

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1. Studi Pustaka

Penyusunan proposal tugas akhir dengan judul “*Heart Rate Variability* pada Mahasiswa Perokok dan Non-Perokok” meninjau penelitian sebelumnya guna studi pustaka.

Penelitian sebelumnya oleh Fajar Anggoro Sakti tahun 2008, dengan judul “Perancangan Perangkat Monitoring EKG Berbasis Mikrokontroler ATmega 8535” Pada penelitian ini, membuat perangkat keras (*hardware*) dan perangkat lunak (*software*). Perancangan perangkat keras meliputi rangkaian catu daya yaitu menggunakan transformator CT, diode sebagai peyearah, ELCO sebagai *filter* dan IC regulator 7805, 7809, dan 7909. Rangkaian pengolah sinyal meliputi penguat instrumentasi, penguat amplifier, *filter*, serta *summing amplifier*. Rangkaian mikrokontroler sebagai pengendali terdiri dari mikrokontroler ATmega 8535 dan kristal 12 Mhz. Kristal ini berfungsi sebagai pembangkit *clock* pada mikrokontroler. Visualisasi menggunakan LCD. Dan perancangan perangkat lunak menggunakan bahasa *assembler*. Perbedaannya dengan tugas akhir yang akan dibuat, pada tugas akhir tidak hanya membuat alat yang dapat menampilkan sinyal EKG tetapi juga memonitoring *Heart Rate Variability* dan menganalisa HRV pada mahasiswa perokok dan non perokok. Selain itu pada tugas akhir menggunakan NI DAQ sebagai akuisisi data dan PC (*Personal Computer*) sebagai visualisasi gelombang denyut jantung.

Pada penelitian lain dengan judul “Rancang Bangun Detektor Jantung” oleh Frendy Hermawan tahun 2008. Pada penelitian ini, membuat alat yang dapat mendeteksi denyut jantung ibu yang sedang hamil dan janin yang dikandungnya. Sensor yang digunakan untuk mendapatkan sinyal dari jantung menggunakan condensor mic. Karena frekuensi denyut jantung ibu dan janin berbeda yakni denyut jantung ibu berkisar antara 40-50 Hz dan janin 12-20 Hz maka diperlukan pemisah antara interferensi denyut jantung ibu dan janin. Prinsip kerja alat, condensor mic digunakan untuk menangkap sinyal suara denyut jantung yang kemudian dikuatkan oleh *pre-amplifier* karena output condensor mic sangat kecil, setelah itu untuk memisahkan interferensi denyut jantung janin dan ibu hamil menggunakan 2 buah filter yang memiliki *bandwidth* yang berbeda. Output filter akan masuk sebagai input pada ADC dimana fungsi ADC digunakan untuk mengkonversi data analog ke data digital agar dapat diolah mikrokontroller. Data dari mikrokontroller akan di kirim ke PC yang berupa tampilan grafik dan dikeluarkan suara dari denyut jantung melalui speaker aktif setelah melalui amplifier. Perbedaan dengan tugas akhir yang akan dibuat, pada tugas akhir tidak menganalisa denyut jantung ibu dan janin tetapi menganalisa *heart rate variability* mahasiswa perokok dan non perokok.

Dari uraian sebelumnya tentang penelitian yang telah ada terkait dengan *heart rate variability*, saya ingin melakukan penelitian tugas akhir dengan judul “*Heart Rate Variability* pada Mahasiswa Perokok dan Non-Perokok”.

2.2. Biopotensial

Pada sel dalam keadaan istirahat terdapat beda potensial di antara kedua sisi membrannya. Keadaan sel seperti ini disebut keadaan polarisasi. Bila sel pada kondisi polarisasi diberi rangsangan dengan level yang cukup maka sel akan berubah dari keadaan istirahat menuju ke keadaan aktif. Dalam keadaan aktif, potensial mengalami perubahan dari negatif menjadi positif, perubahan ini disebut depolarisasi. Depolarisasi dimulai dari suatu titik di membran sel dan kemudian merambat ke seluruh permukaan membran.

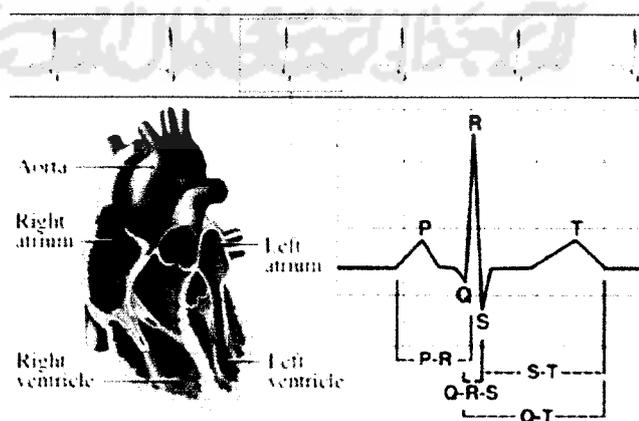
Setelah mengalami depolarisasi sempurna, sel selanjutnya melakukan repolarisasi. Dalam keadaan repolarisasi, potensial membran berubah dari positif menjadi negatif.

Aktivitas sel dari keadaan polarisasi menjadi depolarisasi dan kemudian kembali ke polarisasi lagi disertai dengan terjadinya perubahan-perubahan pada potensial membran sel. Perubahan tersebut adalah dari negatif di sisi dalam berubah menjadi positif dan kemudian kembali lagi menjadi negatif. Perubahan ini menghasilkan suatu impuls tegangan yang disebut potensial aksi (*action potential*). Potensial aksi dari suatu sel akan dapat memicu aktivitas sel-sel lain yang ada di sekitarnya.

Pada aktivitas biopotensial jantung dimulai dari keadaan istirahat, kemudian kontraksi atrium, disusul kontraksi ventrikel dan kembali istirahat merupakan siklus yang berulang terus menerus sepanjang hidup.

2.3. Elektrokardiograf

Elektrokardiograf adalah suatu alat dengan elektrode yang terpasang di permukaan kulit yang digunakan untuk mengamati aktivitas listrik otot jantung. Sedangkan Elektrokardiogram adalah suatu grafik yang menggambarkan rekaman listrik jantung. Kegiatan listrik jantung dalam tubuh dapat dicatat dan direkam melalui elektroda-elektroda yang dipasang pada permukaan tubuh. Kelainan tata listrik jantung akan menimbulkan kelainan gambar EKG. Untuk memperoleh elektrokardiogram beberapa elektrode dipasang pada permukaan tubuh pasien. Elektrode ini dihubungkan ke elektrokardiograf melalui kabel. Dari grafik ini dokter akan mendapatkan informasi tentang aktivitas listrik otot jantung untuk membantu diagnosis tentang keadaan jantung. Kontraksi jantung direpresentasikan dalam bentuk gelombang pada kertas EKG, dan dinamakan gelombang P, Q, R, S, dan T. Bentuk gelombang ini ditunjukkan pada defleksi terhadap garis isoelektrik (garis yang menunjukkan tidak adanya energi). Garis isoelektrik dapat ditentukan dengan melihat interval dari T hingga P.



Gambar 2.1 Grafik Elektrokardiograf

Keterangan gambar :

- Gelombang P adalah defleksi positif yang pertama dan merepresentasikan depolarisasi atrium
- Gelombang Q merupakan defleksi negatif pertama setelah gelombang P
- Gelombang R merupakan defleksi positif pertama setelah gelombang P
- Gelombang S merupakan defleksi negatif setelah gelombang R
- Gelombang T merepresentasikan kembalinya ion ke dalam sisi (appropriate) dalam membrane sel. Ini sama dengan relaksasi dari serabut otot dan menggambarkan repolarisasi ventrikel

Beberapa fungsi dari Elektrokardiograf diantaranya :

- Mendeteksi adanya disritmia jantung
- Mendeteksi adanya pembesaran jantung
- Mendeteksi adanya penyakit inflamasi pada jantung
- Mendeteksi adanya efek obat-obatan pada jantung seperti digitalis (lanoxin) dan Tricyclic antidepressants
- Memandu tingkatan terapi dan risiko untuk pasien yang dicurigai ada infark otot jantung akut
- Membantu menemukan gangguan elektrolit (sebagai contoh hiperkalemia dan hipokalemia)
- Memungkinkan penemuan abnormalitas konduksi (sebagai contoh blok cabang berkas kanan dan kiri)
- Digunakan sebagai alat tapis penyakit jantung iskemik selama uji stres jantung

- Kadang-kadang berguna untuk mendeteksi penyakit bukan jantung (sebagai contoh emboli paru atau hipotermia)
- Mendeteksi adanya miokardium infark dan tipe penyakit arteri koroner lainnya, seperti angina

Berikut tabel parameter elektrokardiogram:

Tabel 2.1. Parameter Elektrokardiogram

Gelombang EKG	Amplitudo	EKG Interval	Durasi
P	< 0,3 mV	P - R	0,12 - 0,20 dtk
R	1,6 - 3 mV	Q - T	0,35 - 0,44 dtk
Q	25% dari R	S - T	0,05 - 0,15 dtk
T	0,1 - 0,5 mV	Q - R - S	0,06 - 0,10 dtk

Untuk menentukan nilai *heart rate variability* terlebih dahulu menghitung nilai R – R, kemudian menentukan *heart rate* dengan persamaan :

$$HR = \frac{60}{R_{n+1} - R_n \text{ (detik)}} \quad (2.1)$$

Secara umum terdapat dua cara penyadapan (lokasi penempatan) elektroda-elektroda di kulit untuk mendapatkan sinyal denyut jantung, yakni sadapan bipolar dan sadapan unipolar. Sadapan bipolar merekam perbedaan potensial dengan menggunakan dua elektrode sedangkan sadapan unipolar merekam perbedaan potensial dengan menggunakan lebih dua elektroda.

Pada penelitian menggunakan sadapan bipolar, sadapan bipolar dibedakan menjadi 3 lead.

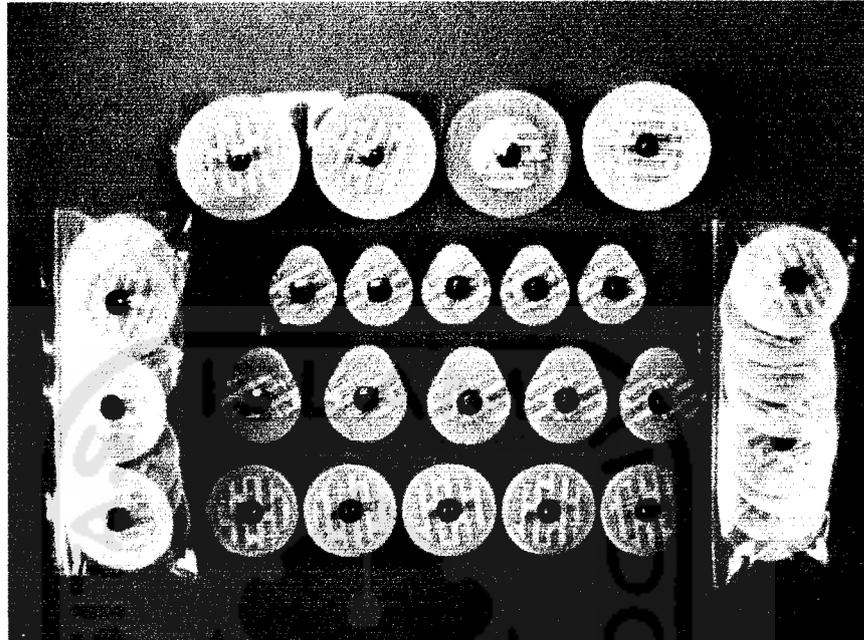
1. Lead I : merekam beda potensial antara tangan kanan (RA) yang bermuatan negatif dengan tangan kiri (LA) yang bermuatan positif.

2. Lead II : merekam beda potensial antara tangan kanan (RA) yang bermuatan negatif dengan kaki kiri (LL) yang bermuatan positif.
3. Lead III : merekam beda potensial antara tangan kiri (LA) yang bermuatan negatif dengan kaki kiri (LL) yang bermuatan positif.

2.4. Elektroda

Sensor yang digunakan untuk mendeteksi *heart rate variability* menggunakan elektroda Ag/AgCl. Elektroda berfungsi mengkonversi sinyal biologis menjadi sinyal elektrik yang dapat diukur.

Untuk menghindari ketidaktepatan dalam pengukuran karena pergerakan tubuh pasien yang menyebabkan kontak elektroda dengan kulit bergoyang, permukaan elektroda dilapisi spons sehingga elektroda tidak bersentuhan langsung dengan kulit. Untuk meningkatkan sensitifitas, spons diberi jelly elektrode. Selain bertujuan untuk menghindari *noise* akibat pergerakan, spons juga berfungsi untuk menghindari alergi akibat adanya kontak langsung elektrode dengan kulit.



Gambar 2.2 Elektroda Ag/AgCl

2.5. Penguat Awal

Penguat awal diperlukan karena sinyal pada tubuh memiliki amplitudo yang sangat kecil, yakni berkisar mV. Penguat untuk sinyal dari tubuh sering disebut biopotensial amplifier. Penguatan dilakukan dengan tetap memelihara bentuk dan karakteristik sinyal asli.

Berikut syarat-syarat rangkaian penguat biopotensial jantung :

1. Memiliki impedansi input yang tinggi, agar sinyal input tidak terpengaruh oleh impedansi rangkaian sebelumnya (untuk differensial $> 2.5 \text{ M}\Omega$, *common mode* $> 100 \Omega$).
2. CMMR (*common mode rejection ratio*) tinggi, penguat yang memiliki CMMR tinggi berarti memiliki kemampuan yang lebih baik untuk menapis *noise*.

3. Penguatannya dapat diatur dengan mudah.
4. *Low noise*, amplitudo sinyal input dari tubuh sangat rawan terhadap *noise*, bahkan mungkin dapat hilang karena *noise*. Maka perlu karakteristik penguat yang *low noise*.
5. Nilai komponen dengan toleransi rendah (1%)

2.6. Penguat Operasional

Penguat operasional merupakan komponen yang paling dasar dalam sistem analog. Istilah penguat operasional pertama kali digunakan untuk penguat DC yang membentuk operasi matematika seperti penjumlahan, pengurangan, integrasi, dan diferensiasi dalam komputer analog. Di samping itu Op Amp digunakan dalam pengaturan tegangan, filter aktif, instrumentasi, pengubah analog ke digital dan digital ke analog.

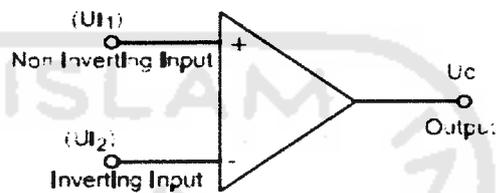
Penguat operasional ideal mempunyai sifat-sifat berikut:

- Perolehan tegangan tidak terhingga
- Lebar pita tidak terhingga
- Impedansi masukan tidak terhingga
- Impedansi keluaran bernilai nol
- Karakteristik tidak berubah terhadap temperatur

Namun penguat operasional pada kenyataannya tidak ideal. Perolehan tegangan frekuensi rendah tidak 'tak terhingga' tetapi 'sangat tinggi'. Lebar pita bernilai konstan sampai beberapa ratus kilo hertz dan kemudian turun dengan

naiknya frekuensi. Impedansi masukan berada dalam 150 k Ω sampai beberapa ratus M Ω . Impedansi keluaran dari Op Amp berada di antara 0,75 sampai 100 Ω .

Gambar 2.3 adalah simbol penguat operasional. Op Amp memiliki masukan non-pembalik dan pembalik dan keluaran ujung tunggal.

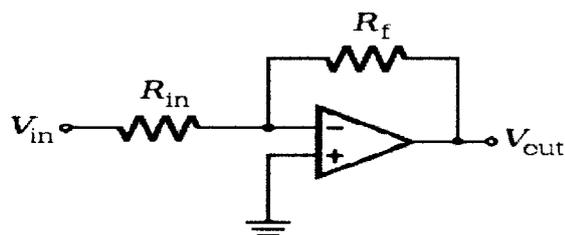


Gambar 2.3 Simbol Op Amp

Beberapa Penggunaan Op Amp :

2.6.1 Penguat Pembalik (*Inverting*)

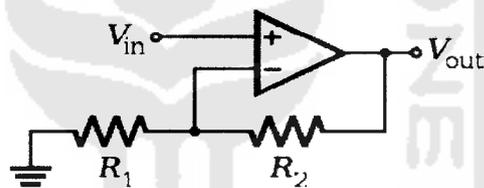
Penguat pembalik adalah penguat operasional yang paling dasar yang menggunakan umpan balik negatif untuk menstabilkan perolehan tegangan keseluruhan. Gambar 2.4 menunjukkan sebuah penguat pembalik. Tegangan masukan V_{in} menggerakkan masukan pembalik melalui R_{in} . Tegangan masukan diperkuat oleh perolehan tegangan kalang terbuka untuk menghasilkan tegangan keluaran yang dibalikkan. Tegangan keluaran kemudian diumpanbalikkan ke masukan melalui resistor umpan balik R_f . Ini akan menghasilkan umpan balik negatif karena keluarannya berbeda 180 derajat dengan masukan



Gambar 2.4 Penguat Pembalik

2.6.2 Penguat Bukan Pembalik (*Non-inverting*)

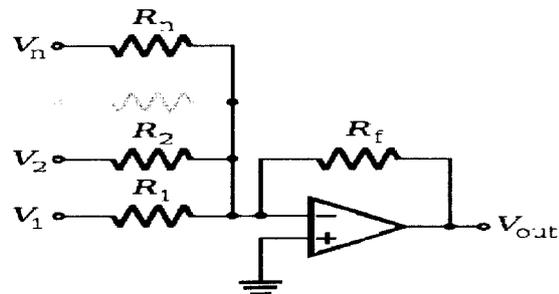
Prinsip utama rangkaian penguat *non-inverting* adalah seperti yang diperlihatkan pada gambar 2.5 berikut ini. Seperti namanya, penguat ini memiliki masukan yang dibuat melalui input *non-inverting*. Dengan demikian tegangan keluaran rangkaian ini akan satu fasa dengan tegangan inputnya. Untuk menganalisa rangkaian penguat op-amp *non-inverting*, caranya sama seperti menganalisa rangkaian *inverting*.



Gambar 2.5 Penguat *Non-inverting*

2.6.3 Penguat Penjumlah

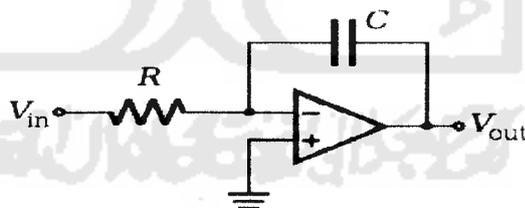
Penguat penjumlah memiliki ciri khusus yaitu sinyal keluaran merupakan hasil penguatan dari penjumlahan sinyal masukannya. Pada bagian ini dicontohkan penguat penjumlah berdasarkan rangkaian penguat *inverting*. Sehingga sinyal keluaran adalah berbeda fasa sebesar 180° . Rangkaian ini ditunjukkan oleh gambar 2.6.



Gambar 2.6 Penguat Penjumlah

2.6.4 Integrator

Op-amp bisa juga digunakan untuk membuat rangkaian-rangkaian dengan respons frekuensi, misalnya rangkaian penapis (filter). Salah satu contohnya adalah rangkaian integrator seperti yang ditunjukkan pada gambar 2.7. Rangkaian dasar sebuah integrator adalah rangkaian op-amp *inverting*, hanya saja rangkaian umpan baliknya (*feedback*) bukan resistor melainkan menggunakan kapasitor C.



Gambar 2.7 Integrator

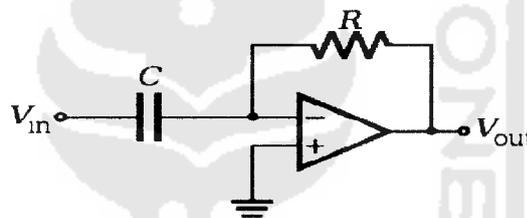
2.6.5 Differensiator

Kalau komponen C pada rangkaian penguat *inverting* di tempatkan di depan, maka akan diperoleh rangkaian differensiator seperti pada gambar 2.8.

Dengan analisa yang sama seperti rangkaian integrator, akan diperoleh persamaan penguatannya :

$$V_{out} = -RC \frac{d(V_{in})}{dt} \quad (2.2)$$

Rumus ini secara matematis menunjukkan bahwa tegangan keluaran v_{out} pada rangkaian ini adalah differensiasi dari tegangan input v_{in} . Contoh praktis dari hubungan matematis ini adalah jika tegangan input berupa sinyal segitiga, maka outputnya akan menghasilkan sinyal kotak.



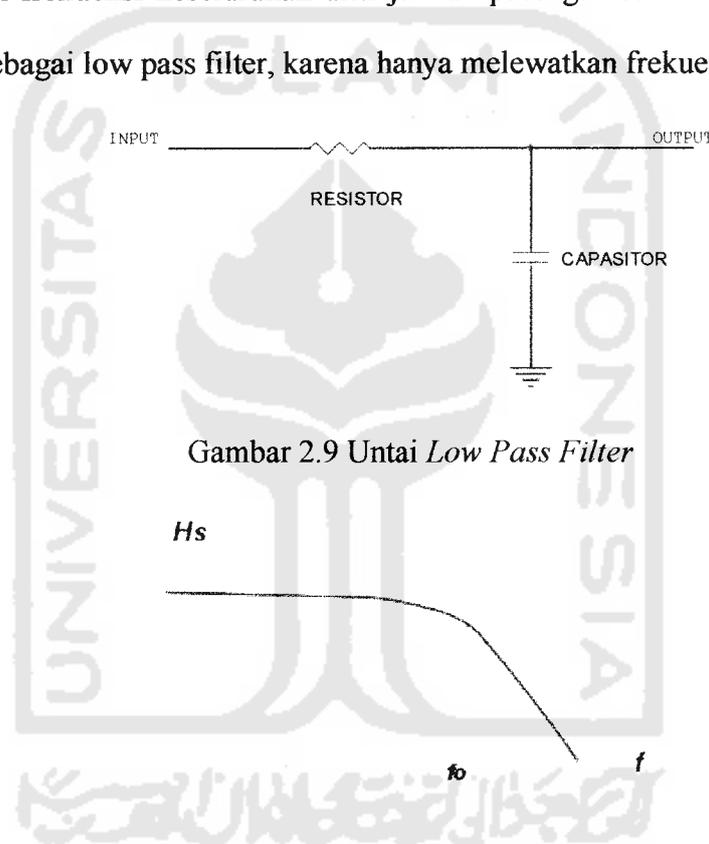
Gambar 2.8 *Differensiator*

2.7. Rangkaian Filter

Filter merupakan untai elektronik atau digital yang digunakan untuk meloloskan sinyal yang diinginkan dan menghilangkan sinyal yang tidak diinginkan. Filter dibedakan menjadi dua kelompok yaitu filter analog dan filter digital. Filter analog menggunakan rangkaian elektronik yang terdiri dari op amp, resistor dan kapasitor. Sedangkan pada filter digital menggunakan chip digital. Filter analog berdasarkan *element type* dibedakan menjadi dua yakni aktif dan pasif. Filter aktif memiliki banyak kelebihan bila dibandingkan dengan filter pasif.

2.7.1. *Low Pass Filter (LPF)*

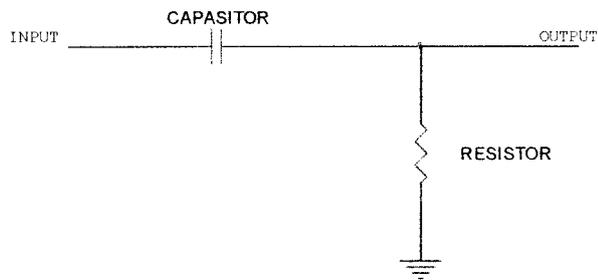
Pada gambar 2.9 kapasitor mempunyai karakteristik sebagai open circuit pada frekuensi rendah, sehingga pada frekuensi rendah $V_{out} = V_{in}$. Pada frekuensi tinggi kapasitor bersifat sebagai untai hubung singkat, sehingga $V_{out} = 0$. Respon frekuensi keseluruhan ditunjukkan pada gambar 2.10. Untai ini biasa disebut sebagai low pass filter, karena hanya melewatkan frekuensi rendah saja.



Gambar 2.10 Respon Frekuensi *Low Pass Filter*

2.7.2. *High Pass Filter (HPF)*

Pada gambar 2.11 kapasitor memblokir frekuensi rendah dan bersifat sebagai untai hubung singkat pada frekuensi tinggi. Respon frekuensi untai ini dapat dilihat pada gambar 2.12 Untai ini disebut dengan high pass filter, karena hanya melewatkan frekuensi tinggi saja.



Gambar 2.11 Untai *High Pass Filter*

H_s



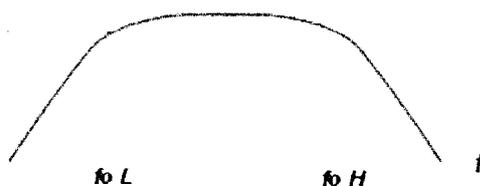
Gambar 2.12 Respon Frekuensi *High Pass Filter*

2.7.3. *Band Pass Filter (BPF)*

Band Pass Filter (BPF) digunakan untuk melewatkan suatu bidang frekuensi tertentu dari sebuah sinyal. BPF dapat dibentuk dengan menghubungkan *low pass filter* dan *band pass filter*.

Berikut respon frekuensi BPF:

H_s



Gambar 2.13 Respon Frekuensi *Band Pass Filter*

2.8. Ni DAQ 6009

NI DAQ 6009 merupakan piranti kendali dan akuisisi data yang memiliki fitur sebagai berikut :

- 8 kanal Analog Input
- 2 kanal Analog Output
- 12 kanal Digital Input/Output
- 32 bit counter
- Interface USB berkecepatan tinggi

Dengan meningkatnya kebutuhan bandwidth dan inovasi baru dari National Instruments, USB telah dikembangkan ke dalam sebuah bus tunggal untuk aplikasi pengukuran.

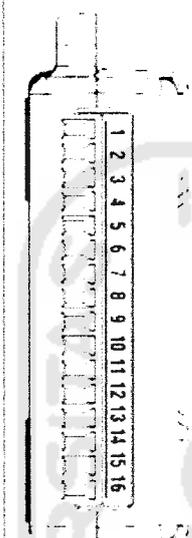


Gambar 2.14 *Hardware* NI DAQ USB-6009

2.8.1. Input Analog

Input analog dapat dihubungkan dengan NI DAQ USB-6009 melalui I/O *connector*. Berikut penjelasan masing-masing pin pada terminal analog.

Tabel 2.2. Fungsi pada Setiap Pin Terminal Analog



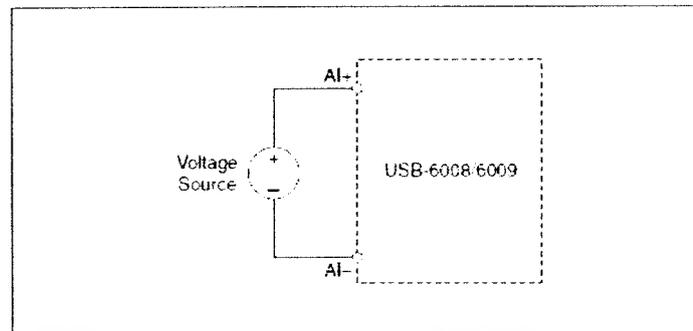
Modul	Terminal	Signal, Single Ended Mode	Signal, Differential Mode
	1	GND	GND
	2	AI0	AI0+
	3	AI4	AI0-
	4	GND	GND
	5	AI1	AI1+
	6	AI5	AI1-
	7	GND	GND
	8	AI2	AI2+
	9	AI6	AI2-
	10	GND	GND
	11	AI3	AI3+
	12	AI7	AI3-
	13	GND	GND
	14	AO0	AO0
	15	AO1	AO1
	16	GND	GND

2.8.1.1. Mode Input Analog

Kanal AI dapat dikonfigurasi dalam dua mode, yaitu mode pengukuran *single-ended* dan mode pengukuran *differential*.

1. *Differential*

Cara mode ini yaitu dihubungkan ujung sinyal positif ke terminal AI+ dan ujung sinyal negatif ke terminal AI-.

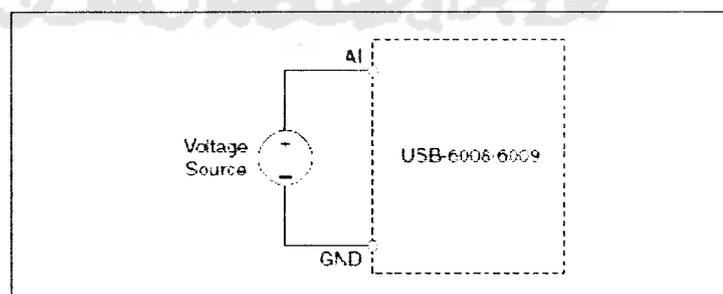


Gambar 2.15 Skema mode *differential*

Mode input *differential* dapat mengukur sinyal ± 20 V pada range ± 20 V. Bagaimanapun juga, tegangan input pada tiap pin sebesar ± 10 V yang dihubungkan ke GND. Contoh, jika $AI1 = +10$ V dan $AI5 = -10$ V, maka tegangan yang terukur pada *device* sebesar ± 20 V.

2. *Single-ended*

Untuk menggunakan fungsi ini, maka ujung sinyal tegangan positif dihubungkan ke salah satu terminal AI dan ujung yang lain dihubungkan ke GND.



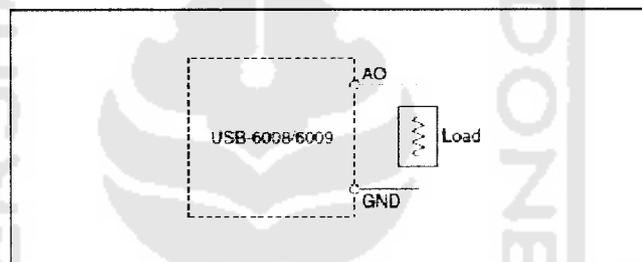
Gambar 2.16 Skema mode RSE

2.8.2. Output Analog

USB-6009 memiliki dua kanal Analog *Output* (AO) yang terpisah. Kedua AO tersebut dapat membangkitkan *output* 0 – 5 V.

2.8.2.1. Beban ke Analog Output

Untuk menghubungkan beban ke USB-6009, dihubungkan ujung positif beban ke terminal AO dan dihubungkan *ground* beban ke terminal GND.



Gambar 2.17 *Connecting Load Analog Output*

2.9. LabVIEW

LabVIEW (*Laboratory Virtual Instrumentation Engineering Workbench*) adalah sebuah *software* pemrograman yang diproduksi oleh National Instruments. LabVIEW menggunakan bahasa pemrograman berbasis grafis atau blok diagram. Program LabVIEW dikenal dengan sebutan VI atau *Virtual Instruments* karena penampilannya dan operasinya meniru sebuah *instruments*.

LabVIEW terdiri dari tiga komponen, yaitu :

1. *Front panel*, merupakan *user interface*.

2. *Block diagram*, terdiri dari sumber-sumber grafik yang mendefinisikan fungsi-fungsi dari VI.
3. *Icon* dan *connector panel*, mengidentifikasi suatu VI sehingga bisa digunakan pada VI yang lain. VI yang terdapat pada VI lain disebut dengan subVI.

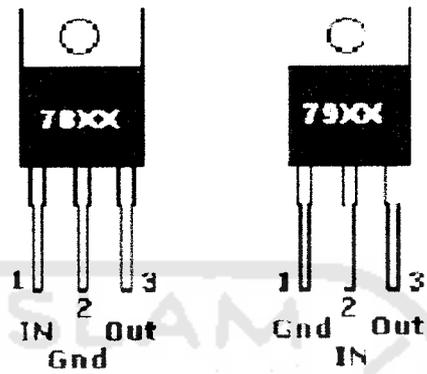
2.10. Biomedical Workbench

Biomedical Workbench merupakan perangkat lunak yang berasal dari National Instruments. Biomedical Workbench khusus dirancang untuk menganalisis data EKG dan tekanan darah. Pada Biomedical Workbench terdapat fasilitas-fasilitas yang memudahkan untuk menganalisis *heart rate variability*. Seperti *file format converter*, *ECG feature extractor*, *heart rate variability analyzer* dan *analog ECG signal generator*.

2.11. Regulator Tegangan

IC *regulator* merupakan IC untuk menghasilkan tegangan output yang stabil dari sumber tegangan yang tidak stabil. Besarnya tegangan keluaran tergantung dari jenis IC *regulator*. IC *regulator* dapat menghasilkan tegangan minus maupun positif, untuk menghasilkan tegangan output positif menggunakan LM78XX dan untuk menghasilkan tegangan output negatif menggunakan LM79XX. Contohnya pada IC *regulator* LM7805 menghasilkan tegangan 5 Volt, LM7809 menghasilkan tegangan 9 Volt dan LM 7909 menghasilkan tegangan -9 Volt.

Susunan Kaki IC Regulator



78xx untuk regulator positif

79xx untuk regulator negatif

Gambar 2.18 LM78XX dan LM79XX