

**MODIFIKASI HOLTER MONITORING EKG BERBASIS ARDUINO UNO DENGAN  
PENYIMPANAN DATA**

**Naskah Publikasi**

**Untuk memenuhi sebagian persyaratan  
mencapai derajat D3**

**Program Studi D3 Teknik Elektromedik**



**Diajukan oleh :  
RAHMAT JALALUDDIN  
20153010065**

**PROGRAM STUDI D3 TEKNIK ELEKTROMEDIK  
PROGRAM VOKASI  
UNIVERSITAS MUHAMMADIYAH YOGYAKARTA  
2018**

# THE MODIFICATION OF ARDUINO-UNO-BASED EKG HOLTER MONITORING WITH DATA STORAGE

Rahmat Jalaluddin<sup>1</sup>, Nur Hudha Wijawa<sup>2</sup>, Susilo Ari Wibowo<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Program Studi D3 Teknik Elektromedik Program Vokasi

Universitas Muhammadiyah Yogyakarta

Email: [rahmatjalaluddin922@gmail.com](mailto:rahmatjalaluddin922@gmail.com), [nurhudhawijaya@umy.ac.id](mailto:nurhudhawijaya@umy.ac.id)

## ABSTARCT

Heart monitoring is needed in order to know the patient's heart condition. In monitoring, storage media of heart monitor result is needed in order to help doctors and paramedics examine the patients. Therefore, a research to plan and create logger data system of heart signal as a modification of electrocardiograph was conducted. This research used amplifier, active High Pass Filter, active Low Pass Filter, Noch Filter, summing adder, and Microcontroller, and Delphi 7 Software to make interface program on personal computer.

Heart Rate score (BPM) on 2x16 LCD indicated final error of 2,8%. Meanwhile, the final error of Software module was 1,4%. The measurement of lead II R signal amplitude resulted the final error of -4,5% and the final error on the distance length from R to R was -1,1%. Heart Rate score (BPM) with two human samples indicated error on sample one on sitting position of -3,8% and on sample two -6,3%, Sample one on Standing Position 2,9% and sample two -4,1%, Sample one on Roll Call -1,7% and sample one -8,4% and sample one on running in place -4,6% and sample two 4,1%. The result reading on Delphy 7 Software the errors were -0,3% on sample one and -6,5% on sample two. On standing position, sample one was -0,6% and sample two -2,2%, roll call position for sample one 1,7% and sample two -8,4%, and running in place for sample one 4,1% and sample two 3,3%. The score of R signal amplitude and the distance length from R of R on human sample indicated error for amplitude in sitting position -9,6%, standing -1,3%, roll call -3,0%, running in place -5,9%. The error on distance from R to R on sitting position was -5,9%, standing -17,3%, roll call 6,7%, and running in place 13,8%.

---

**Keywords: Heart, Electrocardiograph, Data Logger, Microcontroller, ATmega 328P, Delphi7**

## 1. PENDAHULUAN

Data *World Health Organization* (WHO) tahun 2012 menunjukkan 17,5 juta orang di dunia meninggal diakibatkan penyakit kardiovaskuler atau 31% dari 56,5 juta kematian di seluruh dunia. Lebih dari 3/4 kematian akibat penyakit kardiovaskuler terjadi di negara berkembang yang berpenghasilan rendah sampai sedang [1]. Penyakit kardiovaskuler dapat diketahui dari

kinerja jantung, yaitu dari ritme detak jantung. Ritme detak jantung dapat dilihat melalui aktivitas sinyal listrik jantung. Aktivitas sinyal listrik jantung dapat dilihat dengan bantuan alat monitoring aktivitas kelistrikan jantung. Salah satu alat monitoring aktivitas kelistrikan jantung yaitu elektrokardiograf (EKG) yang memanfaatkan elektrofisiologi pada jantung [2][3].

Dengan teknologi elektrokardiograf dapat mempermudah pekerjaan tenaga medis untuk mendeteksi penyakit kardiovaskuler dini, agar kematian yang disebabkan penyakit kardiovaskuler tersebut dapat ditekan. Namun saat ini penggunaan alat elektrokardiograf di rumah sakit, penggunaannya relatif rumit dalam operasionalnya dan pemasangan elektrodanya dan juga membutuhkan biaya yang relatif mahal untuk melakukan pemeriksaan dengan alat elektrokardiograf, selain itu perekaman kondisi sinyal jantung dengan alat elektrokardiograf hanya bisa dilakukan di rumah sakit saja, sedangkan penyakit kardiovaskuler dapat terjadi secara tiba-tiba saat pasien beraktivitas sehari-hari. Selain hanya bisa dilakukan

pemeriksaan di rumah sakit, elektrokardiograf tidak bisa menyimpan data sinyal jantung pasien dalam bentuk digital, sehingga jika ingin dilakukan pemeriksaan lanjutan relatif kesulitan.

Dari Permasalahan tersebut maka perlu dilakukan modifikasi dan pengembangan teknologi elektrokardiograf yaitu holter monitor. Holter Monitor atau sering disebut juga *Ambulatory* Perangkat Elektrokardiografi adalah sebuah teknologi yang portabel yang dapat digunakan untuk memantau secara *continuous* berbagai aktivitas listrik sistem kardiovaskular selama minimal 24 jam [4]. Dirancangnya alat holter monitor agar memudahkan tenaga medis dan pasien dalam operasionalnya. Selain mudah dalam operasionalnya, alat dapat dibawa saat pasien beraktivitas sehari-hari tetapi tetap merekam sinyal jantung, sehingga kondisi jantung pasien selalu termonitor secara terus menerus dan ditambahkan *data logger* sinyal jantung. Dengan menambahkan *data logger* sinyal jantung ke dalam media penyimpanan *SD CARD*, dapat dijadikan data rekam medis jantung pasien dan juga memudahkan pasien jika hendak memeriksakan kondisi jantungnya saat menjalani rawat jalan dengan hanya membawa *SD CARD*

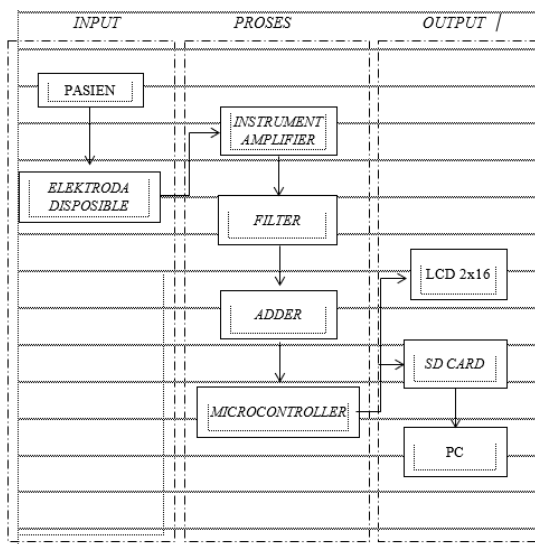
dan hasilnya akan dianalisis oleh dokter jantung dengan memanfaatkan *personal computer*.

## 2. METODE PENELITIAN

Untuk mencapai tujuan yang diharapkan maka dilakukan dengan melakukan beberapa tahapan pengerjaan yang terdiri dari: Perancangan *Hardware*, Perancangan *software*, Pengujian alat, dan Pengambilan data.

### 2.1 Perancangan Hardware

Pada tahap perancangan *hardware*, dilakukan dengan pembuatan blok rangkaian, yang terdiri dari pembuatan blok rangkaian *instrument amplifier*, blok rangkaian filter yaitu *high pass* dan *low pass* filter aktif, dan juga *noch* filter, kemudian blok rangkaian *summing adder* dan blok rangkaian mikrokontroler ATmega 328P. Untuk perangkat lunaknya digunakan *software* pemrograman Arduino uno untuk mengolah data *analog* dari sinyal jantung EKG menjadi data *digital* untuk disimpan dan diolah menjadi nilai *heart rate* (BPM) dan ditampilkan ke LCD. Untuk mengolah nilai ADC menjadi grafik dan juga nilai *heart rate* (BPM) menggunakan *software interface* delphi 7. Diagram blok perancangan seperti pada gambar 1 seperti dibawah ini:

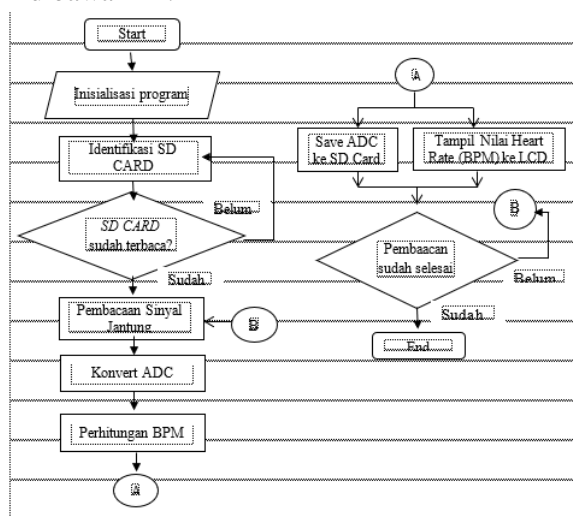


Gambar 1. Diagram Blok Sistem

Disposable elektroda dipasangkan ke tubuh pasien dibagian pangkal tangan kanan dan pangkal kaki kiri, dan pangkal kaki kanan sebagai grounding, karena penulis menggunakan sadapan *Lead II*, sinyal listrik jantung yang berasal dari sadapan tadi akan di terima oleh *Instrument Amplifier* untuk dilakukan pemrosesan sinyal, dimana sinyal akan di *buffer* kemudian dikuatkan. Sinyal jantung yang berasal dari sadapan akan menghasilkan *noise* yang dapat mempengaruhi bentuk sinyal jantung, untuk menghilangkan *noise* ini *Output* dari rangkaian *Instrument Amplifier* akan dimasukkan kedalam rangkaian *filter* untuk menghilangkan *noise* selain menghilangkan *noise* rangkain *filter* ini digunakan untuk mengambil sinyal jantung pada frekuensi yang diinginkan, disini menggunakan *filter High pass* aktif untuk meloloskan sinyal di atas frekuensi *cutoff* dan menggunakan rangkaian *Low Pass Filter* aktif untuk meloloskan sinyal di bawah frekuensi *cutoff*, karena menggunakan rangkaian HPF dan LPF maka didapatkan sinyal yang dikehendaki, penggabungan rangkaian HPF dan LPF menjadi rangkaian *Band Pass filter*. Dari rangkaian LPF sinyal akan diproses di rangkaian *noch filter*, rangkaian ini berfungsi untuk melemahkan sinyak yang berada pada frekuensi tertentu. Tujuan adanya rangkaian ini untuk meredam *noise* yang berasal dari *interference* listrik PLN yang memiliki frekuensi 50/60 Hz. Setelah mendapatkan sinyal dengan frekuensi yang diinginkan dan sinyal sudah bersih dari *noise*, selanjutnya sinyal akan di *Input* kan ke rangkaian *adder* karena bentuk sinyal jantung yang *sinusoidal*, dimana sinyal sinus terdapat dua polaritas yaitu positif dan negatif, jika terdapat sinyal di polaritas positif dan negatif tidak bisa di baca oleh *Microcontroller* oleh karena itu dibutuhkan rangkkaian *adder* untuk menggeser polaritas atau fasa dari sinyal jantung. *Output* dari *adder* sinyal akan di *Input* kan ke *Microcontroller* masuk ke pin ADC untuk di proses dan untuk disimpan ke *SD CARD* untuk ditampilkan ke PC.

## 2.2 Perancangan Software

Program yang digunakan pada penelitian ini yang digunakan untuk mengolah sinyal analog pada dari sinyal EKG menjadi nilai ADC digunakan software Arduino Uno. Pada prigram ini nilai analog yang sudah diubah menjadi nilai ADC akah dilakukan pengolahan agar nilai ADC dapat diubah manjadi nilai BPM dan dapat dilakukan penyimpanan kedalam SD CARD. Diagram alir untuk pengolahan nilai analog menjadi nilai ADC hinggal menjadi nilai BPM dan disimpan ke SD CARD seperti pada gambar 2 dibawah ini:



Gambar 2. Diagram Alir Proses

kerja blok diagram alir proses adalah diawali dengan inisialisasi program, selanjutnya program akan mengidentifikasi *SD CARD*, apakah sudah teridentifikasi apa belum, jika sudah maka program melakukan pembacaan sinyal jantung, tapi jika belum maka program tidak akan melakukan pembacaan sinyal jantung. Setelah program melakukan pembacaan sinyal, sinyal jantung akan dirubah menjadi nilai digital oleh *Analog Digital Converter (ADC)*, setelah nilai digital sinyal jantung sudah didapat, maka dilakukan perhitungan *Heart Rate (BPM)* oleh Program. Nilai ADC akan disimpan di *SD CARD*. Hasil perhitungan BPM ditampilkan ke LCD 2 x 16. Pembacaan dan perekaman sinyal jantung sudah selesai apa belum, jika sudah selesai maka

pembacaan dan perekaman berhenti dan proses selesai, jika belum selesai maka program akan melakukan pembacaan dan perekaman secara terus menerus.

### 3. HASIL PENELITIAN DAN PEMBAHASAN

Pada penelitian ini penulis melakukan pengujian modul dengan melakukan pengukuran nilai BPM, Nilai *amplitudo* sinyal R dan juga jaran Panjang sinyal R ke R dengan pembanding *phantom*.

#### 3.1 Hasil Pengukuran Nilai *Heart Rate* (BPM)

Untuk pengukuran nilai BPM dilakukan dengan pembacaan nilai *heart rate* dari *phantom* dengan setingan 60, 80, 100, 120, dan 140 dilakukan pembacaan pada modul yaitu LCD 2x16 dan PC, dilakukan pengambilan data sebanyak 6 kali untuk setiap setingan.

Tabel 1. Hasil Pengukuran Nilai BPM

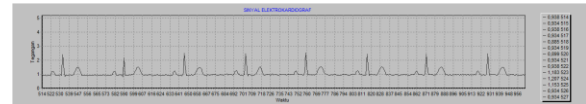
Setting HR Phantom	Lead	Pembacaan Heart Rate (BPM)	Hasil Pembacaan						Mean	Error (%)	Kesalahan Maksimal Yang diizinkan
			1	2	3	4	5	6			
60	II	LCD 2x16	58	57	61	58	59	59	58,7	2,2	±5%
		Software Delphi 7	58	57	59	59	58	59	58,3	2,8	
80	II	LCD 2x16	82	82	79	83	81	82	81,5	-2,5	
		Software Delphi 7	83	81	80	81	80	83	81,3	-2,2	
100	II	LCD 2x16	101	104	100	100	102	103	101,7	-2,8	
		Software Delphi 7	101	100	100	102	101	101	100,8	-1,4	
120	II	LCD 2x16	120	119	119	117	118	122	119,2	1,4	
		Software Delphi 7	121	118	118	118	117	121	118,8	1,9	
140	II	LCD 2x16	143	142	142	143	140	141	141,8	-3,1	
		Software Delphi 7	146	143	148	144	141	140	143,7	-6,1	

Tabel diatas adalah pengambilan data nilai *heart rate* (BPM) sebanyak 6 kali, didapatkan nilai yang berbeda beda, nilai yang terbaca pada pembacaan LCD 2 x 16 nilai *Heart Rate* (BPM) relative sama, sehingga didapatkan *error* pada setingan 60 *errornya* 2,2%, setingan 80 *errornya* -2,5%, setingan 100 *errornya* -2,8%, setingan 120 *errornya* 1,4%, dan setingan 140 *errornya* -3,1%. Sedangkan pada pembacaan *Software delphi 7* didapatkan nilai *Heart Rate* (BPM) relative berbeda, sehingga didapatkan nilai *errornya* pada setngan 60 yaitu 2,8%, pada setingan 80 *errornya* -2,2%, setingan 100

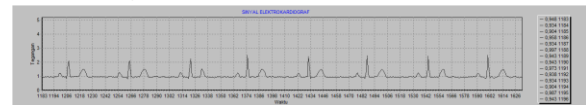
*errornya* -1,4%, setingan 120 *errornya* 1,9%, dan setingan 140 *errornya* -6,1%.

#### 3.2 Pengukuran *Amplitudo* dan jarak Sinyal R

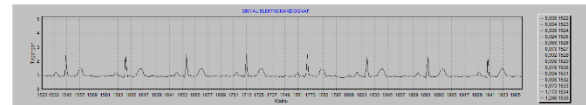
Untuk pengukuran amplitudo pulsa R dan Panjang jarak R ke R, pengambilan sinyal dilakukan dengan menginputkan *phantom* ke modul TA dan ditampilkan ke PC dengan setingan *phantom* nilai *heart rate* (BPM) 60 dan *amplitudo* 1mV, sehingga dihasilkan gambar dibawah ini,



Gambar 3 Tampilan Grafik Sinyal 1 Lead II Modul Tugas Akhir



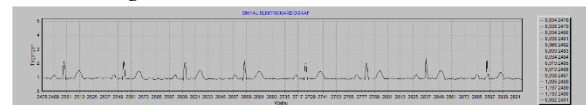
Gambar 4 Tampilan Grafik Sinyal 2 Lead II Modul Tugas Akhir



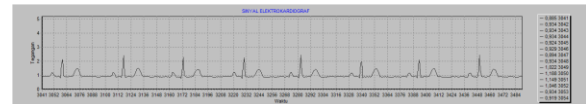
Gambar 5 Tampilan Grafik Sinyal 3 Lead II Modul Tugas Akhir



Gambar 6 Tampilan Grafik Sinyal 4 Lead II Modul Tugas Akhir



Gambar 7 Tampilan Grafik Sinyal 5 Lead II Modul Tugas Akhir



Gambar 8 Tampilan Grafik Sinyal 6 Lead II Modul Tugas Akhir

Tabel 2 Pengukuran *Amplitudo* Sinyal R

Tinggi <i>Amplitudo</i> Sinyal R pada <i>Lead II</i> Pada Modul EKG Tugas Akhir (mm)												
No	Nama	Phantom	Sinyal 1	Sinyal 2	Sinyal 3	Sinyal 4	Sinyal 5	Sinyal 6	Sinyal 7	Sinyal 8	Mean	Error (%)
1	Lead II	10	10,4	9,1	10,3	10,5	10,1	10,2	9,8	10,2	10,1	-0,7
2		10	8,3	9,1	9,8	10,1	10,1	10,6	10,1	10,5	9,8	1,8
3		10	10,1	10,5	10,2	10,4	10,3	9,2	9,1	10,1	10,0	0,1
4		10	10,2	10,4	10,1	9,4	10,1	10,2	8,5	8,8	9,7	2,9
5		10	9,7	9,9	8,6	9,6	9,3	9,4	10,1	10,2	9,6	4,0
6		10	9,7	10,2	10,3	9,6	10,4	8,1	8,7	10,4	9,7	3,2
Final Error (%)											1,9	

Pada pengambilan data pengukuran *Amplitudo* pada setiap gelombang R pada *Lead II* sebanyak 10 sinyal dengan seting nilai *Heart Rate* (BPM) 60, dengan *Amplitudo* 1mV. Dari pengambilan 8 sinyal tersebut dilakukan pengukuran menggunakan jangka sorong, yang hasilnya dapat terlihat pada table 2. Hasil data tersebut dibandingkan dengan hasil pengukuran pembacaan pesawat EKG asli, didapatkan nilai *error final* sebesar 1,9 %. Dari nilai *error* tersebut masih berada dibawah nilai kesalahan yaitu sebesar  $\pm 5\%$ .

Tabel 3 Pengukuran Panjang Sinyal R ke R

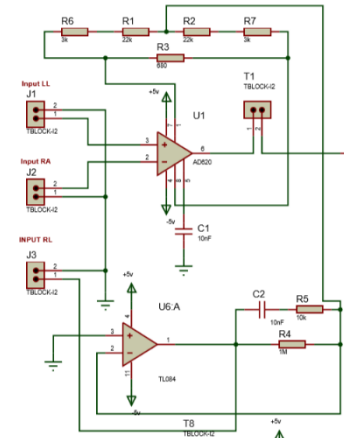
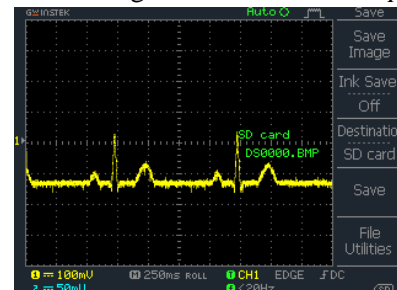
Panjang Sinyal R ke R pada <i>Lead II</i> Pada Modul EKG Tugas Akhir (mm)											
No	Nama	Phantom	Sinyal 1	Sinyal 2	Sinyal 3	Sinyal 4	Sinyal 5	Sinyal 6	Sinyal 7	Mean	Error (%)
1	Lead II	25	25,8	25,9	27,3	26,5	26,6	25,6	25,9	26,2	-4,9
2		25	25,6	25,9	25,1	26,2	25,5	26,3	25,8	25,8	-3,1
3		25	25,7	26,3	26,1	26,5	25,8	26,6	25,9	26,1	-4,5
4		25	26,3	25,7	26,1	26,2	26,4	25,7	27,1	26,2	-4,3
5		25	25,8	26,5	25,8	26,7	26,5	25,7	25,5	26,1	-3,4
6		25	25,6	26,1	25,9	25,5	26,1	25,8	25,9	25,8	-4,2
Final Error (%)											-4,2

Pengambilan data pengukuran jarak antara puncak R ke puncak R dari hasil pembacaan modul tugas akhir dengan setingan *Heart Rate* (BPM) 60 dan *Amplitudo* 1 mV pada alat kalibrator *Phantom* didapatkan hasil seperti pada table 3. Hasil tersebut didapat dari pengukuran jarak antara sinyal R ke Sinyal R berikutnya sebanyak 7 jarak antara puncak R ke puncak R. Pengukuran dilakukan dengan menggunakan jangka sorong. Dari data table 4.14 didapatkan nilai *error final* sebesar -4,2 %, dengan nilai *error final* tersebut, artinya pembacaan masih berada dibawah batas maksimal kesalahan yaitu sebesar  $\pm 5\%$ .

### 3.3 Pembahasan

#### 3.3.1 Rangkaian Instrument Amplifier

1. Menggunakan IC instrumentasi yaitu AD 620 AN.
2. Pada IC membutuhkan tegangan *Input* kerja sebesar +5 VDC,-5 VDC, dan GND.
3. Terdapat penguatan 74x

Gambar 9 Rangkaian *Instrument Amplifier*Gambar 10 *Output Instrument Amplifier*

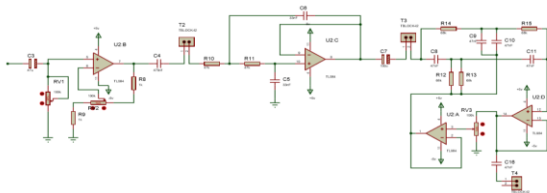
Rangkaian Instrumentasi digunakan untuk mengolah sinyal jantung untuk pertama kalinya. IC AD 620 memiliki karakteristik *low noise*, hanya membutuhkan arus yang kecil, dan juga memiliki penguatan yang tinggi. Pada rangkaian instrumentasi yang digunakan untuk Tugas Akhir ini untuk mengolah sinyal jantung pertama kali ini memiliki penguatan sebesar 74 kali setelah dilakukan perhitungan. Rangkaian Instrumentasi ini digunakan untuk menyadap sinyal jantung pada pangkal tangan kanan dan pangkal kaki kiri. Pada pangkal kaki kanan dihubungkan dengan rangkaian *Common Mode Rejection Ratio* CMRR, rangkaian CMRR ini

digunakan untuk meredam *noise* yang dihasilkan dari tubuh. Rangkaian CMRR terdiri dari rangkaian LPF yang di groundingkan dengan menggunakan *op-amp*. Bentuk gelombang dari rangkaian instrumentasi dengan *Input Phantom* dan dibaca pada *oscilloscope* ditunjukkan pada gambar

### 3.3.2 Rangkaian Filter

Spesifikasi komponen yang digunakan pada rangkaian filter adalah:

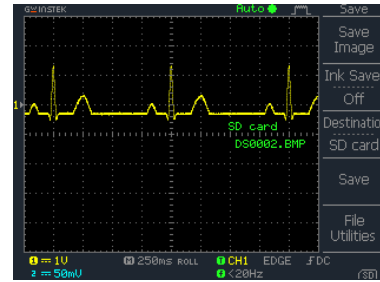
1. Rangkaian filter terdiri dari rangkaian *High Pass Filter* Aktif, *Low Pass Filter* Aktif, *Noch Filter*.
2. Pada rangkaian filter menggunakan IC TL 074.
3. IC TL 074 membutuhkan tegangan kerja sebesar + 5 VDC, - 5VDC, dan GND.
4. TP 2 digunakan untuk mengecek *Output* dari rangkian *High Pass Filter* Aktif, frekuensi *cut off* 0,04 Hz.
5. TP3 digunakan untuk mengecek *Output Low Pass Filter* Aktif, frekuensi *cut off* 102,66 Hz.
6. TP 4 Digunakan untuk mengecek *Output Noch Filter*, frekuensi *cut off* 49,8 Hz.



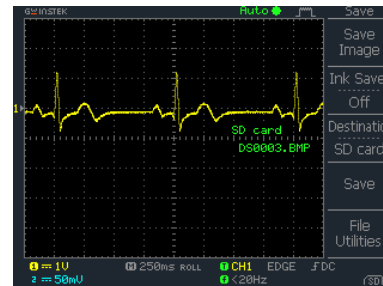
Gambar 11 Rangkaian Filter



Gambar 12 *High Pass Filter* Aktif



Gambar 13 *Low Pass Filter* Aktif



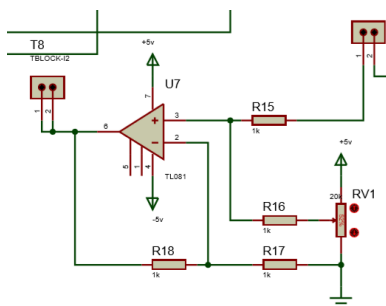
Gambar 14 *Noch Filter*

Rangkaian filter pada tugas akhir ini menggunakan rangkaian filter *High Pass Filter* Aktif, *Low Pass Filter* Aktif, *Noch Filter*. Pada rangkaian HPF aktif yang ditunjukkan pada gambar 11 pada TP2, setelah dilakukan perhitungan memiliki frekuensi *cut off* sebesar 0,04 Hz, artinya sinyal yang dibawah frekuensi *cut off* akan di tekan atau di filter, kemudian frekuensi yang diatas nilai *cut off* akan diloloskan. Filter HPF ini bertujuan untuk mengambil semua sinyal yang disadap dan sudah diolah oleh rangkaian instrumentasi. Hasil dari filter HPF yang terdapat pada gambar 14 masih didapatkan *noise* yang tinggi, karena *noise* masuk dalam frekuensi yang tinggi maka diperlukan rangkaian *Low Pass Filter* Aktif (LPF Aktif) yang ditunjukkan pada gambar 11 pada TP3. Dari perhitungan yang dilakukan rangkaian LPF aktif memiliki frekuensi *cut off* 102 Hz, jadi frekuensi yang diatas frekuensi tersebut akan ditekan. Hasil gelombang rangkaian *Low Pass Filter* terdapat pada gambar 13 Untuk rangkaian *Noch Filter* yang memiliki frekuensi *cut off* 49,8 Hz. Rangkaian *Noch Filter* ini digunakan untuk memfilter *interferensi noise* 50 Hz yang dihasilkan dari sumber listrik PLN. Hasil gelombang dari rangkian *Noch Filter* ini terdapat pada gambar 14

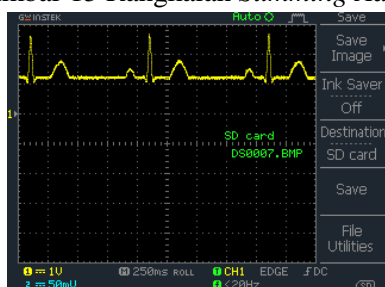
### 3.3.3 Rangkaian *Summing Adder*

Spesifikasi komponen yang digunakan pada rangkaian filter adalah:

1. Menggunakan IC TL071.
2. Membutuhkan tegangan kerja sebesar + 5 VDC, - 5VDC, dan GND.
3. Menggunakan Resistor Variabel yang digunakan untuk mengatur tegangan referensi.
4. TP 8 digunakan untuk mengetahui *Output* dari rangkaian *summing adder*, seperti dibawah ini:



Gambar 15 Rangkaian *Summing Adder*



Gambar 16 *Output Summing Adder*

Rangkaian *summing adder* pada gambar 15 digunakan untuk menggeser fasa atau menaikkan sinyal yang berada di polaritas *negative*, sehingga semua sinyal berada pada polaritas positif atau berada diatas tegangan referensi. Setelah semua sinyal berada di polaritas positif, sinyal baru bisa dibaca oleh ADC. Hasil dari rangkaian *summing adder* seperti pada gambar 16 yaitu gambar sinyal yang terbaca pada oscilloscope.

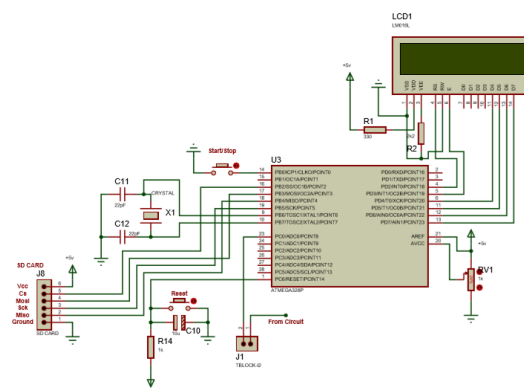
### 3.3.4 Rangkaian Sistem Minimum ATmega 328P

*Microcontroller* AVR ATmega 328P sudah mempunyai fasilitas fitur yang lumayan lengkap. *Microcontroller* AVR ATmega 328P

sudah dilengkapi dengan ADC *internal*, *EEPROM internal*, *Timer/Counter*, *PWM*, *Analog comparator*, dll. Menurut data sheet ATmega 328P dengan konfigurasi 28 Pin DIP (*Dual In-Line Package*) dan ditambah dengan rangkaian modul *SD CARD*

Rangkaian system minimum *Microcontroller* ATmega 328P mempunyai pilihan fitur, yaitu sebagai berikut:

1. Memiliki 23 buah saluran I/O, yang terdiri dari PortB, PortC, dan PortD.
2. Memiliki *internal* ADC sebanyak 6 buah saluran.
3. Memiliki timer counter sebanyak 3 buah.
4. Kapasitas CPU dengan 32 buah register.
5. Memiliki *oscilator internal*.
6. Memiliki memory SRAM sebesar 1Kb.
7. Memiliki *flash memory* sebesar 8KB dengan *system self-programable flash*.
8. Memiliki interupsi *eksternal* dan juga *internal*.
9. Memiliki memory EEPROM sebesar 512 byte.
10. Memiliki port USART (*Universal Synchronous and Asynchronous Saerial Receiver and Transmitter*) yang digunakan untuk komunikasi serial. Sehingga semua fasilitas tersebut membentuk sebuah rangkain seperti berikut:



Gambar 17 Rangkaian *Summing Adder*



### 3.3.5 Pembahasan Rangkaian Keseluruhan

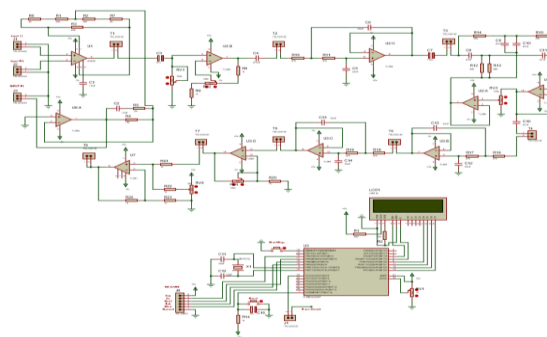
Elektroda disosibel yang dipasangkan pada pangkal tangan kanan, pangkal kaki kiri dan kanan akan menyadap atau mengambil beda potensial antara pangkal tangan kanan dan pangkal kaki kiri. Dimana pada pangkal tangan kanan (RA) mengambil atau menyadap muatan negatif, sedangkan pada pangkal kaki kiri menyadap muatan positif, dan sebagai titik referensi atau grounding digunakan pangkal kaki kanan. Hasil pengambilan muatan positif dan muatan negatif akan dibandingkan pada rangkaian *instrumentasi Amplifier*. Pada rangkaian *instrumentasi Amplifier* sinyal akan dibandingkan dan diolah menggunakan IC AD620AN yang memiliki nilai penguatan sebesar 74 kali.

*Output* dari pengolahan sinyal pada rangkaian *instrumentasi Amplifier* memiliki sinyal yang masih dalam orde 100 mV dan juga masih banyak *noise*, maka dari *Output* dari rangkaian *instrumentasi Amplifier* masuk ke rangkaian HPF yang memiliki nilai frekuensi *Cutt off* sebesar 0,04 Hz yang akan memfilter *noise* yang dihasilkan dari tubuh, dan akan menekan sinyal tubuh dibawah frekuensi *cutt off*. Hasil filter HPF masuk pada rangkaian penguat *non inverting* untuk menguatkan sinyal jantung yang masih dalam orde mV agar menjadi orde 1 V. karena sinyal jantung dikuatkan maka *noise* yang masih lolos dari filter HPF juga akan dikuatkan, maka digunakan filter LPF yang memiliki frekuensi *Cutt off* 102 Hz. Filter ini akan mengeblok atau menekan sinyal yang nilainya diatas nilai *cutt off*. Untuk filter tambahan yang digunakan untuk mengeblok *noise* yang dihasilkan dari interferensi listrik PLN yang frekuensinya 50/60 Hz maka digunakan rangkaian *Noch Filter* dengan nilai *Cutt off* 48,9 Hz.

Sinyal yang sudah difilter dan dikuatkan ini memiliki *Amplitudo* yang berada pada potensial positif dan *potensial* negatif, karena perada pada 2 *potensial* maka sinyal tidak bisa

diolah didalam *Microcontroller*, maka sebelum sinyal masuk ke rangkaian *Microcontroller* maka sinyal masuk ke rangkaian *summing edder*, yang berfungsi untuk menaikan sinyal yang berada pada *potensial* negatif menjadi potensial positif.

*Output* dari rangkaian *summing edder* akan masuk ke rangkaian *Microcontroller* untuk dilakukan pengolahan. Sinyal jantung masuk ke pin ADC 0, Pin ADC akan mengubah sinyal jantung yang masih dalam besaran *analog* menjadi besaran *digital*. Hasil pembacaan ADC, sinyal jantung diolah untuk mencari nilai BPM, hasil pengolahan nilai *Heart Rate* (BPM) ini akan ditampilkan pada LCD 2x16, dan nilai ADC dari sinyal jantung akan disimpan ke modul *SD CARD* untuk dilakukan pembacaan sinyal jantung pada *personal computer*.



Gambar 18 Rangkaian Keseluruhan

## 4. KESIMPULAN

1. Dapat dilakukannya pembuatan alat Modifikasi Holter Monitoring EKG Untuk Pasien Penyakit Kardiovaskuler Masa Rawat Jalan dengan *error* 2,3 % pada pengukuran nilai *Heart Rate* (BPM) *Hardware*, 1,4 % untuk pengukuran nilai *Heart Rate* (BPM) *Software*.
2. Nilai pengukuran *Amplitudo* sinyal R yang hasil pembacaan Modul Tugas Akhir dibandingkan dengan alat Elektrokardiograf asli dengan setingan *Input Phantom* EKG, didapatkan *error final* sebesar -4,5 %.

3. Nilai pengukuran panjang gelombang sinyal R ke R yang hasil pembacaan Modul Tugas Akhir dibandingkan dengan alat Elektrokardiograf asli dengan setingan *Input Phantom EKG*, didapatkan *error final* sebesar -1,1 %.
4. Bisa dilakukannya pembuatan rangkaian *instrumentasi Amplifier* dengan IC AD 620 AN.
5. Bisa dilakukannya pembuatan rangkaian filter HPF, LPF, dan *Noch Filter*.
6. Bisa dilakukannya pembuatan rangkaian *summing edder*.
7. Bisa dilakukannya pembuatan rangkaian sistem minimum ATmega 328P
8. Bisa dilakukannya pembuatan *Software* pengolah grafik sinyal dengan delphi7.
9. Dapat dilakukannya pembuatan program penyimpanan nilai ADC pada *SD CARD*.

#### DAFTAR PUSTAKA

- [1] Kemenkes RI, "Situasi Kesehatan Jantung," *Kemenkes Ri*, 2014. [Online]. Available: <http://www.depkes.go.id/download.php?file=download/pusdatin/infodatin/infodatin-jantung.pdf>. [Accessed: 24-May-2017, Pukul 21.23].
- [2] Evrita Lusiana, "Analisa Deteksi Gelombang Qrs Untuk Menentukan Kelainan Fungsi Kerja Jantung," *Teknoin*, vol. 22, no. 1, pp. 27–37, 2016.
- [3] E. F. Nur Hudha Wijaya, Indah Soesanti, "Klasifikasi Suara Jantung Menggunakan Neural Network Backpropagation Berbasis Ciri Statitis," in *Prosiding SNATIF ke-xx Tahun xxxx*, 2015, pp. 1–8.
- [4] A. V. Abbott, "Diagnostic approach to palpitations," *Am. Fam. Physician*, vol. 71, no. 4, pp. 743–750, 2005.