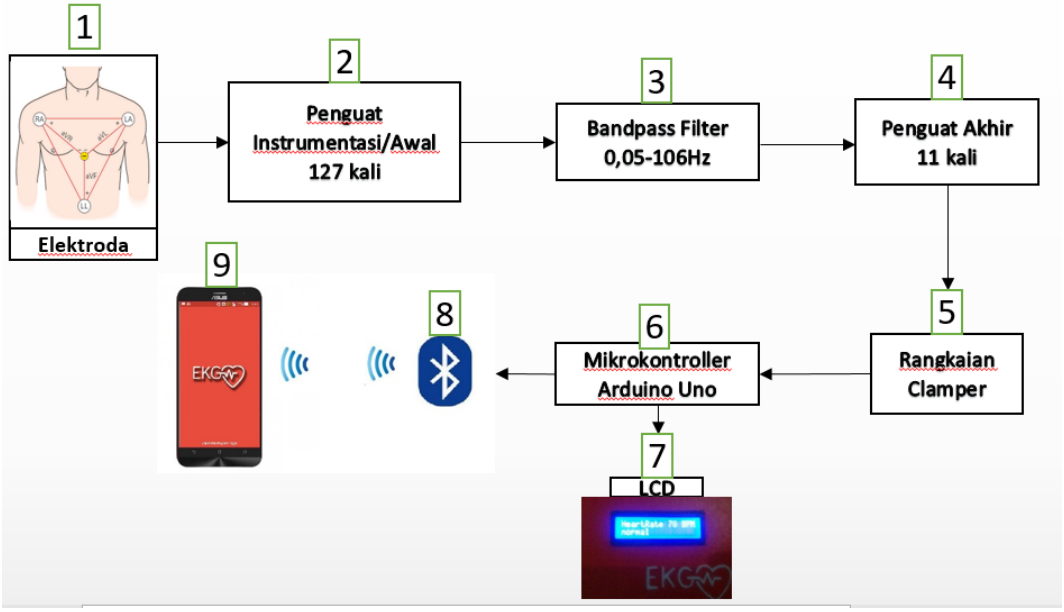
BAB III
PERANCANGAN ALAT

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*, Arduino, komunikasi serial *bluetooth*, *interface* Android.



Gambar 3.1 Blok Diagram Sistem

Prinsip kerja sistem:

Perubahan denyut jantung akan diterima oleh sensor elektroda. Kemudian akan diteruskan ke rangkaian penguat awal, dimana rangkaian penguat bertujuan untuk memberikan penguatan tingkat pertama, dan rangkaian *bandpass filter* 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 penguatan tahap kedua yaitu pada rangkaian penguat akhir. Setelah melalui semua penguatan dan *filter* maka sinyal EKG yang telah terbaca pada osiloskop akan digeser agar semua sinyal bernilai positif menggunakan rangkaian *clamper*, dan diteruskan ke port ADC pada Arduino untuk diubah kedalam bentuk digital untuk dihitung berapa detak jantung dan analisa normal atau tidaknya jantung seseorang yang ditampilkan pada layar LCD. Selain itu proses dari port ADC arduino melakukan proses pengiriman dengan media komunikasi modul *bluetooth*. Setelah itu data akan diterima dan diproses melalui sebuah Android 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 *lead*. 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 mili Volt. 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 di-*filter* pada rangkaian *filter* agar *noise* yang terjadi pada penguatan pertama dapat dikurangi untuk mendapatkan hasil yang 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. Arduino

   Pada rancangan sistem EKG ini digunakan Arduino Uno sebagai pusat pengolahan data serta sebagai kontrol. Fungsi Arduino Uno dalam rangkaian ini adalah mengontrol laju *sampling* dari ADC, melakukan konversi sinyal EKG ke digital dan mengirimkan data sinyal EKG digital ke Android melalui media *bluetooth*.

7. LCD 16x2

   LCD 16x2 ini digunakan untuk menampilkan perhitungan detak jantung seseorang, serta menampilkan analisa sesuai banyak nya detak seseorang (bradikardi, normal, takikardi).

8. *Bluetooth*

   Modul *bluetooth* HC-05 digunakan sebagai media komunikasi data secara serial antara alat EKG dengan Android.

9. Interface Android

   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.

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.

3.2.2 Pemilihan Jenis Komponen Penguat Operasional

Pemilihan jenis penguat operasional ditujukan agar sinyal data analog yang terbaca dapat dikuatkan dengan baik sehingga sinyal datanya tidak berubah. Dalam pemilihan ini terdapat 3 IC yang dibandingkan untuk mendapatkan karakteristik yang diinginkan.

Tabel 3.2 Perbandingan Penguat Operasional

	OP07	**LM324**	**LF353**
Jumlah Penguat	1 buah	4 buah	2 buah
Slewrate	0.6 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	126 dB	80 dB	100 dB
Harga	Rp. 3.500	Rp. 7.500	Rp. 3.500

Berdasarkan tabel perbandingan diatas penguat op-amp OP07 mempunyai CMRR yang besar sehingga sinyal masukan dan keluaran akan mendekati grafik linier sempurna, dengan harga yang masih relatif murah. Penguat op-amp OP07 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 EKG haruslah 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 Jenis Mikrokontroler

ARDUINO	UNO	MEGA2560	LEONARDO
Microcontroller	ATmega328P	ATmega2560	ATmega32u4
Operating Voltage	5V	5V	5V
Memori *Flash*	32KB	256KB	32KB
SRAM	2 KB	8 KB	2.5KB
Jumlah I/O Pin	16	54	20
Harga	Rp 363.000	Rp 603.000	Rp 428.500

Pada dasarnya semua jenis Arduino memiliki kualitas yang bagus, tergantung pada penggunaannya. Pada rangkaian EKG ini Arduino UNO dipilih karena Harga yang lebih terjangkau dan tidak terlalu banyak menggunakan pin I/O. Walaupun memiliki memory *Flash* yang lebih rendah dibandingkan Arduino MEGA2560, tapi setara dengan Arduino Leonardo.

3.2.4 Pemilihan *Liquid Crystal Display* (LCD)

Dalam perancangan sistem EKG pada tugas akhir ini, digunakan *Liquid Crystal Display* (LCD) dengan jumlah karakter 16x2. LCD digunakan sebagai indikator BPM dan hasil analisa detak jantung. Pada pemilihan komponen ini disesuaikan banyaknya karakter yang muncul.

Tabel 3.4 Uraian Perbandingan Jenis *Liquid Crystal Display* (LCD)

Spesifikasi	**Jenis Motor**		
	LCD 16x1	**LCD 16x2**	**LCD 16x4**
Karakter	16	32	64
Baris	1	2	4
Harga	Rp.35.000	Rp. 50.000	Rp. 85.000

Pada Tabel 3.4 dapat dilihat perbandingan antara beberapa jenis LCD. LCD yang digunakan pada alat ini adalah LCD dengan jumlah karakter 16x2, LCD ini dipilih karena jumlah karakter yang cukup untuk menampilkan indikator dan analisa detak jantung.

3.2.5 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 3.5 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. 120.000	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* Android. Untuk harga, modul *bluetooth* HC-05 ini lebih murah dibandingkan

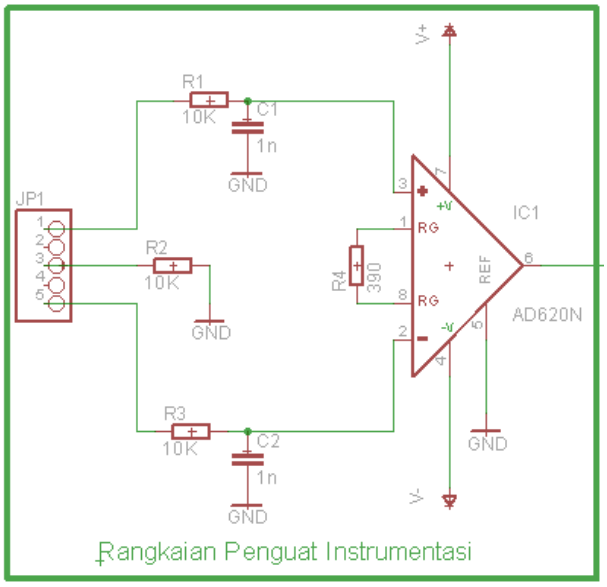
dengan modul *bluetooth* lain sehingga dapat lebih menghemat untuk melakukan penelitian ini.

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*, dan rangkaian *clamper*.

3.3.1 Perancangan Rangkaian Penguat Instrumentasi (Awal)

Pada perancangan rangakaian penguat instrumentasi dalam perangkat monitoring EKG tahap pertama ini akan digunakan sebuah ic penguat instrumentasi AD620 dengan besar penguatan sebsesar 127 kali penguatan. Hal ini bertujuan untuk mendapatkan nilai tegangan yang tidak terlalu kecil sebelum di kuatkan kembali setelah melalui rangkaian *filter*.



Gambar 3.2 Rangkaian Penguat Instrumentasi

Rangkaian penguat sinyal EKG tahap pertama ini mempunyai komponen utama adalah penguat Intrumentasi menggunakan IC AD620N yang 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 127 kali, karena amplitudo sinyal EKG dari tubuh hanya mempunyai nilai maksimal berkisar 3 mili Volt, maka penguatan akan bertahap beberapa kali. Ini bertujuan untuk mendapatkan amplitudo sinyal EKG yang bernilai di atas 1 Volt agar amplitudo dapat diolah oleh ADC Arduino. Dengan menetapkan nilai resistansi R4 = Rg, maka nilai resistansi yang cocok digunakan dapat dihitung menggunakan persamaan:

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

$$R4 = \frac{49{,}5\ \mathrm{k}\Omega}{127 - 1}$$

$$R4 = 392{,}8\ \Omega$$

Maka penguatan dapat dihitung menggunakan persamaan:

$$G = \frac{49{,}5\ k\Omega}{R4} + 1 \qquad .....(3.2)$$

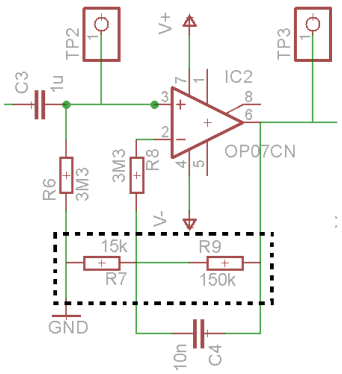
$$G = \frac{49{,}5\ k\Omega}{392{,}8\Omega} + 1$$

$$G = 127{,}01$$

Dengan menggunakan persamaan diatas, didapatkan hasil penguatan awal sebesar 127 kali penguatan.

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 OP07 dengan besar penguatan yang diatur sebesar 11 kali penguatan. Dengan harapan nilai keluaran dari rangkaian sebelum nya berada pada tegangan yang diharapkan, dan dapat terbaca ADC



Gambar 3.3 Rangkaian Penguatan Akhir

Penguatan ini menggunakan persamaan:

$$G = \left(1 + \frac{R9}{R7}\right)$$

$$G = \left(1 + \frac{150K}{15K}\right)$$

G = 11

Didapatkan penguatan sebesar G ≈ 11 kali penguatan

3.3.3 Perancangan Rangkaian *Filter*

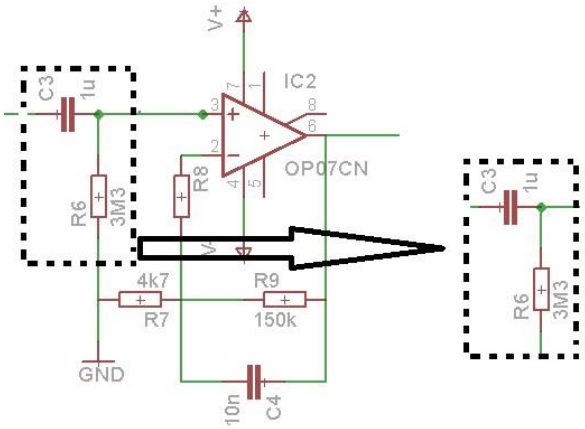
Untuk meloloskan frekuensi sinyal EKG perlu digunakan *filter* yang digabungkan antara penguat awal dan penguat akhir. Untuk kebutuhan monitoring informasi sinyal EKG maka frekuensi yang dibutuhkan harus tepat agar tidak terjadi kehilangan sinyal informasi yang sebenarnya. Berdasarkan teori yang ditulis oleh "Tompkins WJ", dalam bukunya "*Biomedical Signal Processing*". Frekeunsi yang dibutuhkan untuk sinyal EKG mempunyai rentang *bandwidth* sekitar 0,03– 100 Hz.

Rangkaian *band pass filter* adalah rangkaian *filter* yang digunakan untuk mendapatkan frekuensi yang diinginkan tersebut. Dalam hal ini rangkaian *band pass filter* dibangun dengan cara menggabungkan antara sebuah rangkaian *low pass filter* dan rangkaian *high pass filter*. Perancangan secara terpisah ini bertujuan untuk menjaga parameter CMRR pada masing masing IC OP AMP.

3.3.3.1 Rangkaian *High Pass Filter* (HPF)

Rangkaian HPF digunakan untuk menghilangkan interferensi akibat pergerakan pasien terhadap sensor EKG. Frekuensi *cut-off* HPF ditentukan sebesar

0.05 Hz. Jenis rangkaian HPF yang digunakan merupakan *filter* analog pasif dengan menggunakan RC (resistor dan kapasitor) berorde-1.



Gambar 3.4 Rangkaian *High Pass Filter*

Dengan menggunakan nilai resistansi R6 sebesar 3M3 dan kapasitor 1 uF maka frekuensi *cut-off* HPF dapat dihitung menggunakan persamaan:

$$fc = \frac{1}{2\pi .R.C}$$

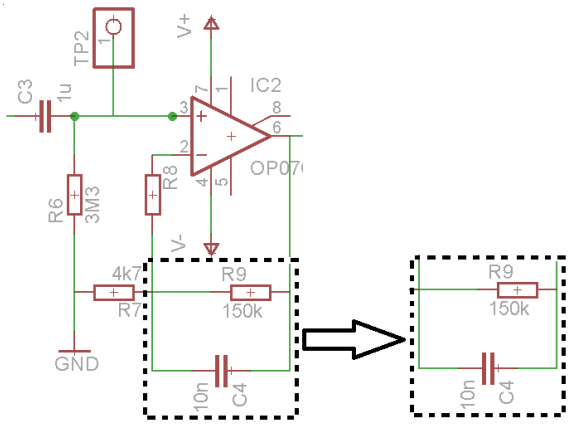
$$fc = \frac{1}{6{,}28 \times 3{,}3 \times 10^{6} \text{x} 10^{-6}}$$

$$fc = 0{,}05 \text{ Hz}$$

Dengan menggunakan persamaan diatas didapatkan hasil frekuensi *cut-off* HPF yang diinginkan sebesar 0.05 Hz.

3.3.3.2 Rangkaian Low-Pass *Filter* (LPF)

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



Gambar 3.5 Rangkaian *Low Pass 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 10nF maka frekeunsi LPF dapat dihitung dengan persamaan:

$$fc = \frac{1}{2\pi.R.C}$$

$$fc = \frac{1}{6{,}28.150\times10^{3}.10\times10^{-9}}$$

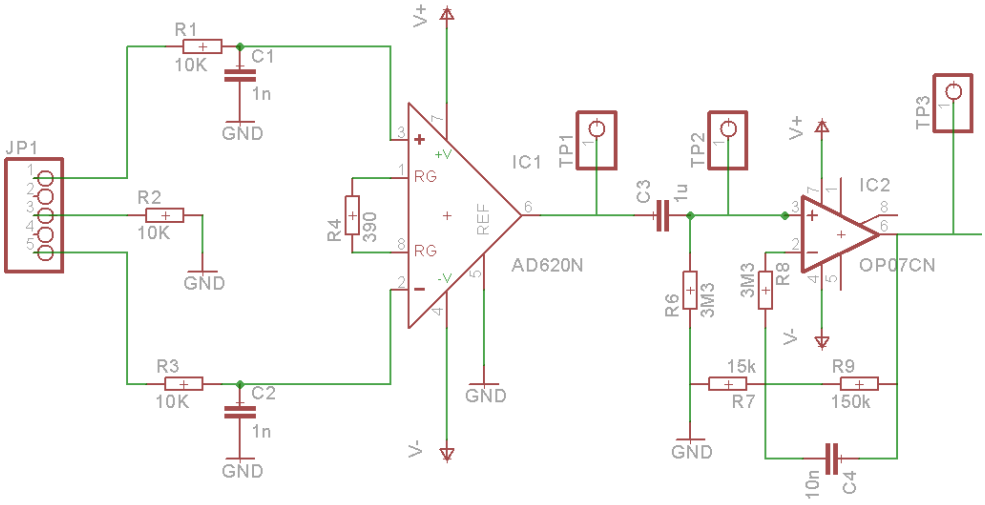
$$fc = 106 \text{ Hz}$$

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

3.3.4 Rangkaian Penguat dan *Filter* Keseluruhan

Berikut adalah rangkaian keseluruhan dari EKG mulai dari rangkaian penguat instrumen, penguat akhir dan rangkaian *filter*. Keluaran dari rangkaian ini akan

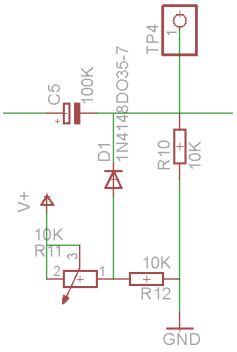
diproses pada rangkaian clamper, ini bertujuan agar sinyal EKG berada pada nilai positif.



Gambar 3.6 Rangkaian Penguat dan *Filter* Keseluruhan

3.3.5 Perancangan Rangkaian Clamper

Pada tahap akhir karena sinyal data yang dihasilkan dari proses sebelumnya masih memiliki amplitudo yang negatif, maka digunakan rangkaian *clamper* positif yang berfungsi untuk menggeser nilai tegangan agar berada di atas nol atau positif tanpa mengubah amplitudo dari sinyal data yang didapat. Ini ditujukan agar sinyal data yang didapat tidak terpotong.



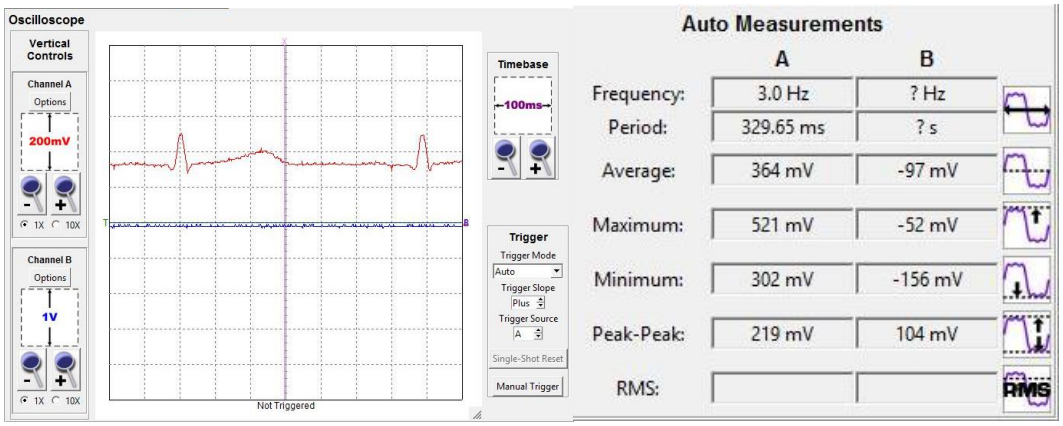
Gambar 3.7 Rangkaian *Clamper*

Pada rangkaian *clamper* ini pada saat dioda (D1) dibias mundur atau diberi tegangan negatif, maka dioda tersebut akan mengalami *open circuit* dan kapasitor akan melepas muatan tegangan yang ada, sehingga nilai tegangan *output* akan sama dengan $V_o = V_{rv} + (-V_c)$. Dan pada saat dioda dibias maju atau diberi tegangan positif, maka dioda akan mengalami *short circuit* dan kapasitor akan mengisi muatan tegangan V_c, sehingga $V_o = V_{rv} + V_c$. Nilai resistor (R10) dan kapasitor (C5) ditentukan sehingga konstanta waktu RC yang tepat agar tidak terjadi pengosongan muatan yang terlalu cepat atau terlalu lambat saat dioda tidak menghantar. Jika nilai R10=10KΩ dan C5=100uF, maka, $\tau = R1.C1 = 10\ K\Omega.100\ \text{uF} = 1\ s$

Untuk komponen potensiometer (RV11) dan resistor (R12) dirangkai seri sebagai bentuk rangkaian pembagi tegangan. Rangkaian pembagi tegangan ini berfungsi untuk mengatur seberapa jauh *based line* sinyal yang akan digeser. Maksimal penggeseran *based line* sinyal adalah sebesar nilai VCC yang digunakan.

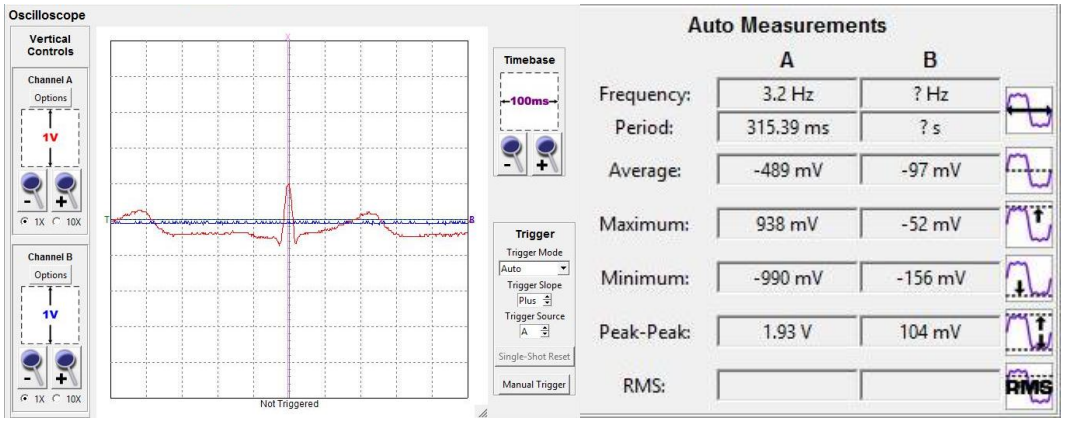
3.3.6 Realisasi Rangkaian Penguat dan *Filter* Keseluruhan

Setelah melakukan tahap perancangan rangkaian dan perhitungan berdasarkan teori yang diterapkan pada rangkaian penguat dan *filter* EKG ini maka, hasil rangkaian harus mempunyai nilai yang sesuai dengan perancangan yang dijelaskan pada perancangan rangkaian penguat dan *filter* yang sudah ditentukan.



Gambar 3.8 Hasil Pengukuran Penguatan Instrumentasi

Besar penguatan yang sebanyak 127 kali didapatkan amplitudo sebesar 219 mV. Jika mengacu pada nilai maksimal titik puncak dari dasar teori, penguatan tersebut sudah sesuai. Hasil penguatan 219 mV dibagi 127 menghasilkan tegangan sebesar 1,724 mV (nilai titik puncak 1,6 - 3 mV).



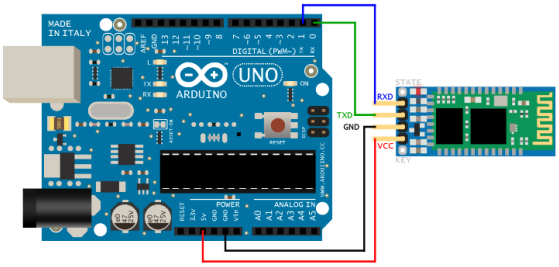
Gambar 3.9 Hasil Pengukuran Penguatan Akhir

Hasil amplitudo atau V-*peak-to-peak* penguat akhir pada rangkaian EKG didapatkan sebesar 1,93 Volt. Hasil ini mendekati hasil yang diharapkan, walaupun jika mengacu pada perancangan rangkaian penguat akhir penguatan yang dihasilkan kurang sesuai. Pada hasil pengujian ini terdapat bagian sinyal yang berada dibawah nilai 0V (negatif) ini disebabkan karna jantung seseorang mengandung nilai negatif

dan dipengaruhi oleh nilai tegangan referensi yang bernilai negatif. Oleh karena itu dibutuhkan rangkaian *clamper*.

3.3.7 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 3.10 Rangkaian Transmiter *Bluetooth*

Modul *bluetooth* HC-05 digunakan untuk mengirim data secara serial yang akan diterima oleh *smartphone* dan melakukan proses *plotting*. Arduino 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 *supply* 5 VDC yang diambil dari Arduino. Rangkaian transmitter *bluetooth* HC-05 pada Arduino dapat dilihat pada gambar 3.10 diatas.

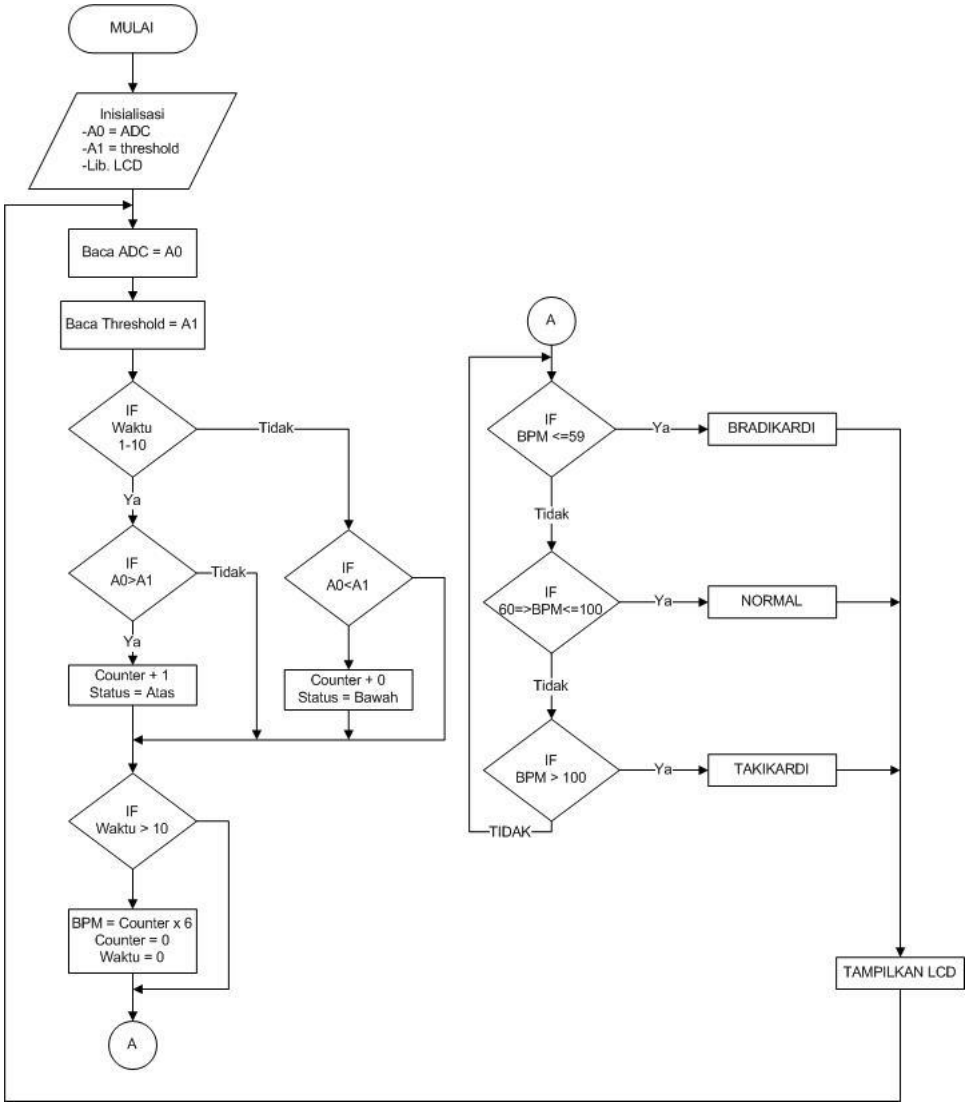
3.4 Perancangan Tampilan *Liquid Crystal Display* (LCD)

Perancangan LCD ini bertujuan untuk menampilkan banyaknya detak jantung dalam satuan BPM. Banyaknya detak jantung yang ditampilkan berdasarkan perhitungan pada program arduino pada proses sebelumnya.



Gambar 3.11 Tampilan LCD

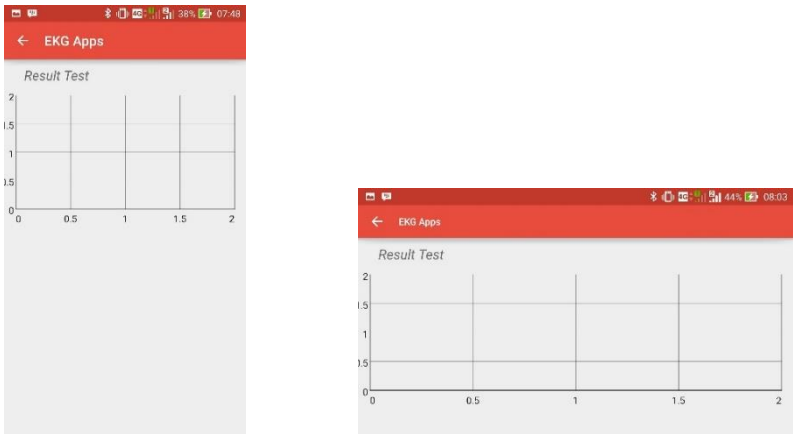
Pada gambar 3.11 diatas pada baris pertama menampilkan banyaknya detak jantung (*heart rate)* dalam satuan BPM. Untuk analisa bradikardi, normal atau takikardi ditampilkan pada baris ke dua, hasil analisa yang didapat ditampilkan sesuai banyaknya *heart rate* pada baris pertama.



Gambar 3.12 Flowchart Penghitungan *Heart Rate* Pada Mikrokontroller

3.5 Perancangan *Interface* Aplikasi Android (*Software*)

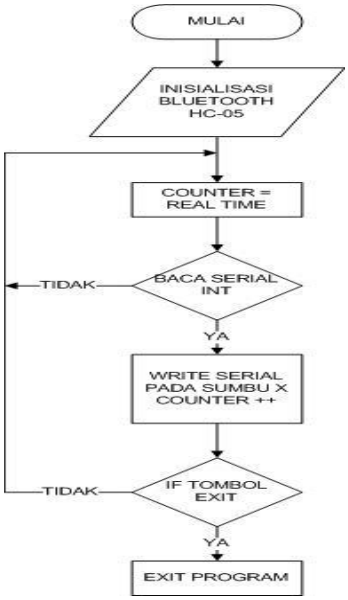
Perancangan *interface* dibutuhkan untuk dapat melihat sinyal ECG pada aplikasi. Dibawah ini adalah perancangan *interface* yang akan dibangun.



(a) (b)

Gambar 3.13 (a) Tampilan Grafik Potrait (b) Tampilan Grafik Landscape

Pada perancangan interface ini data yang diterima secara otomatis dirubah oleh aplikasi menjadi bentuk grafik untuk menampilkan sinyal EKG. Sumbu X menandakan penghitungan waktu, sedangkan sumbu Y menandakan penghitungan amplitudo sinyal yang diterima.



Gambar 3.14 Flowchart Plotting Grafik Pada Aplikasi Android