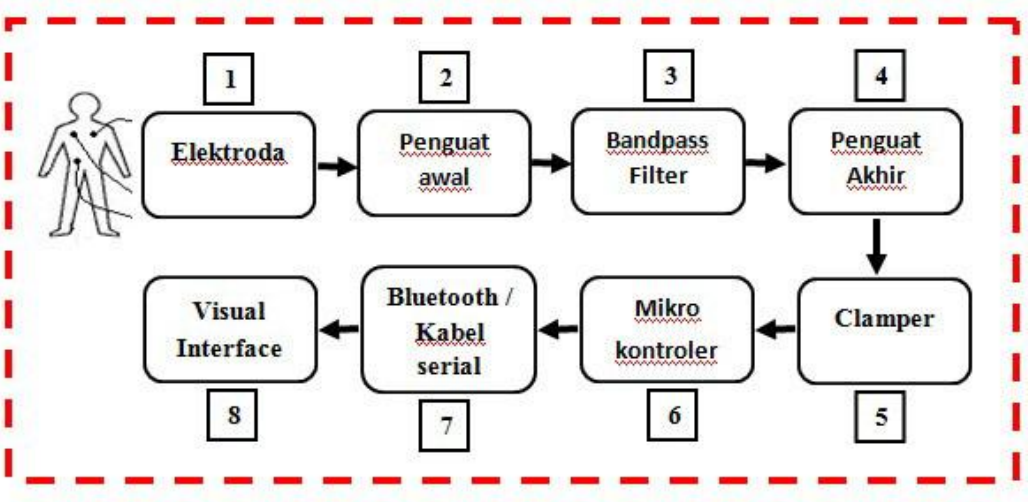
BAB III
PERANCANGAN ALAT

Perancangan dan realisasi sistem merupakan bagian yang penting dari seluruh pembuatan tugas akhir.Pada prinsipnya perancangan yang baik dan dilakukan secara sistematik,akan memberikan kemudahan dalam proses pembuatan alat serta analisanya. Bab ini akan dibahas perancangan yang merupakan proses dari pembuatan alat yang meliputi perancangan *hardware* dan perancangan *software*.

3.1 Perancangan Sistem

Perancangan sistem EKG ini dimulai dengan perancangan blok diagramsistem.Blok diagram sistem dapat dilihat pada gambar 3.1 dibawah ini. Perangkat keras menggunakan sensor EKG, rangkaian penguat, rangkaian filter, rangkaian *clamper*, mikrokontroler (ADC terintegrasi), komunikasi serial *Bluetooth* atau serial USB , *visual Inter face* pada PC atau Android.



Gambar 3.1 BlokDiagram Sistem

Prinsip kerja sistem:

Perubahan denyut jantung akan diterima oleh sensor elektroda (1). Kemudian akan diteruskan ke rangkaian penguat awal (2), dimana rangkaian penguat bertujuan untuk memberikan penguatan tingkat pertama, dan rangkaian bandpass filter (3) untuk menghilangkan *noise* yang didapat oleh sinyal denyut jantung tersebut, digunakan gabungan rangkaian *lowpass* filter dan *highpass* filter. Setelah proses penguatan awal dan filter maka sinyal akan dikuatkan kembali pada penguatantahap kedua yaitu pada rangkaian penguat akhir (4). Setelah melalui semua penguatan dan filter maka sinyal EKG yang telah terbaca pada osiloskop akan digeser agar semua sinyal bernilai positif menggunakan rangkaian *clamper* (5),dan diteruskan ke port ADC pada mikrokontroler (6) untuk diubah kedalam bentuk digital dan diproses agar dapat dikirim dengan media komunikasi modul *Bluetooth* atau serial USB (7). Setelah itu data akan diterima dan diproses melalui sebuah *personal computer* (PC) atau Android (8) untuk menampilkan kembali sinyal asli EKG yang telah didigitalisasi.

Penjelasan setiap diagram blok sistem diuraikan sebagai berikut.

1. Sensor EKG

   Elektroda adalah sensor/transduser yang mengubah energi ionis dari sinyal jantung menjadi energi elektris. Elektroda ini ditempelkan pada permukaan kulit dada atau tangan pasien pada lokasi yang sudah ditentukan yang disebut sadapan atau leads. Elektroda yang dipakai ini adalah jenis tempel dengan bahan dari perak klorida (AgCL).

2. Penguat Awal

   Sinyal tubuh umumnya memiliki amplitudo yang sangat kecil dalam jangkauan mV.Sehingga dalam sistem instrumentasi biomedik modern, peran rangkaian penguat sangat penting.Penguat untuk sinyal biomedik sering disebut sebagai biopontensial amplifier.Dalam hal ini penguat digunakan untuk menguatkan sinyal dengan memelihara bentuk dan karakteristik dari sinyal aslinya.Penguat awal biopotensial jantung menggunakan serangkaian penguat operasional yang umum disebut sebagai penguat instrumentasi.

3. Filter

   Sinyal EKG mempunyai amplitudo sangat kecil sehingga rawan terhadap interferensi dari sinyal lain seperti sinyal otot, pergerakan sensor dan interferensi dari tegangan jala-jala listrik.Untuk meredam sinyal-sinyal interferensi tersebut maka digunakan rangkaian filter untuk mendapatkan sinyal EKG yang baik. Filter adalah rangkaian yang digunakan untuk melewatkan sinyal-sinyal dengan frekuensi yang diinginkan dan meredam sinyal-sinyal diluar batas frekuensi sinyal EKG.

4. Penguat Akhir

   Penguat dalam instrumentasi sinyal EKG harus memiliki penguatan bertingkat atau *cascade*pada perancangan EKG ini digunakan penguat awal dan penguat akhir. Penguat akhir difungsikan untuk menguatkan kembali sinyal EKG yang dikuatkan pada penguat pertama dan yang telah difilter pada rangkaian filter agar *noise*yang terjadi pada penguatan pertama dapatdikurangi untuk mendapatkan hasilyang lebih bersih pada keluaran penguat akhir.

5. Clamper

   Rangakaian *clamper* berfungsi sebagai penggeser sinyal, dimana dalam instrumentasi sinyal EKG mempunyai amplitudo sinyal yang masih terukur negatif, dapat dilihat pada alat ukur osiloskop *baseline* sinyal EKG masih berada pada nilai dibawah garis nol, ini menyebabkan sinyal yang akan dikonversi oleh ADC tidak dapat terbaca sebagian. Oleh karena itu dibutuhkan rangakaian *clamper* untuk menggeser *baseline* sinyal EKG tersebut agar semua sinyal EKG berada pada daerah positif.

6. Pada rancangan sistem EKG ini digunakan mikrokontroler ATmega8535 sebagai pusat pengolahan data serta sebagai kontrol. Fungsi ATmega8535 dalam rangkaian ini adalah mengontrol laju sampling dari ADC, melakukan konversi sinyal ECG ke digital dan mengirimkan data sinyal EKG digitalke PC atau Android melalui media *Bluetooth* atau kabel USB serial.

7. Bluetooth dan kabel USB serial

   Modul Bluetooth HC-05 dan kabel USB serial adalah sebagai media komunikasi data secara serial antara alat EKG dengan *personal computer* (PC) atau Android.

8. Visual Interface

   PC atau Android digunakan sebagai perangkat monitoring hasil rekaman sinyal EKG dengan menggunakan aplikasi yang telah dibuat.

3.2 Pemilihan Komponen

Pemilihan jenis-jenis komponen yang akan digunakan dalam perancangan dan pembuatan suatu perangkat adalah hal yang sangat mutlak untuk dilakukan, karena hal tersebut akan berdampak terhadap kualitas perangakat, efisiensi, dan efektifitas perangkat yang akan dibuatnya. Beberapa hal yang perlu diperhatikan dalam pemilihan komponen adalah kualitas masing-masing komponen, keakuratan dan tingkat kecepatan dalam melakukan tugas/pekerjaan, kehandalan, bentuk serta dimensi komponen, dan juga dana yang sedapat mungkin ditekan agar lebih efisien dalam hal *financial*-nya.

Dalam perancangan dan pembuatan tugas akhir ini yang berjudul **Telemonitoring Elektrokardiogarfi Portabel**, proses pemilihan jenis komponen harus benar-benar diperhatikan agar didapatkan hasil yang maksimal dengan biaya yang minimal.

3.2.1 Pemilihan Jenis Penguat Instrumentasi

Pemilihan jenis penguat instrumentasi adalah hal yang sangat penting, dikarenakan alat yang dibuat berhubungan dengan sinyal biopontesial pada tubuh manusia yang sangat kecil. Maka dari itu pemilihan jenis penguat instrumentasi haruslah yang baik agar informasi sinyal EKG yang kuatkan mempunyai keluaran yang baik dan dapat terbaca pada osiloskop.

Tabel 3.1 Perbandingan Penguat Instrumentasi

	INA114	AD623	AD620
Jumlah Penguat	1 buah	1 buah	1 buah
Slewrate	0.6 V/uS	0.3 V/Us	1.2V/Us
Gain	1 – 10000	1 – 1000	1 – 10000
Bandwidth	1 Mhz	800 Khz	1 Mhz
CMRR	115 dB	105 dB	110 Db
Harga	Rp. 204.000	Rp. 143.000	Rp. 50.000

Berdasarkan tabel perbandingan diatas, IC penguat instrumentasi AD620 dipilih karena AD620 mempunyai *slewerate* yang lebih tinggi, *gain* hingga 10.000 kali, *Bandwidth* yang lebar dan CMRR yang besar. Selain itu harga AD620 lebih terjangkau murah dan mudah ditemukan dipasaran.AD620 cocok digunakan dalam perancangan alat ECG ini sebagai penguat instrumentasi biopotensial jantung.

3.2.2 Pemilihan Jenis Penguat Operasional

Pemilihan jenis op-amp juga hal yang sangat penting, dikarenakan alat yang dibuat berhubungan dengan rangkaian analog dan sinyal-sinyal analog.Maka dari itu pemilihan jenis op-amp haruslah tepat agar sinyal yang melewati op-amp tidak berubah dan informasinya pun tidak rusak.

Tabel 3.2 Perbandingan Penguat Op-amp

	LM741	LM324	LF353
Jumlah Penguat	1 buah	4 buah	2 buah
Slewrate	0.5 V/uS	0.4 V/uS	13 V/uS
Kosumsi Daya	50 mW	500 mW	500 mW
Bandwidth	1.5 Mhz	1.3 Mhz	3 Mhz
CMRR	90 dB	80 dB	100 dB
Harga	Rp. 2.000	Rp. 7.500	Rp. 3.500

Berdasarkan tabel perbandingan diatas penguat op-amp LF353 mempunyai spesifikasi lebih tinggi dibanding dengan yang lain, diantaranya s*lewrate* yang tinggi, *bandwidth* yang lebar dan CMRR yang besar sehingga sinyal masukan dan keluaran akan mendekati grafik linier sempurna, dengan harga yang masih relatif murah. Penguat op-amp LF353 ini dipilih karena cocok digunakan untuk perancangan alat ECG ini yang mana membutuhkan penguatan disetiap tahap dan rentan terhadap gangguan atau *noise*.

3.2.3 Pemilihan Jenis Mikrokontroler

Jenis mikrokontroler yang akan digunakan untuk pembuatan alat EKGharuslah memenuhi kriteria-kriteria dasar berdasarkan sistem yang akan dibuat, seperti :

1. memiliki ADC dengan resolusi yang baik.
2. memiliki kecepatan eksekusi program yang tinggi.
3. memiliki*low power system* sehingga tidak memerlukan daya yang besar untuk dapat bekerja sesuai dengan fungsinya.

Tabel 3.3 Perbandingan Mikrokontroler

	ATMEGA8	**ATMEGA32**	**ATMEGA8535**
Kecepatan	0 – 16 Mhz	0 – 16 Mhz	0 – 16 Mhz
Banyak pin	28 pin	40 pin	40 pin
Memori Flash	8 Kbytes	32 Kbytes	8 Kbytes
Memori RAM	1 Kbytes	2 Kbytes	512 bytes
Resolusi ADC	10 bit	10 bit	10 bit
Harga	Rp. 30.000	Rp. 65.000	Rp. 45.000

Dari perbandingan tabel diatas Atmega8535 mempunyai resolusi yang cukup baik dan kecepatan eksekusi program yang cepat. Walaupun mempunyai memori RAM dan memori flash yang lebih kecil dibandingkan Atmega32. Untuk perancangan alat EKG ini digunakan Atmega8535 karena harganya yang lebih murah, resolusi ADC dan kecepatan yang baik serta banyaknya jumlah *port* yang bisa digunakan.

3.2.4 Pemilihan Jenis Bluetooth

Modul *Bluetooth* serial HC-05 merupakan modul *Bluetooth* yang digunakan sebagai pemancar/*transmiter*pada alat EKG ini.Berikut adalah perbandingan modul *Bluetooth*serial HC-05 jika dibandingkan dengan jenis *Bluetooth*yang lain.

Tabel 3.4 Perbandingan Modul Bluetooth

	HC-05	**SPC Blue Link**	**DF Robot V3**
Bluetooth chip	CSR BC417143	Bluetron BTR310	CSR BC417143
Frekuensi Operasi	2.4 – 2.48 Ghz	2.4 – 2.49 Ghz	2.4 – 2.48 Ghz
Mode	Master/Slave	Master/Slave	Slave
Catu Daya	3.3 – 5.0 VDC	4.8 – 5.2 VDC	3.5 – 8 VDC
Jarak Jangkauan	±10 meter	±10 meter	20 - 30 meter
Harga	Rp. 215.000	Rp. 635.000	Rp. 285.000

Berdasarkan tabel perbandingan modul *Bluetooth* diatas, *Bluetooth* HC-05 memiliki fitur *master*/pemancar karena pada perancangan alat EKG ini dibutuhkan sebuah pemancar untuk mengirimkan data hasil konversi EKG ke *interface* PC jarak jauh. Untuk harga, modul *Bluetooth* HC-05 ini lebih murah

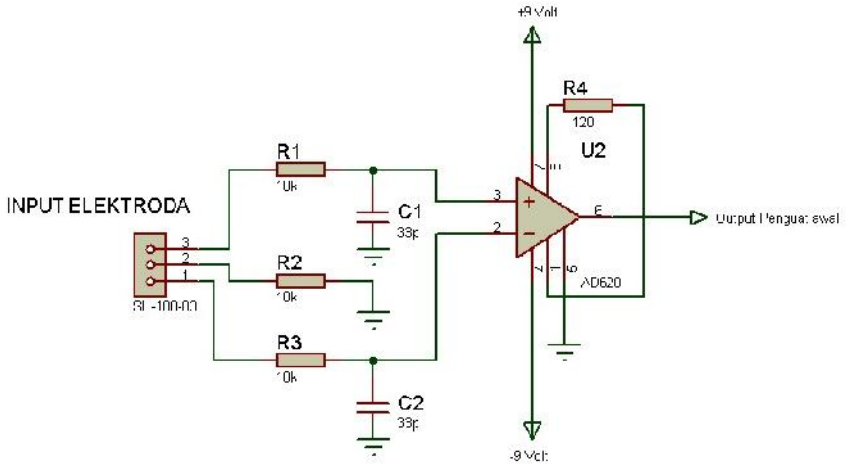
dibandingkan dengan modul *Bluetooth* lain sehingga dapat lebih menghemat untuk melakukan penelitian ini.

3.3 Perancangan Hardware

Pada perancangan sistem aplikasi EKG ini dalam tugas akhir ini dilakukan perancangan baik hardware dan software dengan tujuan untuk mendeskripsikan semua proses yang telah dibuat dalam bab ini. Pada perancangan hardware ini akan menjelaskan semua rangkaian yang akan dibuat dan digunakan untuk perancangan alat EKG, yaitu rangkaian penguat awal, rangkaian penguat akhir, rangkaian filter, rangkaian clamper dan rangkaian DC converter.

3.3.1 Rangkaian Penguat Awal (Pre amp)

Pada perancangan rangakaian penguat awal dalam perangkat monitoring EKG tahap pertama ini akan digunakan sebuah ic penguat instrumentasi AD620D dengan besar penguatan sebsesar 412 kali penguatan.



Gambar 3.2 Rangkaian Penguat Awal

Rangkaian penguat sinyal EKG tahap pertama ini mempunyai komponen utama adalah penguat Intrumentasi menggunakan IC AD620Nyang dapat mengguatkan 1 – 10.000 kali penguatan.Dengan mengatur resistor R4 maka penguatan dapat diatur untuk menyesuaikan penguatan sinyal yang diharapkan. Pada pengutan sinyal EKG ini akan ditetapkan penguatan sebesar 412 kali, karena amplitudo sinyal EKG dari tubuh hanya mempunyai nilai berkisar 3 mili Volt, maka penguatan 412 kali ini bertujuan untuk mendapatkan amplitudo sinyal EKG yang bernilai di atas 1 Volt agar amplitudo dapat diolah oleh ADC mikrokontroler. Dengan menetapkan nilai resistansi R4 = Rg, maka nilai resistansi yang cocok digunakan dapat dihitung menggunakan persamaan:

$$R4 = \frac{49{,}5\ k\,\Omega}{G - 1} \qquad \ldots\ldots\ldots\ldots \quad (1)$$

$$R4 = \frac{49{,}5\ k\,\Omega}{412 - 1}$$

$$R4 = 120\ \Omega$$

Maka penguatan dapat dihitung menggunakan persamaan:

$$G = \frac{49{,}5\ k\,\Omega}{R4} + 1 \qquad \ldots\ldots\ldots\ldots \quad (2)$$

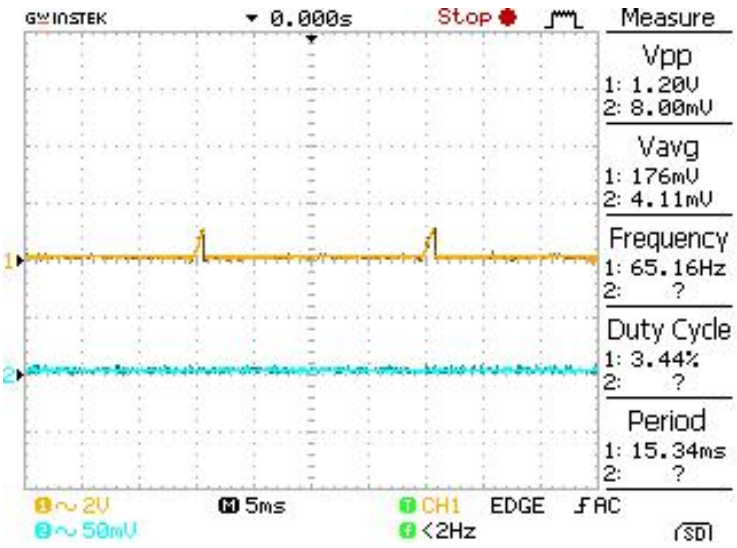
$$G = \frac{49{,}5\ k\,\Omega}{120} + 1$$

$$G = 412.6$$

Dengan menggunakan persamaan (2) Didapatkan hasil penguatan awal sebesar 412 kali penguatan.

3.3.1.1 Realisasi Hasil Penguat Awal (Pre amp)

Setelah melakukan tahap perancangan rangkaian dan perhitungan berdasarkan teori yang diterapkan pada rangkaian penguat awal EKG ini maka, hasil rangkaian harus mempunyai nilai yang sesuai dengan perancangan yang dijelaskan pada perancangan 3.3.1 diatas. Berikut gambar hasil amplitudo atau *V-peak-to-peak*dengan penguat awal sebesar 412 kali.

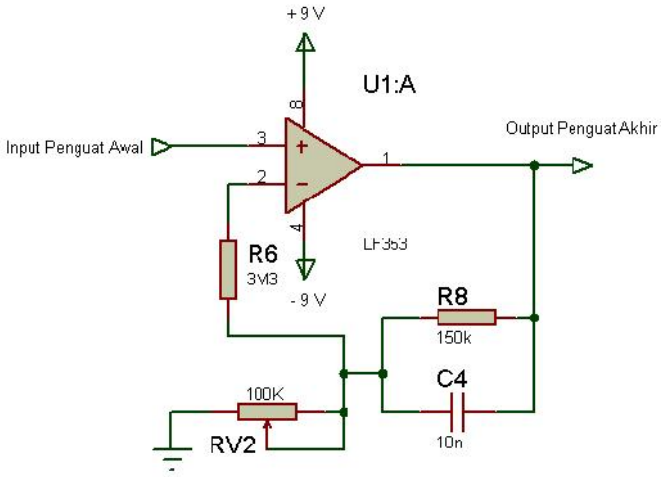


Gambar 3.3 Hasil Penguat awal

Hasilamplitudo atau *V-peak-to-peak*penguat awal pada rangkaian EKG didapatkan sebesar 1.20 Volt. Gelombang puncak sinyal EKG atau gelombang R mempunyai amplitudo sekitar 3 mV, berarti dengan penguatan 412 kali maka dapat dihitung, 3 mV x 412 = 1.236 V. Hasil realisasi penguat awal tersebut sesuai dengan yang diharapkan.

3.3.2 Perancangan Rangkaian Penguat Akhir (Final amp)

Pada perancangan rangakaian penguat akhir dalam perangkat monitoring EKG tahap kedua ini digunakan sebuah ic penguat op-amp LF353 dengan besar penguatan yang diatur sebesar 2.5 kali penguatan.



Gambar 3.4 Penguat Akhir

Selain penguat intrumentasi digunakan penguatan operasional untuk menguatkan sinyal tahap kedua dengan menggunakan IC LF353. Sinyal EKG harus mempuyai penguatan bertahap untuk menguatkan kembali sinyal yang telah difilter setelah rangkaian penguat awal (pre-amp) agar informasi yang telah dikuatkan tidak hilang.

Penguatan pada tahap kedua ditentukan sebesar 2.5 kali, dengan menggunakan nilai resistansi RV2 sebagai variabel resistor *feedback*atau resistor yang dapat diatur nilainya untuk mendapatkan penguatan yang terukur, melalui IC op-amp ke referensi*ground*. Dengan R8 bernilaisebesar 150k maka nilai resistansi RV2dapat dihitung menggunakan persamaan:

$$RV2 = \frac{R8}{G - 1} \quad \text{.....} \quad (3)$$

$$RV2 = \frac{150\,k\Omega}{2.5 - 1}$$

$$RV2 = 100\,k\Omega$$

Maka penguatan dapat dihitung menggunakan persamaan:

$$G = \frac{R8}{RV2} + 1 \quad \text{.....} \quad (4)$$

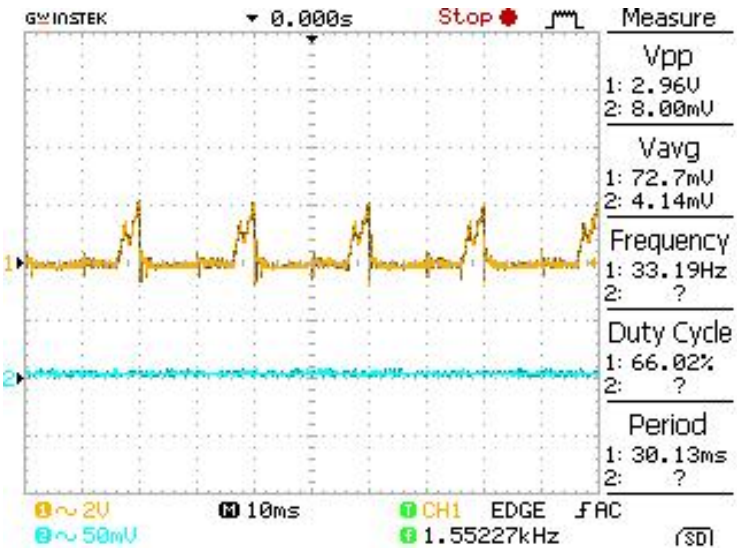
$$G = \frac{150\,k\Omega}{100\,k\Omega} + 1$$

$$G = 2.5$$

Dengan menggunakan persamaan (4) didapatkan hasil pengutan akhir sebesar 2.5 kali penguatan.

3.3.2.1 Realisasi Hasil Penguat Akhir (Final amp)

Setelah melakukan tahap perancangan rangkaian dan perhitungan berdasarkan teori yang diterapkan pada rangkaian penguat akhir EKG ini maka, hasil rangkaian harus mempunyai nilai yang sesuai dengan perancangan yang dijelaskan pada perancangan 3.3.2 diatas. Berikut gambar hasil amplitudo atau *V-peak-to-peak* dengan penguat awal sebesar 2.5 kali.



Gambar 3.5 Hasil Penguat Akhir

Hasilamplitudo atau *V-peak-to-peak*penguat akhir pada rangkaian EKG didapatkan sebesar 2.96 Volt. Amplitudo pada penguat awal didapatkan 1.2 V, berarti dengan penguatan 2.5 kali maka dapat dihitung, 1.2 V x 2.5 = 3 V. Hasil realisasi penguat akhir tersebut mempunyai beda tegangan sekitar 0.04 V dari nilai tegangan berdasarkan estimasi perhitungan.

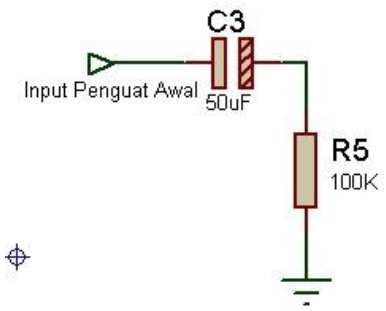
3.3.3 Perancangan Rangkaian Filter

Untuk meloloskan frekuensi sinyal EKG perlu digunakan filter yang digabungkan antara penguat awal dan penguat akhir. Untuk kebutuhan monitoring informasi sinyal EKG maka frekuensi yang dibutuhkan harus tepat agar tidak terjadi kehilangan sinyal informasi yang sebenarnya. Berdasarkan teori yang ditulis oleh “Tompkins WJ”, dalam bukunya “*Biomedical Signal Processing*”. Frekeunsi yang dibutuhkan untuk sinyal EKG mempunyai rentang *bandwidth*

sekitar 0.03 – 100 Hz. Dengan menggabungkan antara sebuah rangkaian *low pass* filter dan rangkaian *high pass* filter maka didapatkan sebuah rangkaian *band pass* filter yang digunakan untuk meloloskan rentang *band width* frekuensi sinyal EKG yang akan dirancang.

3.3.3.1 Rangkaian High-Pass Filter Pasif (HPF)

Pada perancangan rangakaian filter dalam perangkat monitoring EKG tahaap kedua ini akan digunakan sebuah *filter low pass* dengan frekuensi *cut off* digunakan 106 Hz.



Gambar 3.6 Rangkaian Highpass Filter

Rangkaian HPF digunakan untuk menghilangkan interferensi akibat pergerakan pasien terhadap sensor EKG. Frekuensi *cut-off* HPF ditentukan sebesar 0.03 Hz. Jenis rangkaian HPF yang digunakan merupakan filter analog pasif dengan menggunakan RC (resistor dan kapasitor) berorde-1. Dengan menggunakan nilai resistansi R5 sebesar 100k dan kapasitor 50 uF maka frekuensi *cut-off* HPF dapat dihitung menggunakan persamaan:

$$fc = \frac{1}{2\pi.50\times10^{-6}.100\times10^{3}} \quad \text{……..} \qquad (3)$$

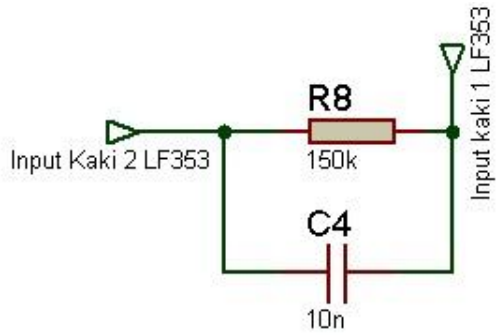
$$fc = \frac{1}{6{,}28.50\times10^{-6}.100\times10^{3}}$$

$$fc = 0.03 \text{ Hz}$$

Dengan menggunakan persamaan (3) didapatkan hasil frekuensi *cut-off* HPFyang diinginkan sebesar 0.03 Hz.

3.3.3.2 Rangkaian Low-Pass Filter Aktif (LPF)

Pada perancangan rangakaian filter dalam perangkat monitoring EKG tahaap kedua ini akan digunakan sebuah *filter low pass* dengan frekuensi *cut off* digunakan 106 Hz.



Gambar 3.7 Rangkaian Lowpass Filter

Rangkaian LPF yang digunakan untuk mengurangi interferensi akibat derau jala-jala listrik 50 Hz dan interferensi akibat pergerakan otot (kontraksi otot), dan respirasi. Jenis rangkaian LPF yang digunakan merupakan campuran filter aktif. Frekuensi *cut-off* ditentukan berkisar 106Hz untuk keperluan Elektrokardiagrafi. Dengan menggunakan nilai resistansi 150k dan kapasitor 0.01 uF maka frekeunsi LPF dapat dihitung dengan persamaan:

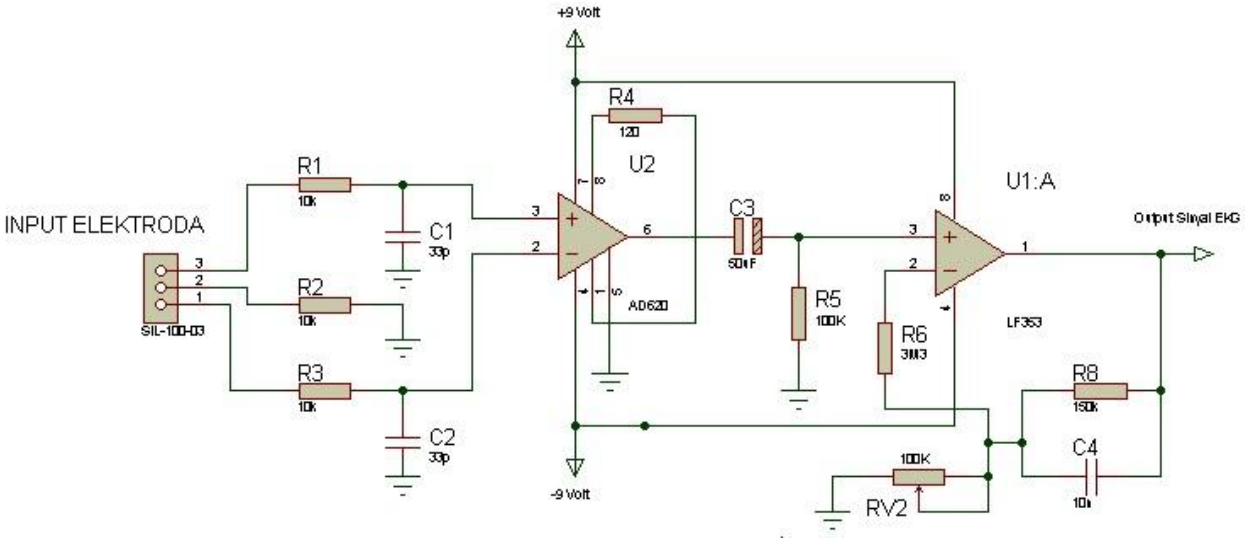
$$fc = \frac{1}{2\pi.0.01\times10^{-6}.150\times10^{3}} \qquad \text{……..} \qquad (4)$$

$$fc = \frac{1}{6{,}28\ .0.01\times10^{-6}.150\times10^{3}}$$

$$fc = 106 \text{ Hz}$$

Dengan menggunakan persamaan (4) didapatkan hasil frekuensi *cut-off* LPF yang diinginkan sebesar 106 Hz.

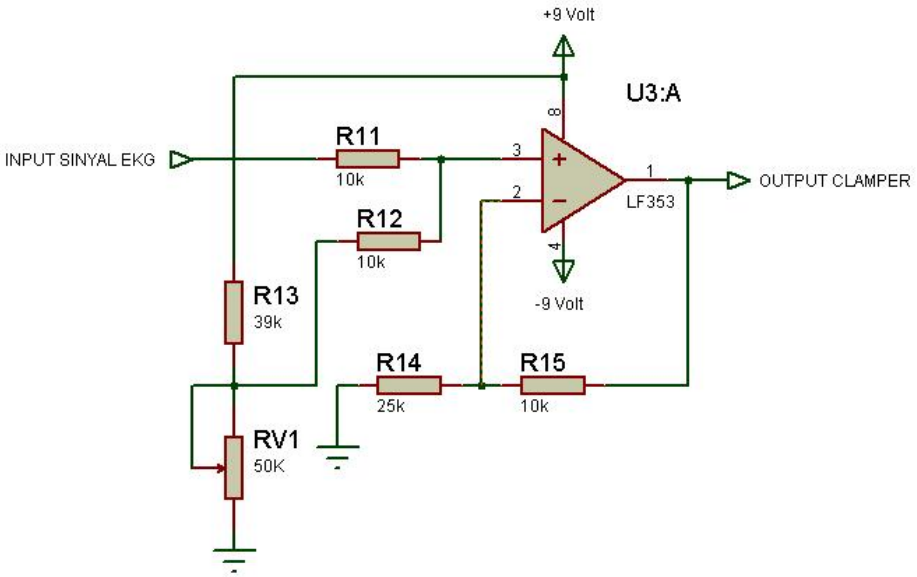
3.3.4 Rangkaian Penguat dan Filter Keseluruhan



Gambar 3.8 Rangkaian Penguat dan Filter Keseluruhan

3.3.5 Perancangan Rangkaian Clamper

Pada perancangan rangakaian *clamper* dalam perangkat monitoring EKG ini akan digunakan sebuah ic op-amp LF 353 dengan penguatan yang terjadi sebesar 1.4 Volt dan besar maksimum pergeseran sinyal yang terjadi sebesar 5 Volt.



Gambar 3.9 Rangkaian Clamper

Sinyal EKG mempunyai tegangan terukur negatif, hal ini mengakibatkan ADC tidak dapat mengolah sinyal EKG di luar rentangan tegangan 0 - 5 volt. Oleh karena itu rangkaian *clamper* dibutuhkan untuk menggeser*baseline* sinyal ECG agar seluruh sinyal EKG dapat diolah ADC. Rangkaian *clamper* terdiri dari rangkaian *summer amplifier* dengan masukan *non-inverting*. Rangkaian *summer amplifier* akan menjumlah sinyal tegangan keluaran dari rangkaian penguat akhir dan rangkaian tegangan pembagi (*divider voltage*). Tegangan pembagi diinginkan bekerja antara 0 – 5 volt. Dengan menggunakan nilai resistansi R13 = 39k dan RV1 = 50k, maka pembagi nilai tegangan dapat ditentukan menggunakan persamaan:

$$Vset = \frac{RV1}{RV1+R13} \times 9\ V \quad \ldots\ldots\ldots\ldots \quad (5)$$

$$Vset = \frac{50k\,\Omega}{50k\,\Omega+39\,k\,\Omega} \times 9\ V$$

$$Vset = 5.02\ Volt$$

Dengan menggunakan persamaan (5) didapatkan hasil tegangan maksimum untuk daerah kerja *clamper* sebesar 5 Volt.

Selain berfungsi menggeser *baseline* sinyal EKG, rangkaian *clamper* ini juga mempunyai penguatan sebesar 1.4 kali. Dengan menetapkan nilai resistansi R15 = 10k dan R14 = 25k maka penguat dapat dihitung menggunakan persamaan:

$$\text{Gain_clamper} = \frac{R15}{R14} + 1 \quad \ldots\ldots\ldots\ldots \quad (6)$$

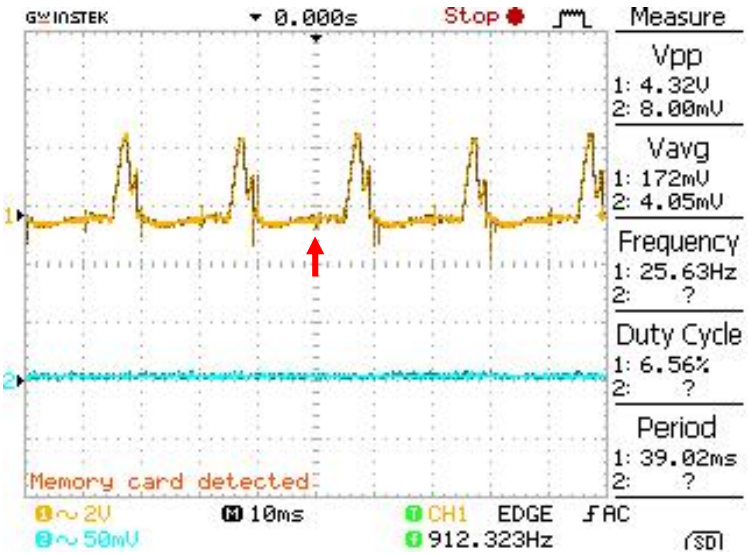
$$\text{Gain_clamper} = \frac{10k\,\Omega}{25k\,\Omega} + 1$$

$$\text{Gain_clamper} = 1.4$$

Dengan menggunakan persamaan (6) didapatkan hasil penguatan pada rangkaian *clamper* sebesar 1.4 kali penguatan.

3.3.4.1 Realisasi Hasil Clamper dan Penguat Clamper

Setelah melakukan tahap perancangan rangkaian dan perhitungan berdasarkan teori yang diterapkan pada rangkaian *clamper* EKG ini maka, hasil rangkaian harus mempunyai nilai yang sesuai dengan perancangan yang dijelaskan pada perancangan 3.3.5 di atas. Berikut gambar hasil *clamper* atau pergeseran sinyal dengan penguatan 1.4 kali pada rangkaian *clamper*.

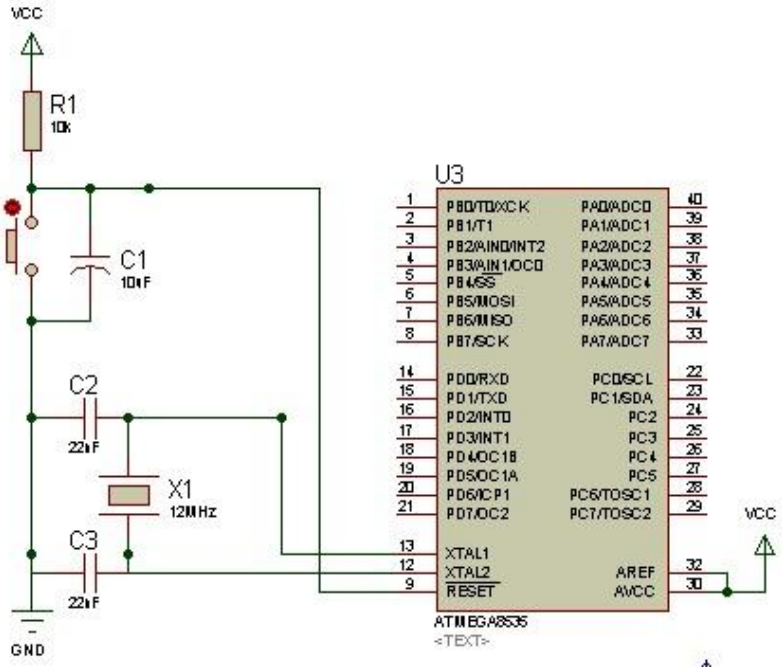


Gambar 3.10 Hasil Clamper dan Penguat Clamper

Hasil pergeseraan sinyal terlihat pada tanda panah berwarna merah dimana *base line* sinyal dinaikan dari titik nol. Hasilpenguatan amplitudo yang terjadi pada rangkaian *clamper* ini sebesar 4.32 Volt, penguatan amplitudo rangkaian akhir didapatkan sebesar 2.96 Volt, berarti dengan penguatan 1.4 kali dari rangkaian *clamper*,maka dapat dihitung, 2.96 V x 1.4 = 4.1 V. Hasil realisasi penguatan yang terjadi pada rangkaian tersebut mempunyai beda tegangan sekitar 0.22 V dari nilai tegangan berdasarkan estimasi perhitungan.

3.3.6 PerancanganSistem Minimum Mikrokontroler8535

Pada perancangan rangakaian sistem minimum mikrokontroler digunakan sebuah ic mikrokontroler Atmega8535 dengan besar resolusi ADC 10 bit dan digunakan kecepatan clock sebesar 12 Mhz.

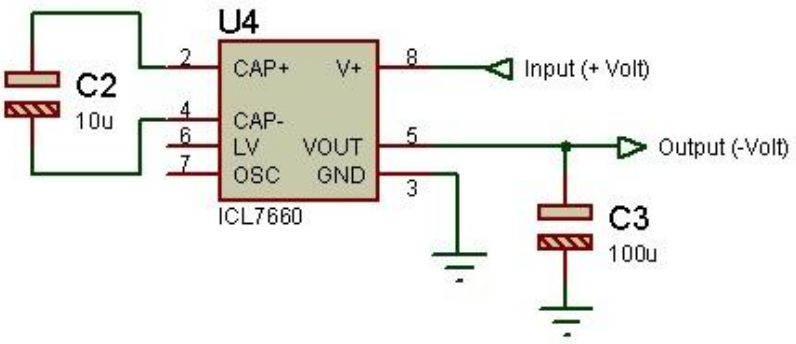


Gambar 3.11 Rangkaian Sistem Minimum Atmega8535

Gambar 3.11 diatas merupakan skematik sistem minimum mikrokontroler ATmega8535. Penggunaan sistem minimum mikrokontroler adalah untuk menjalankan fungsi dari IC (*Integrated Circuit*) mikrokontroler itu sendiri. Mikrokontroler ATmega8535 bekerja sebagai pusat kendali yang menerima masukan dari perangkat penguat sinyal EKG untuk kemudian mengeksekusi proses ADC dan melakukan transimiter data kePC atau Android melalui media *bluetooth*.

3.3.7 Perancangan Rangkaian DC Konverter

Pada perancangan rangakaian DC konverter atau rangkaian pembalik tegangan DC ini digunakan sebuah ic ICL7660, berfungsi untuk membalikan tegangan positif masukan yang diberikan agar didapatkan tegangan keluaran yang bernilai negatif.

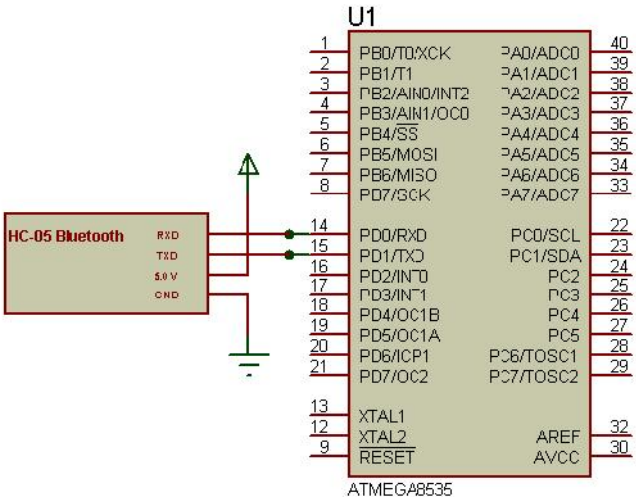


Gambar 3.12 Rangkaian DC Konverter

Pada IC penguat instrumentasi AD620N dan operasional LF353 membutuhkan catu daya simetris agar dapat bekerja sesuai fungsinya. Sumber tegangan pada baterai mempunyai tegangan sekitar +9 Volt DC, agar mendapatkan tegangan -9 Volt DC tanpa harus menggunakan rangkaian regulator simetris tegangan DC dengan transformator maka digunakan sebuah IC ICL7660 sebagai konverter tegangan +9 Volt DC menjadi -9 Volt DC. Dengan menggunakan rangkaian konverter DC IC ICL7660 diharapkan dapat menghemat penggunaan tempat pada perangkat EKG portabel ini, sehingga dapat mempunyai bentuk alat yang kecil dan minimalis serta tidak membutuhkan transformator.

3.3.8 Perancangan Transmiter Data Via Bluetooth

Pada perancangan rangakaian transmiter data melalui media *Bluetooth* ini digunakan sebuah modul Bluetooth HC-05, yang dapat berfungsi sebagai *slave*atau penerima dan sebagai *master* atau pengirim.



Gambar 3.13 Rangkaian Transmiter Bluetooth

Modul *Bluetooth* HC-05 digunakan untuk mengirim data secara serial yang akan diterima oleh PC dan melakukan proses *plotting*. Mikrokontroler ATmega8535 bertugas memproses data analog menjadi data digital dan melakukan eksekusi proses pengiriman data per bit ke modul *Bluetoth* HC-05.Modul *Bluetooth* HC-05 menggunakan tegangan *supply* 5 VDC yang diambil dari modul mikrokontroler ATmega8535. Rangkaian *transmitter Bluetooth* HC-05 pada ATmega8535 dapat dilihat pada gambar 3.13 diatas.

3.4 Perancangan Software

Pada perancangan sistem aplikasi EKG ini dalam tugas akhir ini dilakukan perancangan baik *hardware* dan *software* dengan tujuan untuk mendeskripsikan semua proses yang telah dibuat dalam bab ini. Pada perancangan *software* ini akan menjelaskan semua fungsi dari aplikasi yang akan dibuat dan digunakan untuk perancangan program *visual* rekaman EKG, yaitu filter digital, menghitung *heart beat* (bpm), perancangan perangkat lunak mikrokontroler, perancangan program aplikasi komputer dan perancangan program aplikasi android.

3.4.1 Perancangan Filter Digital

Dalam pengolahan sinyal EKG dibutuhkan berbagai filter untuk meredam sinyal yang tidak diinginkan atau *noise* baik filter analog maupun digital. Pada rangkaian analog *noise* dapat dikurangi dengan menggunakan rangkaian filter yang terdiri dari kapasitor dan resistor, namun untuk pengolahan sinyal EKG yang telah didigitalisasi, pembacaan ADC sangat rentan terkontaminasi *noise* yang sangat kecil sekalipun dari rangkaian analog, walaupun telah di filter pada rangkaian analog tersebut, maka diperlukan suatu fungsi *transfer* dari filter digital untuk meredam data yang termasuk interferensi frekuensi lain atau*noise* pada aplikasi ECG ini yaitu EMG, jala-jala listrik 50 Hz, *baseline wander*, dan frekuensi gelombang P T. Untuk mendapatkan energi gelombang QRS dan meredam interferensi frekuensi lain dan *noise* pada sinyal ECG, digunakan sebuah *band pass* filter dengan frekuensi 5 – 11 Hz, dimana energi gelombang QRS mempunyai rentang frekuensi yang berpusat di 11 Hz. *Band pass* filter terdiri dari

sebuah *low pass* filter orde ke-2 dengan frekuensi 11 Hz dan *high pass* filter dengan frekuensi 5 Hz.

1. Low Pass Filter 11 Hz

Fungsi *transfer* dari filter *low pass* orde ke-2, ditunjukan pada persamaan (7)

$$H(z) = \frac{(1-z^{-6})^2}{(1-z^{-1})^2} \qquad \ldots\ldots\ldots\ldots \quad (7)$$

Dari persamaan (7), persamaan beda bisa ditunjukan pada persamaan (7.1)

$$y(n) = 2y(n-1) - y(n-2) + x(n) - 2x(n-6) + x(n-12) \quad \ldots\ldots \quad (7.1)$$

dengan x(n) adalah hasil masukan berupa sinyal rekaman asli EKG yang telah di digitalisasi dan y(n) adalah hasil keluaran filter *low pass*. Frekuensi *cut-off* yang didapatkan sekitar 11 Hz dengan *delay* sebanyak 6 sampel dan penguatan sebesar 36 kali. Persamaan (7.1) merupakan persamaan yang direalisasikan dalam sistem.

2. High Pass Filter 5 Hz

Filter *high pass* diimplementasikan dengan mengurangi filter *low pass* orde ke-1 dari filter *all pass* dengan *delay*. *Filter high pass* ditunjukan pada persamaan (8).

$$H(_{Hpf}) = \frac{-1/32 + z^{-16} - z^{-17} + z^{-32}\ /32}{1+z^{-1}} \quad \ldots\ldots \quad (8)$$

Dari persamaan (8), persamaan beda bisa ditunjukan pada persamaan (8.1)

$$y(n) = y(n-1) - x(n) / 32 + x(n-16) - x(n-17) + x(n-32) / 32 \quad \ldots\ldots \quad (8.1)$$

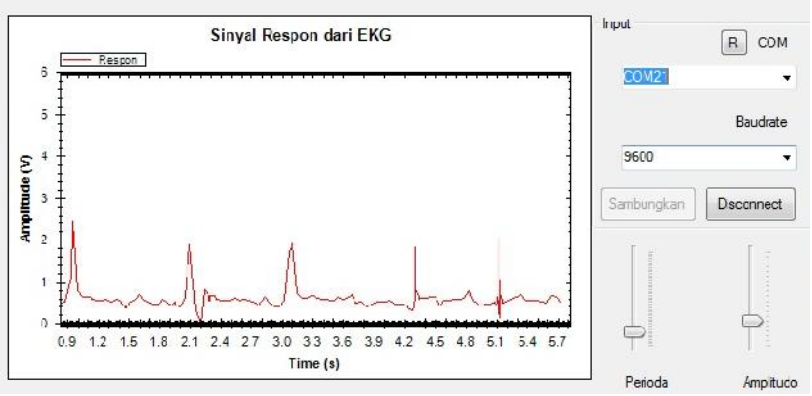
Dengan x(n) adalah hasil masukan berupa sinyal hasil filter *low pass*dan y(n) adalah hasil keluaran filter *high pass*. Frekuensi *cut off*didapatkan sekitar 5 Hz

dengan *delay* sebanyak 16 sampel dan penguatan sebesar 1 kali. Persamaan (8.1) merupakan persamaan yang direalisasikan dalam sistem.

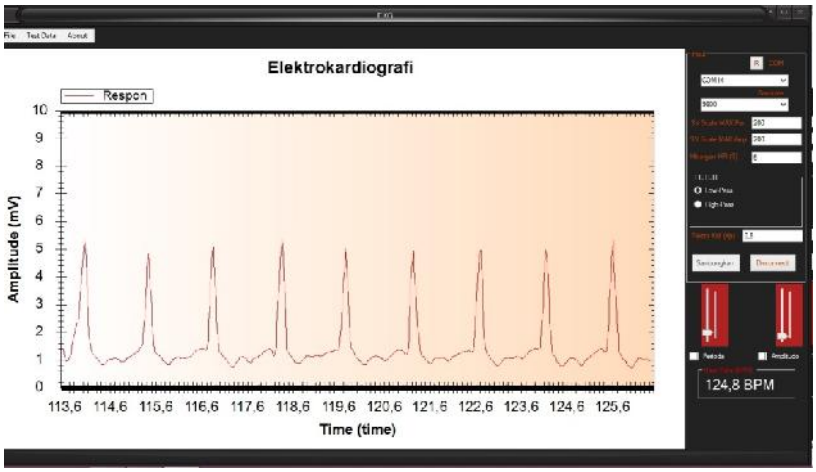
Teori ini telah diuji dan digunakan dalam pengolahan sinyal digital *Electrocardiograph* (ECG) pada metode algoritma untuk deteksi sinyal QRS. Ditulis oleh "Pan J. dan Tompkins WJ." Dalam bukunya "*A real Time QRS detection algorithm, Biomedical signal Processing*".

3.4.1.1 Realisasi Hasil Filter Digital

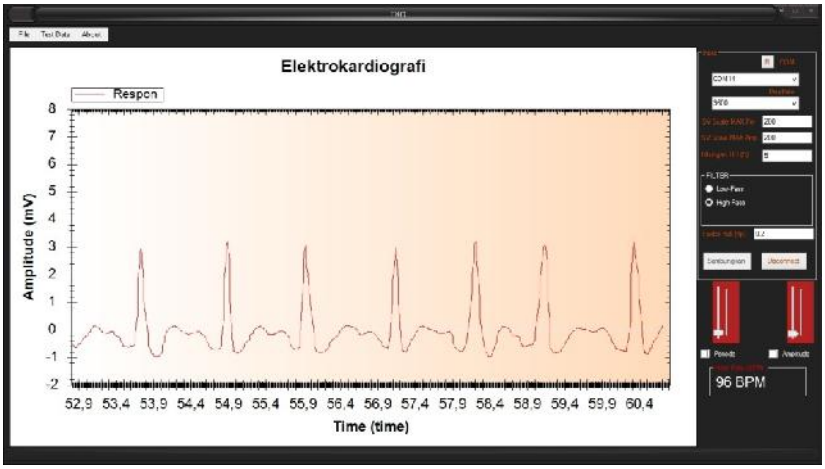
Setelah melakukan perancangan tahapan proses filter digital berdasarkan teori yang telah dibahas pada perancangan filter digital 3.4.1 diatas, maka layak kita melihat hasil respon dari proses filter digital terhadap gangguan atau *noise* yang terjadi pada saat perekaman sinyal EKG ini. Berikut ini adalah hasil perekaman asli sinyal EKG dan hasil filter digital sinyal EKG.



Gambar 3.14 Hasil Rekaman EKG Tanpa Filter



Gambar 3.15 Hasil Rekaman EKG Low Psss Filter



Gambar 3.16 Hasil Rekaman EKG Band Pass Filter

Dari hasil gambar diatas terlihat bahwa penggunaan filter digital dalam aplikasi sistem EKG ini tepat digunakan untuk meredam gangguan atau *noise*akibat kontraksi otot (EMG), jala-jala listrik 50 Hz, *baseline wander*, dan frekuensi gelombang PT.

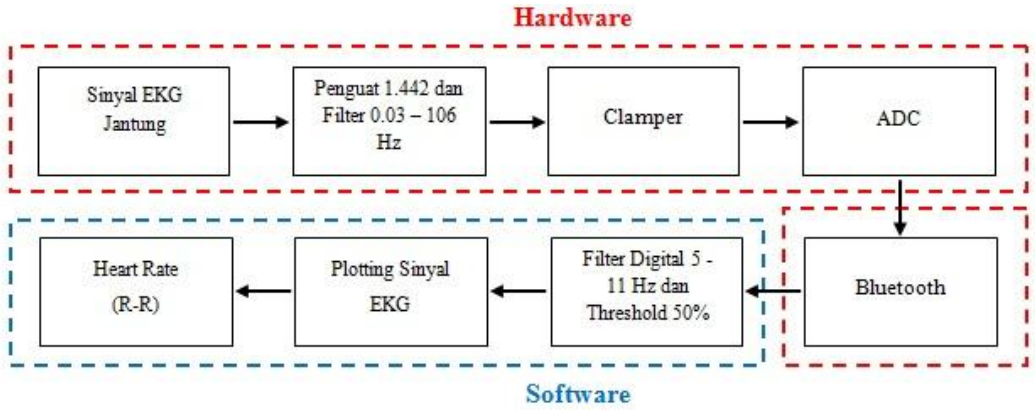
3.4.2 Metode Menghitung Heart Beat / Detak Jantung (Bpm)

Sebuah perangkat EKG umumnya digunakan untuk melihat karakteristik jantung seseorang berdasarkan sinyal EKG yang direkam seperti gangguan jantung bradikardi atau tacikardi. Selain langsung menganalisis sinyal EKG, dokter juga mengambil pengukuran secara tidak langsung berdasarkan sinyal EKG tersebut untuk melihat berapa detak jantung seseorang.Parameter pengambilan detak jantung seseorang penting untuk dilakukan agar dokter dapat mengetahui keadaan jantung seseorang sedang normal atau tidak untuk melakukan tindakan medis selanjutnya. Untuk dapat menghitung *Heart Beat* atau detak jantung seseorang berdasarkan sinyal EKG yang direkam maka digunakan interval suatu gelombang sinyal EKG yaitu gelombang R atau puncak gelombang paling tertinggi dari gelombang PQRST sinyal EKG.



Gambar 3.17 Interval Gelombang R-R

Untuk mendapatkan interval waktu antara gelombang R-R setiap siklus dibutuhkan sinyal EKG yang bebas dari noise atau gelombang lain yang mempunyai tinggi gelombang atau amplitudo sama dengan gelombang R karena akan dapat menggangu perhitungan *Heart Beat* jantung yang sebenarnya. Tahapan yang harus dilakukan untuk dapat menghitung *Heart Beat* adalah sebagai berikut.



Gambar 3.18 Blok Diagram Menghitung HR

Proses tahapan untuk menghitung *Heart Beat* pada gambar diatas dijelaskan sebagai berikut.

1. Memulai dengan mengambil rekaman asli dari sinyal jantung dimana mempunyai amplitudo sekitar 0.3 – 5 mV dan *band width*frekeunsi 0.03 – 106 Hz.
2. Penguatan sebesar 1.442 digunakan agar amplitudo sinyal asli EKG dikuatkan dengan nilai antara 0 – 5 Volt agar dapat dibaca oleh mikrokontroler dan frekuensi digunakan sekitar 0.03 – 106 Hz untuk meloloskan sinyal asli rekaman EKG dan meredam interferensi frekuensi selain itu, namun masih terdapat gangguan atau *noise* karena rangkaian analog mempunyai tingkat kesensitifan yang sangat peka terhadap gangguan dari luar.
3. Sebelum melanjutkan pada proses digitalisasi pada ADC, maka hasil penguatan amplitudo sinyal EKG yang masih terukur negatif akan dinaikan atau digeser di atas titik nol agar semua amplitudo bernilai positif

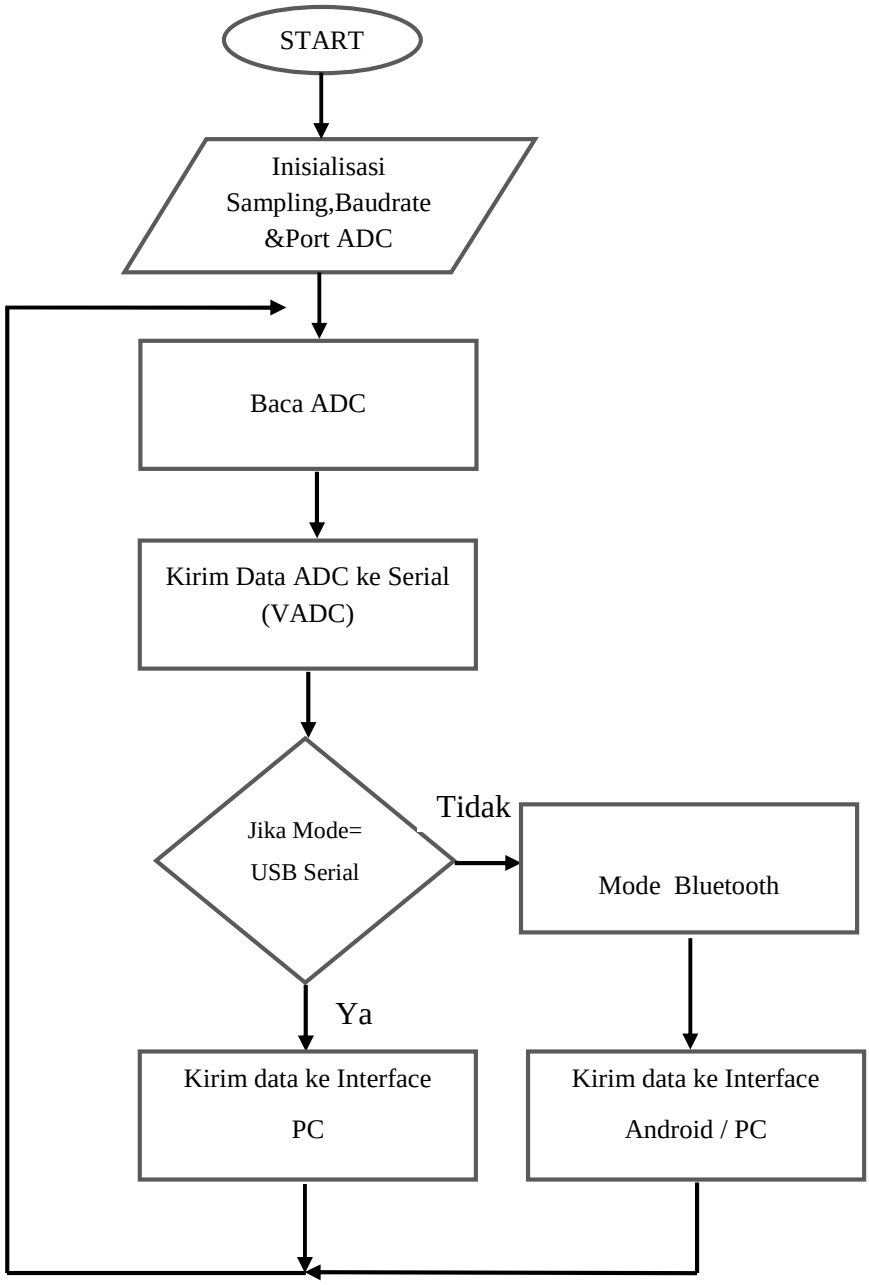
dengan tujuan agar semua amplitudo sinyal EKG dapat terbaca oleh ADC mikrokontroler.

4. Setelah melakukan semua proses penguatan dan filter selanjutya akan dilakukan proses digitalisasi, yang mana akan dimulai dengan merubah amplitudo sinyal EKG analaog menjadi data digital dengan *menggunakan Analog to Digital Converter* pada perangkat mikrokontroler.
5. Mikrokontroler akan melakukan eksekusi perintah pengiriman data per bit yang telah dikonversi ke modul *Bluetooth* untuk diteruskan melalui media *Bluetooth* ke *interface software*.
6. Tahap untuk dapat menghitung interval gelombang R-R adalah melakukan digitalisasi filter terhadap *noise* yang terbaca pada ADC yang telah dikirim oleh modul *Bluetooth* ke *interface software*. Dengan menggunakan filter *bandpass* dengan besar frekuensi 5 - 11 Hz, yang berarti hanya meloloskan sinyal pada rentang energi 5 - 11 Hz yaitu adalahdaerah frekuensi gelombang QRS. *Threshold* digunakan untuk memberikan rentang batasan terhadap tinggi amplitudo gelombang QRS, pada setiap siklus gelombang maksimum R-R tidak seterusnya mempunyai amplitudo yang sama, maka untuk menghindari salah pembacaan antara siklus gelombang R-R digunakan *threshold* 50% dari gelombang QRS yang berarti akan mendeteksi nilai maksimum dan setengah nilai maksimum gelombang R untuk dihitung intervalnya.
7. Untuk mendeteksi puncak gelombang R sinyal EKG yang telah difilter dilakukan proses *plotting* pada *interface software*, yang artinya semua data digital berupa bilangan desimal hasil konversi dari ADC sinyal analog

EKG ditampilkan kembali pada *software* aplikasi EKG agar dapat melihat grafik sinyal EKG dan puncak maksimum gelombang R yang akan dideteksi.

8. Setelah semua tahapan proses dilakukan maka kita dapat menghitung *Heart Beat* atau detak jantung seseorang berdasarkan rekaman sinyal EKG yaitu dengan menggunakan gelombang sinyal R.

3.4.3 Perancangan Perangkat Lunak Mikrokontroler (Firmware)

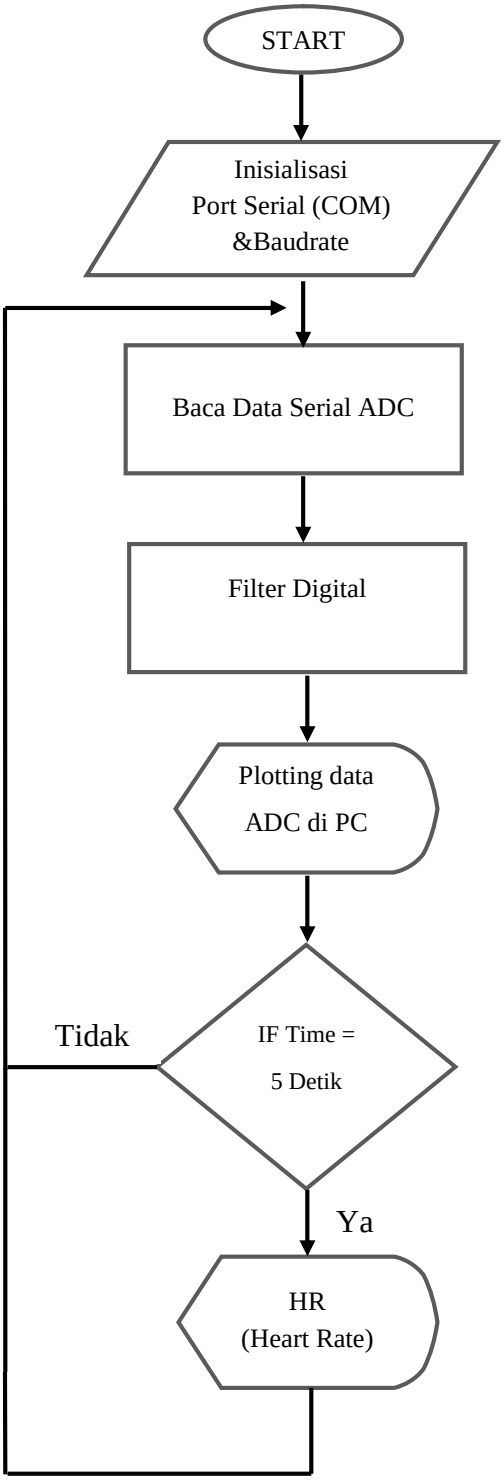


Gambar 3.19 Diagram Alir Program Mikrokontroler

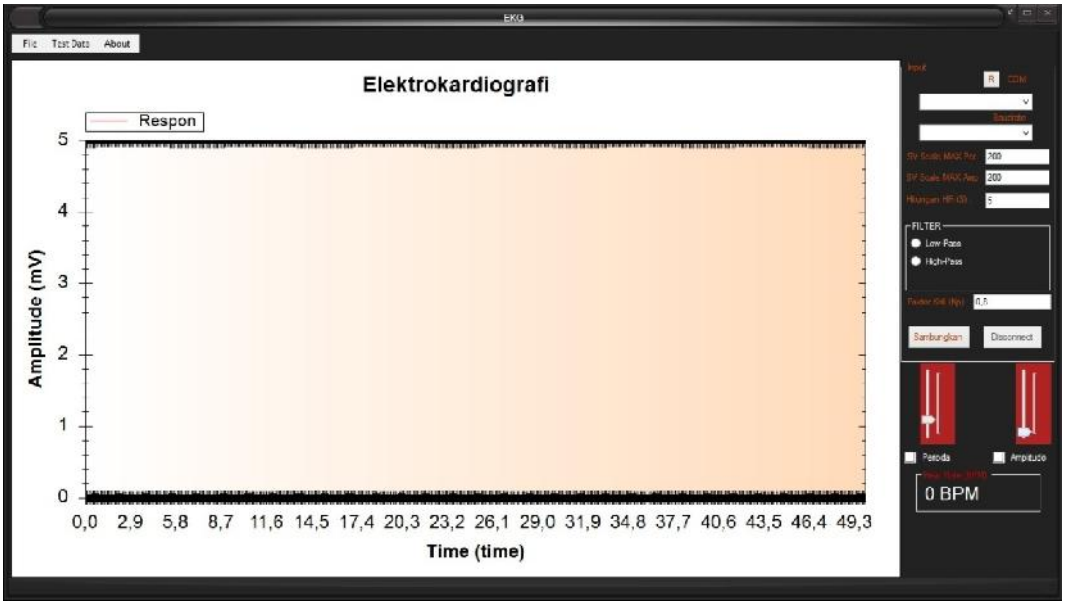
Perangkat lunak mikrokontroler (*firmware*) digunakan untuk mengatur kerja dari mikrokontroler pada sistem tersebut agar dapat berjalan sebagaimana mestinya. Perangkat lunak mikrokontroler dirancang menggunakan bahasa pemograman tingkat tinggi, yaitu bahasa C. Dengan menggunakan program aplikasi MPLAB IDE yang merupakan aplikasi yang khusus digunakan untuk mengembangkan perangkat lunak untuk mikrokontroler keluaran *Microchip* dan dengan bantuan C18 *Compiler* sebagai *toolkit*-nya, maka pembuatan program aplikasi pun dapat dengan mudah dikerjakan.

3.4.4 Perancangan Program Aplikasi Komputer (Software)

Pada perancangan program aplikasi komputer, digunakan *Visual Studio*yang merupakan IDE (*Integrated Development Environment*) produk dariperusahaan ternama Microsoft yang memang biasa diguanakan untuk perancangan aplikasi komputer berbasis GUI (*Graphical User Interface*). Pada IDE *Visual Studio* terdapat beberapa bahasa pemograman yang dapat digunakan seperti : Visual C++, Visual C, Visual C# (C Sharp), Visual Basic, Visual J#, dan Visual F#. Namun untuk pengerjaan tugas akhir ini bahasa pemograman yang akan digunakan adalah bahasa pemograman Visual C# (C Sharp), karena bahasa pemograman tersebut telah bersifat OOP (*Object Oriented Program*) sehingga program dapat dibuat lebih fleksibel.



Gambar 3.20 Diagram Alir Aplikasi Komputer



Gambar 3.21 Tampilan Aplikasi EKG

Gambar 3.21 diatas adalah tampilan aplikasi rekaman EKG pada tugas akhir ini. Terdiri dari beberapa menu yaitu.

1. Menu Inisialisasi komunikasi serial (COM)

   Untuk menentukan komunikasi data berada pada COM berapa.

2. Menu Inisialisasi baudrate

   Untuk menyesuaikan baudrate yang telah diatur sesuai dengan baudrate mikrokontroler.

3. Menu Filter

   Untuk melakukan proses filter digital dengan mencentang *check box* menu filter.

4. Menu Variabel Prioda Dan Amplitudo

   Untuk mengatur prioda dan amplitude sinyal EKG.

5. BPM

   Untuk menampilkan hasil perhitungan detak jantung / *Heart beat*.

6. Menu Save Data

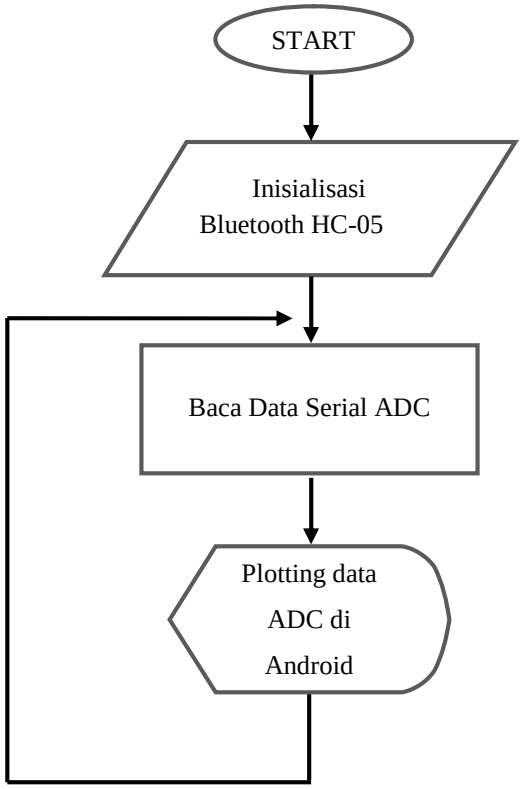
   Untuk menyimpan hasil rekaman ECG yang dilakukan.

7. Menu Test Data

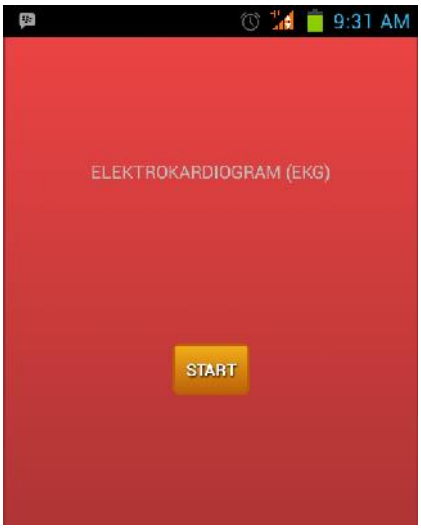
   Untuk melihat rekaman data EKG yang telah disimpan dengan format data desimal.

3.4.5 Perancangan Program Aplikasi Android (Software)

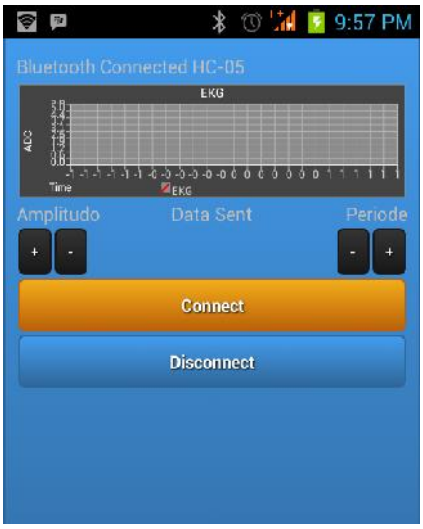
Pada perancangan aplikasi monitoring EKG pada Android ini digunakan program Eclipse. Eclipse adalah sebuah IDE (Integrted Development Envirotment)untuk mengembangkan perangkat lunak dan dapat di jalankan disemua platform (Platform Independent). Target sistem operasi Eclipse adalah Microsoft Windows, Linux, Solaris, AIX, HP-UX dan Mac. Eclipse dikembangkan dengan bahasa pemrograman Java, akan tetapi Eclipse mendukung pengembangan aplikasi berbasis bahasa pemrograman lainnya, seperti C/C++, Cobol, Python, Perl, PHP, dan lain sebagainya. Eclipse pada saat ini merupakan salah satu IDE favorit dikarenakan bersifat open source, yang berarti setiap orang boleh melihat kode pemrograman perangkat lunak ini. Selain itu, kelebihan dari Eclipse yang membuatnya populer adalah kemampuannya untuk dapat dikembangkan oleh pengguna dengan komponen yang dinamakan plug-in. Untuk program aplikasi EKG pada Android ini hanya berfungsi untuk menampilkan hasil rekaman sinyal EKG, tidak berfungsi untuk dapat menghitung detak jantung karena untuk melakukan proses filter dan plotting data sudah cukup berat, spesifikasi prosesor dan ram pada android tidak cukup besar dan sangat terbatas untuk melakukan proses yang dapat dilakukan pada program aplikasi EKG di PC.



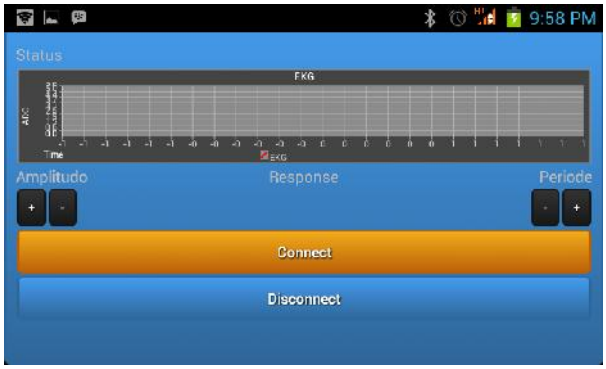
Gambar 3.22 Diagram Alir Aplikasi Android



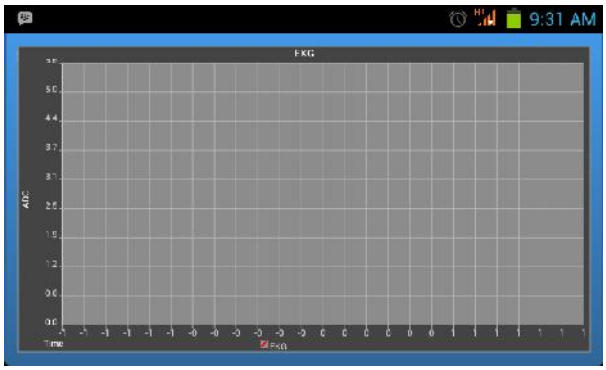
(a)



(b)



(c)



(d)

Gambar 3.23 (a) Tampilan Menu Awal, (b) Tampilan Vertikal Aplikasi EKG, (c) Tampilan Horizontal Aplikasi EKG, (d) Tampilan Full Screen Aplikasi EKG