

**PERANCANGAN SISTEM MONITORING ELEKTROKARDIOGRAF
SECARA WIRELESS**

SKRIPSI

TEKNIK ELEKTRO KONSENTRASI ELEKTRONIKA

Diajukan Untuk Memenuhi Salah Satu Persyaratan
Memperoleh Gelar Sarjana Teknik



MUHAMMAD AZRIL MUTTAQIN
NIM. 135060301111019

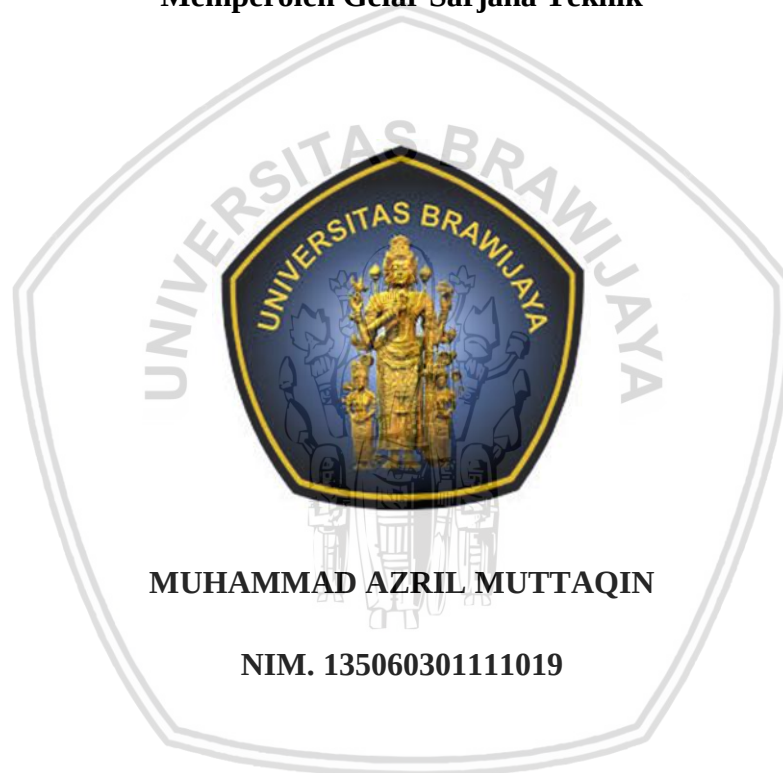
UNIVERSITAS BRAWIJAYA
FAKULTAS TEKNIK
MALANG
2018



LEMBAR PENGESAHAN
PERANCANGAN SISTEM MONITORING ELEKTROKARDIOGRAF SECARA
WIRELESS

SKRIPSI
TEKNIK ELEKTRO KONSENTRASI ELEKTRONIKA

Diajukan untuk Memenuhi Persyaratan
Memperoleh Gelar Sarjana Teknik



MUHAMMAD AZRIL MUTTAQIN

NIM. 135060301111019

Skripsi ini telah direvisi dan disetujui oleh dosen pembimbing

Dosen Pembimbing I

Dosen Pembimbing II

Dr. Ir. Ponco Siwindarto, M.Eng.Sc
NIP. 19590304 198903 1 001

Adharul Muttaqin, ST., MT.
NIP. 19760121 200501 1 001



PERNYATAAN ORIENTASI

Saya menyatakan dengan sebenar-benarnya bahwa sepanjang pengetahuan saya dan berdasarkan hasil penelusuran berbagai karya ilmiah, gagasan dan masalah ilmiah yang diteliti dan diulas di dalam Naskah Skripsi ini adalah asli dari pemikiran saya. Tidak terdapat karya ilmiah yang pernah diajukan oleh orang lain untuk memperoleh gelar akademik di suatu Perguruan Tinggi, dan tidak terdapat karya atau pendapat yang pernah ditulis atau diterbitkan oleh orang lain, kecuali yang secara tertulis dikutip dalam naskah ini dan disebutkan dalam sumber kutipan dan daftar pustaka.

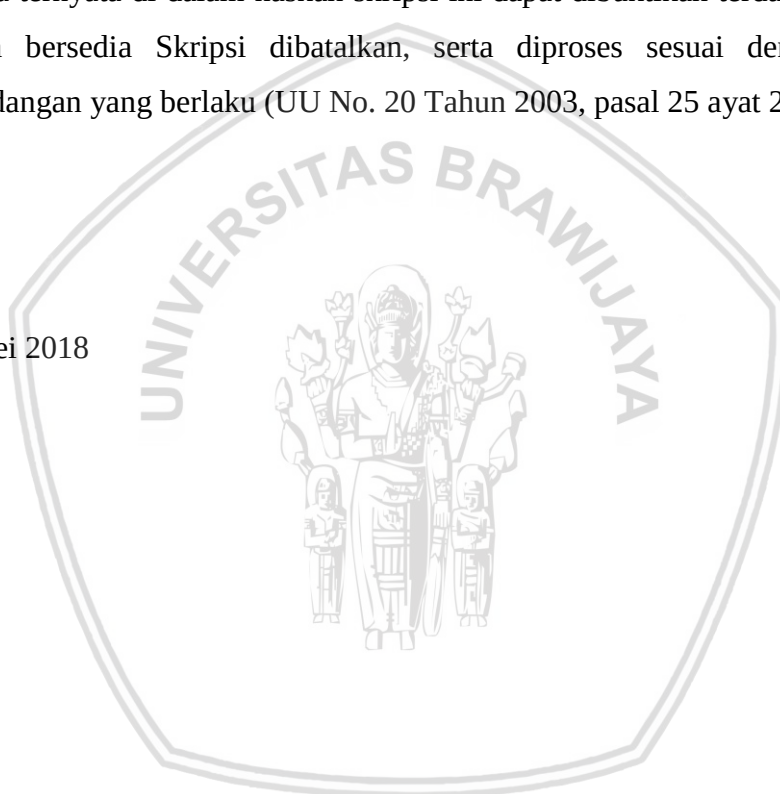
Apabila ternyata di dalam naskah skripsi ini dapat dibuktikan terdapat unsur-unsur jiplakan, saya bersedia Skripsi dibatalkan, serta diproses sesuai dengan peraturan perundang-undangan yang berlaku (UU No. 20 Tahun 2003, pasal 25 ayat 2 dan pasal 70).

Malang, 21 Mei 2018

Mahasiswa,

MUHAMMAD AZRIL MUTTAQIN

NIM. 135060301111019







Teriring Ucapan Terima Kasih kepada:

*Ibunda dan kakak tercinta
Para Sahabat*







RINGKASAN

Muhammad Azril Muttaqin, Jurusan Teknik Elektro, Fakultas Teknik Universitas Brawijaya, Mei 2018, *Perancangan Sistem Monitoring Elektrokardiograf Secara Wireless*, Dosen Pembimbing: Ponco Siwindarto dan Adharul Muttaqin.

EKG (Elektrokardiograf) merupakan alat bantu monitoring denyut jantung yang dapat digunakan untuk merekam aktivitas listrik di dalam jantung seseorang. Pada saat monitoring EKG, sinyal EKG diukur dalam jangka waktu yang cukup lama untuk memantau sinyal EKG pasien setiap saat. Kadang kala selama pasien dipasang perangkat EKG, pasien harus menjalani proses pemeriksaan lain yang memaksa pasien tersebut berpindah ruangan. Pada kondisi ini pemantauan sinyal EKG pasien biasanya dihentikan karena perangkat EKG yang terpasang tidak bisa dibawa kemana-mana. Penelitian ini bertujuan untuk merancang perangkat EKG *portable* untuk memonitor sinyal kelistrikan jantung yang terhubung dengan perangkat pengiriman data secara *wireless* dan penampil data sinyal elektrokardiograf pada komputer. Komponen dalam perancangan alat ini adalah Elektroda, Kit AD8232, filter aktif, Arduino Nano, modul *wireless* NRF24L01, laptop dan software Processing. Dari hasil pengujian menunjukkan bahwa berhasil dibuat rancang bangun alat monitoring denyut jantung dengan pengiriman data secara *wireless* dan tampilan berupa bentuk gelombang EKG. Dari pengujian pengiriman data dengan NRF24L01 didapat jarak terjauh 80 m, dengan kecepatan kirim data 1-1,5 ms. Hal tersebut menunjukkan bahwa sistem dapat memonitor pasien dengan baik.

Kata Kunci: AD8232, Elektrokardiograf, *Processing*, Jantung, *Wireless*



SUMMARY

Muhammad Azril Mutstaqin, Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering University of Brawijaya, Mei 2018, *Designing Electrocardiograph Monitoring Systems Wireless*, Academic Supervisor: Ponco Siwindarto and Adharul Muttaqin.

ECG (Electrocardiograph) is a heart rate monitoring tool that can be used to record electrical activity in a person's heart. At the time of ECG monitoring, ECG signals are measured over long periods of time to monitor the patient's ECG signal at any time. Sometimes while the patient was wearing ECG device, the patient must undergo another process of examination that forces the patient to move around the room. In this condition the patient's ECG signal monitoring is usually stopped because the installed ECG device can not be taken anywhere. This research aims to design a portable ECG device to monitor electrical cardiac signals connected to wireless data transmission devices and electrocardiograph signal monitor on a computer. Components in the design of this tool are Electrode, AD8232 kit, active filter, Arduino Nano, NRF24L01 wireless module, laptop and Processing software. Test results showed that heart rate monitoring tool with wireless data transmission and display form of ECG waveform has successfully designed. From testing data transmission with NRF24L01 obtained the furthest distance 80 m, with data transfer speed 1-1,5 ms. It shows that the system can monitor patients well.

Keywords: AD8232, Electrocardiograph, Processing, Heart, Wireless.



PENGANTAR

Bismillahirrohmanirrohim. Alhamdulillah, puji syukur penulis panjatkan kehadiran Allah SWT yang telah memberikan rahmat dan hidayah-Nya, sehingga penulis dapat menyelesaikan skripsi yang berjudul “Perancangan Sistem Monitoring Elektrokardiograf Secara Wireless” dengan baik. Tak lepas shalawat serta salam tercurahkan kepada junjungan kita Nabi Muhammad SAW yang telah menjadi suri tauladan bagi yang mengharapkan rahmat dan hidayah-Nya.

Penulis menyadari bahwa penyusunan skripsi ini tidak lepas dari bantuan, bimbingan serta dorongan dari berbagai pihak. Pada kesempatan ini penulis menyampaikan rasa terima kasih yang sebesar-besarnya kepada:

- Allah SWT yang telah memberikan kelancaran, kemudahan dan hidayah-Nya.
- Ibu tercinta, Ibu Anik Kholifatin yang selalu memberikan kasih sayang dan do’a yang tak pernah putus.
- Bude Ermianingsih, Bu Umi Kulsum yang selalu memberikan dukungan dan do’a yang tak pernah putus.
- Hadi Suyono, ST., MT., Ph.D. selaku Ketua Jurusan Teknik Elektro Universitas Brawijaya.
- Ir. Nurussa’adah, MT. selaku Sekretaris Jurusan Teknik Elektro Universitas Brawijaya.
- Ali Mustofa, ST., MT. selaku Ketua Program Studi S1 Jurusan Teknik Elektro Universitas Brawijaya.
- Raden Arief Setiawan, ST., MT. selaku Ketua Kelompok Dosen Keahlian Teknik Kontrol Program Studi S1 Jurusan Teknik Elektro Universitas Brawijaya.
- Dr. Ir. Ponco Siwindarto, M.Eng.Sc dan Adharul Muttaqin, ST., MT. sebagai dosen pembimbing yang telah banyak memberikan kesempatan, nasihat, pengarahan, motivasi, saran dan masukan.
- Para Dosen Pengajar Program Studi Teknik Elektro Universitas Brawijaya, yang tidak dapat penulis sebutkan satu per satu yang telah memberikan bekal ilmu pada penulis dalam menyelesaikan studi dan sebagai bekal untuk mempelajari ilmu setelah lulus.
- Teman-teman asisten laboratorium Elektronika, terima kasih telah memberikan banyak bantuan dan canda tawa.

- Teman-teman skripsi, Udin, Idam, Andy Pur, Hasan, Ryan, Firman, Rozaq, Rony, Adyt, yang selalu memberikan keceriaan.
- Keluarga besar Teknik Kontrol 2013 dan Spectrum 2013 untuk dukungan dan semangat.
- Semua pihak, yang telah memberikan bantuan serta dukungan baik secara langsung maupun tidak langsung atas penyusunan skripsi ini.

Dalam penyusunan skripsi ini, penulis menyadari bahwa skripsi ini belum sempurna, karena keterbatasan ilmu dan kendala-kendala lain yang terjadi selama pengerjaan skripsi ini. Oleh karena itu, penulis berharap kritik dan saran untuk penyempurnaan tulisan di masa yang akan datang. Semoga tulisan ini dapat bermanfaat dan dapat digunakan untuk pengembangan lebih lanjut.

Malang, Mei 2018

Penulis



DAFTAR ISI

RINGKASAN.....	i
PENGANTAR.....	v
DAFTAR ISI	vii
DAFTAR GAMBAR.....	ix
DAFTAR TABEL	xi
BAB I PENDAHULUAN	1
1.1. Latar Belakang.....	1
1.2. Rumusan Masalah.....	2
1.3. Batasan Masalah	2
1.4. Tujuan Program.....	3
BAB II TINJAUAN PUSTAKA	5
2.1 Sinyal Biopotensial Jantung.....	5
2.2 Elektrokardiograf.....	5
2.3 Baterai Ion Litium.....	8
2.4 Penguat Operasional (Op-amp).....	8
2.5 Penguat Instrumentasi	10
2.6 Penguat Instrumentasi AD8232	11
2.6.1 Penguat Instrumentasi.....	13
2.6.2 Penguat Right Leg Drive	14
2.7 Filter	14
2.8 Arduino.....	17
2.9 NRF24L01.....	19
BAB III METODE PENELITIAN.....	21
3.1. Spesifikasi Alat	21
3.2. Perancangan Alat	22
3.2.1 Teknik Sadapan	22
3.2.2 Perancangan Rangkaian Penguat	23
3.2.3 Perancangan Rangkaian <i>Right Leg Driven (RLD)</i>	24
3.2.4 Perancangan Filter <i>High Pass</i>	25
3.2.5 Perancangan Filter <i>Low Pass</i>	25
3.2.6 Perancangan ADC Arduino	27
3.2.7 Perancangan Perangkat Lunak (<i>Software</i>)	27

3.3. Pengujian Alat.....	29
BAB IV PENGUJIAN DAN ANALISIS.....	31
4.1. Pengujian Rangkaian Filter <i>High Pass</i>	31
4.2. Pengujian Rangkaian Filter <i>Low Pass</i>	32
4.3. Pengujian kit AD8232.....	33
4.4. Pengujian Arduino.....	35
4.5. Pengujian pengiriman data dengan NRF24L01	35
4.6. Pengujian monitoring sinyal pada PC	39
4.7. Perbandingan hasil	41
BAB V KESIMPULAN DAN SARAN.....	43
5.1. Kesimpulan	43
5.2. Saran	43



DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Ilustrasi Bagian-bagian Jantung.....	5
Gambar 2.2. Ukuran dan Skala Kertas Rekaman EKG.....	6
Gambar 2.3. Gelombang EKG normal	7
Gambar 2.4. Struktur Baterai Ion Litium	8
Gambar 2.5. Penguat Operasional	9
Gambar 2.6. Penguat Instrumenstasi	10
Gambar 2.7. Mode <i>common</i> Pada Penguat Instrumentasi	11
Gambar 2.8. Skema Diagram AD8232.....	12
Gambar 2.9. Menetapkan Referensi Internal.....	13
Gambar 2.10. Konfigurasi khas sirkuit Right Leg Drive	14
Gambar 2.11. Macam-Macam Tanggapan Frekuensi Untuk <i>Filter</i>	15
Gambar 2.12. Tanggapan Frekuensi <i>Low Pass Filter</i> Sesuai Praktek.....	15
Gambar 2.13. Rangkaian umum Sallen-Key orde 2.....	17
Gambar 2.14. <i>Low pass filter</i> sallen key orde 2	17
Gambar 2.15. Mikrokontroler Arduino Nano.....	19
Gambar 2.16. Pinout NRF24L01.....	20
Gambar 3.1. Blok Diagram Sistem Alat.....	22
Gambar 3.2. Segitiga <i>Einthoven</i> dan <i>modified chest lead</i>	23
Gambar 3.3. Skema AD8232.....	24
Gambar 3.4. Skema <i>High Pass Filter</i>	25
Gambar 3.5. Skema <i>Low Pass Filter</i>	26
Gambar 3.6. Diagram Alir Perangkat Pengirim data.....	28
Gambar 3.7. Diagram Alir Perangkat Penerima Data	29
Gambar 4.1. Grafik Pengujian Rangkaian Filter <i>high pass</i>	32
Gambar 4.2. Grafik Karakteristik <i>Low Pass Filter</i>	33
Gambar 4.3. Sinyal keluaran AD8232.....	34
Gambar 4.4. Sinyal keluaran AD8232 melalui filter	34
Gambar 4.5. Pengujian Arduino	35
Gambar 4.6. Hasil Serial Transfer Arduino.....	35
Gambar 4.7. Rangkaian Pengujian NRF24L01 dengan Arduino	36
Gambar 4.8. Flow chart kecepatan kirim data pada transmitter	37
Gambar 4.9. Flow chart kecepatan kirim data pada receiver	38
Gambar 4.10. Hasil serial monitor kecepatan kirim terima data NRF24L01.....	39
Gambar 4.11. Hasil monitoring sinyal tanpa filter dengan Processing	40
Gambar 4.12. Hasil monitoring sinyal melalui filter dengan Processing.....	40
Gambar 4.13. Sinyal elektrokardiograf sadapan lead I	40
Gambar 4.14. Sinyal elektrokardiograf sadapan lead II	41
Gambar 4.15. Sinyal elektrokardiograf sadapan lead III.....	41



DAFTAR TABEL

Tabel 4.1. Tabel Respons Frekuensi Rangkaian High Pass Filter.....	32
Tabel 4.2. Tabel Respons Frekuensi Rangkaian <i>Low Pass Filter</i>	33
Tabel 4.3. Tabel Kecepatan kirim data NRF24L01 tanpa halangan	38
Tabel 4.4. Tabel Kecepatan kirim data NRF24L01 dengan halangan	39
Tabel 4.5. Tabel hasil pengukuran jarak transmisi.....	42





BAB I

PENDAHULUAN

1.1. Latar Belakang

Jantung merupakan organ tubuh yang sangat vital dan mempunyai peran penting bagi kehidupan seseorang. Jantung berfungsi memompa darah ke seluruh tubuh, jika jantung sudah tidak berfungsi sebagaimana mestinya, maka seseorang tidak dapat hidup seperti sediakala. Kematian yang disebabkan penyakit jantung menduduki urutan pertama di dunia, bahkan mulai tahun 2002 sampai tahun 2012 mengalami peningkatan 13,2 % (WHO,2014).

Pada tahun 2008 diperkirakan sebanyak 17,3 juta kematian disebabkan oleh penyakit kardiovaskuler. Lebih dari 3 juta kematian tersebut terjadi sebelum usia 60 tahun dan seharusnya dapat dicegah. Kematian “dini” yang disebabkan oleh penyakit jantung terjadi berkisar sebesar 4% di negara berpenghasilan tinggi sampai dengan 42% terjadi di negara berpenghasilan rendah.

Jantung merupakan organ tubuh yang mampu menghasilkan muatan listrik, muatan listrik tersebut akan mengalir ke seluruh tubuh mengikuti aliran darah, muatan listrik yang berada di dalam tubuh dapat diukur menggunakan galvanometer dengan menempatkan elektroda elektroda di permukaan tubuh. Alat untuk merekam denyut jantung yang berupa grafik itu disebut Elektrokardiograf (EKG) (Karim and Kobo,1996). EKG (Elektrokardiograf) merupakan suatu alat bantu yang dapat digunakan untuk merekam aktivitas listrik di dalam jantung seseorang atau dengan kata lain alat yang dapat mendeteksi denyut jantung (Webster, 1981).

Pada saat *monitoring* EKG, sinyal EKG diukur dalam jangka waktu yang cukup lama untuk memantau sinyal EKG pasien setiap saat. Kadang kala selama pasien dipasang perangkat EKG, pasien harus menjalani proses pemeriksaan lain seperti scan MRI yang memaksa pasien tersebut berpindah ruangan. Pada kondisi ini pemantauan sinyal EKG pasien biasanya dihentikan karena perangkat EKG yang terpasang tidak bisa dibawa kemana-mana(Rizal, Achmad dan Jondri,2010).

EKG ambulatory atau Holter dilakukan dengan menggunakan alat perekam portabel yang dipakai setidaknya selama 24 jam. Pasien bebas untuk bergerak secara normal sementara *monitor* terpasang. Jenis EKG ini digunakan untuk pasien yang

gejalanya intermiten dan mungkin tidak muncul selama tes EKG istirahat. Orang yang sembuh dari serangan jantung dapat dimonitor dengan cara ini untuk memastikan ketepatan fungsi jantungnya.

Pada penelitian sebelumnya (Rizal, Achmad dan Jondri) telah direalisasikan perangkat *wireless lan electrocardiograph* (ECG). Perangkat tersebut dapat mentransmisikan data mencapai jarak 70 meter dengan rata-rata *delay* < 20ms menggunakan modul *embedded wireless* LAN Wiz610wi. Beberapa permasalahan yang belum terpecahkan adalah ketidakstabilan perangkat akuisisi sinyal dimana pergerakan *user* menyebabkan *noise* yang cukup signifikan dengan peletakan elektroda pada lengan dan kaki.

Berdasarkan uraian permasalahan tersebut, maka penulis mengajukan sebuah konsep perangkat EKG *portable* untuk memonitor sinyal kelistrikan jantung yang terhubung dengan perangkat pengiriman data *wireless* NRF24L01 dan peletakan elektroda pada sekitar dada untuk mengurangi *noise*. Perancangan alat ini diharapkan dapat menanggulangi keterlambatan penanganan pada pasien yang mengalami gangguan jantung saat kondisi *monitoring*.

1.2. Rumusan Masalah

Berdasarkan uraian latar belakang di atas maka dapat ditarik beberapa permasalahan yang menjadi pokok pembahasan yaitu:

1. Bagaimana merancang perangkat EKG *portable* untuk memonitor sinyal kelistrikan jantung yang terhubung dengan perangkat pengiriman data secara *wireless*?
2. Bagaimana cara menampilkan sinyal EKG pada PC?

1.3. Batasan Masalah

Agar pembahasan lebih fokus pada rumusan masalah, maka hal-hal yang berkaitan dengan permasalahan tersebut dibatasi. Adapun batasan masalah dalam karya tulis ini adalah:

1. Pada skripsi ini digunakan sadapan bipolar 1-lead dan alat Elektrograf hanya digunakan untuk kondisi monitoring dan tidak membahas tentang rangkaian *Heart Rate*.
2. Komponen utama penguat instrumentasi menggunakan kit AD8232, sedangkan mikrokontroller yang digunakan Arduino Nano. Untuk komunikasi secara *wireless* digunakan devais NRF24L01 serta sebagai penampil sinyal digunakan PC.

1.4. Tujuan Program

Berdasarkan analisis rumusan permasalahan yang telah diuraikan sebelumnya maka tujuan yang ingin dicapai dalam penulisan ini adalah:

1. Untuk mengetahui dan merancang teknologi elektrokardiograf *portable* yang terhubung dengan perangkat pengiriman data secara *wireless* yang terhubung dengan PC.
2. Untuk mengetahui cara kerja dan alur sistem elektrokardiograf yang dirancang, sehingga terciptanya alat elektrokardiograf *portable*. Sehingga dapat menanggulangi keterlambatan penanganan pada pasien.



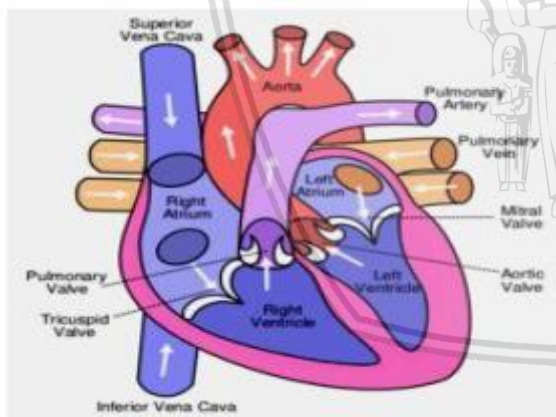


BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Sinyal Biopotensial Jantung

Jantung merupakan organ tubuh yang tersusun dari serabut otot yang membentuk empat ruangan, seperti terlihat dalam Gambar 2.1. Ruangan atas disebut atrium kanan dan atrium kiri, dan yang bawah disebut ventrikel kanan dan ventrikel kiri. Diantara atrium dan ventrikel terdapat katup (*valve*). Katup tersebut dapat dilewati darah hanya dalam satu arah saja yaitu dari atrium ke ventrikel. Atrium kanan berhubungan dengan *vena cava* yang berfungsi menampung darah dari seluruh tubuh. Atrium kiri berhubungan dengan *pulmonary vein* yang berfungsi menampung darah dari paru-paru. Ventrikel kanan berhubungan dengan *pulmonary artery* melalui *pulmonary valve*, berfungsi menampung darah dari atrium kanan dan memompakannya ke paru-paru. Ventrikel kiri terhubung ke aorta melalui *aortic valve*, berfungsi menampung darah dari atrium kiri dan memompakannya ke seluruh tubuh. (D.Jenning,A.Flint).



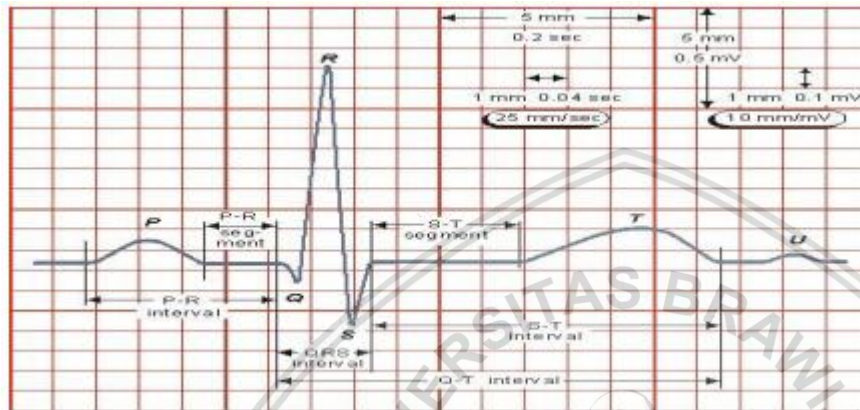
Gambar 2.1 Ilustrasi Bagian-bagian Jantung

Sumber : D.Jenning,A.Flint, 1995

2.2 Elektrokardiograf

Elektrokardiograf atau EKG adalah suatu alat dengan elektrode yang terpasang di permukaan kulit yang digunakan untuk mengamati aktivitas elektrisotot jantung. Untuk mendapatkan sinyal jantung manusia dilakukan dengan cara penempelan sadapan di tubuh manusia. Pengukuran EKG ini adalah pengukuran sinyal listrik dari kulit tubuh. Sinyal listrik ini ditimbulkan karena aliran darah yang dipompa oleh jantung. Dari permukaan

kulit di dada atau kulit di kaki dan tangan sudah bisa mewakili sinyal jantung. Beda antara peletakan sadapan EKG di dada dan di tangan dan kaki adalah hanya pada besar dan kecilnya (amplitudo) dari sinyal, sedangkan bentuk sinyalnya tetap sama. Dalam EKG ada dua variabel yang digunakan yaitu waktu dan tegangan. Variabel waktu dinyatakan dalam arah mendatar, dan variabel tegangan dalam arah tegak. Skala untuk variabel waktu adalah 0,04s/mm atau 25mm/s. Skala untuk tegangan adalah 0,1mV/mm atau 10mm/mV. Ukuran dan skala kertas rekaman EKG dapat dilihat dalam Gambar 2.2.



Gambar 2.2. Ukuran dan Skala Kertas Rekaman EKG

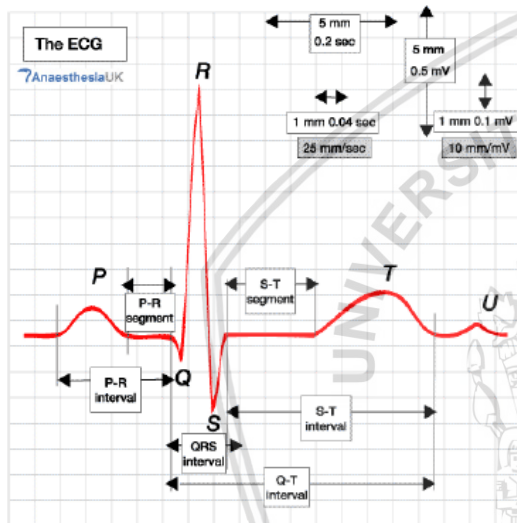
Sumber: Webster, 2005

1. Gelombang P mempunyai amplitudo kurang dari 0,3 mV dan periode kurang dari 0,11 detik
2. Gelombang Q mempunyai amplitudo sebesar minus 25% dari amplitudo gelombang R
3. Gelombang R mempunyai amplitudo maksimum 3 mV
4. Gelombang S merupakan defleksi negatif sesudah gelombang R
5. Kompleks QRS terdiri dari gelombang Q, R, dan S yang memiliki periode rata-rata 0,08 detik
6. Gelombang T mempunyai amplitudo minimum 0,1 mV (Rizal, 2008)

Sadapan sinyal EKG dapat dilakukan dengan memasang elektroda pada titik tertentu tubuh pasien. Dari bentuk sinyal dan irama sinyal EKG dapat ditentukan kondisi kesehatan jantung pasien. Aktivitas listrik jantung ini dapat direkam menggunakan mesin Elektrokardiograf. Bentuk sinyal EKG normal dapat dilihat pada Gambar 2.3.

Masing-masing gelombang pada sinyal EKG menyatakan aktivitas jantung sebagai berikut:

1. Proses depolarisasi (jantung berkontraksi) yang menyebabkan kontraksi atrium dari sinus atrialis ke nodulus atrio ventricularis menimbulkan gelombang P
2. Akhir dari kontraksi atria dan awal dari kontraksi ventrikel menimbulkan gelombang R.
3. Depolarisasi pada ventrikel membangkitkan QRS kompleks.
4. Repolarisasi ventrikel menyebabkan terjadinya gelombang T
5. Interval P-R menandakan waktu dari permulaan kontraksi atrial sampai permulaan kontraksi ventrikel
6. Interval R-T menunjukkan kontraksi otot (ventricel systole), dan interval T-R menunjukkan adanya relaksasi otot (ventricel diastole).



Gambar 2.3. Gelombang EKG normal

Sumber: <http://www.frca.co.uk/article.aspx?articleid=339>, accessed: 2014-03-12.

Mode diagnosadigunakan untuk melakukan diagnosa kelainan jantung dengan range frekuensi sinyal 0,05-100 Hz. Pada mode monitoring memiliki pita frekuensi yang lebih sempit yaitu 0,05-40 Hz. karena pada mode ini biasanya hanya ritme jantung saja yang dilihat. Dengan lebar pita yang lebih sempit, *noise* yang dihasilkan relatif lebih kecil dan efek pergerakan tubuh bisa berkurang (H. Jin dan B. Miao 2007). Teknik sadapan sinyal EKG didasarkan dengan teori segitiga *Einthoven*. Dengan metode ini diperoleh sadapan bipolar lead 1, lead 2 dan lead 3. Sadapan untuk masing-masing *lead* merupakan kombinasi dari elektroda yang dipasang sesuai penjelasan berikut :

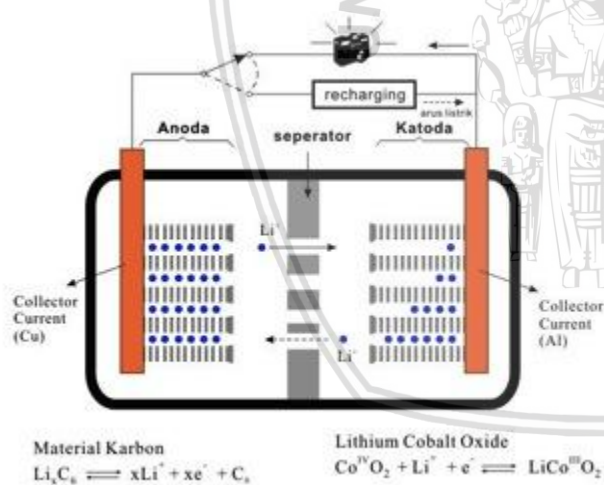
1. Lead I : elektroda positif di tangan kiri dan elektroda negatif di tangan kanan
2. Lead II : elektroda positif di kaki kiri dan elektroda negatif di tangan kanan
3. Lead III : elektroda positif di kaki kiri dan elektroda negatif di tangan kiri

2.3 Baterai Ion Litium

Susunan struktur dari baterai ion litium dapat dilihat di Gambar 2.4. Baterai ion lithium terdiri atas anoda, separator, elektrolit, dan katoda. Pada katoda dan anoda umumnya terdiri atas 2 bagian, yaitu bagian material aktif (tempat masuk-keluarnya ion litium) dan bagian pengumpul elektron (*collector current*).

Proses penghasilan listrik pada baterai ion litium sebagai berikut: Jika anoda dan katoda dihubungkan, maka elektron mengalir dari anoda menuju katoda, bersamaan dengan itu listrik pun mengalir. Pada bagian dalam baterai, terjadi proses pelepasan ion litium pada anoda, kemudian ion tersebut berpindah menuju katoda melalui elektrolit. Pada katoda bilangan oksidasi kobalt berubah dari 4 menjadi 3 karena masuknya elektron dan ion litium dari anoda. Proses *recharging* atau pengisian ulang dari baterai lithium merupakan kebalikan dari proses ini.

Dari berbagai jenis logam, litium adalah logam yang sangat menjanjikan untuk menjadi anoda. Litium memiliki nilai potensial standar paling negatif yaitu -3.0 V, paling ringan dengan berat atom 6.94 g, sehingga bila dipakai untuk anoda dapat menghasilkan kapasitas energi yang tinggi (Armstrong, 2005).



Gambar 2.4. Struktur Baterai Ion Litium

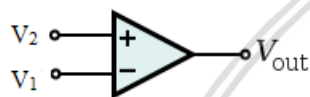
Sumber: P. Dyah dan S. Hari, 2012

2.4 Penguat Operasional (Op-amp)

Penguat operasional atau sering disebut sebagai op-amp adalah sebuah IC yang secara umum menggambarkan rangkaian penguat penting yang membentuk dasar dari rangkaian-rangkaian penguat audio dan video, *filter, buffer*, penguat instrumentasi, komparator atau pembanding, osilator dan berbagai rangkaian analog lainnya. Op-amp pada umumnya memiliki dua terminal masukan, di mana salah satu masukannya disebut

sebagai masukan pembalik (*inverting*, diberi tanda -) dan sementara masukan lainnya disebut masukan non-pembalik (*non-inverting*, diberi tanda +).

Tegangan keluaran (V_o) op-amp merupakan perkalian antara selisih tegangan di masukan pembalik dan non-pembalik dengan besarnya *gain* yang dimiliki. Untuk dapat menjalankan fungsinya secara baik, op-amp harus memiliki umpan balik. Hampir seluruh rancangan yang ada menggunakan umpan balik negatif untuk mengendalikan besarnya *gain* serta memperoleh operasi kerja op-amp linear. Umpan balik negatif dapat diperoleh melalui penggunaan komponen-komponen rangkaian, misalnya resistor, yang dihubungkan di antara terminal keluaran op-amp dan masukan pembalik op-amp. Rangkaian non-liner, misalnya komparator dan osilator, menggunakan umpan balik positif yang dapat diperoleh dengan menghubungkan komponen, misalnya resistor, di antara terminal keluaran op-amp dengan masukan non-pembalik. Sebuah op-amp secara umum dan sederhana dapat diwakili oleh Gambar 2.5.



Gambar 2.5. Penguat Operasional

Sumber: Clayton, George & Winder, Steve. *Operational Amplifier*. 2003: 1

Untuk menganalisis rangkaian op-amp maka pendekatan yang paling baik adalah dengan menganggapnya sebagai rangkaian yang ideal. Suatu op-amp yang ideal mempunyai karakteristik berikut:

2. *Gain* penguat tegangan untuk open loop ($A_{ol} = \infty$)
3. Impedansi masukan $Z_i = \infty$
4. Impedansi keluaran $Z_o = 0$
5. Bandwidth = ∞
6. Keseimbangan sempurna : $V_{out} = 0$ jika $V_1 = V_2$
7. Karakteristik tidak terpengaruh temperatur

Tegangan keluaran untuk penguatan open loop:

$$V_{out} = A_{ol}(V_2 - V_1) \quad (2.1)$$

Mengacu pada op-amp idea, $A_{ol} = \infty$, maka:

$$V_2 - V_1 = \frac{V_{out}}{A_{ol}} = \frac{V_{out}}{\infty} = 0$$

Sehingga diperoleh $V_2=V_1$, sedangkan arus yang melalui kedua masukan sebagai berikut :

$$I_1 = \frac{V_1}{Z_1} \text{ dan } I_2 = \frac{V_2}{Z_2}, \text{ karena } Z_1 = \infty \text{ dan } Z_2 = \infty, \text{ maka } I_1=0, I_2=0$$

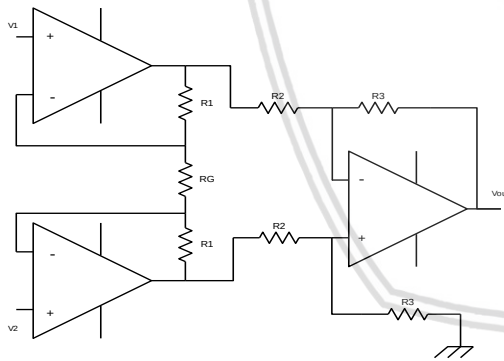
Dengan perhitungan sebelumnya, dapat disimpulkan ketika op-amp dalam jangkauan kelinearan, maka kedua masukan memiliki tegangan yang sama, sedangkan arus yang masuk pada kedua terminal masukannya bernilai nol.

2.5 Penguat Instrumentasi

Penguat instrumentasi adalah penguat diferensial yang dilengkapi penyangga sinyal masukannya, mempunyai impedansi masukan yang tinggi, biasanya 10^9 ohm atau lebih. Tidak seperti op-amp biasa, dimana penentuan *gain* umpan balik ditentukan oleh resistor eksternal yang dihubungkan dari output ke masukan pembalik atau non-pembalik, op-amp instrumentasi menggunakan resistor internal sebagai umpan balik yang terisolasi dari terminal masukan.

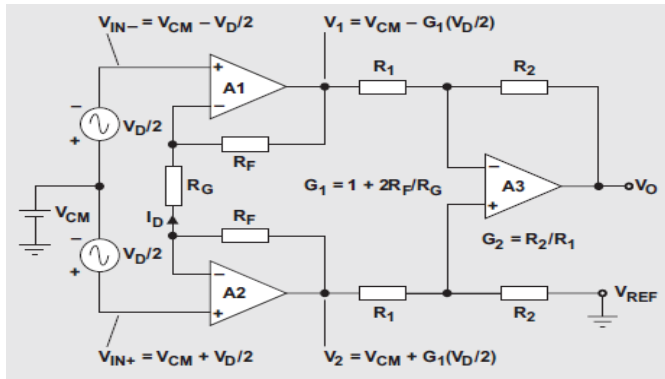
$$V_{out} = \left(\frac{2R_1}{R_G} + 1 \right) \left(\frac{R_3}{R_2} \right) (V_2 - V_1) \quad (2.2)$$

Penguat instrumentasi pada Gambar 2.6. harus mempunyai CMRR sebesar mungkin untuk menolak sinyal-sinyal mode *common*. Gambar 2.7. menunjukkan rangkaian lengkap baik tegangan differensial maupun *common mode* nya.



Gambar 2.6. Penguat Instrumenstasi

Sumber : Coughlin, Robert F & Driscoll, Frederick F . 1982 : 168



Gambar 2.7. Mode *common* Pada Penguat Instrumentasi

Sumber: Kugelstadt, Thomas 2005:25

V_D adalah tegangan diferensial, V_{CM} dinyatakan sebagai masukan mode *common* yang muncul di kedua masukan, didefinisikan sebagai rata-rata V_{IN+} dan V_{IN-} .

$$V_{CM} = \frac{V_{IN+} + V_{IN-}}{2} \text{ dan } V_D = V_{IN+} - V_{IN-}$$

V_{IN+} dan V_{IN-} dinyatakan sebagai

$$V_{IN+} = V_{CM} + \frac{V_D}{2} \text{ dan } V_{IN-} = V_{CM} - \frac{V_D}{2}$$

Op-amp A_1 dan A_2 berguna untuk mem-*buffer* tegangan differensial V_D melintasi resistor yang dapat disetel untuk *gain* yaitu R_G , menghasilkan arus masukan I_D .

$$I_D = \frac{V_{IN+} - V_{IN-}}{R_G} = \frac{V_D}{R_G}$$

Tegangan keluaran A_1 dan A_2 sedemikian rupa sehingga:

$$V_1 = V_{CM} - \frac{V_D}{2} - I_D R_F \text{ dan } V_2 = V_{CM} + \frac{V_D}{2} + I_D R_F$$

dengan mengganti persamaan arus I_d dengan rumusan V_1 dan V_2 :

$$V_1 = V_{CM} - \frac{V_D}{2} G_1 \text{ dan } V_2 = V_{CM} + \frac{V_D}{2} G_1, \text{ dimana } G_1 = 1 + 2 \frac{R_F}{R_G}$$

Persamaan terakhir menunjukan hanya komponen sinyal diferensial $V_D/2$, yang diperkuat oleh input *gain* G_1 , sedangkan tegangan mode *common*, V_{CM} akan melewati tahapan penguat penyangga dengan *gain* sama dengan 1. Konfigurasi op-amp diferensial A_3 , akan mengurangi V_1 dari V_2 dan diperkuat oleh *gain* G_2 . $V_o = (V_2 - V_1)G_2$ dimana $G_2 = \frac{R_2}{R_1}$ sehingga penguatan total dari $\frac{V_o}{V_D} = G_1 G_2 = G_{TOTAL}$.

2.6 Penguat Instrumentasi AD8232

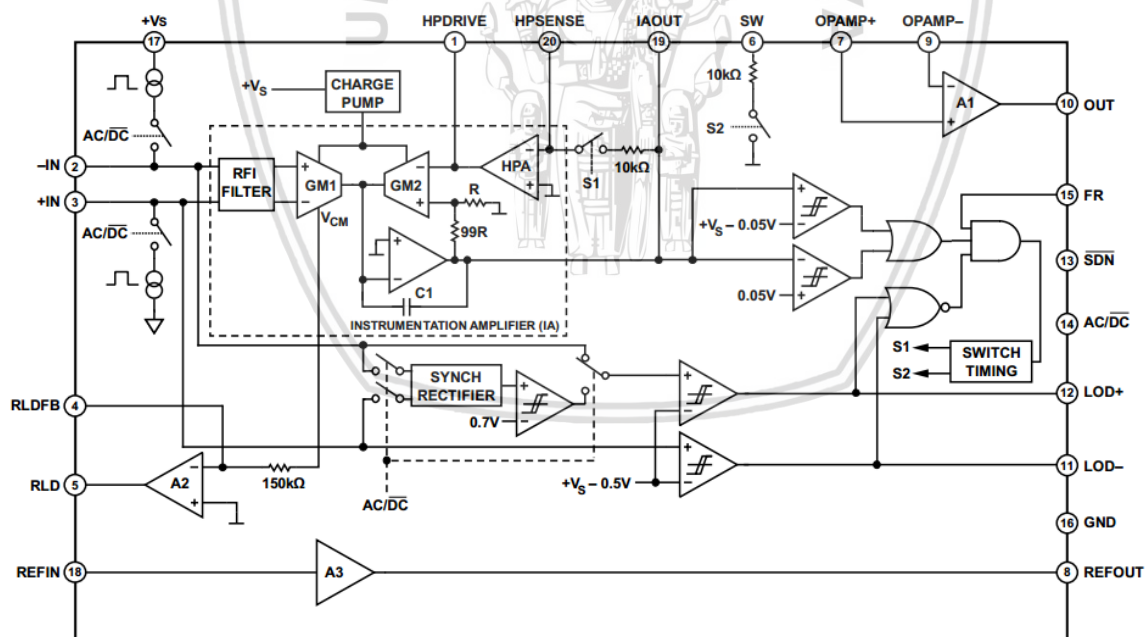
AD8232 adalah blok pengkondisian sinyal terintegrasi untuk EKG dan aplikasi pengukuran biopotensial lainnya. Alat ini dirancang untuk mengekstrak, memperkuat, dan menyaring sinyal biopotensial kecil dengan adanya kondisi noise, seperti yang dibuat

oleh pergerakan atau penempatan elektroda yang jauh. Desain ini memungkinkan sebuah ultralow power analog-to-digital converter (ADC) atau mikrokontroler tertanam untuk mendapatkan sinyal output dengan mudah.

AD8232 dapat menerapkan high pass filter untuk menghilangkan artifak gerak dan potensi elektroda setengah sel. Filter ini dipasangkan secara erat dengan arsitektur instrumentasi amplifier untuk memungkinkan gain besar dan meloloskan frekuensi tinggi dalam satu tahap, sehingga menghemat ruang dan biaya. Penguat operasional yang tidak terikat memungkinkan AD8232 untuk membuat filter *low pass* untuk menghilangkan noise tambahan. Pengguna dapat memilih cutoff frekuensi dari semua filter untuk menyesuaikan berbagai jenis aplikasi.

Fitur dari Penguat Instrumentasi AD8232 adalah sebagai berikut:

- Suplai tegangan Single supply 3,3V
- Gain penguatan sampai 100 kali
- Suplai arus yang rendah 170uA
- Pendeteksi elektroda lepas
- Mempunyai CMRR 80dB



*ALL SWITCHES SHOWN IN DC LEADS-OFF DETECTION POSITION AND FAST RESTORE DISABLED
 ⊥ = REFOUT

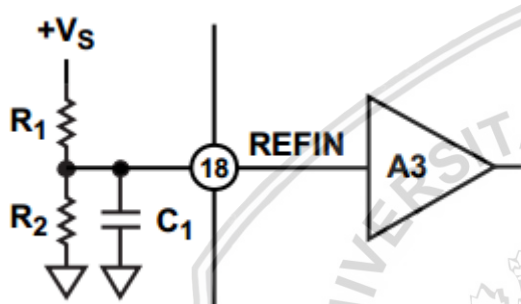
Activate V

Gambar 2.8. Skema Diagram AD8232

Sumber : Datasheet AD8232

The AD8232 beroperasi dari pasokan tunggal. Untuk menyederhanakan desain aplikasi pasokan tunggal, AD8232 menyertakan buffer referensi untuk membuat tanah virtual antara tegangan suplai dan ground sistem. Sinyal hadir pada output dari penguat instrumentasi yang direferensikan di sekitar tegangan ini. Sebagai contoh, jika ada nol input tegangan diferensial, tegangan pada output dari penguat instrumentasi adalah tegangan referensi ini.

Tingkat tegangan referensi diatur pada pin REFIN. Ini dapat diatur dengan pembagi tegangan atau dengan menggerakkan pin REFIN dari beberapa titik lain di sirkuit (misalnya, dari referensi ADC). Tegangan tersedia di pin REFOUT untuk sirkuit penyaringan atau untuk input ADC.



Gambar 2.9. Menetapkan Referensi Internal

Sumber : Datasheet AD8232

2.6.1 Penguat Instrumentasi

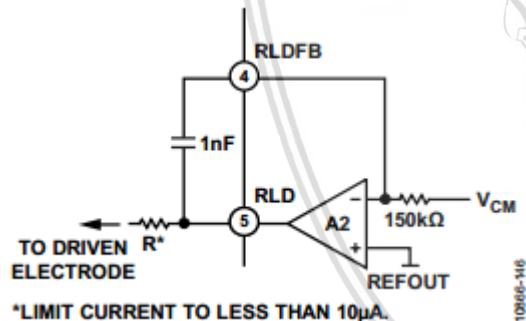
Penguat instrumentasi ditunjukkan pada Gambar 2.8, yang terdiri dari dua amplifier transkonduktansi yang sangat cocok (GM1 dan GM2), penguat pemblokiran DC (HPA), dan integrator yang dibentuk oleh C1 dan op amp. Penguat transkonduktansi, GM1, menghasilkan arus yang sebanding dengan tegangan yang ada pada inputnya. Ketika umpan balik dipenuhi, tegangan yang sama muncul di seluruh input penguat transkonduktansi, GM2, sehingga cocok dengan arus yang dihasilkan oleh GM1. Perbedaan menghasilkan arus kesalahan yang terintegrasi di seluruh Capacitor C1. Tegangan yang dihasilkan muncul pada output dari penguat instrumentasi.

Umpan balik penguat diterapkan melalui GM2 melalui dua jalur terpisah: dua resistor membagi sinyal output untuk mengatur gain keseluruhan 100, sedangkan amplifier pemblokiran dc mengintegrasikan setiap penyimpangan dari tingkat referensi. Akibatnya, dc offset sebesar ± 300 mV melintasi input GM1 tampak terbalik dan dengan besaran yang sama di seluruh input GM2, semuanya tanpa menjenuhkan sinyal yang menarik.

2.6.2 Penguat Right Leg Drive

Penguat Right Leg Drive (RLD) membalikkan sinyal common-mode yang ada pada input penguat instrumentasi. Ketika arus keluaran Right Leg Drive disuntikkan ke subjek, ia melawan variasi tegangan common-mode, sehingga meningkatkan penolakan common-mode sistem. Sinyal common-mode yang hadir di seluruh input penguat instrumentasi berasal dari penguat transkonduktansi, GM1. Kemudian terhubung ke masukan pembalik A2 melalui resistor 150 k Ω .

Integrator dapat dibangun dengan menghubungkan kapasitor antara RLD FB dan terminal RLD. Titik awal yang baik adalah 1 nF kapasitor, yang menempatkan frekuensi crossover pada sekitar 1 kHz (frekuensi di mana penguat memiliki gain pembalikan). Konfigurasi ini menghasilkan sekitar 26 dB gain loop yang tersedia pada rentang frekuensi dari 50 Hz hingga 60 Hz untuk penolakan garis mode biasa. Nilai kapasitor yang lebih tinggi mengurangi frekuensi crossover, sehingga mengurangi gain yang tersedia untuk penolakan dan, akibatnya, meningkatkan kebisingan saluran. Nilai kapasitor yang lebih rendah memindahkan frekuensi crossover ke frekuensi yang lebih tinggi, memungkinkan peningkatan gain. Konsekuensinya adalah bahwa dengan gain yang lebih tinggi, sistem dapat menjadi tidak stabil dan menjauhkan output dari penguat kaki kanan.

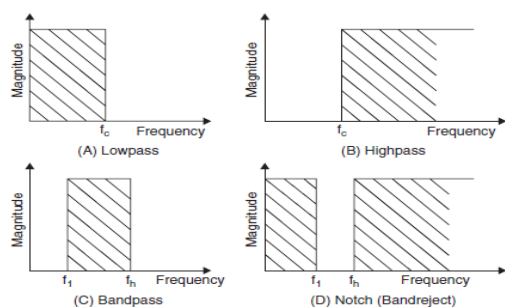


Gambar 2.10. Konfigurasi khas sirkuit Right Leg Drive

Sumber : Datasheet AD8232

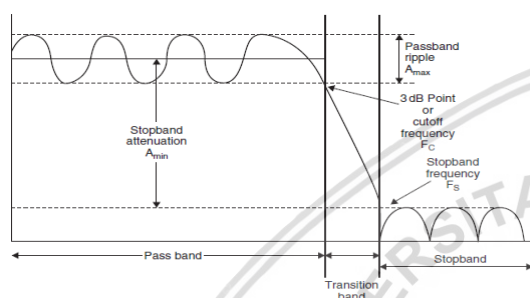
2.7 Filter

Filter adalah rangkaian yang dirancang untuk melewatkan atau meloloskan frekuensi tertentu, dan memblokir atau memperlemah frekuensi tertentu. *Filter* memiliki aplikasi yang sangat luas dalam rekayasa elektronika serta merupakan elemen yang sangat penting dalam banyak sistem komunikasi dan instrumentasi di mana proses pemisahan dari sinyal-sinyal yang diinginkan dan tidak diinginkan, termasuk di dalamnya adalah sinyal-sinyal pengganggu *noise*.



Gambar 2.11. Macam-Macam Tanggapan Frekuensi Untuk *Filter*

Sumber : Zumbahlehn, Hank . 2008 : 584



Gambar 2.12. Tanggapan Frekuensi *Low Pass Filter* Sesuai Praktek

Sumber : Sumber : Zumbahlehn, Hank . 2008 : 584

Ada empat jenis filter berdasarkan tanggapan frekuensi yaitu: *low pass filter*, *high pass filter*, *band pass filter*, dan *band elimination filter* (sering disebut *band-reject*). Karakteristik dari respons frekuensi yang ideal diperlihatkan dalam Gambar 2.11. Frekuensi *cut-off* (f_c) didefinisikan sebagai frekuensi pada saat penguatan daya turun menjadi sebesar 0,707 atau berkurang 3 dB. Sebagai contoh untuk respons frekuensi *low pass filter* yang sesuai praktek ada di Gambar 2.12. Adanya kemiringan setelah f_c di daerah *transition band*, menunjukkan roll off *gain* sebesar 20dB/dekade untuk filter orde tunggal. Setiap kenaikan orde, *roll off gain* akan naik sesuai kelipatan orde.

Menurut pemakaian komponen aktif, filter dapat dibedakan menjadi filter pasif dan filter aktif.

1. Filter Pasif

Yaitu filter yang tidak menggunakan komponen aktif. Komponen filter hanya terdiri dari komponen-komponen pasif yaitu tahanan (R), induktor (L) dan kapasitor (C), RC, LC atau RLC. Filter ini mempunyai beberapa kelemahan, antara lain:

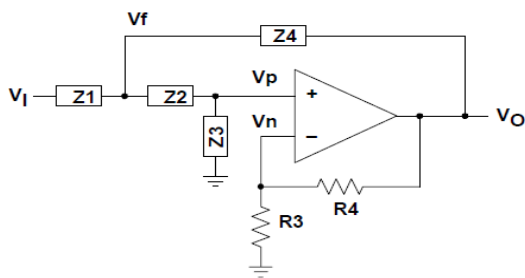
- a. Relatif berukuran besar dan berat, khususnya filter yang menggunakan induktor (L)
- b. Non linieritas, khususnya untuk frekuensi rendah atau untuk arus yang cukup besar

2. Filter Aktif

Yaitu filter yang menggunakan komponen aktif, biasanya transistor atau penguat operasi (*op-amp*). Kelebihan filter ini antara lain:

- a. Tidak ada sinyal yang hilang. Hal ini disebabkan karena penguat operasional mampu menyediakan penguatan atau *gain*, sehingga sinyal masukan tidak mengalami pelemahan (*atenuasi*) selama rangkaian meneruskan sinyal-sinyal dengan frekuensi yang dikehendaki.
- b. Memiliki impedansi masukan yang tinggi dan keluaran yang rendah, sehingga tidak ada interaksi antara penapis dengan sumber atau bebansinyal.
- c. Mudah diset untuk jangkauan frekuensi yang lebar tanpa mempengaruhi tanggap rangkaian yang telah ditentukan.
- d. Pembuatannya rata-rata lebih murah dibandingkan dengan penapis pasif, hal ini disebabkan karena pada rangkaian pasif menggunakan komponen induktor yang harganya jauh lebih mahal dan tidak selalu tersedia di pasaran.

Low Pass Filter (LPF) atau Filter Lolos Bawah adalah filter yang hanya melewatkan sinyal dengan frekuensi yang lebih rendah dari frekuensi *cut-off* (f_c) dan akan melemahkan sinyaldengan frekuensi yang lebih tinggi dari frekuensi *cut-off* (f_c). Sedangkan *High Pass Filter* (HPF) atau Filter Lolos Atas adalah filter yang hanya melewatkan sinyal dengan frekuensi yang lebih tinggi dari frekuensi *cut-off* (f_c) dan akan melemahkan sinyal dengan frekuensi yang lebih rendah dari frekuensi *cut-off* (f_c). Filter LPF yang ideal sinyal dengan frekuensi diatas frekuensi *cut-off* (f_c) tidak akan dilewatkan sama sekali (tegangan output = 0 volt). Salah satu topologi filter pada Gambar 2.13 untuk orde tinggi (lebih dari 1) yang sering dipakai adalah topologi *sallen key*.



Gambar 2.13. Rangkaian umum Sallen-Key orde 2

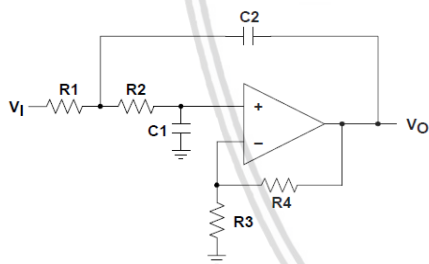
Sumber : Texas Instrument . Analysis of Sallen Key Architecture .2002 : 2

Diketahui fungsi transfer untuk topologi sallen key adalah

$$H(j\omega) = \frac{V_o}{V_i} = \frac{K}{\frac{Z_1 Z_2}{Z_3 Z_4} + \frac{Z_1}{Z_3} + \frac{Z_2}{Z_3} + \frac{Z_1(1-K)}{Z_4} + 1} \quad (2.3)$$

Dengan K menyatakan penguatan op-amp. Rumus *transfer function* ini dapat diaplikasikan untuk berbagai macam jenis filter. Untuk rangkaian *low pass* filter, dengan mengganti komponen Z pada Gambar 2.14 dengan komponen R dan C seperti pada Gambar dan memasukkannya dalam persamaan 2.3, maka akan didapat rumus fungsi alih nya (Zumbahlehn, 2008) :

$$H(s) = \frac{V_o}{V_i} = \frac{K}{s^2(R_1 R_2 C_1 C_2) + s(R_1 C_1 + R_2 C_1 + R_1 C_2(1-K)) + 1} \quad (2.4)$$



Gambar 2.14. *Low pass* filter sallen key orde 2

Sumber : Texas Instrument . Analysis of Sallen Key Architecture .2002 : 4

Untuk mencari nilai frekuensi *cut-off* (f_c) menggunakan persamaan 2.5 berikut.

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}} \quad (2.5)$$

2.8 Arduino

Arduino adalah sebuah board mikrokontroller yang berbasis ATmega328p. Arduino memiliki fitur dasar Atmega 328p dengan koneksi USB, jack power, kepala ICSP, dan tombol *reset*. Bentuk *board* Arduino terlihat pada Gambar 2.13. Arduino dapat dikoneksikan dengan komputer menggunakan kabel USB. Arduino ditulis memakai bahasa C++ yang sudah dimodifikasi dalam arduino IDE nya. Catu daya yang dipakai 5 V. Hanya

butuh $100\ \mu\text{s}$ (0,0001 s) untuk membaca input analog (ADC), jadi maksimum nilai yang dapat dibaca adalah 10.000 kali dalam 1 detik. Papan ini mempunyai 12 pin input/output (enam diantaranya dapat digunakan untuk output *PWM*), 6 buah inputa nalog, 16 MHz *crystal oscillator*, *sambungan USB*, *ICSP header*, dan tombolreset.

ATmega328 memiliki 32 KB (dengan 0,5 KB ditempati oleh bootloader). Ini juga memiliki 2 KB SRAM dan 1 KB EEPROM (yang dapat dibaca dan ditulis dengan perpustakaan EEPROM). ATmega328 memiliki 32 KB (dengan 0,5 KB ditempati oleh bootloader). Ini juga memiliki 2 KB SRAM dan 1 KB EEPROM (yang dapat dibaca dan ditulis dengan library EEPROM). Masing-masing dari 14 pin digital di Uno dapat digunakan sebagai input atau output, dengan menggunakan `pinMode()`, `digitalWrite()`, dan fungsi `digitalRead()`. Mereka beroperasi pada 5 volt. Setiap pin dapat menyediakan atau menerima 20 mA sesuai kondisi operasi yang direkomendasikan dan memiliki resistor pull-up internal (terputus secara default) 20-50 k ohm. Maksimal 40mA adalah nilai yang tidak boleh dilampaui pada pin I / O manapun untuk menghindari kerusakan permanen pada mikrokontroler.

Selain itu, beberapa pin memiliki fungsi khusus:

- Serial: 0 (RX) dan 1 (TX). Digunakan untuk menerima (RX) dan mengirimkan (TX) data serial TTL. Pin ini dihubungkan ke pin pin ATmega8U2 USB-to-TTL Serial.
- Interupsi Eksternal: 2 dan 3. Pin ini dapat dikonfigurasi untuk memicu interupsi pada nilai rendah, tepi naik atau turun, atau perubahan nilai.
- PWM: 3, 5, 6, 9, 10, dan 11. Sediakan output PWM 8 bit dengan fungsi `analogWrite()`.
- SPI: 10 (SS), 11 (MOSI), 12 (MISO), 13 (SCK). Pin ini mendukung komunikasi SPI dengan menggunakan perpustakaan SPI.
- LED: 13. Ada LED built-in yang digerakkan oleh pin digital 13. Bila pin bernilai HIGH, LED menyala, bila pinnya RENDAH, tidak menyala.
- TWI: pin A4 atau SDA dan pin A5 atau SCL. Dukung komunikasi TWI menggunakan pustaka Wire.

Arduino memiliki 6 input analog, diberi label A0 sampai A5, masing-masing memberikan resolusi 10 bit (yaitu 1024 nilai yang berbeda). Secara default mereka mengukur dari ground ke 5 volt, meskipun apakah mungkin untuk mengubah ujung atas jangkauan mereka menggunakan pin AREF dan fungsi `analogReference()`. Ada beberapa pin lainnya di papan tulis:

- AREF. Tegangan referensi untuk input analog. Digunakan dengan `analogReference()`.
- Reset. Diberikan kondisi LOW untuk me-reset mikrokontroler. Biasanya digunakan untuk menambahkan tombol reset ke shields yang menghalangi yang ada di papan.

Arduino / Genuino Uno memiliki sejumlah fasilitas untuk berkomunikasi dengan komputer, Arduino / Genuino lainnya, atau dengan mikrokontroler lainnya. ATmega328 menyediakan komunikasi serial UART TTL (5V), yang tersedia pada pin digital 0 (RX) dan 1 (TX). LED RX dan TX di papan akan berkedip saat data dikirim melalui chip USB-to-serial dan koneksi USB ke komputer (tapi tidak untuk komunikasi serial pada pin 0 dan 1).

Sebuah *library* `SoftwareSerial` memungkinkan komunikasi serial pada pin digital Uno apapun. ATmega328 juga mendukung komunikasi I2C (TWI) dan SPI. Perangkat Lunak Arduino (IDE) mencakup perpustakaan `Wire` untuk menyederhanakan penggunaan bus I2C; Untuk komunikasi SPI, digunakan *library* `SPI`.



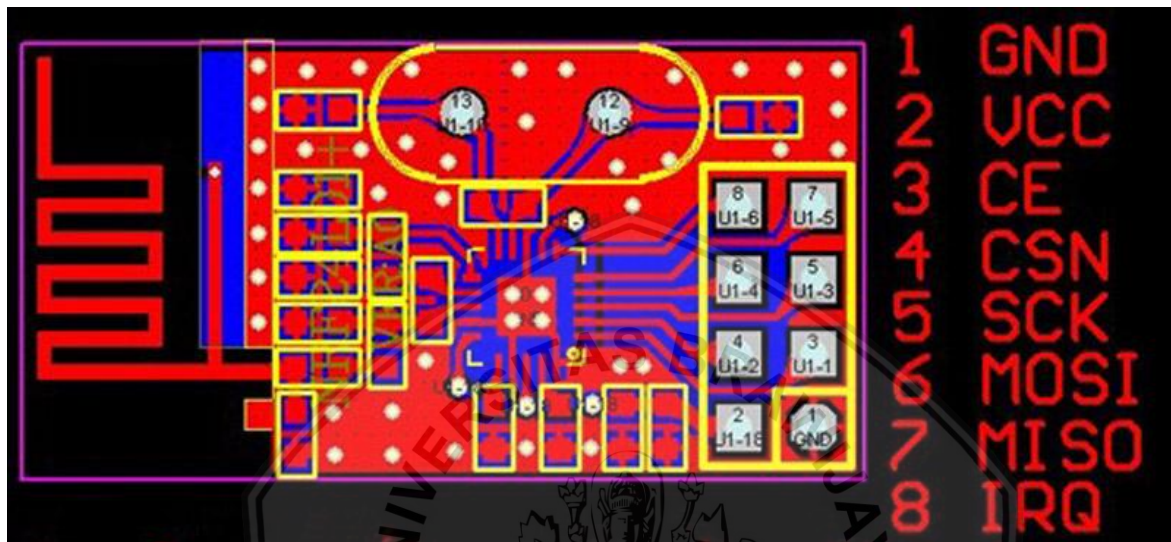
Gambar 2.15. Mikrokontroler Arduino Nano

Sumber : <https://store.arduino.cc/usa/arduino-uno-rev3>

2.9 NRF24L01

Modul *wireless* NRF24L01 merupakan sebuah chip tunggal transceiver 2.4GHz dengan sebuah Enhanced ShockBurst™, yang sesuai untuk aplikasi wireless dengan daya sangat rendah. NRF24L02 dapat dioperasikan dan diatur melalui Serial Peripheral Interface (SPI). Prinsip kerja Enhanced ShockBurst™ berdasarkan pada komunikasi paket data dan mendukung bermacam mode dari operasi manual hingga operasi protokol mandiri yang lebih baik. Catu daya yang dibutuhkan adalah 3.3 V dan dibutuhkan Crystal dengan frekuensi 16 MHz. Untuk menggunakan mode RX NRF24L01 harus memiliki `PWR_UP`

bit, PRIM_RX bit dan CE pin diberi logika high. Dalam mode RX, receiver memodemulasi sinyal yang masuk menuju Enhanced ShockBurst yang secara konstan mencari paket data yang valid. Jika ditemukan paket data yang valid, data dari paket ditampilkan di slot kosong RX FIFOs. Untuk menggunakan mode TX NRF24L01 harus memiliki PWR_UP bit set high, PRIM_RX bit set low dan pulsa high pada pin CE selama lebih dari 10us sampai 4ms.



Gambar 2.16. Pinout NRF24L01

Sumber : <http://arduino-info.wikispaces.com/Nrf24L01-2.4GHz-HowTo>

BAB III

METODE PENELITIAN

Penyusunan skripsi ini didasarkan pada masalah yang bersifat aplikatif, yaitu perencanaan dan perealisasiian alat agar dapat bekerja sesuai dengan yang direncanakan dengan mengacu pada rumusan masalah. Langkah – langkah yang perlu dilakukan untuk merealisasikan alat yang akan dibuat adalah:

1. Penentuan spesifikasi alat.
2. Perancangan dan pembuatan alat.
3. Pengujian alat.

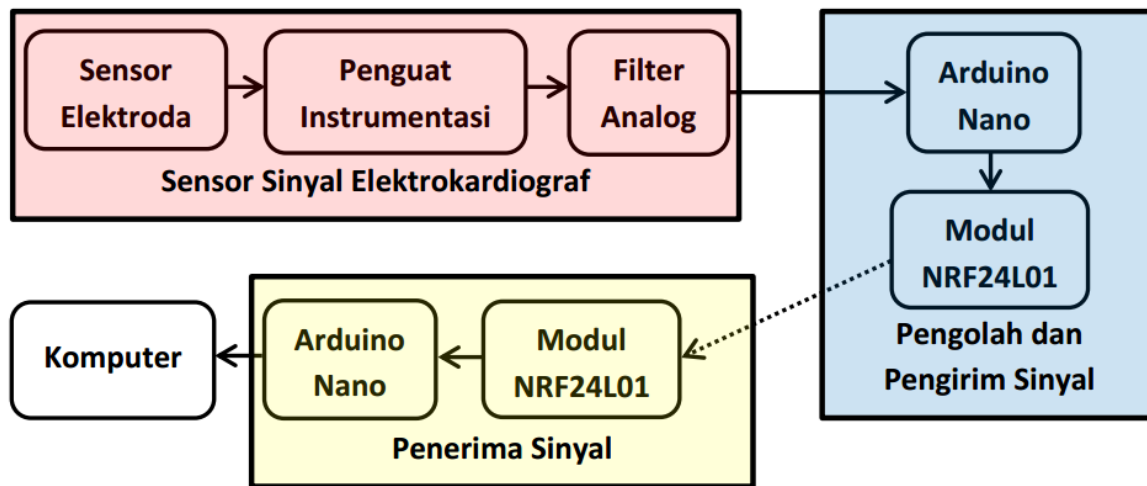
3.1. Spesifikasi Alat

Sesuai dengan permasalahan yang dijabarkan pada rumusan masalah, maka dirancanglah elektrokardiograf yang dapat dibawa kemana-mana. Portablilitas alat ini diperoleh dengan cara sebagai berikut. Catu daya yang digunakan pada alat ini adalah baterai. Kemudian, supaya pergerakan pengguna alat ini lebih leluasa maka teknik sadapan yang digunakan berada pada bagian dada dan sekitar perut (Hadiyoso dkk., 2013). Penguat sinyal elektrokardiograf yang digunakan adalah penguat *single supply* agar tidak menambah banyak baterai yang digunakan.

Pada pembuatan alat elektrokardiograf portable ini mode yang digunakan adalah mode monitoring yang bukan sebagai diagnosa. Oleh karena itu rentang frekuensi yang digunakan adalah 0,05-40 Hz (H. Jin dan B. Miao 2007). Filter yang digunakan adalah filter aktif orde dua menggunakan Op-amp *single supply* berdasarkan penguat instrumentasi yang digunakan.

Pengendali sinyal dan pengolah data yang digunakan adalah mikrokontroler. Mikrokontroler yang digunakan ada dua yaitu sebagai penerima dan pengirim sinyal. Untuk komunikasi secara *wireless* digunakan modul radio frekuensi yang dapat menjangkau komunikasi cukup luas. Lalu, untuk tampilan pada PC digunakan software berbasis java.

Spesifikasi alat secara keseluruhan rangkaian ditentukan terlebih dahulu sebagai acuan dalam merancang dan merangkai komponen. Spesifikasi terdiri dari spesifikasi perangkat keras dan perangkat lunak. Gambar blok diagram sistem alat secara keseluruhan dapat dilihat pada Gambar 3.1.



Gambar 3.1. Blok Diagram Sistem Alat

- Baterai yang digunakan Ion Litium 9V
- Sensor Elektroda Ag/AgCl sekali pakai sebagai pengubah sinyal ionic menjadi sinyal elektrik
- Teknik sadapan digunakan teori segitiga *Einthoven modified* chest lead
- Kit penguat Instrumentasi AD8232 dengan penguatan total 1000 kali
- OP-AMP LM358 sebagai komponen rangkaian filter aktif dengan spesifikasi sebagai berikut:
 - Low Pass Filter Orde 2 dengan frekuensi cut-off (f_c)= 40 Hz
 - High Pass Filter Orde 2 dengan frekuensi cut-off (f_c)= 0,05 Hz
- Board Arduino Nano sebagai pengirim sinyal dengan ADC 10-bit, $V_{\text{ref}} = 3.3 \text{ V}$
- Board Arduino Uno sebagai penerima sinyal
- Pemrograman menggunakan Arduino IDE
- Modul Wireless NRF24L01 dengan frekuensi 2.4GHz, Komunikasi serial SPI dengan host.
- Software Processing sebagai penampil sinyal

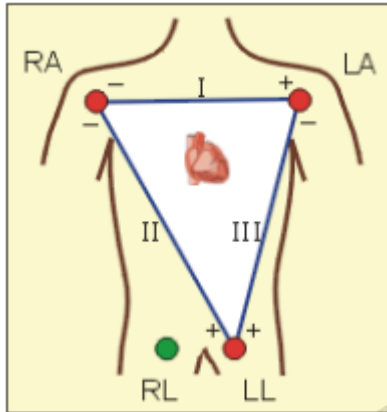
3.2. Perancangan Alat

Perancangan alat Elektrokardiograf untuk Sistem Monitoring secara Wireless meliputi beberapa tahapan. Perancangan diawali dari perancangan rangkaian penguat, rangkaian filter analog, rangkaian komunikasi wireless dan perancangan perangkat lunak.

3.2.1 Teknik Sadapan

Sinyal biopotensial dalam tubuh akan dideteksi oleh sensor elektroda dan mengalirkannya menuju rangkaian penguat melalui kabel. Untuk melakukan pengambilan sinyal menggunakan metode segitiga *Einthoven* mempunyai kendala jika

diterapkan pada pengguna yang selalu bergerak. Membutuhkan elektroda dengan kabel yang panjang untuk menjangkau kaki. Untuk itu dilakukan modifikasi peletakan elektroda pada bagian dada dan sekitar perut yang disebut *modified chest lead* seperti tampak pada Gambar 3.2 berikut (Hadiyoso dkk., 2013).

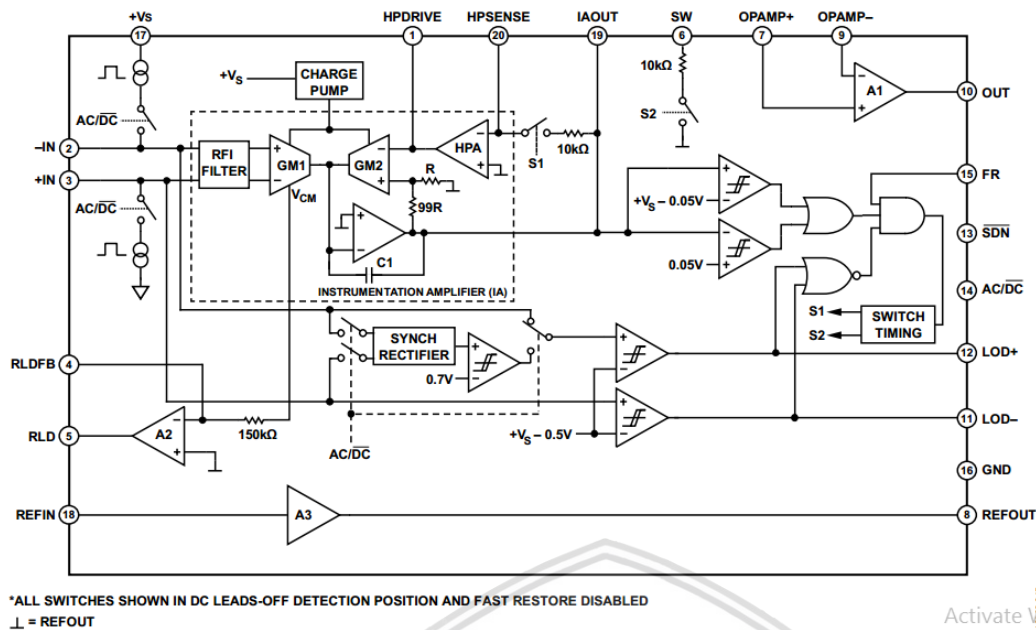


Gambar 3.2. Segitiga Einthoven dan *modified chest lead*

Sumber : (Hadiyoso dkk., 2013)

3.2.2 Perancangan Rangkaian Penguat

Sinyal keluaran ECG relative kecil dengan range nilai tegangan sebesar 0.1 mV–3 mV. Agar sinyal dapat diproses sampai dapat dibaca oleh Arduino perlu dikuatkan hingga mencapai orde V(0 - 3.3V). Rangkaian penguat dirancang untuk memiliki penguatan sampai 1000 kali. Untuk mencapainya digunakan penguat instrumentasi dengan penguatan total sebesar 100 kali dan penguatan bersama filter *low pass* filter sebesar 10 kali. Penguat instrumentasi yang digunakan adalah kit AD8232 dengan penguatan tetap 1000 kali. Kit AD8232 yang dapat dicatu dengan nilai tegangan 2.0 V - 3.5 V nantinya akan dicatu oleh keluaran Arduino 3.3 V. Skema dalam Kit AD8232 dapat dilihat pada Gambar 3.3.



Gambar 3.3. Skema AD8232

Sumber: <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ad8232.pdf>

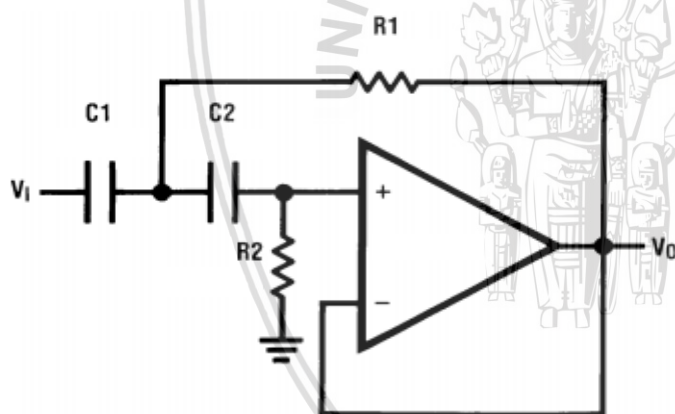
3.2.3 Perancangan Rangkaian *Right Leg Driven* (RLD)

Pada bagian kit penguat AD8232 terdapat rangkaian *right leg driven* dimana rangkaian ini digunakan sebagai titik referensi pada pasien (normal sebagai *ground*) yang dihubungkan dengan elektroda pada kaki kanan pasien. Gambar Rangkaian *driven right leg* terdapat pada Gambar 2.10. RLDFB dan RLD dihubungkan dengan menempatkan kapasitor 1 nf ditengahnya bertujuan untuk mendapatkan frekuensi *crossover* pada sekitar 1 KHz. Namun, jika kapasitor yang diberikan melebihi 1 nf, maka akan meningkatkan noise. Dengan rangkaian ini juga sebagai rangkaian penghilang noise dari frekuensi listrik PLN yaitu 50-60 Hz. Resistor yang digunakan adalah (R^*) yang memungkinkan arus yang masuk ke tubuh tidak lebih dari 10 μ A. Jika catu daya yang digunakan untuk kit AD8232 3.3 V maka nilai resistor (R^*) yang digunakan harus lebih besar dari 330kOhm.

3.2.4 Perancangan Filter *High Pass*

Filter ini berfungsi untuk membuang gangguan - gangguan yang berasal dari pergerakan antara pasien dengan elektrode (*motion artefak*), EMG dan respirasi. Sinyal gangguan-gangguan tersebut mempunyai frekuensi yang sangat rendah. Untuk mempertahankan *morfologi* sinyal jantung yang memiliki rentang frekuensi dari 0,05 Hz-150 Hz dan mencegah sinyal-sinyal gangguan tersebut masuk ke dalam rangkaian yang biasanya menimbulkan gangguan berupa bergesernya garis isoelektrik (*baseline drift*), maka ditentukan frekuensi kritis dari HPF adalah 0,05 Hz.

Untuk mendapatkan frekuensi kritis dari HPF 0,05 Hz digunakan rangkaian filter aktif High Pass Filter orde 2 dengan OP-AMP LM358 seperti pada Gambar 3.4 Berdasarkan persamaan 2.5 untuk mendapatkan nilai frekuensi kritis 0,05 Hz, ditetapkan nilai $C1=C2=1\mu\text{F}$. Kemudian dengan membuat $R1=R2=R$, maka didapatkan nilai $R=3,183,098.86\ \Omega$. Nilai resistor yang ada di pasar dan yang mendekati nilai R adalah 3.3M Ω . Maka untuk rangkaian High Pass Filter dengan frekuensi kritis 0,05 Hz digunakan kapasitor elco C1 dan C2 1 μF /9V dan R1 dan R2 3.3M Ω .



Gambar 3. 4. Skema *High Pass Filter*

3.2.5 Perancangan Filter *Low Pass*

Berdasarkan fungsi dari elektrokardiograf yang dibuat untuk kondisi monitoring yaitu pada range 0,05 - 40 Hz. Maka frekuensi kritis yang dirancang untuk filter *low pass* adalah 40 Hz. Desain yang ditawarkan adalah memakai topologi *sallen key* karena topologi ini sangat minimalis, artinya komponen eksternal yang dipakai sedikit. Respons yang dipilih untuk daerah *passband* adalah respons *butterworth* karena respons ini tidak memiliki *ripple* dan mempertahankan kedataran *gain*, sehingga penguatan sinyal masukan EKG yang masuk ke filter mengalami penguatan *gain* yang seragam. Untuk monitoring EKG *roll-off* 40 dB/dekade dirasa cukup,

sehingga desain yang dipakai memakai orde-2. Topologi sellen key akan lebih stabil dan maksimal dengan *gain* unitas ($K=1$), sehingga Persamaan 2.4 akan menjadi :

$$H(s) = \frac{V_0}{V_i} = \frac{1}{s^2(R_1R_2C_1C_2) + s(R_1C_1 + R_2C_2) + 1}$$

Dengan mengubah Persamaan fungsi transfer sellen key dalam bentuk yang lebih umum, yaitu

$$H(s) = \frac{V_0}{V_i} = \frac{\omega_c^2}{s^2 + s\beta + \omega_c^2} \quad (3.1)$$

Mengacu pada Persamaan 2.4, akan didapatkan

$$\omega_c^2 = R_1R_2C_1C_2 \quad (3.2)$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1R_2C_1C_2}} \quad (3.3)$$

dan

$$\beta = \frac{R_1C_1 + R_2C_2}{\sqrt{R_1R_2C_1C_2}} \quad (3.4)$$

Bila $R_1 = R$, $R_2 = mR$ dan $C_1 = C$, $C_2 = nC$, Persamaan 4.7 menjadi :

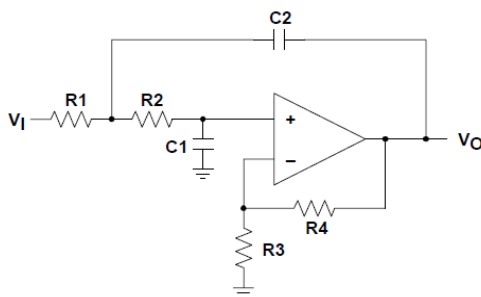
$$\beta = \frac{RC + mRC}{\sqrt{mR^2nC^2}} = \frac{1+m}{\sqrt{mn}} \quad (3.5)$$

Nilai β butterworth orde ke-2 *low pass* filter adalah $\sqrt{2}$. Untuk mendapatkan frekuensi kritis (f_c) tersebut digunakan rangkaian filter aktif seperti pada Gambar 3.5. Dengan menetapkan nilai $R_1=R_2= 2.7 \text{ K}\Omega$ maka untuk mencari nilai C_2 dan C_1 adalah sebagai berikut.

$$C_2 = \frac{\sqrt{2}}{2\pi f_c R} \quad (3.6)$$

$$C_1 = \frac{C_2}{2} \quad (3.7)$$

Kemudian didapatkan nilai C_2 adalah 2.2 μF dan nilai C_1 adalah 1 μF .



Gambar 3. 5. Skema *Low Pass Filter*

3.2.6 Perancangan ADC Arduino

Rentang keluaran dari kit AD8232 adalah 0 - 3.3 V dan pada Arduino tegangan referensi dapat diatur 3.3 V. ADC pada Arduino adalah 10 bit dan nilai yang terbaca pada mikrokontroler mulai dari 0-1023. Diperlukan konversi dari nilai ADC yang terbaca pada Arduino menjadi tegangan sebenarnya ketika ditampilkan. Untuk mengkonversi nilai ADC menjadi nilai tegangan digunakan persamaan:

$$V_{in} = ADC \times \frac{V_{ref}}{1023} \quad (3.8)$$

Keterangan:

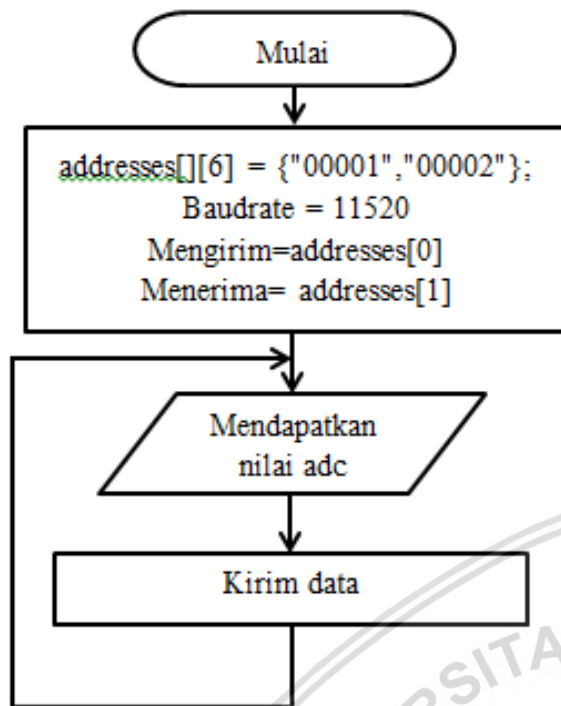
V_{in} = Tegangan keluaran RPS (V)

V_{ref} = Tegangan referensi (3.3 volt)

ADC = Nilai ADC yang terbaca mikrokontroler

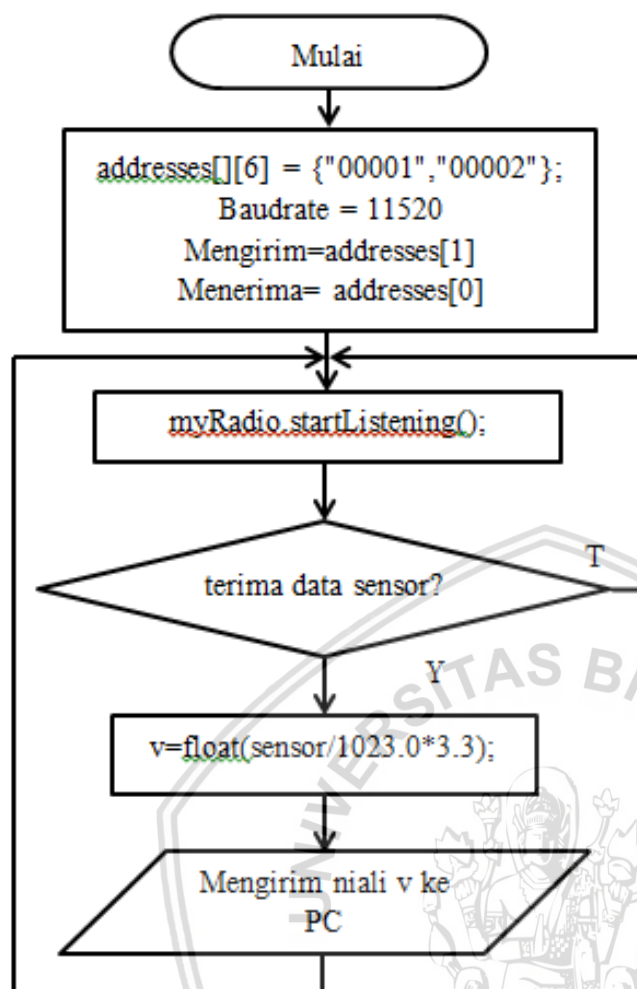
3.2.7 Perancangan Perangkat Lunak (Software)

Perancangan perangkat lunak (*software*) merupakan langkah untuk mengatur cara kerja sistem. Untuk memprogram mikrokontroler Arduino Uno menggunakan *software processing* Arduino IDE dengan menggunakan pemrograman bahasa C. Pada perancangan perangkat lunak terdapat dua program untuk alat elektrokardiograf dengan pengiriman data secara *wireless*. Yaitu program untuk alat pengirim data elektrokardiograf dan alat penerima data elektrokardiograf. Diagram alir perangkat pengirim data ditunjukkan Gambar 3.6. Sedangkan diagram alir perangkat penerima data ditunjukkan Gambar 3.7.



Gambar 3. 6. Diagram Alir Perangkat Pengirim data





Gambar 3. 7. Diagram Alir Perangkat Penerima Data

3.3. Pengujian Alat

Pengujian alat diperlukan untuk menganalisis kinerja alat dan memastikan alat bekerja sesuai yang direncanakan. Pengujian dilakukan pada masing-masing blok penyusun alat yang dibagi menjadi tiga bagian utama yaitu pengujian pada rangkaian filter aktif, penguat sinyal elektrokardiograf, dan komunikasi nirkabel.

1. Pengujian rangkaian filter aktif ditekankan pada kinerja filter untuk meredam sinyal noise diluar rentang sinyal elektrokardiograf untuk monitoring 0,05 - 40 Hz.
2. Pengujian perangkat penguat sinyal elektrokardiograf ditekankan pada sinyal keluaran penguat, apakah sinyal sesuai yang diharapkan.
3. Sedangkan pengujian komunikasi nirkabel ditekankan pada jarak komunikasi yang dapat dijangkau serta alur komunikasi data antar perangkat pengirim dan penerima.



BAB IV

PENGUJIAN DAN ANALISIS

Bab ini akan membahas pengujian dan analisis alat yang telah dirancang dan direalisasikan. Pengujian dilakukan pada tiap-tiap blok dengan tujuan untuk mengamati apakah tiap blok rangkaian sudah sesuai dengan perancangan, kemudian dilanjutkan dengan pengujian keseluruhan sistem. Pengujian yang dilakukan antara lain sebagai berikut:

- 1) Pengujian rangkaian Filter High Pass
- 2) Pengujian rangkaian Filter *Low Pass*
- 3) Pengujian kit AD8232
- 4) Pengujian Arduino
- 5) Pengujian pengiriman data dengan NRF24L01
- 6) Pengujian monitoring sinyal pada PC

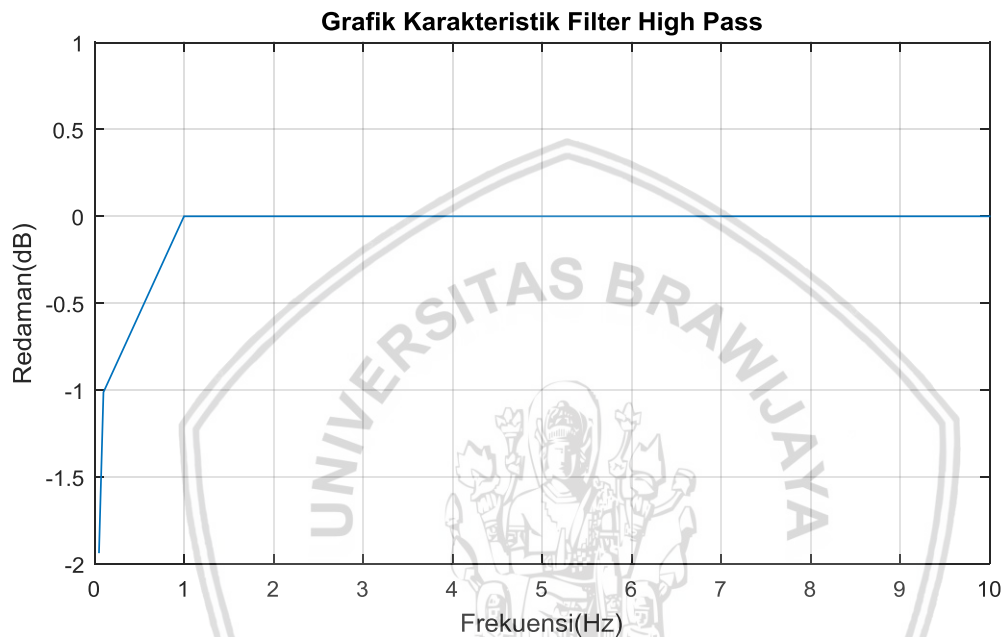
4.1. Pengujian Rangkaian Filter *High Pass*

Pengujian filter ini dilakukan untuk mengetahui karakteristik filter yang telah direalisasikan sehingga dapat diketahui efektifitas rangkaian untuk menapis sinyal gangguan yang memiliki frekuensi rendah yaitu sinyal EMG(*Electromyogram*), dan respirasi. Filter ini dirancang untuk menapis frekuensi rendah dengan frekuensi *cut-off* sebesar 0,05 Hz. Peralatan yang digunakan dalam melakukan pengujian rangkaian filter *high pass* antara lain, osiloskop analog, dan generator fungsi.

Pengujian rangkaian ini dilakukan dengan memberikan gelombang sinus yang dihasilkan oleh generator fungsi ke masukan rangkaian filter *high pass*. Keluaran dari rangkaian ini diukur dengan menggunakan osiloskop analog, kanal 1 osiloskop dihubungkan dengan generator fungsi dan kanal 2 dihubungkan pada keluaran rangkaian. Generator fungsi diatur untuk menghasilkan sinyal sinusoidal dengan frekuensi 0,05 Hz hingga 200Hz dan amplitudo 1 Vp-p(V). Pada pengujian telah didapatkan data-data seperti ditunjukkan dalam Tabel 4.1.

Tabel 4.1. Tabel Respons Frekuensi Rangkaian High Pass Filter

Frekuensi(Hz)	Vin(V _{p-p} (V)	Vout(V _{p-p} (V)	Gain (dB)
0,05	1	0,8	-0,19382
0,1	1	0,89	-0,10122
1	1	1	0
10	1	1	0
100	1	1	0
1000	1	1	0

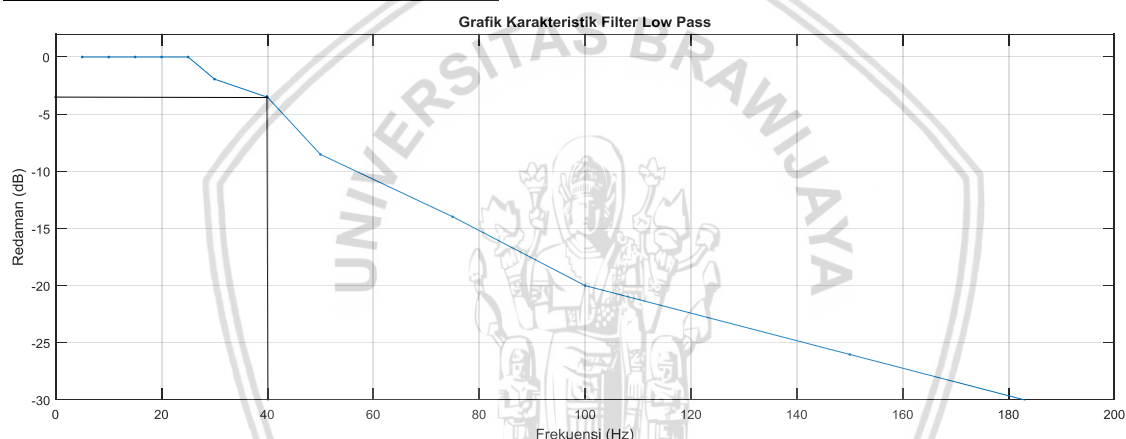
Gambar 4.1. Grafik Pengujian Rangkaian Filter *high pass*

4.2. Pengujian Rangkaian Filter *Low Pass*

Pengujian filter ini dilakukan untuk mengetahui karakteristik filter yang telah direalisasikan sehingga dapat diketahui efektifitas rangkaian untuk menapis sinyal gangguan yang mempunyai frekuensi tinggi. Filter ini dirancang untuk menapis frekuensi tinggi dengan frekuensi *cut-off* sebesar 40 Hz. Peralatan yang digunakan dalam pengujian rangkaian filter *low pass* antara lain, osiloskop analog, generator fungsi. Pengujian rangkaian ini dilakukan untuk memberikan gelombang sinus yang dihasilkan oleh generator fungsi ke masukan rangkaian filter *low pass*. Keluaran dari rangkaian ini diukur dengan menggunakan osiloskop analog, kanal 1 osiloskop dihubungkan dengan generator fungsi dan kanal 2 dihubungkan pada keluaran rangkaian. Generator fungsi diatur untuk menghasilkan sinyal sinusoidal dengan amplitudo 1 V_{p-p} dengan rentang frekuensi 5 Hz hingga 200Hz. Pada pengujian telah didapatkan data seperti ditunjukkan dalam Tabel 4.2.

Tabel 4.2. Tabel Respons Frekuensi Rangkaian *Low Pass Filter*

Frekuensi (Hz)	Gain (dB)
5	0
10	0
15	0
20	0
25	0
30	-1.9382003
40	-3.5218252
50	-8.5193746
75	-13.9794
100	-20
150	-26.0206
200	-32.0412



Gambar 4.2. Grafik Karakteristik *Low Pass Filter*

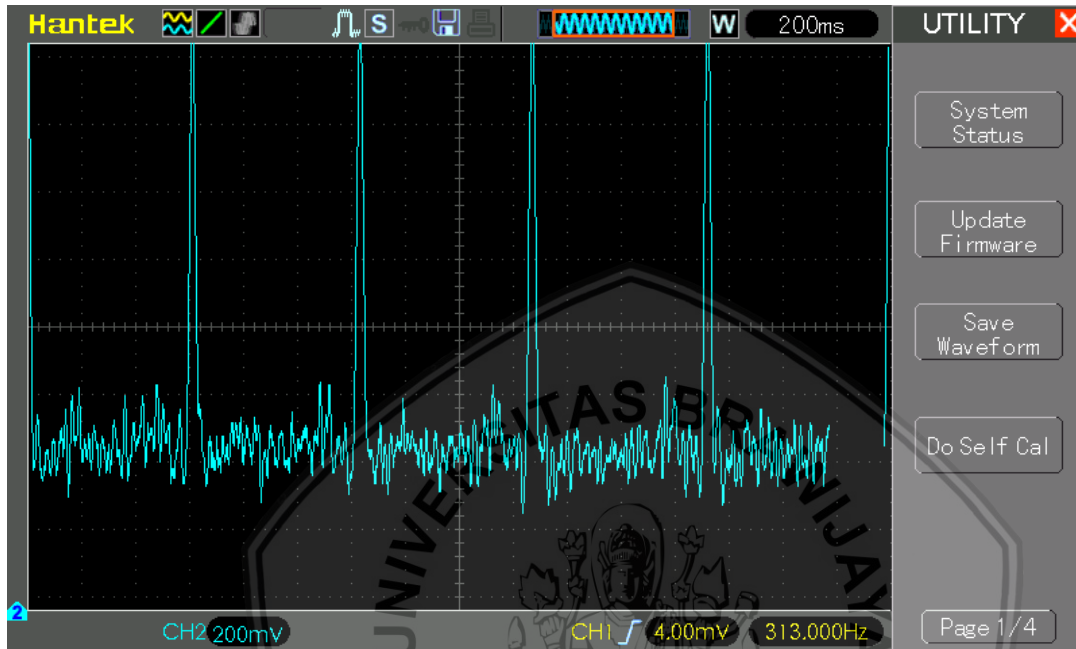
4.3. Pengujian kit AD8232

Pada pengujian kit AD8232 ini bertujuan untuk mengetahui kinerja alat dalam menguatkan sinyal elektrokardiograf dan meloloskan sinyal *noise*. Hasil yang akan diamati adalah dengan melihat grafik sinyal pada osiloskop. Pada pengujian ini dibutuhkan beberapa prosedur pengoperasian alat agar gambar sinyal EKG pada osiloskop dapat terlihat. Prosedur pengujian tersebut adalah sebagai berikut:

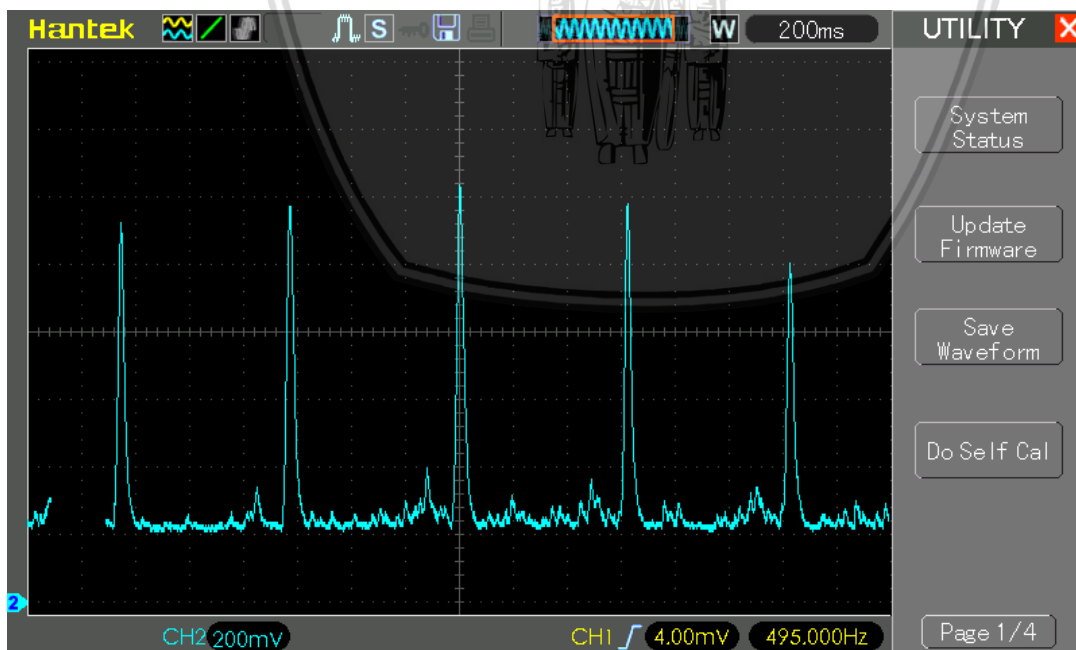
1. Subjek pengambilan data dihubungkan dengan elektroda 1-lead, dimana elektroda warna hijau di pergelangan tangan kiri, merah di pergelangan tangan kanan, dan kuning di pergelangan kaki kanan
2. Pin output AD8232 dihubungkan dengan probe osiloskop channel 1 200mv/div

Hasil dari keluaran AD8232 dapat dilihat pada gambar Gambar 4.3 . Pada gambar tersebut terlihat masih terdapat banyak nosie yang masih terbaca oleh osiloskop. Pada percobaan selanjutnya pin output AD8232 dihubungkan dengan masukan filter *high pass*

dan filter *low pass* orde dua dengan op amp LM358D. Hasil dari keluaran AD8232 setelah melalui filter dapat dilihat pada gambar Gambar 4.4 dimana sinyal noise dari pergerakan otot dapat lebih diredam daripada tanpa menggunakan filter dengan op amp LM358D. Hal ini dikarenakan frekuensi kritis filter *high pass* di dalam AD8232 adalah 0,5 Hz sedangkan pada LM358D filter *high pass* memiliki frekuensi kritis 0,05 Hz.



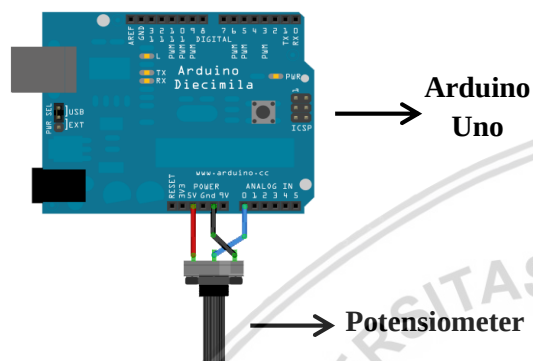
Gambar 4.3. Sinyal keluaran AD8232



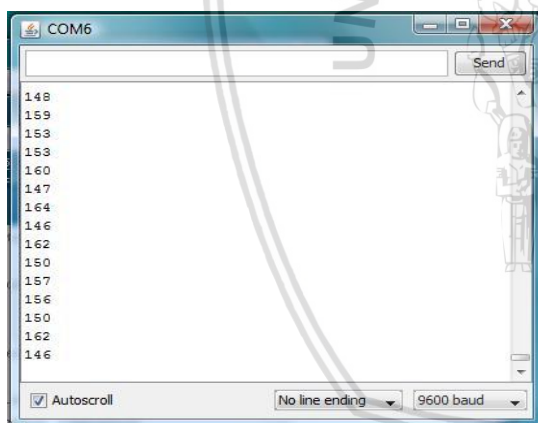
Gambar 4.4. Sinyal keluaran AD8232 melalui filter

4.4. Pengujian Arduino

Pengujian arduino dilakukan untuk menguji ADC dari arduino serta transfer serialnya. Karena menggunakan 10 bit ADC maka nilai diskrit keluaran arduino berkisar 0-1023. Arduino dirangkai seperti pada Gambar 4.5, dengan memutar potensiometer secara perlahan akan mengubah nilai bacaan ADC yang ditampilkan di Serial monitor. Hasil bacaan nilai analog dan dikirimkan secara serial memperlihatkan nilai yang berubah step demi step seperti pada Gambar 4.6.



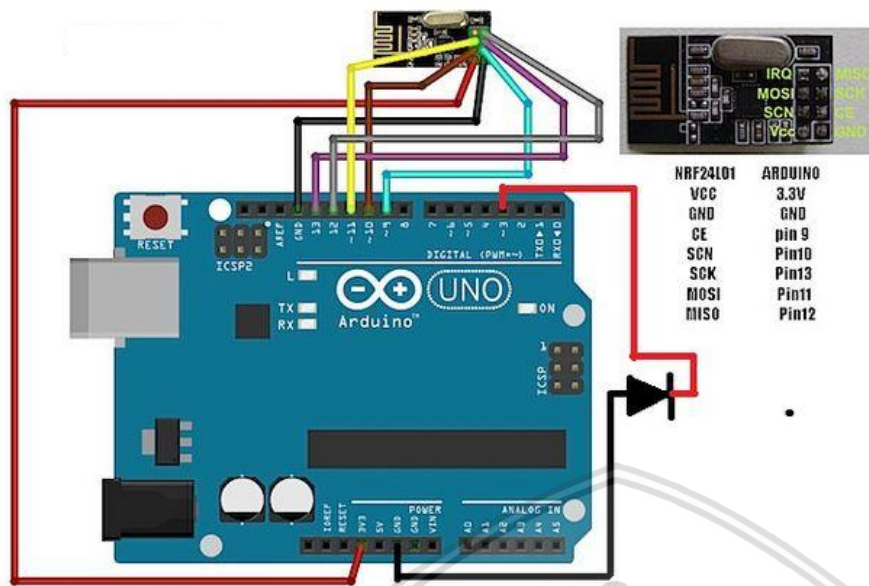
Gambar 4.5. Pengujian Arduino



Gambar 4.6. Hasil Serial Transfer Arduino

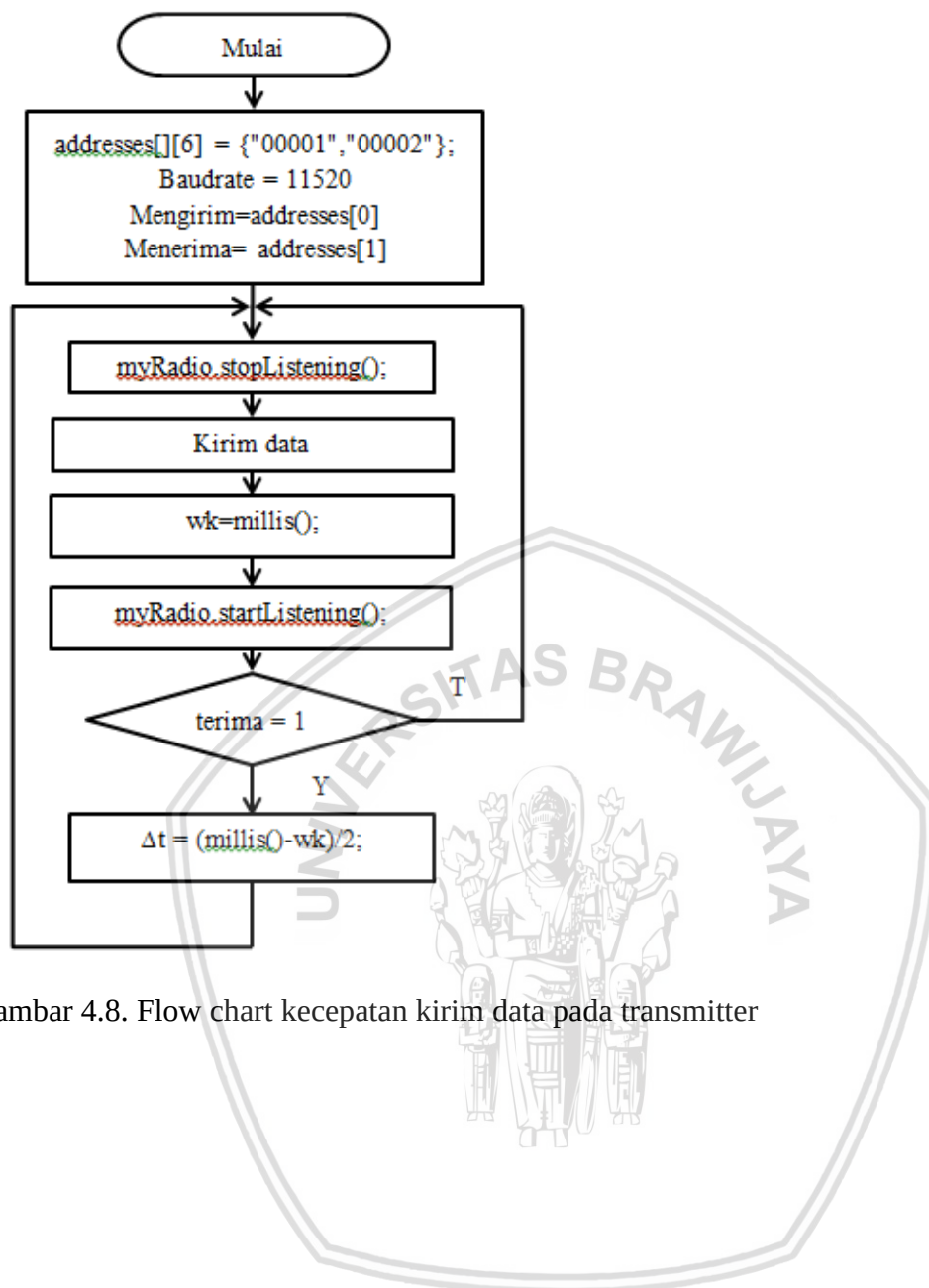
4.5. Pengujian pengiriman data dengan NRF24L01

Pengujian pengirimandata secara wireless dengan NRF24L01 dilakukan dengan menyambungkan NRF24L01 dan Arduino. Pengujian ini dilakukan untuk menguji jarak dan kecepatan kirim data oleh NRF24L01. Pada program Arduino IDE, NRF24L01 diatur pada kondisi kerja maksimum dan menggunakan dua jalur komunikasi untuk dapat berkomunikasi dua arah. Arduino dan NRF24L01 dirangkai seperti pada Gambar 4.7.

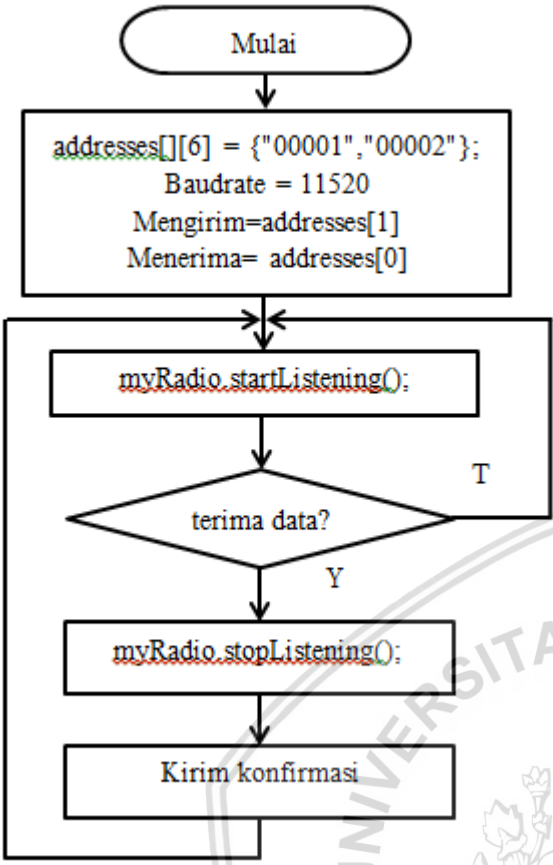


Gambar 4.7. Rangkaian Pengujian NRF24L01 dengan Arduino

Dengan mengirim data angka dari NRF sebagai transmitter lalu akan diterima oleh NRF sebagai receiver dan mengirimkan data konfirmasi. Flow chart dari transmitter dan receiver untuk pengukuran kecepatan kirim data dapat dilihat pada Gambar 4.8 dan Gambar 4.9. Data yang dikirim dan kecepatan waktu kirim sampai dapat data konfirmasi akan ditampilkan di serial monitor. Hasil bacaan data yang dikirim dan konfirmasi dari receiver pada serial monitor dapat dilihat pada Gambar 4.10. Untuk data jarak dan kecepatan kirim data tanpa penghalang dapat dilihat pada Tabel 4.3. Kemudian dilakukan juga pengujian pengiriman data dengan diberi halangan berupa tembok. Perangkat receiver diletakkan di dalam rumah lalu perangkat transmitter dibawa ke halaman luar rumah. Data jarak dan kecepatan kirim data dengan penghalang dapat dilihat pada Tabel 4.4.



Gambar 4.8. Flow chart kecepatan kirim data pada transmitter



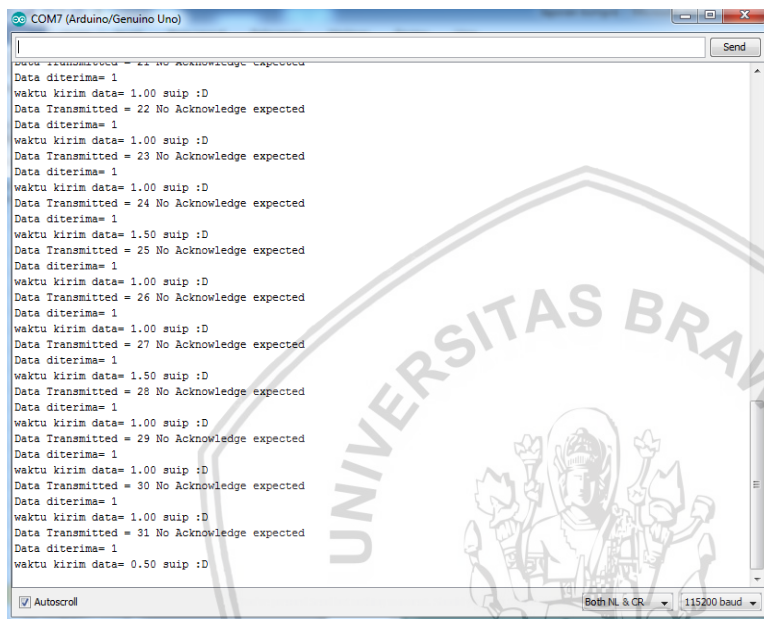
Gambar 4.9. Flow chart kecepatan kirim data pada receiver

Tabel 4.3. Tabel Kecepatan kirim data NRF24L01 tanpa halangan

Jarak (m)	Kecepatan kirim (ms)
0.1	1
1	1
10	1
20	1
30	1
40	1,5
50	1,5
60	1,5
70	1,5
80	1,5

Tabel 4.4. Tabel Kecepatan kirim data NRF24L01 dengan halangan

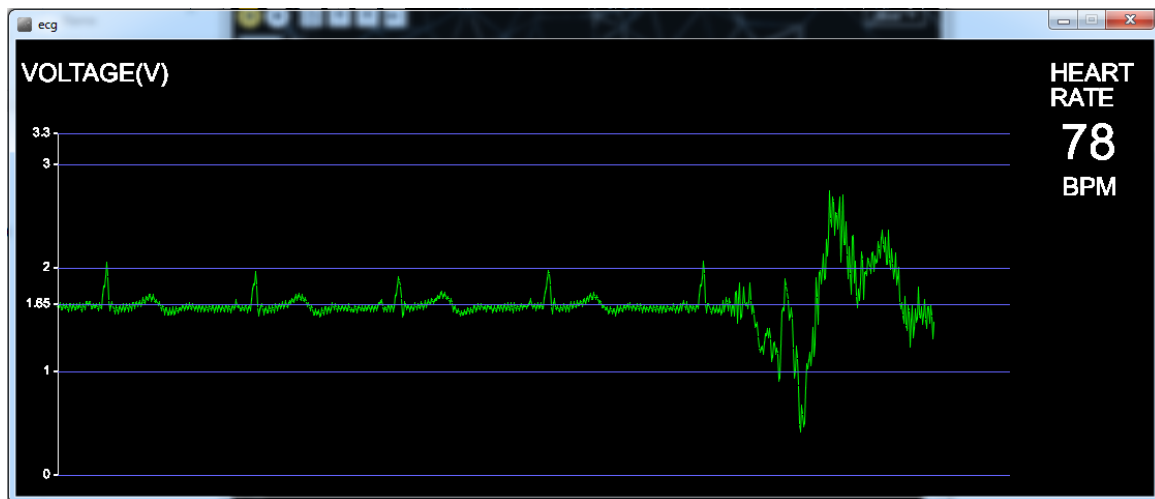
Jarak (m)	Kecepatan kirim (ms)
0.1	1
1	1
10	1
20	1
30	1



Gambar 4.10. Hasil serial monitor kecepatan kirim terima data NRF24L01

4.6. Pengujian monitoring sinyal pada PC

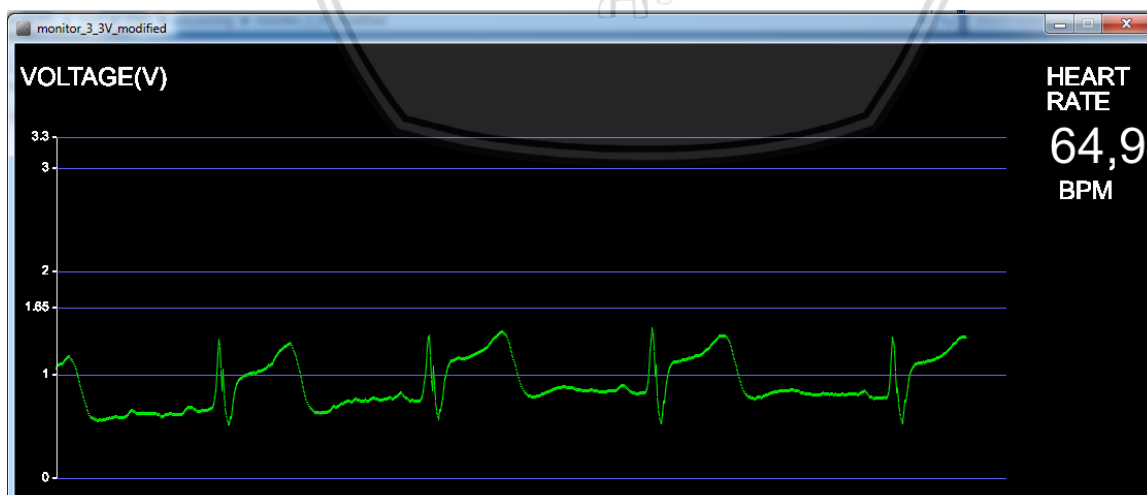
Pengujian ini dilakukan untuk mengetahui bentuk sinyal elektrokardiograf yang dibaca dan ditampilkan dalam layar komputer menggunakan software Processing. Tampilan pada layar komputer meliputi tegangan sinyal elektrokardiograf yang berasal dari kit AD8232. Selain sinyal elektrokardiograf, pada tampilan ini juga menampilkan denyut jantung per menitnya. Tampilan monitoring sinyal elektrokardiograf tanpa menggunakan filter dan dengan filter dapat dilihat pada Gambar 4.11 dan Gambar 4.12. Pada pengujian ini juga ditampilkan bentuk sinyal elektrokardiograf dengan teknik sadapan lead I, lead II, dan lead III pada Gambar 4.13, Gambar 4.14, dan Gambar 4.15.



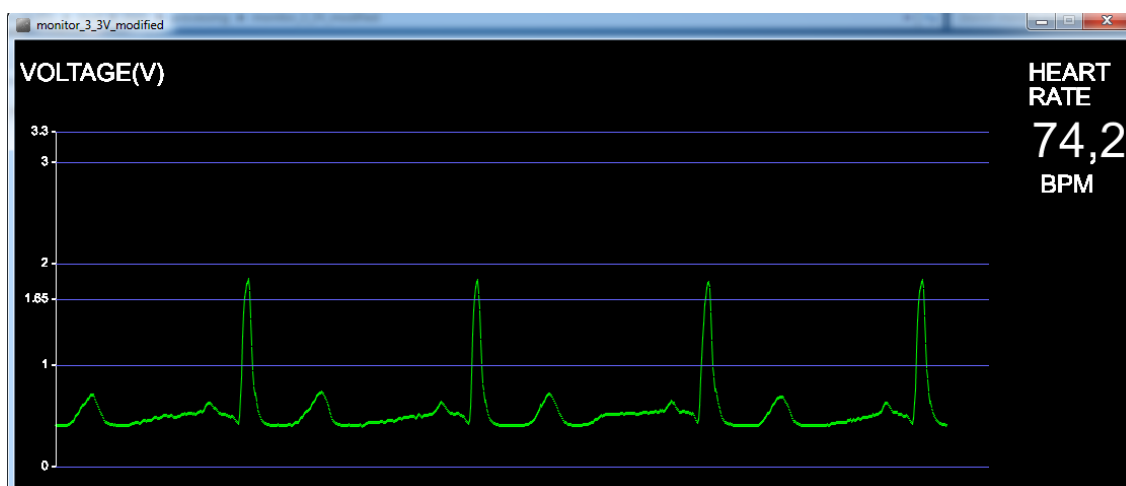
Gambar 4.11. Hasil monitoring sinyal tanpa filter dengan Processing



Gambar 4.12. Hasil monitoring sinyal melalui filter dengan Processing



Gambar 4.13. Sinyal elektrokardiograf sadapan lead I



Gambar 4.14. Sinyal elektrokardiograf sadapan lead II



Gambar 4.15. Sinyal elektrokardiograf sadapan lead III

4.7. Perbandingan hasil

Pada penelitian sebelumnya yaitu Wireless Lan Electrocardiograph digunakan penguat instrumentasi AD620 untuk menguatkan sinyal listrik jantung, dan band pass filter dengan frekuensi kritis 0,5 – 40 Hz direalisasikan menggunakan OP07. Kemudian untuk pengelola sinyal digunakan mikroprosesor AT89C2051, dan untuk ADC digunakan ADC 8 bit 0804. Perangkat modul *embedded wireless LAN* yang digunakan adalah Wiz610wi produk dari WIZNET®. Dilihat dari jumlah komponen penelitian ini lebih sederhana karena dalam arduino sudah terdapat ADC 10 bit dan harga komponen NRF24L01 relatif lebih murah daripada Wiz610wi.

Jarak transmisi penelitian sebelumnya diukur untuk jarak 50 dan 70 meter tanpa penghalang dengan hasil pengukuran delay seperti pada Tabel 4.5. Dari pengukuran terlihat bahwa *delay* lebih kecil dari 10 ms. Pada penelitian ini pengukuran waktu kirim dengan NRF24L01 relatif lebih cepat daripada penelitian terdahulu yang memakai

Wiz610wi yaitu 1 sampai 1,5 ms. Serta pada penelitian sebelumnya pergerakan *user* menyebabkan *noise* yang cukup signifikan dikarenakan peletakan elektroda pada tangan dan kaki. Pada penelitian ini peletakan elektroda berada pada dada dan bagian perut sehingga sinyal listrik jantung yang dihasilkan tidak terlalu terganggu oleh pergerakan otot yang lain seperti lengan dan kaki. Contohnya pada Gambar 4.11 dengan peletakan elektroda pada tangan dan kaki, *noise* pergerakan lengan terlihat dengan jelas pada sinyal terakhir. Sedangkan dengan peletakan elektroda pada sekitar dada *noise* pergerakan dapat lebih diredam seperti pada Gambar 4.12.

Tabel 4.5. Tabel hasil pengukuran jarak transmisi (Rizal, Achmad dan Jondri, 2010).

Pengukuran	Mean Delay (s)	
	Jarak 50 m	Jarak 70 m
Pengukuran Pertama	0.005584	0.008431
Pengukuran Kedua	0.007465	0.010967
Pengukuran Ketiga	0.009107	0.010139
Rata-rata Jumlah	0.00738533	0.009929333

BAB V

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1. Kesimpulan

Berdasarkan perencanaan, pembuatan dan pengujian yang telah dilakukan terhadap alat baik pengujian pada sub-sistem maupun pengujian seluruh sistem, maka dapat disusun kesimpulan sebagai berikut:

- 1) Untuk membuat elektrokardiograf portable terdiri dari rangkaian penguat instrumentasi AD8232, filter aktif yang digunakan adalah OPAMP 358 dengan frekuensi *cut off* pada *low pass* filter sebesar 40 Hz dan frekuensi *cut off* pada filter *high pass* sebesar 0,05 Hz yang dapat menekan sinyal-sinyal gangguan (*noise*) dengan error -0,5 dB. Kemudian dua Arduino sebagai pengirim dan penerima sinyal elektrokardiograf dengan perangkat pengirim data secara *wireless* NRF24L01 yang dapat menjangkau 80 m dengan delay waktu kirim data 1 - 1,5 ms tanpa penghalang dan dengan penghalang tembok hanya sampai 30 m.
- 2) Pembacaan grafik sinyal elektrokardiograf selama pengujian dapat terlihat jelas pada komputer menggunakan software Processing dengan sadapan modified chest lead II, serta telah melewati filter aktif *band pass* filter 0,05-40 Hz untuk menghilangkan noise jala-jala dan otot selain jantung.

5.2. Saran

Meskipun alat telah dapat bekerja sesuai dengan yang diharapkan, namun ada beberapa hal yang perlu diperhatikan dikemudian hari. Hal-hal tersebut antara lain:

- 1) Sinyal EKG diolah lebih lanjut dengan menggunakan filter digital untuk menghilangkan *noise* dan mendapatkan sinyal yang lebih bersih.
- 2) Untuk menambah kualitas sadapan juga disarankan memakai elektroda aktif yang kualitasnya lebih bagus seperti elektroda yang dapat dipakai terus menerus.

- 3) Memperbanyak *channel* EKG sehingga mampu mendeteksi lokasi sadapan lebih dari satu.
- 4) Tampilan pada komputer atau PC sebaiknya ditambahkan tampilan tekanan darah dan tampilan dibuat lebih bagus lagi.



DAFTAR PUSTAKA

- Clayton, George dan Winder, Steve . 2003. *Operational Amplifiers* . Penerbit Erlangga
- Coughlin, Robert F dan Driscoll, Frederick F . 1982. *Penguat Operasional dan Rangkaian Terpadu Linear*. Penerbit Erlangga. D. Jennings Flint B.C.H. Turton and L.D.M. Nokes, 1995, *Introduction to Medical Electronics Applications*, London: Little, Brown and company.
- H. Jin and B. Miao, "Design of holter ecg system based on msp430 and usb technology," in *Bioinformatics and Biomedical Engineering, 2007. ICBBE 2007. The 1st International Conference on*. IEEE, 2007, pp. 976– 979.
- Hadiyoso, Sugondo dkk., 2013, *Desain Mini Wearable Ecg Berbasis Mikrokontroler*, Faculty of Engineering Telkom University.
- Karim, S. (1996). *EKG dan Penanggulangan Beberapa Penyakit Jantung Untuk Dokter Umum*. Jakarta: Balai Penerbit FK UI.
- Kementerian Kesehatan RI, 2014, *Situasi Kesehatan Jantung*, Pusat Data dan Informasi Kementerian Kesehatan RI.
- Kugelsadt, Thomas . 2005. Getting the most out of your instrumentation amplifier design . *Analog Applications Journal*.
- Purwaningsih, Dyah dan Sutrisno, Hari, 2012, *PENGEMBANGAN MATERIAL $Li_{1+x}Mn_2O_4$ UNTUK APLIKASI ELEKTRODA POSITIF BATERAI LITUM*, Prosiding Seminar Nasional Penelitian, Pendidikan dan Penerapan MIPA, Fakultas MIPA, Universitas Negeri Yogyakarta, 2 Juni 2012.
- Rizal, Achmad dan Jondri, 2010, *Wireless Lan Electrocardiograph (Ecg)*, Bali, Konferensi Nasional Sistem dan Informatika 2010.
- Webster, E. (1981). *Design of Microcomputer-base Medical Instrumentation*. Prentice Hall International.
- Webster, John G, 2005, *Medical Instrumentation Application and Design*, New Jersey : John Wiley & Sons.
- WHO. (2014). World Health Organisation report. WHO.
- Zumbahlehn, Hank . 2008. *Linear Circuit Design Handbook*. Elsevier.
- Datasheet AD8232, <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD8232.pdf> diakses terakhir tanggal 29 Juni 2018.
- Datasheet LM358, <https://www.onsemi.com/pub/Collateral/LM358-D.PDF> diakses terakhir tanggal 29 Juni 2018.

Datasheet LM358,

https://www.sparkfun.com/datasheets/Components/nRF24L01_prelim_prod_spec_1_2.pdf diakses terakhir tanggal 29 Juni 2018.



LAMPIRAN





Gambar Alat pengirim sinyal EKG





LISTING PROGRAM

ARDUINO PENGIRIM KECEPATAN KIRIM

```
#include <SPI.h>

#include "RF24.h"

RF24 myRadio (7, 8); // "myRadio" is the identifier you will use in following methods

byte addresses[][6] = {"00001","00002"};

int dataTransmitted=1;

int terima;

unsigned long wk, wt;

float selisih;

void setup()  /***** SETUP: RUNS ONCE *****/
{
    Serial.begin(115200);
    delay(1000);
    Serial.println(F("RF24/Simple Transmit data Test"));
    Serial.println(F("Questions: terry@yourduino.com"));
    myRadio.begin();
    myRadio.setChannel(108);
    myRadio.setPALevel(RF24_PA_MAX);
    myRadio.openWritingPipe( addresses[1]);
    myRadio.openReadingPipe(1, addresses[0]);
}

void loop()  /***** LOOP: RUNS CONSTANTLY *****/
{
    delay(1000);
```

```

delay(1);
myRadio.stopListening();
myRadio.write( &dataTransmitted, sizeof(dataTransmitted) );
Serial.print(F("Data Transmitted = "));
Serial.print(dataTransmitted);
Serial.println(F(" No Acknowledge expected"));
wk=millis();
delay(1);
myRadio.startListening();
while(!myRadio.available());
myRadio.read(&terima, sizeof(terima));
selisih = float((millis()-wk)/2.0);
Serial.print(F("Data diterima= "));
Serial.println(terima);
Serial.print(F("waktu kirim data= "));
Serial.print(selisih);
Serial.println(F(" suip :D"));
dataTransmitted++;
if(dataTransmitted>100){dataTransmitted=0;}
}!--(end main loop )---

```

ARDUINO PENERIMA KECEPATAN KIRIM

```

#include <SPI.h>
#include "RF24.h"
RF24 myRadio (7, 8);
byte addresses[][6] = {"00001","00002"};
int dataReceived; // Data that will be received from the transmitter
int kirim=1;

```

```

void setup()  /***** SETUP: RUNS ONCE *****/
{
    Serial.begin(115200);
    delay(1000);
    myRadio.setChannel(108);
    myRadio.setPALevel(RF24_PA_MAX);
    myRadio.openWritingPipe( addresses[0]);
    myRadio.openReadingPipe(1, addresses[1]);
} //--(end setup )---

void loop()  /***** LOOP: RUNS CONSTANTLY *****/
{
    delay(1);
    myRadio.startListening();
    if ( myRadio.available() ) // Check for incoming data from transmitter
    {
        while (myRadio.available() ) // While there is data ready
        {
            myRadio.read( &dataReceived, sizeof(dataReceived) );
            Serial.print("data ditrima= ");
            Serial.println(dataReceived);
        }
        delay(1);
        myRadio.stopListening();
        myRadio.write( &kirim, sizeof(kirim) );
    }
}

```

```

    } //END Radio available

} //--(end main loop )---

```

ARDUINO PENGIRIM

```

#include <SPI.h>
#include "RF24.h"
RF24 myRadio (7, 8);
byte addresses[][6] = {"1Node"};
int x;
int n=-1;
void setup()
{
    analogReference(EXTERNAL);
    Serial.begin(115200);
    delay(1000);
    pinMode(9, INPUT); // Setup for leads off detection LO +
    pinMode(10, INPUT); // Setup for leads off detection LO -
    myRadio.begin(); // Start up the physical nRF24L01 Radio
    myRadio.setChannel(108); // Above most Wifi Channels
    //myRadio.setPALevel(RF24_PA_MIN);
    myRadio.setPALevel(RF24_PA_MAX); // Uncomment for more power

    myRadio.openWritingPipe( addresses[0]);
    delay(1000);
} //--(end setup )---

void loop()
{
    if(((digitalRead(9) == 1)|| (digitalRead(10) == 1)){
        Serial.println(n);
    }
    else{
        x=analogRead(A0);

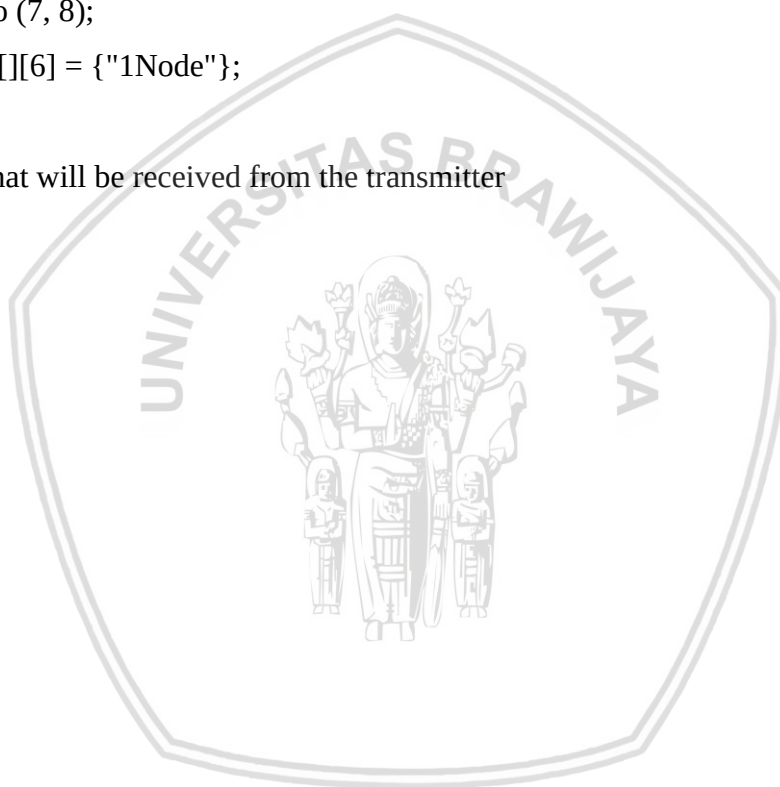
```

```
myRadio.write( &x, sizeof(x) ); // Transmit the data
Serial.println(x);
delay(1);
}
}
```

ARDUINO PENERIMA

```
#include <SPI.h>
#include "RF24.h"
RF24 myRadio (7, 8);
byte addresses[][6] = {"1Node"};
float v;
int g; // Data that will be received from the transmitter
int sensor= 0;
int x[100];
int j=0;
int r1;
int r2;
int dr;
int ts,tl;
int s;
int QR,RS;
int bpm;
void setup()
{
  Serial.begin(115200);
  delay(1000);
  myRadio.begin(); // Start up the physical nRF24L01 Radio
  myRadio.setChannel(108); // Above most Wifi Channels
  //myRadio.setPALevel(RF24_PA_MIN);
  myRadio.setPALevel(RF24_PA_MAX); // Uncomment for more power

  myRadio.openReadingPipe(1, addresses[0]);
```



```
myRadio.startListening();
```

```
}//--(end setup )---
```

```
void loop()
```

```
{
```

```
if ( myRadio.available()) // Check for incoming data from transmitter
```

```
{
```

```
while (myRadio.available()) // While there is data ready
```

```
{
```

```
myRadio.read( &g, sizeof(g) );
```

```
}
```

```
// DO something with the data, like print it
```

```
if(j>=1000){j=0;}
```

```
if(g<0){Serial.println("!");}
```

```
else{
```

```
for (int i=0; i < 24; i++){
```

```
x[i]=x[i+1];
```

```
}
```

```
x[24]=g;
```

```
sensor=g;
```

```
v=float(sensor/1023.0*3.3);
```

```
Serial.println(v);
```

```
QR=x[12]-x[0];
```

```
RS=x[12]-x[24];
```

```
if((QR>=150)&&(RS>=150)){
```

```
    r1=r2;
```

```
    r2=j;
```

```
    dr=r2-r1;
```

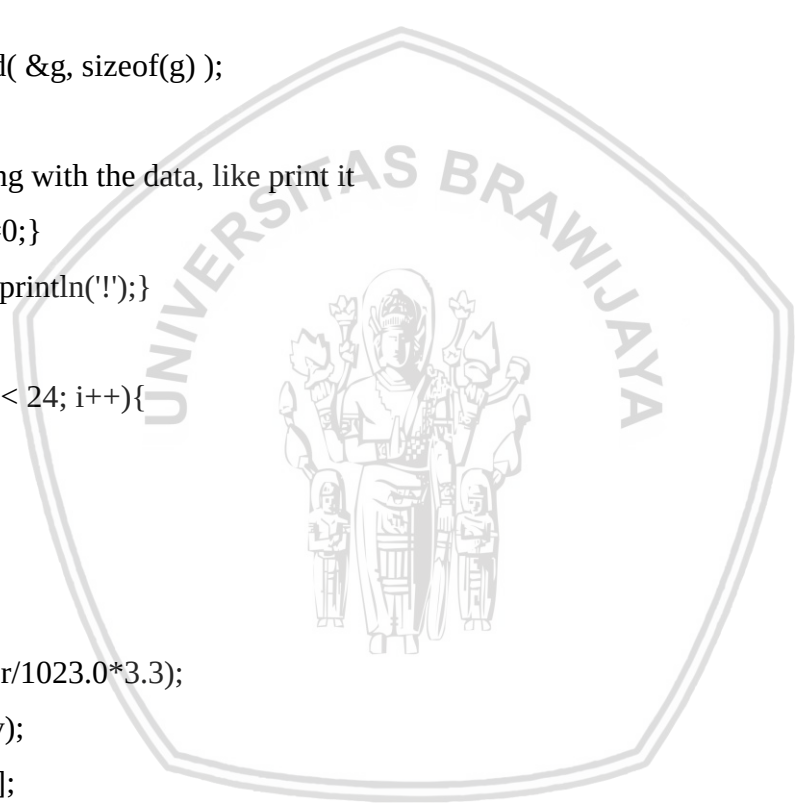
```
    if(dr<0){dr=r2+1000-r1;}
```

```
    else if((dr<=0)&&(dr<10)){
```

```
        r2=r1;
```

```
    }
```

```
    if(dr>=10){
```



```

        bpm=float(60.0*1000.0/(dr*4.0));
        Serial.println(bpm+5.0);}
    }
    j++;
} //END Radio available

}/--(end main loop )---

```

PROCESSING

```

import processing.serial.*;

PFont f;
PFont F;
PFont B;

Serial myPort;    // The serial port
int xPos = 40;    // horizontal position of the graph
float height_old = 0;
float height_new = 0;
float inByte = 0;
float inByte1 = 0;
float bpm = 0;

void setup () {
    f = createFont("Arial",12,true);
    F = createFont("Arial",24,true);
    B = createFont("Arial",48,true);
    size(1100, 440); // set the window size:

    // List all the available serial ports
    println(Serial.list());

```

myPort = new Serial(this, Serial.list()[0], 115200); // Open whatever port is the one you're using.

myPort.bufferUntil('\n'); // don't generate a serialEvent() unless you get a newline character:

```
// set initial background:
background(0);
}
```

void draw () {}

// everything happens in the serialEvent()

void serialEvent (Serial myPort) {

String inString = myPort.readStringUntil('\n'); // get the ASCII string:

if (inString != null) {

inString = trim(inString); // trim off any whitespace:

// If leads off detection is true notify with blue line

if (inString.equals("!")) {

stroke(0, 0, 0xff); //Set stroke to blue (R, G, B)

inByte1 = 512; // middle of the ADC range (Flat Line)

}

// If the data is good let it through

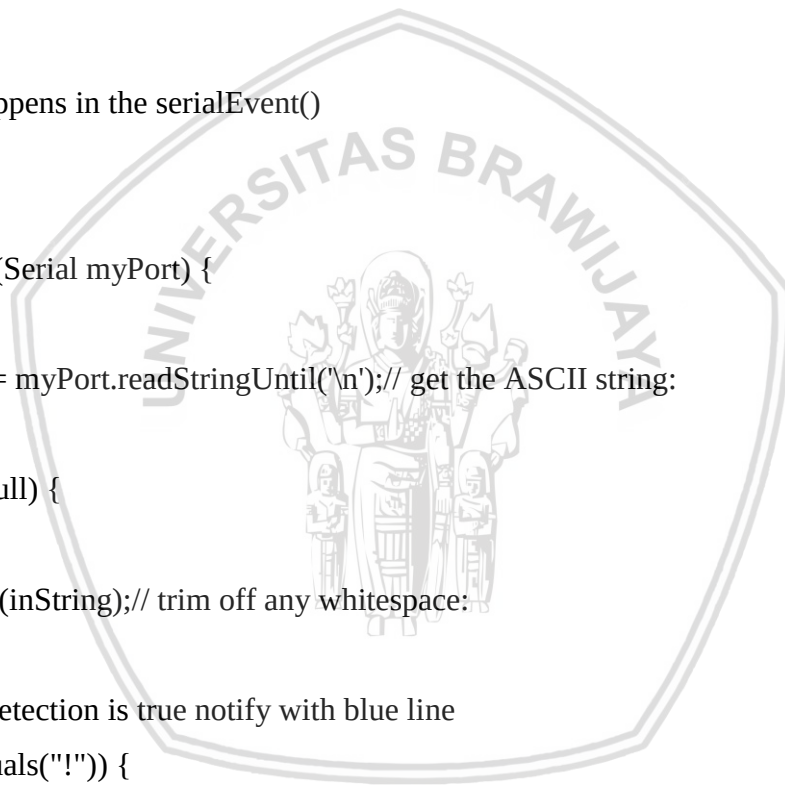
else {

stroke(0xff, 0, 0); //Set stroke to red (R, G, B)

inByte1 = float(inString);

}

//Map and draw the line for new data point



```

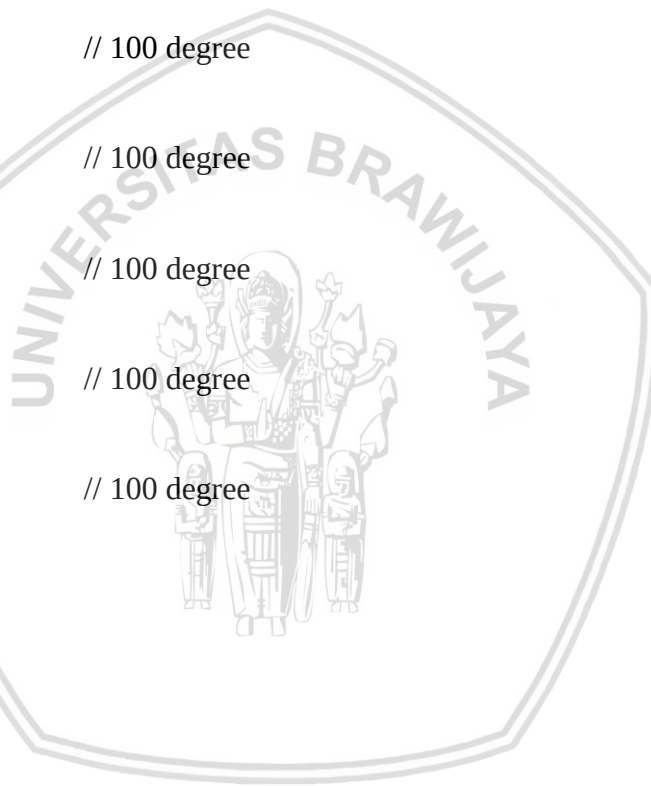
    if(inByte1 >= 5){bpm=inByte1 - 5;}
    else {inByte=inByte1;
    println(inByte);
    inByte = map(inByte, 0, 3.3, 0, 330);
    height_new = height - inByte-20;}

    //strokeWeight(4);
fill(0xff);
textFont(f);
textAlign(RIGHT);           // 100 degree
text("3.3 -",40,93);
textAlign(RIGHT);           // 100 degree
text("3 -",40,123);
textAlign(RIGHT);           // 100 degree
text("2 -",40,223);
textAlign(RIGHT);           // 100 degree
text("1.65 -",40,258);
textAlign(RIGHT);           // 100 degree
text("1 -",40,323);
textAlign(RIGHT);           // 100 degree
text("0 -",40,423);

textFont(F);
fill(0xff);
textAlign(LEFT);
text("VOLTAGE(V)",5,40);
text("HEART",1000,40);
text("RATE",1000,64);
text("BPM",1012,150);

stroke(0);
fill(0);
rect(1000,67,100,50);
textFont(B);
fill(0xff);

```



```

text(bpm,990,115);

stroke(0xff);          // voltage line
line(40,height-20,40,90);

stroke(0xff);          // Time line
line(40,height-20,960,height-20);

stroke(100,100,255);   // 0V line
line(40,420,960,420);

stroke(100,100,255);   // 3.3V line
line(40,90,960,90);

stroke(100,100,255);   // 3V line
line(40,120,960,120);

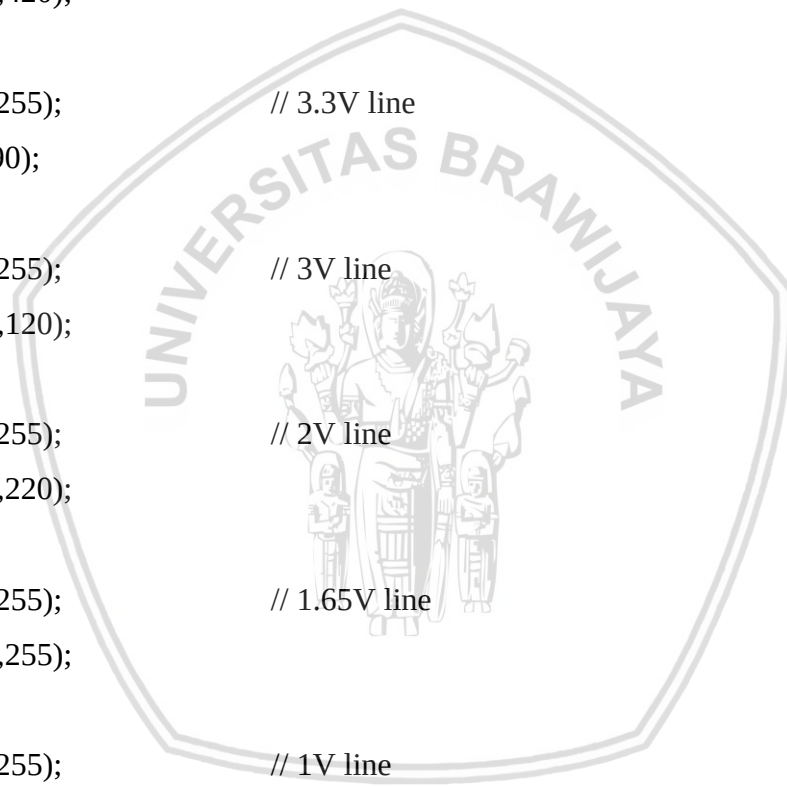
stroke(100,100,255);   // 2V line
line(40,220,960,220);

stroke(100,100,255);   // 1.65V line
line(40,255,960,255);

stroke(100,100,255);   // 1V line
line(40,320,960,320);

stroke(0, 0xff, 0);
//strokeWeight(2);
line(xPos-1, height_old+2, xPos, height_new);
height_old = height_new;
// at the edge of the screen, go back to the beginning:
if (xPos >= 960) {
    xPos = 40;
    background(0x00);

```



```
}  
else {  
    // increment the horizontal position:  
    xPos++;  
}  
}  
}
```



