III. METODE PENELITIAN

A. Waktu dan Tempat Penelitian

Penelitian ini dilaksanakan dari bulan Maret - Mei 2015 dan tempat pelaksanaan penelitian ini di Laboratorium Elektronika Jurusan Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Lampung.

B. Alat dan Bahan Penelitian

Penelitian ini menggunakan alat dan bahan sebagai berikut.

a. Alat elektrik dan mekanik yang digunakan dalam penelitian ini sebagai berikut :

   1. Solder, bor listrik, timah, penyedot timah, kabel penghubung digunakan untuk membuat rangkaian alat.
   2. Osiloskop digunakan untuk menampilkan gelombang dari sinyal listrik jantung.
   3. PC atau Laptop digunakan sebagai membuat program dan sebagai media visual dan simulasi software multisim 12.
   4. Catu daya digunakan sebagai sumber tegangan.
   5. Multimeter digital digunakan untuk menguji dan mengukur besaran-besaran listrik pada rangkaian dan komponen.

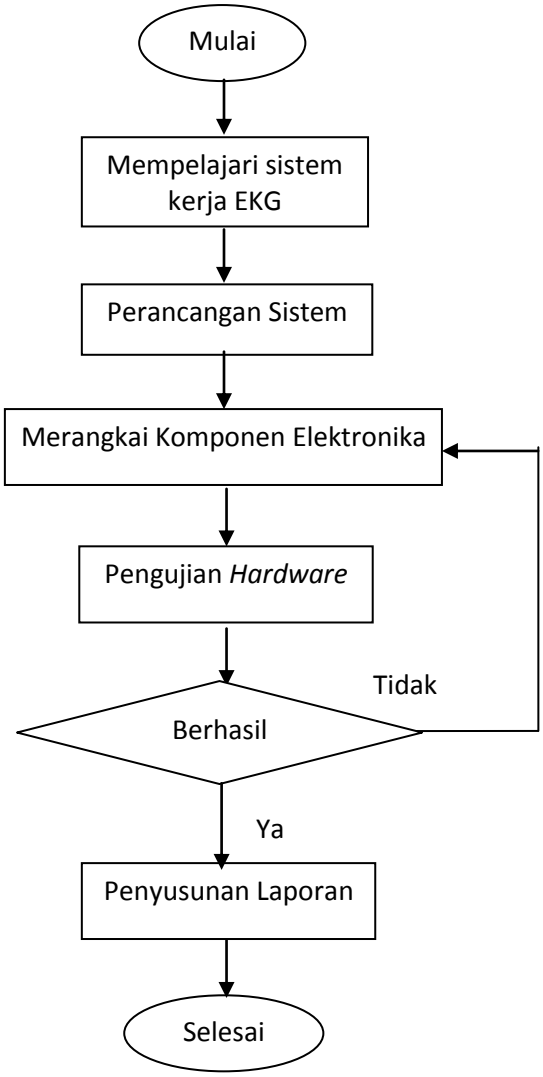
b. Bahan-bahan elektronik yang digunakan adalah sebagai berikut.

1. IC AD620 digunakan sebagai penguat differensial dari lead elektroda EKG dan merupakan penguat awal (pre-amplifier) sinyal EKG.
2. IC LM741 digunakan sebagai penguat sinyal dan filter sinyal
3. IC Op-07 sebagai penguat *driven right leg*
4. IC Op27 sebagai IC penguat *bandpass filter* , notch filter dan penguat non-inverting.
5. Sensor Elektroda EKG digunakan sebagai sensor detektor sinyal elektrokardiografi.
6. Resistor digunakan sebagai penghambat arus atau pembagi tegangan.
7. Dioda digunakan sebagai penyearah AC ke DC.
8. Kabel head digunakan koneksi sensor ke rangkian.
9. PCB digunakan sebagai tempat memasang komponen elektronik.

C. Prosedur Penelitian

Pada prosedur penelitian ini dilakukan beberapa langkah dalam perancangan alat dengan tujuan agar dapat mengetahui tahapan-tahapan dalam mengerjakan alat sampai dengan selesai. Diagram alir penelitian untuk merealisasikan rangkaian seperti pada Gambar 40

.

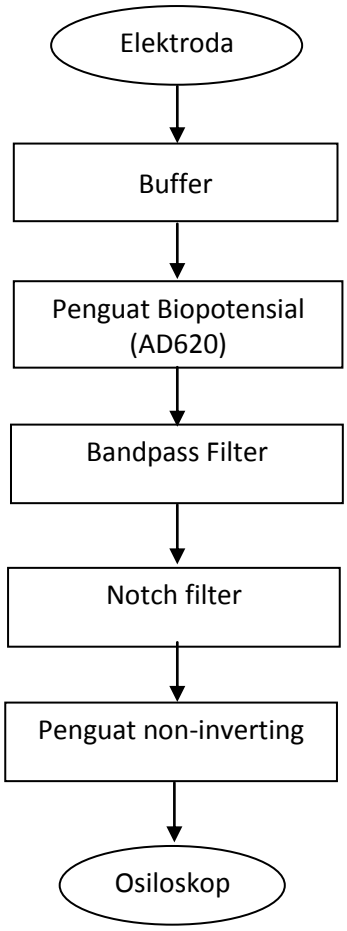


Gambar 40. Diagram Alir Penelitian

Penelitian ini diawali dengan mempelajari sistem kerja dari elektrokardiografi (EKG) dengan mengumpulkan bahan-bahan yang berhubungan EKG. Perancangan sistem dapat dilakukan setelah memahami sistem kerja EKG baik secara teori maupun non-teori. Pengujian sistem dilakukan dengan menggunakan software dan menggunakan osiloskop. Jika hasil yang didapatkan sesuai dengan teori yang telah dipelajari maka selanjutnya akan disusun menjadi laporan penelitan.

1. **Perancangan komponen elektrokardiografi (EKG)**

Perancangan komponen pada penelitian ini ditunjukkan pada diagram blok perancangan komponen EKG. Berikut diagram alir perancangan EKG.



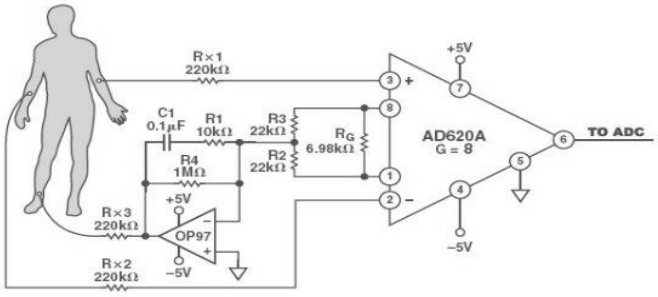
Gambar 41. Diagram blok perancangan komponen EKG

Perancangan komponen EKG diawali dengan pemasangan Elektroda (Ag-AgCl) pada permukaan tubuh sesuai dengan lead /sadapan EKG. Elektroda (Ag-AgCl) berfungsi untuk mendeteksi biopotensial jantung sehingga menghasilkan sinyal tegangan elektrik sebagai sinyal EKG. Sinyal EKG ini sangat lemah sehingga perlu dikuatkan agar dapat diproses. Sebelum dikuatkan oleh penguat biolistrik sinyal EKG terlebih dahulu melewati

buffer. *Buffer* berfungsi untuk mempertahankan sinyal dari sensor (elektroda) karena buffer mempunyai impedensi masukan yang sangat tinggi dan impedensi keluaran yang sangat rendah. Selanjutnya Sinyal EKG diteruskan ke penguat biolistrik untuk dikuatkan 23 kali (*gain* G = 23). Sinyal EKG yang telah dikuatkan oleh penguat biolistrik kemudian difilter menggunakan *bandpass filter* (0,05 Hz – 110 Hz) dan tapis takik (*notch filter*) 50 Hz. Tapis takik 50 Hz berfungsi untuk menekanan / melemahkan derau dari interferensi jala-jala listrik 50 Hz. Setelah difilter sinyal EKG dikuatkan kembali oleh penguat akhir dengan penguatan 28 kali sehingga total penguatan sinyal EKG adalah 23x28 = 644 kali. Selanjutnya sinyal EKG akan ditampilkan menggunakan osiloskop.

a. Rangkaian Penguat Biolistrik

Penguat biolistrik digunakan untuk memperkuat sinyal EKG yang lemah. Untuk memenuhi fungsinya tersebut, penguat biolistrik idealnya memiliki nilai CMRR sangat besar agar pelemahan derau mode bersama menjadi optimal. Penguat biolistrik yang digunakan pada penelitian ini adalah IC AD620. IC ini memiliki CMRR 110 dB pada gain G = 10 dan CMRR 130 dB pada gain G = 100 atau G = 1000. Nilai CMRR yang dimiliki AD620 ini telah memenuhi syarat minimal sebesar 90 dB sebagai penguat biolistrik sinyal EKG. Berikut ini Gambar 42 merupakan rangkaian AD620 yang digunakan sebagai monitoring EKG.



Gambar 42. Rangkaian AD620 (Datasheet AD620)

Gain atau penguat diferensial dari IC AD620 menggunakan persamaan (10) :

$$G = \frac{R_1 + R_2}{R_G} + 1$$

dengan nilai G = 23 dan R_1 = R_2 = 22 kΩ, sehingga nilai R_G (resistor eksternal) dapat diketahui dengan perhitungan dibawah ini.

$$G = 1 + \frac{49{,}4k\Omega}{R_G} + \frac{49{,}4\ k\Omega}{2.22k\Omega}$$

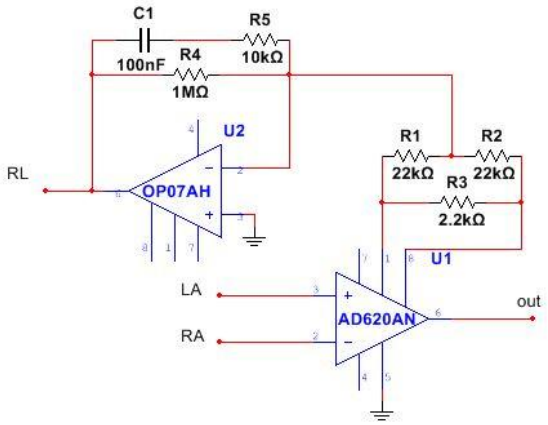
$$G = 2{,}123 + \frac{49{,}4k\Omega}{R_G}$$

Untuk menguatkan hingga 23 kali penguatan maka,

$$R_G = \frac{49{,}4\ k\Omega}{23 - 2{,}123}$$

$$R_G = \frac{49{,}4\ k\Omega}{20{,}877} = 2{,}3\ k\Omega \approx 2.2\ k\Omega$$

Karena nilai resitor 2,3 kΩ tidak ada dipasaran maka dengan menggunakan resisitor 2,2 kΩ dapat diterima pada rangkaian penguat biopotensial sehingga rangkaian penguat biopotensial seperti gambar 43.

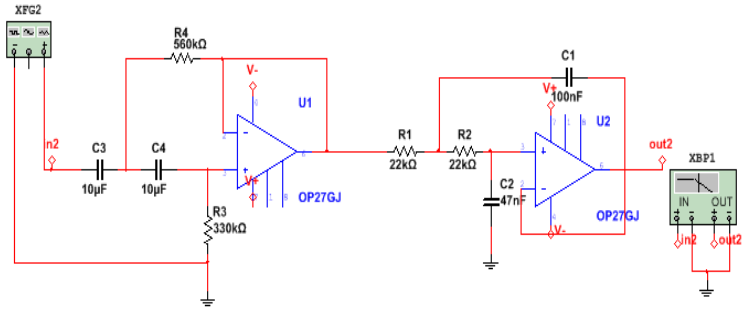


Gambar 43. Rangkaian penguat bioptensial AD620

Selanjutnya IC OP-07 digunakan sebagai *driven right leg* dengan nilai kapasitor 100nF yang merupakan hasil dari percobaan dengan nilai paling stabil (Widodo, 2010).

b. Rangkaian *Bandpass filter*

Sinyal EKG yang dihasilkan oleh jantung memiliki rentang frekuensi 0,05 Hz – 110 Hz. Pada penelitian ini digunakan *bandpass filter* karena fungsi dari filter ini meloloskan atau memilih satu bagian dari seluruh frekuensi. *Bandpass filter* terdiri dari *low-pass filter* dan *high-pass filter*. Sehingga untuk meloloskan frekuensi bawah (0,05 Hz) dari sinyal EKG menggunakan perhitungan *high-pass filter* dan untuk frekuensi atas (110 Hz) menggunakan perhitungan *low-pass filter*. Jenis *bandpass filter* yang digunakan pada penelitian ini adalah bandpass pita lebar. Rangkaian *bandpass filter* dapat dilihat pada gambar 44.



Gambar 44. Rangkaian *Bandpass filter*

Jenis *bandpass filter* yang digunakan pada filter ini adalah jenis *bandpass filter* Sallen Key. Sehingga pada frekuensi bawah sinyal EKG adalah 0,05 Hz ditentukan dengan menggunakan persamaan sebagai berikut;

$$f_L = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}}$$

Dengan nilai R_1 = R_2 dan C_1=C_2, pada rangkaian highpass filter nilai resistor kita tentukan R = 330 KΩ, dan frekuensi cut-off Highpass filter F_H = 0,05 Hz sehingga,

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

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

$$C = \frac{1}{2.3{,}14.330.10^3.0{,}05}$$

$$C = \frac{1}{103620} = 0{,}00000965 \text{ F} = 9{,}65 \text{ µF}$$

Jadi nilai kapasitor C yang digunakan pada highpass filter adalah 9,65 µF, karena nilai kapasitor yang digunakan terdapat di pasaran sehingga kapasitor yang digunakan sebesar 10 µF dengan nilai frekuensi *cut-off*

yang dihasilkan adalah 0,048 Hz. Selanjutnya untuk nilai frekuensi 110 Hz menggunakan persamaan *low-pass filter* Sallen Key berikut;

$$f_H = \frac{0{,}707}{2\pi\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}}$$

Dengan menetapakan f_H = 110 Hz , $C_1 = C_2$, $R_1 = R_2$ maka didapatkan nilai resistor yang akan digunakan. Besar nilai $C_1 = C_2 =$ 47 nF sehingga,

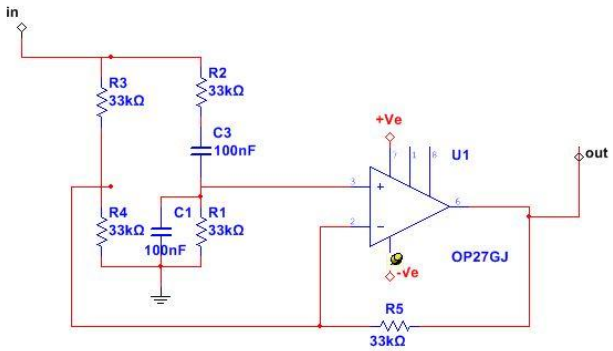
$$R_1 = \frac{0{,}707}{2\pi f_H C_1}$$

$$R_1 = \frac{0{,}707}{2.3{,}14.110.10^{-9}}$$

$$R_1 = \frac{0{,}707}{32467{,}610^{-9}.} = 21775{,}6\ \Omega = 22\ k\Omega$$

Jadi $R_1 = R_2 = R = 22\ k\Omega$ sehingga dari perhitungan yang telah dilakukan maka didapatkan nilai perhitungan untuk rangkaian *bandpass filter*.

c. Rangkaian Tapis Takik (Notch Filter)



Gambar 45. Rangkaian notch filter Wien bridge 50 Hz

Gambar 45 adalah rangkaian dari filter takik. Filter ini digunakan untuk melemahkan frekuensi 50 Hz dari interferensi jaringan listrik. Jenis filter takik yang digunakan adalah filter takik Wien bridge. Filter ini terdiri dari 5 resistor yang bernilai sama $R_1 = R_2 = R_3 = R_4 = R_5$ dan

2 kapasitor dengan nilai yang sama $C_1 = C_2$. Dengan menentukan nilai kapasitor maka akan didapatkan besarnya nilai resistor yang akan digunakan pada rangkaian Wien Bridge. Persamaan yang digunakan pada filter takik.

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

Dengan ditentukan nilai C = 100 nF, maka nilai R :

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

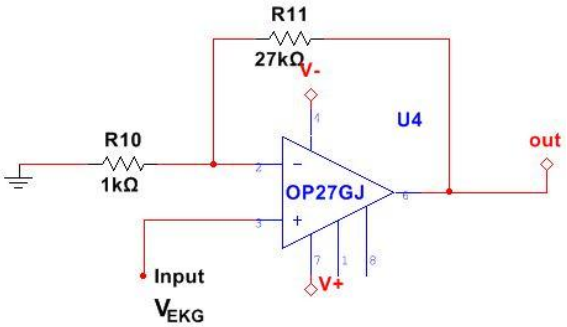
$$R = \frac{1}{2.3{,}14.100.10^{-9}50}$$

$$R = \frac{1}{30144.10^{-9}} = 33174\ \Omega = 33\ k\Omega$$

Berdasarkan perhitungan di atas maka besarnya nilai resistor $R_1 = R_2 = R_3 = R_4 = R_5 = 33\ k\Omega$ dan nilai kapasitor $C_1 = C_2$ sehingga rangkaian filter takik Wien Bridge diharapkan mampu memfilter frekuensi 50 Hz dengan maksimal.

d. Penguat Akhir

Pada rangkaian penguat akhir ini sinyal EKG akan dikuatkan sebesar 28 kali sehingga diperoleh total pengutan 644 kali, karena pada penguat biolistrik (AD620) sinyal EKG telah dikuatkan sebesar 23 kali. Penguat akhir akan direalisasikan menggunakan penguat tak-membalik seperti pada Gambar 46.



Gambar 46. Rangkaian penguat non-inverting

Persamaan untuk tegangan keluaran penguat tak-membalik Vo adalah:

$$V_o = \left(\frac{R_f}{R_i} + 1\right) V_{EKG}$$

Sehingga diperoleh gain (A) rangkaian berikut ini;

$$A = \frac{V_o}{V_{EKG}} = 1 + \frac{R_f}{R_1}$$

Dengan mengatur penguatan A = 28 dan menentukan R_1 = 1 kΩ maka diperoleh resistor feedback R_f = 27 x 1 kΩ = 27 kΩ sehingga pada penelitian ini menggunakan resistor 27 kΩ.

D. Metode Analisis

Untuk mengetahui kinerja dari alat ini maka pengambilan data berupa nilai penguatan, tegangan dan gambar sinyal yang dihasilkan pada alat elektrokardiografi.

1. Pengujian penguat biolistrik (keluaran AD620)

   Pengujian penguat biolistrik dilakukakan dengan menguji linearitas penguatan. Sinyal masukan berasal dari signal generator dengan bentuk sinyal sinusoida. Pengamatan sinyal keluran yang dihasilkan penguat

biopotensial AD620 menggunakan osiloskop. Masukan tegangan peak to peak (Vp-p) yang digunakan 220 mVp-p dengan nilai frekuensi 10 Hz. Rancangan tabel dari pengujian alat ini dapat di lihat dari tabel 3.1.

Tabel 3.1 .Pengujian penguat biolistrik

V_{in}(mV)	F (Hz)	Rg (KΩ)	V_{out}(mV)	Penguatan	Penguatan (dB)
220	10				
220	10				
220	10				

2. Pengujian Filter Analog

Pengujian pada filter analog (*bandpass filter* dan *notch filter*) dilakukan untuk melihat respon frekuensi dari rangkaian. Masukan sinyal yang digunakan menggunakan signal generator dengan sinyal masukan berupa sinyal sinusoida dan pengamatan keluaran yang dihasilkan oleh filter analog (*Bandpass filter* dan Notch filter) menggunakan osiloskop. Pada *bandpass filter* besarnya tegangan yang digunakan sebesar 220 mVp-p dengan nilai frekuensi 0,05 Hz- 110 hz sedangkan pada notch filter tegangan yang digunakan 220 mVp-p dengan nilai frekuensi 10 Hz – 170 Hz. Hasil dari pengujian filter analog ditunjukkan seperti tabel 3.2.

Tabel 3.2 pengujjian filter analog

Vp-p In (mVp-p)	f (Hz)	Vp-p Out (mVp-p)	Amplifier	Gain (dB)

3. Pengujian Penguat Akhir

Pengujian penguat akhir dilakukan untuk melihat penguatan pada akhir rangkaian sebanyak 28 kali penguatan. Sinyal masukan menggunakan

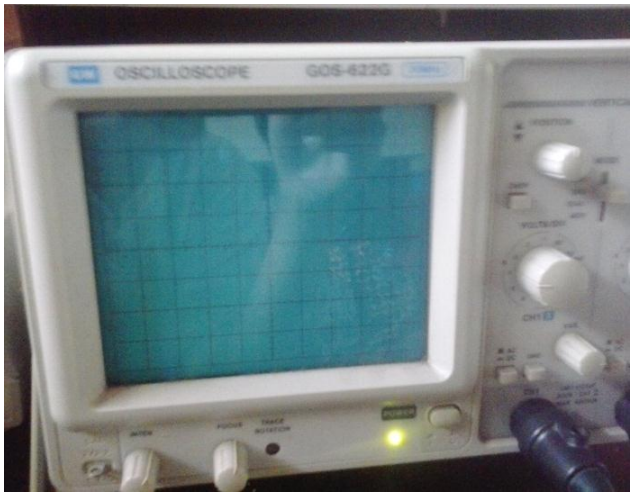
signal generator dengan bentuk sinyal sinusoida dan pengamatan menggunkan osiloskop. Rancangan tabel dari pengujian alat ini dapat di lihat dari tabel 3.3.

Tabel 3.3 Pengujian penguat akhir

V_{in}(mV)	V_{out}(mV)	Gain (penguatan)

4. Pengujian akusisi sinyal elektrokardiografi

Pengujian ini dilakukan dengan mengamati hasil dari sinyal EKG secara analog. Pada pengujian secara analog, sinyal EKG yang dihasilkan oleh rangkaian EKG akan diamati dengan menggunakan osiloskop dengan rangkaian yang terdiri dari sensor, penguat biopotensial, *bandpass filter*, notch filter, penguat non-inverting. hasil yang diperoleh diamati menggunkan osiloskop seperti pada gambar 47 berikut.



Gambar 47. Osiloskop