengan menggunakan filter digital. Kontribusi penelitian ini adalah penggunaan filter digital untuk menghilangkan noise pada sinyal elektrokardiograf. Ini dapat dicapai dengan mengevaluasi penggunaan filter pada sinyal ECG. Penelitian ini menggunakan filter digital Infinite Impulse Filter seperti Butterworth, Chebyshev I, Chebyshev II, dan Elliptic pada orde 2, 4, 6, 8, dan 10. Penelitian dilakukan dengan memberikan input dari Function Generator pada Arduino yang telah di aplikasikan filter digital dengan Frekuensi cut-off 0.5Hz–100Hz. Alat dibandingkan dengan Elektrokardiograf pabrik. Pengukuran filter menggunakan input data sebesar 460. Filter Butterworth penekanan terbesar pada orde 8 frekuensi 0.5Hz menghasilkan penekanan -5,74298158 dB dan frekuensi 100Hz menghasilkan penekanan -5,93529424 dB. Filter Chebyshev I penekanan terbesar pada orde 6 frekuensi 0.5Hz menghasilkan penekanan -3,27104076 dB dan pada orde 8 frekuensi 100Hz menghasilkan penekanan -5,08730424 dB. Filter Chebyshev II penekanan terbesar pada orde 8 frekuensi 0.5Hz menghasilkan penekanan -44,66011104 dB dan frekuensi 80Hz menghasilkan penekanan -37,3653957 dB. Filter Elliptic penekanan terbesar pada orde 6 frekuensi 0.5Hz menghasilkan penekanan -1,55429354 dB dan frekuensi 100Hz pada orde 8 menghasilkan penekanan -2,2849115 dB. Hasil penelitian menunjukkan bahwa yang sesuai dengan frekuensi cut-off yaitu filter Butterworth orde 6 yang sesuai untuk pengaplikasian filter sinyal Elektrokardiograf karena memiliki bandwidth yang menekan sinyal diluar frekuensi cut-off. Hasil penelitian ini dapat diimplementasikan pada modul EKG 3-Lead agar menghilangkan noise atau gangguan pada saat penyadapan sinyal ECG.

Kata Kunci—ECG 6 LEAD; Heart Monitoring; Arduino Microcontroller

I. PENDAHULUAN

Pola hidup yang tidak sehat seperti makanan yang ber kolesterol tinggi atau berlemak tinggi serta kurangnya olahraga dapat memicu penyakit jantung. Penyakit jantung umumnya sulit untuk di deteksi [1][2]. Saat ini, penyakit jantung adalah salah satu penyebab utama kematian di seluruh dunia. Di Indonesia, sekitar 700 ribu kematian per tahun disebabkan oleh serangan jantung [3]. Jenis penyakit yang berhubungan dengan organ jantung yang perlu dipertimbangkan adalah Penyakit Jantung Koroner (PJK), Angina Pectoris, Gagal jantung kongestif, Kardiomiopati, Penyakit Jantung bawaan, Aritmia, Miokarditis, Serangan jantung, Kanker jantung, dan lain – lain [2]. Data Riset Kesehatan Dasar (RISKESDAS) oleh Badan Litbangkes Kemenkes RI pada tahun 2018 menunjukkan bahwa penyakit jantung paling banyak terjadi pada penduduk yang berumur 75 tahun ke atas (4,7%), selanjutnya pada umur 65-74 tahun (4,6%), umur 55-64 tahun (3,9%), umur 45-54 tahun (2,4%), 35-44 tahun (1,3%), 25-34 tahun (0,8%) dan umur 15-24 tahun (0,7%) [4]. Persentase tertinggi penyakit jantung pada penduduk Indonesia yakni penduduk dengan usia 75 tahun ke atas sebesar 4,7%. Meskipun demikian, penduduk yang masih dalam rentan usia produktif juga memiliki kemungkinan terserang penyakit jantung. Hal ini menunjukkan bahwa penyakit jantung terjadi pada semua kelompok umur, baik itu usia produktif ataupun tidak produktif. Untuk mencegah serangan jantung menjadi parah, diagnosis dini sangat penting. Salah satu teknik diagnostik adalah Elektrokardiogram (EKG) [3]. Elektrokardiograf adalah rekaman aktivitas bioelektrik jantung yang mewakili kontraksi siklik dan relaksasi atrium dan ventrikel. Fitur paling penting dengan EKG meliputi informasi yang terletak pada gelombang P, Q, R, S, dan T yang berkaitan dengan atrium dan depolarisasi dan repolarisasi [5]. Informasi penting dalam sinyal EKG terletak pada 0,5 Hz hingga 100Hz[6][7]. Sangat penyaringan diperlukan untuk menghilangkan noise. Gangguan atau kebisingan yang biasa terjadi yaitu: kebisingan EKG dari gangguan saluran listrik, pengembaraan garis dasar atau artefak EKG frekuensi rendah, suara gerakan elektroda, dan suara Elektromiografi (EMG) [8].

Pada tahun 2008 dilakukan penelitian oleh Mahesh S. Chavan “Design of ECG instrumentation and implementation of digital filter for noise reduction” dari penelitian melakukan filtering power line dengan menggunakan metode Linear last square pada penelitian disebutkan bahwa penggunaan metode ini tidak efektif dalam mengurangi noise yang disebabkan power line[9]. Dan Pada tahun 2009 dilakukan penelitian oleh Federica Censi “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 EKG 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%[23]. Dalam perkembangan alat EKG yang pernah dibuat beberapa tahun terakhir yaitu “Rancang bangun EKG 3 Channel Berbasis Arduino” [10] dimana pengukuran sudah 3 Channel dengan menampilkan 3 lead (Lead I, II, dan III) pada satu tampilan tetapi kekurangannya yaitu masih menggunakan 3 instrument untuk penyadapannya dan untuk tampilan masih menggunakan PC, sehingga apabila tidak ada PC maka sinyal tidak bisa di tampilkan. Selanjutnya pernah juga dibuat alat “Rancang Bangun Alat Monitoring Sadapan Ekstremitas (I,II, III, aVR, aVL, dan aVF) dengan tampilan LCD TFT” [11]. Pada alat ini melakukan 6 Lead penyadapan sinyal jantung yakni pada lead I, II, III, aVR, aVL, dan aVF menggunakan ditampilkan pada LCD TFT. Namun alat ini masih menggunakan 6 instrumentasi untuk penyadapannya sehingga membutuhkan daya yang besar dan harus di supply menggunakan PLN sehingga tidak portable dan filter yang digunakan adalah filter analog sehingga besar orde pada filter terbatas dengan banyaknya rangkaian filter. Berdasarkan hasil telusur selanjutnya yaitu alat EKG dengan judul “A Cost-Effective Multichannel wireless ECG”[12] dimana Monitoring sudah 3 Channel untuk menampilkan 3 Lead (lead I, II, dan III) dan menggunakan daya baterai atau portable tetapi memiliki kekurangan sama seperti sebelumnya yakni penyadapan dilakukan dengan membuat 3 instrumentasi, tampilan harus dengan PC untuk menampilkan sinyal, dan filter masih menggunakan filter analog. Pada alat ini melakukan 6 Lead penyadapan sinyal jantung yakni pada lead I, II, III, aVR, aVL, dan aVF menggunakan ditampilkan pada LCD TFT. Namun alat ini masih menggunakan filter yang digunakan adalah filter analog sehingga besar orde pada filter terbatas dengan banyaknya rangkaian filter. Pada tahun 2016 telah dibuat penelitian oleh Shin-Chi Lai dengan judul *Low-Cost Prototype Design of a Portable ECG Signal Recorder*[24]. 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.

Berdasarkan hasil pembahasan di atas penulis akan membuat sebuah alat “**EKG 3-Lead dengan Filter Digital Berbasis Arduino**”. Perbaharuan yang akan penulis lakukan adalah dengan menggunakan IC *multiplexer* sebagai switching data yang akan membuat alat EKG lebih efisien dengan hanya menggunakan satu rangkaian Instrumentasi dan dibutuhkan daya yang lebih kecil sehingga sumber tegangan alat akan dapat diambil dari baterai membuat alat menjadi *portable*. Selain itu, Sinyal yang diolah akan di filter menggunakan filter digital maka orde filter dapat dibuat lebih besar sehingga membuat respon frekuensi ditekan semakin curam. Penulis berharap penelitian ini dapat menghasilkan alat monitoring sinyal jantung (EKG) yang telah dilakukan pemrosesan sinyal menggunakan filter digital sehingga dapat menampilkan sinyal jantung yang sebenarnya.

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.

2) Eksperimen

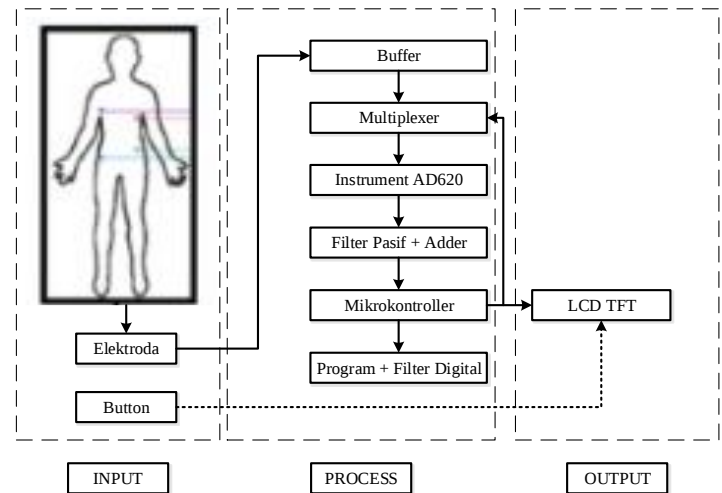
Pada penelitian ini setelah perancangan selesai maka dilakukan pengujian respon frekuensi perangkat ini dengan menggunakan function generator sesuai spesifikasi sinyal EKG. Pada tahap kalibrasi, EKG diuji menggunakan simulator EKG (phantom) dengan semua range (30, 60, 120, 180, dan 240 BPM). Setiap setting, keluaran ECG 3 LEAD dihitung untuk memvalidasi hasil penelitian ini.

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.



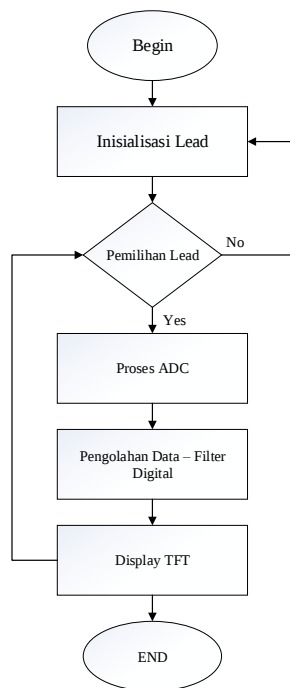
Gambar 1. Diagram Blok

C. Diagram Alir

Penyediaan lead dilakukan untuk mengambil sinyal tubuh menggunakan elektroda kemudian dilakukan pemilihan lead menggunakan IC multiplexer dan disadap menggunakan rangkaian instrumentasi dan filter. Selanjutnya sinyal diubah dari analog menjadi digital pada ADC mikrokontroler dan data diolah serta dilakukan filter digital pada data sinyal. Sinyal yang telah di olah dan dilakukan filter digital ditampilkan pada LCD TFT. Pemilihan lead dipilih menggunakan tombol yang ada pada LCD TFF.

D. Rangkaian Analog

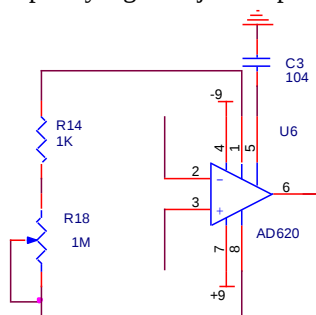
Pengembangan ini adalah rangkaian analog yang dijelaskan pada Gambar 3 (penguat instrumentasi), Gambar 4 (filter bandpass), Gambar 5 (filter takik), dan Gambar 6 (penguat). Sirkuit tersebut digunakan untuk memproses sinyal EKG. Oleh karena itu akan siap untuk pemrosesan digital menggunakan Arduino.



Gambar 2. Diagram alir

1) Preamplifier

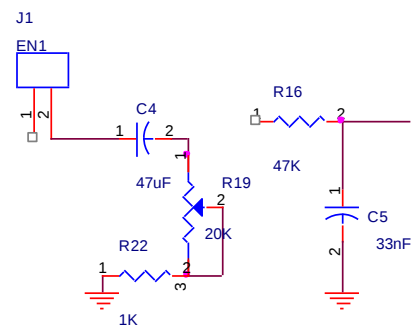
Rangkaian penguat instrumentasi seperti yang ditunjukkan pada Gambar. 3 merupakan penguat awal untuk penguat EKG yang berperan penting dalam pemrosesan analog. Sirkuit ini terdiri dari IC AD620 dan. Penguatan keseluruhan disesuaikan dengan R1 (1M ohm). Dua kabel elektroda dihubungkan ke kaki pin 2 dan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



Gambar 3. Instrumentation amplifier

2) Filter

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



Gambar 4. 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
$f_c = \frac{1}{2\pi RC}$	$f_c = \frac{1}{2\pi RC}$
$f_c = \frac{1}{2.3,14.8 \times 10^3 \cdot 47 \times 10^{-6}}$	$f_c = \frac{1}{2.3,14.47 \times 10^3 \cdot 33 \times 10^{-9}}$
$f_c = 0,56\text{Hz}$	$f_c = 102,67\text{Hz}$

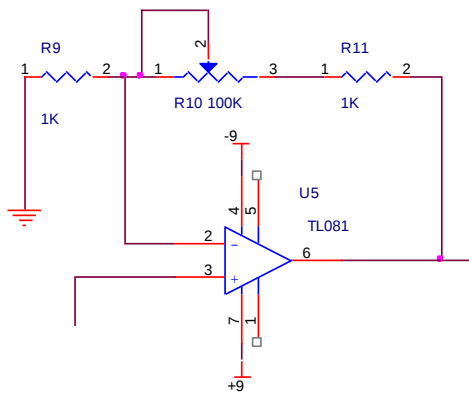
3) Rangkaian Penguat Non Inverting

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

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

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

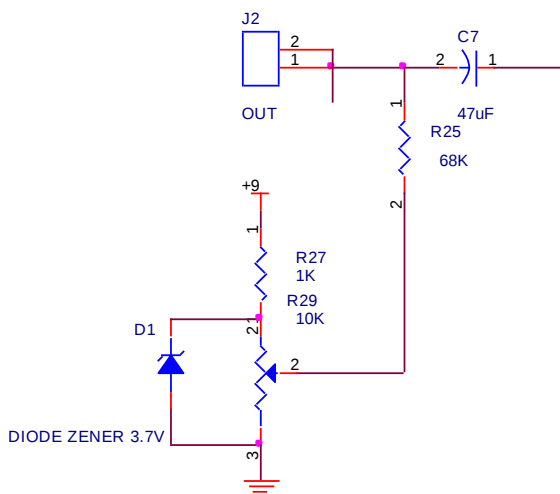
$$G = 102 \text{ kali}$$



Gambar 5. Rangkaian Non Inverting.

4) Rangkaian Adder

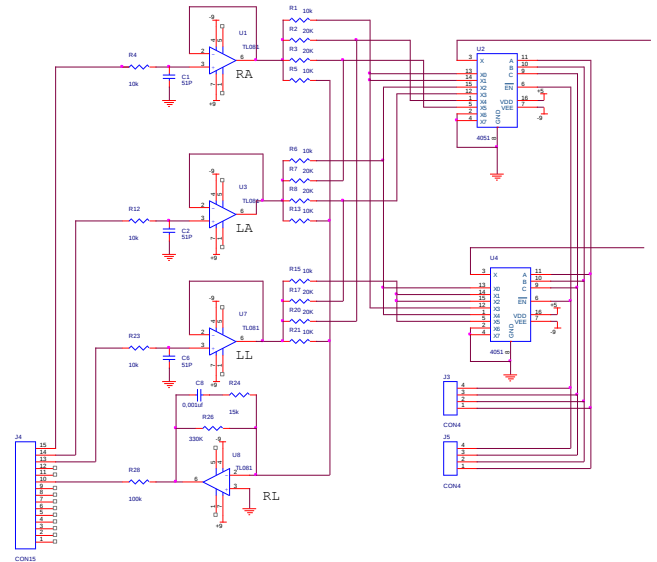
Rangkaian adder digunakan untuk menggeser titik referensi sinyal ECG yang awalnya berada pada nilai 0V dinaikkan karena mikrokontroller tidak bisa mengolah input dengan nilai tegangan negative.



Gambar 6. 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.



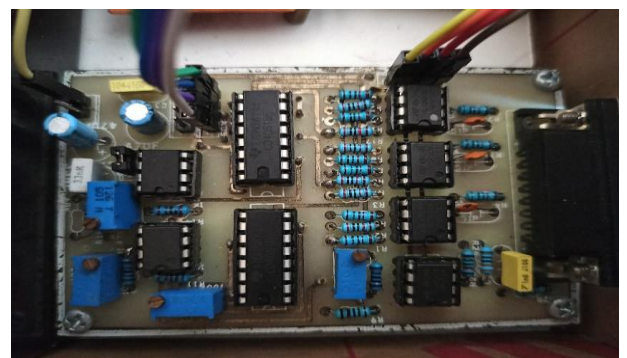
Gambar 7. Summing Amplifier

III. HASIL

Dalam studi ini, telah diuji menggunakan ECG phantom (Fluke, SP2002, USA). Hasilnya menunjukkan bahwa perekaman sinyal EKG dapat direkam dengan baik.



Gambar 8. ECG 3 LEAD



Gambar 9. Rangkaian ECG

1) Rancang Bangun ECG 3 LEAD

Foto bagian analog dan digital dari ECG ditunjukkan pada Gambar 8 dan Gambar 9. Bagian analog terdiri dari IC AD620 dan IC multiplexer. Ada juga beberapa resistor variabel (multiturn 10k) untuk penyesuaian gain dan offset. Bagian digital terdiri dari mikrokontroler Arduino Nano yang merupakan papan utama perangkat.

2) 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() {  
  // }  
  //////////////////////////////////GRAPH////////////////////////////////////  
  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_x); // Sinyal Asli  
Serial.println(x,0); // Sinyal Asli
```

3) 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_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();}
```

4) 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 EKG 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;

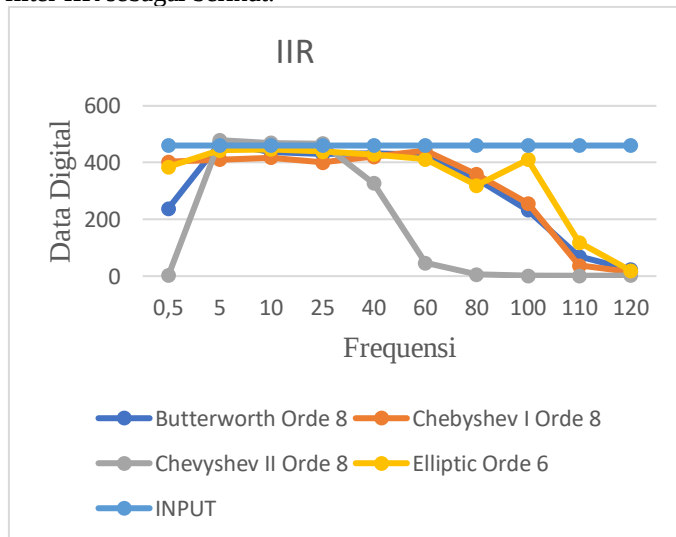
```

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.

5) ECG 6 LEAD dengan input dari ECG Simulator

Sebelum Filter digital di aplikasikan pada microcontrler terlebih dahulu filter di uji menggunakan function generator untuk melihat pelemahan yang terbaik dan kita dapat menganalisis filter tersebut berikut data hasil pengukuran :

Dari 4 filter IIR yang telah di ambil data menghasilkan grafik filter IIR sebagai berikut:



Gambar. 10 Grafik Filter IIR

Pada grafik seluruh filter IIR di atas di simpulkan bahwa filter yang ideal untuk filter IIR adalah filter butterworth orde 8 karena pada frekuensi 0.5Hz output yang dihasilkan sebesar 237.47 dengan perhitungan dB sebesar -5,74298158. Sedangkan pada frekuensi 100Hz output yang dihasilkan sebesar 232,27 dengan perhitungan dB sebesar -5,93529424. Dibandingkan dengan filter Chebyshev II orde 8 pada frekuensi 0.5Hz output yang dihasilkan sebesar 2,69 dengan perhitungan dB sebesar -44,66011104. Namun pada frekuensi 80Hz input telah ditekan dan menghasilkan output 6.23 dengan perhitungan dB sebesar -37,3653957. Sehingga frekuensi cut off yang

dihasilkan tidak sesuai yakni 0.5Hz sampai 80Hz. Filter Butterworth orde 8 memiliki frekuensi cut off yang sesuai 0.5Hz sampai 100Hz dengan penekanan yang paling besar sesuai dengan frekuensi cut off yang diinginkan.

6) ECG 6 LEAD dengan input dari ECG Simulator

Sebelum ECG diujikan pada manusia, perangkat dikalibrasi menggunakan ECG buatan yang dihasilkan dari ECG Simulator. Berikut adalah hasil pengukuran BPM modul menggunakan ECG Simulator dengan 3 kali pengukuran:

Tabel 4. 1 Hasil pengukuran BPM pada Lead I

Parameter BPM	Alat Ukur	Pembacaan Pada Alat			Rata-Rata
		I	II	III	
30	Modul	30	30	30	30
	Pembanding	30	30	30	30
60	Modul	60	60	60	60
	Pembanding	60	60	60	60
120	Modul	120	120	120	120
	Pembanding	120	120	120	120
180	Modul	180	180	180	180
	Pembanding	180	180	180	180
240	Modul	240	240	240	240
	Pembanding	239	239	240	239.3333

Tabel 4. 2 Hasil Pengukuran BPM pada Lead II

Parameter BPM	Alat Ukur	Pembacaan Pada Alat			Rata-Rata
		I	II	III	
30	Modul	30	30	30	30
	Pembanding	30	30	30	30
60	Modul	60	60	60	60
	Pembanding	60	60	60	60
120	Modul	120	120	120	120
	Pembanding	120	120	120	120
180	Modul	180	180	180	180
	Pembanding	180	180	180	180
240	Modul	240	240	240	240
	Pembanding	239	239	240	239.3333

Tabel 4. 3 Hasil Pengukuran BPM pada Lead III

Parameter	Alat Ukur	Pembacaan Pada Alat			Rata-Rata
		I	II	III	
30	Modul	30	30	30	30
	Pembanding	30	30	30	30
60	Modul	60	60	60	60
	Pembanding	60	60	60	60
120	Modul	120	120	120	120
	Pembanding	120	120	120	120
180	Modul	180	180	180	180
	Pembanding	180	180	180	180
240	Modul	240	240	240	240
	Pembanding	239	239	240	239.3333

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.

V. KESIMPULAN

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

- 1 Rangkaian buffer atau penyangga agar sinyal yang ada tidak terpengaruh atau melemah karena resistansi dari elektroda ataupun kabel EKG.
- 2 Rangkaian *Instrumentasi* AD620 dapat digunakan menyadap sinyal EKG pada tubuh manusia dengan menggunakan penguatan 1x.
- 3 Sinyal analog dari rangkaian diproses pada Arduino sehingga dapat menampilkan grafik pada LCD TFT.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] F. Daso, Jusak, and I. Puspasari, "Analisis Sinyal Suara Jantung Dengan Menggunakan Analisis Spektrum," *J. Control Netw. Syst.*, vol. 4, no. 1, pp. 92–99, 2015.
- [2] C. Sowmiya and P. Sumitra, "Analytical study of heart disease diagnosis using classification techniques," *Proc. 2017 IEEE Int. Conf. Intell. Tech. Control. Optim. Signal Process. INCOS 2017*, vol. 2018-Febru, pp. 1–5, 2018.
- [3] 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," pp. 371–376, 2015.
- [4] K. Kementrian, "HASIL UTAMA RISKESDAS 2018," 2018.
- [5] Y. Ohta and H. Yoshida, "ECG-based Biometric Authentication Using Multiscale Descriptors," pp. 1–4, 2015.
- [6] K. M. Gaikwad, "Removal of High Frequency Noise from ECG Signal Using Digital IIR Butterworth Filter," pp. 121–124, 2014.
- [7] N. Das, "Performance Analysis of FIR and IIR Filters for ECG Signal Denoising based on SNR," pp. 90–97, 2017.
- [8] T. M. Chieng, Y. W. Hau, and Z. Omar, "The Study and Comparison between Various Digital Filters for ECG De-noising," *2018 IEEE-EMBS Conf. Biomed. Eng. Sci.*, pp. 226–232, 2018.
- [9] M. S. Chavan, R. A. Agarwala, M. D. Uplane, and M. S. Gaikwad, "Design of ECG instrumentation and implementation of digital filter for noise reduction," *Proc. 9th WSEAS Int. Conf. Signal Process. Comput. Geom. Artif. Vision, ISCGAV '09*, pp. 47–50, 2009.
- [10] S. Y. Juita, "Rancang Bangun EKG 3 Channel Berbasis Arduino," *Semin. Tugas Akhir Juni 2017*, 2017.
- [11] M. M. Muzakki, "Rancang Bangun Alat Monitoring EKG Sadapan Ekstrimitas (I, II, III, aVR, aVL dan aVF) Dengan Tampil LCD TFT," *Semin. Tugas Akhir Juni 2018*, 2018.
- [12] 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.
- [13] L. Irawati, "Tinjauan Pustaka Aktifitas Listrik pada Otot Jantung," vol. 4, no. 2, pp. 596–599, 2015.
- [14] J. Halomoan, "Analisa Sinyal EKG dengan Metoda HRV (Heart Rate Variability) pada Domain Waktu Aktivitas Berdiri dan Terlentang," *Semin. Nas. Apl. Teknol. Inf. 2013 Yogyakarta, 15 Juni 2013*, pp. 29–35, 2013.
- [15] Y. Suryana and Rafi Aziz, "Sistem Pemonitor Detak Jantung Portable Menggunakan Tiga Sensor Elektroda," *J. AL-AZHAR Indones. SERI SAINS DAN Teknol. Vol. 4, No.1, Maret 2017*, vol. 4, no. 1, pp. 14–17, 2017.
- [16] S. Hadiyoso, M. Julian, A. Rizal, and S. Aulia, "Pengembangan Perangkat EKG 12 Lead dan Aplikasi Client-Server untuk Distribusi Data," *J. ELKOMIKA © Tek. Elektro Itenas | No. 2 | Vol. 3 ISSN 2338-8323 Juli - Desember 2015*, vol. 3, no. 2, pp. 91–105, 2015.
- [17] F. Ilmu, T. Universitas, F. Teknik, and E. Universitas, "Pengembangan Perangkat EKG 12 Lead dan Aplikasi Client-Server untuk Distribusi Data," vol. 3, no. 2, pp.

- 91–105, 2015.
- [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] L. Lidyawati, P. Rahmiati, and Y. Sunarti, "Implementasi Filter Finite Impulse Response (FIR) Window Hamming dan Blackman menggunakan DSK TMS320C6713," vol. 4, no. 1, pp. 16–30, 2016.
- [20] S. Saxena, R. Jais, and M. K. Hota, "Removal of powerline interference from ECG signal using FIR, IIR, DWT and NLMS adaptive filter," *Proc. 2019 IEEE Int. Conf. Commun. Signal Process. ICCSP 2019*, pp. 12–16, 2019.
- [21] T. Cdb, "Cd4051b, cd4052b, cd4053b," no. August 1998, pp. 1–13, 2000.
- [22] "No Title," vol. 328
- [23] 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.
- [24] 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, pp. 160–163, doi: 10.1109/APCCAS.2016.7803922.