

**WIRELESS ELECTROCARDIOGRAPH 3 LEADS
VIA PERSONAL COMPUTER**

Naskah Publikasi

untuk memenuhi sebagian persyaratan
mencapai derajat D3

Program Studi D3 Teknik Elektromedik



diajukan oleh
Adi Surya
20143010015

Kepada

**PROGRAM STUDI
D3 TEKNIK ELEKTROMEDIK
PROGRAM VOKASI
UNIVERSITAS MUHAMMADIYAH YOGYAKARTA
2017**

WIRELESS ELECTROCARDIOGRAPH 3 LEADS VIA PERSONAL COMPUTER

¹Inda Rusdia Sofiani,^{1,2}Kuat Supriyadi, ¹Adi Surya
¹Program Studi D3 Teknik Elektromedik Program Vokasi
Universitas Muhammadiyah Yogyakarta
²Rumah Sakit Umum Pemerintah dr. Sardjito Yogyakarta
E-mail : indarusdia_s@yahoo.com, adisurya2712@gmail.com

ABSTRACT

As an early prevention of heart conditions, it is very important to always monitor the condition of the heart. This monitoring is conducted periodically by way of inspection based on ECG recordings. Therefore, researchers do the design of an electrocardiograph monitoring device system, which serves to monitor the state of the person's heart on a regular basis. This ECG monitoring tool is portable which utilizes personal computer device as a place of application media visualization of ECG recording result. This ECG monitoring uses ECG signal tapping circuit, ATmega 328P microcontroller circuit, Bluetooth HC-05 as transmitter receiver data, and Delphi 7.0 application to process the recording of ECG recordings.

The result of BPM 60 measurement on ECG Module tool shows an error value of 3.89%. The result of high measurement of R Lead I pulse obtained an error value of -1.44%. The result of measurement of the width of the R Lead I pulse pulse obtained an error value of 0.57%. The result of high R Lead II pulse measurement got the error value of 2.53%. Results of measurement of R Lead II pulse width obtained error value of -0.22%. The result of high R Lead III pulse measurement got error value equal to -1,04%. R Lead III pulse width measurement results obtained error value of 0.45%. The error value of ECG Module is caused by the error tolerance of the component used is high enough that the cut-off filter value has a shift causing the filtering process/filtering less accurate.

Key Words : Heart, Electrocardiograph, Microcontroller ATmega 328P, Bluetooth HC-05, Delphi 7.0, and personal computer

1. PENDAHULUAN

Jantung merupakan sebuah organ tubuh yang terdiri dari sekumpulan otot. Otot jantung merupakan jaringan istimewa karena kalau dilihat dari bentuk dan susunannya sama dengan otot serai lintang, tetapi cara bekerjanya menyerupai otot polos yaitu di luar kendali manusia (dipengaruhi oleh susunan saraf otonom) [1].

Denyut jantung yang terjadi dalam satu menit biasanya disebut BPM (*Beats Per Minute*). BPM berguna untuk memantau keadaan denyutan jantung, pemantauan tersebut berfungsi

untuk menghindari adanya perubahan denyut tiba-tiba yang dapat berakhir pada kematian mendadak [2]. Sel-sel jantung dapat kehilangan kenegatifannya yang disebut dengan depolarisasi yang merupakan dasar dari aktifitas dari listrik jantung, depolarisasi ini disebarkan dari sel ke sel. Setelah depolarisasi selesai, sel-sel jantung dapat mengembalikan ke polaritas normal dengan proses yang disebut dengan re-polarisasi [3].

Kelistrikan pada otot jantung dapat dideteksi oleh *Electrocardiograph* melalui *electrode* yang ditempelkan pada permukaan kulit.

Electrocardiograph digunakan untuk mengukur tingkat dan keteraturan denyut jantung, memperlihatkan setiap terdapat kerusakan pada jantung [4].

Sebagai pencegahan dini terhadap kondisi jantung seseorang, khususnya pada remaja dan dewasa sangat penting untuk selalu memonitoring kondisi jantung mengingat tubuh kita secara continue melakukan sirkulasi darah ke seluruh organ tubuh lainnya. Monitoring ini dilakukan secara berkala dengan cara pemeriksaan berdasarkan rekaman *ECG*.

Dengan mengetahui denyut jantung, maka dapat diketahui kondisi kesehatan seseorang. Aktivitas listrik yang menimbulkan frekuensi sinyal tubuh ini dapat memberikan informasi mengenai bagaimana keadaan jantung, cepat lambat implus jantung, ada tidaknya gangguan pembentukan implus dan gangguan fungsi jantung. Maka dari itu dibutuhkan alat *ECG* yang *portable*, praktis (mudah dibawa dan mudah digunakan), dan nyaman digunakan oleh pasien. Salah satunya dengan menambahkan sistem monitoring yang nirkabel dan memanfaatkan *Personal Computer* sebagai visualisasi rekaman *ECG* sehingga dapat mempermudah pendeteksian dini pada jantung dimanapun ruangnya tanpa harus melihat rekaman *ECG* tersebut pada ruang atau kamar perawatan serta dapat membuat nyaman dan aman kepada pasien itu sendiri.

Penelitian sebelumnya yang berhubungan dengan topik pembahasan dan dijadikan bahan untuk melakukan pengembangan penelitian ini adalah sebagai berikut :

- a. Penelitian yang dilakukan oleh Dany N. Isnaeni (2010) Membuat alat perekam detak jantung dengan berbasis komputer (*Electrocardiograph*). Dengan

menggunakan pengantarmukaan paralel pada komunikasinya, sistem *ADC eksternal IC ADC 0809*, dan hanya bertitik fokus pada Lead 2 [5].

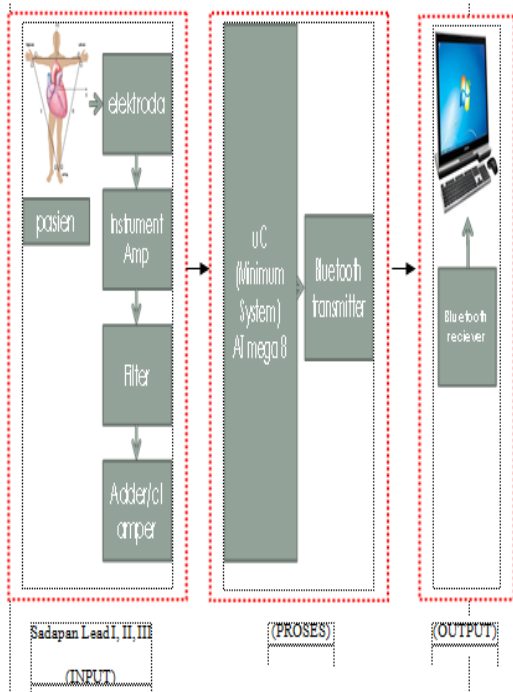
- b. Penelitian yang dilakukan oleh Uriep Suriepto dan Jana Utama (2014) Membuat *Portable Electrocardiograph Telemonitoring* memanfaatkan perangkat komputer dan *smartphone Android* dan untuk proses perhitungan detak jantung atau *heart beat (bpm)* sudah dapat menghitung berdasarkan metode yang digunakan yaitu interval antara gelombang R-R jantung [6].

2. METODE PENELITIAN

Metode yang dilakukan dalam penelitian ini terdiri dari beberapa tahap, yaitu : perancangan *hardware*, perancangan *software*, pengujian alat, dan pengambilan data.

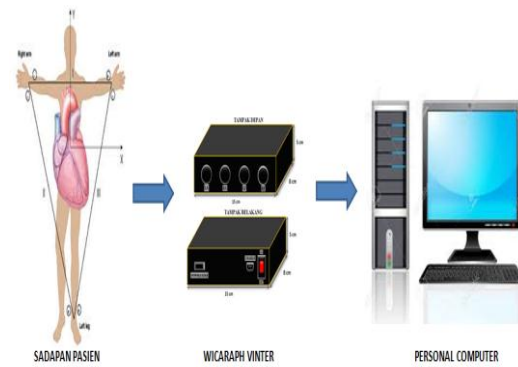
2.1 Perancangan Hardware

Perancangan *hardware* pada modul menggunakan beberapa modul rangkaian diantaranya adalah Membuat modul rangkaian *Basic Instrumentation Amplifier*, modul rangkaian *low pass filter aktif*, membuat modul rangkaian *high pass filter pasif*, modul rangkaian *non-inverting amplifier*, rangkaian *system minimum microcontroller ATmega 328P* dan modul box akrilik dengan ketebalan 3 mm dan ukuran 12 cm x 8 cm x 5 cm. Sedangkan perangkat lunak yang digunakan adalah *software* pemrograman *Arduino* sebagai pengolah data *input* sadapan *ECG* dan *output* sadapan *ECG* ke *personal computer* dan *software* pemrograman *Delphi 7.0* untuk menampilkan grafik dan nilai *BPM* hasil pembacaan sinyal *ECG*. Diagram blok sistem ditunjukkan pada Gambar 1 berikut ini :



Gambar 1. Diagram Blok Sistem

Elektroda yang telah terpasang akan mendeteksi sinyal listrik jantung. Karena sinyal listrik jantung tersebut sangat kecil, berorde milivolt, maka harus dikuatkan oleh rangkaian *instrument amplifier*. Selanjutnya *output* dari *instrument amplifier* difilter terhadap interferensi dari luar sehingga *output* dari rangkaian filter adalah murni sinyal listrik jantung. Sinyal *output* dari filter akan diubah menjadi data digital oleh ADC dari *ATMega 328P*. Selain itu *microcontroller ATMega 328P* juga berfungsi untuk mengatur komunikasi serial dengan *personal computer* (PC) melalui *transmitter Modul Bluetooth HC-05*. Data digital dari ADC *ATMega 328P* yang dipancarkan diterima oleh *personal computer* (PC) melalui *bluetooth adapter*. Selanjutnya data tersebut diterima berdasarkan komunikasi serial oleh modul *bluetooth* kemudian diolah dengan program Delphi untuk ditampilkan di monitor *personal computer* (PC).

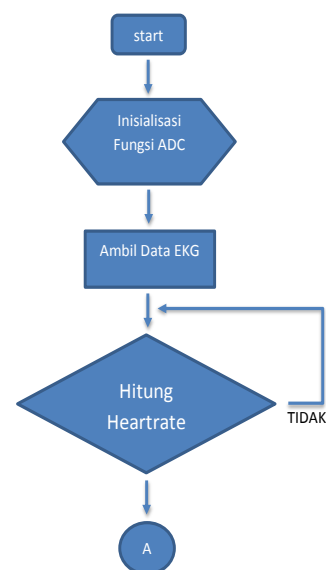


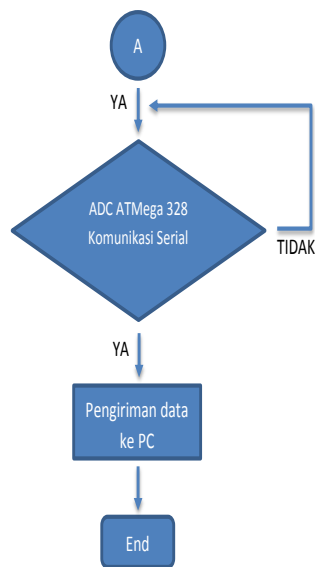
Gambar 2. Rancangan Mekanik

2.2 Perancangan Software

Perangkat lunak pada alat untuk mengukur sinyal listrik jantung 3 leads ini menggunakan *microcontroller arduino* sebagai pengolah data dan *serial communication*. Software pada pemrograman *Arduino* sebagai pengolah data *input* sadapan *ECG* dan *output* sadapan *ECG* ke *personal computer*. Sedangkan software pada pemrograman Delphi 7.0 untuk menampilkan grafik dan nilai BPM hasil pembacaan sinyal *ECG*.

Diagram alir sistem *transmitter* dapat dilihat pada Gambar 3 dan *receiver* dapat dilihat pada Gambar 4 berikut ini :





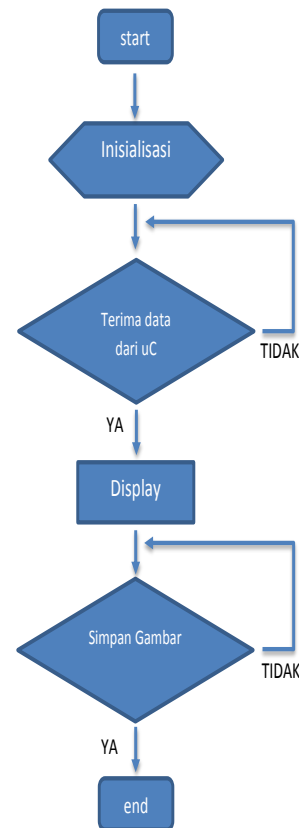
Gambar 3. Diagram Alir Transmitter

Cara kerja blok diagram alir *transmitter* pertama kali adalah inialisasi ADC untuk perintah konversi data analog ke digital. Data diambil melalui rangkaian sadapan berupa sinyal tubuh yang sudah diolah menjadi sinyal EKG. Sinyal EKG ini berupa sinyal analog dengan penguatan yang kemudian sinyal analog tadi dapat dideteksi oleh rangkaian *microcontroller* yang selanjutnya dikonversi dalam bentuk sinyal digital melalui pin ADC pada rangkaian *microcontroller ATmega 328P*.

Data ADC dari pengolahan modul sadapan EKG ini yang selanjutnya diolah untuk menghitung *heartrate* atau banyaknya detak jantung per menit berdasarkan nilai ADC tertinggi yang ditunjukkan pada pulsa R sinyal EKG. Nilai ADC ini menjadi nilai acuan untuk mengaktifkan *interupsi internal* dimana data BPM dikirim dalam bentuk *counter* melalui *Interupt Internal*, jika tidak maka akan dilakukan proses pengambilan data EKG lagi.

Data yang berupa sinyal digital tadi kemudian diolah dan ditransmisikan oleh modul *Bluetooth HC-05*, jika tidak

maka akan dilakukan proses pengambilan data EKG dan Heartrate.



Gambar 4. Diagram Alir Receiver

Data yang dikirim oleh *microcontroller* melalui modul *bluetooth HC-05* diterima oleh *bluetooth adapter* sebagai *receiver* pada *personal computer*. Inialisasi pada program Delphi 7 untuk mendeteksi data yang diterima dari *microcontroller* sebagai *data string* yaitu data yang berupa kumpulan karakter, simbol, angka, maupun huruf yang kemudian di konversi dan dipisah sesuai data yang dibutuhkan. Data EKG yang diterima akan diproses oleh aplikasi Delphi 7 yang kemudian akan di plotting dan di displaykan pada grafik. Sedangkan Nilai BPM yaitu nilai detak jantung per menit akan di plotting dan di displaykan pada Line edit Aplikasi Delphi 7. Sinyal EKG yang ditampilkan kemudian akan

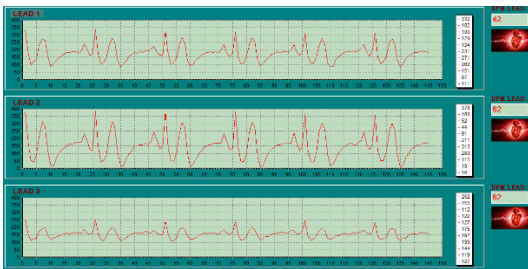
disimpan pada direktori yang sudah ditentukan.

3. HASIL PENELITIAN DAN PEMBAHASAN

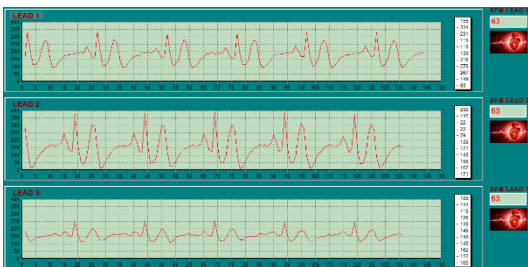
Pada penelitian Tugas Akhir ini, penulis melakukan pengujian modul dengan cara melakukan perbandingan hasil pembacaan antara alat ukur pembanding dengan modul yang dibuat oleh penulis. Dalam penelitian, penulis menggunakan alat kalibrasi phantom EKG sebagai kalibrator atau alat ukur pembanding terhadap modul.

Pengukuran dilakukan pada parameter BPM 60 sebanyak 6 kali pengukuran pada setiap leadsnya. Hal tersebut bertujuan untuk menentukan pengukuran dengan hasil yang terbaik dan sesuai dengan yang diinginkan.

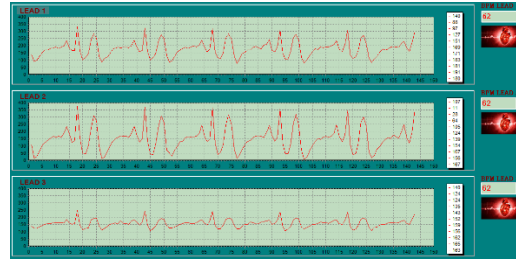
3.1 Hasil Pengukuran BPM 60



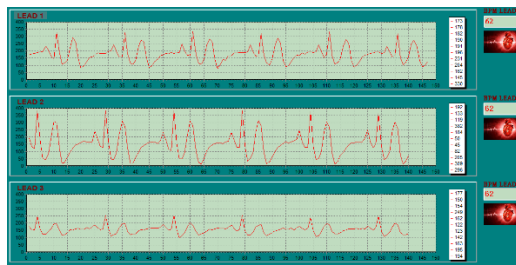
Gambar 5. Tampilan pengambilan data 1 BPM 60



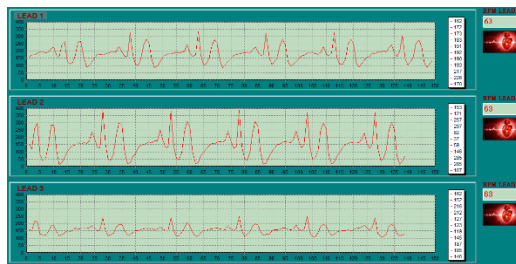
Gambar 6. Tampilan pengambilan data 2 BPM 60



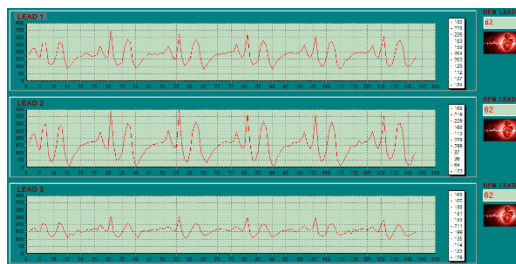
Gambar 7. Tampilan pengambilan data 3 BPM 60



Gambar 8. Tampilan pengambilan data 4 BPM 60



Gambar 9. Tampilan pengambilan data 5 BPM 60



Gambar 10. Tampilan pengambilan data 6 BPM 60

Tabel 1. Hasil Pengukuran BPM 60

Setting BPM	Lead	Pembacaan Alat						Mean	Error (%)
		1	2	3	4	5	6		
60	Lead 1	62	63	62	62	63	62	62,33	3,89
	Lead 2	62	63	62	62	63	62	62,33	3,89
	Lead 3	62	63	62	62	63	62	62,33	3,89

Tabel 1 merupakan tabel hasil pengukuran pada nilai BPM Modul EKG Tugas Akhir khususnya di Lead I, Lead II, dan Lead III dengan setting *Amplitudo* 1 mV dan BPM 60 pada Phantom ECG. Pengukuran dilakukan sebanyak 6 kali percobaan dalam setiap Lead. Tabel di atas menunjukkan bahwa, nilai pengukuran pada Lead I, Lead II, dan Lead III mempunyai nilai BPM yang sama pada setiap percobannya, sehingga didapatkan nilai rata-rata pengukuran BPM yang sama, dengan nilai rata-rata 62,33 dan nilai *error* 3,89 %. Artinya secara pengukuran BPM pada modul EKG Tugas Akhir ini masih dalam batas normal, karena kesalahan maksimal yang diizinkan adalah sebesar $\pm 5\%$.

Dari hasil analisa sinyal EKG berdasarkan perhitungan filter dan pengukuran menggunakan *osciloscope*, penapisan/pemfilteran kurang akurat. Selain itu nilai *voltage* pada komponen kapasitor filter yang belum tepat membuat *delay* waktu yang menyebabkan timbulnya gelombang “U” pada sinyal EKG modul dan tingginya pulsa T pada setiap Lead. Dalam proses pembuatan modul ini penulis hanya mampu membuat segala kebutuhan modul secara *hand made* terutama dalam penyolderan yang cukup berpengaruh dalam performa komponen ketika modul bekerja.

Seperti yang dikatakan oleh Kuat Supriyadi, B.E., S.E., S.T., M.M. Beliau

mengatakan bahwa dalam penelitian ini penulis menggunakan komponen yang ada pada pasaran yang dimana komponen di pasaran meskipun dalam hitungan filter dan nilai komponen yang sesuai kebutuhan akan tetapi masih memiliki nilai toleransi *error* yang cukup tinggi.

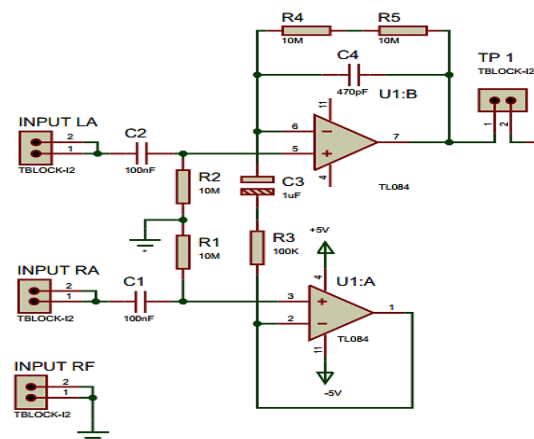
3.2 Pembahasan

3.2.1 Pembahasan Rangkaian

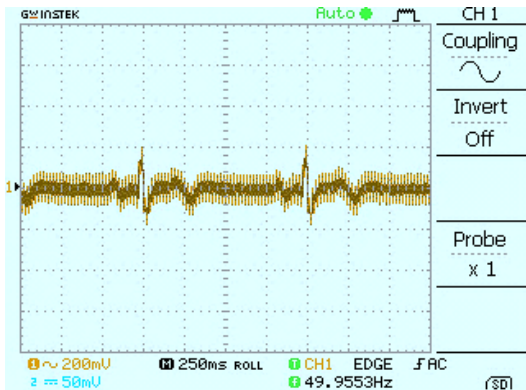
3.2.1.1 Rangkaian Instrumentasi Amplifier

Spesifikasi dari rangkaian *instrument amplifier* yang diperlukan adalah :

- Menggunakan IC TL084 sebagai *basic instrument*.
- Membutuhkan tegangan *input IC* sebesar +5VDC, -5VDC dan GND.
- Frekuensi cut off* pada *high pass filter pasif* 0,15 Hz.
- Frekuensi cut off* pada *difference amplifier* 16,939 Hz.
- Penguatan pada *instrument amplifier* $313,9 \times$



Gambar 11. Rangkaian *Instrument Amplifier Lead I*



Gambar 12. Output Instrument Amplifier Lead I amplitudo 1 mV

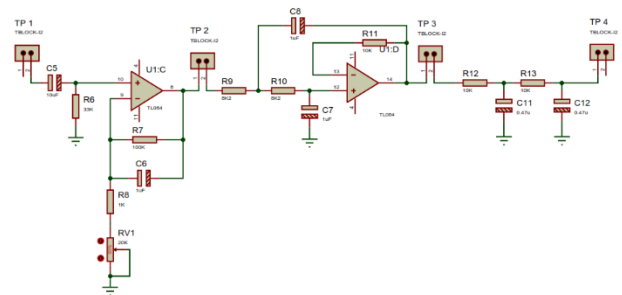
Filter HPF berfungsi untuk melewati frekuensi sinyal tubuh dibawah frekuensi cut off yang telah ditentukan, sedangkan filter LPF pada *feed back amplifier difference* yang berfungsi untuk mendapatkan sinyal EKG murni dan memisahkan frekuensi sinyal tubuh lainnya, contoh adalah sinyal EMG. *Output instrument amplifier* yang sudah dimodifikasi ini masih menunjukkan noise sinyal tubuh yang masih terlewatkan. Rangkaian ini digunakan untuk masing-masing Lead I, Lead II, dan Lead III sendiri-sendiri. Kemudian dalam modul EKG ini menggunakan tiga rangkaian sadapan EKG. Dimana rangkaian sadapan EKG ini terdiri dari rangkaian *instrument amplifier, filter, adder, dan buffer*.

3.2.1.2 Rangkaian Filter

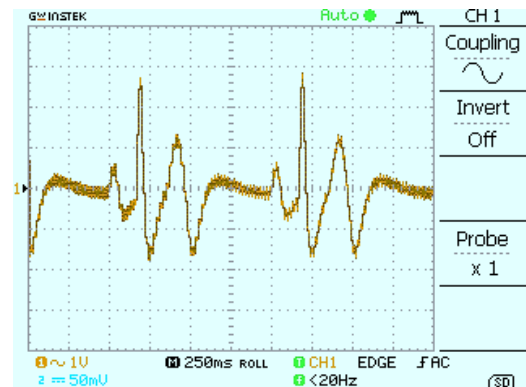
Spesifikasi dari rangkaian filter yang diperlukan adalah :

- Rangkaian filter terdiri dari *Filter Aktif* (menggunakan IC TL084) dan *Filter pasif*.
- Membutuhkan tegangan +5VDC, -5VDC dan GND.
- Rangkaian filter terdiri dari *High Pass Filter pasif, Low Pass Filter aktif, dan Low Pass Filter pasif*.
- TP2 digunakan untuk mengecek output *High Pass Filter 0,5 Hz*.

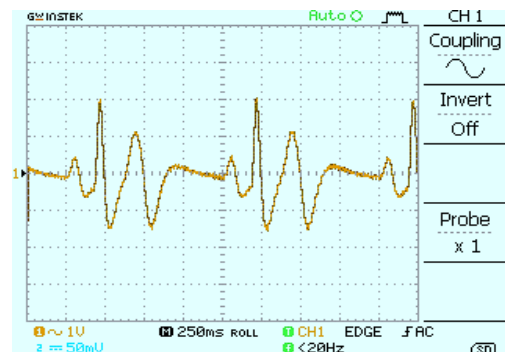
- TP3 digunakan untuk mengecek output *Low Pass Filter aktif 20 Hz*.
- TP4 digunakan untuk mengecek output *Low Pass Filter pasif 33,86 Hz*. Kemudian, didapatkan rangkaian seperti gambar di bawah ini :



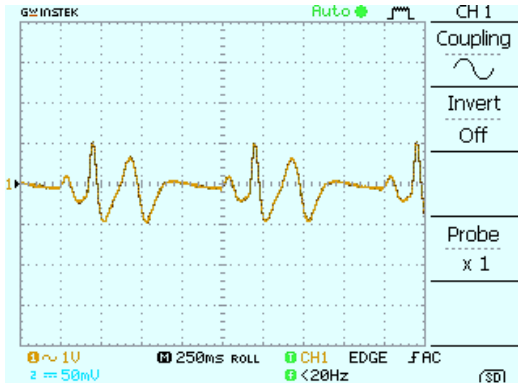
Gambar 13. Output Instrument Amplifier Lead III amplitudo 1 mV



Gambar 14. Output High Pass Filter pada TP 2



Gambar 15. Output Low Pass Filter Aktif pada TP 3



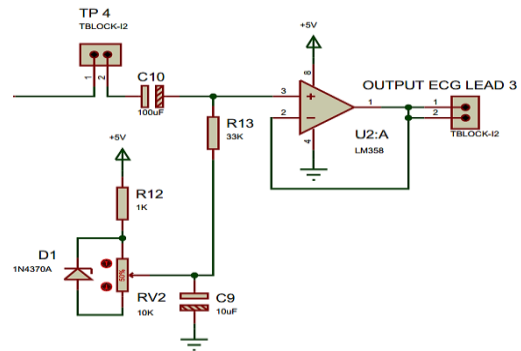
Gambar 16. Output Low Pass Filter Aktif pada TP 4

Rangkaian filter ini terdiri dari rangkaian *HPF Pasif* dengan *frekuensi cut off* 0,5 Hz yang digunakan untuk lebih menekan frekuensi dibawah *cut off*. Rangkaian *Low Pass Filter* 19,418Hz berfungsi untuk memfilter sinyal *noise* tubuh yang masih lolos dan masuk dirangkaian penguat. Untuk menghilangkan *interferensi frekuensi AC* perlu penambahan rangkaian *Low Pass Fiter pasif*, dimana disini penulis menambahkan rangkaian *LPF pasif* dengan *frekuensi cut off* 33,33Hz.

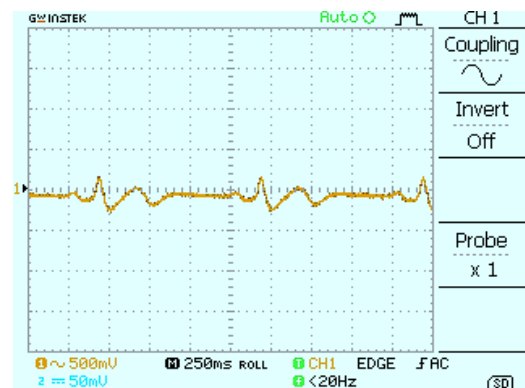
3.2.1.3 Rangkaian Clamper dan Buffer

Spesifikasi rangkaian *Adder* yang diperlukan adalah :

- Menggunakan dioda zener sebagai *clamper* dan VR (*Variabel Resistor*) sebagai *setting* tegangan *Vref*.
- Membutuhkan tegangan +5VDC, -5VDC dan GND.
- TP *Output* digunakan Untuk mengecek hasil *output* rangkaian. Jadi, didapatkan rangkaian seperti gambar dibawah ini :



Gambar 17. Rangkaian Clamper dan Buffer



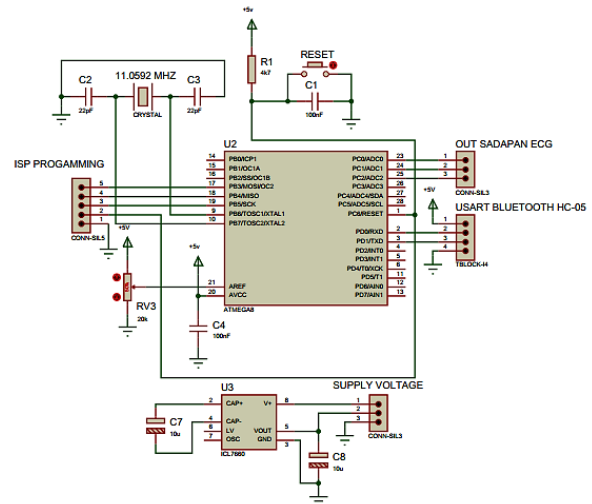
Gambar 18. Output Clamper dan Buffer

3.2.1.4 Rangkaian System Minimum ATmega 328P

Spesifikasi rangkaian System Minimum ATmega 328P yang diperlukan adalah :

- VCC merupakan pin yang berfungsi sebagai masukan tegangan *supply*.
- GND merupakan pin *ground*.
- Port B (PB7..PB0) merupakan Port I/O 8-bit dengan resistor *pull-up internal* tiap pin. Khusus PB6 dan PB7 memiliki fungsi lain. PB6 dapat digunakan sebagai *input crystal* dan *input* rangkaian *clock internal*, bergantung pada pengatuan *Fuse bit*. Sedangkan PB7 dapat digunakan *output kristal* bergantung pada pengaturan *Fuse bit* yang digunakan untuk memilih sumber *clock*.

- d. Port C (PC5..PC0) merupakan Port I/O 7-bit dengan resistor pull-up internal tiap pin. Buffer PortC mempunyai kapasitas menyerap dan mencatu.
- e. RESET/PC6 merupakan pin yang dapat difungsikan sebagai I/O dan RESET. Jika fuse bit RSTDISBL di “programed”, PC6 digunakan sebagai pin I/O, tapi ketika fuse bit RSTDISBL di “unprogramed”, PC6 digunakan sebagai pin RESET (aktif low).
- f. Port D (PD7..PD0) merupakan pin yang berfungsi sebagai Port I/O 8-bit dengan resistor pull-up internal tiap pin. Buffer port D mempunyai kapasitas menyerap dan mencatu.
- g. AVCC merupakan pin tegangan catu untuk A/D converter, PC3..PC0, dan ADC(7..6). AVCC harus dihubungkan ke VCC, walaupun ADC tidak digunakan. Jika ADC digunakan, maka AVCC harus dihubungkan ke VCC melalui “low pass filter”.
- h. AREF merupakan pinyang digunakan untuk tegangan referensi analog untuk ADC.
- i. ADC7..6 (TQPF,QFN/MLF) hanya ada pada kemasan TQPF dan QNF/MLF, ADC7..6 digunakan untuk pin input ADC.
- j. Menggunakan modul Bluetooth HC-05.
- k. Membutuhkan tegangan +5VDC dan GND.
- l. Menggunakan baudrate 9600.
- m. Tx dihubungkan ke PORTD.0 (RxD).
- n. Rx dihubungkan ke PORTD.1(TxD).



Gambar 19. Rangkaian Sistem Minimum ATmega 328P

3.2.1.5 Pembahasan Rangkaian Keseluruhan

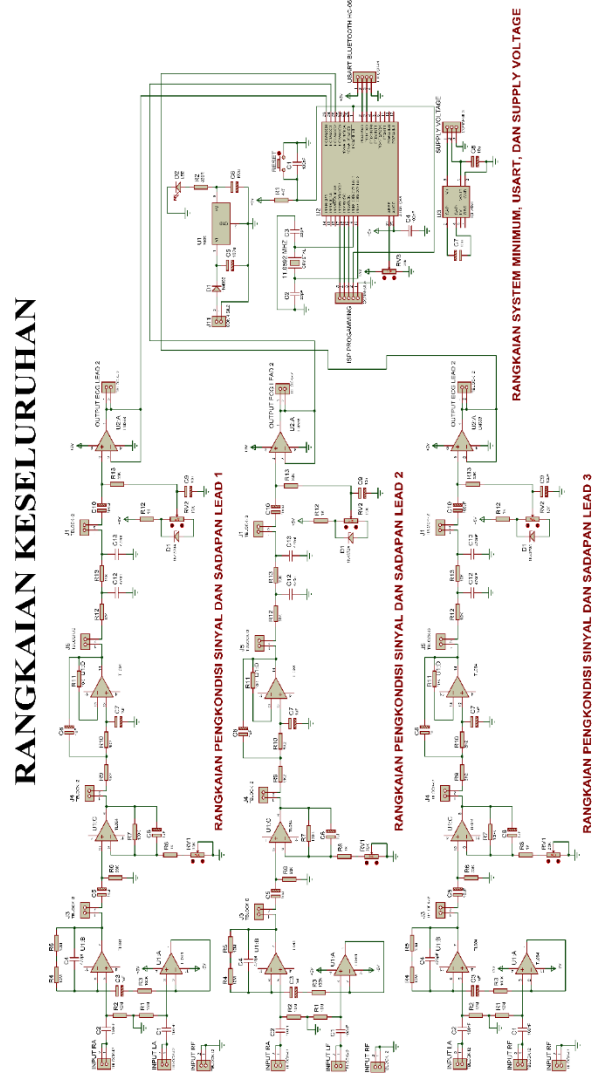
Elektroda menangkap sinyal tubuh dari pasien dengan beda potensial yang ditimbulkan oleh tubuh. Pada Lead I, pin Input RA menangkap beda potensial bermuatan negatif pada tangan kanan (RA), sedangkan pin input LA menangkap beda potensial bermuatan positif pada tangan kiri (RL) dan kaki kanan (RL) sebagai titik grounding. Dua potensial yang disadap oleh elektroda kemudian masuk ke rangkaian *instrument amplifier* yang sudah dimodifikasi dari rangkaian *difference amplifier* yang sudah dilengkapi dengan filter LPF frekuensi cut off 16 Hz untuk menangkap sinyal EKG dan memfilter sinyal tubuh lainnya.

Output dari rangkaian *instrument amplifier* yang masih kecil kemudian masuk ke rangkaian filter HPF frekuensi cut off 0,5 Hz untuk menekan dan menghilangkan sinyal tubuh dibawah frekuensi cut off. Output filter HPF masuk ke rangkaian penguatan *non inverting* yang sudah dilengkapi dengan filter pengeblok sinyal DC. Sinyal EKG yang dikuatkan masih terdapat sinyal noise tubuh yang terkuatkan juga oleh rangkian penguatan,

untuk itu rangkaian LPF 20 Hz berfungsi untuk memfilter sinyal tubuh selain sinyal EKG yang terkuatkan, sedangkan filter LPF *frekuensi cut off* 33,3 Hz berfungsi untuk mencegah dan menghilangkan interferensi frekuensi AC.

Sinyal EKG masih memiliki amplitudo negative yang tidak akan terbaca oleh rangkaian *microcontroller*. Rangkaian *Adder/Clamper* difungsikan untuk menggeser tegangan *offset* sinyal EKG untuk dapat diolah oleh rangkaian *Minimum System*. Semua sistem kerja rangkaian ini berlaku juga untuk Lead II dan Lead III. Sinyal EKG pada Lead I masuk pada pin ADC 0, Lead II masuk pada pin ADC 1, Lead III masuk pada pin ADC 2.

Sinyal EKG yang masuk pada pin ADC akan di konversi oleh rangkaian *Minimum System* menjadi data digital. Dari data digital kemudian akan diproses dan ditransmisikan melalui mode UART dengan modul *Bluetooth HC-05*. *Reciever* dari *personal computer* akan menerima informasi yang ditransmisikan sebagai data *string* yang selanjutnya akan diolah menggunakan aplikasi Delphi 7 untuk proses pencitraan atau tampilan pada grafik. Pada modul menggunakan baterai sebagai power supply +5V. Tegangan supply -5V didapat dari rangkaian pembalik fase menggunakan IC 7660.



Gambar 20. Rangkaian Sistem Keseluruhan

3.2.1.6 Program Pengolahan ADC

```
const int analogInPin1 = A0;
const int analogInPin2 = A1;
const int analogInPin3 = A2;
int sensorValue1 = 0;
int sensorValue2 = 0;
int sensorValue3 = 0;
```

3.2.1.7 Listing Program Pengolahan Bluetooth

```
int detak=0;
int mulai1=0;
void setup() {
  Serial.begin(9600);
  delay(500);
  attachInterrupt(0, rutinInterupsi0,
  FALLING);
  (1, rutinInterupsi1, FALLING);
  pinMode(2, INPUT);
  pinMode(4,OUTPUT);
  digitalWrite(2, HIGH);
  digitalWrite(4, HIGH);
}
void rutinInterupsi0() {
  detak=detak+1;
}
void loop() {
  char textdaripc;
  if (Serial.available()){
    textdaripc=Serial.read();
  }
  switch(textdaripc){
  detak=0;
  break;
  case'a':
  mulai1=0;
  break;
  }
  if (mulai1==1){
    sensorValue1 =
  analogRead(analogInPin1);
    sensorValue2 =
  analogRead(analogInPin2);
    sensorValue3 =
  analogRead(analogInPin3);
    if (sensorValue1>=80){
  digitalWrite(4,LOW);
  delay(40);
    }
    if (sensorValue1<=60){
  digitalWrite(4,HIGH);
  delay(40);
    }
  }
```

```
{
case'A':
mulai1=1;
detak=0;
break;
case'a':
mulai1=0;
break;
}
if (mulai1==1)
  // read the analog in value:
  {
    sensorValue1 =
  analogRead(analogInPin1);
    sensorValue2 =
  analogRead(analogInPin2);
    sensorValue3 =
  analogRead(analogInPin3);
    if (sensorValue1>=80)
    {
  digitalWrite(4,LOW);
  delay(40);
    }
    if (sensorValue1<=60)
    {
  digitalWrite(4,HIGH);
  delay(40);
    }
    Serial.print(sensorValue1);
    Serial.print("A");
    Serial.print(sensorValue2);
    Serial.print("B");
    Serial.print(sensorValue3);
    Serial.print("C");
    Serial.print(detak);
    Serial.print("D");
    // Serial.print(pulsaR);
    // Serial.print("E");
    delay(40);
  }
}
```

Atur *baudrate* sebesar 9600 pada *coding program arduino*. *Arduino* menerima karakter A dari *Delphi 7.0* untuk start alat kemudian *arduino* mulai akses untuk membaca ADC 0,1,2

sebagai input sinyal EKG yang nantinya akan diproses menjadi grafik.

Lead 1 dikirim melalui serial dan diakhiri dengan karakter A, Lead 2 dikirim melalui serial dan diakhiri dengan karakter B, Lead 3 dikirim melalui serial dan diakhiri dengan karakter C, nilai *BPM* dikirim melalui serial dan diakhiri dengan karakter D,

Sinyal EKG yang terbaca pada *Chart Delphi* akan diambil nilai batas pulsa R sinyal EKG ketika ada nilai pulsa R sinyal EKG atau nilai *ADC* tertinggi dari *output* modul EKG maka pin 4 yang disetting sebagai output akan di set *low* (sebelumnya *high*/apabila pulsa R dibawah batas) dan akan menjadi input pin 2 *arduino* sebagai interupsi 0 (*interupsi eksternal*).

Pin 2 menjadi *input interupsi* yang nantinya akan mengatur detak dari setiap detiknya dan menaikkan nilai detak plus 1 apabila pulsa R nilainya sesuai dengan batas yang ditentukan yang nantinya akan dikirim ke Delphi.

3.2.1.8 Listing Program Delphi

```
procedure
TForm1.Button2Click(Sender:
TObject);//var
begin
Comport1.port:='COM3';
Comport1.Open;
chart1.Series[0].Clear;
//comport1.Connected:=true;
comport1.Open;
comport1.WriteStr('a');
end;
```

Comport berfungsi sebagai gerbang penerimaan data yang dikirim dari *minimum system* melalui *bluetooth* dan jenis data yang diterima *comport1* merupakan data string.

Ketika tombol “mulai” ditekan, *comport1.open* artinya *comport1* mulai menerima data melalui COM3 . Semua

data yang diterima akan diolah terlebih dahulu.

3.2.1.9 Listing Program Pengolahan Bluetooth pada Delphi

```
procedure
TForm1.ComPort1RxChar(Sender:
TObject; Count: Integer);
var datasensorA, A,datasensorB, B
,datasensorC,
C,datasensorD,D:string;
sensor1:integer;
sensor2:integer;
sensor3:integer;
begin
x1 := x1+1;
x2 := x2+1;
x3 := x3+1;
repeat
begin
comport1.ReadStr(A,1);
DatasensorA:=DatasensorA+A;
end;
until A='A';
Editdatamasuk1.Text:=datasensorA;
if A='A' then
begin
EditData1.Text:=LeftStr(Editdatama
suk1.Text,length(Editdatamasuk1.Te
xt)-1);
Editdatamasuk1.Clear;
end;
```

Fungsi *comport* memulai baca data dari arduino satu persatu karakter ditampung ke dalam *variable A*, pengambilan data akan diulang hingga mendapatkan nilai string 'A'. Ketika karakter masuk (disimpan dalam *variable A*) maka karakter akan digabungkan dan disimpan dengan nama *variable* data sensor A sampai data masuk yang disimpan ke dalam *variable A* adalah berupa karakter A. Data yang sudah tersimpan akan ditampilkan nilai keseluruhan ke *LineEdit datasensorA*, jika data masuk

yang disimpan dalam *variable* A adalah berupa karakter A maka perintah hitung di Chart berjalan. Nilai line edit data 1 nilainya diambilkan dari *variable* editdatamasuk1 dimulai dari paling kiri sepanjang karakter pada komponen *variable* editdatamasuk1 dikurangi 1 karakter secara terus menerus ketika terjadi penumpukan data maka *variable* Editdatamasuk1.Clear; berfungsi untuk menghapus data yang masuk ke *variable* editdatamasuk1 agar tidak terjadi penumpukan data.

4. KESIMPULAN

Setelah melakukan proses pembuatan, percobaan, pengujian modul dan pengambilan data, penulis mengambil kesimpulan sebagai berikut. Telah dibuat modul sadapan EKG Lead I, Lead II, dan Lead III yang berfungsi sebagai penangkap sinyal EKG murni dari tubuh, rangkaian minimum sistem microcontroller ATmega328P sebagai pusat pemrosesan konversi data analog ke data digital, software pada pemrograman Arduino sebagai pengolah data ADC dan pengiriman data ADC serial via modul bluetooth HC-05, software pada pemrograman Delphi 7.0 untuk menampilkan hasil pembacaan sinyal EKG dan penyimpanan data berupa gambar dengan format BMP.

Dalam melakukan proses pengukuran BPM 60 menggunakan alat kalibrasi phantom EKG didapatkan nilai *error* yang dihasilkan sebesar 3,89 %. Hal tersebut berarti keakurasian pada alat cukup baik, karena nilai *error* yang dihasilkan pada modul tidak terlalu besar. Namun sinyal EKG masih belum sempurna dan stabil diakibatkan penapisan/pemfilteran modul sadapan EKG yang kurang akurat. Selain itu nilai *voltage* pada komponen *capasitor*

filter yang belum tepat membuat *delay* waktu yang menyebabkan timbulnya gelombang "U" pada sinyal EKG modul dan tingginya pulsa T pada setiap Lead.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] Syaifuddin. 1996. Anatomi Fisiologi Untuk Siswa Perawat. Buku Kedokteran ECG. Jakarta.
- [2] Irving, H.P. 2007. Physics Human of Body. Spinger. Berlin.
- [3] Saritha, C., V. Sukanya, dan Y.N. Murthy. 2008a. ECG Signal Analysis Using Wavelet Transforms. 35 : 68 dan 77.
- [4] Singh, O.P., D. Mekonnen, dan M.B. Malarvili. 2015. Labview Based ECG Patient Monitoring System for. Labview Based ECG Patient Monitoring System for Cardiovascular Patient Using SMTP Technology : 1.
- [5] D. N. Isnaeni, "Pembuatan Alat Perekam Denyut Jantung Berbasis Komputer (Elektrokardiografi)," vol. I, pp. 1-22, 2010.
- [6] Uriep Suriepto, Jana Utama, "Portable Electrocardiograph Telemonitoring," Telekontran, vol. II, no. 1, pp. 19-28, 2014.