

Implementasi Filter Digital Untuk Mengurangi Motion Artefak Pada Alat Holter

Dianesty Trisuciyan[#], Torib Hamzah, Endang Dian S.
Jurusan Teknik Elektromedik Poltekkes Kemenkes, Surabaya
Jl. Pucang Jajar Timur No. 10, Surabaya, 60245, Indonesia
#nezy.yani@gmail.com , trbhamzag@gmail.com , diancholik@gmail.com.

Abstrak— Holter is generally used for diagnosis and management of patients with, or at risk of heart disease, one of which is Atrial Fibrillation. The purpose of this tool is to reduce the interference of motion artifacts when using the Holter by using digital filters. With this research, it is hoped that it can facilitate monitoring when the patient is moving. In retrieving patient data using a holter, with the Holter attached to the patient for 24 hours then it will be sent via Bluetooth, the data will be stored on the SD Card and the data will appear on the PC. The result of this is that the readout data can distinguish between unscented and digitally filtered signals. Calibration is done using a phantom ECG, this is done to make the results conform to a standard ECG machine. After evaluation, the Holter's BPM error is 0.33% and the Holter can operate within 24 hours and the resulting digital filter can reduce the amplitude at disturbing frequencies from 0.8-3.5mV. With this research, it can be developed the use of digital filters on the existing holter.

Keywords — *Holter, Digital Filter, SD Card Memory, Bluetooth*

Abstrak— Holter umumnya untuk diagnosis dan manajemen pasien dengan, atau berisiko penyakit jantung salah satunya Atrial Fibrillation. Tujuan alat ini untuk mengurangi gangguan Motion Artefak pada saat penggunaan Holter dengan menggunakan filter digital. Dengan adanya penelitian ini diharapkan dapat mempermudah pemantauan saat pasien yang sedang bergerak. Pada pengambilan data pasien menggunakan holter, yaitu dengan Holter di pasang ke pasien selama 24 jam kemudian akan dikirimkan melalui bluetooth data akan disimpan pada SD Card dan data akan tampil pada PC. Hasil dari ini yaitu data pembacaan bisa dapat membedakan antara sinyal tanpa dan diberi filter digital. Kalibrasi dilakukan dengan menggunakan phantom EKG, hal ini dilakukan untuk membuat hasil adalah sesuai dengan mesin EKG standar. Setelah evaluasi, kesalahan BPM Holter ini adalah 0,33% dan Holter dapat beroperasi dalam 24 jam dan hasil filter digital bisa mereduksi amplitudo pada frekuensi yang mengganggu dari 0,8-3,5mV. Dengan adanya penelitian ini dapat dikembangkan penggunaan filter digital pada holter yang telah ada.

Kata Kunci—*Holter, Filter Digital, SD Card Memory, Bluetooth*

I. PENDAHULUAN

Holter adalah alat yang berfungsi untuk merekam peristiwa yang berkaitan dengan aktivitas jantung. Holter termasuk peralatan penunjang, dimana User dapat memeriksa data dari telemetri dengan program eksternal dan perangkat display.[1] Penggunaan monitoring EKG dengan Holter umumnya untuk diagnosis dan manajemen pasien dengan, atau berisiko, Atrial Fibrillation, mengingat sifat paroksismal, dan sering tanpa gejala aritmia serius ini. Pemantauan Atrial Fibrillation penting karena, meskipun sering bersifat paroksismal dan dikaitkan dengan gejala minimal atau tidak sama sekali, Atrial Fibrillation dikaitkan dengan konsekuensi kesehatan yang parah, termasuk stroke, gagal jantung, dan kematian.[2] Artefak Montion dan Noise (MN) sangat penting selama perekaman Holter dan dapat menyebabkan kesalahan pendeteksian Atrial Fibrillation. Pakar kesehatan telah menyebutkan artefak Montion dan Noise dalam peralatan monitoring sebagai penyebab paling umum dari alarm palsu, kehilangan sinyal, dan pembacaan yang tidak akurat [3].

Pada tahun 1996, dilakukan penelitian tentang Peter Jacobson dkk tentang “holter functions with a zoom feature”

dengan konsep penyimpanan riwayat data pada alat Holter, namun penelitian ini penyimpanan data masih harus menghapus data sebelumnya dan hanya memprioritaskan pembacaan terakhir.[1] Pada tahun 2009 dilakukan penelitian oleh Mahesh S. Chavan dkk tentang “Design of ECG Instrumentation and implementation of Digital filter for Noise reduction” menjelaskan filter yang diteliti high pass filter dengan frekuensi 0,01-100Hz dengan Gain 1000, dari hasil penelitian filter yang paling sesuai untuk filter EKG pada jala-jala listrik yaitu 0,05Hz[4] Pada tahun 2012, dilakukan penelitian oleh James E. Ott dkk tentang “Method And System For Collecting And Analyzing Holter Data Employing a Website” menjelaskan tentang metode pembacaan analaisa pada data EKG pada holter dan mengontrol hasil data Holter dari jarak jauh, hasil pembacaan hanya tersimpan pada komputer sentral sedangkan pada komputer remote hasil pembacaan tidak tersimpan.[5] Kemudian dikembangkan lagi pada tahun 2013 oleh Fabio F. Batolini tentang “Method And Apparatus For Extracting Optimum Holter ECG Reading” pada penelitian ini mengoptimalkan pembacaan EKG dalam periode waktu tertentu. Pembacaan data dari metode ini membutuhkan

pengaturan jangka waktu, untuk menganalisa hasil, menentukan ambang batas noise dan menentukan segmen detak jantung yang stabil, namun yang menjadi kelemahan dari metode ini jika kondisi pasien sedang dalam efek penggunaan obat[6]. Pada penelitian yang dilakukan oleh Jinseok Lee tentang “Automatic Motion and Noise Artifact Detection in Holter ECG Data Using Empirical Mode Decomposition and Statistical Approaches” dalam jurnal ini pengiriman data dilakukan secara real time ke server kemudian, pada server hasil yang telah dikirim dianalisa dan melakukan filter pada artefak Motion and Noise, namun jurnal ini masih terjadi loss data saat pengiriman.[7]. Pada tahun 2017 telah dibuat oleh Ananta Faxia Kusuma Wardani tentang “Holter Monitor” pada penelitian ini hasil pembacaan data EKG di simpan pada SD card dan dikirim secara Real time pada PC, namun dalam pembacaan masih terdapat artefak dari Motion and Noise. [8] 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%.[9]

Berdasarkan hasil identifikasi masalah kronologis diatas maka penulis ingin membuat sebuah “Implementasi Filter Digital Untuk Mengurangi Noise Pada Holter” dengan memanfaatkan filter digital untuk mengurangi artefak pada sinyal jantung sebagai media untuk mengatasi kekurangan dari penelitian-penelitian sebelumnya.

II. BAHAN-BAHAN DAN METODE

A. Setting Percobaan

Penelitian ini dilakukan pada 10 responden dengan keadaan normal dengan responden melakukan satu gerakan yang sama selama pengujian yaitu dengan menggerakkan pergelangan tangan, dan dilakukan penggantian filter digital secara bergantian.

1) Bahan dan Alat

Penelitian ini membutuhkan bahan elektroda dispose, kemudian elektroda aka di sambungkan dengan kabel elektroda yang telah tersedia pada alat. Bluetooth HC-05 sebagai pengirim dari modul ke PC dan SD card digunakan untuk menyimpan hasil pembacaan yang telah direkam. Sedangkan alat yang dibutuhkan yaitu EKG unit sebagai pembanding antara holter modul dengan ekg yang terstandart dan memerlukan simulator EKG sebagai penghasil sinyal jantung saat dilakukan pembanding.

2) Eksperimen

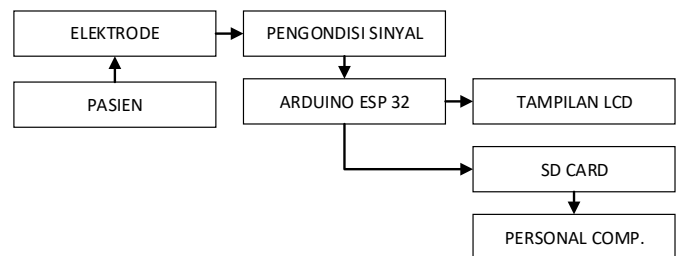
Penelitian ini diawali dengan membuat analog untuk mencoba penyesuaian sinyal EKG, selanjutnya sinyal akan di proses pada mikrokontroler. Setelah hasil di peroleh pada unit modul dan PC, maka dilakukan pengambilan data yaitu dari simulator

EKG, perbandingan dengan EKG unit dan dilakukan perbandingan dengan responden.

B. Diagram Balok

1) Analisa filter

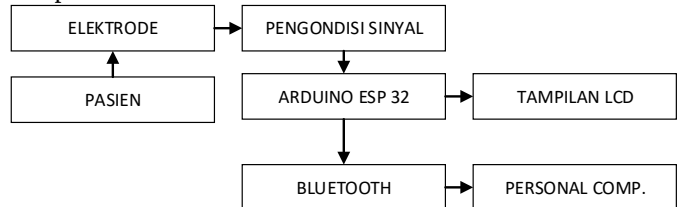
Sinyal jantung ditangkap oleh elektroda dan diteruskan pada pengondisi sinyal EKG kemudian akan diproses pada Arduino selanjutnya hasil pembacaan data akan disimpan pada SD CARD. Setelah data disimpan maka data hasil pembacaan akan di buka pada PC kemudian akan dilakukan analisa filter digital untuk mengurangi noise pada hasil pembacaan SD Card. Selain data diproses pada SD Card, hasil pembacaan data juga akan ditampilkan pada LCD dalam bentuk BPM.



Gambar 1. Blok Diagram Analisa Filter

2) Sistem Holter

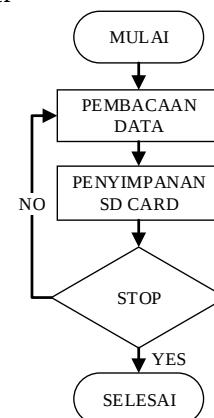
Sinyal jantung ditangkap oleh elektroda dan diteruskan pada pengondisi sinyal EKG kemudian akan diproses pada Arduino. Setelah data diproses ditampilkan pada LCD dalam bentuk BPM, kemudian sinyal dikirim melalui Bluetooth ke personal computer



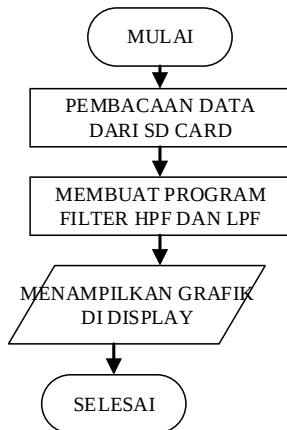
Gambar 2. Blok Diagram Sistem Holter

C. Diagram Alir

1) Analisa Filter



Gambar 3. Diagram Alir Pada Arduino

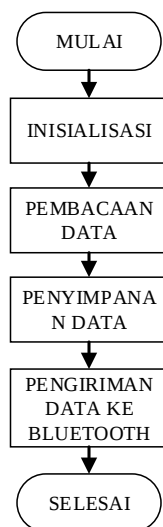


Gambar 4. Diagram Alir Pada PC

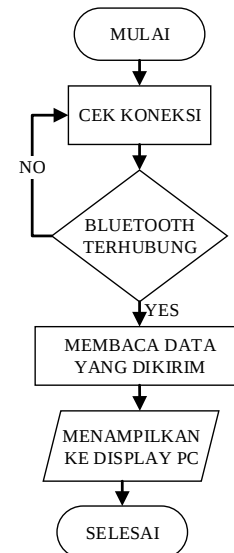
Ketika alat di mulai, pengondisi sinyal mengirimkan data pada mikro kemudian mikrokontroller akan membaca data. Selanjutnya data yang telah diperoleh di simpan pada SD Card. Kemudian jika waktu telah selesai maka pembacaan berhenti jika waktu belum berhenti maka mikrokontroller akan terus membaca data.

Setelah data diperoleh, SD Card akan di baca pada PC kemudian, buka file hasil pembacaan selanjutnya akan di proses pada Matlab untuk dianalisa filter dan hasilnya akan ditampilkan pada grafik.

2) Sistem Holter

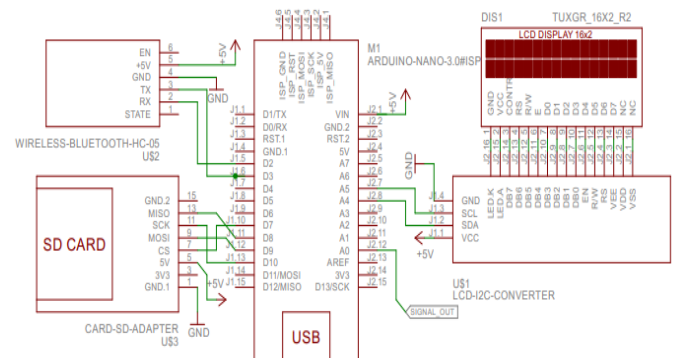


Gambar 5. Diagram Alir Pada Arduino



Gambar 6. Diagram Alir Pada PC

D. Rangkaian



Gambar 7. Rangkaian sistem Holter

1) Modul AD8232

Pada rangkaian ini bertujuan untuk menyadap sinyal EKG dari tubuh yang nanti akan di jadikan input pada arduino. Output dari modul ini adalah berupa sinyal analog yang nanti dijadikan input pada pin A0.

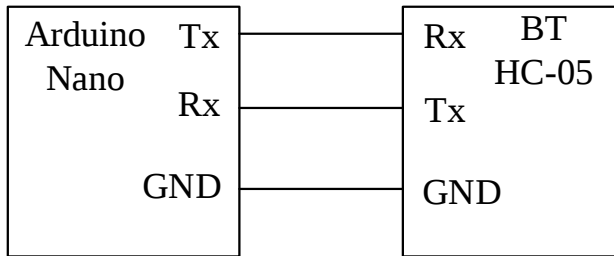
2) Modul SD Card

Pada modul ini digunakan untuk menyimpan hasil ADC dari penyadap EKG. Dari data ADC yang diperoleh akan di simpan dalam bentuk “.txt” pada memori card dan nanti dapat dibaca pada PC melalui program delphi.

3) Modul Bluetooth

Bluetooth (BT) module menggunakan HC-05. Modul Bluetooth ini digunakan untuk mengirimkan sinyal EKG ke unit komputer. Untuk komunikasi antara board Arduino dan modul Bluetooth, dibutuhkan dua buah pin yaitu Tx (untuk mengirimkan data ECG, dan Rx untuk menerima informasi

antara mikrokontroler dan unit komputer). Hubungan antara modul BT dan Arduino.



Gambar 8. Bluetooth Connection

III. HASIL

Pada penelitian ini holter telah dikalirasi menggunakan simulator EKG, dan di bandingkan dengan filter dan tanpa filter. Selain itu alat ini juga telah diuji coba pada beberapa responden untuk membandingkan hasil sinyal EKG dengan dan tanpa Filter.

1) Rancang Bangun Holter ECG

Sinyal EKG yang telah disadap oleh modul AD8232 akan ditampilkan pada LCD, untuk menunjukkan BPM alat. Dan sinyal yang telah di terima ADC akan dikirim melalui Bluetooth dan akan di simpan pada SD card. Hasil yang real time dikirim melalui Bluetooth dan akan di tamplkan pada Delphi.

2) Listing Program untuk Arduino Holter Monitor

Program ini adalah program pengenalan dari library yang di gunakan dalam system minimum ini. Antara lain library dari penggunaan jaringan LCD, pengunaan SD card, penggunaan AD8232, penggunaan Timer, dan penggunaan Bluetooth..

Listing program 1. Inisialisasi pada arduino

```
#include <SD.h> //library SD Card
#include <SPI.h> //library SD Card
#include <TimerOne.h> // Liblary timer BPM
#include <LiquidCrystal_I2C.h>
#include <SoftwareSerial.h>
#include <MsTimer2.h> // Liblary timer BPM
#include <Wire.h> // Liblary wire

File sdcard_file; //inisialisasi folder .txt
LiquidCrystal_I2C lcd(0x27, 16, 2);
SoftwareSerial BTSerial(2, 3); // pin RX | TX HC-05
```

Listing program 2. Inisialisasi Filter

```
#define ts 0.0002
//double b[9]={-0.0000,-0.0161,-0.0860,-0.1948,0.7501,-
0.1948,-0.0860,-0.0161,-0.0000};
double b[3]={0.999017842788218,0,-
0.999017842788218};
```

```
double a[3]={1,0.00196431442356436,-
0.998035685576435};
int j;
double x,y2,y1,y,x2,x1,x0;
int CS_pin = 10;
int dataadc;
int output;
unsigned int
tanda=0,error_sd=0,timer=0,kunci=0,timersample=0;
```

Listing program 3. Perhitungan BPM

```
//mencari puncak dan lembah dari denyutan
if (Signal < thresh && N > (IBI / 5) * 3) { // untuk
menentukan nilai lembah
    if (Signal < T) { T = Signal; // jika signal
kurang dari nilai T maka nilai T sama dengan signal
    }
}
if (Signal > thresh && Signal > P) { // menentukan
puncak
    P = Signal; // P sama dengan signal
}
// mencari nilai BPM
if (N > 207) { if ( (Signal > thresh) && (Pulse == false)
&& (N > (IBI / 5) * 3) ) {
    Pulse = true; // saat nilai melebihi
dari batas yang ditentukan, maka dianggap sebagai
denyutan
    IBI = sampleCounter - lastBeatTime; //
menghitung waktu diantara tiap beat
    lastBeatTime = sampleCounter; // melacak
waktu untuk denyut berikutnya

    if (secondBeat) {
        secondBeat = false;
        for (int i = 0; i <= 9; i++) { // jika data adalah beat
kedua, maka mulai menghitung nilai IBI
            rate[i] = IBI;
        }
    }
    if (firstBeat) { // jika data adlah beat pertama
        firstBeat = false; // menghapus tanda beat pertama
        secondBeat = true; // menentukan tanda untuk beat
kedua
        sei();
        return; // memperbolehkan untuk melakukan
interrupt lagi
    }

    // saat nilai IBI sudah mencapai 10
    word runningTotal = 0; // menghapus nilai
runningTotal
    for (int i = 0; i <= 8; i++) {
        rate[i] = rate[i + 1];
```

```

        runningTotal += rate[i];           // menyusun data IBI
yang didapat
    }

    rate[9] = IBI;
    runningTotal += rate[9]; // Menyusun data IBI
    terakhir ke runningTotal
    runningTotal /= 10;       // menghitung average
10 nilai IBI terakhir
    BPM = 60000 / runningTotal; // maka nilai BPM
    didapat dari waktu 1 menit dibagi nilai yang telah
    didapatkan
    QS = true;
    }
}

if (Signal < thresh && Pulse == true) { // saat signal
dibawah nilai batas
    Pulse = false;           // mereset nilai denyutan
    amp = P - T;             // mendapatkan amplitudo
dari nilai P - T
    thresh = amp / 2 + T;     // set batas pada 50%
dari amplitudo
    P = thresh;              // nilai p sama dengan nilai batas
    T = thresh;              // nilai T sama dengan nilai batas
}

if (N > 2500) { // jika dalam 2.5 detik tidak ada denyut
    thresh = 512;           // set nilai batas default
    P = 512;                // set P default
    T = 512;                // set T default
    lastBeatTime = sampleCounter;
    firstBeat = true;       // digunakan untuk
menghindari noise
    secondBeat = false; // saat mendapat denyut yang baru
}
}

```

3) Penyimpanan Sinyal ECG signal ke SD Card Memory

Program penyimpanan data dari hasil filter digital thd output ad8232 ke SD card dengan perangkat Module micro SD card, dan data yang tersimpan disimpan pada folder "data" yang berformat ".txt"

Listing Program 4. Program menyimpan sinyal ECG pada SD Card

```

sdc_card_file = SD.open("data.txt", FILE_WRITE);
if (sdc_card_file) {
    sdc_card_file.print("a");
    sdc_card_file.println(output);
    Serial.println(output);
    sdc_card_file.close(); // close the file
}
// if the file didn't open, print an error:

```

```

    else {
        Serial.println("error opening test.txt");
    }
}

```

4) Listing Program untuk Delphi Holter Monitor

```

procedure TForm1.Button2Click(Sender: TObject); //
START
begin
    comport1.port:='COM7';
    comport1.Open;
end;

```

Program di atas untuk menentukan ComPort berapa yang terkoneksi antara modul dengan PC

```

procedure TForm1.ComDataPacket1Packet(Sender:
TObject; const Str: String); // CHART1
var
e:Integer;
dataADC:real;
akhirwaktu:Integer;
heartrate:Integer;

begin
val(str,dataADC,e);
if e=0 then begin
    tegangan1:= ((dataADC/1023)*10+0.5);
    teganganRefrensi1:=5.0;
    if tegangan1 >= teganganRefrensi1 then begin
        if logika_Chart1 = false then begin
            inc (HeartRate_Chart1);
            if HeartRate_Chart1 = 1 then begin
                starttime1:=GetTickCount();
            end else if HeartRate_Chart1 = 6 then begin
                akhirwaktu:=GetTickCount()-starttime1;
                heartrate:=Round(300000/akhirwaktu);
                Label15.Caption:=Inttostr(HeartRate);
                HeartRate_Chart1:=0;
            end;
        end;
        logika_Chart1:=true;
    end else begin
        logika_Chart1:=false;
    end;

    //tegangan:= tegangan-0.5;
    chart1.Series[0].AddXY(chart1.Series[0].count,tegangan1);
    inc(ECG);
    if ECG=1000
    then
        begin
            chart1.Series[0].Clear;
            ECG:=0;

```

```
end;
end;
end;
```

Program di atas akan bekerja setelah comport1 menerima data serial untuk proses menampilkan grafik EKG secara online dengan menggunakan bluetooth. Data yang dikirim dari mikrokontroler adalah berupa ADC yang nantinya akan diolah untuk proses penampilan pada grafik EKG yang terdapat pada Delphi7 sekaligus untuk pembacaan BPM.

```
procedure TForm1.CATATANChange(Sender: TObject);
var
    ruang:real;
    tegangan: real;

dataADC:string;
begin
    dataADC:=catatan.Lines[catatan.Lines.count-1];
    if leftstr(dataADC,1)='a'then
    begin
        edit2.Text:=rightstr(dataADC,length(dataADC)-1);
        ruang:=strtofloat(edit2.Text);
        tegangan:=(ruang/1023)*10;
        tegangan:=(tegangan+0.3);
        chart2.series[0].AddXY(x,tegangan);
        x:=x+0.005;
    end;
end;
```

Program di atas untuk menampilkan hasil pembacaan pada sd card. Data yang diperoleh dari SD Card berupa angka kemudian dirubah menjadi grafik di grafik 2. ECG Holter dengan input dari ECG Simulator.

5) Perbandingan Modul dengan Simulator

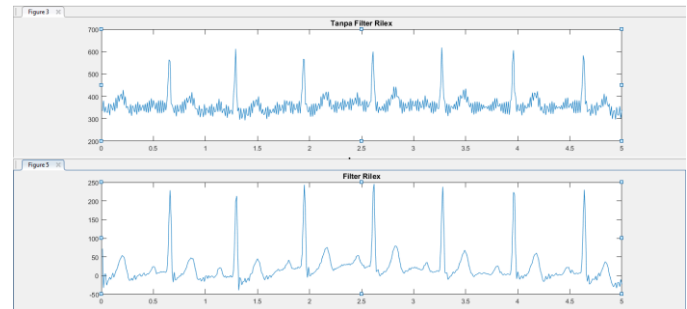
Dilakukan perbandingan modul dengan simulator dengan modul yang telah di buat, berikut ini hasil perbandingan :

TABEL I PERBANDINGAN MODUL DENGAN SIMULATOR ECG

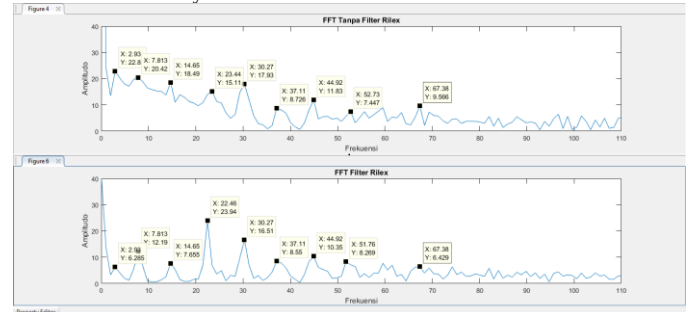
No.	Setting Simulator	Pembacaan Alat					Rata2
		1	2	3	4	5	
1	30	29	29	29	29	29	29
2	60	60	60	60	60	60	60
3	120	120	120	120	119	119	119,6
4	200	200	200	199	200	199	199,6

6) The recorded ECG signal from the human body by LEAD II Pengambilan data dilakukan, dengan kondisi pasien rileks dan pasien bergerak, untuk perancangan filter digunakan orde 6 pada masing-nasing filter. Berikut ini hasil dari pembacaan:

a) Filter BPF FC 0,05 dan 25 Hz dengan FS 75 saat Rileks



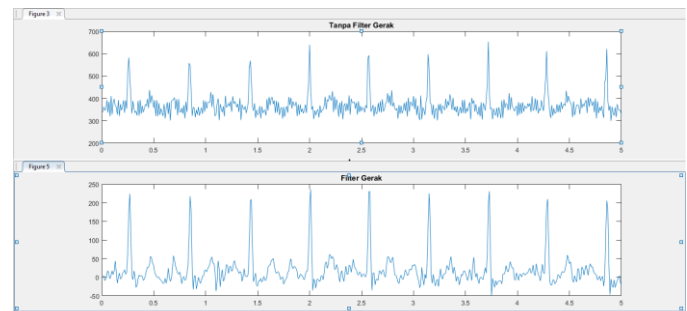
Gambar 9. Sinyal ECG Sebelum dan Sesudah di Filter saat Rileks



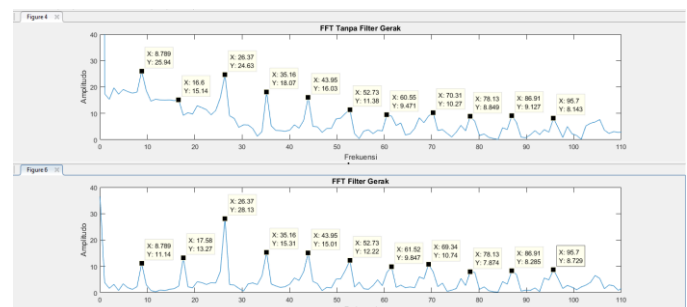
Gambar 10. Hasil fft sinyal ECG saat Rileks

Dari hasil pengamatan penurunan saat rileks terdapat beberapa frekuensi yang uncul dan saat di filter frekuensi sebelum dan sesudah mengalami penurunan amplitu hingga 0,9-3mV.

b) Filter BPF FC 0,05 dan 25 Hz dengan FS 75 saat Gerak



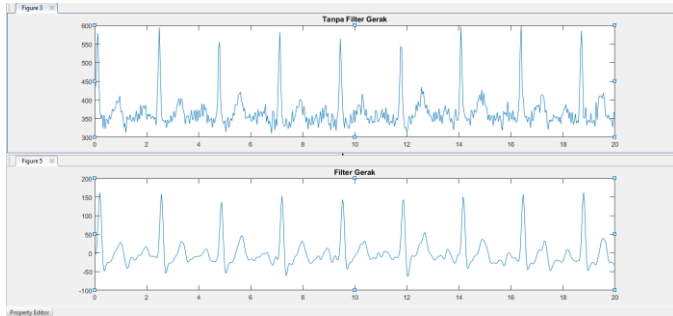
Gambar 11. Sinyal ECG Sebelum dan Sesudah di Filter saat Gerak



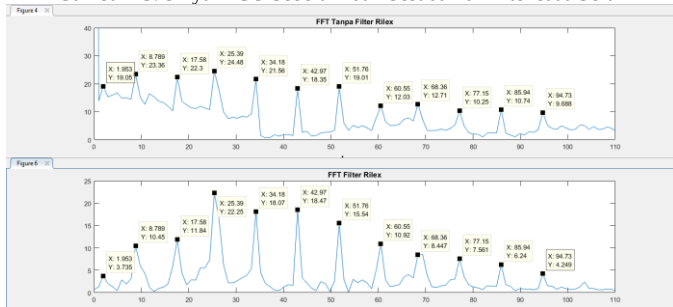
Gambar 12. Hasil fft sinyal ECG saat Gerak

Dari hasil pengamatan penurunan saat rileks terdapat beberapa frekuensi yang uncul dan saat di filter frekuensi sebelum dan sesudah mengalami penurunan amplitu hingga 0,8-0,9mV.

c) Filter BPF FC 0,5 dan 40 Hz dengan FS 250 saat Gerak



Gambar 13. Sinyal ECG Sebelum dan Sesudah di Filter saat Gerak



Gambar 14. Hasil fft sinyal ECG saat Gerak

Dari hasil pengamatan penurunan saat rileks terdapat beberapa frekuensi yang uncul dan saat di filter frekuensi sebelum dan sesudah mengalami penurunan amplitu hingga 1-3,5mV

7) Error BPM (Beats Per Minutes)

Berikut ini perbandingan BPM antara modul dengan simulator yang ditemukan beberapa eror (%) dalam pembacaan

TABEL II. THE ERROR OF MEASUREMENT FOR BPM PARAMETER BETWEEN THE DESIGN AND CALIBRATOR.

BPM	Error(%)
30	3,3
60	0
120	0,33
200	0,33

IV. PEMBAHASAN

Berdasarkan rancangan alat holter yang telah dibuat, digunakan filter digital dengan model filter BPF, yaitu perpaduan antara HPF dan LPF dengan frekuensi cut off untuk HPF 0,05, dan 0,5 Hz. Sedangkan pada filter LPF digunakan cut off 25 dan 40Hz. Dengan pemasangan filter 1 yaitu BPF 0,05 dan 25 dengan FS 75hz sedangkan untuk filter 2 yaitu BPF 0,5 dan 40 Hz dengan FS 250 Hz.

Dari hasil yang diperoleh saat pengambilan data di peroleh jika saat pasien rileks maka filter 1 dapat menurunkan amplitude frekuensi yang mengganggu hingga 0,8-0,9 mV, sedangkan saat responden melakukan gerakan maka penurunan amplitud pada frekuensi yang mengganggu 1-3mV. Dan untuk filter kedua saat responden melakukan pergerakan pada tubuh terdapat penurunan amplitude pada frekuensi pengganggu hingga 3,5mV

Berdasarkan hasil pendataan sinyal akan menjadi cukup stabil saat menggunakan jenis BPF yang kedua yaitu HPF 0,5 dan LPF 40 Hz. Sinyal motion yang terdeteksi efektif menurun,, dan hasil pembacaan lebih stabil.

V. KESIMPULAN

Rangkaian pengondisi sinyal bisa diperoleh dari IC AD8232. Program Mikrokontroller dapat menampilkan hasil pembacaan BPM pada LCD dan bekerja dengan baik filter bisa mereduksi amplitud dari frekuensi yang mengganggu hingga 3mV. Program mikrontroler juga dapat digunakan sebagai filter digital dalam penyadapan sinyal EKG pada tubuh. Sinyal analog dari penyadapan dapat dikirimkan dengan baik melalui bluethoot dan ditampilkan pada PC. Sinyal analog dapat disimpan pada SD card dan SD card bisa di tampilkan hasil pembacaan pada PC. Dengan adanya penelitian ini dapat dikembangkan penggunaan filter digital pada holter yang telah ada.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] S.-M. Peter Jacobson, Haguenau; Daniel Kroiss, "Holter Functions With A Zoom Feature," *United States Pat.*, no. 19, 1996.
- [2] E. J. Benjamin, P. A. Wolf, R. B. D'Agostino, H. Silbershatz, W. B. Kannel, and D. Levy, "Impact of atrial fibrillation on the risk of death: The Framingham Heart Study," *Circulation*, vol. 98, no. 10, pp. 946–952, 1998, doi: 10.1161/01.CIR.98.10.946.
- [3] J. Mühlsteff *et al.*, "Wearable approach for continuous ECG - And activity patient-monitoring," *Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. - Proc.*, vol. 26 III, pp. 2184–2187, 2004, doi: 10.1109/iembs.2004.1403638.
- [4] 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.
- [5] W. James E. Ott, Kirkwood, MO (US); Steven M. Kidder, Oak Creek, "Method And System For Collecting And Analyzing. Holter Data Employing Awebsite," *United States Pat.*, vol. 1, no. 19, 2005.
- [6] B. Fabio F. Badilini, "Method And Apparatus For Extracting Optimum Holter Ecg Reading," *United States Pat.*, vol. 2, no. 12, 2013.
- [7] J. Lee, D. D. McManus, S. Merchant, and K. H. Chon, "Automatic motion and noise artifact detection in holter ECG data using empirical mode decomposition and statistical approaches," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 59, no. 6, pp. 1499–1506, 2012, doi: 10.1109/TBME.2011.2175729.
- [8] Ananta Faxia Kusuma Wardani, "HOLTER MONITOR," *Holter Monit.*, pp. 1–7, 2016.
- [9] 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.