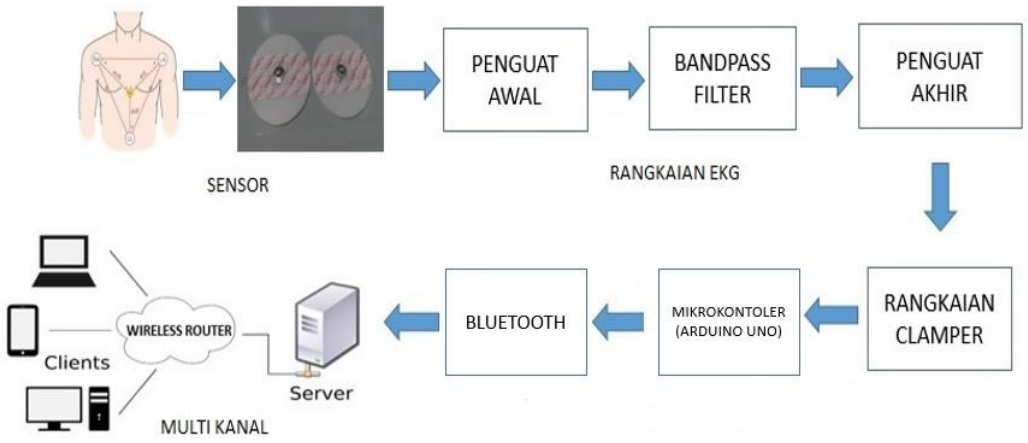
BAB III

PERANCANGAN ELEKTROKARDIOGRAFI (EKG) DENGAN SISTEM MULTI KANAL

Perancangan dan realisasi sistem merupakan bagian terpenting dari seluruh pembuatan tugas akhir ini. Pada prinsipnya perancangan yang baik itu dilakukan secara sistematik atau teratur, sehingga mempermudah 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

Pada dasarnya sebelum merancang suatu alat secara sistematik dibutuhkan suatu blok diagram sistem. Pada Gambar 3.1 di bawah ini adalah blok diagram dari "Implementasi Telemonitoring Elektrokardiografi (EKG) dengan Sistem Multi Kanal" yang dirancang.



Gambar 3.1 Blok Diagram 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 *band pass filter* (3) untuk menghilangkan *noise* yang didapat oleh sinyal denyut jantung tersebut, *filter* yang digunakan merupakan gabungan rangkaian low pass *filter* dan high pass *filter*. Setelah proses penguatan awal dan *filter* maka sinyal akan dikuatkan kembali pada penguatan tahap 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 mikrokontroller *Arduino Uno* (6) untuk diubah kedalam bentuk digital dan diproses agar dapat dikirim dengan media komunikasi modul *Bluetooth* (7). Setelah itu data akan diterima dan diproses melalui sebuah *personal computer (PC)* sebagai server dan bisa diakses oleh beberapa client (8) untuk menampilkan kembali sinyal asli EKG yang telah didigitalisasi.

Penjelasan setiap diagram blok sistem diuraikan sebagai berikut :

1. Sensor EKG

   Untuk mengukur aksi potensial secara baik digunakan maka digunakan Elektroda. Elektroda adalah sensor/transduser yang mengubah energi ionis dari sinyal jantung menjadi energi elektris, elektroda ini dipasang pada kulit di sekitar dada atau pada kedua tangan dan kaki sebagai *ground* dan berfungsi mendeteksi kelistrikan yang berasal dari aktivitas dalam jantung. Elektroda ini terbuat dari perak yang dilapisi perak klorida.

2. Penguat Awal

   Sinyal tubuh manusia 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 rentan terhadap interferensi dari sinyal lain atau *noise* seperti sinyal otot, pergerakan sensor dan interferensi dari tegangan jala-jala listrik. Untuk meredam *noise* 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 baik 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 *Arduino Uno* sebagai pusat pengolahan. Fungsi *Arduino Uno* ini adalah melakukan konversi sinyal EKG ke digital dan mengirimkan data sinyal EKG digital ke 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 *smartphone*.

8. *Visual Interface*

   Personal Computer (PC) digunakan sebagai perangkat monitoring hasil rekaman sinyal EKG dengan menggunakan aplikasi yang telah dibuat yang dapat diakses oleh beberapa client baik antar PC maupun *Smartphone*.

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 perangkat, 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, agar lebih efisien.

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

	INA126	**INA114**	**AD620**
Jumlah Penguat	1 buah	1 buah	1 buah
Slewrate	0.4V/uS	0.6V/uS	1.2V/uS
Gain	5-1000	1-1000	1-1000
Bandwith	200 kHz	1 MHz	1 MHz
CMMR	94 dB	115 dB	110 dB

Berdasarkan tabel perbandingan diatas, IC penguat instrumentasi AD620 dipilih karena AD620 mempunyai *slewrate* yang lebih tinggi, gain hingga 10.000 kali, Bandwidth yang lebar dan *CMRR* yang besar. AD620 cocok digunakan dalam perancangan alat EKG ini sebagai penguat instrumentasi biopotensial jantung.

3.2.2 Pemilihan Jenis Op-Amp

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

	LM324	**LM741**	**OP07**
Jumlah Penguat	4 buah	1 buah	1 buah
Slewrate	0.4V/uS	0.5V/uS	13V/uS
Konsumsi Daya	500 mW	50 mW	500 mW
Bandwith	1.3 MHz	1.5 MHz	3 MHz
CMMR	80 dB	90 dB	100 dB

Berdasarkan tabel perbandingan diatas penguat op-amp OP07 mempunyai spesifikasi lebih tinggi dibanding dengan yang lain, diantaranya *slewrate* yang tinggi, *bandwidth* yang lebar dan *CMRR* yang besar sehingga sinyal masukan dan keluaran akan mendekati grafik linier sempurna. Penguat op-amp OP07 ini dipilih karena cocok digunakan untuk perancangan alat EKG ini yang mana membutuhkan penguatan disetiap tahap dan rentan terhadap gangguan atau *noise*.

3.2.3 Pemilihan Jenis Mikrokontroller

Jenis mikrokontroller yang akan digunakan untuk pembuatan alat EKG haruslah memenuhi kriteria-kriteria dasar berdasarkan sistem yang akan dibuat, seperti berikut:

1. Memiliki kecepatan eksekusi program yng tinggi.

2. Memiliki konsumsi daya yang rendah, sehingga tidak memerlukan daya yang besar untuk dapat bekerja sesuai dengan fungsinya.
3. Memiliki resolusi ADC yang baik.

Tabel 3.3 Perbandingan Mikrokontroller

	Arduino Mega	**Arduino 101**	**Arduino Uno**
Kecepatan	16 MHz	32 MhHz	16 MHz
Banyak pin	16	14	14
Memory Flash	256 kB	196 kB	32 kB
Memori RAM	8 kB	24 kB	2 kB
Resolusi ADC	8 bit	32 bit	8 bit

Dari perbandingan tabel diatas *Arduino Uno* mempunyai resolusi ADC yang cukup baik dan kecepatan eksekusi program yang cepat. Walaupun mempunyai memori RAM dan memori flash yang lebih kecil dibandingkan tipe *Arduino* lainnya. Untuk perancangan alat EKG ini digunakan *Arduino Uno*, resolusi ADC dan kecepatan yang baik serta banyaknya jumlah port yang cukup untuk bisa digunakan.

3.2.4 Pemilihan Jenis *Bluetooth*

Modul *bluetooth* serial HC-05 merupakan modul *bluetooth* yang digunakan sebagai pemancar/transmitter 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-06	**SPC Blue Link**	**HC-05**
Bluetooth chip	CSR BC417143	Bluetron BTR310	CSR BC417143
Frekuensi Operasi	2.4 GHz	2.4-2.49 GHz	2.4-2.48 GHz
Mode	Master/Slave	Master/Slave	Master/Slave
Catu Daya	3.3-6 VDC	4.8-5.2 VDC	3.3-6 VDC
Jarak Jangkauan	± 10 meter	± 10 meter	± 10 meter

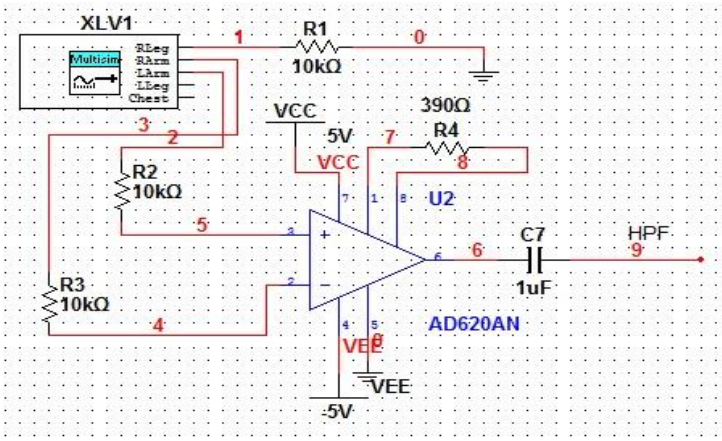
Berdasarkan tabel perbandingan modul *bluetooth* diatas, *bluetooth* HC-05 memiliki fitur master/pemancar karena pada perancangan alat EKG ini dibutuhkan sebuah pemancar untuk mengirimkan data hasil konversi EKG ke *interface PC* jarak jauh.

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 AD620 dengan besar penguatan sebsesar 127 kali penguatan.



Gambar 3.2 Rangkaian Penguat Awal

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 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 mikrokontroler. Dengan menetapkan nilai resistansi R4 = Rg, maka nilai resistansi yang cocok digunakan dapat dihitung menggunakan persamaan:

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

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

$$R4 = 390\ \Omega$$

Maka penguatan dapat dihitung menggunakan persamaan:

$$G = \frac{49{,}5\ \text{k}\Omega}{R4} + 1$$

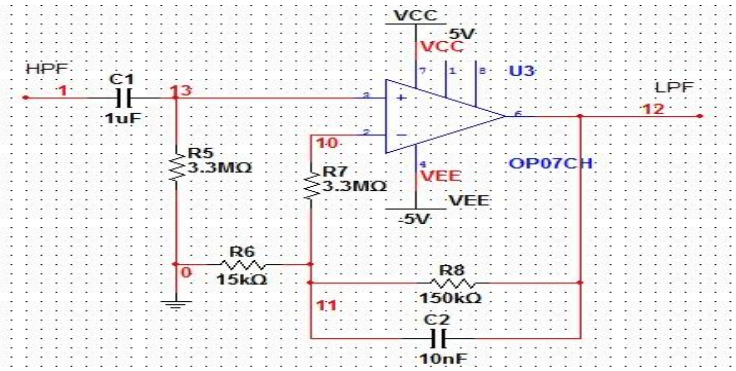
$$G = \frac{49{,}5\ \text{k}\Omega}{390\Omega} + 1$$

$$G = 127$$

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.



Gambar 3.3 Penguatan Akhir

Penguatan ini menggunakan persamaan:

$$G = \left(1 + \frac{R8}{R6}\right)$$

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

$$G = 11$$

Dengan ditentukannya penguatan awal dan penguatan akhir maka total penguatan keseluruhan dapat dihitung dengan cara:

Total Gain = Penguatan awal x Penguatan akhir

= 127 x 11 = 1397 kali

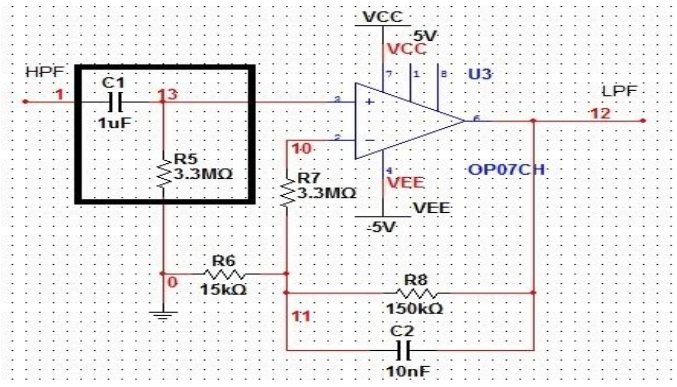
3.3.3 Perancangan Rangkaian *Filter*

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 *lowpass filter* dan rangkaian *highpass filter* maka didapatkan sebuah rangkaian *bandpass filter* yang digunakan untuk meloloskan rentang *bandwidth* frekuensi sinyal EKG yang akan dirancang.

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 R5 sebesar 3M3 dan kapasitor 1 uF maka frekuensi *cut-off* HPF dapat dihitung menggunakan persamaan:

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

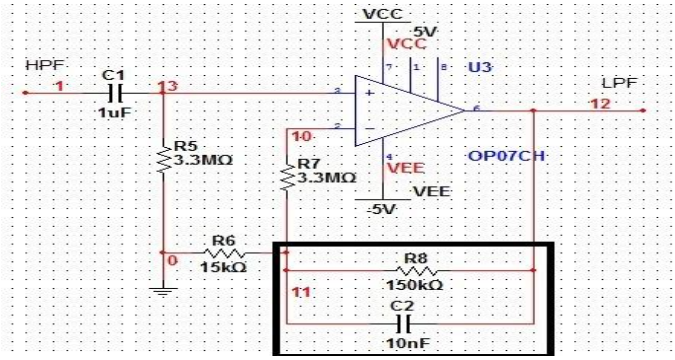
$$fc = \frac{1}{6{,}28 \times 3{,}3 \times 10^{6} x 10^{-6}}$$

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

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:

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

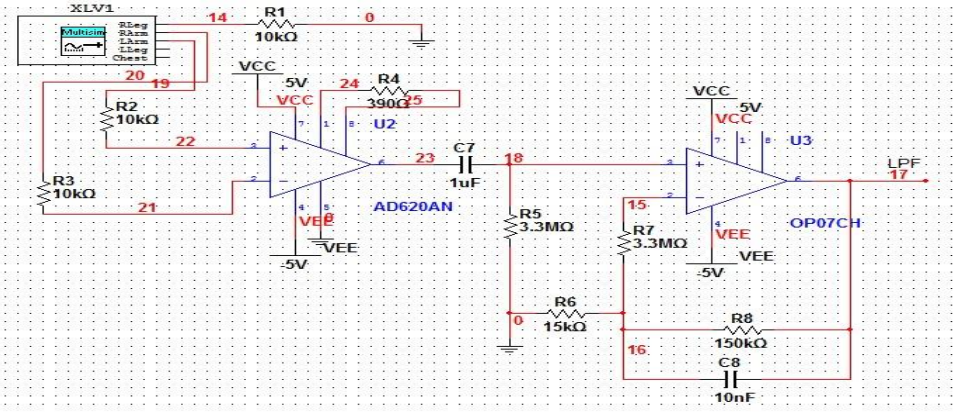
$$fc = \frac{1}{6{,}28.x150x10^{3}x10x10^{-9}}$$

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

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

3.3.4 Rangkaian Penguat dan *Filter* Keseluruhan

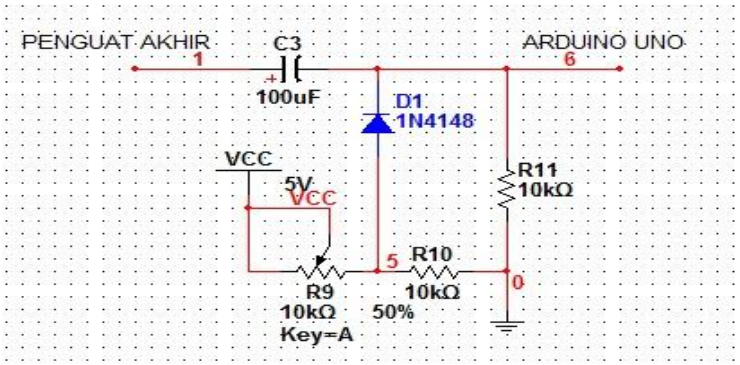
Rangkaian penguat dan filter secara keseluruhan yang dirancang pada alat EKG ini terdiri dari rangkaian penguat *bandpass filter* yang terdiri dari *high pass filter*, dan *low pas filter*.



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*

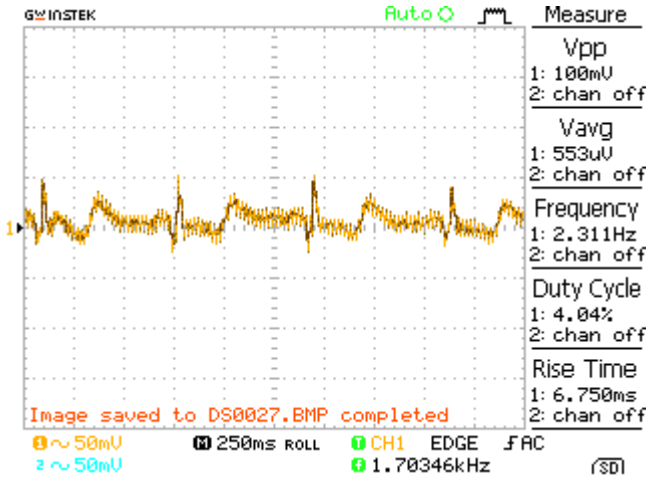
Pada rangkaian *clamper* ini pada saat dioda (D1) dibias mundur atau diberi tegangan negatif, maka dioda tersebut akan mengalami *open circuit* dan kapasitor akan melepas muatan tegangan yang ada, sehingga nilai tegangan *output* akan sama dengan $V_o = V_{rv} + (-V_c)$. Dan pada saat dioda dibias maju 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 (R11) dan kapasitor (C3) ditentukan sehingga konstanta waktu RC yang tepat agar tidak terjadi pengosongan muatan yang terlalu cepat atau terlalu lambat saat dioda tidak menghantar. Jika nilai R11=10 KΩ dan C3=100 uF, maka :

$$\tau = R11.C3 = 10\ K\Omega.100\ \text{uF} = 1\ s$$

Untuk komponen potensiometer (R9) dan resistor (R10) 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. Pada rangkaian *clamper* yang dirancang ini menggunakan VCC 5V.

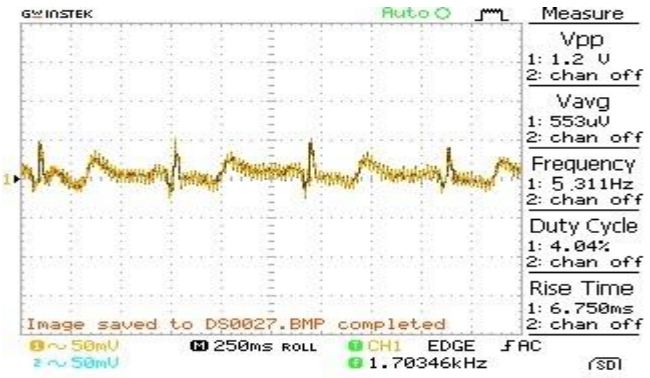
3.3.6 Realisasi Rangkaian Penguat dan *Filter* Keseluruhan

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 Awal

Besar penguatan yang dihasilkan sebanyak 127 kali pada penguatan awal didapatkan tegangan sebesar 100mV. Dengan frekuensi 2.31 Hz itu dikarena belum memasuki rangkaian *low pass filter* dengan *cut-off* sebesar 106 Hz.

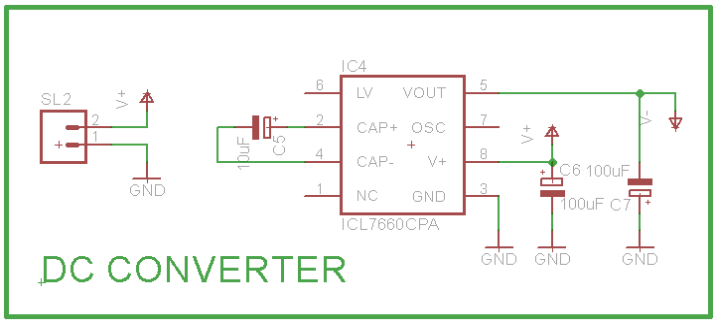


Gambar 3.9 Hasil Pengukuran Penguatan Akhir

Hasil amplitudo atau *V-peak-to-peak* penguat akhir pada rangkaian EKG didapatkan sebesar 1.2 Volt dengan frekuensi 5.311 Hz. Hasil ini sesuai yang diinginkan, jika mengacu pada perancangan rangkaian penguatan awal dan akhir. Namun terlihat masih besarnya noise yang terbawa dalam pengukuran yang telah dilakukan selama pengerjaan tugas akhir ini.

3.3.7 Perancangan Rangkaian DC *Converter*

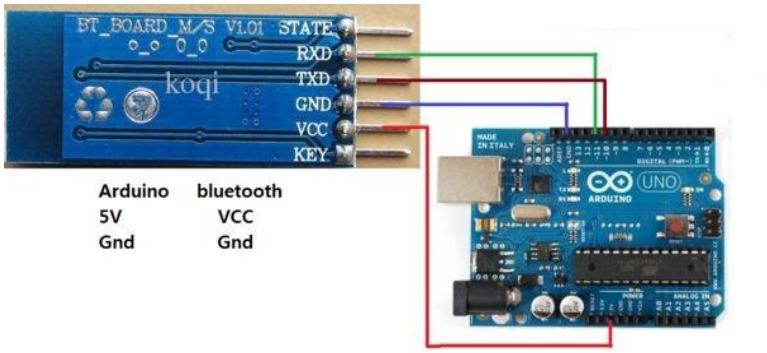
Pada perancangan rangakaian DC *converter* atau rangkaian pembalik tegangan DC ini digunakan sebuah IC ICL7660, berfungsi untuk membalikan tegangan positif masukan yang diberikan agar didapatkan tegangan keluaran yang bernilai negatif.



Gambar 3.10 Rangkaian DC *Converter*

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* tau penerima dan sebagai *master* atau pengirim.



Gambar 3.11 Rangkaian *Transmiter Bluetooth*

Modul *Bluetooth* HC-05 digunakan untuk mengirim data secara serial yang akan diterima oleh PC dan melakukan proses *plotting*. Mikrokontroler

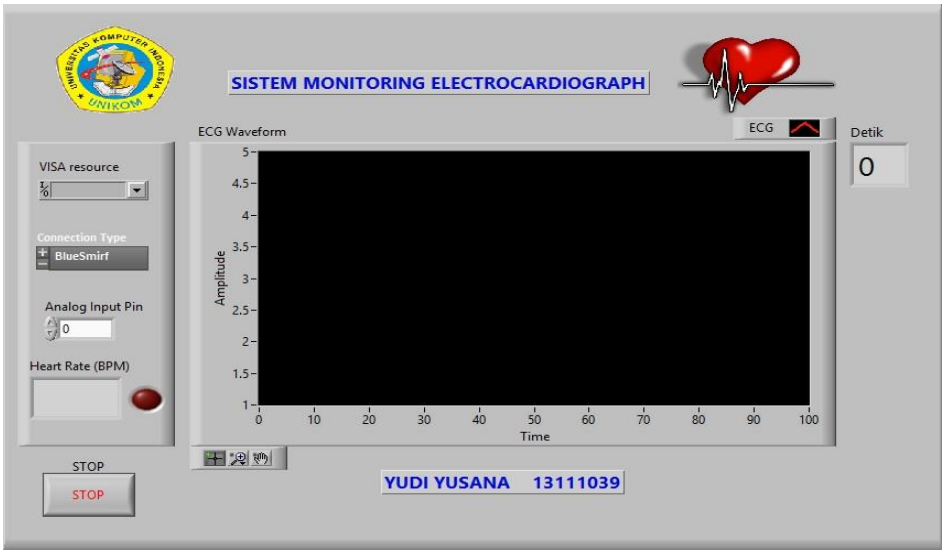
Arduino Uno bertugas memproses data analog menjadi data digital dan melakukan eksekusi proses pengiriman data per bit ke modul *Bluetoth* HC-05. Modul *Bluetooth* HC-05 menggunakan tegangan *supply* 5 VDC yang diambil dari Arduino. Rangkaian transmitter *Bluetooth* HC-05 pada Arduino dapat dilihat pada gambar 3.11 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 mikrokontroller, perancangan program aplikasi komputer.

3.4.1 Perancangan Program Aplikasi Komputer (*Software*)

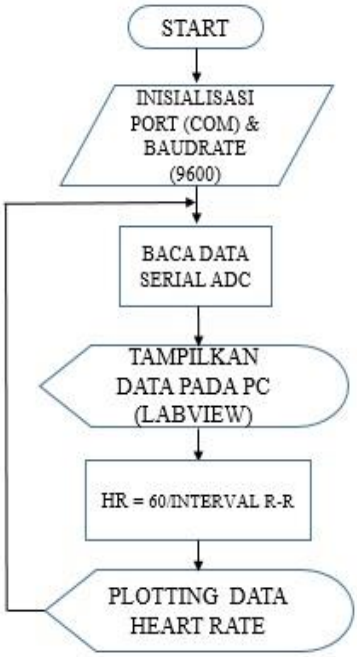
Pada perancangan *software* ini akan menjelaskan semua fungsi dari aplikasi yang akan dibuat dan digunakan. *Software* yang akan digunakan dalam perancangan *software* adalah LabVIEW 2016.



Gambar 3.12 Tampilan Aplikasi pada PC

Pada gambar 3.12 diatas adalah aplikasi tampilan sinyal EKG pada PC yang terdiri dari menu yaitu terdiri dari :

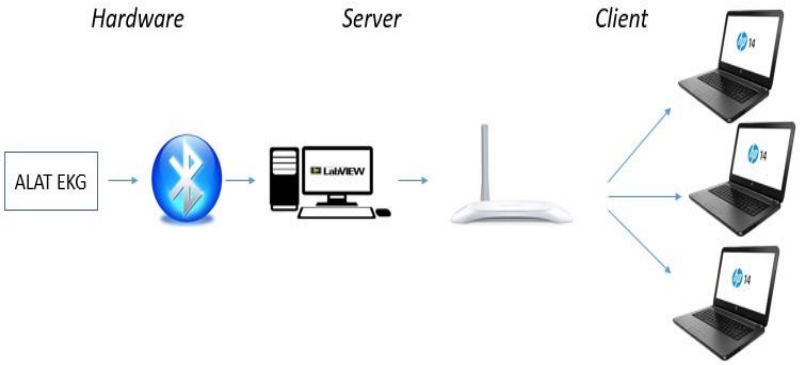
1. VISA resource : Untuk menentukan port yang terhubung antara hardware dan LabVIEW.
2. Connection Type: Untuk menentukan komunikasi data yang dipakai antara hadware dan LabVIEW.
3. Analog Input Pin : Untuk menentukan pin yang dipakai pada Arduino yang dibubungkan pada alat EKG.
4. *Heart Rate* (BPM) : Untuk menampilkan hasil perhitungan detak jantung/*Heart Beat*.



Gambar 3.13 *Flowchart* Aplikasi pada PC

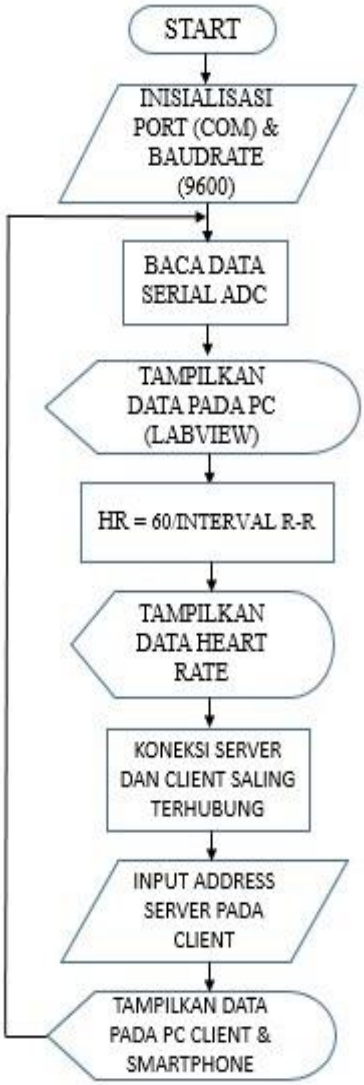
3.4.2 Perancangan Program Multi Kanal

Perancangan program multi kanal adalah sistem komunikasi satu server yang bisa di akses oleh banyak *client*. Jadi, teknik multi kanal adalah teknik yang memungkinkan beberapa komputer atau *smartphone* untuk meng-akses dan memonitoring hasil visualisasi rekaman sinyal EKG.



Gambar 3.14 Perancangan Sistem Multi Kanal

Pada gambar diatas dapat dilihat alat EKG mengirim data melalui serial *bluetooth* yang diproses oleh labview pada PC *server* dan ditampilkan sinyal rekaman EKG yang dapat diakses oleh beberapa *client* dalam jangkauan *wireless router*.



Gambar 3.15 *Flowchart* sistem Multi Kanal