TA/SEKJUR/TE/2011/014

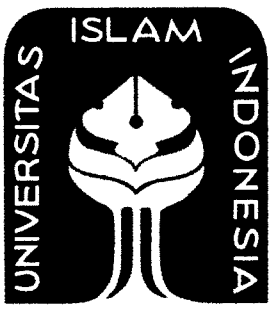
HEART RATE VARIABILITY

PADA MAHASISWA PEROKOK DAN NON-PEROKOK

TUGAS AKHIR

Diajukan Sebagai Salah Satu Syarat

Untuk Memperoleh Gelar Sarjana Teknik Elektro



Oleh :

Nama : Rudi Uswarman

No. Mahasiswa : 07524021

JURUSAN TEKNIK ELEKTRO

FAKULTAS TEKNOLOGI INDUSTRI

UNIVERSITAS ISLAM INDONESIA

YOGYAKARTA

2010

LEMBAR PENGESAHAN PEMBIMBING

HEART RATE VARIABILITY

PADA MAHASISWA PEROKOK DAN NON-PEROKOK

TUGAS AKHIR

Oleh:

Nama : Rudi Uswarman

No. Mahasiswa : 07 524 021

Yogyakarta, Mei 2011

Menyetujui,

Pembimbing I	Pembimbing II
Dwi Ana Ratna Wati, ST., M.Eng.	Tito Yuwono, ST., M.Sc.

LEMBAR PERNYATAAN KEASLIAN

Saya yang bertanda tangan dibawah ini.

Nama : Rudi Uswarman

No. Mahasiswa : 07524021

Menyatakan bahwa Tugas Akhir ini adalah hasil pekerjaan saya sendiri, dan sepanjang sepengetahuan saya, tidak berisi materi yang ditulis oleh orang lain sebagai persyaratan penyelesaian studi di Universitas Islam Indonesia atau perguruan tinggi lain, kecuali bagian-bagian tertentu yang saya ambil sebagai acuan dengan mengikuti tata cara dan etika penulisan karya ilmiah yang lazim. Jika ternyata terbukti pernyataan ini tidak benar, sepenuhnya menjadi tanggung jawab saya.

Yogyakarta, Mei 2011

Rudi Uswarman

LEMBAR PENGESAHAN PENGUJI

HEART RATE VARIABILITY
PADA MAHASISWA PEROKOK DAN NON-PEROKOK

TUGAS AKHIR

Oleh:

Nama : Rudi Uswarman
No. Mahasiswa : 07 524 021

Telah Dipertahankan di Depan Sidang Penguji sebagai Salah Satu Syarat untuk Memperoleh Gelar Sarjana Teknik Elektro
Fakultas Teknologi Industri Universitas Islam Indonesia

Yogyakarta, Mei 2011

Tim Penguji,

Dwi Ana Ratna Wati, ST., M.Eng. .....
Ketua

Wahyudi Budi Pramono, ST., M.Eng. .....
Anggota I

Dr. Eng Hendra Setiawan, ST., MT. .....
Anggota II

Mengetahui,
Ketua Jurusan Teknik Elektro
Universitas Islam Indonesia

Tito Yuwono, ST., M.Sc.

HALAMAN PERSEMBAHAN

Untuk Ayah dan Ibu yang telah membimbing,

membesarkan dan menyayangiku.

Para pengajar yang telah menyampaikan ilmunya,

semoga dapat bermanfaat di dunia dan di akhirat

Untuk teman – temanku semuanya,

semoga kita semua sukses di dunia dan di akhirat

HALAMAN MOTTO

Kita hanya hidup sekali di dunia, semoga kita dapat memanfaatkan waktu yang masih diberikan, sehingga tak ada penyesalan dikemudian hari, karena tak ada rasa yang paling pahit selain penyesalan ingin kembali lagi ke dunia dan memperbaiki semua kesalahan

KATA PENGANTAR

Assalaamu'alaikum Wr.Wb.

Puji syukur Allah *Subhanahu wa Ta'ala* Tuhan semesta alam Yang Maha Pengasih lagi Maha Penyayang. Alhamdulillah syukur kehadirat-Nya akhirnya Penulis dapat menyelesaikan Tugas Akhir dengan judul "*Heart Rate Variability* pada Mahasiswa Perokok dan Non-Perokok" sebagai syarat untuk meraih gelar Sarjana Teknik di Jurusan Teknik Elektro Fakultas Teknologi Industri Universitas Islam Indonesia. Sholawat serta salam Penulis haturkan kepada Nabi akhir zaman, Nabi Muhammad *Shalallahu 'alaihi wassalam* beserta para keluarganya, sahabatnya dan semua pengikutnya yang tetap setia menjalankan ajaran Islam.

Dengan segala kerendahan dan ketulusan hati, perkenankanlah Penulis menyampaikan ucapan terima kasih kepada semua pihak yang telah memberikan bantuan dan dorongannya baik secara langsung maupun tidak langsung sehingga Penulis dapat menyelesaikan Tugas Akhir tepat pada waktunya. Ucapan terima kasih ditujukan kepada :

1. Ayah, Ibu dan adikku tercinta, yang telah memberikan do'a dan dorongan kepada Penulis baik secara moril maupun materil.
2. Bapak Tito Yuwono, ST., M.Sc., selaku Ketua Jurusan Teknik Elektro Fakultas Teknologi Industri Universitas Islam Indonesia sekaligus sebagai Pembimbing II Tugas Akhir.
3. Ibu Dwi Ana Ratna Wati, ST., M.Eng. sebagai Pembimbing I Tugas Akhir.

4. Segenap Dosen dan staf Jurusan Teknik Elektro Fakultas Teknologi Industri Universitas Islam Indonesia.
5. Segenap teman-teman di Jurusan Teknik Elektro Angkatan 2007
6. Segenap teman-teman seperjuangan di *Robotic Research Club :* Drajat Restu Nursigit, Hardi Rifki Al'Amin, Hawam Feriussula, Sapta Nugraha, Irdhan Diputra, Ridho Adikusuma.
7. Segenap Laboran Jurusan Teknik Elektro Fakultas Teknologi Industri Universitas Islam Indonesia.
8. Serta semua pihak yang tak dapat disebutkan satu persatu yang telah membantu Penulis hingga terselesaikannya Tugas Akhir ini.

Tak ada gading yang tak retak. Tugas Akhir ini masih jauh dari sempurna, walaupun Penulis sudah berusaha semaksimal mungkin untuk mendekati sempurna. Saran-saran serta pertanyan tentang Tugas Akhir ini dapat disampaikan ke uswarman@yahoo.com.

Semoga laporan Tugas Akhir ini dapat bermanfaat bagi Pembaca. Apabila ada kesalahan, semata-mata *kekhilafan* Penulis. Sedangkan kebeanaran hanyalah milik Allah *Subhanahu wa Ta'ala. Jazza kumullahu khoiron katsiro. Jazza kumullahu khoirun jazza.*

Wassalaamu'alaikum Wr.Wb.

Yogyakarta, Mei 2011

Penulis

ABSTRAKSI

Dilihat dari berbagai sisi, rokok mempunyai banyak efek negatif bagi tubuh manusia dan efek yang paling berbahaya ialah kematian. Mahasiswa yang merupakan generasi muda penerus bangsa tidak luput dari kecanduan rokok, padahal merokok dapat mempengaruhi kesehatan jantung. Untuk mendeteksi aktivitas gelombang listrik jantung seseorang sehat atau tidak, dibutuhkan alat Elektrokardiogram (EKG). Namun EKG merupakan alat yang mahal sehingga diambil inisiatif untuk membuat alat sederhana yang dapat mendeteksi *heart rate variability* pada mahasiswa perokok dan non-perokok. EKG sederhana ini menggunakan elektrode sebagai sensor dan rangkaian "*bio amplifier*" yakni : penguat awal, *High Pass Filter* (HPF), *Low Pass Filter* (LPF), penguat kedua, *summing amplifier*, NI DAQ 6009 sebagai akuisisi data dan *Personal Computer* (PC) sebagai penampil. Kemudian diambil data *heart rate variability* dari mahasiswa perokok dan non-perokok. Pengambilan data menggunakan aturan Einthoven dan data diolah menggunakan *software* LabVIEW 2010 *professional version* dan Biomedical Workbench. Data yang telah didapatkan kemudian dianalisa persamaan dan perbedaannya menggunakan metode domain waktu. Pada domain waktu data yang dibutuhkan adalah HR *mean*, HR *standard*, RR *mean*, RR *standard*, RMSSD (*Square root of the mean of the sum of the squares of differences between adjacent NN intervals*), NN50 (*the number of pairs of successive NNs that differ by more than 50 ms*), pNN50 (*the proportion of NN50 divided by total number of NNs*). Dari rata-rata data responden yang telah didapatkan, mahasiswa perokok memiliki HR *mean* 84,48, HR *standard* 6,52, RR *mean* 727,05, RR *standard* 50,59, RMSSD 60,35, NN50 17,90 dan pNN50 29,32 sedangkan pada mahasiswa non-perokok memiliki HR *mean* 76,98, HR *standard* 6,33, RR *mean* 784,36, RR *standard* 60,52, RMSSD 73,39 , NN50 25,60 dan pNN50 40,02.

Kata kunci : Elektrokardiogram, *heart rate variability, bio amplifier,* Einthoven, LabVIEW, Biomedical Workbench

DAFTAR ISI

Halaman Judul i

Lembar Pengesahan Pembimbing ii

Lembar Pernyataan Keaslian iii

Lembar Pengesahan Penguji iv

Halaman Persembahan v

Halaman Motto vi

Kata Pengantar vii

Abstraksi ix

Daftar Isi x

Daftar Gambar xiv

Daftar Tabel xvii

BAB I PENDAHULUAN

1.1. Latar Belakang Masalah 1

1.2. Perumusan Masalah 3

1.3. Batasan Masalah 3

1.4. Tujuan Penelitian 4

1.5. Sistematika Penulisan 4

BAB II TINJAUAN PUSTAKA

2.1. Studi Pustaka 6

2.2. Biopotensial 8

2.3. Elektrokardiograf 9

2.4. Elektroda 12

2.5. Penguat Awal 13

2.6. Penguat Operasional (Op-Amp) 14

2.6.1 Penguat Pembalik (*Inverting*) 15

2.6.2 Penguat Bukan Pembalik (*Non-inverting*) 16

2.6.3 Penguat Penjumlah 16

2.6.4 *Integrator* 17

2.6.5 *Diffrensiator* 17

2.7. Rangkain Filter 18

2.7.1. *Low Pass Filter* (LPF) 19

2.7.2. *High Pass Filter* (HPF) 19

2.7.3. *Band Pass Filter* (BPF) 20

2.8. Ni DAQ 6009 21

2.8.1. Input Analog 21

2.8.1.1. Mode Input Analog 22

2.8.2. Output Analog 24

2.8.2.1. Beban ke Analog Output 24

2.9. LabVIEW 24

2.10. Biomedical Workbench 25

2.11. *Regulator* Tegangan 25

BAB III PERANCANGAN SISTEM

3.1. Perancangan Sistem 27

3.2. Perancangan Perangkat Keras 28

3.2.1. Rangkaian *Regulator* 28

3.2.2. Rangkaian Penguat Awal 30

3.2.3. Rangkaian *Band Pass Filter* (BPF) 32

3.2.4. Rangkaian *Low Pass Filter* (LPF) 33

3.2.5. Rangkaian Penguat Kedua 34

3.2.6. Rangkaian *Summing Amplifier* 35

3.3. Perancangan Perangkat Lunak 36

3.3.1. Perancangan *Block Diagram* 36

3.3.2. Perancangan *Front Panel* 41

BAB IV PENGUJIAN ANALISIS DAN PEMBAHASAN

4.1. Pengujian Perangkat Keras 42

4.1.1. Pengujian Rangkaian *Regulator* 42

4.1.2. Pengujian Rangkaian Penguat Awal 43

4.1.3. Pengujian Rangkaian *Band Pass Filter* (BPF) 45

4.1.4. Pengujian Rangkaian *Low Pass Filter* (LPF) 47

4.1.5. Pengujian Rangkaian Penguat Kedua 48

4.1.6. Pengujian Rangkaian *Summing Amplifier* 49

4.2. Pengujian Perangkat Lunak 50

4.2.1. Pengujian *Tool Wavelet Denoise* 50

4.2.2. Pengujian *Tool Multiresolution Analysis* 51

4.2.3. Pengujian *Peak Valley Detection* 53

4.2.4. Pengujian Keseluruhan Perangkat Lunak LabVIEW 54

4.2.5. Pengujian Biomedical Workbench 55

4.2.6. Validasi Alat 57

4.3. Penelitian *Heart Rate Variability* Pada Mahasiswa Peokok Dan Non-Perokok 59

BAB V PENUTUP

5.1. Kesimpulan 68

5.2. Saran 69

DAFTAR PUSTAKA

LAMPIRAN

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Grafik Elektrokardiograf 9

Gambar 2.2 Elektroda Ag/AgCl 13

Gambar 2.3 Simbol Op Amp 15

Gambar 2.4 Penguat Pembalik 15

Gambat 2.5 Penguat Noninverting 16

Gambar 2.6 Penguat Penjumlah 17

Gambar 2.7 *Integrator* 17

Gambar 2.8 *Differensiator* 18

Gambar 2.9 Untai *Low Pass Filter* 19

Gambar 2.10 Respon Frekuensi *Low Pass Filter* 19

Gambar 2.11 Untai *High Pass Filter* 20

Gambar 2.12 Respon Frekuensi *High Pass Filter* 20

Gambar 2.13 Respon Frekuensi *Band Pass Filter* 20

Gambar 2.14 *Hardware* NI DAQ USB-6009 21

Gambar 2.15 Skema mode *differential* 23

Gambar 2.16 Skema mode RSE 23

Gambar 2.17 *Connecting Load Analog Output* 24

Gambar 2.18 LM78XX dan LM79XX 26

Gambar 3.1 Diagram Blok Sistem 27

Gambar 3.2 Skematik LM7805 29

Gambar 3.3 Skematik LM7809 29

Gambar 3.4 Skematik LM7909 29

Gambar 3.5 Pin AD620 30

Gambar 3.6 Rangkaian Penguat Awal 31

Gambar 3.7 Rangkaian *Band Pass Filter* 33

Gambar 3.8 Rangkaian *Low Pass Filter* 34

Gambar 3.9 Rangkaian Penguat Kedua 35

Gambar 3.10 Rangkaian *Summing Amplifier* 35

Gambar 3.11 Rancangan *Block Diagram* HRV pada LabVIEW 37

Gambar 3.12 Konfigurasi NI DAQ 6009 38

Gambar 3.13 Konfigurasi *Wavelet Denoise* 39

Gambar 3.14 Konfigurasi *Multiresolution Analysis* 40

Gambar 3.15 Rancangan *Front Panel* LabVIEW 41

Gambar 4.1 *Block Diagram* Pengujian Penguat Awal 43

Gambar 4.2 Konfiguarsi DAQ *Assistant* 44

Gambar 4.2 Sinyal *Output* Penguat Awal 45

Gambar 4.3 Sinyal *Output Band Pass Filter* 46

Gambar 4.4 Sinyal *Output Low Pass Filter* 47

Gambar 4.5 Sinyal *Output* Penguat Kedua 48

Gambar 4.6 Sinyal *Output Summing Amplifier* 49

Gambar 4.7 *Block Diagram* Pengujian *Wavelet Denoise* 50

Gambar 4.8 Sinyal EKG Sebelum dan Sesudah Menggunakan *Tool Wavelet Denoise* 51

Gambar 4.9 *Block Diagram Multiresolution Analysis* 52

Gambar 4.10 Perbandingan Sinyal EKG pada *Wavelet Denoise* dan *Multiresolution Analysis* 52

Gambar 4.11 *Block Diagram Peak Valley Detection* 53

Gambar 4.12 *Peak Valley Detection* 54

Gambar 4.13 Noise yang dihasilkan Hardware 54

Gambar 4.14 Pengujian Perangkat Lunak *Front Panel* LabVIEW 55

Gambar 4.15 Pengujian HRV Menggunakan Biomedical Workbench 56

Gambar 4.16 Sinyal EKG dengan Alat Rancangan 57

Gambar 4.17 Sinyal EKG dengan Alat Pabrikan 57

Gambar 4.18 Diagram pemrosesan analisis *heart rate variability* sinyal EKG 57

Gambar 4.19 *Heart Rate Mean* Mahasiswa Perokok dan Non-Perokok 61

Gambar 4.20 RMSSD Mahasiswa Perokok dan Non-Perokok 62

Gambar 4.21 NN50 dan pNN50 pada Mahasiswa Perokok dan Non-Perokok 64

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1. Parameter Elektrokardiogram 11

Tabel 2.2. Fungsi pada Setiap Pin Terminal Analog 22

Tabel 4.1 Waktu R ke R pada Alat Rancangan dan Pabrikan 58

Tabel 4.2 Waktu Sinyal R ke R pada LabVIEW 59

Tabel 4.3 Responden Mahasiswa Perokok dan Non-Perokok 63

Tabel 4.4 Data HRV Mahasiswa Perokok 62

Tabel 4.5 Data HRV Mahasiswa Non-Perokok 63

BAB I

PENDAHULUAN

1.1. Latar Belakang Masalah

Dilihat dari berbagai sisi rokok mempunyai banyak efek negatif bagi tubuh manusia dan efek yang paling berbahaya ialah kematian. Organisasi kesehatan dunia (WHO) memperkirakan hingga tahun 2030 sebanyak delapan juta orang masyarakat dunia setiap tahunnya meninggal dunia akibat merokok (Republika, 2009). Tetapi pecandu rokok tidak begitu menghiraukan efek negatif akibat mengkonsumsi rokok, terbukti di Indonesia pada tahun 1960 sampai tahun 2004 konsumsi rokok naik 6,2 kali lipat, dari 35 miliar batang per tahun menjadi 217 miliar batang per tahun. Dan tahun 2001 hingga tahun 2004 jumlah anak yang mulai merokok sebelum umur 19 tahun juga naik 10 %, sedangkan perokok usia 15 tahun ke atas naik 2,9 % (Tempo, 2010).

Merokok telah menjadi gaya hidup bagi banyak pria, kaum remaja dan wanita, bahkan fenomena sekarang yang baru-baru ini terjadi adalah anak-anak seusia balita sudah mulai merokok. Ironis memang bila melihat data dari hasil laporan WHO 2008 dengan statistik jumlah perokok 1,35 miliar mengenai 10 besar negara perokok di dunia, ternyata jumlah perokok di Indonesia menduduki peringkat ketiga tertinggi di dunia setelah China dan India yakni sebesar 65 juta perokok atau 28 % per penduduk (Okezone, 2010).

Mahasiswa yang merupakan generasi muda penerus bangsa tak luput dari kecanduan rokok. Padahal kecanduan rokok dapat mempengaruhi perstasi

akademik mahasiswa. Berdasarkan pengamatan disalah satu perguruan tinggi di Indonesia mahasiswa non-perokok memiliki prestasi akademik yang lebih baik dibandingkan dengan mahasiswa perokok (Republika, 2010). Secara medis, rokok dapat mempengaruhi kondisi kesehatan mahasiswa, hal ini disebabkan karena dalam kandungan sebatang rokok terdapat tidak kurang dari 4.000 zat kimia, 200 diantaranya beracun. Zat kimia yang dikeluarkan ini terdiri dari komponen gas (85 persen) dan partikel. Diantaranya nikotin, gas karbonmonoksida, nitrogen oksida, hidrogen sianida, amoniak, akrolein, asetilen, benzaldehid, urethan, benzen, methanol, kumarin, 4-etilkatekol, ortokresol dan perylene adalah sebagian dari beribu-ribu zat di dalam rokok. Serta tak kurang, 43 jenis lainnya dapat menyebabkan kanker bagi tubuh dan beberapa zat yang sangat berbahaya yaitu tar, nikotin, karbon monoksida, dan sebagainya.

Salah satu efek negatif berbayanya merokok ialah mengganggu kesehatan jantung. Padahal jantung merupakan organ tubuh yang sangat penting, yakni berfungsi memompa darah ke seluruh tubuh. Bila aliran darah tersumbat akibat merokok maka ia telah menderita penyakit jantung koroner atau penyakit arteri koroner alias penyakit jantung iskemik. Nama lain adalah aterosklerosis koroner. Untuk mengetahui aktivitas jantung dapat berfungsi dengan baik atau tidak ialah dengan cara pengecekan secara medis. Dalam dunia kedokteran pengecekan dapat menggunakan EKG (Elektrokardiogram). EKG dapat merekam sinyal jantung manusia dengan keluaran sinyal di monitor atau grafik di atas kertas. Pengukuran menggunakan EKG pada prinsipnya mengukur sinyal listrik dari kulit tubuh. Sinyal listrik ini berasal dari aliran darah yang dipompa jantung. Namun untuk

mengecek aktivitas jantung menggunakan EKG memerlukan dana yang tidak sedikit karena EKG merupakan alat yang mahal. Dengan alasan inilah, dalam tugas akhir membuat sebuah alat sederhana yang dapat merekam aktivitas jantung yang digunakan untuk menganalisa *heart rate variability* mahasiswa perokok dan mahasiswa non-perokok.

1.2. Rumusan Masalah

Dari uraian di atas, maka dapat dibuat rumusan masalah sebagai berikut:

1. Bagaimana membuat/merancang EKG sederhana yang dapat merekam *heart rate variability.*
2. Menganalisa persamaan dan perbedaan *heart rate variability* pada mahasiswa perokok dan non-perokok.

1.3. Batasan Masalah

Batasan masalah penelitian sebagai berikut

1. Penelitian ini memfokuskan untuk menganalisis *heart rate variability* mahasiswa perokok dan non-perokok, tidak membahas pengaruh rokok terhadap organ tubuh yang lainnya.
2. Batasan sinyal monitoring 0,03 Hz – 107 Hz.
3. Ni USB 6009 digunakan sebagai akuisisi data.
4. *Software* menggunakan LabVIEW 2010 dan Biomedical Workbench.

1.4. Tujuan Penelitian

Berdasarkan latar belakang dan rumusan masalah di atas, maka tujuan penelitian ini adalah :

1. Memberikan wawasan kepada pembaca dampak akibat merokok terhadap jantung.
2. Untuk mengetahui seberapa besar pengaruh rokok terhadap aktivitas denyut jantung.

1.5. Sistematika Penulisan

Sistem penulisan tugas akhir djelaskan sebagai berikut :

BAB I PENDAHULUAN

Berisi tentang latar belakang, rumusan masalah, batasan masalah dan tujuan penelitian.

BAB II TINJAUAN PUSTAKA

Berisi tentang penelitian sebelumnya yang terkait dengan tugas akhir serta menjelaskan teori – teori yang terkait dalam pembuatan tugas akhir.

BAB III PERANCANGAN SISTEM

Pada bab ini menjelaskan perancangan pembuatan *hardware* seperti *power supply*, rangkaian *bio-amplifier*, rangkaian filter, rangkaian penguat serta perancangan sistem akuisisi data menggunakan LabVIEW.

BAB IV PENGUJIAN, ANALISIS DAN PEMBAHASAN

Pada bagian ini akan megulas hasil pengujian serta menganalisis dan membahas data yang telah didapatkan

BAB V PENUTUP

Bagian ini memuat kesimpulan dari penelitian serta saran – saran yang mendukung untuk pengenbangan yang lebih lanjut.

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1. Studi Pustaka

Penuyusunan 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 Mikrokontroller ATMega 8535" Pada penelitian ini, membuat perangkat keras (*hardware*) dan perangkat lunak (*software*). Pernacangan 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 mikrokontroller sebagai pengendali terdiri dari mikrokontroller ATMega 8535 dan kristal 12 Mhz. Kristal ini berfungsi sebagai pembangkit *clock* pada mikrokontroller. 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 menggunkan 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 mikrontroller 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.

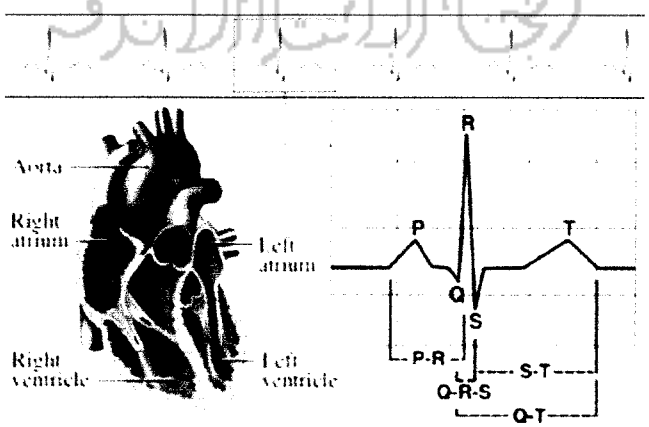
Setelah mengalami depolarisasi sempurna, sel selanjutnya melakukan repolarisasi. Dalam keadaan repolarisasi, potensial membran berubah dari positif menjadi negatif.

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 elektris 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 elektris 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 dtt
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.

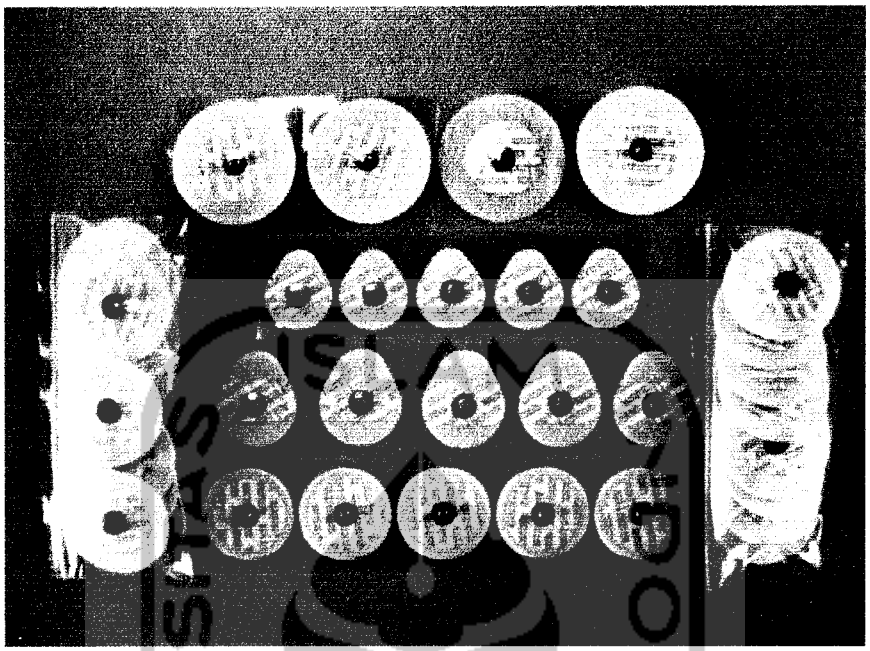
1. Lead I : merekam beda potensial antara tangan kanan (RA) yang bermuatan negatif dengan tangan kiri (LA) yang bermuatan positif.

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 ketidaktelitian 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 menghidari 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 MΩ, *common mode* > 100 Ω).
2. CMMR (*common mode rejection ratio*) tinggi, penguat yang memilki CMMR tinggi berarti memilki 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 metematika seperti penjumlahan, pengurangan, integrasi, dan 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.

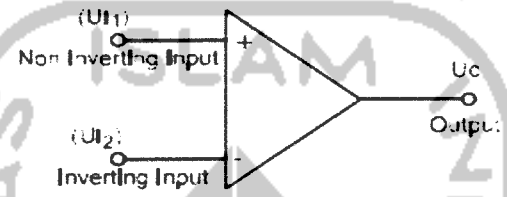
Penguat operasional ideal mempunyai sifat-sifat berikut:

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

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

naiknya frekuensi. Impedansi masukan berada dalam 150 kΩ sampai beberapa ratus MΩ. 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.

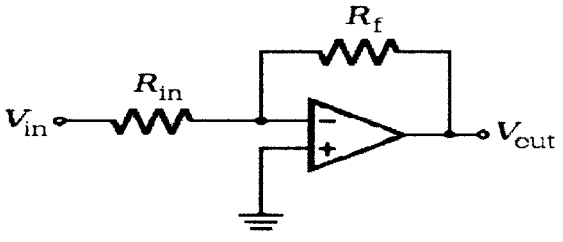


Gambar 2.3 Simbol Op Amp

Beberapa Pengguaan Op Amp :

2.6.1 Penguat Pembalik (*Inverting*)

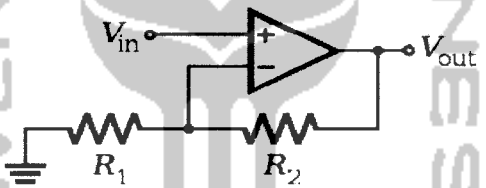
Penguat pembalik adalah penguat operasional yang paling dasar yang menggunakan umpan balik negatif untuk menstabilkan perolehan tegangan keseluruhan. Gambar 2.4 menunjukkan sebuah penguat pembalik. Tegangan masukan Vin menggerakkan masukan pembalik melalui Rin. Tegangan masukkan diperkuat oleh perolehan tegangan kalang terbuka untuk menghasilakan tegangan keluaran yang dibalikkan. Tegangan keluaran kemudian diumpanbalikkan ke masukan melalui resistor umpan balik Rf. 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*)

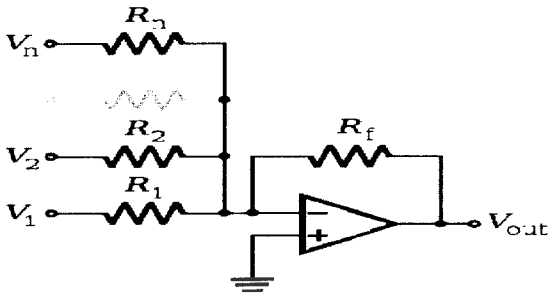
Prinsip utama rangkaian penguat *non-inverting* adalah seperti yang diperlihatkan pada gambar 2.5 berikut ini. Seperti namanya, penguat ini memiliki masukan yang dibuat melalui input *non-inverting*. Dengan demikian tegangan keluaran rangkaian ini akan satu fasa dengan tegangan inputnya. Untuk menganalisa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



Gambat 2.5 Penguat *Non-inverting*

2.6.3 Penguat Penjumlah

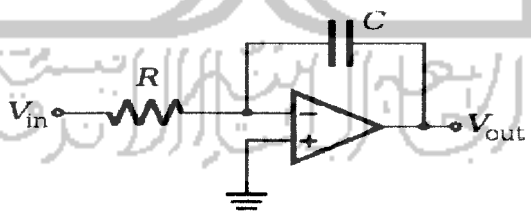
Penguat penjumlah memiliki ciri khusus yaitu sinyal keluaran merupakan hasil penguatan dari penjumlahan sinyal masukannya. Pada bagian ini dicontohkan penguat penjumlah berdasarkan rangkaian penguat *inverting*. Sehingga sinyal keluaran adalah berbeda fasa sebesar 180^{o}. Rangkaian ini ditunjukkan oleh 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 capasitor C.



Gambar 2.7 *Integrator*

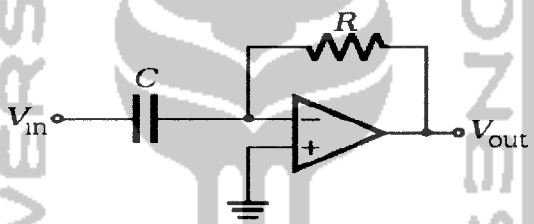
2.6.5 *Differensiator*

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 mengahasilkan sinyal kotak.



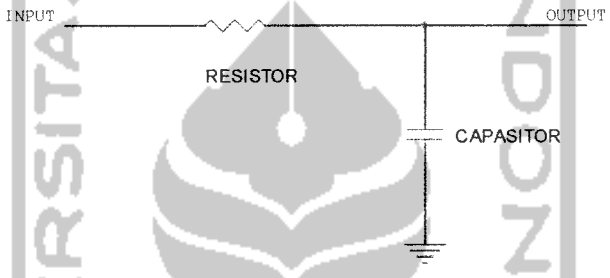
Gambar 2.8 *Differensiator*

2.7. Rangkaian Filter

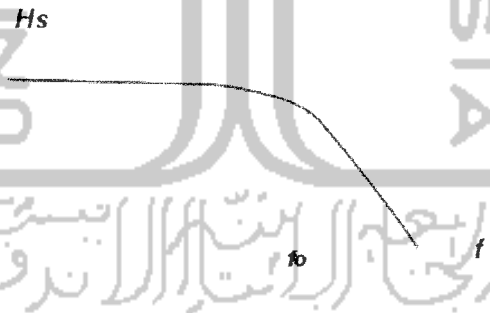
Filter merupakan untai elektronik atau digital yang digunakan untuk meloloskan sinyal yang diinginkan dan menghilangkan sinyal yang tidak diinginkan. Filter dibedakan menjadi dua kelompok yaitu filter analog dan filter digital. Filter analog menggunakan rangkaian elektronik yang terdiri dari op amp, 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 Vout = Vin. Pada frekuensi tinggi kapasitor bersifat sebagai untai hubung singkat, sehingga Vout = 0. Respon frekuensi keseluruhan ditunjukkan pada gambar 2.10. Untai ini biasa disebut sebagai low pass filter, karena hanya melewatkan frekuensi rendah saja.



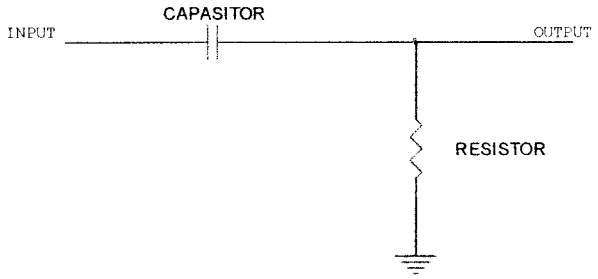
Gambar 2.9 Untai *Low Pass Filter*



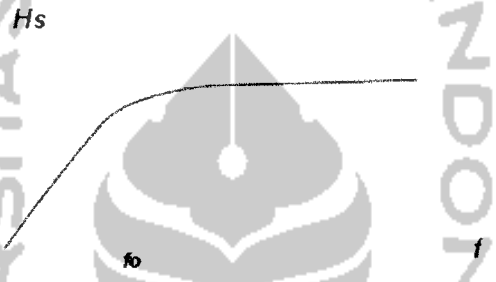
Gambar 2.10 Respon Frekuensi *Low Pass Filter*

2.7.2. *High Pass Filter* (HPF)

Pada gambar 2.11 kapasitor memblok 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*

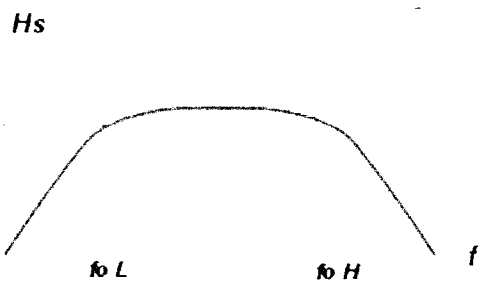


Gambar 2.12 Respon Frekuensi *High Pass Filter*

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 menghubugkan *low pass filter* dan *band pass filter.*

Berikut respon frekuensi BPF:



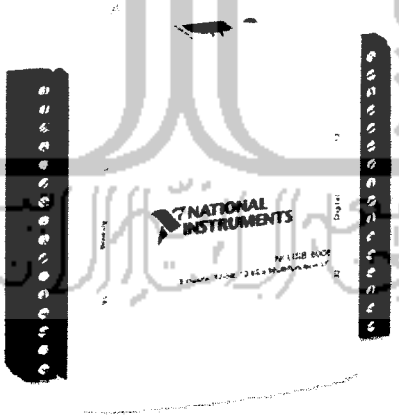
Gambar 2.13 Respon Frekuensi *Band Pass Filter*

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 bandwith dan inovasi baru dari National Instruments, USB telah dikembangkan ke dalam sebuah bus tunggal untuk aplikasi pengukuran.

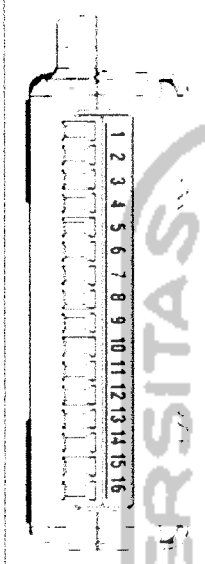


Gambar 2.14 *Hardware* NI DAQ USB-6009

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

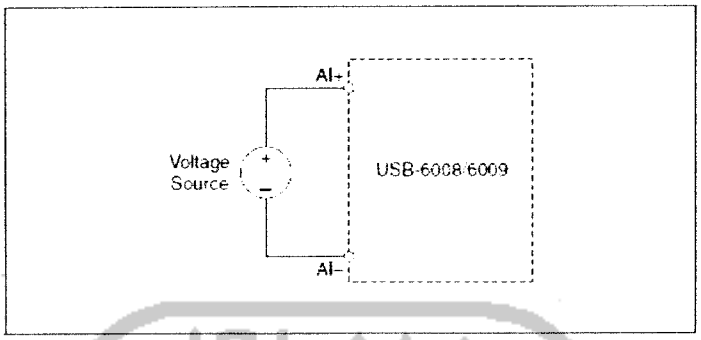
Module	Terminal	Signal, Single Ended Mode	Signal, Differential Mode
	1	GND	GND
	2	AI 0	AI 0+
	3	AI 4	AI 0-
	4	GND	GND
	5	AI 1	AI 1+
	6	AI 5	AI 1-
	7	GND	GND
	8	AI 2	AI 2+
	9	AI 6	AI 2-
	10	GND	GND
	11	AI 3	AI 3+
	12	AI 7	AI 3-
	13	GND	GND
	14	AO 0	AO 0
	15	AO 1	AO 1
	16	GND	GND

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-.

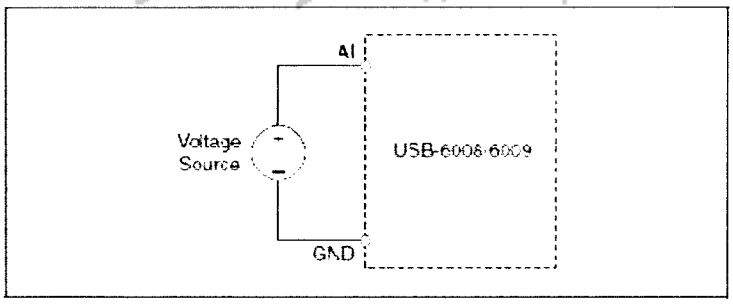


Gambar 2.15 Skema mode *differential*

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 = +10V 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.



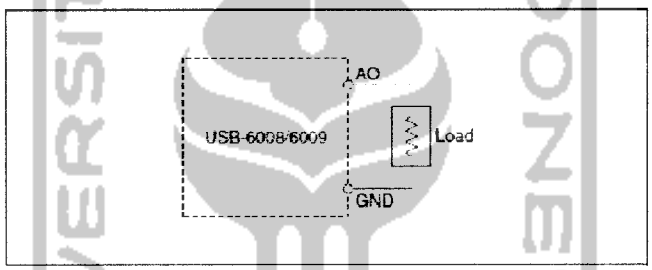
Gambar 2.16 Skema mode RSE

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* pemograman yang diproduksi oleh National Instruments. LabVIEW menggunakan bahasa pemograman berbasis grafis atau blok diagram. Program LabVIEW dikenal dengan sebutan VI atau *Virtual Instruments* karena penampilan 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.

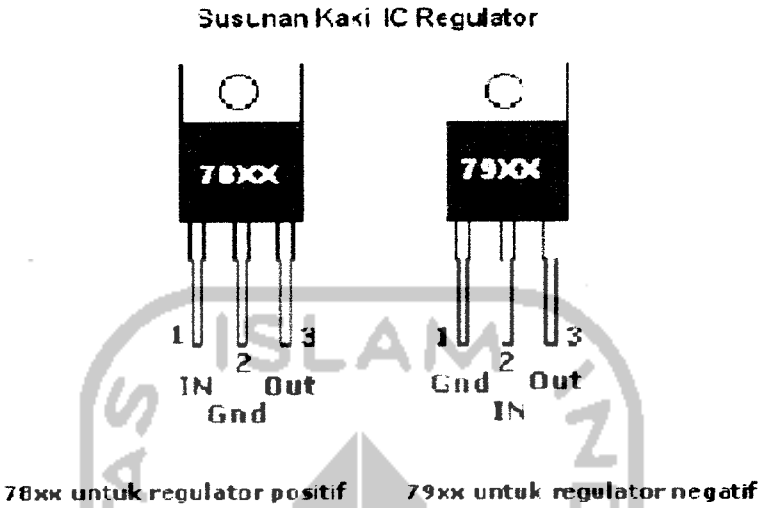
2.10. Biomedical Workbench

Biomedical Workbench merupakan perangkat lunak yang berasal dari Natonal Instruments. Biomedical Workbench khusus dirancang untuk menganalisis data EKG dan tekanan darah. Pada Biomedical Workbench terdapat fasilitas-fasilitas yang memudahkan untuk menganalisi *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.

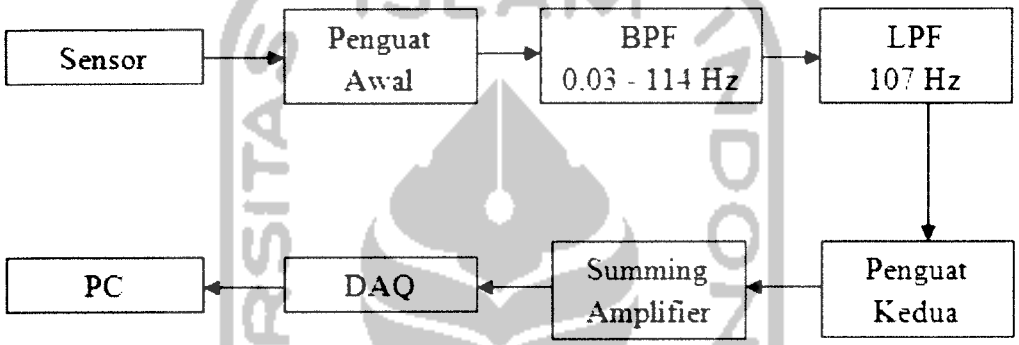


Gambar 2.18 LM78XX dan LM79XX

BAB III

PERANCANGAN SISTEM

3.1. Perancangan Sistem



Gambar 3.1 Diagram Blok Sistem

Diagram blok di atas merupakan proses untuk mendapatkan sinyal EKG. Sinyal dideteksi menggunakan sensor elektroda kemudian dari sensor masuk ke panguat awal yang merupakan penguat *bio-amplifier* setelah itu ke *band pass filter* (0,03 Hz – 114 Hz) lalu ke *low pass filter* (107 Hz). Setelah sinyal *noise* dihilangkan di *band pass filter* dan *low pass filter* kemudian sinyal dikuatkan kembali agar sinyalnya mudah untuk diamati, setelah itu masuk ke *summing amplifier* yang berfungsi untuk menaikkan level tegangan. Selanjutnya akuisisi data diambil menggunakan Ni DAQ 6009 dengan menggunakan *software* LabVIEW yang ditampilkan melalui PC. Selain berfungsi menampilkan data, LabVIEW juga dapat membersihkan sinyal EKG yang masih terdapat *noise* dengan menggunakan *tool* pada *block diagram* LabVIEW. Setelah *hardware* dan *software* dapat berfungsi dengan baik yang artinya mampu menghasilkan sinyal

EKG yang akurat kemudian merancang perangkat lunak untuk mendapatkan data yang diinginkan dari sinyal EKG. Apabila perangkat lunak dan perangkat keras sudah dapat berfungsi dengan baik selanjutnya melakukan penelitian *heart rate variability* pada mahasiswa perokok dan non-perokok.

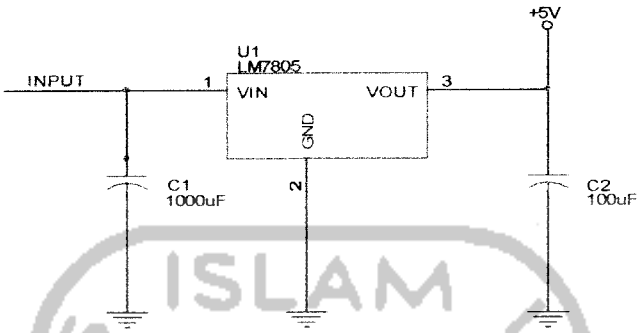
3.2. Perancangan Perangkat Keras

Berikut penjelasan perancangan perangkat keras.

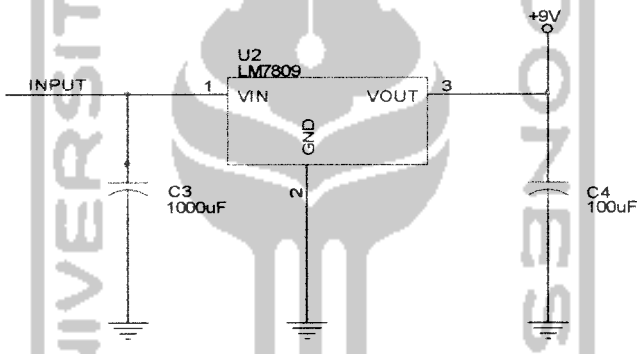
3.2.1. Rangkaian *Regulator*

Pada perancangan *power supply* menggunakan dua baterai DC dengan tegangan 12 volt, kemudian menggunakan regulator untuk menghasilkan tegangan keluaran yang diinginkan. Tegangan keluaran yang dibutuhkan sebesar +9 volt, -9 volt dan + 5 volt. Tegangan keluaran ini digunakan untuk mengaktifkan IC pada *bio-amplifier, band pass filter, low pass filter,* penguat, dan rangkaian *adder*. Pada setiap IC kaki no 4 mendapatkan tegangan -9 volt dan kaki no 7 mendapatkan tegangan +9 volt. Sedangkan +5 volt digunakan pada *summing amplifier* untuk menaikkan level tegangan agar sinyal yang sebagian negatif dapat seluruhnya menjadi positif.

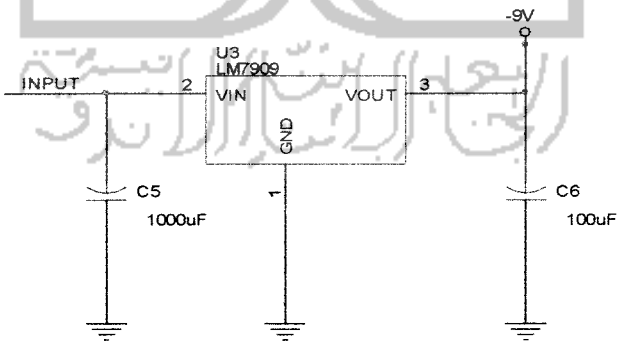
Berikut skematik regulator yang dibutuhkan :



Gambar 3.2 Skematik LM7805



Gambar 3.3 Skematik LM7809



Gambar 3.4 Skematik LM7909

Pada *power supply* terdapat kapasitor *electrolytic* yang terbuat dari alumunium yang menggunakan membran oksidasi yang tipis. Berikut fungsi kapasitor pada *power supply*:

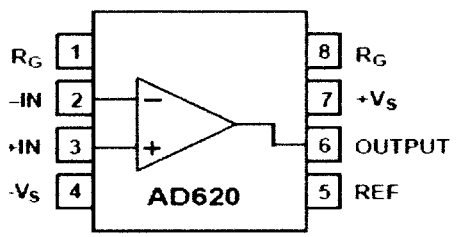
1. Sebagai kopling antara rangkaian yang satu dengan rangkaian yang lain.
2. Sebagai rangkaian filter
3. Menghilangkan *bouncing* (loncatan api)

3.2.2. Rangkaian Penguat Awal

Pada penguat awal menggunakan IC AD620 sebagai penguat sinyal *bio amplifier*. AD620 telah memenuhi syarat yang dibutuhkan untuk penguat *bio-potensial*, sehingga AD620 banyak digunakan dalam instrumentasi kedokteran khususnya untuk EKG. AD620 merupakan produksi dari Analog Device, sebenarnya pabrik lain seperti Linear Technology juga menggeluarkan IC khusus untuk EKG yakni LT1167 dan LT1168, kemudian Texas Instrument juga memproduksi INA128 yang dapat mendeteksi sinyal EKG. Namun dalam penelitian menggunakan AD620 karena sudah mampu mendeteksi sinyal dengan baik.

Pengaturan Gain pada AD620 sangatlah mudah yakni hanya mengatur resistansi antara kaki pin 1 dan pin 8 pada IC. Berikut persamaan matematis penguatan *bio amplifier* :

$$G = \frac{R_1 + R_2}{R_G} \qquad 3.1$$



Gambar 3.5 Pin AD620

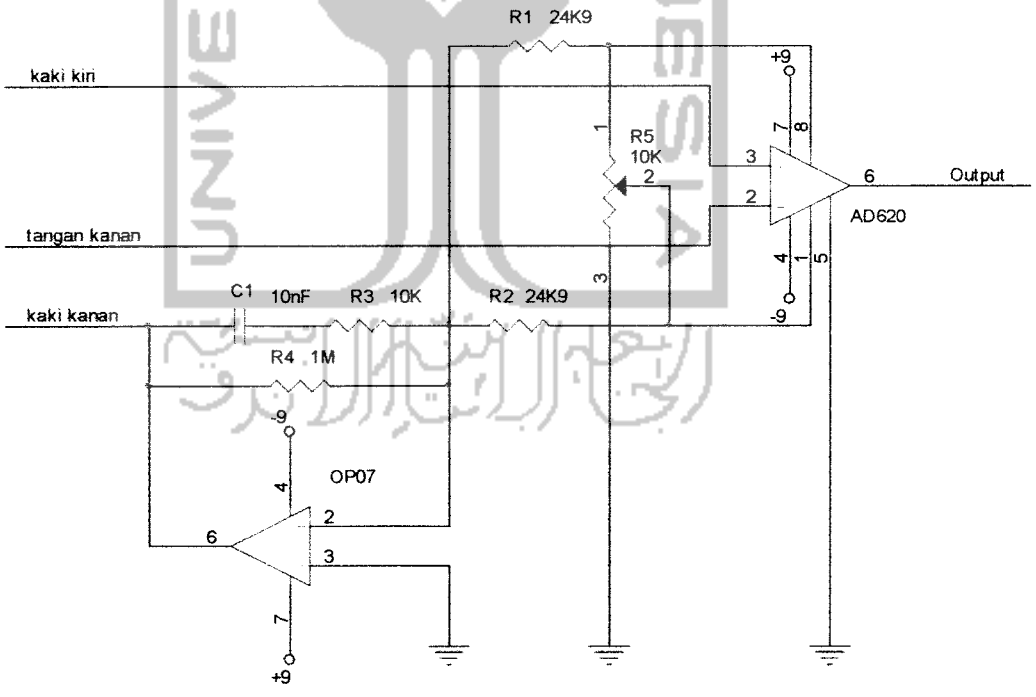
Pada perancangan penguat awal diatur dengan Gain sebesar 14,6 kali. Dengan nilai R_1 dan R_2 sebesar 22KΩ, berdasarkan persamaan di atas didapatkan RG = 3 KΩ.

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

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

$$R_G = \frac{(22x10^3) + (22x10^3)}{14,6}$$

$$R_G = 3x10^3\Omega$$



Gambar 3.6 Rangkaian Penguat Awal

Pada rangkaian penguat awal menggunakan resistor dengan toleransi 1% dan kapasitor multilayer.

3.2.3. Rangkaian *Band Pass Filter* (BPF)

Perancangan *Band Pass Filter* menggunakan orde 1 *butterworth*. Pada respon *butterworth* sering disebut *maximally flat response* karena gain sinyal yang dilewatkannya bersifat konstan.

Integrated Cicuit (IC) yang digunakan pada rangkaian *band pass filter* ialah menggunakan IC LF351 dengan frekuensi *cut off high pass* 0,03 Hz dan frekuensi *cut off low pass* 114 Hz. Sehingga pada BPF hanya meloloskan sinyal frekuensi diantara 0,03 Hz hingga 114 Hz. Nilai resistor dan kapasitor filter dapat ditentukan dengan menghitung persamaan matematis.

Persamaan matematis frekuensi *cut off high pass* :

$$f_{ch} = \frac{1}{2\pi R_4 C_1} \tag{3.2}$$

$$f_{ch} = \frac{1}{2 \times 3{,}14 \times (100\times10^{3}) \times (47\times10^{-6})}$$

$$f_{ch} = 0{,}03 \text{ Hz}$$

Persamaan matematis frekuensi *cut off low pass* :

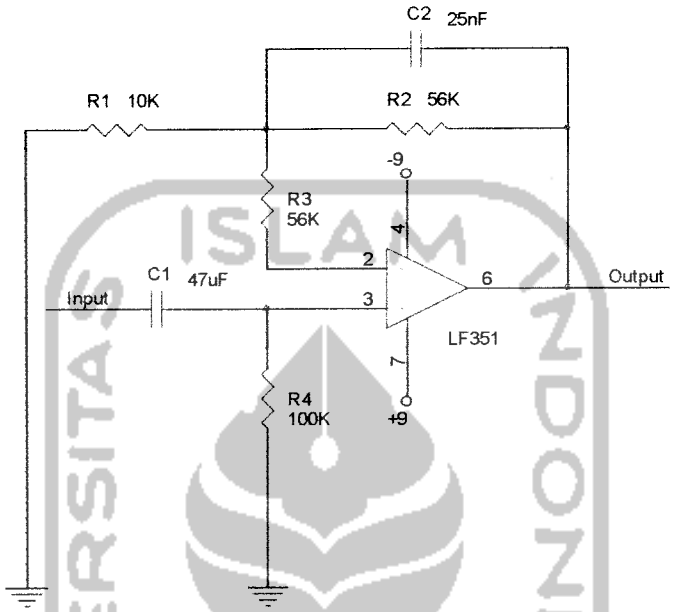
$$fcl = \frac{1}{2\pi R_2 C_2} \tag{3.3}$$

$$fcl = \frac{1}{2 \times 3{,}14 \times (56\times10^{3}) \times (25\times10^{-9})}$$

$$fcl = 114 \text{ Hz}$$

Pada *band pass filter* sinyal dikuatkan sebesar 5,6 kali, penguatan dilakukan dengan mengatur nilai R_2 dan R_1.

$$G = \frac{R_2}{R_1} \qquad 3.4$$



Gambar 3.7 Rangkaian *Band Pass Filter*

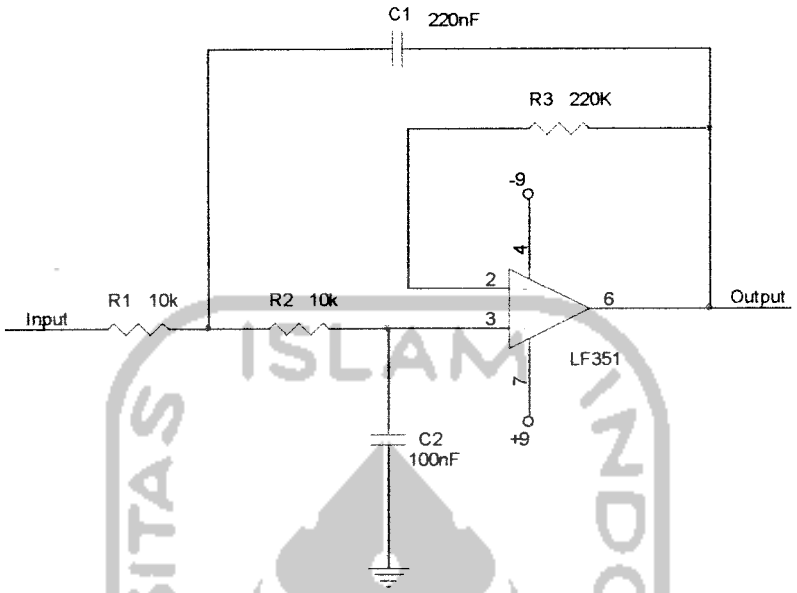
3.2.4. Rangkaian *Low Pass Filter* (LPF)

Sinyal hasil penyaringan dari *band pass filter* tidak begitu meredam komponen pada frekuensi tinggi, maka digunakan *low pass filter* orde dua *butterworth*. Pada perancangan *Low Pass Filter* menggunakan IC LF351 dengan frekuensi cut off sebesar 106 Hz, sehingnya sinyal diatas 106 Hz tidak dilewatkan.

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1 \text{ x } R_2 \text{ x } C_1 \text{ x } C_2}} \qquad (3.5)$$

$$f_c = \frac{1}{2 \text{ x } 3{,}14\sqrt{(10\text{x}10^3)\text{x}\,(10\text{x}10^3)\text{x}\,(220\text{x}10^{-9})\text{x}\,(100\text{x}10^{-9})}}$$

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



Gambar 3.8 Rangkaian *Low Pass Filter*

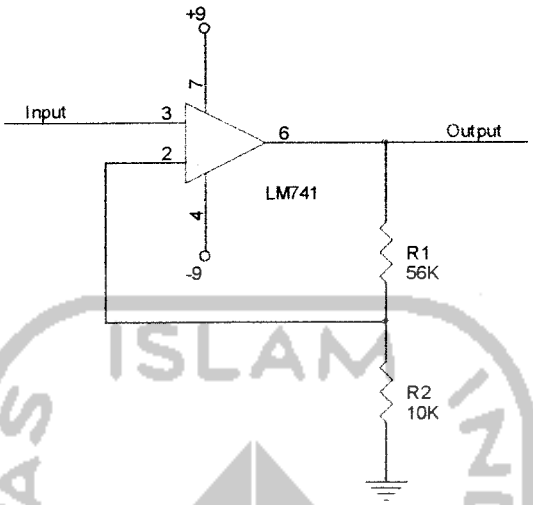
3.2.5. Rangkaian Penguat Kedua

Pada perancangan penguat kedua sinyal diperbesar sekitar 6,6 kali, agar sinyal lebih mudah untuk diamati.

$$G = 1 + \frac{R_1}{R_2} \tag{3.6}$$

$$G = 1 + \frac{56x10^3}{10x10^3}$$

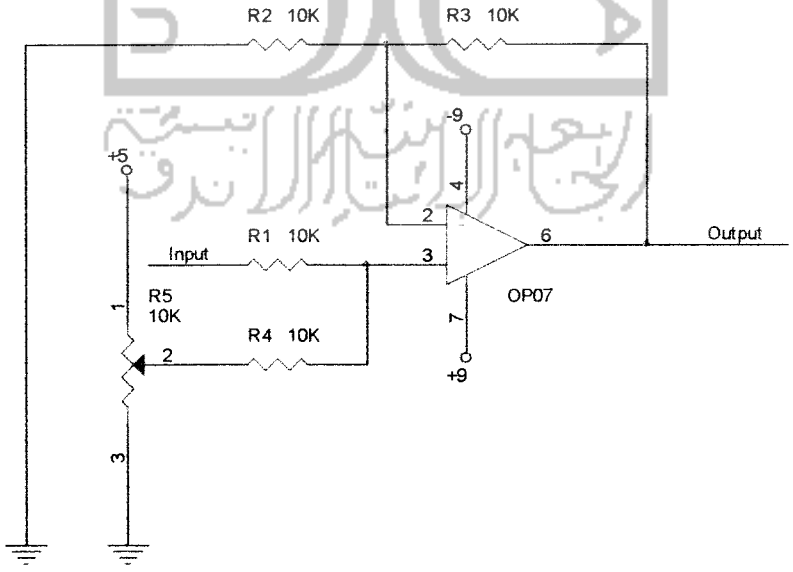
$$G = 6{,}6 \text{ kali}$$



Gambar 3.9 Rangkaian Penguat Kedua

3.2.6. Rangkaian *Summing Amplifier*

Rangakaian *summing amplifier* berfungsi untuk menaikkan level tegangan pada sinyal EKG yang negatif menjadi positif seluruhnya.



Gambar 3.10 Rangkaian *Summing Amplifier*

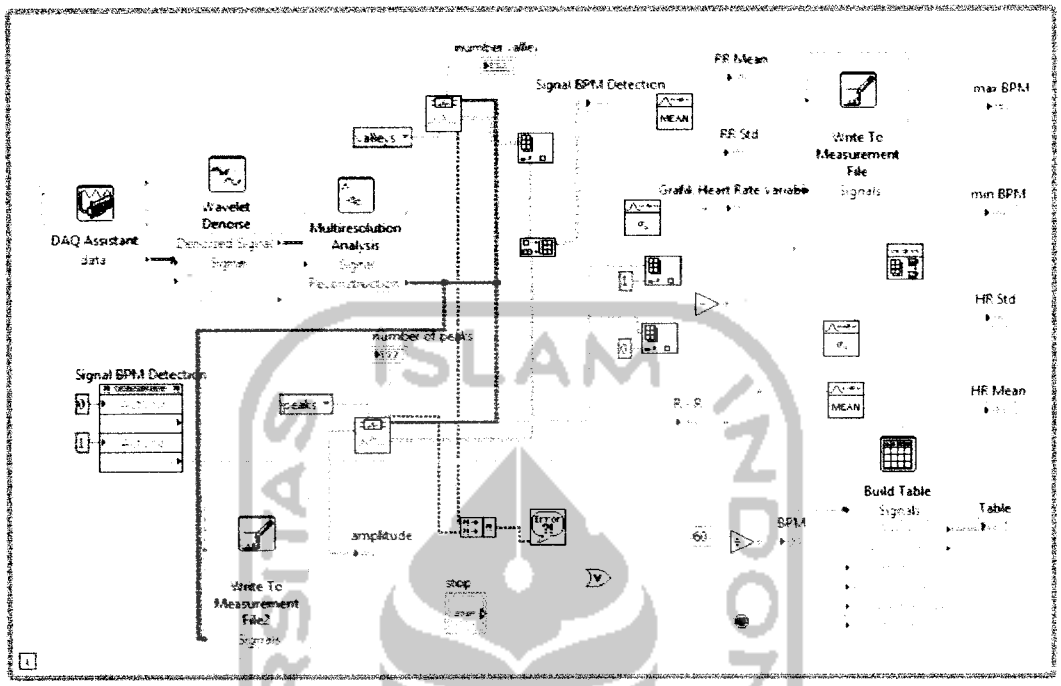
3.3. Perancangan Perangkat Lunak

Perancangan *software* untuk mengolah sinyal menggunakan LabVIEW 2010 *Professional Version*. LabVIEW 2010 memiliki fitur yang lebih lengkap untuk mengolah data dan memiliki lebih banyak fitur filter yang sangat dibutuhkan dalam pengolahan sinyal EKG agar sinyal bersih dari *noise* yang tidak diinginkan. Pada perancangan perangkat lunak dibagi menjadi dua bagian yaitu perancangan *front panel* dan perancangan *block diagram*. Untuk lebih jelasnya diuraikan sebagai berikut.

3.3.1. Perancangan *Block Diagram*

Block diagram pada LabVIEW dibutuhkan untuk memproses data yang masuk pada NI DAQ 6009 dan mengatur data yang akan ditampilkan pada *front panel* LabVIEW.

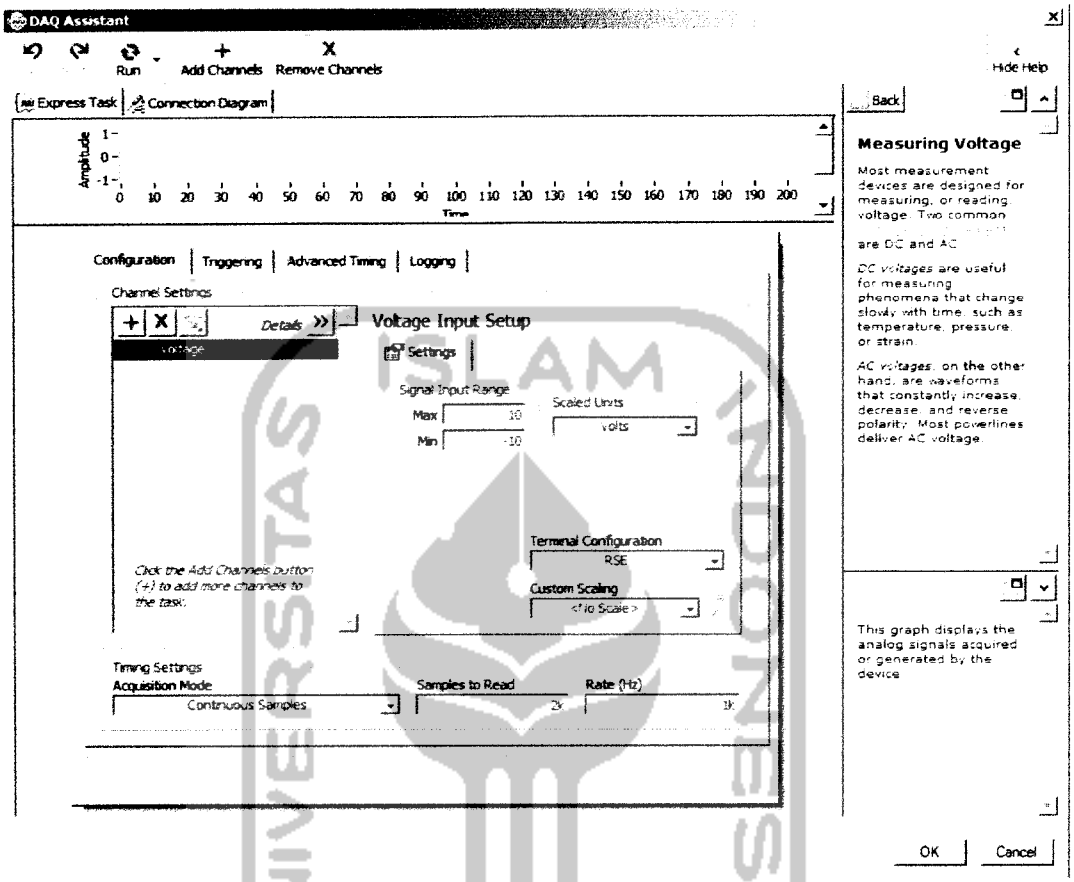
Pada perancangan *block diagram* hanya menggunakan analog input. Berikut gambar perancangan *block diagram* menggunakan LabVIEW 2010 *professional version*.



Gambar 3.11 Rancangan *Block Diagram* HRV pada LabVIEW

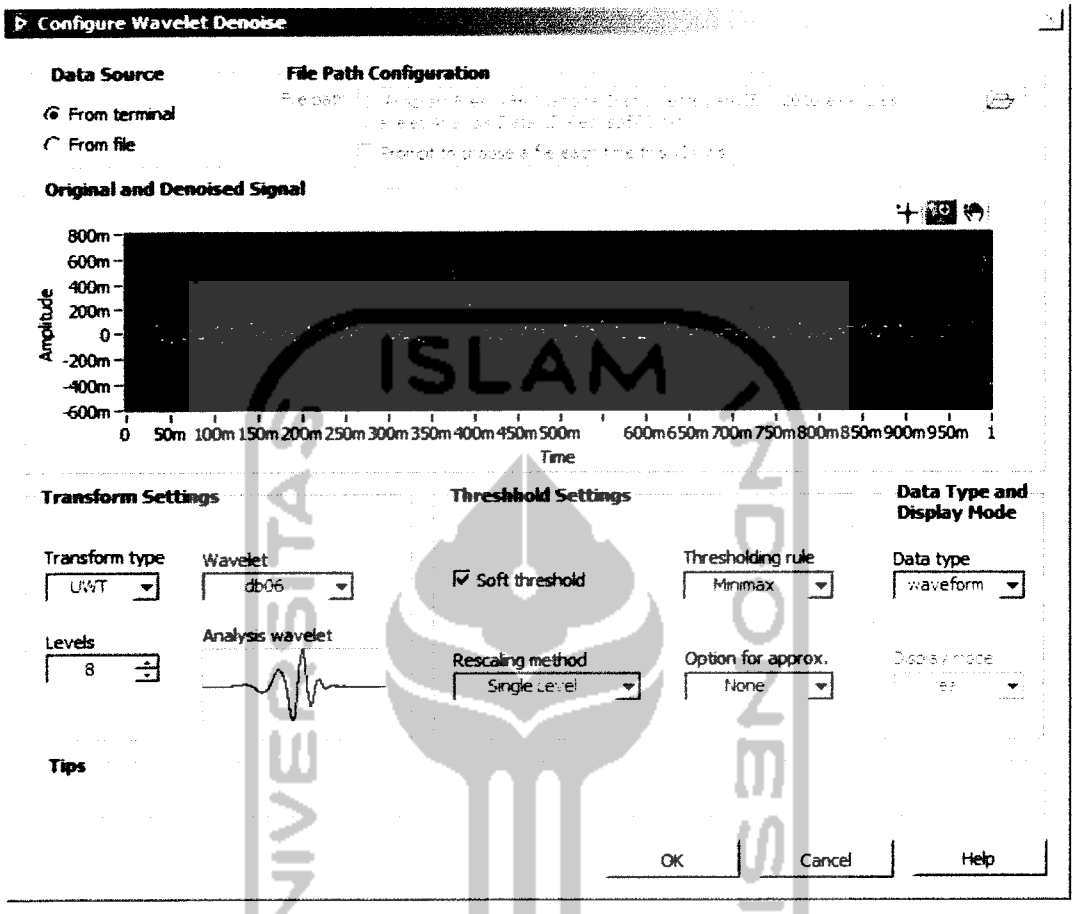
Block diagram di atas menjelaskan proses-proses yang digunakan untuk menampilkan data yang diinginkan.

Pertama terdapat DAQ *assistant* yang berfungsi untuk mengkonfigurasikan terminal dan akuisisi. Konfigurasi terminal menggunakan *Reference Single-ended* (RSE) yakni hanya menggunakan tegangan positif dan *ground* sebagai masukan sinyal EKG. Sedangkan mode akuisisi menggunakan *continous sample*.



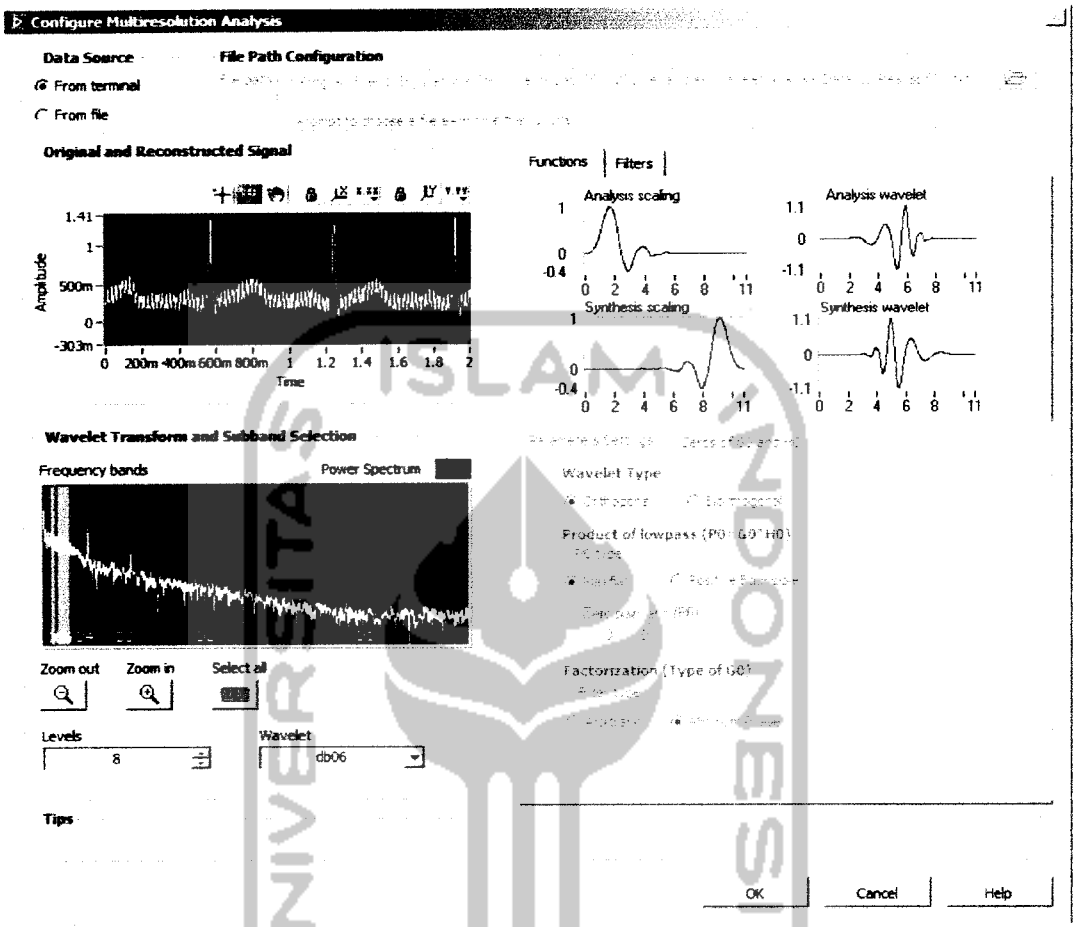
Gambar 3.12 Konfigurasi NI DAQ 6009

Setelah mengkonfigurasikan DAQ langkah selanjutnya menggunakan *tool wavelet denoise* yang berfungsi untuk menghilangkan *noise*. Karena output perangkat keras masih sedikit terdapat *noise*. Pada konfigurasi *wavelet denoise* terdapat *undecimated wavelet transform* (UWT) dan *discrete wavelet transform* (DWT). Dalam perancangan menggunakan *undecimated wavelet transform* (UWT) karena UWT lebih akurat dan menghasilkan sinyal yang lebih *smooth* dibandingkan dengan DWT.



Gambar 3.13 Konfigurasi *Wavelet Denoise*

Selanjutnya sinyal diproses lagi untuk menghasilkan sinyal EKG yang lebih baik menggunakan *tool multiresolution analisys.* Dengan menggunakan *multiresolution analisys* sinyal EKG akan bersih dari noise. Berikut konfigurasi pada *multiresolution analisys.*



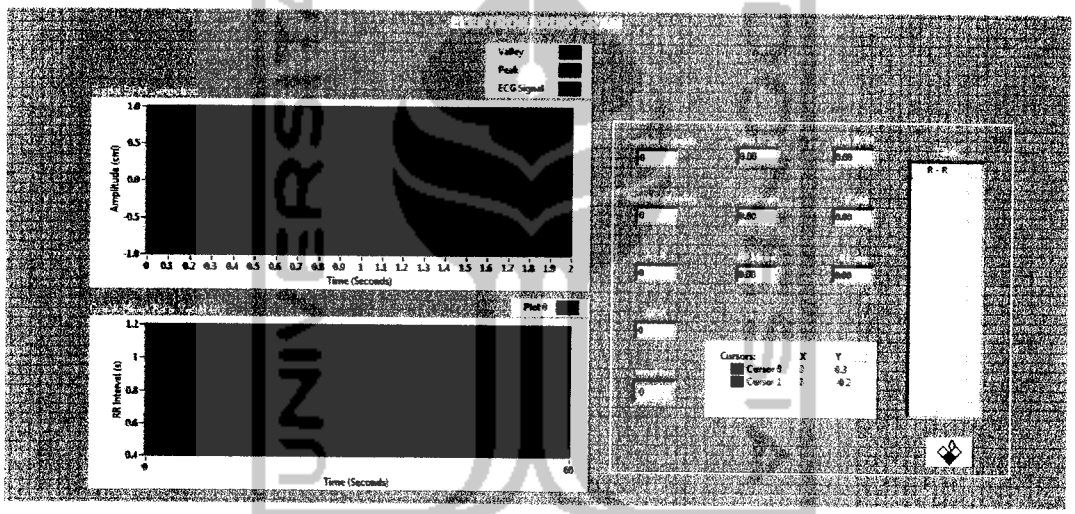
Gambar 3.14 Konfigurasi *Multiresolution Analysis*

Sinyal output yang telah difilter pada *multiresolution analysis* ditampilkan melalui XY *graph*. Setelah sinyal dapat ditampilkan pada XY *graph*, selanjutknya mendeteksi *peak* untuk mengetahui posisi sinyal R ke R, sehingga dapat mengetahui *heart rate*. Lalu data *heart rate* dianalisa *maximum heart rate*, *minimum heart rate*, rata-rata *heart rate*, RR *standard* dan RR *mean* menggunakan *tools* pada *block diagram*.

3.3.2. Perancangan *Front Panel*

Pada *front panel* berfungsi untuk menampilkan data yang telah diproses pada perancangan *block diagram*. Perancangan *front panel* menampilkan sinyal EKG, grafik *heart rate variability, maximum heart rate, minimum heart rate*, rata-rata *heart rate*, RR *standard*. RR *mean*. amplitudo sinyal EKG, lokasi *peak* & *valley* dan tabel nilai R - R.

Berikut tampilan *front panel* pada LabVIEW :



Gambar 3.15 Rancangan *Front Panel* LabVIEW

BAB IV

PENGUJIAN ANALISIS DAN PEMBAHASAN

4.1. Pengujian Perangkat Keras

Pengujian perangkat keras bertujuan untuk mengetahui apakah perangkat keras telah berfungsi dengan baik dan sesuai dengan perancangan yang telah dibuat atau tidak. Berikut hasil dari pengujian perangkat keras.

4.1.1. Pengujian Rangkaian *Regulator*

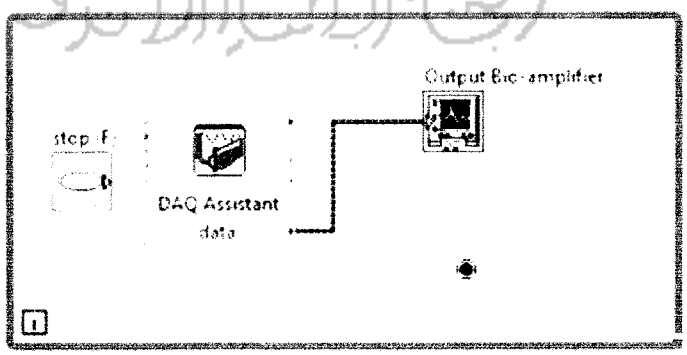
Pengujian *regulator* dengan mengukur tegangan *output* LM7805, LM7809 dan LM7909 menggunakan multimeter digital. Secara teoritis LM7805 akan menghasilkan tegangan output sebesar +5 volt, LM7809 akan menghasilkan tegangan output sebesar +9 volt dan LM7909 akan menghasilkan tegangan output sebesar -9 volt. Setelah melakukan pengukuran, LM7805 menghasilkan tegangan output sebesar +4,98 volt, LM7809 menghasilkan tegangan output sebesar +8,97 volt dan LM7909 menghasilkan tegangan output sebesar -8,75 volt. Terdapat perbedaan tegangan antara teoritis dan pengukuran, namun perbedaan tegangan tersebut masih dalam batas toleransi sehingga *power supply* yang dibuat dapat digunakan untuk mengaktifkan rangkaian penguat, rangkaian filter dan rangkaian *summing amplifier*.

4.1.2. Pengujian Rangkaian Penguat Awal

Pengujian pada rangkaian penguat awal menggunakan akuisisi data NI DAQ 6009 dan *software* LabVIEW 2010 *Professional Version*. Pengujian dilakukan dengan mengambil data langsung dari keluaran penguat bio-potensial. Masukan rangkaian penguat awal mengguakan sensor elektroda. Pada percobaan menggunakan 3 buah sensor elektroda Ag/AgCl. Cara pemasangan elektroda menggunakan aturan Einthoven dengan sadapan bipolar lead 2. Pada sadapan bipolar lead 2, elektroda pertama dihubungkan dengan tangan kanan yang bermuatan negatif, elektroda kedua dihubungkan dengan kaki kiri yang bermuatan positif dan elektroda yang ketiga dihubungkan dengan kaki kanan yang berfungsi sebagai *ground*.

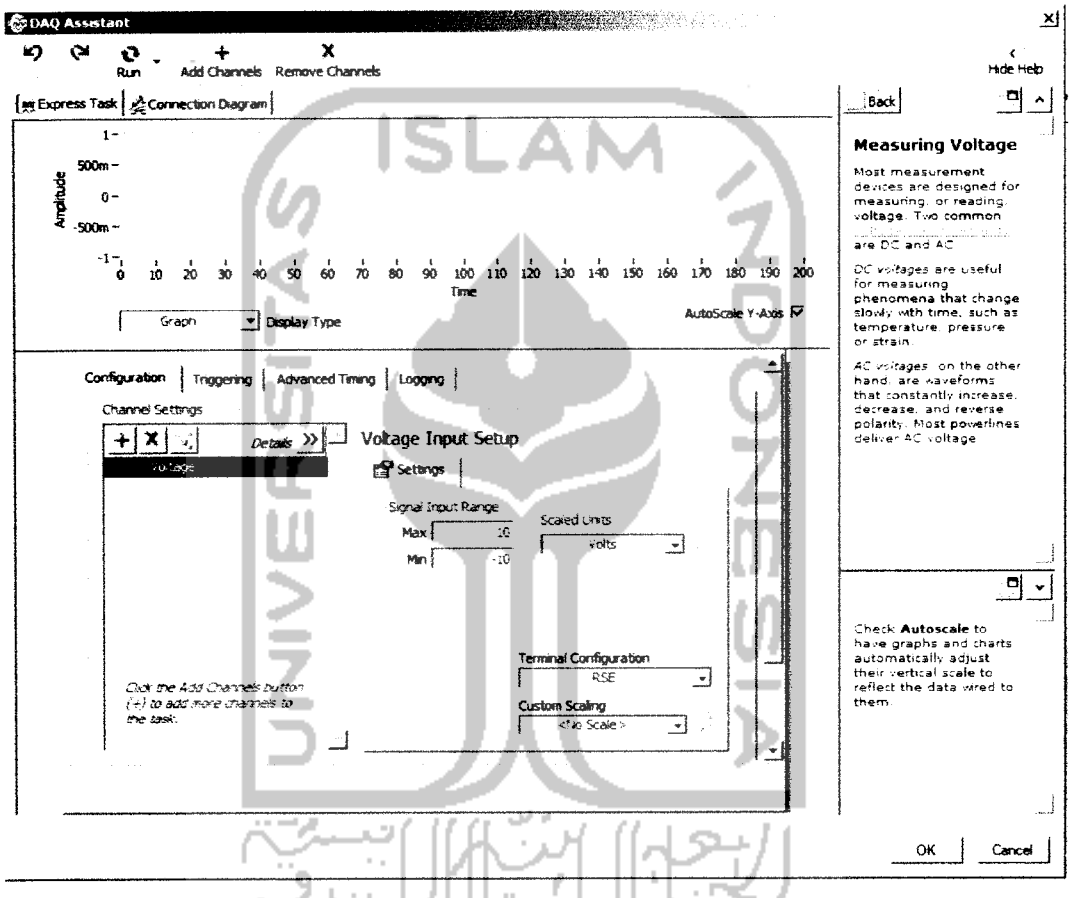
Keluaran dari penguat awal dihubungkan dengan *analog input* 0 (AI 0) pada NI DAQ 6009. Setelah terhubung dengan DAQ kemudian membuat *block diagram* LabVIEW yang berfungsi untuk memproses sinyal penguat awal.

Berikut *block diagram* untuk mendeteksi sinyal output dari penguat awal.



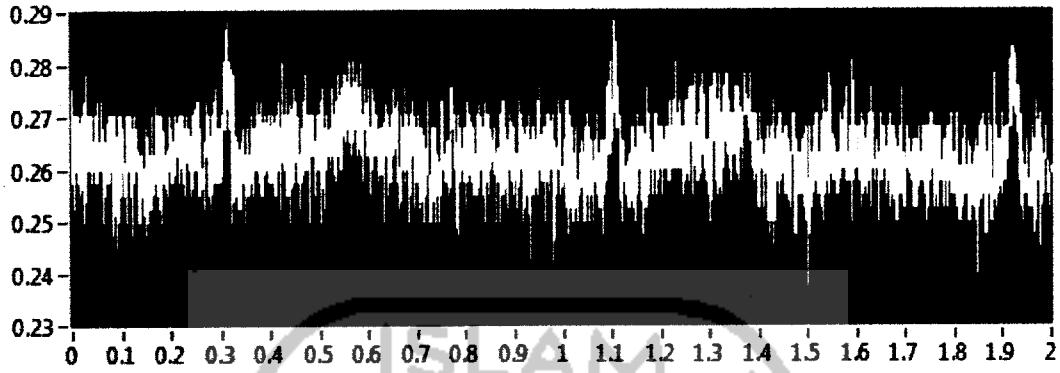
Gambar 4.1 *Block Diagram* Pengujian Penguat Awal

Pada DAQ *assistant* dikonfigurasikan terlebih dahulu. Akuisisi sinyal menggunakan analog input berupa tegangan dan menggunakan terminal konfigurasi *Reference Single-ended* (RSE), berikut konfigurasi DAQ *assistant*.



Gambar 4.2 Konfiguarsi DAQ *Assistant*

Setelah *block diagram* pada LabVIEW sudah dibuat selanjutnya data sinyal ditampilkan melalui *front panel* LabVIEW. Berikut hasil sinyal output penguat awal.



Gambar 4.2 Sinyal *Output* Penguat Awal

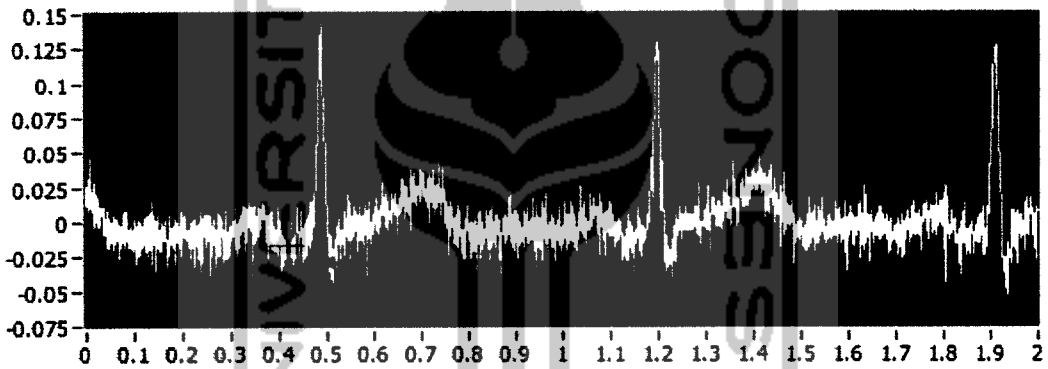
Pada sinyal output penguat awal masih banyak terdapat *noise* sehingga sinyal EKG belum dapat terlihat. Secara umum amplitudo gelombang berkisar 0,002 volt dan pada penguat awal sinyal diperbesar sebesar 14,6 sehingga seharusnya terdapat sinyal EKG yang terlihat pada grafik dengan amplitudo 0,002x14,6 = 0,0292 volt, karena begitu banyaknya *noise* sinyal yang beramplitudo 0,0292 volt ini tidak begitu terlihat dengan jelas.

4.1.3. Pengujian Rangkaian *Band Pass Filter* (BPF)

Pengujian rangkaian *band pass filter* bertujuan untuk mengetahui apakah *hardware* dapat berfungsi dengan baik, yakni dapat meloloskan sinyal dengan frekuensi antara 0,03 Hz hingga 114 Hz. Pada pengujian menggunakan AFG dengan masukan sinyal sinus dan osiloskop sebagai penampil sinyal. Setelah dilakukan pengujian, *hardware* telah mampu meloloskan sinyal antara 0,03 Hz hingga 114 Hz, namun karena tidak ada op-amp yang ideal maka masih ada sedikit sinyal dengan frekuensi lain yang dapat lolos.

Setelah melakukan pengujian menggunakan AFG, selanjutnya melakukan pengujian dengan akuisisi NI DAQ 6009 dan perangkat lunak LabVIEW yang bertujuan untuk melihat sinyal output EKG.

Sinyal keluaran *band pass filter* dihubungkan dengan AI 0 pada perangkat keras NI DAQ. Kemudian membuat *block diagram* yang sama dengan *block diagram* pada pengujian penguat awal. Setelah itu mengamati sinyal pada *front panel* LabVIEW. Berikut keluaran sinyal pada *band pass filter*.



Gambar 4.3 Sinyal *Output Band Pass Filter*

Pada gambar 4.3 sinyal P Q R S T sudah dapat terlihat, namun masih terdapat *noise* pada keluaran *band pass filter, hal ini terjadi karena* karena *band pass filter* tidak begitu meredam sinyal pada frekuensi tinggi.

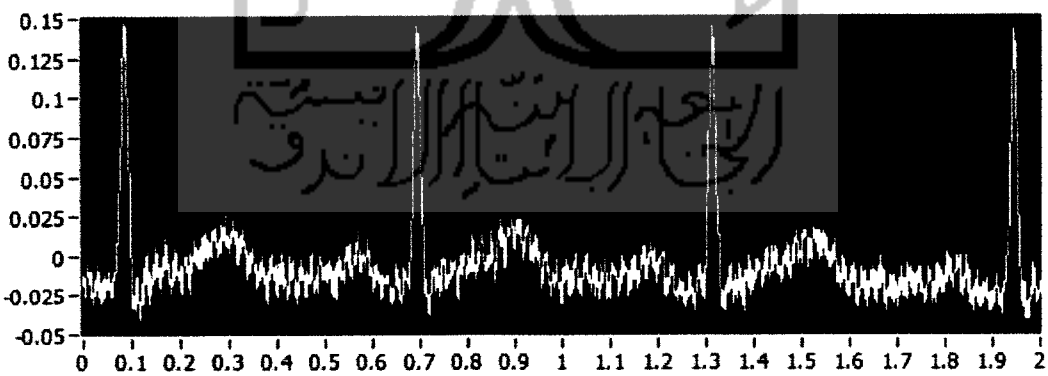
Pada *band pass filter* sinyal EKG dikuatkan sebesar 5,6 kali, dengan tujuan untuk mempermudah dalam mengamati sinyal. Secara perhitungan sinyal akan beramplitudo 0,0292x5,6 = 0,164 volt. Dan pada grafik terlihat sinyal beramplitudo sebesar 0,065, hasilnya tidak begitu jauh dengan perhitungan. Sehingga rangkaian *band pass filter* telah berfungsi dengan baik, sesuai dengan perancangan yang dibuat sebelumnya.

4.1.4. Pengujian Rangkaian *Low Pass Filter* (LPF)

Rangkain *low pass filter* bertujuan untuk meredam *noise* yang masih terdapat pada sinyal EKG. Pada perancangan *low pass filter*, frekuensi *cut off* sebesar 106 Hz.

Pengujian *low pass filter* menggunakan AFG dengan input sinyal sinus dan osiloskop. Setalah dilakukan pengujian, rangkaian *low pass filter* telah mampu meloloskan sinyal di bawah frekuensi *cut off*.

Selanjutnya pengujian menggunakan DAQ untuk melihat sinyal EKG yang telah difilter. Proses pengujian sama dengan proses pengujian sebelumnya, yakni pertama membuat *block diagram* kemudian menkonfigurasikan DAQ *assistant* lalu mengamati sinyal yang dihasilkan dengan menampilkan pada *front panel* LabVIEW. Berikut gambar sinyal keuaran dari *low pass filter* dengan frekunsi *cut off* 106 Hz.



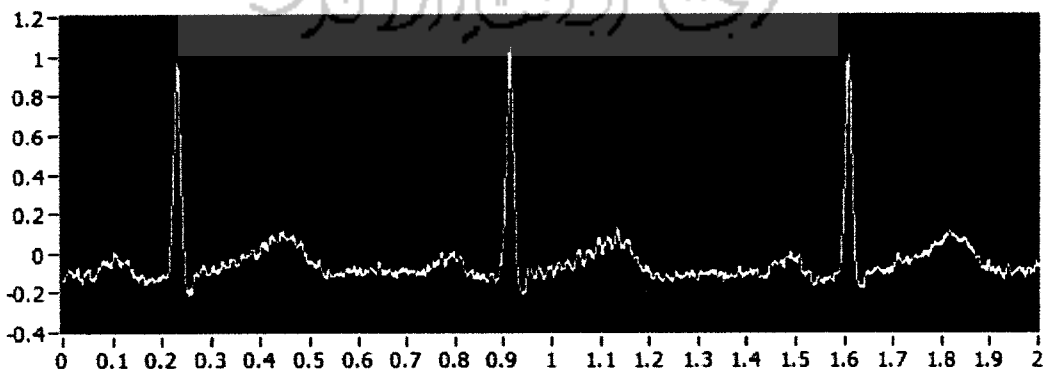
Gambar 4.4 Sinyal *Output Low Pass Filter*

Pada gambar 4.4 terlihat sinyal EKG yang memiliki noise yang lebih sedikit bila dibandingkan dengan sinyal *output band pass filter*.

4.1.5. Pengujian Rangkaian Penguat Kedua

Rangkaian penguat kedua berfungsi menguatkan sinyal EKG sebesar 6,6 kali. Pengujian menggunakan AFG dengan sinyal sinus dan menggunakan osiloskop dengan 2 *probe*. Menggunakan 2 *probe* bertujuan untuk membandingkan sinyal output dan sinyal input. Pada pengujian didapatkan sinyal output memiliki amplitudo yang lebih besar sekitar 6,6 kali dibandingkan dengan sinyal input. Sehingga pada rangkaian penguat kedua telah berhasil berfungsi dengan baik. Perbesaran hanya dilakukan 6,6 kali karena saat diperbesar 7 kali atau lebih, sinyal output sudah tidak sesuai dengan sinyal inputnya yakni sinyal outputnya terpotong. Sehingga untuk menjaga keaslian sinyal EKG perbesaran dilakukan dengan *Gain* di bawah 7 kali.

Pengujian selanjutnya menggunakan DAQ untuk melihat sinyal EKG yang telah diperbesar 6,6 kali. Setelah membuat *block diagram*, didapatkan sinyal EKG yang ditampilkan pada *front panel* LabVIEW. Berikut sinyal *output* EKG pada rangkaian penguat kedua.



Gambar 4.5 Sinyal *Output* Penguat Kedua

Pada gambar 4.5 sinyal sudah dapat diamati dengan baik karena telah memiliki amplitudo sekitar 1,1 volt. Secara perhitungan sinyal memiliki

amplitudo 0,164 dikali dengan 6,6 didapatkan 1,08 volt. Nilai 0,164 diperoleh dari perhitungan output sinyal pada *band pass filter* yang diperbesar sebesar 5,6 kali.

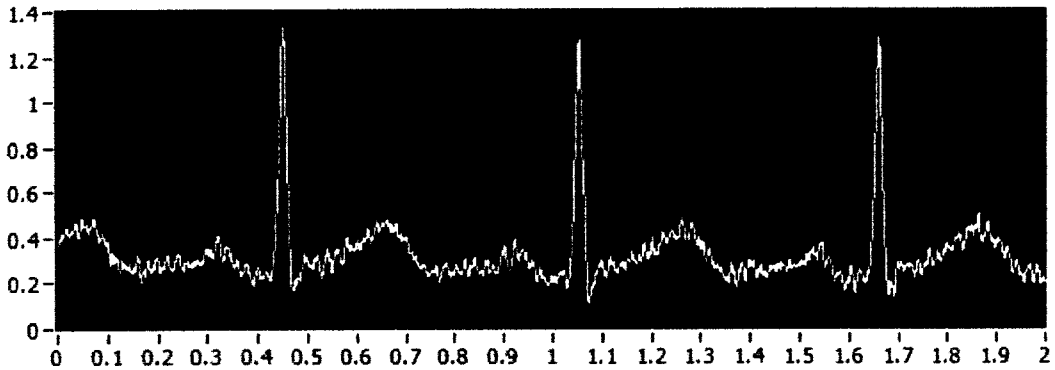
Dari semua hasil perhitungan secara toritis dan hasil pengujian tidak terdapat perbedaan yang jauh, sehingga *hardware* telah berfungsi dengan baik.

4.1.6. Pengujian Rangkaian *Summing Amplifier*

Rangkaian *summing amplifier* digunakan untuk manaikkan level tegangan pada sinyal EKG apabila sinyal berada pada sumbu negatif.

Pengujian menggunakan AFG dengan sinyal sinus dan osiloskop. Pada saat diuji sinyal yang tampil pada osiloskop dapat dinaikkan ke level pasitif dari level negatif dengan memutar resistor variabel sebesar 10 KΩ.

Berikutnya menguji perangkat keras *summing amplifier* dengan sinyal EKG menggunakan NI DAQ dan perangkat lunak LabVIEW. Berikut gambar sinyal EKG, sinyal EKG dapat dinaikkan dan diturunkan secara mudah dengan mengatur resistor variabel pada rangkaian *summing amplifier*. Terlihat pada gambar 4.6 sinyal EKG berapda pada sumbu yang bernilai positif.



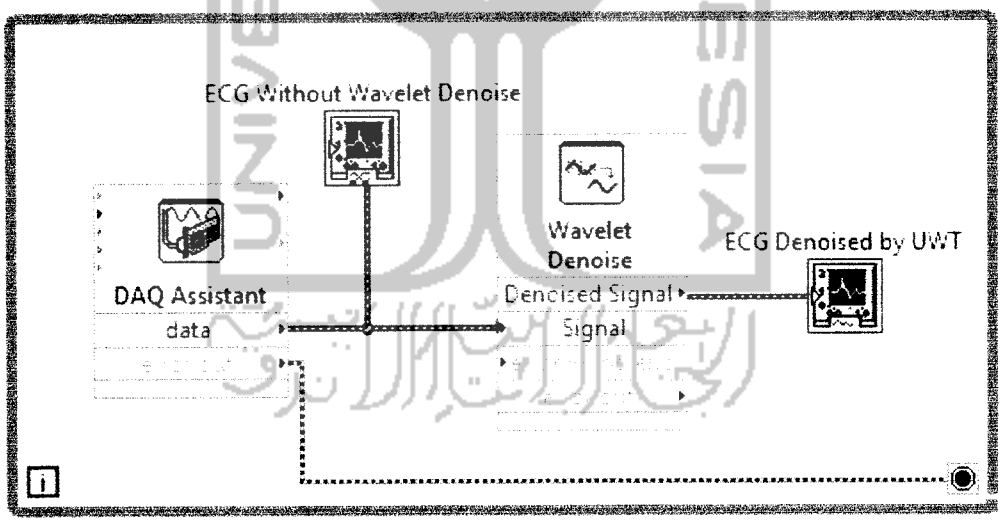
Gambar 4.6 Sinyal Output *Summing Amplifier*

4.2. Pengujian Perangkat Lunak

Sinyal EKG yang dihasilkan oleh perangkat keras masih terdapat *noise* sehingga diperlukan perangkat lunak untuk mempersihkan sinyal. Selain itu perangkat lunak juga berfungsi mengolah sinyal untuk mendapatkan data yang diinginkan.

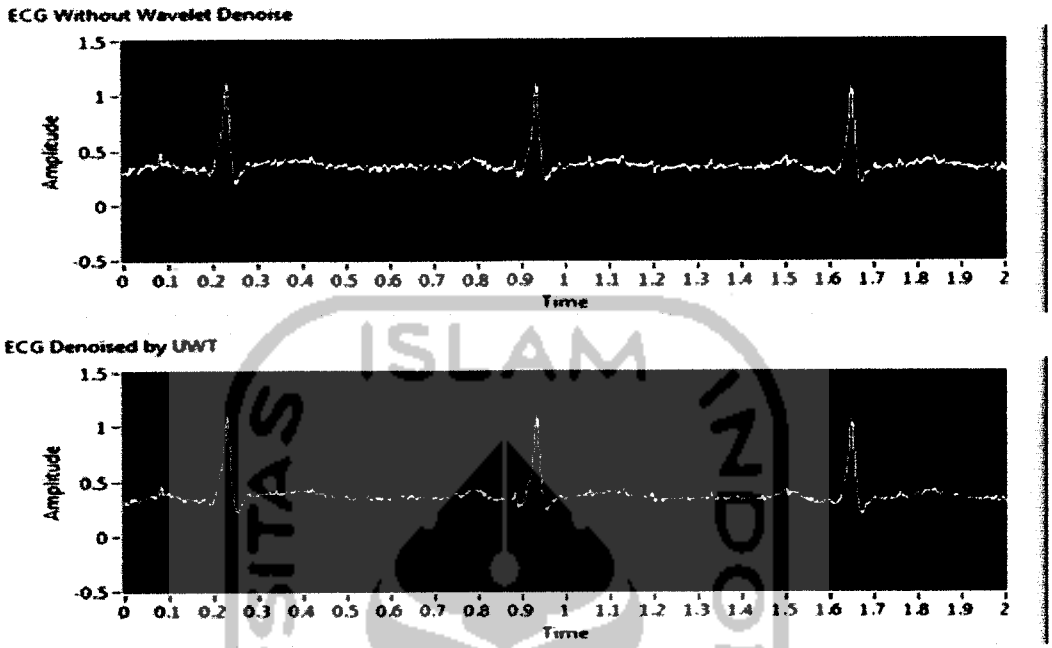
4.2.1. Pengujian *Tool Wavelet Denoise*

Pertama pengujian perangkat lunak LabVIEW menggunkan *tool wavelet denoise*. Pada konfigurasi *wavelet denoise* menggunakan *undecimated wavelet transform* (UWT). Berikut *block diagram* untuk menguji perangkat lunak.



Gambar 4.7 *Block Diagram* Pengujian *Wavelet Denoise*

Pada gambar 4.7 sinyal yang masuk ke NI DAQ 6009 merupakan sinyal output perangkat keras yang telah dibuat. Kemudian pada *block diagram* terdapat dua buah grafik yang digunakan untuk membandingkan sinyal, antara sinyal yang belum dibersihkan dan yang telah dibersihkan oleh *tool wavelet denoise*. Berikut hasil sinyal EKG yang ditampilkan melalui *front panel* LabVIEW.



Gambar 4.8 Sinyal EKG Sebelum dan Sesudah Menggunakan

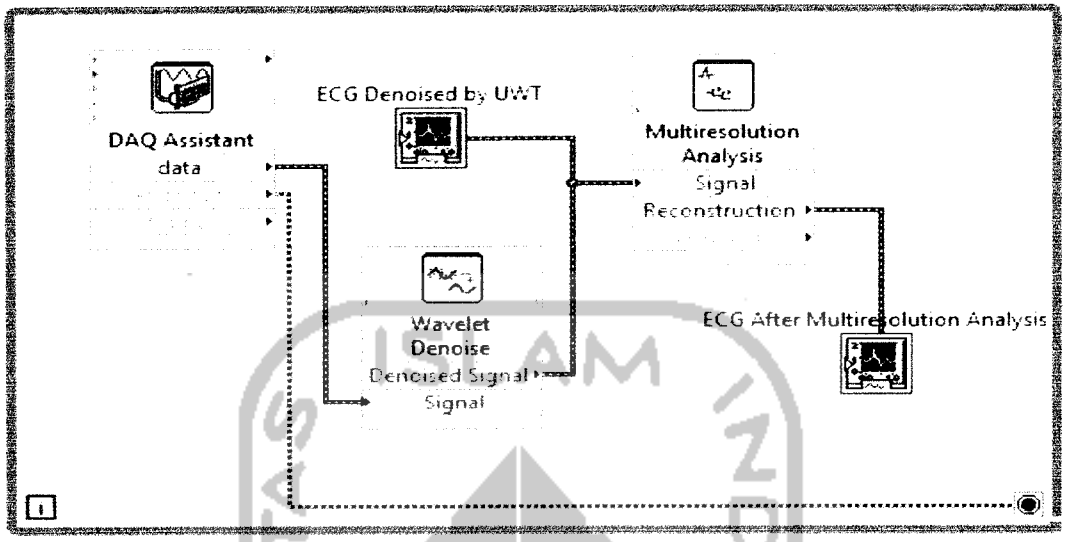
Tool Wavelet Denoise

Tampak pada gambar 4.8 sinyal sudah lebih bersih bila dibandingkan dengan sinyal *output* dari perangkat keras.

4.2.2. Pengujian *Tool Multiresolution Analysis*

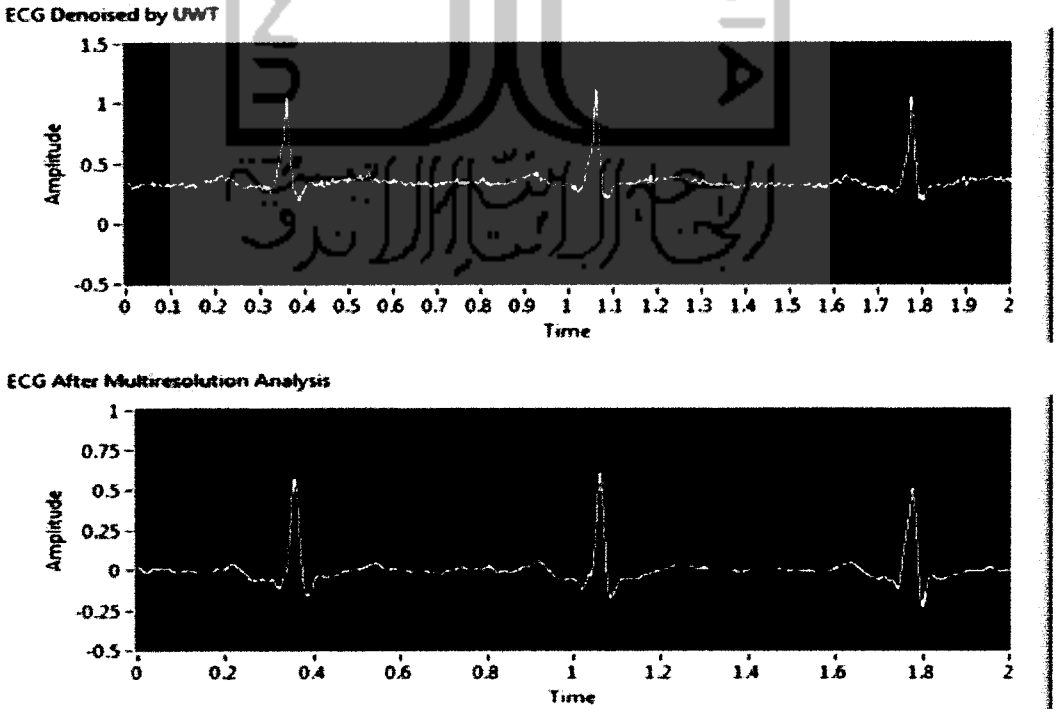
Sinyal EKG yang telah diproses pada *wavelet denoise* tidak sepenuhnya bersih dari *noise*. Langkah selanjutnya untuk menghasilkan sinyal EKG yang lebih baik menggunakan *tool multiresolution analysis.*

Untuk menguji *multiresolution analysis* pertama membuat *block diagram* LabVIEW. Berikut *block diagram* pada *multiresolution analysis.*



Gambar 4.9 *Block Diagram Multiresolution Analysis*

Gambar 4.9 terdapat dua buah grafik yang berfungsi untuk membandingkan *output* sinyal EKG dari *wavelet denoise* dan *multiresolution analysis.*



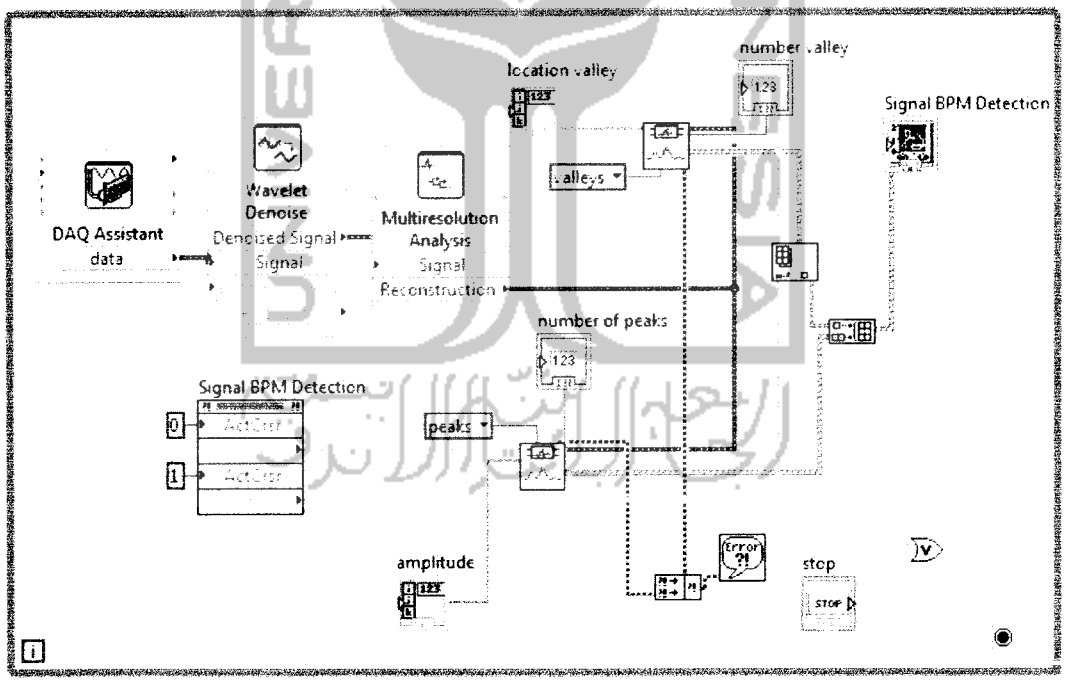
Gambar 4.10 Perbandingan Sinyal EKG
pada *Wavelet Denoise* dan *Multiresolution Analysis*

Pada gambar 4.10 sinyal EKG yang telah diproses pada *multiresolution analysis* sudah dapat menghasilkan sinyal yang baik.

4.2.3. Pengujian *Peak Valley Detection*

Peak valley detection diperlukan untuk mengetahui posisi puncak sinyal dan posisi sinyal yang paling bawah. Setelah mengetahui posisi *peak* dan *valley* srlanjutnya dapa menghitung nilai BPM untuk mendapatkan data *heart rate.*

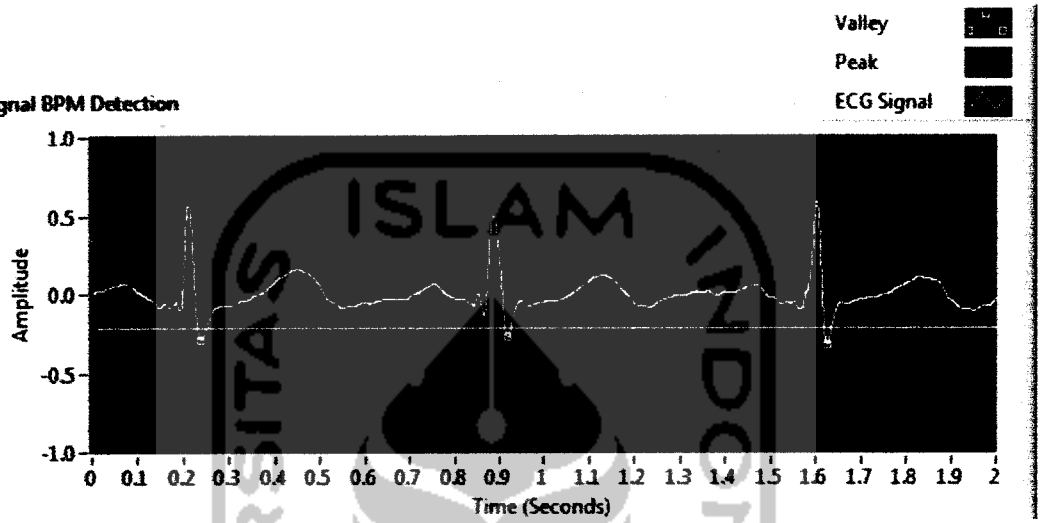
Pengujian *peak valley detection* menggunakan LabVIEW. Berikut gambar *block diagram* LabVIEW.



Gambar 4.11 *Block Diagram Peak Valley Detection*

Untuk mempermudah pengaturan *peak* dan *valley*, mennggunakan *cursors* sebagai *tools*. Cursor 0 digunakan untuk mengatur batas *peak detection* sedangkan cursor 1 digunakan untuk mengatur batas *valley detection.* Pengaturan menggunakan *cursor* ini sangatlah mudah yakni hanya menggeser batas *peak* dan

valley detection. Berikut gambar pada front panel LabVIEW menggunakan *peak valley detection.*

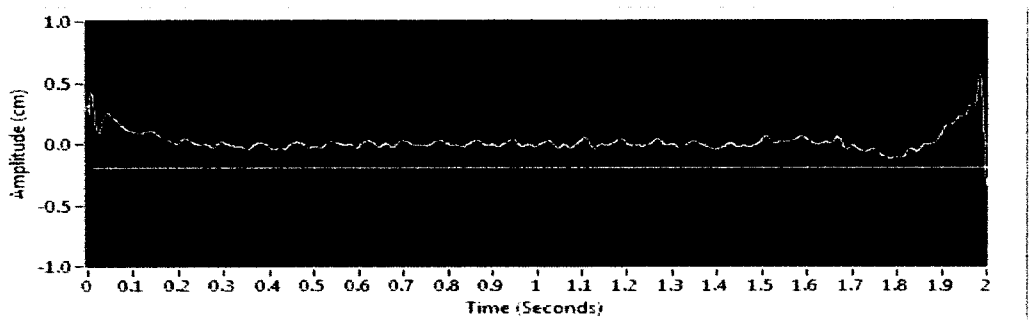


Gambar 4.12 *Peak Valley Detection*

4.2.4. Pengujian Keseluruhan Perangkat Lunak LabVIEW

Pengujian keseluruhan perangkat lunak LabVIEW bertujuan untuk mengetahui apakah perangkat lunak sudah dapat berfungsi dengan baik atau tidak.

Pertama menguji perangkat lunak LabVIEW dengan tidak ada input sensor elektroda pada perangkat keras, ini bertujuan untuk mengetahui seberapa besar *noise* yang dihasilkan dari perangkat keras yang telah dirancang.



Gambar 4.13 *Noise* yang dihasilkan *Hardware*

Dari gambar 4.13 dapat terlihat *noise* yang dihasilkan perangkat keras, *noise* ini timbul dapat disebabkan karena *hardware* memilki kualitas komponen yang jauh berbeda dengan kualitas pabrik.

Pengujian selanjutnya dengan cara menguji langsung kepada salah satu responden untuk mendapatkan data yang diinginkan. Pengujian dilakukan selama 60 detik. Berikut hasil tampilan pengujian.



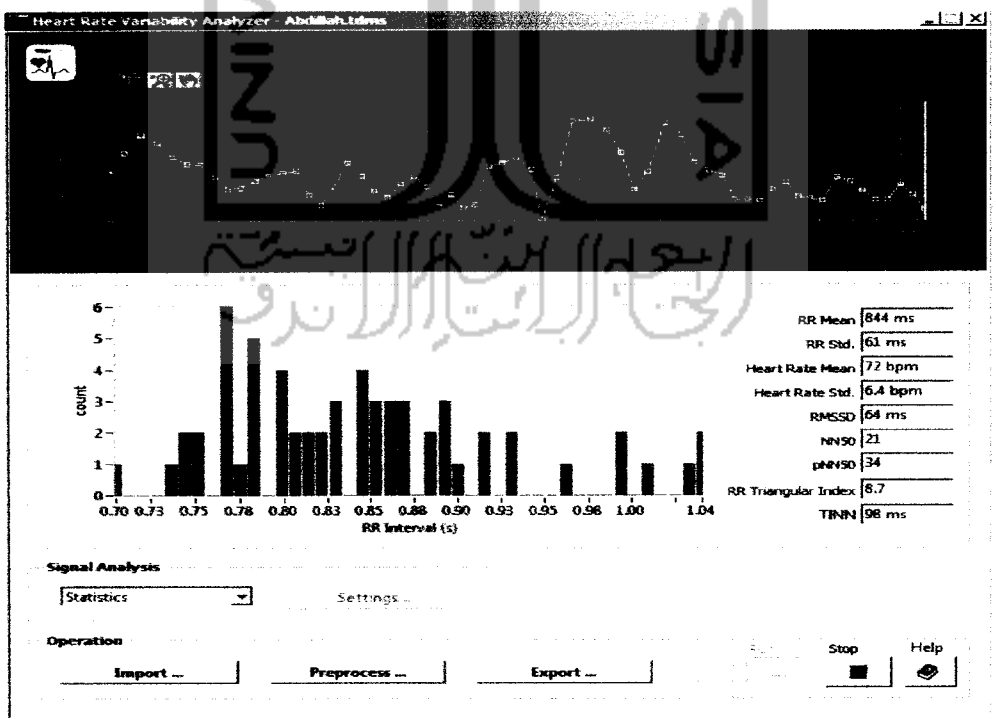
Gambar 4.14 Pengujian Perangkat Lunak *Front Panel* LabVIEW

Pada gambar 4.14 terlihat bahwa tampilan sudah dapat menampilkan data sesuai dengan perancangan yang telah dibuat. Data yang didapatkan pada tampilan berupa gambar sinyal EKG, grafik RR *interval*, *maximum* BPM (101,35 BPM), *minimum* BPM (70,42 BPM), rata-rata BPM (87,87 BPM), posisi *cursors*, *peak valley detection*, RR *standard* (0,05 detik), RR *mean* (0,69 detik) dan tabel data R - R yang didapatkan selama 60 detik.

4.2.5. Pengujian Biomedical Workbench

Perangkat lunak Biomedical Workbench berfungsi untuk mendapat data RMSSD (*Square root of the mean of the sum of the squares of differences between adjacent NN intervals*), NN50 *(the number of pairs of successive NNs that differ by more than 50 ms*) dan pNN50 *(the proportion of NN50 divided by total number of NNs*).

Untuk mendapatkan data RMSSD, NN50 dan pNN50 dengan cara meng-*import* data jarak R ke R yang didaptkan pada perangkat lunak LabVIEW dengan format TDMS (*Technical Data Management - Streaming*). Setelah meng-*import* data jarak R ke R maka perangkat lunak Biomedical Workbench akan mengkalkulasikan nilai RMSSD, NN50 dan pNN50.

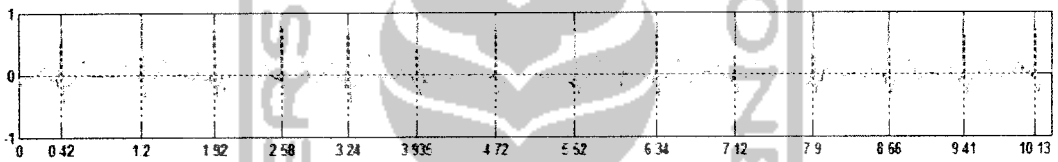


Gambar 4.15 Pengujian HRV Menggunakan Biomedical Workbench

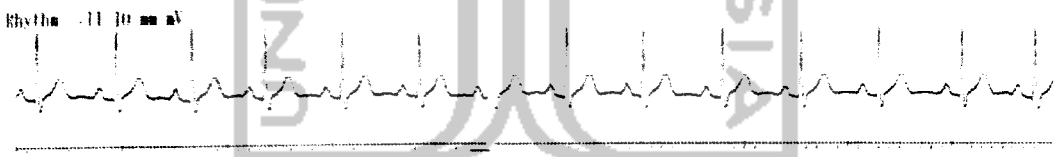
4.2.6. Validasi Alat

Validasi dibutuhkan untuk mengetahui keakuratan alat dalam mengambil data. Validasi dilakukan dengan cara membandingkan hasil data menggunakan alat Elektrokardiograf pabrikan dengan alat Elektrokardiograf yang telah dibuat.

Peratama validasi dengan menggunakan Matlab. Data yang dibandingkan ialah data yang dihasilkan dengan aturan Einthoven *lead* II. Berikut perbandingan gelombang Elektrokardiograf antara alat EKG pabrikan dengan alat EKG rancangan.



Gambar 4.16 Sinyal EKG dengan Alat Rancangan



Gambar 4.17 Sinyal EKG dengan Alat Pabrikan

Sekilas sinyal yang dihasilkan antara alat EKG pabrikan dan rancangan tidak terdapat perbedaan yang signifikan. Pada gambar 4.16 dan gambar 4.17 terlihat 14 sinyal EKG, sehingga akan didapatkan 13 data jarak sinyal R ke R.. Berikut data waktu R ke R.

Tabel 4.1 Waktu R ke R pada Alat Rancangan dan Pabrikan

Waktu R ke R Rancangan	Waktu R ke R Alat	Error Waktu R ke R
0.78	0.74	5.405405405 %
0.72	0.72	0 %
0.66	0.7	5.714285714 %
0.66	0.732	9.836065574 %
0.695	0.748	7.085561497 %
0.785	0.74	6.081081081 %
0.8	0.712	12.35955056 %
0.82	0.74	10.81081081 %
0.78	0.76	2.631578947 %
0.78	0.776	0.515463918 %
0.76	0.74	2.702702703 %
0.75	0.8	6.25 %
0.72	0.7	2.857142857 %
Rata-rata error		5.557665313 %

Dari data tabel di atas terdapat sedikit perbedaan R ke R dan didapatkan *error* RR interval sebesar 5.56 %. Kemudian pada alat rancangan memiliki *heart rate* sebesar 80.33 BPM dan pada alat pabrikan terdeteksi sebesar 81 BPM, sehingga terdapat *error* sebesar 0.82%. *Error* dapat disebabkan karena pada alat rancangan memiliki kualitas IC yang berbeda dengan kualitas IC pabrikan. Dan pada EKG pabrikan menggunakan kualitas kabel yang baik sehingga sinyal yang dikirim memiliki *noise* yang rendah.

Selanjutnya melakukan validasi data yang dihasilkan menggunakan software LabVIEW. Berikut data yang didapatkan menggunakan LabVIEW :

Tabel 4.2 Waktu Sinyal R ke R pada LabVIEW

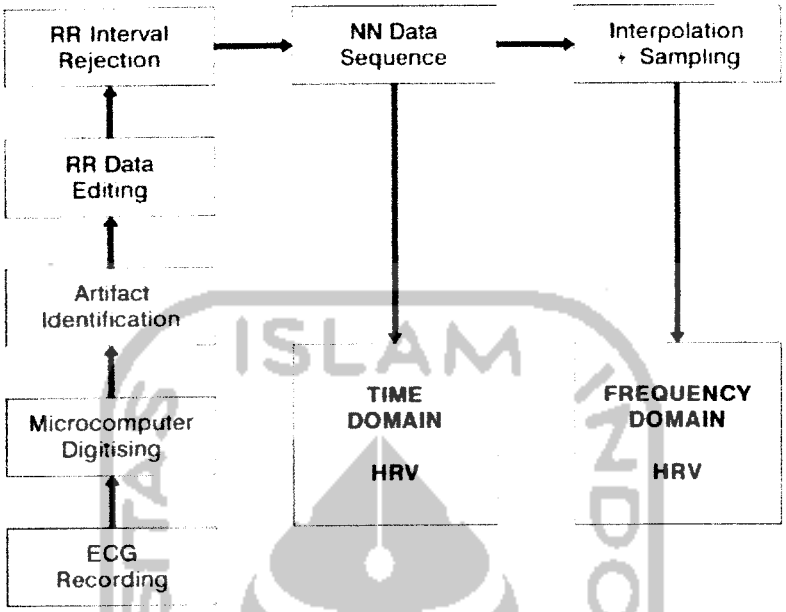
Waktu Saat Terdeteksi Sinyal R ke R	Waktu Sinyal R ke R
0	0.785
1.998114	0.665
3.996228	0.802
5.991343	0.785
7.997457	0.754
9.997571	0.705
11.991685	0.835

Data yang didapatkan dari *software* LabVIEW tidak selengkap dengan data yang didapatkan pada Matlab, karena sinyal yang ditampilkan pada LabVIEW setiap satu detik, tidak dapat secara kontinyu.

Pada LabVIEW didapatkan 78,78 BPM, sehingga terdapat *error* sebesar 2.74% terhadap *heart rate* yang terdeteksi pada alat EKG pabrikan.

4.3. Penelitian *Heart Rate Variability* pada Mahasiswa Perokok dan Non-Perokok

Berdasarkan standar yang ditetapkan oleh *European Society of Cardiology and North American Society of Pacing and Electrophysiology* pada tahun 1996 terdapat dua metode untuk menganalisis *heart rate variability*, yakni pada domain waktu dan domain frekuensi (European Heart Journal, 1996).



Gambar 4.18 Diagram pemrosesan analisis *heart rate variability* sinyal EKG

Pada penelitian HRV menggunakan metode domain waktu, karena pada domain waktu lebih mudah untuk dianalisis. Data yang dibutuhkan untuk menganalisis HRV menggunakan metode domain waktu ialah *heart rate mean, heart rate standard*, RR *mean*, RR *standard*, RMSSD (*Square root of the mean of the sum of the squares of differences between adjacent NN intervals*), NN50 (*the number of pairs of successive NNs that differ by more than 50 ms*) dan pNN50 (*the proportion of NN50 divided by total number of NNs*). Namun secara garis besar, data yang paling dibutuhkan ialah RMSSD karena pada RMSSD dapat menunjukkan nilai *heart rate variability*.

Penelitian dilakukan dengan cara mengambil data dari responden pada mahasiswa perokok dan non-perokok. Responden mahasiswa perokok aktif berjumlah 20 mahasiswa dan mahasiswa non-perokok berjumlah 20 mahasiswa. Berikut data responden mahasiswa perokok dan non-perokok

Tabel 4.3 Responden Mahasiswa Perokok dan Non-Perokok

		Perokok (n=20)	Non-Perokok (n=20)
Gender	Laki-Laki	20/20 (100%)	20/20 (100%)
	Perempuan	NA	NA
Umur	20 – 25 tahun	19/20 (95%)	19/20 (95%)
	26 – 30 tahun	1/20 (5%)	1/20 (5%)
Lamanya Merokok	1 – 5 tahun	8/20 (40%)	NA
	6 – 10 tahun	10/20 (50%)	NA
	> 10 tahun	2/20 (10%)	NA
Intensitas Merokok	< 10 batang/hari	10/20 (50%)	NA
	≥ 10 batang/hari	10/20 (50%)	NA
Intensitas Berolahraga dalam Satu Minggu	Tidak Berolahraga	4/20 (20%)	3/20 (15%)
	1 kali	7/20 (35%)	8/20 (40%)
	2 kali	4/20 (20%)	4/20 (20%)
	3 kali	1/20 (5%)	2/20 (10%)
	4 kali	2/20 (10%)	1/20 (5%)
	5 kali	1/20 (5%)	0/20 (0%)
	6 kali	0/20 (0%)	0/20 (0%)
	7 kali	1/20 (5%)	2/20 (10%)

Pertama kali data yang diambil ialah nilai jarak sinyal R ke R pada EKG menggunakan perangkat lunak LabVIEW kemudian data yang telah diproses oleh perangkat lunak LabVIEW diolah kembali oleh software Biomedical Workbench untuk mendapatkan nilai RMSSD, NN50 dan pNN50. Sedangkan untuk nilai HR *mean*, HR *standard*, RR *mean* dan RR *standard* dapat ditampilkan pada *front panel* LabVIEW. Berikut data yang telah didapatkan menggunakan *software* LabVIEW dan Biomedical Workbench.

Tabel 4.4 Data HRV Mahasiswa Perokok

No	Nama	HR Mean (BPM)	HR Std (BPM)	RR Mean (ms)	RR Std (ms)	RMSSD (ms)	NN50	pNN50
1.	Aditya Widyama P.	87,61	12,88	700,30	90,45	100,07	33,00	54,10
2.	Ageng	97,08	3,25	618,74	18,57	17,89	0,00	0,00
3.	Arya Candra Haslungkara	72,88	9,69	838,18	101,28	140,71	31,00	50,82
4.	Asep BP	90,50	5,79	665,77	32,76	39,05	8,00	13,11
5.	Benny	75,02	4,38	802,43	39,86	54,00	14,00	22,95
6.	Dicky	91,76	6,02	656,61	34,30	44,49	18,00	29,03
7.	Edi Syaputra	64,14	5,49	941,85	65,57	82,03	28,00	45,90
8.	Ersyad Zein	75,43	5,96	800,48	51,07	69,98	24,00	39,34
9.	Muhammad Zulfigar	102,52	6,74	587,90	34,88	36,14	7,00	11,48
10.	Gilar Mulia Dani	91,81	7,58	658,07	47,67	47,91	14,00	22,95
11.	Handi Wardana	73,73	7,84	822,33	78,75	87,31	30,00	49,18
12.	Harmoko	82,49	4,69	729,77	40,10	50,37	19,00	31,15
13.	Hawam Feriussula	85,75	6,07	703,08	35,00	30,41	6,00	9,84
14.	Noufal Suryo	87,44	5,03	688,49	38,39	53,39	15,00	24.59
15.	Pandu Setiawan	95,28	5,64	631,92	35,14	45,44	16,00	26,23
16.	Asa Riskyka	82,13	3,99	732,20	32,36	37,01	9,00	14,75
17.	Septian Andri Wibowo	98,17	6,44	613,80	33,59	44,33	13,00	21,31

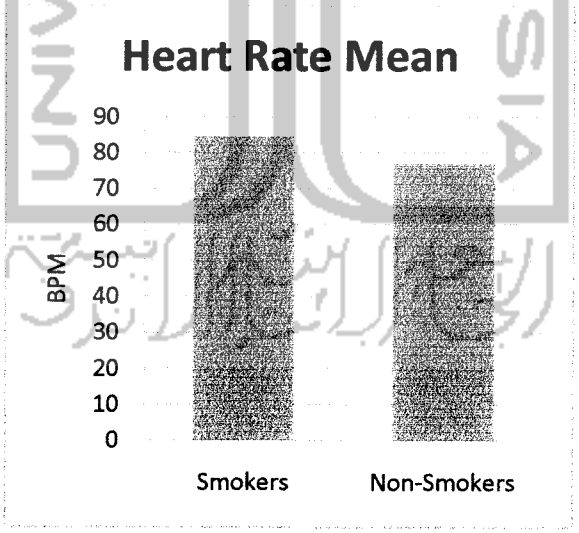
18.	Saiful Imron	67,36	5,95	897,56	70,20	83,34	27,00	44,26
19.	Muhulin Nuha	76,42	10,10	796,36	85,15	96,89	31,00	50,82
20.	Wahyu Bagus	92,07	6,91	655,20	46,74	46,14	15,00	24,59
Rata-Rata		84.48	6.52	727.05	50.59	60.35	17.90	29.32

Tabel 4.5 Data HRV Mahasiswa Non-Perokok

No	Nama	HR Mean (BPM)	HR Std (BPM)	RR Mean (ms)	RR Std (ms)	RMSSD (ms)	NN50	pNN50
1.	Putra	74,85	3,91	603,84	42,63	63,06	22,00	36,07
2.	Aji	89,64	6,61	672,82	38,21	33,14	9,00	14,75
3.	Rama	83,93	8,66	722,20	62,68	70,98	35,00	57,38
4.	Ary Pristiansyah	94,49	7,57	639,16	46,36	48,99	17,00	27,87
5.	Ahmad Fathoni	71,86	5,06	838,95	52,17	69,26	29,00	47,54
6.	Insan Kamil Ahmad	78,94	5,73	763,92	49,56	45,02	14,00	22,95
7.	Violeta	66,76	9,09	916,49	131,63	174,02	40,00	65,56
8.	Yoga Febriansyah	87,51	7,34	690,56	56,22	54,77	20,00	32,79
9.	Aditya Surachman	68,73	6,00	879,33	63,11	85,17	32,00	53,46
10.	Sudarman	67,31	5,09	896,18	63,32	100.44	33,00	54,10
11.	Adhy Dwi P.	66.21	3,62	908,82	44,90	54,69	24,00	39,34
12.	Abdillah	71,64	6,41	844,46	61,46	64,26	21,00	34,43
13.	Fajar	74,34	5,52	811,44	50,68	61,66	21,00	34,43
14.	Aldida Aprilian N.	88,38	4,08	680,26	30,24	34,66	5,00	8,20
15.	Juna	63,73	5,44	948,00	71,77	89,41	34,00	55,74

16	Andi	81,78	7,68	740,05	65,36	77,54	28,00	45,90
17.	Arie	80,45	7,73	752,39	64,55	64,04	33,00	54,10
18.	Herdi	75,79	7,20	798,89	77,88	111,91	36,00	59,02
19	Fadil	76,74	7,37	789,21	69,32	72,02	25,00	40,98
20	Alan	76,47	6,41	790,18	68,27	92,75	34,00	55,74
	Rata-Rata	76.98	6,33	784,36	60,52	73,39	25,60	40,02

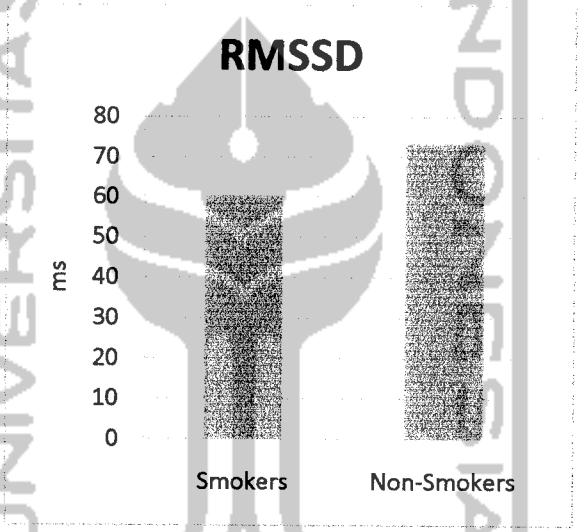
Berdasarkan data tabel di atas dapat dibandingkan persamaan maupun perbedaan dari *heart rate mean, heart rate standard*, RR *mean*, RR *standard*, RMSSD (*Square root of the mean of the sum of the squares of differences between adjacent NN intervals*), NN50 (*the number of pairs of successive NNs that differ by more than 50 ms*), pNN50 (*the proportion of NN50 divided by total number of NNs*).



Gambar 4.19 *Heart Rate Mean* Mahasiswa Perokok dan Non-Perokok

Berdasarkan grafik di atas, mahasiswa perokok memiliki *heart rate* sedikit lebih besar dari mahasiswa non-perokok. Data ini sesuai dengan penelitian sebelumnya yang menyebutkan bahwa perokok memilki *heart rate* yang lebih besar daripada orang yang tidak merokok (Korean J Anesthesiol, 2010). Namun

perbedaan ini tidak begitu signifikan dan masih dikatakan normal karena *heart rate* normal berkisar 60 BPM sampai 100 BPM pada *heart rate* dewasa. Dan pada HR *standard* mahasiswa perokok dan non-perokok perbedaanya tidak begitu jauh. Begitu juga nilai RR *mean* dan RR *standard* tidak begitu signifikan. RR *mean* dan HR *mean* memilki korelasi karena HR *mean* didapatkan dari 60 dibagi nilai RR *mean*.



Gambar 4.20 RMSSD Mahasiswa Perokok dan Non-Perokok

Berdasarkan referensi parameter *heart rate variability* normal menggunakan metode *time domain* memiliki RMSSD 36,0 ± 2,8 ms (International Journal of Pharmacy and Pharmaceutical Sciences, 2011). Namun ada penelitian sebelumnya yang menyatakan nilai RMSSD 40 ± 17 ms masih dikatakan normal (Pakistan Journal of Physiology, 2010).

Pada penelitian didapatkan nilai RMSSD pada mahasiswa perokok 60,35 ms dan mahasiswa non-perokok bernilai 73,39 ms. RMSSD 60,35 ms pada mahasiswa perokok memilki *range* perubahan BPM sebagai berikut :

$$BPM = \frac{60}{RR\ mean \pm 0{,}06035}$$

$$BPM = \frac{60}{0{,}72705 \pm 0{,}06035}$$

$$BPM = 76{,}20\ dan\ 90{,}00$$

Pada mahasiswa perokok memiliki HR mean 84,48 BPM sehingga berdasarkan perhitungan di atas, perubahan *range* BPM dari rata-rata *heart rate* berkisar antara 8,28 BPM (84,48 – 76,20) dan 5,52 BPM (90,00 – 84,48). Sedangkan RMSSD 73,39 ms pada mahasiswa non-perokok memiliki *range* perubahan BPM sebagai barikut

$$BPM = \frac{60}{RR\ mean \pm 0{,}07338}$$

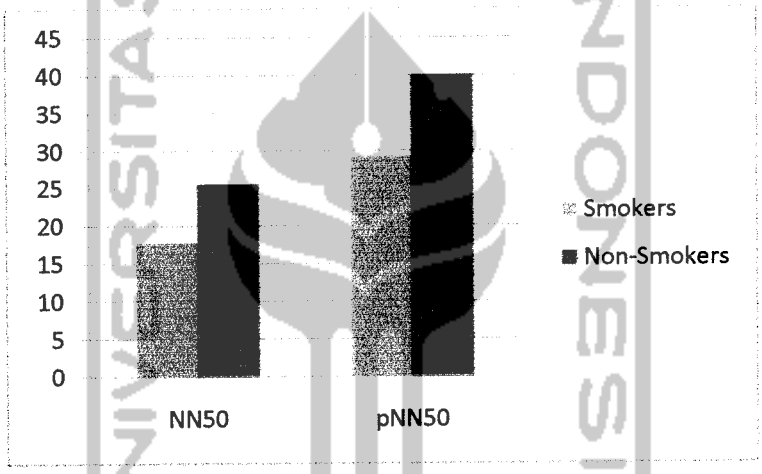
$$BPM = \frac{60}{0{,}78436 \pm 0{,}07339}$$

$$BPM = 69{,}95\ dan\ 84{,}38$$

Pada mahasiswa non-perokok memiliki HR mean 76,98 BPM sehingga berdasarkan perhitungan di atas, perubahan *range* BPM dari rata-rata *heart rate* berkisar 7,03 BPM (76,98 – 69,95) dan 7,4 BPM (84,38 – 76,98) .

RMSSD pada mahasiswa perokok lebih kecil daripada mahasiswa non-perokok. Sesuai dengan penelitian sebelumnya yang didapatkan, data perokok memiliki RMSSD 26,0 ± 2,6 ms dan non-perokok memiliki RMSSD 36,8 ± 2,8 ms (International Journal of Pharmacy and Pharmaceutical Sciences, 2011). Namun data nilai RMSSD pada penelitian masih besar hal ini dapat disebabkan karena responden kurang *relax* saat data *heart rate variability* diambil.

Pada mahasiswa non-perokok nilai NN50 (*the number of pairs of successive NNs that differ by more than 50 ms*) dan pNN50 (*the proportion of NN50 divided by total number of NNs*) lebih besar daripada mahasiswa perokok karena nilai NN50 dan pNN50 akan sebanding dengan nilai RMSSD, semakin besar RMSSD maka NN50 dan pNN50 akan semakin besar juga.



Gambar 4.21 NN50 dan pNN50 pada Mahasiswa Perokok dan Non-Perokok

BAB V

PENUTUP

5.1. Kesimpulan

Berdasarkan perancangan, pengujian, analisis dan pembahasan yang telah dilakukan dalam penelitian ini, maka dapat diambil kesimpulan sebagai berikut:

1. Dalam merancang alat EKG diperlukan penguat *bio-amplifier, filter*, penguat sinyal dan *summing amplifier*.
2. Untuk mendapatkan data *heart rate variability* yang valid, diperlukan perangkat keras yang dapat mendeteksi sinyal dengan baik, perangkat lunak yang dapat mengolah data dengan baik dan saat pengambilan data harus melakukan prosedur sesuai dengan standar yang ada.
3. Perangkat lunak LabVIEW dan Biomedical Workbench dapat digunakan untuk menganalisis *heart rate variability*.
4. *Heart rate* pada mahasiswa perokok memiliki *beat per minute* yang sedikit lebih besar dari pada mahasiswa non-perokok walaupun perbedaan tersebut tidak signifikan.
5. Untuk menganalisis *heart rate variability* pada *time domain* parameter yang dibutuhkan adalah *Heart Rate Mean, Heart Rate Standard*, RR *Mean*, RR *Standard*, NN50 dan pNN50.
6. Pada *time domain*, *heart rate variability* mahasiswa perokok memiliki RMSSD (*Square root of the mean of the sum of the squares of differences*

between adjacent NN intervals) lebih rendah daripada mahasiswa non-perokok.

7. Nilai NN50 (*the number of pairs of successive NNs that differ by more than 50 ms*) dan pNN50 (*the proportion of NN50 divided by total number of NNs*) sebanding dengan RMSSD, semakin besar RMSSD maka NN50 dan pNN50 akan semakin besar juga.

5.2. Saran

Saran yang dapat diberikan dalam penelitian *heart rate variability* untuk penilitian lebih lanjut dijelaskan beberapa poin berikut :

1. Dalam perancangan perangkat keras seperti perancangan filter sebaiknya menggunakan resistor dengan toleransi yang kecil dan menggunakan kapasitor yang baik untuk penapis sinyal seperti menggunakan jenis kapasitor *multilayer* dan MKM.
2. Pada perancangan penguatan sinyal harus sesuai dengan karakteristik dari *integrated circuit* (IC), karena bila penguatan terlalu besar akan menghasilkan *noise*.
3. Membuat jalur-jalur rangkaian pada PCB dengan rapi agar mudah untuk diuji dan diidentifikasi, selain itu juga untuk menghindari *noise* karena sinyal yang akan dideteksi dan difilter memiliki amplitudo yang sangat kecil.
4. Kabel penghubung antara sensor dan rangkaian sebaiknya mengguakan kabel standar EKG agar pengiriman sinyal lebih baik.

5. Saat mengambil data *heart rate variability* sebaiknya responden dalam keadaan *relax* dan meminimalisir pergerakan, karena pergerakan akan menimbulkan *noise*.
6. Pengambilan data *heart rate variability* dalam *time domain* sebaiknya dilakukan sekitar 5 menit atau lebih agar dapat menghasilkan data yang banyak.

DAFTAR PUSTAKA

Urooj, Mohd., Pillal, K., K., Tandon, Monika., Venkateshan., & Saha, Nilanjan. 2011. *Reference ranges for time domain parameters of heart rate variability in Indian population and validation in hypertensive subjects and smokers.* International Journal of Pharmacy and Pharmaceutical Sciences. Vol. 3, Issue 1.

Alamgir Khan, Muhammad., Mahzhar Hussain, M., & Bin Aleem, Shoib, 2010. *Heart Rate Variability In Healthy Population.* Pakistan Journal of Physiology, 6 (2).

Heart Rate Variability Guidelines, 1996. *Standards of measurement, physiological interprestation and clinical use*, European Heart Journal, 17, 354-381.

Hoon Sung, Sang., Bong Yu, Soo., Sik Kim, Doo., Han Kim, Kyung., Ho Jang, Tae., Hwan Kim, Se., & Jeong Ryu, Sie. 2010. *Difference of the hemodynamic changes inducted by tracheal intubation using remifentanil between smokers and non-smokers.* Korean Journal Anesthesiol, 58 (6), 508 – 513.

G. Gilbert, Dvid., H. Robinson, John., L. Chamberlin, Carl., & J. Reynolds, R. 1989. *Effects of Smoking/Notice on Anxiety, Heart Rate, and Lateralization of EEG During a Stressful Movie.* The Society for Psychophysiological Research. Vol. 26, No. 3.

R. Duley, Aaron., M. Janelle, Cristopher., & A. Coombers, Stephen. 2004. *An open-soure LabVIEW application toolkit for phasic heart rate analisys in*

psychopysiological research. Behavior Research Methods, Instruments, & Computers, 36(4), 778 – 783.

Wongjan, Anan., Julsereewong, Amphawan., & Julsereewong, Prasit. 2009. *Continuous Measurements of ECG and SpO2 for Cardiology Information System*. Proceedings of the International Multi Conference of Engineers and Computer Scientists, Vol II, IMEECS, March 18 – 20.

Padma, Tatiparti., Madhavi Latha, M., & Ahmed, Abrar. 2009. *ECG compression and labview implementation*. Journal Biomedical Science and Engineering, 2, 177 – 183.

Dehghani., Shabinia., & Akbar Safavi, Ali. 2010 . *Implementation of Wireless Data Transmission Based on Bluetooth Technology for Bio-signals Monitoring*. World Applied Sciences Journal, 10 (3), 287 – 293.

Ayyaswamy, Ashwin. 2009 . *Design of a Wearable Wireless Electrocardiograph (Quick Doc)*. Department of Electrical and Computer Engineering, McMaster University

Mohammadzadeh Asl, Babak., Kamaledin Setarehdan, Seyed., & Mohebbi, Maryam. 2008. *Support vector machine-based arrhythmia classification using reduced features of heart rate variability signal*. Artificial Intelligence in Medicine, 44, 51 – 64.

Hanafi. 1999. *Rancang Bangun Alat Elektrokarduograf (EKG) Telemedika*. Tesis, tidak diterbitkan. Jakarta: Teknik Telekomunikasi Program Studi Teknik Elektro Universitas Indonesia.

Rizal, Achmad. & Jondri. 2010. *Wireless LAN Electrocardiograph (ECG).* Seminar disampaikan pada Konferensi Nasional Sistem dan Informatika. Bali, 13 November.

Erliyanto, Machriz., Sumaryo, Sony., & Rizal Achmad. 2008. *Perancangan Perangkat Monitoring Denyut Jantung (Heart-Beat Monitoring) dengan Visualisasi LCD Grafik Berbasis Atmel AT89C51.* Seminar disampaikan pada Konferensi Nasional Sistem dan Informatika. Bali, 15 November.

Chattopadhyay, Rakshit,Saha, Purkait. 1989. *Dasar Elektronika.* Jakarta : UI PRESS

Malvino, Albert Paul. 2004. *Prinsip-Prinsip Elektronika.* Jakarta : Salemba Teknika

Hermawan, Frendy. 2008. *Rancang Bangun Detektor Jantung.* Skripsi, tidak diterbitkan, Yogyakarta : Fakultas Teknik Industri Industri Jurusan Teknik Elektro Universitas Islam Indonesia.

Sakti, Fajar Anggoro. 2008. *Perancangan Perangkat Monitoring EKG Berbasis Mikrokontroller ATMega 8535.* Skripsi, tidak diterbitkan, Yogyakarta : Fakultas Teknik Industri Industri Jurusan Teknik Elektro Universitas Islam Indonesia.

Widjaja, Soetopo. 2009. *EKG Praktis.* Binarupa Aksara : Ciputat – Tangerang.

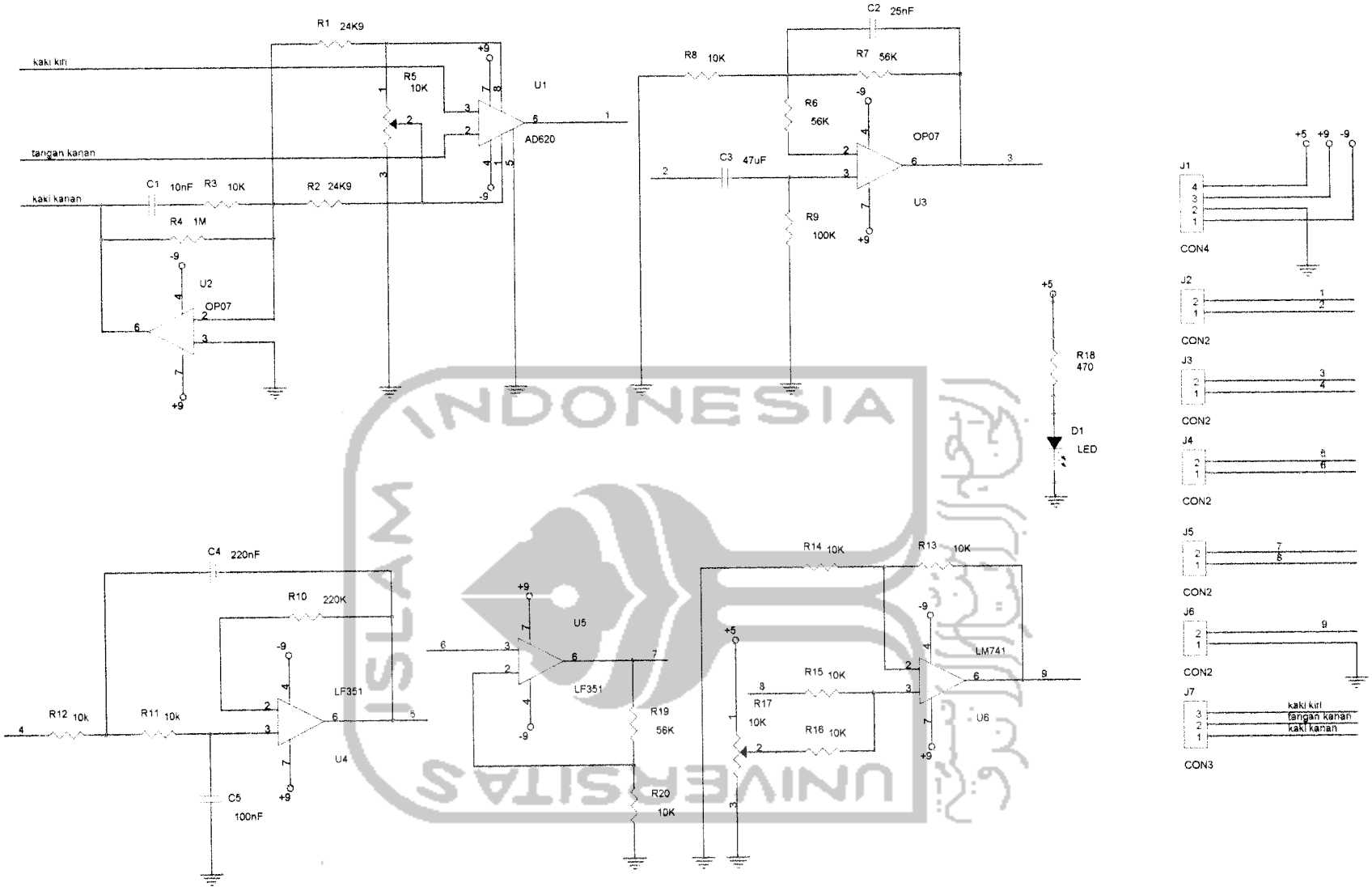
National Instruments. 2008. *LabVIEW for ECG Signal Processing.* Available at http://zone.ni.com/devzone/cda/tut/p/id/6349

National Instruments. 2008. *Using LabVIEW for Heart Rate Variability Analysis.* Available at http://zone.ni.com/devzone/cda/epd/p/id/5832

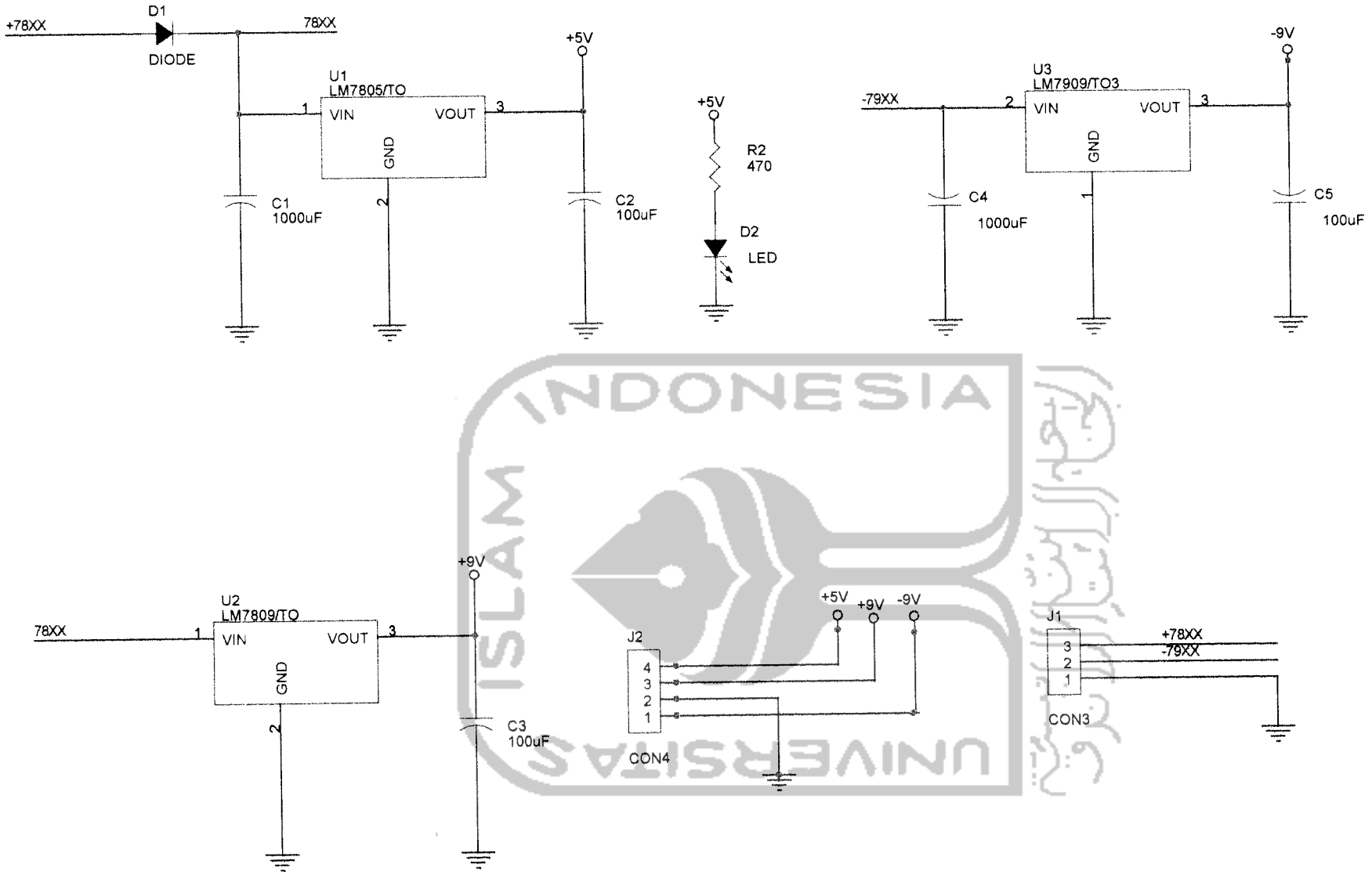
AD Instruments. 2011. *HRV (Heart Rate Variability) Research.* Available at http://www.adinstruments.com/solutions/research/HRV/

Raharjo, Budi. 2010. *Kebiasaan Merokok Pengaruhi Prestasi Akademik Mahasiswa UMM.* Available at http://www.republika.co.id/berita/pendidikan/berita/10/07/17/125077-kebiasaan-merokok-pengaruhi-prestasi-akademik-mahasiswa-umm

LAMPIRAN



Title	Skematik Rancangan Elektrokardiograf	
Size B	Document Number <Doc>	Rev <RevC
Date: Sunday, May 15, 2011	Sheet 1 of 1	



ISLAM INDONESIA UNIVERSITAS

Title	Power Supply
Size	Document Number
	Rev

1. Data Responden Mahasiswa Perokok

Nama : Aditya Widyama Putra

Umur : 22

Lamanya merokok : 1 – 5 tahun

Intensitas merokok : ≥ 10 batang/hari

Intensitas berolahraga : 1 kali seminggu

HR mean (BPM) : 87,61

HR std (BPM) : 12,88

RR mean (ms) : 700,30

RR std (BPM) : 90,45

RMSSD (ms) : 100,07

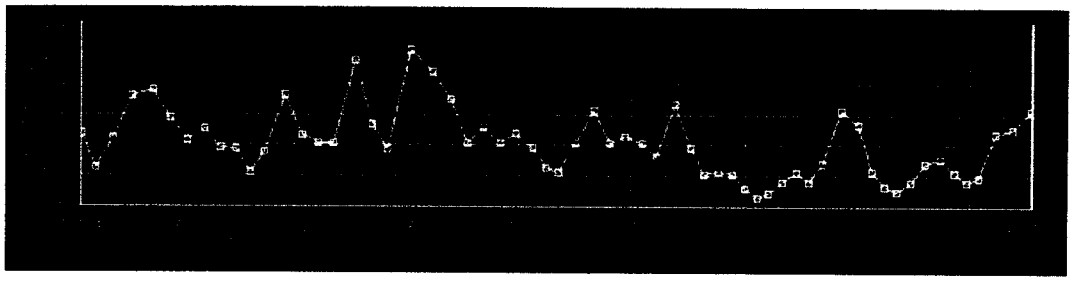
NN50 :33,00

pNN50 :54,10

Maximum BPM : 113,85

Minimum BPM : 59,17

Grafik Heart Rate Variability (HRV)



Nama : Wahyu Bagus

Umur : 21 tahun

Lamanya merokok : 6 – 10 tahun

Intensitas merokok : ≥ 10 batang/hari

Intensitas berolahraga : 1 kali seminggu

HR mean (BPM) : 92,07

HR std (BPM) : 6,91

RR mean (ms) : 655,20

RR std (BPM) : 46,74

RMSSD (ms) : 46,14

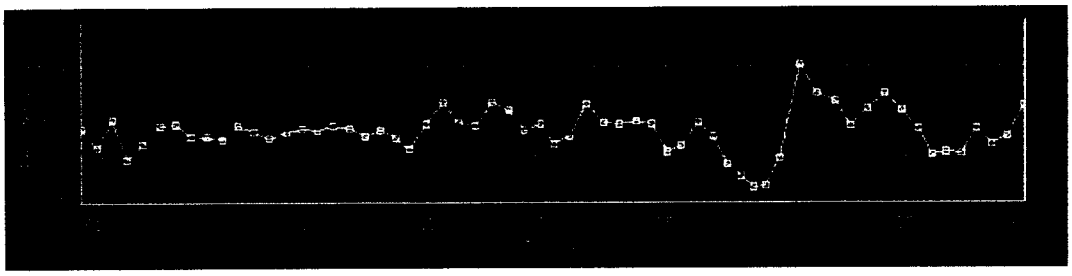
NN50 : 15,00

pNN50 : 24,59

Maximum BPM : 112,99

Minimum BPM : 74,72

Grafik Heart Rate Variability (HRV)



Nama : Muhulin Nuha

Umur : 22 tahun

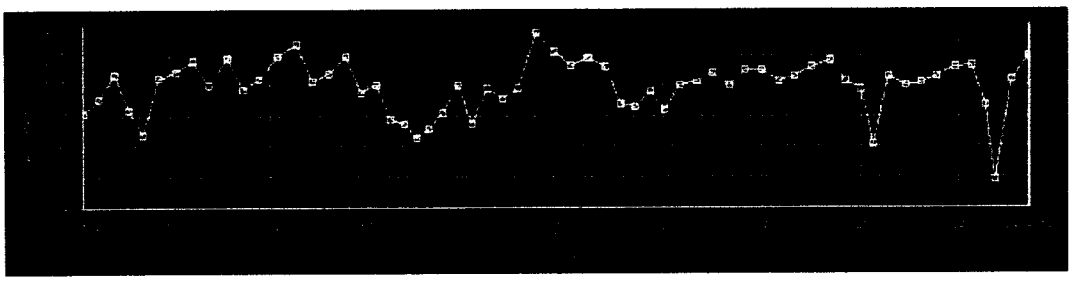
Lamanya merokok : 1 – 5 tahun

Intensitas merokok : ≥ 10 batang/hari

Intensitas berolahraga : -

HR mean (BPM)	: 76,42
HR std (BPM)	: 10,10
RR mean (ms)	: 796,36
RR std (BPM)	: 85,15
RMSSD (ms)	: 96,89
NN50	: 31,00
pNN50	: 50,82
Maximum BPM	: 123,71
Minimum BPM	: 61,54

Grafik Heart Rate Variability (HRV)



Nama : Saiful Imron

Umur : 21 tahun

Lamanya merokok : 6 – 10 tahun

Intensitas merokok : ≥ 10 batang/hari

Intensitas berolahraga : 2 kali seminggu

HR mean (BPM) : 67,36

HR std (BPM) : 5,95

RR mean (ms) : 897,56

RR std (BPM) : 70,20

RMSSD (ms) : 83,34

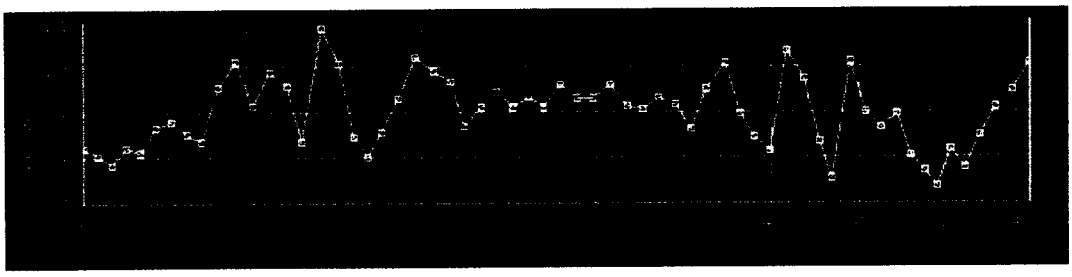
NN50 : 27,00

pNN50 : 44,26

Maximum BPM : 81,63

Minimum BPM : 55,30

Grafik Heart Rate Variability (HRV)



Nama : Septian Andri Wibowo

Umur : 21 tahun

Lamanya merokok : 6 – 10 tahun

Intensitas merokok : < 10 batang/hari

Intensitas berolahraga : -

HR mean (BPM) : 98,17

HR std (BPM) : 6,44

RR mean (ms) : 613,80

RR std (BPM) : 33,59

RMSSD (ms) : 44,33

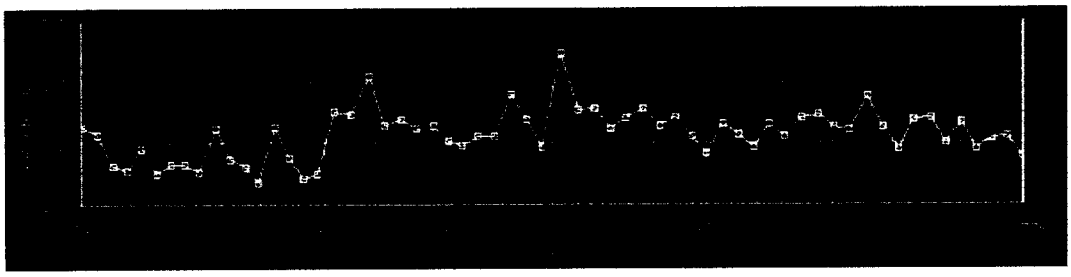
NN50 : 13,00

pNN50 : 21,31

Maximum BPM : 112,36

Minimum BPM : 80,00

Grafik Heart Rate Variability (HRV)



Nama : Asa Riskyka

Umur : 23 tahun

Lamanya merokok : 1 – 5 tahun

Intensitas merokok : < 10 batang/hari

Intensitas berolahraga : 1 kali seminggu

HR mean (BPM) : 82,13

HR std (BPM) : 3,99

RR mean (ms) : 732,20

RR std (BPM) : 32,36

RMSSD (ms) : 37,01

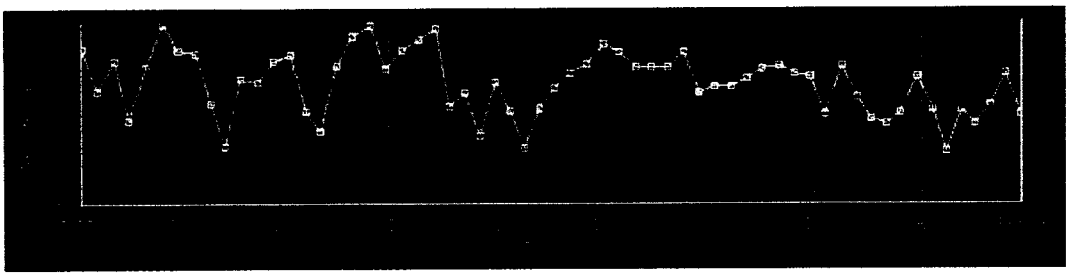
NN50 : 9,00

pNN50 : 14,75

Maximum BPM : 91,32

Minimum BPM : 75,09

Grafik Heart Rate Variability (HRV)



Nama : Pandu Setiawan

Umur : 20 tahun

Lamanya merokok : 6 – 10 tahun

Intensitas merokok : ≥ 10 batang/hari

Intensitas berolahraga : 2 kali seminggu

HR mean (BPM) : 95,28

HR std (BPM) : 5,64

RR mean (ms) : 631,92

RR std (BPM) : 35,14

RMSSD (ms) : 45,44

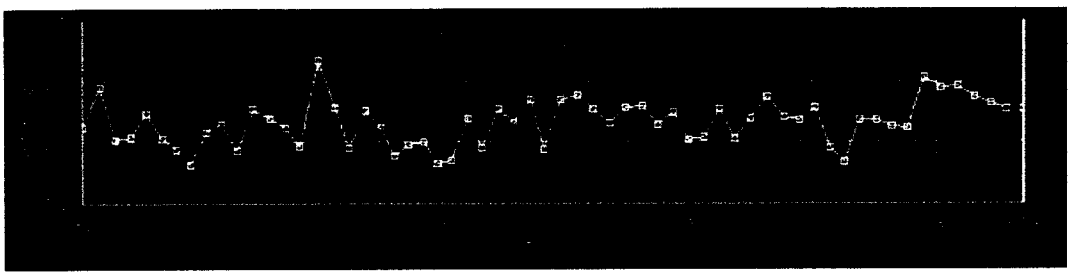
NN50 : 16,00

pNN50 : 26,23

Maximum BPM : 106,95

Minimum BPM : 81,63

Grafik Heart Rate Variability (HRV)



Nama : Noufal Suryo

Umur : 24 tahun

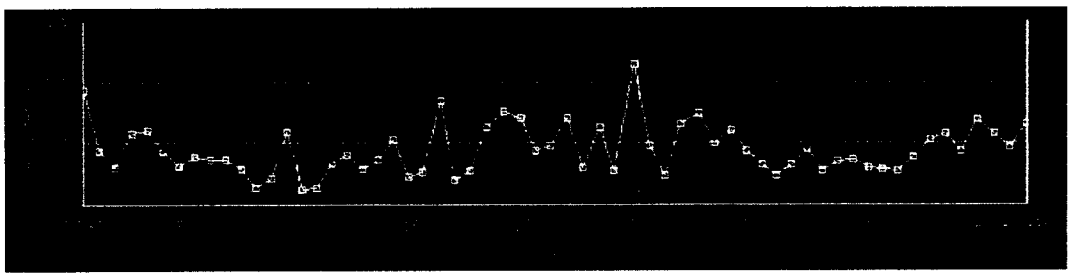
Lamanya merokok :6-10 tahun

Intensitas merokok : <10 batang/hari

Intensitas berolahraga : 5 kali seminggu

HR mean (BPM)	: 87,44
HR std (BPM)	: 5,03
RR mean (ms)	: 688,49
RR std (BPM)	: 38,39
RMSSD (ms)	: 53,38
NN50	: 15,00
pNN50	: 24,59
Maximum BPM	: 96,15
Minimum BPM	: 72,20

Grafik Heart Rate Variability (HRV)



Nama : Hawam Feriussula

Umur : 28 tahun

Lamanya merokok : > 10 tahun

Intensitas merokok : < 10 batang/hari

Intensitas berolahraga : 1 kali seminggu

HR mean (BPM) : 85,75

HR std (BPM) : 6,07

RR mean (ms) : 703,08

RR std (BPM) : 35,00

RMSSD (ms) : 30,41

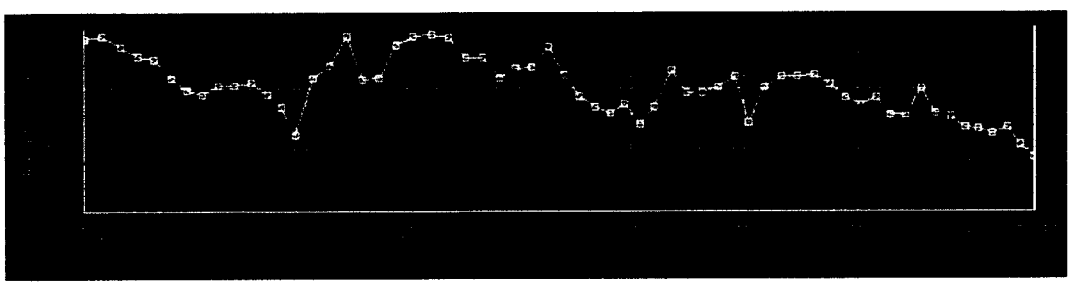
NN50 : 6,00

pNN50 : 9,84

Maximum BPM : 102,04

Minimum BPM : 75,85

Grafik Heart Rate Variability (HRV)



Nama : Harmoko

Umur : 23 tahun

Lamanya merokok : 6 – 10 tahun

Intensitas merokok : < 10 batang/hari

Intensitas berolahraga : -

HR mean (BPM) : 82,49

HR std (BPM) : 4,69

RR mean (ms) : 729,77

RR std (BPM) : 40,10

RMSSD (ms) : 50,37

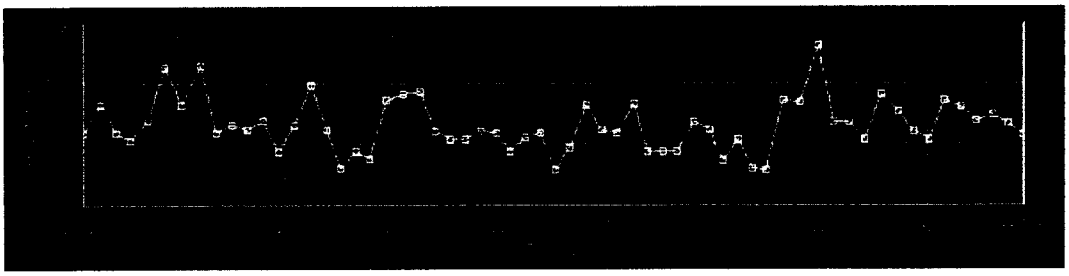
NN50 : 19,00

pNN50 : 31,15

Maximum BPM : 91,46

Minimum BPM : 69,36

Grafik Heart Rate Variability (HRV)



Nama : Handi Wardana

Umur : 25 tahun

Lamanya merokok : 6 – 10 tahun

Intensitas merokok : ≥ 10 batang/hari

Intensitas berolahraga : -

HR mean (BPM) : 73,73

HR std (BPM) : 7,84

RR mean (ms) : 822,33

RR std (BPM) : 78,75

RMSSD (ms) : 87,31

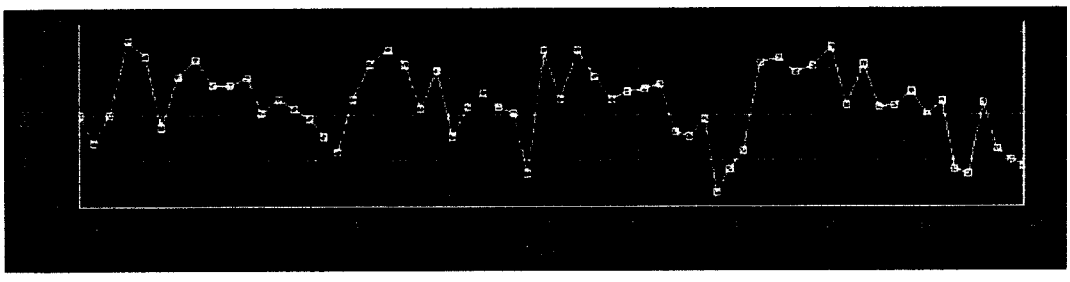
NN50 : 30,00

pNN50 : 49,18

Maximum BPM : 95,85

Minimum BPM : 62,37

Grafik Heart Rate Variability (HRV)



Nama : Gilar Mulia Dani

Umur : 20 tahun

Lamanya merokok : > 10 tahun

Intensitas merokok : ≥ 10 batang/hari

Intensitas berolahraga : 1 kali seminggu

HR mean (BPM) : 91,81

HR std (BPM) : 7,58

RR mean (ms) : 658,07

RR std (BPM) : 47,67

RMSSD (ms) : 47,91

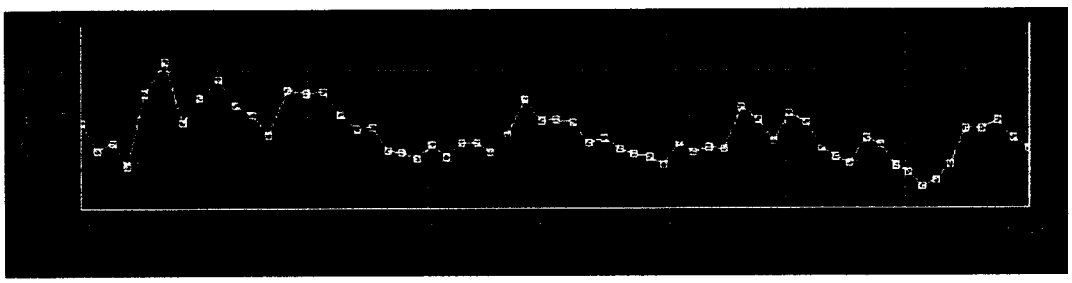
NN50 :14,00

pNN50 :22,95

Maximum BPM : 110,09

Minimum BPM : 73,17

Grafik Heart Rate Variability (HRV)



Nama : Muhammad Zulfigar

Umur : 20 tahun

Lamanya merokok : 6 – 10 tahun

Intensitas merokok : ≥ 10 batang/hari

Intensitas berolahraga : 1 kali seminggu

HR mean (BPM) : 102,52

HR std (BPM) : 6,74

RR mean (ms) : 587,90

RR std (BPM) : 34,88

RMSSD (ms) : 36,14

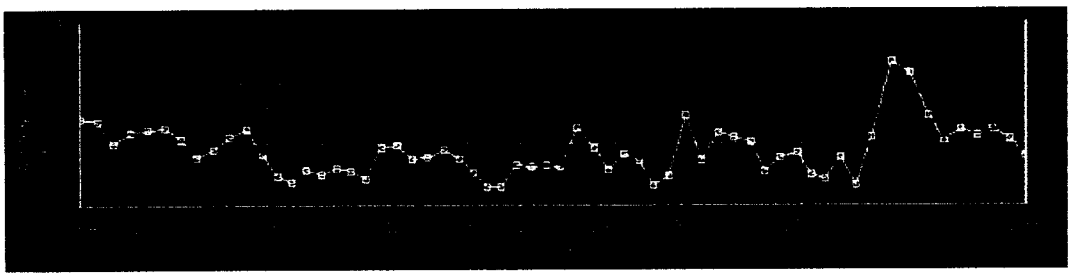
NN50 : 7,00

pNN50 :11,48

Maximum BPM : 113,64

Minimum BPM : 81,63

Grafik Heart Rate Variability (HRV)



Nama : Ersyad Zein

Umur : 24 tahun

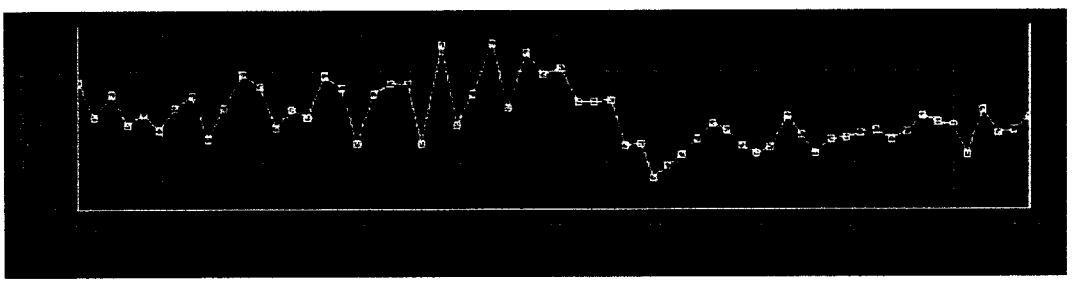
Lamanya merokok : 1 – 5 tahun

Intensitas merokok : < 10 batang/hari

Intensitas berolahraga : -

HR mean (BPM)	: 75,43
HR std (BPM)	: 5,96
RR mean (ms)	: 800,48
RR std (BPM)	: 51,07
RMSSD (ms)	: 69,98
NN50	:24,00
pNN50	:39,34
Maximum BPM	: 90,36
Minimum BPM	: 62,24

Grafik Heart Rate Variability (HRV)



Nama : Edi Syahputra

Umur : 21 tahun

Lamanya merokok : 1 – 5 tahun

Intensitas merokok : < 10 batang/hari

Intensitas berolahraga : 2 kali seminggu

HR mean (BPM) : 64,14

HR std (BPM) : 5,49

RR mean (ms) : 941,85

RR std (BPM) : 65,57

RMSSD (ms) : 82,93

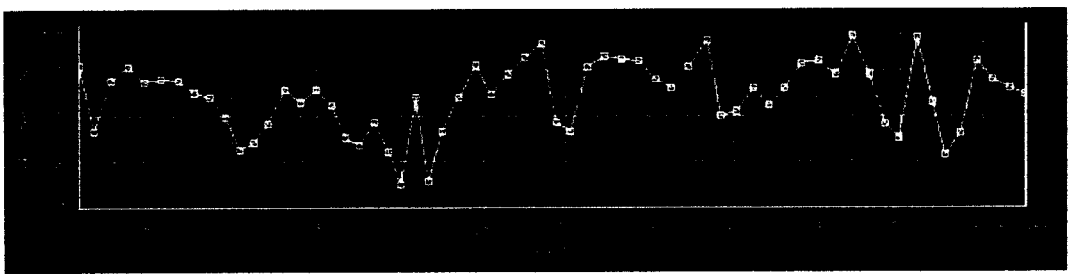
NN50 :28,00

pNN50 :45,90

Maximum BPM : 80,21

Minimum BPM : 55,81

Grafik Heart Rate Variability (HRV)



Nama : Dicky

Umur : 20 tahun

Lamanya merokok : 1-5 tahun

Intensitas merokok : < 10 batang

Intensitas berolahraga : 3 kali seminggu

HR mean (BPM) : 91,76

HR std (BPM) : 6,02

RR mean (ms) : 656,61

RR std (BPM) : 34,30

RMSSD (ms) : 44,49

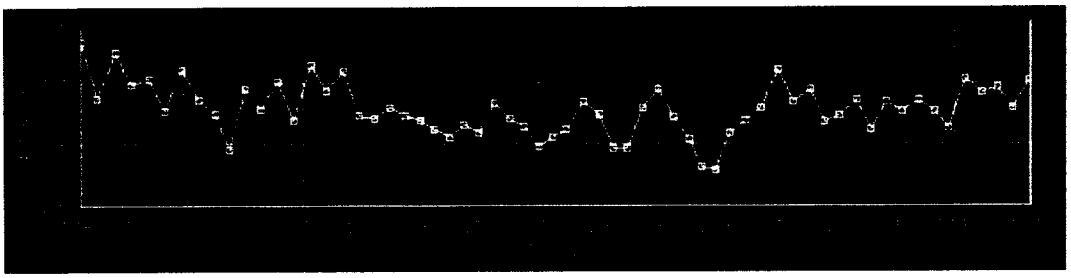
NN50 :18,00

pNN50 :29,03

Maximum BPM : 107,72

Minimum BPM : 78,02

Grafik Heart Rate Variability (HRV)



Nama : Benny

Umur : 21 tahun

Lamanya merokok : 1 – 5 tahun

Intensitas merokok : < 10 batang /hari

Intensitas berolahraga : 4 kali seminggu

HR mean (BPM) : 75,02

HR std (BPM) : 4,38

RR mean (ms) : 802,43

RR std (BPM) : 39,86

RMSSD (ms) : 54,00

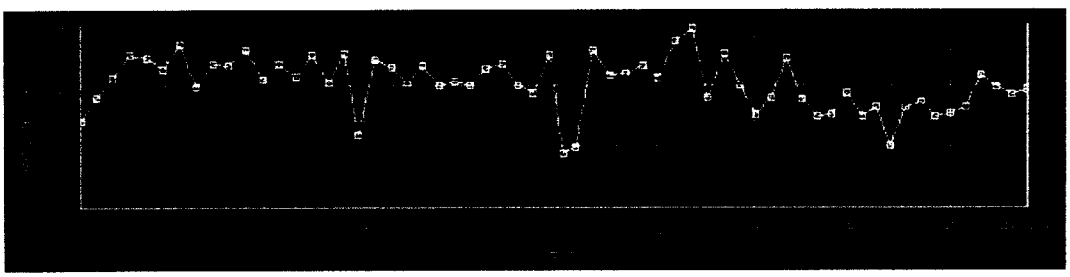
NN50 :14,00

pNN50 :22,95

Maximum BPM : 85,71

Minimum BPM : 66,96

Grafik Heart Rate Variability (HRV)



Nama : Asep BP

Umur : 21 tahun

Lamanya merokok : 6-10 tahun

Intensitas merokok : ≥ 10 batang

Intensitas berolahraga : setiap hari

HR mean (BPM) : 90,50

HR std (BPM) : 5,79

RR mean (ms) : 665,77

RR std (BPM) : 32,76

RMSSD (ms) : 39,05

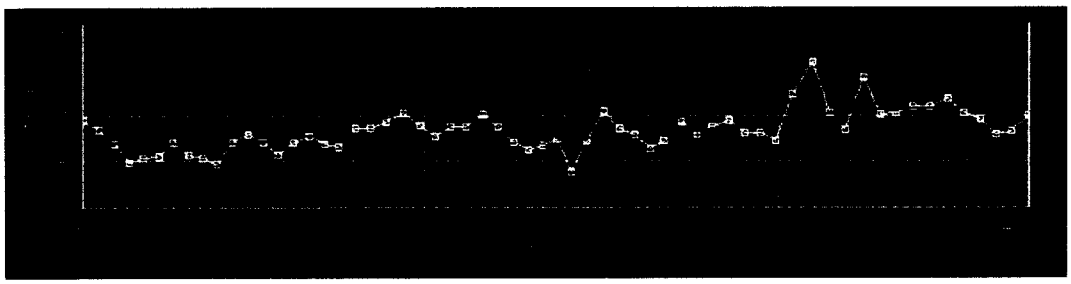
NN50 : 8,00

pNN50 : 13,11

Maximum BPM : 104,17

Minimum : 73,26

Grafik Heart Rate Variability (HRV)



Nama : Arya Candra Haslungkara

Umur : 19

Lamanya merokok : 1 – 5 tahun

Intensitas merokok : ≥ 10 batang/hari

Intensitas berolahraga : 4 kali seminggu

HR mean (BPM) : 72,88

HR std (BPM) : 9,69

RR mean (ms) : 838,18

RR std (BPM) : 101,28

RMSSD (ms) : 140,71

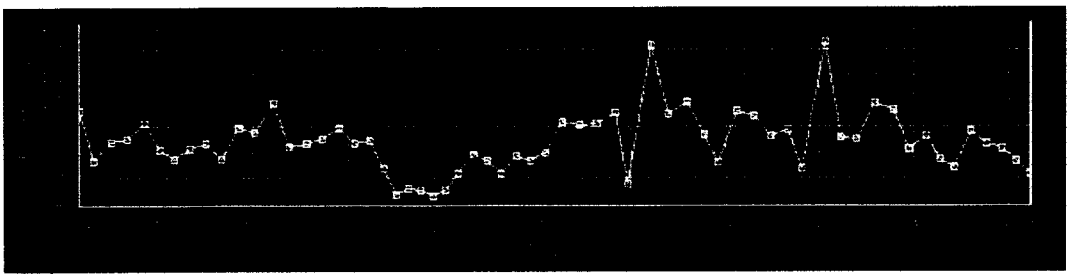
NN50 :31,00

pNN50 :50,82

Maximum BPM : 95,00

Minimum BPM : 48,86

Grafik Heart Rate Variability (HRV)



Nama : Ageng

Umur : 21 tahun

Lamanya merokok : 6-10 tahun

Intensitas merokok : ≥ 10 batang/hari

Intensitas berolahraga : 2 kali seminggu

HR mean (BPM) : 97,08

HR std (BPM) : 3,27

RR mean (ms) : 618,74

RR std (BPM) : 18,57

RMSSD (ms) : 17,89

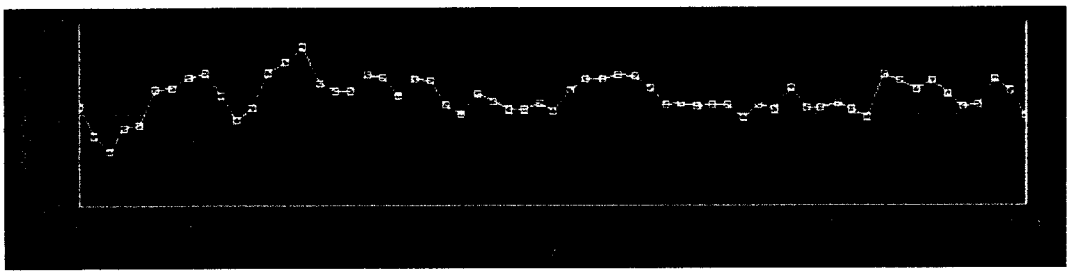
NN50 : 0,00

pNN50 : 0,00

Maximum BPM : 107,53

Minimum BPM : 89,02

Grafik Heart Rate Variability (HRV)



2. Data Responden Mahasiswa Non-Perokok

Nama : Putra

Umur : 21 tahun

Intensitas berolahraga : 2 kali seminggu

HR mean (BPM) : 74,85

HR std (BPM) : 3,91

RR mean (ms) : 803,84

RR std (BPM) : 42,63

RMSSD (ms) : 63,06

NN50 :22,00

pNN50 :36,07

Maximum BPM : 82,76

Minimum BPM : 64,24

:

Grafik Heart Rate Variability (HRV)



Nama : Alan

Umur : 22 tahun

Intensitas berolahraga : 1 kali seminggu

HR mean (BPM) : 76,47

HR std (BPM) : 6,41

RR mean (ms) : 790,18

RR std (BPM) : 68,27

RMSSD (ms) : 92,75

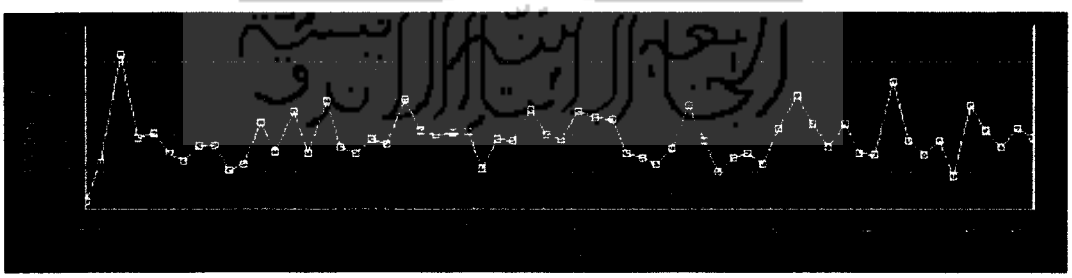
NN50 : 34,00

pNN50 : 55,74

Maximum BPM : 97,40

Minimum BPM : 58,71

Grafik Heart Rate Variability (HRV)



Nama : Fadil

Umur : 22 tahun

Intensitas berolahraga : 1 kali seminggu

HR mean (BPM) : 76,74

HR std (BPM) : 7,37

RR mean (ms) : 789,21

RR std (BPM) : 69,32

RMSSD (ms) : 72,02

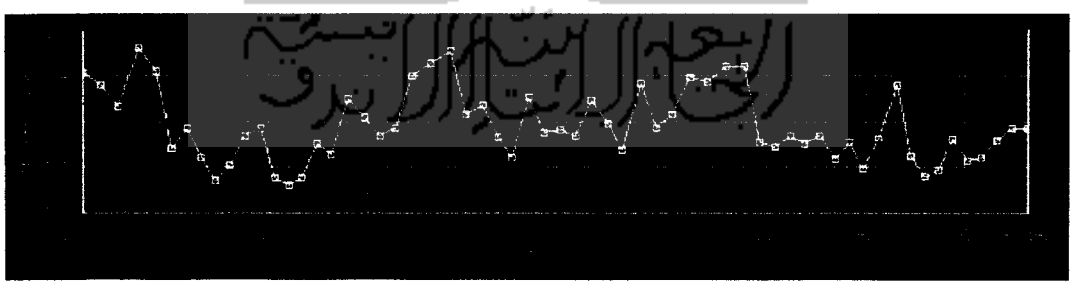
NN50 : 25,00

pNN50 : 40,98

Maximum BPM : 91.42

Minimum BPM : 62,24

Grafik Heart Rate Variability (HRV)



Nama : Herdi

Umur : 23 tahun

Intensitas berolahraga : 2 kali seminggu

HR mean (BPM) : 75,79

HR std (BPM) : 7,20

RR mean (ms) : 798,89

RR std (BPM) : 77,88

RMSSD (ms) : 111,91

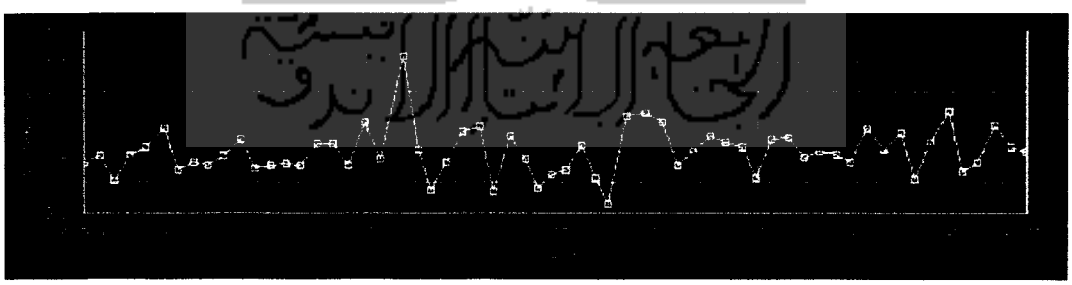
NN50 :36,00

pNN50 :59,02

Maximum BPM : 96,15

Minimum : 53,62

Grafik Heart Rate Variability (HRV)



Nama : Arie

Umur : 21 tahun

Intensitas berolahraga : -

HR mean (BPM) : 80,45

HR std (BPM) : 7,73

RR mean (ms) : 752,39

RR std (BPM) : 64,55

RMSSD (ms) : 64,04

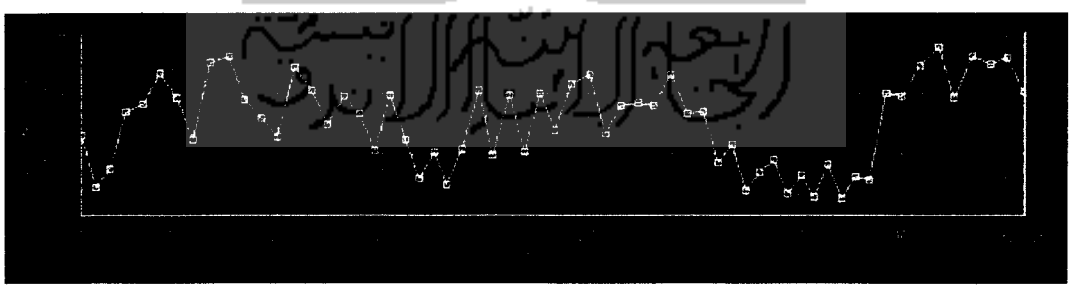
NN50 :33,00

pNN50 :54,10

Maximum BPM : 96,00

Minimum BPM : 68,49

Grafik Heart Rate Variability (HRV)



Nama : Andi

Umur : 22 tahun

Intensitas berolahraga : -

HR mean (BPM) : 81,78

HR std (BPM) : 7,68

RR mean (ms) : 740,05

RR std (BPM) : 65,36

RMSSD (ms) : 77,54

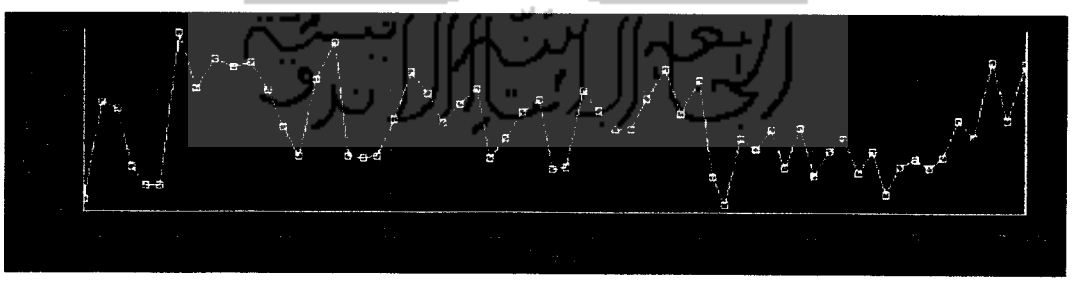
NN50 :28,00

pNN50 :45,90

Maximum BPM : 98,20

Minimum BPM : 67,04

Grafik Heart Rate Variability (HRV)



Nama : Juna

Umur : 21 tahun

Intensitas berolahraga : 1 kali seminggu

HR mean (BPM) : 63,73

HR std (BPM) : 5,44

RR mean (ms) : 948,00

RR std (BPM) : 71,77

RMSSD (ms) : 89,41

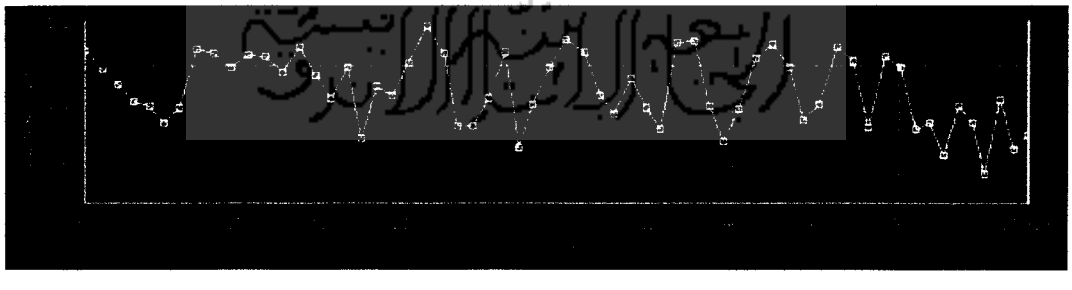
NN50 :34,00

pNN50 :55,74

Maximum BPM : 78,84

Minimum BPM : 55,05

Grafik Heart Rate Variability (HRV)



Nama : Aldida Aprilian N.

Umur : 22 tahun

Intensitas berolahraga : 3 kali seminggu

HR mean (BPM) : 88,38

HR std (BPM) : 4,08

RR mean (ms) : 680,26

RR std (BPM) : 30,24

RMSSD (ms) : 34,66

NN50 : 5,00

pNN50 : 8,20

Maximum BPM : 101,69

Minimum BPM : 78,95

Grafik Heart Rate Variability (HRV)



Nama : Fajar

Umur : 20 tahun

Intensitas berolahraga : 2 kali seminggu

HR mean (BPM) : 74,34

HR std (BPM) : 5,52

RR mean (ms) : 811,44

RR std (BPM) : 50,68

RMSSD (ms) : 61,66

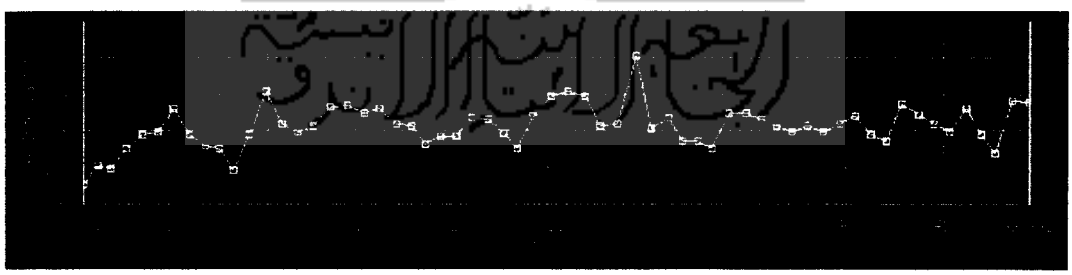
NN50 :21,00

pNN50 :34,43

Maximum BPM : 92,02

Minimum BPM : 59,64

Grafik Heart Rate Variability (HRV)



Nama : Abdillah

Umur : 20 tahun

Intensitas berolahraga : 1 kali seminggu

HR mean (BPM) : 71,64

HR std (BPM) : 6,41

RR mean (ms) : 844,46

RR std (BPM) : 61,46

RMSSD (ms) : 64,26

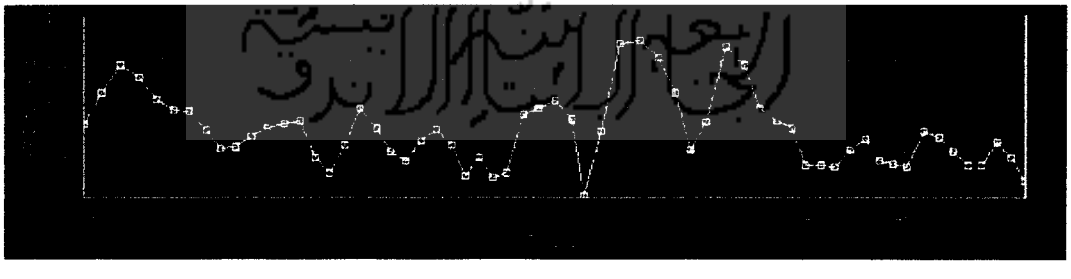
NN50 :21,00

pNN50 :34,43

Maximum BPM : 85,59

Minimum BPM : 57,47

Grafik Heart Rate Variability (HRV)



Nama : Adhy Dwi P.

Umur : 22 tahun

Intensitas berolahraga : 4 kali seminggu

HR mean (BPM) : 66,21

HR std (BPM) : 3,62

RR mean (ms) : 908,82

RR std (BPM) : 44,90

RMSSD (ms) : 54,69

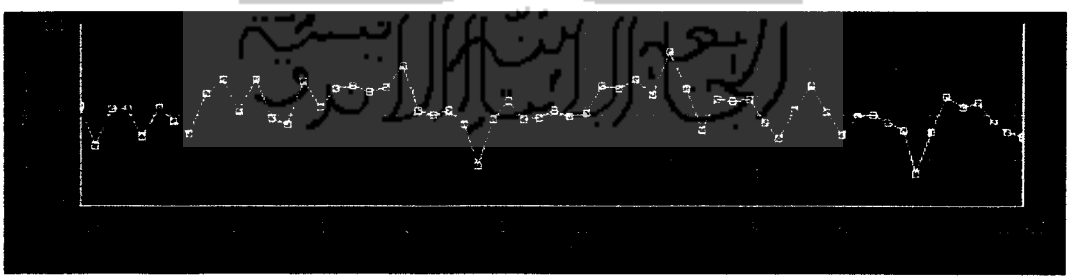
NN50 :24,00

pNN50 :39,34

Maximum BPM : 78,12

Minimum BPM : 57,80

Grafik Heart Rate Variability (HRV)



Nama : Sudarman

Umur : 22 tahun

Intensitas berolahraga : 3 kali seminggu

HR mean (BPM) : 67,31

HR std (BPM) : 5,09

RR mean (ms) : 896,18

RR std (BPM) : 63,32

RMSSD (ms) : 100,44

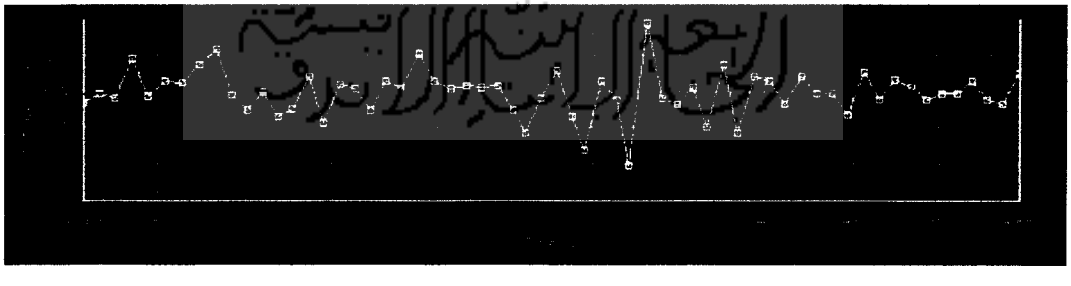
NN50 :33,00

pNN50 :54,10

Maximum BPM : 86,46

Minimum BPM : 55,00

Grafik Heart Rate Variability (HRV)



Nama : Aditya Surachman

Umur : 22 tahun

Intensitas berolahraga : 3 kali seminggu

HR mean (BPM) : 68,73

HR std (BPM) : 6,00

RR mean (ms) : 879,33

RR std (BPM) : 63,11

RMSSD (ms) : 85,17

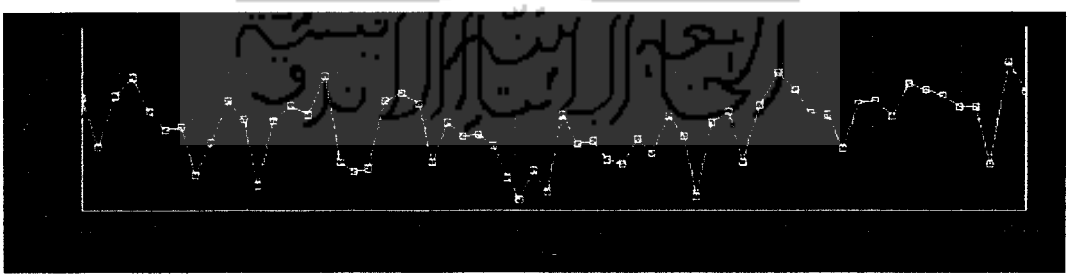
NN50 :32,00

pNN50 :52,46

Maximum BPM : 83,33

Minimum BPM : 58,59

Grafik Heart Rate Variability (HRV)



Nama : Yoga Febriansyah

Umur : 22 tahun

Intensitas berolahraga : -

HR mean (BPM) : 87,51

HR std (BPM) : 7,34

RR mean (ms) : 690,56

RR std (BPM) : 65,22

RMSSD (ms) : 54,77

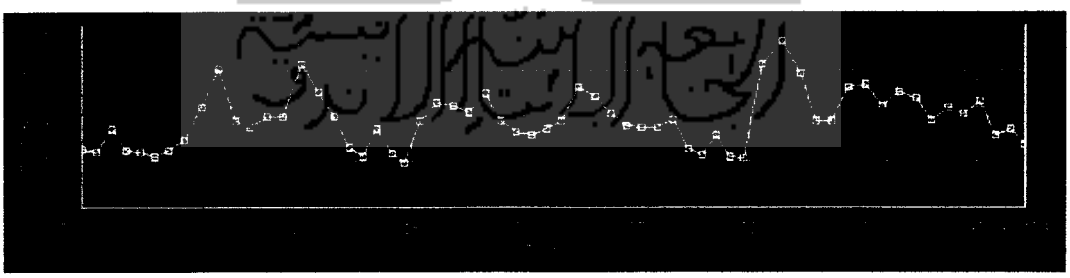
NN50 :20,00

pNN50 :32,79

Maximum BPM : 100,84

Minimum BPM : 69,28

Grafik Heart Rate Variability (HRV)



Nama : Violeta

Umur : 22 tahun

Intensitas berolahraga : setiap hari

HR mean (BPM) : 66,76

HR std (BPM) : 9,09

RR mean (ms) : 916,49

RR std (BPM) : 131,63

RMSSD (ms) : 174,02

NN50 :40,00

pNN50 :65,57

Maximum BPM : 86,46

Minimum BPM : 44,51

Grafik Heart Rate Variability (HRV)



Nama : Insan Kamil Ahmad

Umur : 22 tahun

Intensitas berolahraga : setiap hari

HR mean (BPM) : 78,94

HR std (BPM) : 5,73

RR mean (ms) : 763,92

RR std (BPM) : 49,56

RMSSD (ms) : 45,02

NN50 :14,00

pNN50 :22,95

Maximum BPM : 95,24

Minimum BPM : 69,04

Grafik Heart Rate Variability (HRV)



Nama : Ahmad Fathoni

Umur : 21 tahun

Intensitas berolahraga : 1 kali seminggu

HR mean (BPM) : 71,86

HR std (BPM) : 5,06

RR mean (ms) : 838,95

RR std (BPM) : 52,17

RMSSD (ms) : 69,26

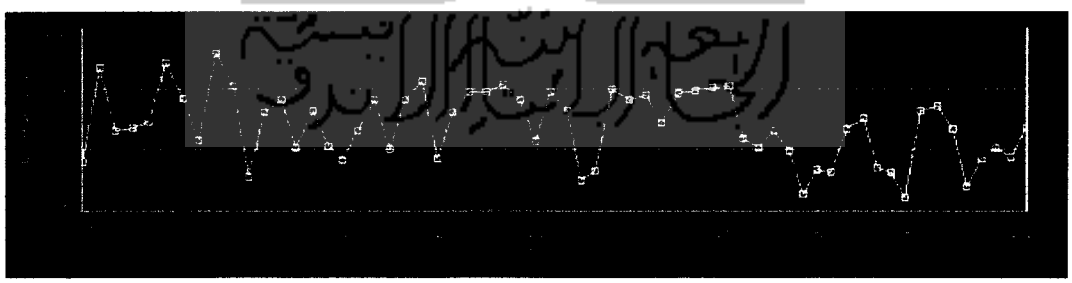
NN50 :29,00

pNN50 :47,54

Maximum BPM : 83,33

Minimum BPM : 62,63

Grafik Heart Rate Variability (HRV)



Nama : Ary Pristiansyah

Umur : 22 tahun

Intensitas berolahraga : 1 kali seminggu

HR mean (BPM) : 94,49

HR std (BPM) : 7,57

RR mean (ms) : 639,16

RR std (BPM) : 47,36

RMSSD (ms) : 48,99

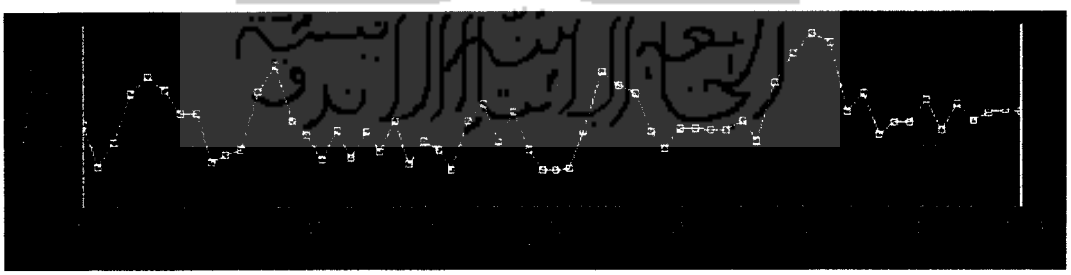
NN50 :17,00

pNN50 :27,87

Maximum BPM : 113,85

Minimum BPM : 77,92

Grafik Heart Rate Variability (HRV)



Nama : Rama

Umur : 27 tahun

Intensitas berolahraga : 2 kali seminggu

HR mean (BPM) : 83,93

HR std (BPM) : 8,66

RR mean (ms) : 722,20

RR std (BPM) : 62,68

RMSSD (ms) : 70,98

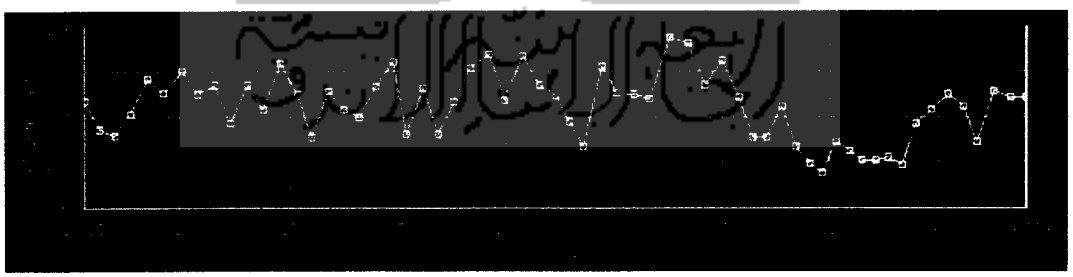
NN50 :35,00

pNN50 :57,38

Maximum BPM : 104,35

Minimum BPM : 68,42

Grafik Heart Rate Variability (HRV)



Nama : Aji

Umur : 23 tahun

Intensitas berolahraga : 1 kali seminggu

HR mean (BPM) : 89,64

HR std (BPM) : 6,61

RR mean (ms) : 672,82

RR std (BPM) : 38,21

RMSSD (ms) : 33,14

NN50 :9,00

pNN50 :14,47

Maximum BPM : 98,68

Minimum BPM : 75,19

Grafik Heart Rate Variability (HRV)



Low Cost, Low Power Instrumentation Amplifier

AD620

FEATURES

EASY TO USE
- Gain Set with One External Resistor (Gain Range 1 to 1000)
- Wide Power Supply Range (±2.3 V to ±18 V)
- Higher Performance than Three Op Amp IA Designs
- Available in 8-Lead DIP and SOIC Packaging
- Low Power, 1.3 mA max Supply Current

EXCELLENT DC PERFORMANCE ("B GRADE")
- 50 μV max, Input Offset Voltage
- 0.6 μV/°C max, Input Offset Drift
- 1.0 nA max, Input Bias Current
- 100 dB min Common-Mode Rejection Ratio (G = 10)

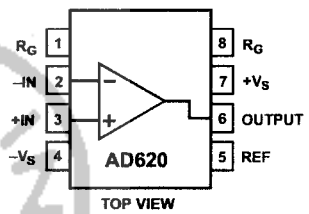
LOW NOISE
- 9 nV/√Hz, @ 1 kHz, Input Voltage Noise
- 0.28 μV p-p Noise (0.1 Hz to 10 Hz)

EXCELLENT AC SPECIFICATIONS
- 120 kHz Bandwidth (G = 100)
- 15 μs Settling Time to 0.01%

APPLICATIONS
- Weigh Scales
- ECG and Medical Instrumentation
- Transducer Interface
- Data Acquisition Systems
- Industrial Process Controls
- Battery Powered and Portable Equipment

CONNECTION DIAGRAM

8-Lead Plastic Mini-DIP (N), Cerdip (Q) and SOIC (R) Packages



PRODUCT DESCRIPTION

The AD620 is a low cost, high accuracy instrumentation amplifier that requires only one external resistor to set gains of 1 to 1000. Furthermore, the AD620 features 8-lead SOIC and DIP packaging that is smaller than discrete designs, and offers lower power (only 1.3 mA max supply current), making it a good fit for battery powered, portable (or remote) applications.

The AD620, with its high accuracy of 40 ppm maximum nonlinearity, low offset voltage of 50 μV max and offset drift of 0.6 μV/°C max, is ideal for use in precision data acquisition systems, such as weigh scales and transducer interfaces. Furthermore, the low noise, low input bias current, and low power of the AD620 make it well suited for medical applications such as ECG and noninvasive blood pressure monitors.

The low input bias current of 1.0 nA max is made possible with the use of Superβeta processing in the input stage. The AD620 works well as a preamplifier due to its low input voltage noise of 9 nV/√Hz at 1 kHz, 0.28 μV p-p in the 0.1 Hz to 10 Hz band, 0.1 pA/√Hz input current noise. Also, the AD620 is well suited for multiplexed applications with its settling time of 15 μs to 0.01% and its cost is low enough to enable designs with one in-amp per channel.

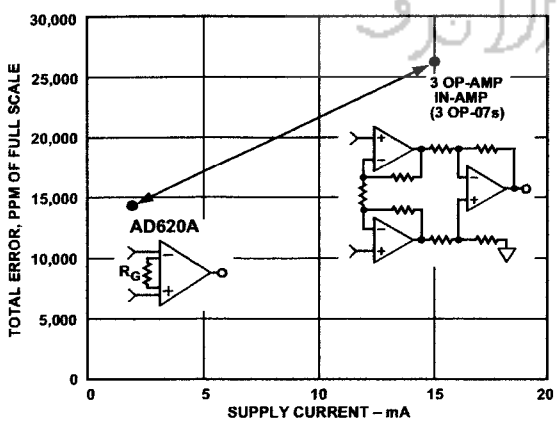


Figure 1. Three Op Amp IA Designs vs. AD620

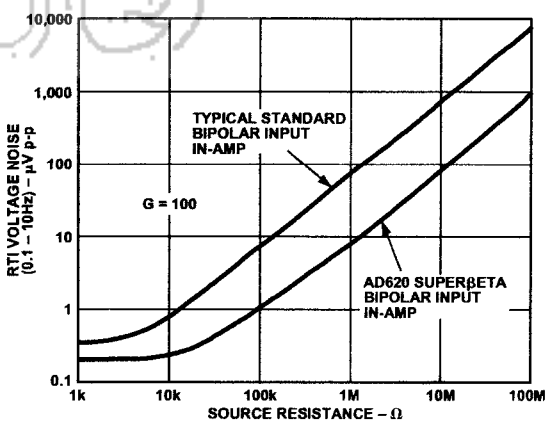


Figure 2. Total Voltage Noise vs. Source Resistance

REV. E

Information furnished by Analog Devices is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Analog Devices for its use, nor for any infringements of patents or other rights of third parties which may result from its use. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Analog Devices.

One Technology Way, P.O. Box 9106, Norwood, MA 02062-9106, U.S.A.
Tel: 781/329-4700 World Wide Web Site: http://www.analog.com
Fax: 781/326-8703
© Analog Devices, Inc., 1999

)620—SPECIFICATIONS (Typical @ +25°C, V_S = ±15 V, and R_L = 2 kΩ, unless otherwise noted)

el	Conditions	AD620A Min	AD620A Typ	AD620A Max	AD620B Min	AD620B Typ	AD620B Max	AD620S[1] Min	AD620S[1] Typ	AD620S[1] Max	Units
N	G = 1 + (49.4 k/R_G)										
ain Range		1		10,000	1		10,000	1		10,000	
ain Error[2]	V_{OUT} = ±10 V										
G = 1			0.03	0.10		0.01	0.02		0.03	0.10	%
G = 10			0.15	0.30		0.10	0.15		0.15	0.30	%
G = 100			0.15	0.30		0.10	0.15		0.15	0.30	%
G = 1000			0.40	0.70		0.35	0.50		0.40	0.70	%
onlinearity,	V_{OUT} = –10 V to +10 V,										
G = 1–1000	R_L = 10 kΩ		10	40		10	40		10	40	ppm
G = 1–100	R_L = 2 kΩ		10	95		10	95		10	95	ppm
ain vs. Temperature											
	G = 1			10			10			10	ppm/°C
	Gain >1[2]			–50			–50			–50	ppm/°C
TAGE OFFSET	(Total RTI Error = V_{OSI} + V_{OSO}/G)										
put Offset, V_{OSI}	V_S = ±5 V to ±15 V		30	125		15	50		30	125	µV
Over Temperature	V_S = ±5 V to ±15 V			185			85			225	µV
Average TC	V_S = ±5 V to ±15 V		0.3	1.0		0.1	0.6		0.3	1.0	µV/°C
utput Offset, V_{OSO}	V_S = ±15 V		400	1000		200	500		400	1000	µV
	V_S = ±5 V			1500			750			1500	µV
Over Temperature	V_S = ±5 V to ±15 V			2000			1000			2000	µV
Average TC	V_S = ±5 V to ±15 V		5.0	15		2.5	7.0		5.0	15	µV/°C
ffset Referred to the Input vs. Supply (PSR)	V_S = ±2.3 V to ±18 V										
G = 1		80	100		80	100		80	100		dB
G = 10		95	120		100	120		95	120		dB
G = 100		110	140		120	140		110	140		dB
G = 1000		110	140		120	140		110	140		dB
JT CURRENT											
put Bias Current			0.5	2.0		0.5	1.0		0.5	2	nA
Over Temperature				2.5			1.5			4	nA
Average TC			3.0			3.0			8.0		pA/°C
put Offset Current			0.3	1.0		0.3	0.5		0.3	1.0	nA
Over Temperature				1.5			0.75			2.0	nA
Average TC			1.5			1.5			8.0		pA/°C
JT											
put Impedance											
Differential			10‖2			10‖2			10‖2		GΩ‖pF
Common-Mode			10‖2			10‖2			10‖2		GΩ‖pF
put Voltage Range[3]	V_S = ±2.3 V to ±5 V	$–V_S$ + 1.9		$+V_S$ – 1.2	$–V_S$ + 1.9		$+V_S$ – 1.2	$–V_S$ + 1.9		$+V_S$ – 1.2	V
Over Temperature		$–V_S$ + 2.1		$+V_S$ – 1.3	$–V_S$ + 2.1		$+V_S$ – 1.3	$–V_S$ + 2.1		$+V_S$ – 1.3	V
	V_S = ±5 V to ±18 V	$–V_S$ + 1.9		$+V_S$ – 1.4	$–V_S$ + 1.9		$+V_S$ – 1.4	$–V_S$ + 1.9		$+V_S$ – 1.4	V
Over Temperature		$–V_S$ + 2.1		$+V_S$ – 1.4	$–V_S$ + 2.1		$+V_S$ – 1.4	$–V_S$ + 2.3		$+V_S$ – 1.4	V
ommon-Mode Rejection Ratio DC to 60 Hz with I kΩ Source Imbalance	V_{CM} = 0 V to ±10 V										
G = 1		73	90		80	90		73	90		dB
G = 10		93	110		100	110		93	110		dB
G = 100		110	130		120	130		110	130		dB
G = 1000		110	130		120	130		110	130		dB
PUT											
utput Swing	R_L = 10 kΩ,										
	V_S = ±2.3 V to ±5 V	$–V_S$ + 1.1		$+V_S$ – 1.2	$–V_S$ + 1.1		$+V_S$ – 1.2	$–V_S$ + 1.1		$+V_S$ – 1.2	V
Over Temperature		$–V_S$ + 1.4		$+V_S$ – 1.3	$–V_S$ + 1.4		$+V_S$ – 1.3	$–V_S$ + 1.6		$+V_S$ – 1.3	V
	V_S = ±5 V to ±18 V	$–V_S$ + 1.2		$+V_S$ – 1.4	$–V_S$ + 1.2		$+V_S$ – 1.4	$–V_S$ + 1.2		$+V_S$ – 1.4	V
Over Temperature		$–V_S$ + 1.6		$+V_S$ – 1.5	$–V_S$ + 1.6		$+V_S$ – 1.5	$–V_S$ + 2.3		$+V_S$ – 1.5	V
ort Current Circuit			±18			±18			±18		mA

Model	Conditions	AD620A Min	AD620A Typ	AD620A Max	AD620B Min	AD620B Typ	AD620B Max	AD620S[1] Min	AD620S[1] Typ	AD620S[1] Max	Units
DYNAMIC RESPONSE											
Small Signal –3 dB Bandwidth											
G = 1			1000			1000			1000		kHz
G = 10			800			800			800		kHz
G = 100			120			120			120		kHz
G = 1000			12			12			12		kHz
Slew Rate		0.75	1.2		0.75	1.2		0.75	1.2		V/µs
Settling Time to 0.01%	10 V Step										
G = 1–100			15			15			15		µs
G = 1000			150			150			150		µs
NOISE											
Voltage Noise, 1 kHz	*Total RTI Noise* = $\sqrt{(e^2_{ni}) + (e_{no}/G)^2}$										
Input, Voltage Noise, e_{ni}			9	13		9	13		9	13	nV/√Hz
Output, Voltage Noise, e_{no}			72	100		72	100		72	100	nV/√Hz
RTI, 0.1 Hz to 10 Hz											
G = 1			3.0			3.0	6.0		3.0	6.0	µV p-p
G = 10			0.55			0.55	0.8		0.55	0.8	µV p-p
G = 100–1000			0.28			0.28	0.4		0.28	0.4	µV p-p
Current Noise	f = 1 kHz		100			100			100		fA/√Hz
0.1 Hz to 10 Hz			10			10			10		pA p-p
REFERENCE INPUT											
R_{IN}			20			20			20		kΩ
I_{IN}	V_{IN+}, V_{REF} = 0		+50	+60		+50	+60		+50	+60	µA
Voltage Range		$-V_S$ + 1.6		$+V_S$ – 1.6	$-V_S$ + 1.6		$+V_S$ – 1.6	$-V_S$ + 1.6		$+V_S$ – 1.6	V
Gain to Output			1 ± 0.0001			1 ± 0.0001			1 ± 0.0001		
POWER SUPPLY											
Operating Range[4]		±2.3		±18	±2.3		±18	±2.3		±18	V
Quiescent Current	V_S = ±2.3 V to ±18 V		0.9	1.3		0.9	1.3		0.9	1.3	mA
Over Temperature			1.1	1.6		1.1	1.6		1.1	1.6	mA
TEMPERATURE RANGE											
For Specified Performance			–40 to +85			–40 to +85			–55 to +125		°C

NOTES
[1]See Analog Devices military data sheet for 883B tested specifications.
[2]Does not include effects of external resistor R_G.
[3]One input grounded. G = 1.
[4]This is defined as the same supply range which is used to specify PSR.

Specifications subject to change without notice.

SOLUTE MAXIMUM RATINGS[1]

ply Voltage	±18 V
rnal Power Dissipation[2]	650 mW
ıt Voltage (Common Mode)	$\pm V_S$
erential Input Voltage	±25 V
put Short Circuit Duration	Indefinite
age Temperature Range (Q)	–65°C to +150°C
age Temperature Range (N, R)	–65°C to +125°C
rating Temperature Range	
D620 (A, B)	–40°C to +85°C
D620 (S)	–55°C to +125°C
d Temperature Range	
oldering 10 seconds)	+300°C

ES

sses above those listed under Absolute Maximum Ratings may cause perma- t damage to the device. This is a stress rating only; functional operation of the ice at these or any other conditions above those indicated in the operational ion of this specification is not implied. Exposure to absolute maximum rating ditions for extended periods may affect device reliability.

ification is for device in free air:
ead Plastic Package: θ_{JA} = 95°C/W
ead Cerdip Package: θ_{JA} = 110°C/W
ead SOIC Package: θ_{JA} = 155°C/W

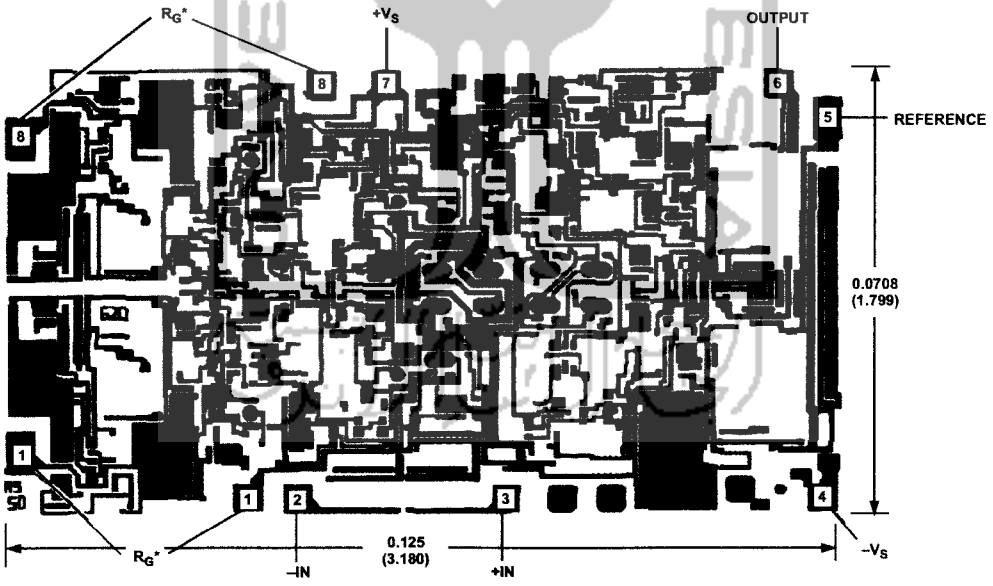
ORDERING GUIDE

Model	Temperature Ranges	Package Options*
AD620AN	–40°C to +85°C	N-8
AD620BN	–40°C to +85°C	N-8
AD620AR	–40°C to +85°C	SO-8
AD620AR-REEL	–40°C to +85°C	13" REEL
AD620AR-REEL7	–40°C to +85°C	7" REEL
AD620BR	–40°C to +85°C	SO-8
AD620BR-REEL	–40°C to +85°C	13" REEL
AD620BR-REEL7	–40°C to +85°C	7" REEL
AD620ACHIPS	–40°C to +85°C	Die Form
AD620SQ/883B	–55°C to +125°C	Q-8

*N = Plastic DIP; Q = Cerdip; SO = Small Outline.

METALIZATION PHOTOGRAPH

Dimensions shown in inches and (mm).
Contact factory for latest dimensions.



*FOR CHIP APPLICATIONS: THE PADS $1R_G$ AND $8R_G$ MUST BE CONNECTED IN PARALLEL TO THE EXTERNAL GAIN REGISTER R_G. DO NOT CONNECT THEM IN SERIES TO R_G. FOR UNITY GAIN APPLICATIONS WHERE R_G IS NOT REQUIRED, THE PADS $1R_G$ MAY SIMPLY BE BONDED TOGETHER, AS WELL AS THE PADS $8R_G$.

UTION

) (electrostatic discharge) sensitive device. Electrostatic charges as high as 4000 V readily umulate on the human body and test equipment and can discharge without detection. ough the AD620 features proprietary ESD protection circuitry, permanent damage may ır on devices subjected to high energy electrostatic discharges. Therefore, proper ESD autions are recommended to avoid performance degradation or loss of functionality.



Typical Characteristics (@ +25°C, V_S = ±15 V, R_L = 2 kΩ, unless otherwise noted)

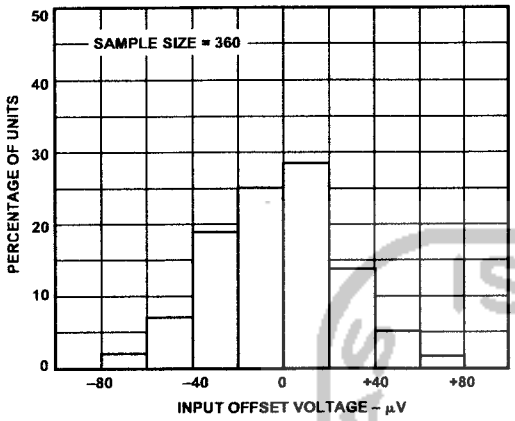


Figure 3. Typical Distribution of Input Offset Voltage

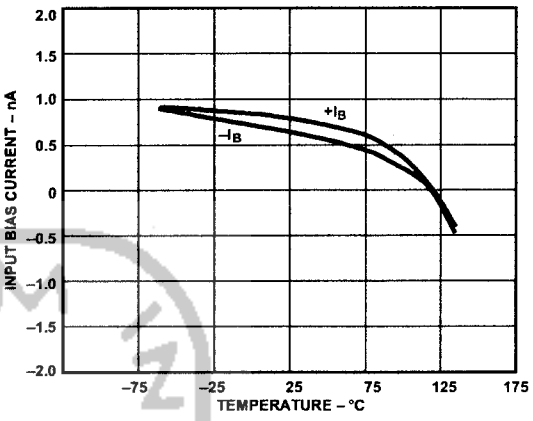


Figure 6. Input Bias Current vs. Temperature

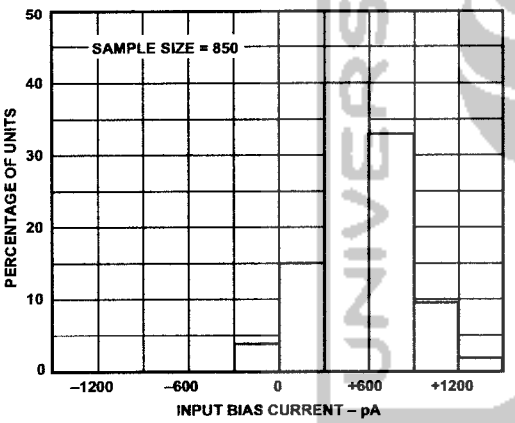


Figure 4. Typical Distribution of Input Bias Current

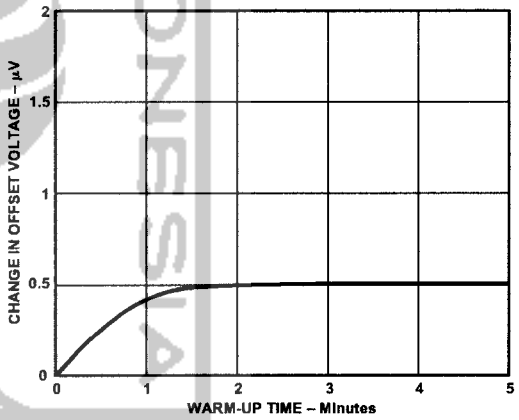


Figure 7. Change in Input Offset Voltage vs. Warm-Up Time

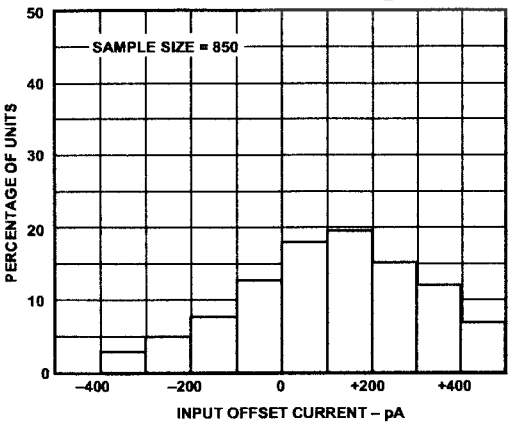


Figure 5. Typical Distribution of Input Offset Current

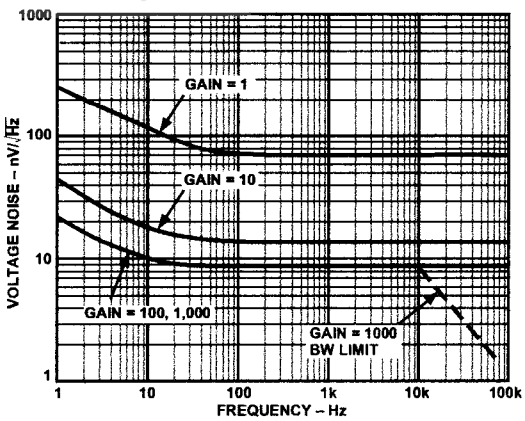
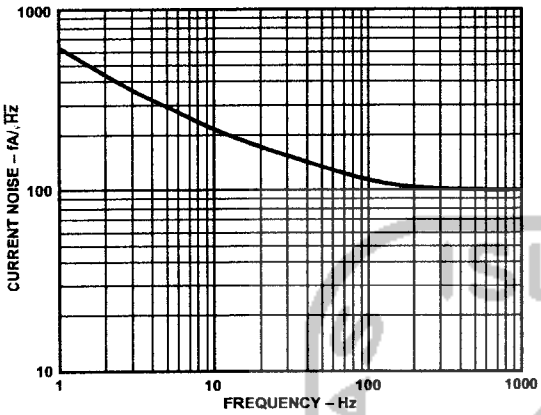


Figure 8. Voltage Noise Spectral Density vs. Frequency, (G = 1–1000)

620–Typical Characteristics



gure 9. Current Noise Spectral Density vs. Frequency

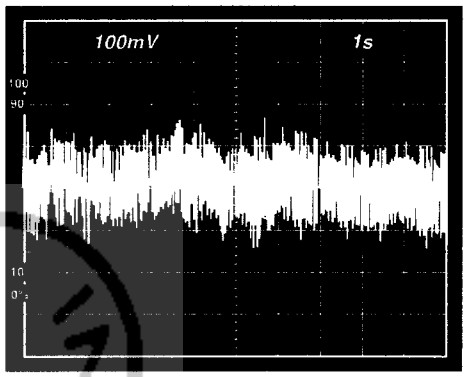


Figure 11. 0.1 Hz to 10 Hz Current Noise, 5 pA/Div

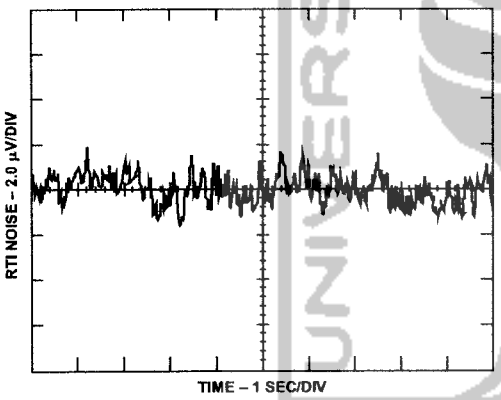


Figure 10a. 0.1 Hz to 10 Hz RTI Voltage Noise (G = 1)

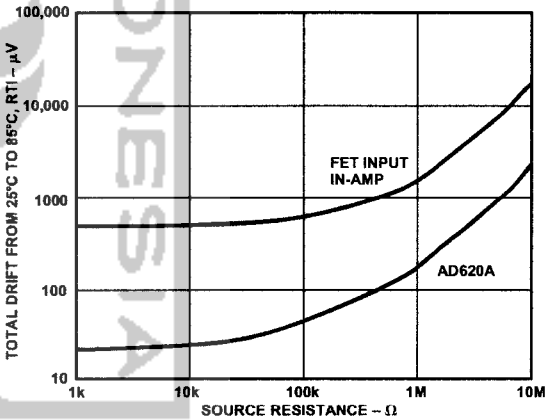
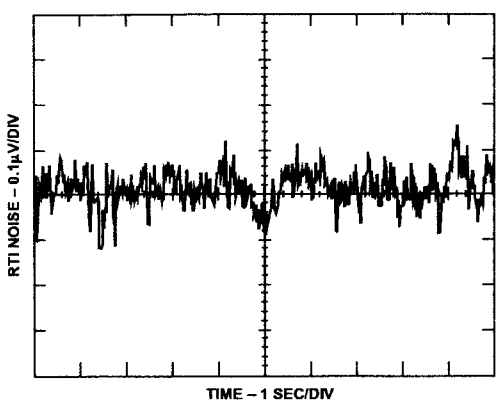


Figure 12. Total Drift vs. Source Resistance



ıure 10b. 0.1 Hz to 10 Hz RTI Voltage Noise (G = 1000)

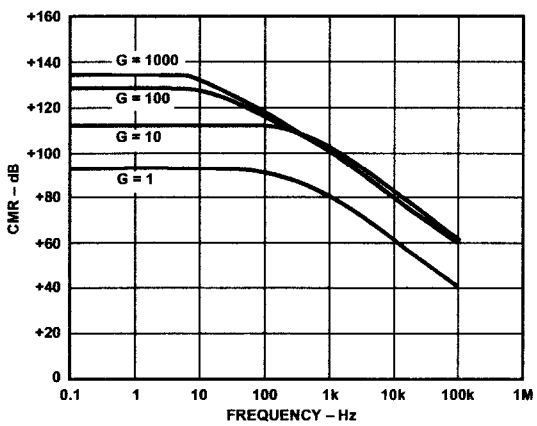


Figure 13. CMR vs. Frequency, RTI, Zero to 1 kΩ Source Imbalance

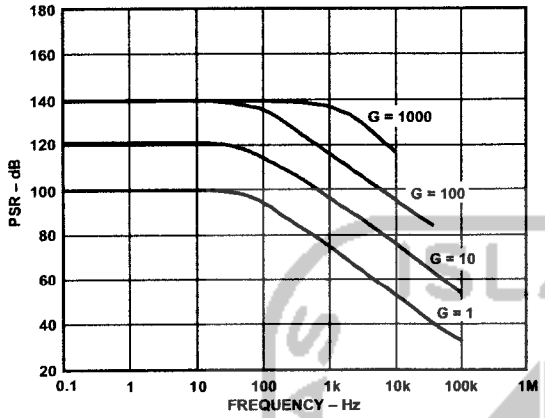


Figure 14. Positive PSR vs. Frequency, RTI (G = 1–1000)

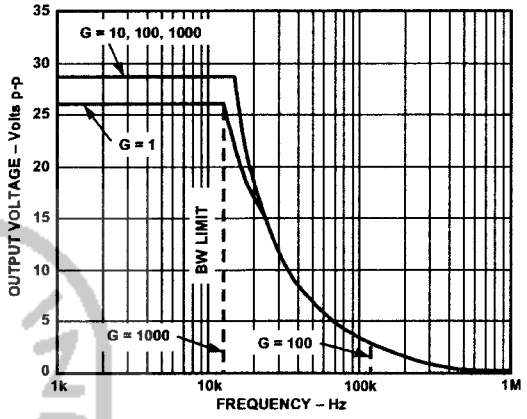


Figure 17. Large Signal Frequency Response

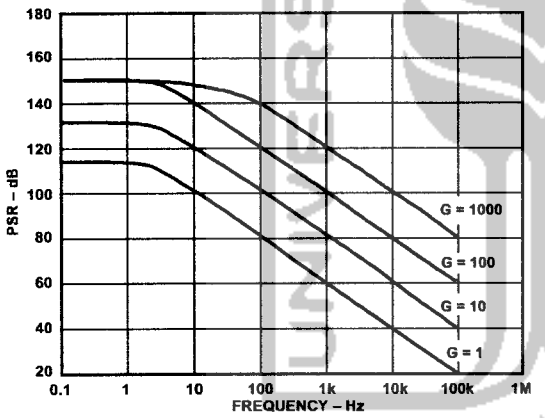


Figure 15. Negative PSR vs. Frequency, RTI (G = 1–1000)

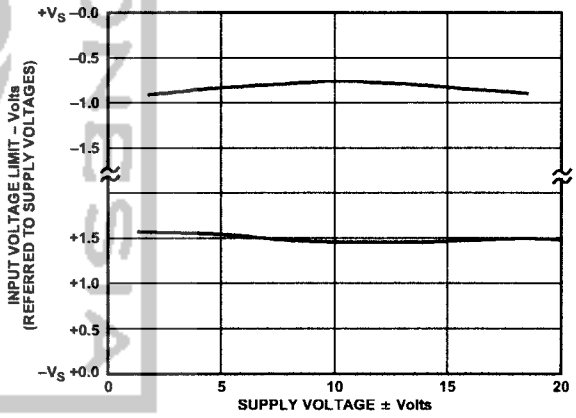


Figure 18. Input Voltage Range vs. Supply Voltage, G = 1

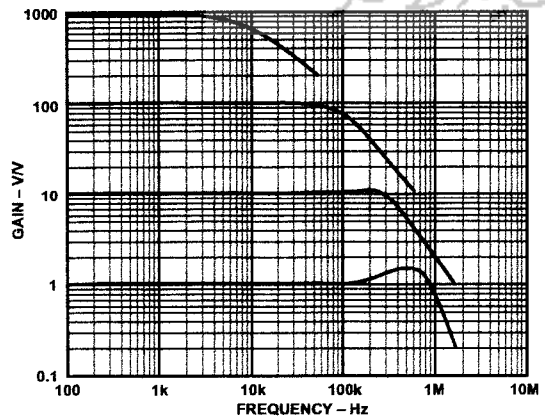


Figure 16. Gain vs. Frequency

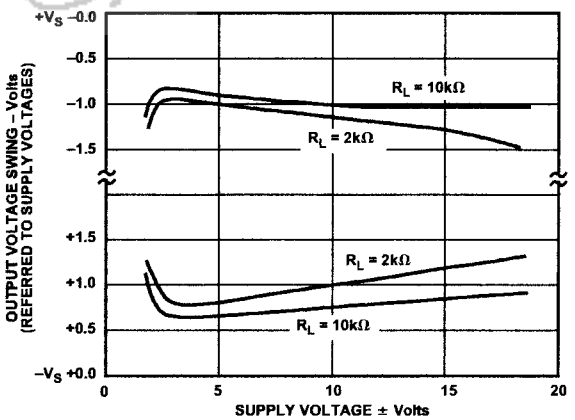
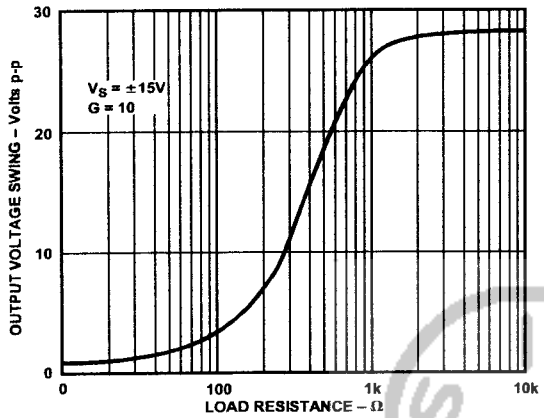


Figure 19. Output Voltage Swing vs. Supply Voltage, G = 10



igure 20. Output Voltage Swing vs. Load Resistance

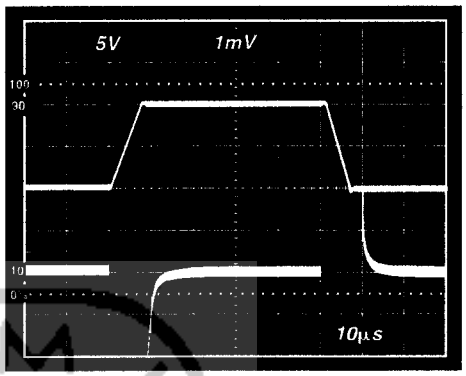
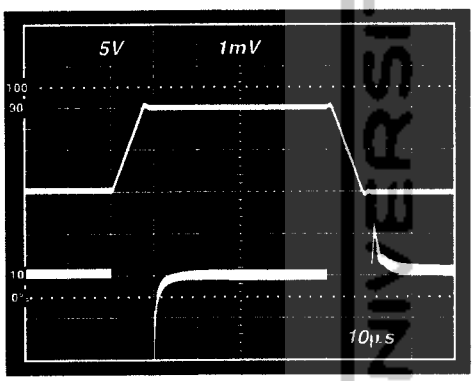


Figure 23. Large Signal Response and Settling Time, G = 10 (0.5 mV = 001%)



ıre 21. Large Signal Pulse Response and Settling Time 1 (0.5 mV = 0.01%)

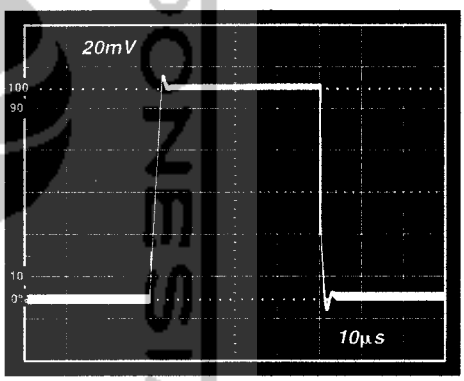


Figure 24. Small Signal Response, G = 10, R_L = 2 kΩ, C_L = 100 pF

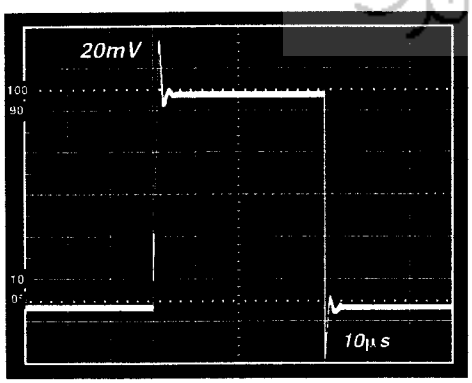


Figure 22. Small Signal Response, G = 1, R_L = 2 kΩ, C_L = 100 pF

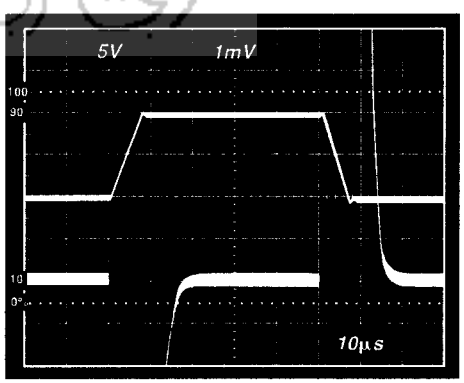


Figure 25. Large Signal Response and Settling Time, G = 100 (0.5 mV = 0.01%)

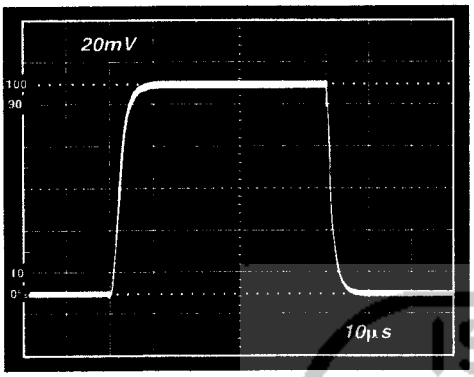


Figure 26. Small Signal Pulse Response, G = 100, R_L = 2 kΩ, C_L = 100 pF

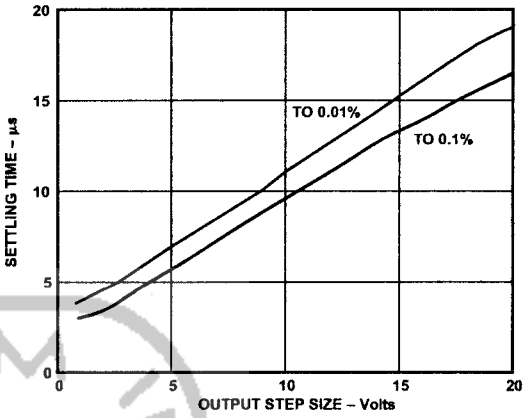


Figure 29. Settling Time vs. Step Size (G = 1)

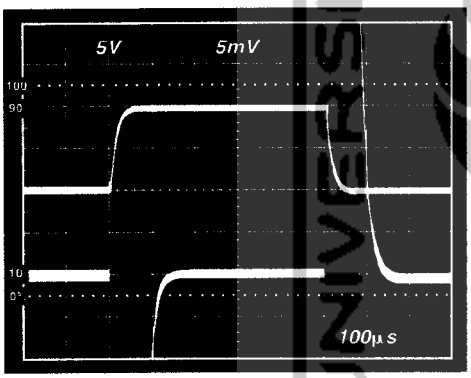


Figure 27. Large Signal Response and Settling Time, G = 1000 (0.5 mV = 0.01%)

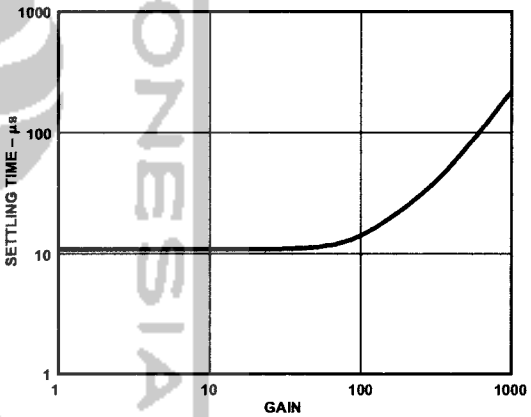


Figure 30. Settling Time to 0.01% vs. Gain, for a 10 V Step

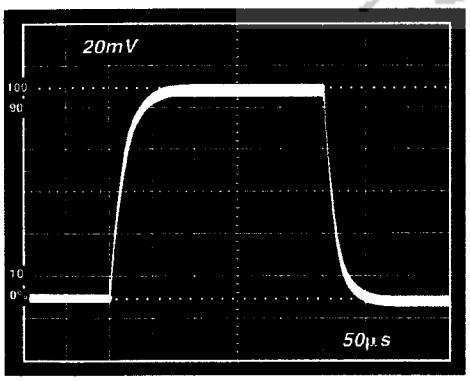


Figure 28. Small Signal Pulse Response, G = 1000, R_L = 2 kΩ, C_L = 100 pF

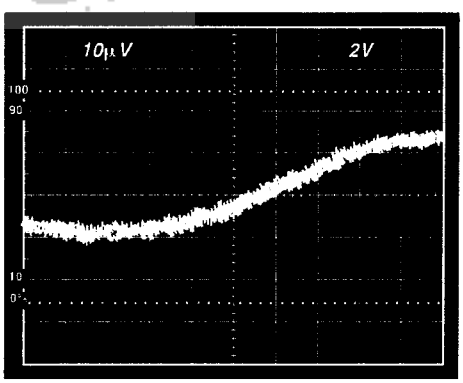


Figure 31a. Gain Nonlinearity, G = 1, R_L = 10 kΩ (10 μV = 1 ppm)

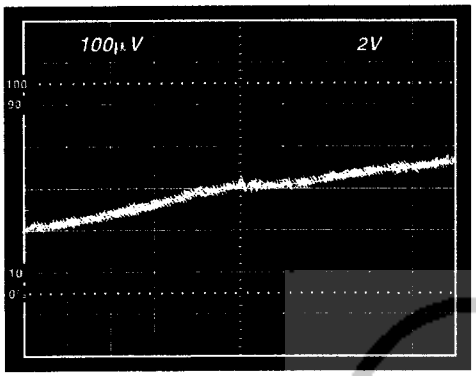


Figure 31b. Gain Nonlinearity, G = 100, R_L = 10 kΩ (100 µV = 10 ppm)

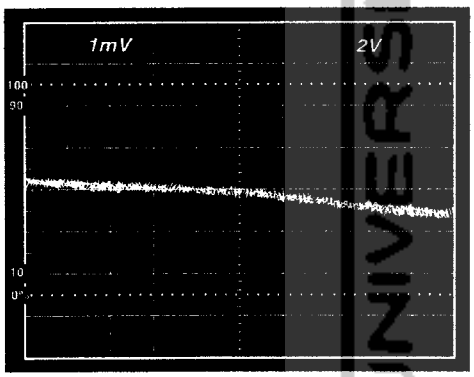


Figure 31c. Gain Nonlinearity, G = 1000, R_L = 10 kΩ (1 mV = 100 ppm)

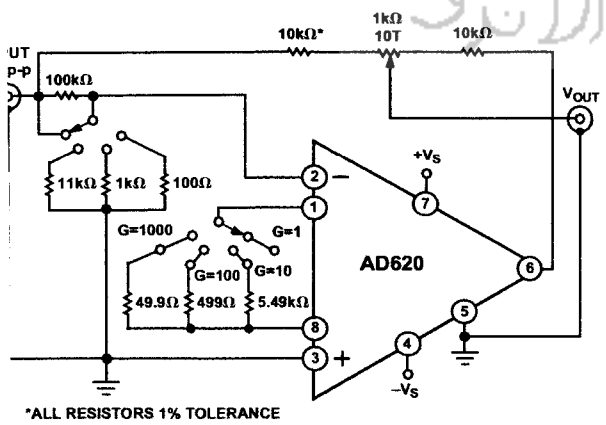


Figure 32. Settling Time Test Circuit

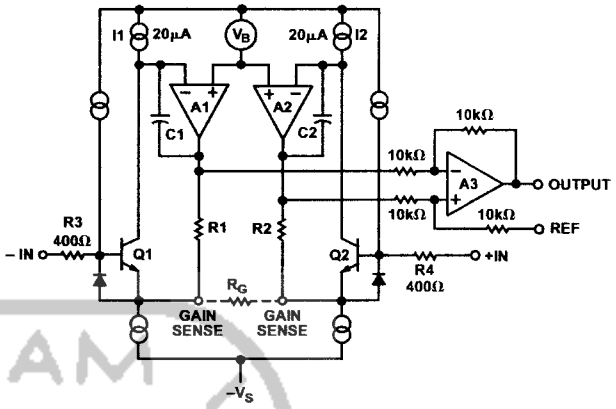


Figure 33. Simplified Schematic of AD620

THEORY OF OPERATION

The AD620 is a monolithic instrumentation amplifier based on a modification of the classic three op amp approach. Absolute value trimming allows the user to program gain *accurately* (to 0.15% at G = 100) with only one resistor. Monolithic construction and laser wafer trimming allow the tight matching and tracking of circuit components, thus ensuring the high level of performance inherent in this circuit.

The input transistors Q1 and Q2 provide a single differential-pair bipolar input for high precision (Figure 33), yet offer 10× lower Input Bias Current thanks to Superβeta processing. Feedback through the Q1-A1-R1 loop and the Q2-A2-R2 loop maintains constant collector current of the input devices Q1, Q2 thereby impressing the input voltage across the external gain setting resistor R_G. This creates a differential gain from the inputs to the A1/A2 outputs given by G = (R1 + R2)/R_G + 1. The unity-gain subtracter A3 removes any common-mode signal, yielding a single-ended output referred to the REF pin potential.

The value of R_G also determines the transconductance of the preamp stage. As R_G is reduced for larger gains, the transconductance increases asymptotically to that of the input transistors. This has three important advantages: (a) Open-loop gain is boosted for increasing programmed gain, thus reducing gain-related errors. (b) The gain-bandwidth product (determined by C1, C2 and the preamp transconductance) increases with programmed gain, thus optimizing frequency response. (c) The input voltage noise is reduced to a value of 9 nV/√Hz, determined mainly by the collector current and base resistance of the input devices.

The internal gain resistors, R1 and R2, are trimmed to an absolute value of 24.7 kΩ, allowing the gain to be programmed accurately with a single external resistor.

The gain equation is then

$$G = \frac{49.4\ k\Omega}{R_G} + 1$$

so that

$$R_G = \frac{49.4\ k\Omega}{G - 1}$$

Make vs. Buy: A Typical Bridge Application Error Budget

The AD620 offers improved performance over "homebrew" three op amp IA designs, along with smaller size, fewer components and 10× lower supply current. In the typical application, shown in Figure 34, a gain of 100 is required to amplify a bridge output of 20 mV full scale over the industrial temperature range of –40°C to +85°C. The error budget table below shows how to calculate the effect various error sources have on circuit accuracy.

Regardless of the system in which it is being used, the AD620 provides greater accuracy, and at low power and price. In simple systems, absolute accuracy and drift errors are by far the most significant contributors to error. In more complex systems with an intelligent processor, an autogain/autozero cycle will remove all absolute accuracy and drift errors leaving only the resolution errors of gain nonlinearity and noise, thus allowing full 14-bit accuracy.

Note that for the homebrew circuit, the OP07 specifications for input voltage offset and noise have been multiplied by $\sqrt{2}$. This is because a three op amp type in-amp has two op amps at its inputs, both contributing to the overall input error.

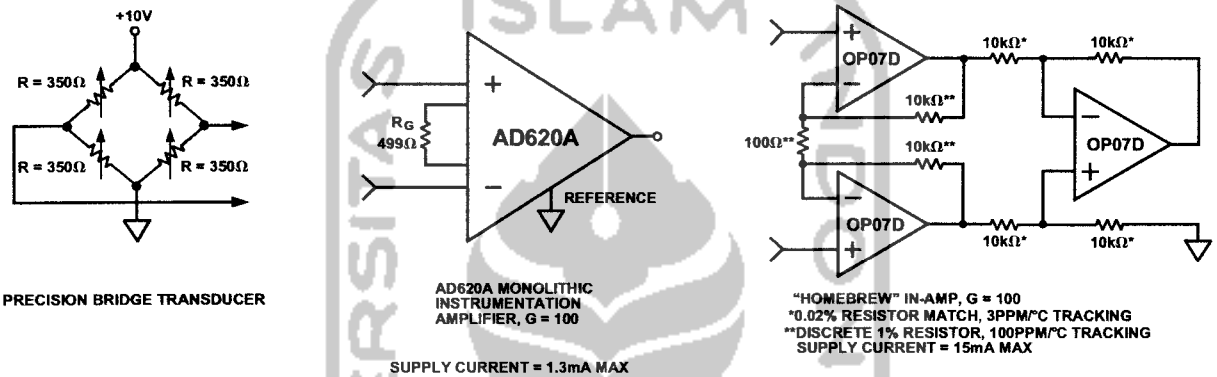


Figure 34. Make vs. Buy

Table I. Make vs. Buy Error Budget

Error Source	AD620 Circuit Calculation	"Homebrew" Circuit Calculation	Error, ppm of Full Scale AD620	Homebrew
ABSOLUTE ACCURACY at T_A = +25°C				
Input Offset Voltage, µV	125 µV/20 mV	(150 µV × $\sqrt{2}$)/20 mV	6,250	10,607
Output Offset Voltage, µV	1000 µV/100/20 mV	((150 µV × 2)/100)/20 mV	500	150
Input Offset Current, nA	2 nA × 350 Ω/20 mV	(6 nA × 350 Ω)/20 mV	18	53
CMR, dB	110 dB→3.16 ppm, × 5 V/20 mV	(0.02% Match × 5 V)/20 mV/100	791	500
		Total Absolute Error	7,558	11,310
DRIFT TO +85°C				
Gain Drift, ppm/°C	(50 ppm + 10 ppm) × 60°C	100 ppm/°C Track × 60°C	3,600	6,000
Input Offset Voltage Drift, µV/°C	1 µV/°C × 60°C/20 mV	(2.5 µV/°C × $\sqrt{2}$ × 60°C)/20 mV	3,000	10,607
Output Offset Voltage Drift, µV/°C	15 µV/°C × 60°C/100/20 mV	(2.5 µV/°C × 2 × 60°C)/100/20 mV	450	150
		Total Drift Error	7,050	16,757
RESOLUTION				
Gain Nonlinearity, ppm of Full Scale	40 ppm	40 ppm	40	40
Typ 0.1 Hz–10 Hz Voltage Noise, µV p-p	0.28 µV p-p/20 mV	(0.38 µV p-p × $\sqrt{2}$)/20 mV	14	27
		Total Resolution Error	54	67
		Grand Total Error	14,662	28,134

G = 100, V_S = ±15 V.

(All errors are min/max and referred to input.)

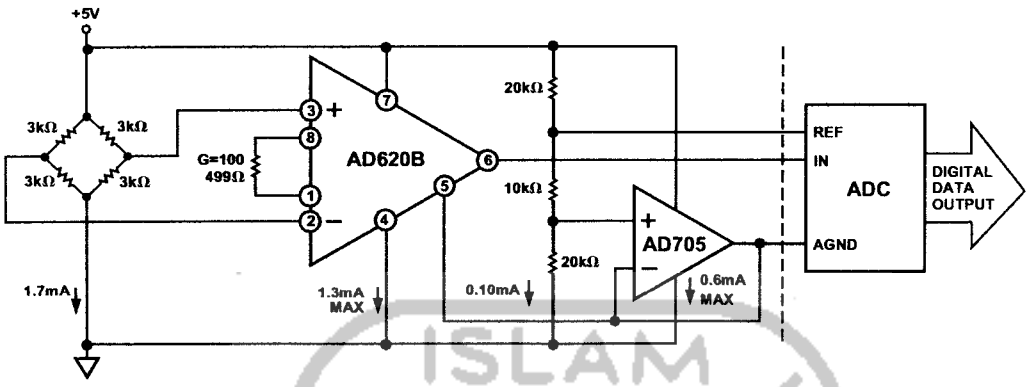


Figure 35. A Pressure Monitor Circuit which Operates on a +5 V Single Supply

sure Measurement

ough useful in many bridge applications such as weigh s, the AD620 is especially suitable for higher resistance sure sensors powered at lower voltages where small size and power become more significant.

re 35 shows a 3 kΩ pressure transducer bridge powered +5 V. In such a circuit, the bridge consumes only 1.7 mA. ing the AD620 and a buffered voltage divider allows the il to be conditioned for only 3.8 mA of total supply current.

ll size and low cost make the AD620 especially attractive for ge output pressure transducers. Since it delivers low noise drift, it will also serve applications such as diagnostic non- sive blood pressure measurement.

Medical ECG

The low current noise of the AD620 allows its use in ECG monitors (Figure 36) where high source resistances of 1 MΩ or higher are not uncommon. The AD620's low power, low supply voltage requirements, and space-saving 8-lead mini-DIP and SOIC package offerings make it an excellent choice for battery powered data recorders.

Furthermore, the low bias currents and low current noise coupled with the low voltage noise of the AD620 improve the dynamic range for better performance.

The value of capacitor C1 is chosen to maintain stability of the right leg drive loop. Proper safeguards, such as isolation, must be added to this circuit to protect the patient from possible harm.

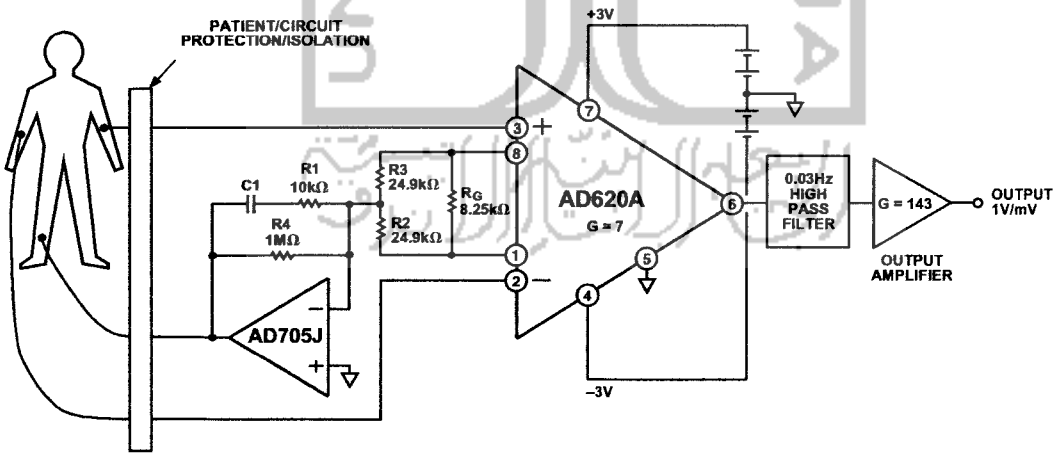


Figure 36. A Medical ECG Monitor Circuit

Precision V-I Converter

The AD620, along with another op amp and two resistors, makes a precision current source (Figure 37). The op amp buffers the reference terminal to maintain good CMR. The output voltage V_X of the AD620 appears across R1, which converts it to a current. This current less only, the input bias current of the op amp, then flows out to the load.

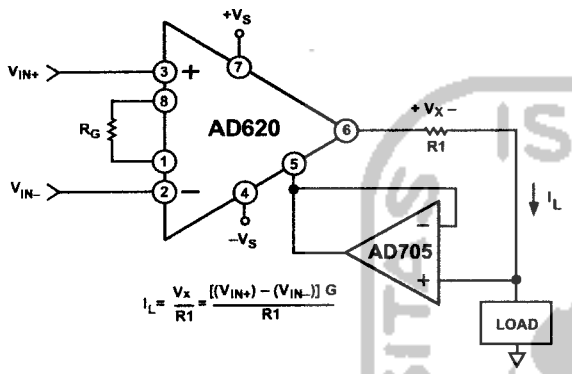


Figure 37. Precision Voltage-to-Current Converter (Operates on 1.8 mA, ±3 V)

GAIN SELECTION

The AD620's gain is resistor programmed by R_G, or more precisely, by whatever impedance appears between Pins 1 and 8. The AD620 is designed to offer accurate gains using 0.1%–1% resistors. Table II shows required values of R_G for various gains. Note that for G = 1, the R_G pins are unconnected ($R_G = \infty$). For any arbitrary gain R_G can be calculated by using the formula:

$$R_G = \frac{49.4\ k\Omega}{G-1}$$

To minimize gain error, avoid high parasitic resistance in series with R_G; to minimize gain drift, R_G should have a low TC—less than 10 ppm/°C—for the best performance.

Table II. Required Values of Gain Resistors

1% Std Table Value of R_G, Ω	Calculated Gain	0.1% Std Table Value of R_G, Ω	Calculated Gain
49.9 k	1.990	49.3 k	2.002
12.4 k	4.984	12.4 k	4.984
5.49 k	9.998	5.49 k	9.998
2.61 k	19.93	2.61 k	19.93
1.00 k	50.40	1.01 k	49.91
499	100.0	499	100.0
249	199.4	249	199.4
100	495.0	98.8	501.0
49.9	991.0	49.3	1,003

INPUT AND OUTPUT OFFSET VOLTAGE

The low errors of the AD620 are attributed to two sources, input and output errors. The output error is divided by G when referred to the input. In practice, the input errors dominate at high gains and the output errors dominate at low gains. The total V_{OS} for a given gain is calculated as:

Total Error RTI = input error + (output error/G)

Total Error RTO = (input error × G) + output error

REFERENCE TERMINAL

The reference terminal potential defines the zero output voltage, and is especially useful when the load does not share a precise ground with the rest of the system. It provides a direct means of injecting a precise offset to the output, with an allowable range of 2 V within the supply voltages. Parasitic resistance should be kept to a minimum for optimum CMR.

INPUT PROTECTION

The AD620 features 400 Ω of series thin film resistance at its inputs, and will safely withstand input overloads of up to ±15 V or ±60 mA for several hours. This is true for all gains, and power on and off, which is particularly important since the signal source and amplifier may be powered separately. For longer time periods, the current should not exceed 6 mA ($I_{IN} \leq V_{IN}/400\ \Omega$). For input overloads beyond the supplies, clamping the inputs to the supplies (using a low leakage diode such as an FD333) will reduce the required resistance, yielding lower noise.

RF INTERFERENCE

All instrumentation amplifiers can rectify out of band signals, and when amplifying small signals, these rectified voltages act as small dc offset errors. The AD620 allows direct access to the input transistor bases and emitters enabling the user to apply some first order filtering to unwanted RF signals (Figure 38), where $RC \approx 1/(2\ \pi f)$ and where f ≥ the bandwidth of the AD620; C ≤ 150 pF. Matching the extraneous capacitance at Pins 1 and 8 and Pins 2 and 3 helps to maintain high CMR.

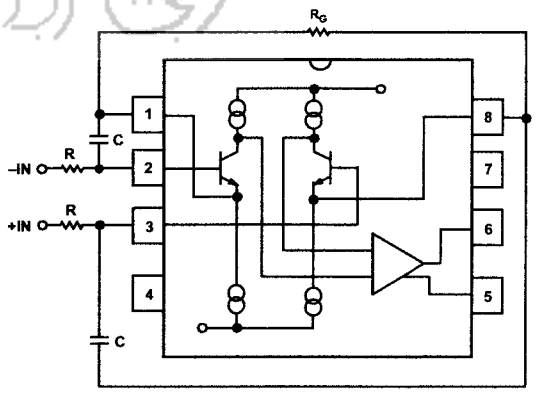


Figure 38. Circuit to Attenuate RF Interference

ıMMON-MODE REJECTION

ɾumentation amplifiers like the AD620 offer high CMR, ːh is a measure of the change in output voltage when both .ts are changed by equal amounts. These specifications are ılly given for a full-range input voltage change and a speci- source imbalance.

optimal CMR the reference terminal should be tied to a low ːdance point, and differences in capacitance and resistance ıld be kept to a minimum between the two inputs. In many ications shielded cables are used to minimize noise, and for CMR over frequency the shield should be properly driven. ıres 39 and 40 show active data guards that are configured ıprove ac common-mode rejections by "bootstrapping" the .citances of input cable shields, thus minimizing the capaci- e mismatch between the inputs.

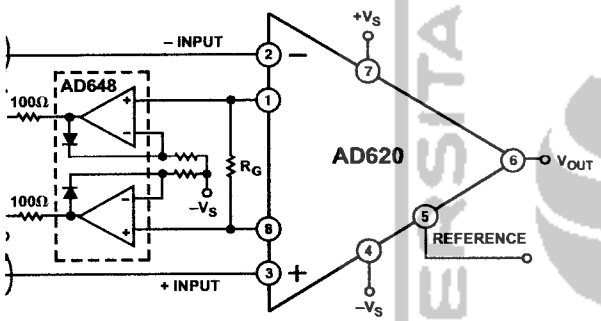


Figure 39. Differential Shield Driver

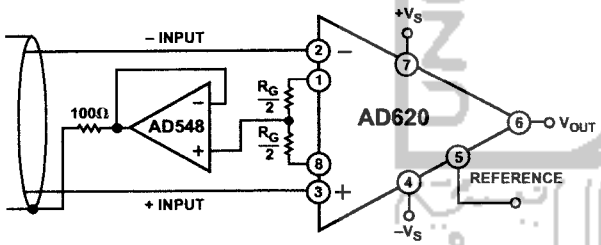


Figure 40. Common-Mode Shield Driver

GROUNDING

Since the AD620 output voltage is developed with respect to the potential on the reference terminal, it can solve many grounding problems by simply tying the REF pin to the appropriate "local ground."

In order to isolate low level analog signals from a noisy digital environment, many data-acquisition components have separate analog and digital ground pins (Figure 41). It would be convenient to use a single ground line; however, current through ground wires and PC runs of the circuit card can cause hundreds of millivolts of error. Therefore, separate ground returns should be provided to minimize the current flow from the sensitive points to the system ground. These ground returns must be tied together at some point, usually best at the ADC package as shown.

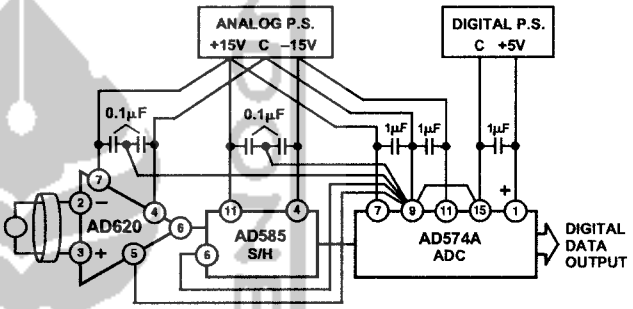


Figure 41. Basic Grounding Practice

GROUND RETURNS FOR INPUT BIAS CURRENTS

Input bias currents are those currents necessary to bias the input transistors of an amplifier. There must be a direct return path for these currents; therefore, when amplifying "floating" input sources such as transformers, or ac-coupled sources, there must be a dc path from each input to ground as shown in Figure 42. Refer to the *Instrumentation Amplifier Application Guide* (free from Analog Devices) for more information regarding in amp applications.

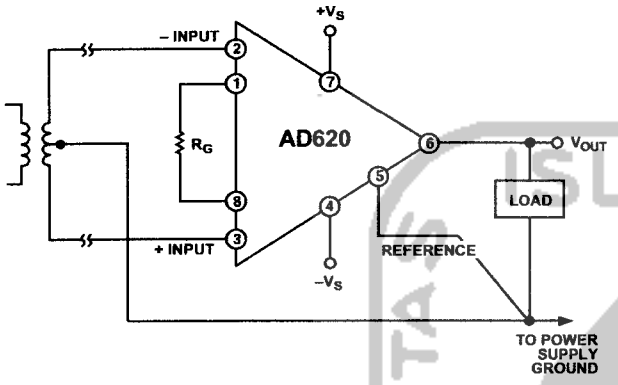


Figure 42a. Ground Returns for Bias Currents with Transformer Coupled Inputs

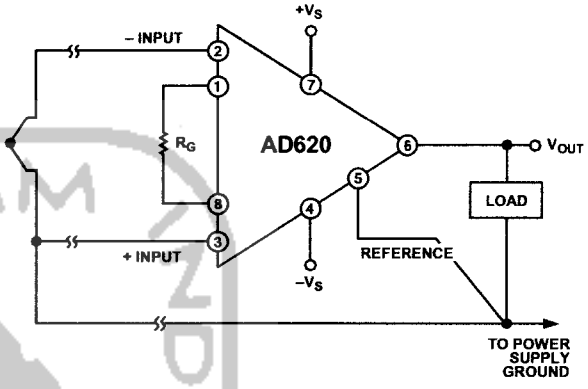


Figure 42b. Ground Returns for Bias Currents with Thermocouple Inputs

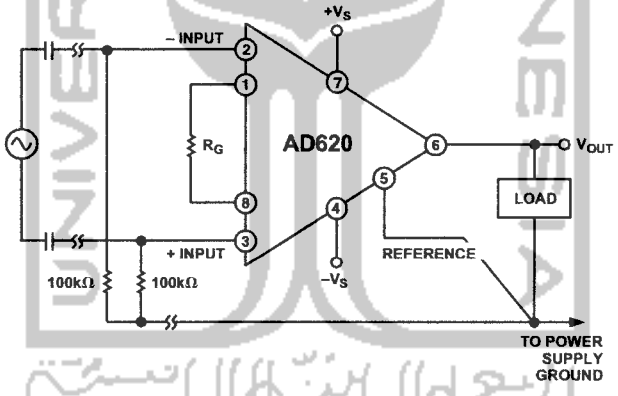
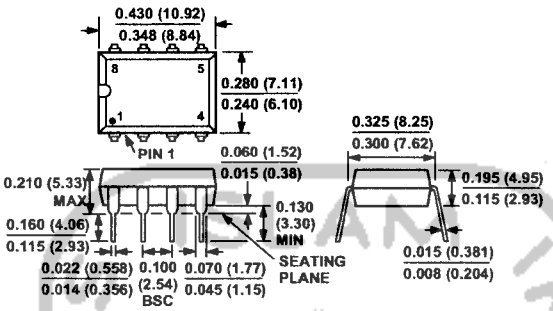


Figure 42c. Ground Returns for Bias Currents with AC Coupled Inputs

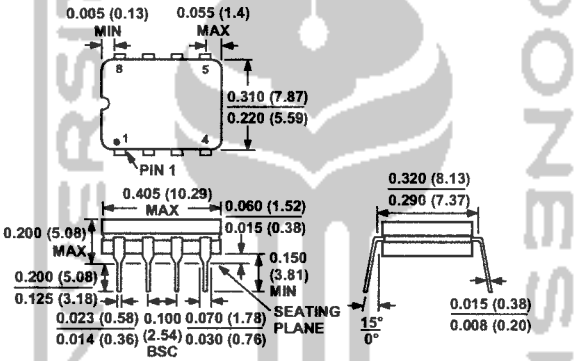
OUTLINE DIMENSIONS

Dimensions shown in inches and (mm).

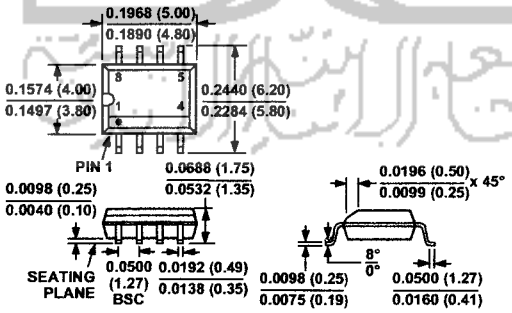
Plastic DIP (N-8) Package



Cerdip (Q-8) Package



SOIC (SO-8) Package



C1599c–0–7/99

PRINTED IN U.S.A.

Ultralow Offset Voltage Operational Amplifiers

OP07

FEATURES

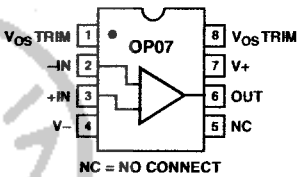
- Low V_{OS}: 75 μV Max
- Low V_{OS} Drift: 1.3 μV/°C Max
- Ultra-Stable vs. Time: 1.5 μV/Month Max
- Low Noise: 0.6 μV p-p Max
- Wide Input Voltage Range: ±14 V
- Wide Supply Voltage Range: 3 V to 18 V
- Fits 725,108A/308A, 741, AD510 Sockets
- 125°C Temperature-Tested Dice

APPLICATIONS

- Wireless Base Station Control Circuits
- Optical Network Control Circuits
- Instrumentation
- Sensors and Controls
  - Thermocouples
  - RTDs
  - Strain Bridges
  - Shunt Current Measurements
- Precision Filters

PIN CONNECTIONS

Epoxy Mini-Dip (P-Suffix)
8-Pin SO (S-Suffix)



GENERAL DESCRIPTION

The OP07 has very low input offset voltage (75 μV max for OP07E) which is obtained by trimming at the wafer stage. These low offset voltages generally eliminate any need for external nulling. The OP07 also features low input bias current (±4 nA for OP07E) and high open-loop gain (200 V/mV for OP07E). The low offsets and high open-loop gain make the OP07 particularly useful for high-gain instrumentation applications.

The wide input voltage range of ±13 V minimum combined with high CMRR of 106 dB (OP07E) and high input impedace provides high accuracy in the noninverting circuit configuration. Excellent linearity and gain accuracy can be maintained even at high closed-loop gains. Stability of offsets and gain with time or variations in temperature is excellent. The accuracy and stability of the OP07, even at high gain, combined with the freedom from external nulling have made the OP07 an industry standard for instrumentation applications.

The OP07 is available in two standard performance grades. The OP07E is specified for operation over the 0°C to 70°C range, and OP07C over the –40°C to +85°C temperature range.

The OP07 is available in epoxy 8-lead Mini-DIP and 8-lead SOIC. It is a direct replacement for 725,108A, and OP05 amplifiers; 741-types may be directly replaced by removing the 741's nulling potentiometer. For improved specifications, see the OP177 or OP1177. For ceramic DIP and TO-99 packages and standard micro circuit (SMD) versions, see the OP77.

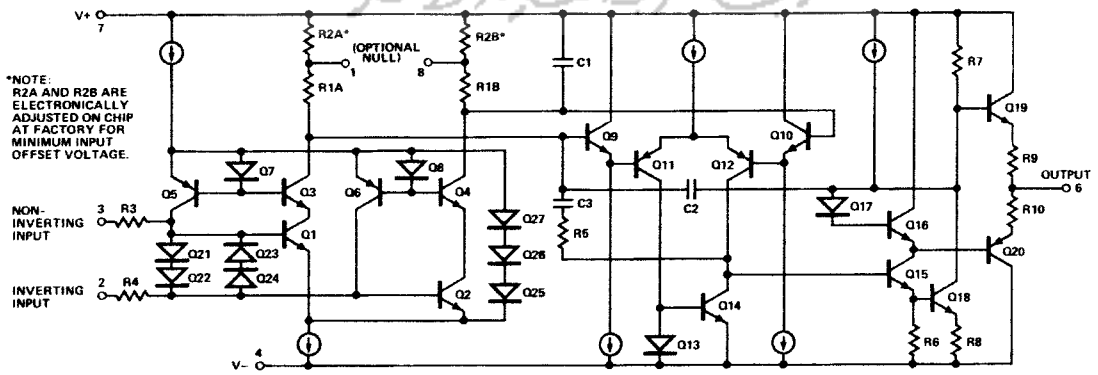


Figure 1. Simplified Schematic

REV. A

Information furnished by Analog Devices is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Analog Devices for its use, nor for any infringements of patents or other rights of third parties that may result from its use. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Analog Devices.

One Technology Way, P.O. Box 9106, Norwood, MA 02062-9106, U.S.A.
Tel: 781/329-4700 www.analog.com
Fax: 781/326-8703 © Analog Devices, Inc., 2002

?07–SPECIFICATIONS

07E ELECTRICAL CHARACTERISTICS (V_S = ±15 V, T_A = 25°C, unless otherwise noted.)

ameter	Symbol	Conditions	Min	Typ	Max	Unit
UT CHARACTERISTICS						
ɔut Offset Voltage[1]	V_{OS}			30	75	µV
ng-Term V_{OS} Stability[2]	V_{OS}/Time			0.3	1.5	µV/Mo
ɔut Offset Current	I_{OS}			0.5	3.8	nA
ɔut Bias Current	I_B			±1.2	±4.0	nA
ɔut Noise Voltage	e_n p-p	0.1 Hz to 10 Hz[3]		0.35	0.6	µV p-p
ɔut Noise Voltage Density	e_n	f_O = 10 Hz		10.3	18.0	nV√Hz
		f_O = 100 Hz[3]		10.0	13.0	nV√Hz
		f_O = 1 kHz		9.6	11.0	nV√Hz
ɔut Noise Current	I_n p-p			14	30	pA p-p
ɔut Noise Current Density	I_n	f_O = 10 Hz		0.32	0.80	pA√Hz
		f_O = 100 Hz[3]		0.14	0.23	pA√Hz
		f_O = 1 kHz		0.12	0.17	pA√Hz
ɔut Resistance—Differential Mode[4]	R_{IN}		15	50		mΩ
ɔut Resistance—Common-Mode	R_{INCM}			160		GΩ
ɔut Voltage Range	IVR		±13	±14		V
mmon-Mode Rejection Ratio	CMRR	V_{CM} = ±13 V	106	123		dB
wer Supply Rejection Ratio	PSRR	V_S = ±3 V to ±18 V		5	20	µV/V
rge-Signal Voltage Gain	A_{VO}	$R_L \geq 2$ kΩ, V_O = ±10 V	200	500		V/mV
		$R_L \geq 500$ Ω, V_O = ±0.5 V, V_S = ±3 V[4]	150	400		V/mV
TPUT CHARACTERISTICS						
ıtput Voltage Swing	V_O	$R_L \geq 10$ kΩ	±12.5	±13.0		V
		$R_L \geq 2$ kΩ	±12.0	±12.8		V
		$R_L \geq 1$ kΩ	±10.5	±12.0		V
NAMIC PERFORMANCE						
:w Rate	SR	$R_L \geq 2$ kΩ[3]	0.1	0.3		V/µs
ɔsed-Loop Bandwidth	BW	A_{VOL} = 1[5]	0.4	0.6		MHz
ɔsed-Loop Output Resistance	R_O	V_O = 0, I_O = 0		60		Ω
wer Consumption	P_d	V_S = ±15 V, No Load		75	120	mW
		V_S = ±13 V, No Load		4	6	mW
fset Adjustment Range		R_P = 20 kΩ		±4		mV

ES

ıt offset voltage measurements are performed by automated test equipment approximately 0.5 seconds after application of power.

g-term input offset voltage stability refers to the averaged trend time of VOS vs. Time over extended periods after the first 30 days of operation. Excluding the initour of operation, changes in VOS during the first 30 operating days are typically 2.5 µV refer to the typical performance curves. Parameter is sample tested.

ple tested.

ranteed by design.

ranteed but not tested.

fications subject to change without notice.

OP07C ELECTRICAL CHARACTERISTICS (V_S = ±15 V, T_A = 25°C, unless otherwise noted.)

Parameter	Symbol	Conditions	Min	Typ	Max	Unit
INPUT CHARACTERISTICS						
Input Offset Voltage[1]	V_{OS}			60	150	µV
Long-Term V_{OS} Stability[2]	V_{OS}/Time			0.4	2.0	µV/Mo
Input Offset Current	I_{OS}			0.8	6.0	nA
Input Bias Current	I_B			±1.8	±7.0	nA
Input Noise Voltage	e_n p-p	0.1 Hz to 10 Hz[3]		0.38	0.65	µV p-p
Input Noise Voltage Density	e_n	f_O = 10 Hz		10.5	20.0	nV/√Hz
		f_O = 100 Hz[3]		10.2	13.5	nV/√Hz
		f_O = 1 kHz		9.8	11.5	nV/√Hz
Input Noise Current	I_n p-p			15	35	pA p-p
Input Noise Current Density	I_n	f_O = 10 Hz		0.35	0.90	pA/√Hz
		f_O = 100 Hz[3]		0.15	0.27	pA/√Hz
		f_O = 1 kHz		0.13	0.18	pA/√Hz
Input Resistance- Differential Mode[4]	R_{IN}		8	33		MΩ
Input Resistance- Common-Mode	R_{INCM}			120		GΩ
Input Voltage Range	IVR		±13	±14		V
Common-Mode Rejection Ratio	CMRR	V_{CM} = ±13 V	100	120		dB
Power Supply Rejection Ratio	PSRR	V_S = ±3 V to ±18 V		7	32	µV/V
Large-Signal Voltage Gain	A_{VO}	R_L ≥ 2 kΩ, V_O = ±10 V	120	400		V/mV
		R_L ≥ 500 Ω, V_O = ±0.5 V, V_S = ±3 V[4]	100	400		V/mV
OUTPUT CHARACTERISTICS						
Output Voltage Swing	V_O	R_L ≥ 10 kΩ	±12.0	±13.0		V
		R_L ≥ 2 kΩ	±11.5	±12.8		V
		R_L ≥ 1 kΩ		±12.0		V
DYNAMIC PERFORMANCE						
Slew Rate	SR	R_L ≥ 2 kΩ[3]	0.1	0.3		V/µs
Closed-Loop Bandwidth	BW	A_{VOL} = 1[5]	0.4	0.6		MHz
Closed-Loop Output Resistance	R_O	V_O = 0, I_O = 0		60		Ω
Power Consumption	P_d	V_S = ±15 V, No Load		80	150	mW
		V_S = ±13 V, No Load		4	8	mW
Offset Adjustment Range		R_P = 20 kΩ		±4		mV

NOTES

[1]Input offset voltage measurements are performed by automated test equipment approximately 0.5 seconds after application of power.

[2]Long-term input offset voltage stability refers to the averaged trend time of VOS vs. Time over extended periods after the first 30 days of operation. Excluding the initial hour of operation, changes in VOS during the first 30 operating days are typically 2.5 µV refer to the typical performance curves. Parameter is sample tested.

[3]Sample tested.

[4]Guaranteed by design.

[5]Guaranteed but not tested.

Specifications subject to change without notice.

07–SPECIFICATIONS

07E ELECTRICAL CHARACTERISTICS (V_S = ±15 V, 0°C ≤ T_A ≤ 70°C, unless otherwise noted.)

ameter	Symbol	Conditions	Min	Typ	Max	Unit
UT CHARACTERISTICS						
ut Offset Voltage[1]	V_{OS}			45	130	µV
ltage Drift without External Trim[2]	TCV_{OS}			0.3	1.3	µV/°C
ltage Drift with External Trim[3]	TCV_{OSN}	R_P = 20 kΩ		0.3	1.3	µV/°C
ut Offset Current	I_{OS}			0.9	5.3	nA
ut Offset Current Drift	TCI_{OS}			8	35	pA/°C
ut Bias Current	I_B			±1.5	±5.5	nA
ut Bias Current Drift	TCI_B			13	35	pA/°C
ut Voltage Range	IVR		±13	±13.5		V
mmon-Mode Rejection Ratio	CMRR	V_{CM} = ±13 V	103	123		dB
wer Supply Rejection Ratio	PSRR	V_S = ±3 V to ±18 V		7	32	µV/V
rge-Signal Voltage Gain	A_{VO}	R_L ≥ 2 kΩ, V_O = ±10 V	180	450		V/mV
TPUT CHARACTERISTICS						
tput Voltage Swing	V_O	R_L ≥ 10 kΩ	±12	±12.6		V

ES

t offset voltage measurements are performed by automated test equipment approximately 0.5 seconds after application of power.
anteed by design.
ple tested.
fications subject to change without notice.

07C ELECTRICAL CHARACTERISTICS (V_S = ±15 V, −40°C ≤ T_A ≤ +85°C, unless otherwise noted.)

ameter	Symbol	Conditions	Min	Typ	Max	Unit
UT CHARACTERISTICS						
ut Offset Voltage[1]	V_{OS}			85	250	µV
ltage Drift without External Trim[2]	TCV_{OS}			0.5	1.8	µV/°C
ltage Drift with External Trim[3]	TCV_{OSN}	R_P = 20 kΩ		0.4	1.8	µV/°C
ut Offset Current	I_{OS}			1.6	8.0	nA
ut Offset Current Drift	TCI_{OS}			12	50	pA/°C
ut Bias Current	I_B			±2.2	±9.0	nA
ut Bias Current Drift	TCI_B			18	50	pA/°C
ut Voltage Range	IVR		±13	±13.5		V
mmon-Mode Rejection Ratio	CMRR	V_{CM} = ±13 V	97	120		dB
wer Supply Rejection Ratio	PSRR	V_S = ±3 V to ±18 V		10	51	µV/V
rge-Signal Voltage Gain	A_{VO}	R_L ≥ 2 kΩ, V_O = ±10 V	100	400		V/mV
TPUT CHARACTERISTICS						
tput Voltage Swing	V_O	R_L ≥ 10 kΩ	±11	±12.6		V

ES

t offset voltage measurements are performed by automated test equipment approximately 0.5 seconds after application of power.
anteed by design.
ple tested.
fications subject to change without notice.

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS*

Supply Voltage (V_S) ..... ±22 V
Input Voltage* ..... ±22 V
Differential Input Voltage ..... ±30 V
Output Short-Circuit Duration ..... Indefinite
Storage Temperature Range
S, P Packages ..... –65°C to +125°C
Operating Temperature Range
OP07E ..... 0°C to 70°C
OP07C ..... –40°C to +85°C
Junction Temperature Range ..... 150°C
Lead Temperature Range (Soldering, 60 sec) ..... 300°C

*For supply voltages less than ±22 V, the absolute maximum input voltage is equal to the supply voltage.

Package Type	θ_{JA}*	θ_{JC}	Units
8-Lead Plastic DIP (P)	103	43	°C/W
8-Lead SOIC (S)	158	43	°C/W

*θ_{JA} is specified for worst case conditions, i.e., θ_{JA} is specified for device in socket for P-DIP package, θ_{JA} is specified for device soldered to printed circuit board for SO package.

ORDERING GUIDE

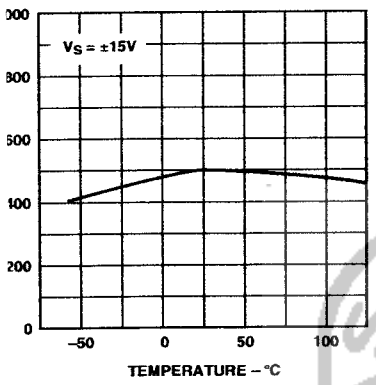
Model	Temperature Range	Package Description	Package Option	Branding Information
OP07EP	0°C to 70°C	8-Lead Epoxy DIP	P-8	
OP07CP	–40°C to 85°C	8-Lead Epoxy DIP	P-8	
OP07CS	–40°C to 85°C	8-Lead SOIC	S-8	

CAUTION

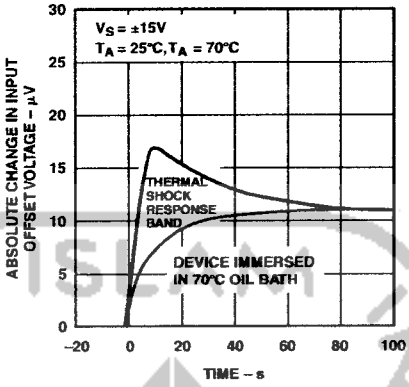
ESD (electrostatic discharge) sensitive device. Electrostatic charges as high as 4000 V readily accumulate on the human body and test equipment and can discharge without detection. Although the OP07 features proprietary ESD protection circuitry, permanent damage may occur on devices subjected to high-energy electrostatic discharges. Therefore, proper ESD precautions are recommended to avoid performance degradation or loss of functionality.



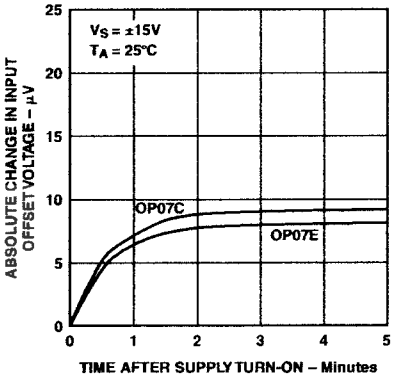
07 – Typical Performance Characteristics



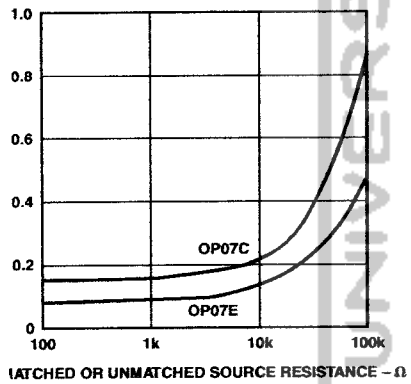
1. Open-Loop Gain vs. ıperature



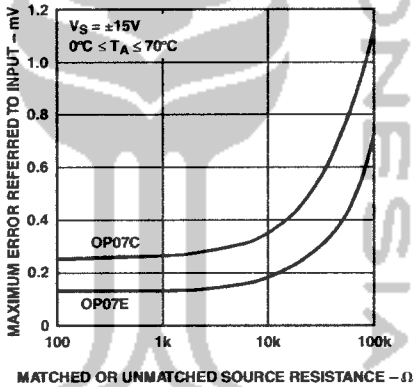
TPC 2. Offset Voltage Change Due to Thermal Shock



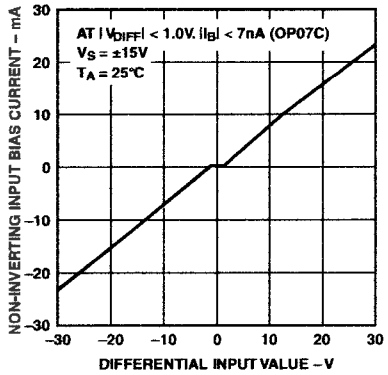
TPC 3. Warm-Up Drift



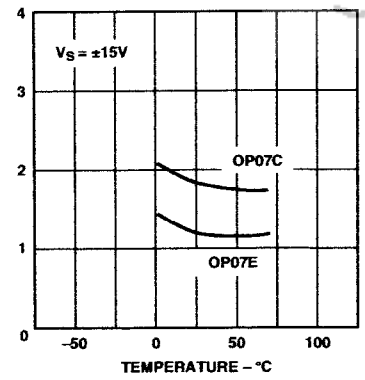
4. Maximum Error vs. rce Resistance



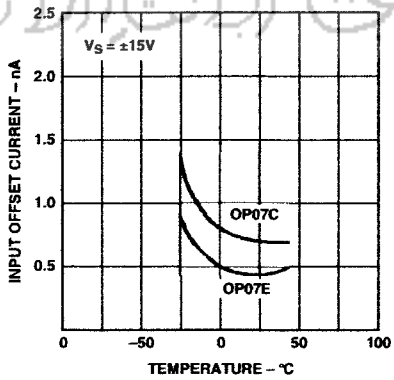
TPC 5. Maximum Error vs. Source Resistance



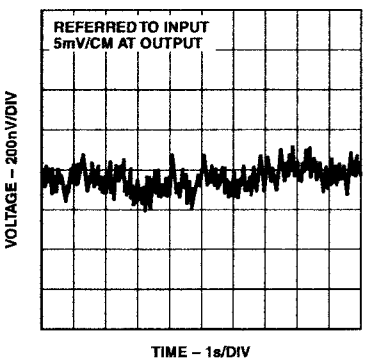
TPC 6. Input Bias Current vs. Differential Input Voltage



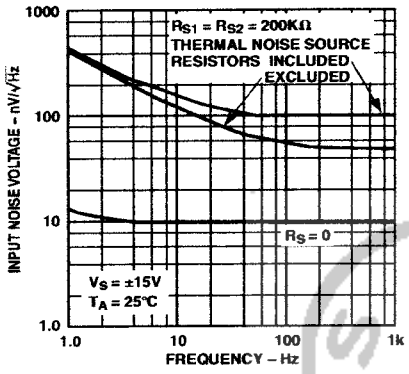
7. Input Bias Current vs. ıperature



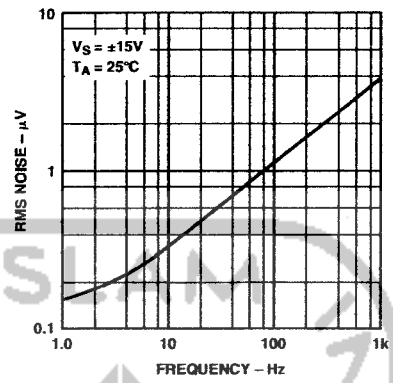
TPC 8. Input Offset Current vs. Temperature



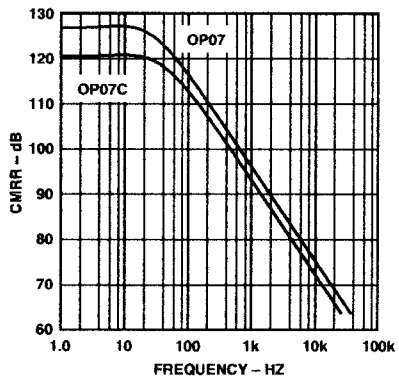
TPC 9. Low Frequency Noise



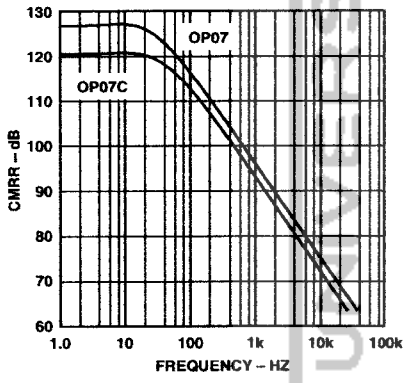
TPC 10. Total Input Noise Voltage vs. Frequency



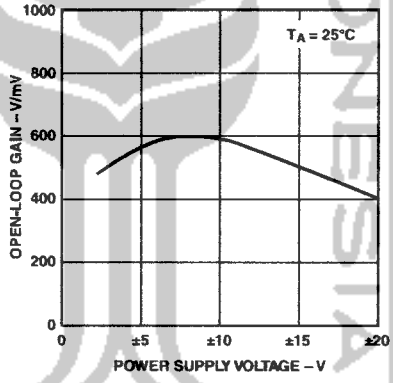
TPC 11. Input Wideband Noise vs Bandwidth (0.1 Hz to Frequency Indicated)



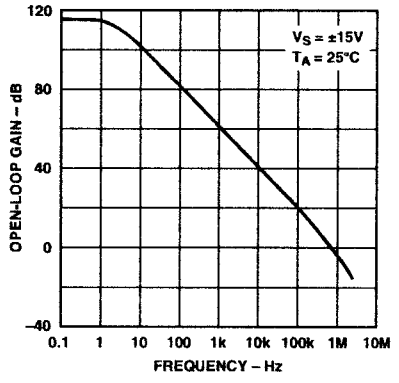
TPC 12. CMRR vs. Frequency



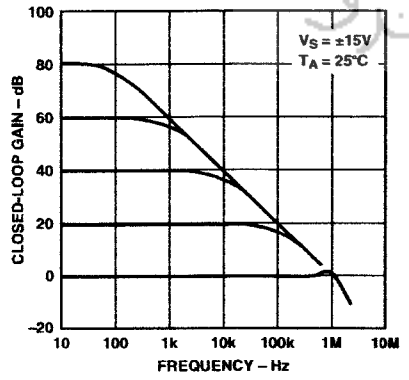
TPC 13. PSRR vs. Frequency



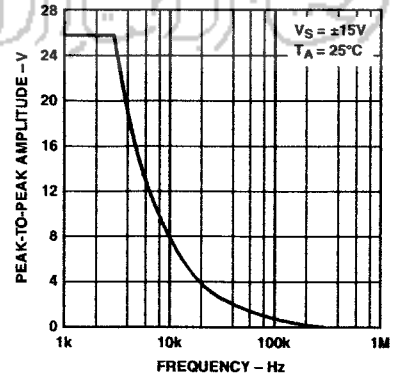
TPC 14. Open-Loop Gain vs Power Supply Voltage



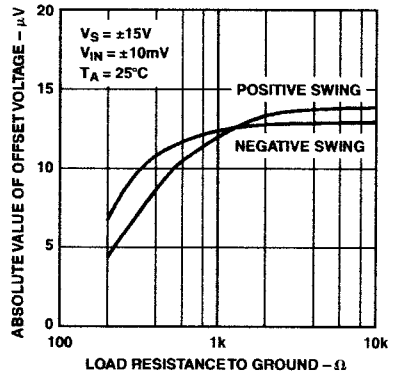
TPC 15. Open-Loop Frequency Response



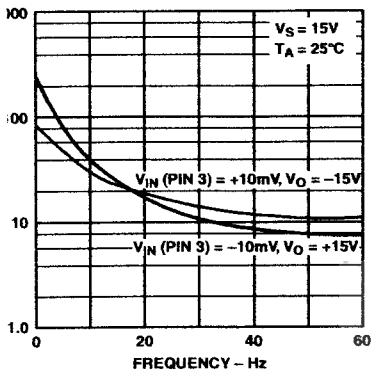
TPC 16. Closed-Loop Response for Various Gain Configurations



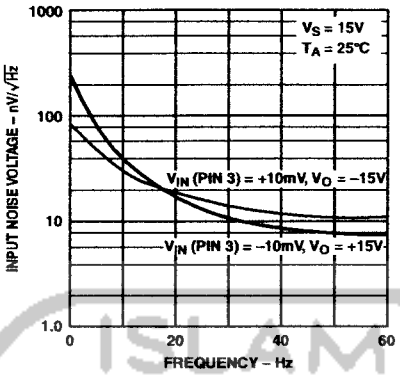
TPC 17. Maximum Output Swing vs. Frequency



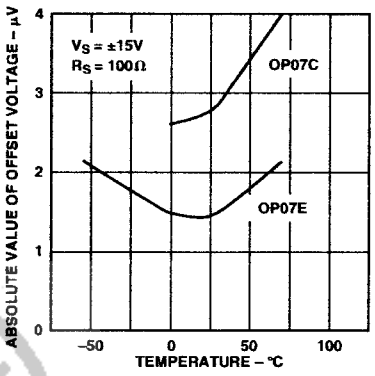
TPC 18. Maximum Output Voltage vs. Load Resistance



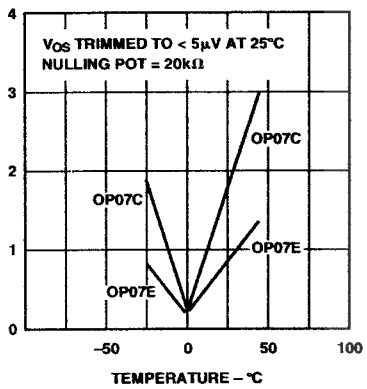
19. Power Consumption
Power Supply



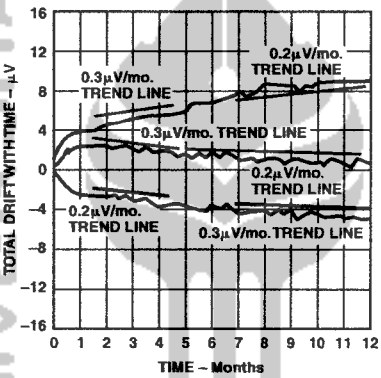
TPC 20. Output Short-Circuit Current vs. Time



TPC 21. Untrimmed Offset Voltage vs. Temperature



22. Trimmed Offset Voltage
Temperature



TPC 23. Offset Voltage Stability vs. Time

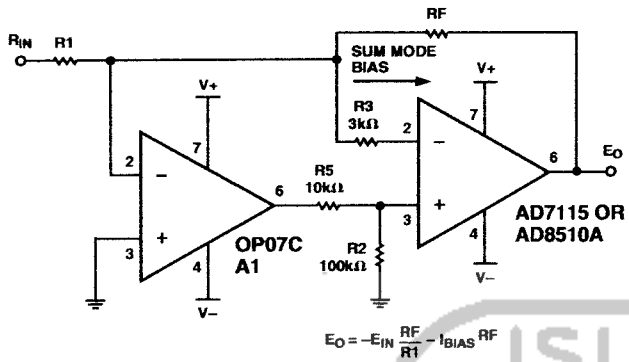


Figure 2. Typical Offset Voltage Test Circuit

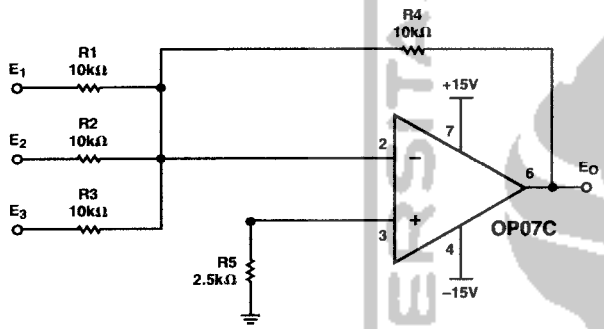


Figure 3. Typical Low-Frequency Noise Circuit

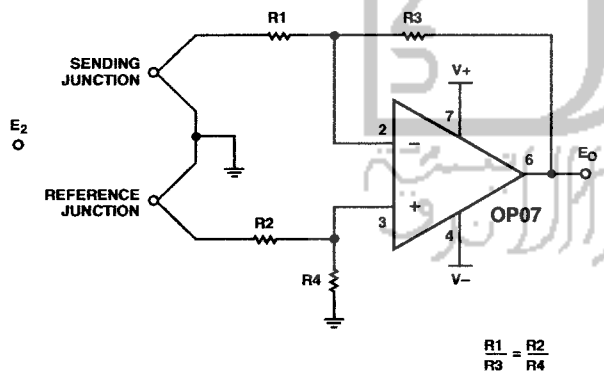


Figure 4. Optional Offset Nulling Circuit

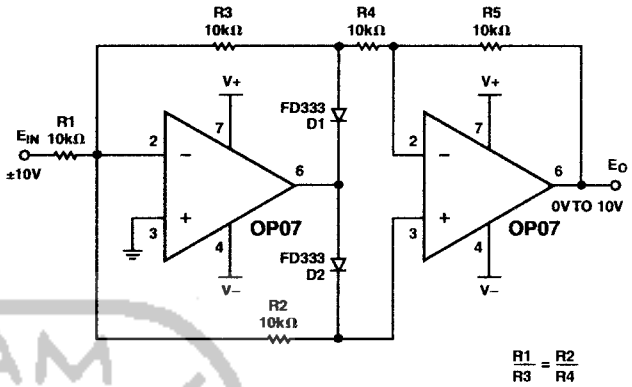
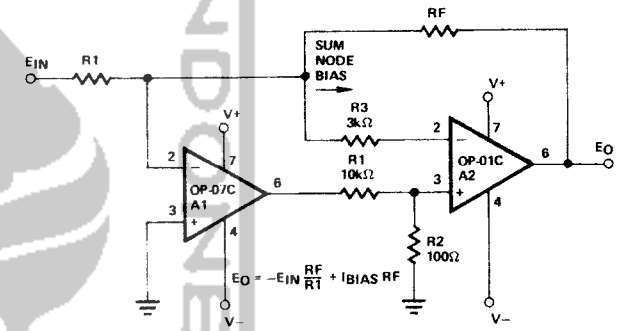
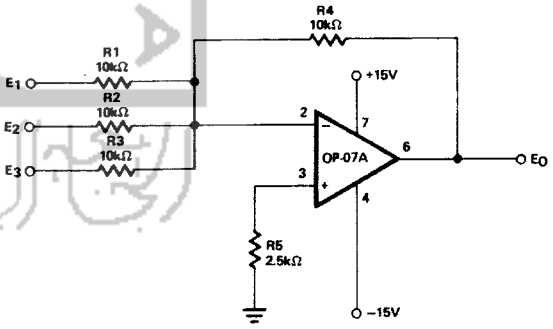


Figure 5. Burn-In circuit



PINOUTS SHOWN FOR J, P, AND Z PACKAGES

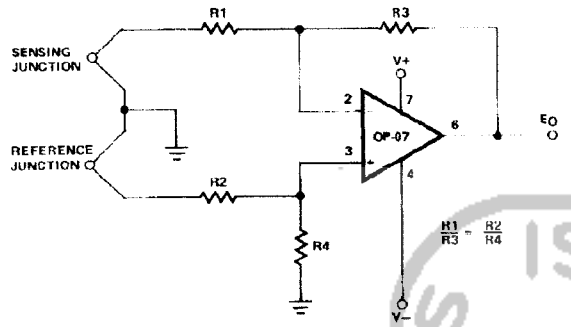
Figure 6. High-Speed, Low VOS Composite Amplifier



PINOUTS SHOWN FOR J, P, AND Z PACKAGES

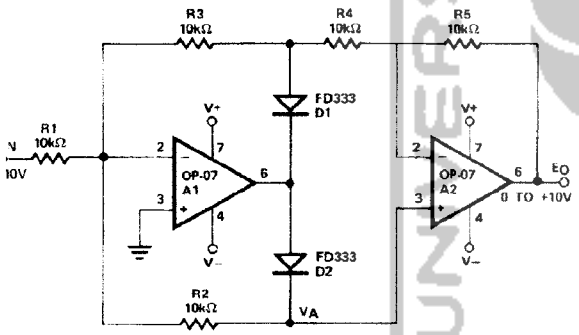
Figure 7. Adjustment-Free Precision Summing Amplifier

ICAL APPLICATIONS



PINOUTS SHOWN FOR J, P, AND Z PACKAGES

Figure 8. High-Stability Thermocouple Amplifier



PINOUTS SHOWN FOR J, P, AND Z PACKAGES

Figure 9. Precision Absolute-Value Circuit

APPLICATIONS INFORMATION

OP07 series units may be substituted directly into 725, 108A/308A* and OP05 sockets with or without removal of external compensation or nulling components. Additionally, the OP07 may be used in unnulled 741 type sockets. However, if conventional 741 nulling circuitry is in use, it should be modified or removed to enable proper OP07 operation. OP07 offset voltage may be nulled to zero through use of a potentiometer (see offset nulling circuit diagram).

PRECISION ABSOLUTE-VALUE CIRCUIT

The OP07 provides stable operation with load capacitance of up to 500 pF and ±10 V swings; larger capacitances should be decoupled with a 50 Ω decoupling resistor.

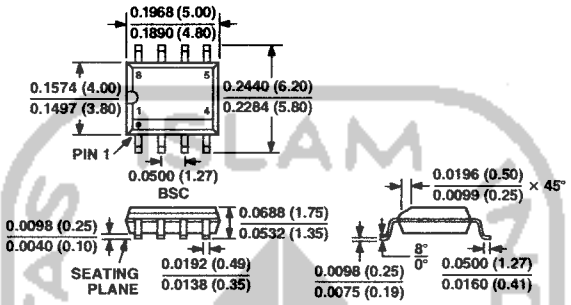
Stray thermoelectric voltages generated by dissimilar metals at the contacts to the input terminals can degrade drift performance. Therefore, best operation will be obtained when both input contacts are maintained at the same temperature, preferably close to the package temperature.

*TO-99 Package only

OUTLINE DIMENSIONS

Dimensions shown in inches and (mm).

8-Lead SO DIP
(S-Suffix)



Revision History

Location	Page
Data Sheet changed from REV. 0 to REV. A.	
Edits to FEATURES	1
Edits to ORDERING GUIDE	1
Edits to PIN CONNECTION drawings	1
Edits to ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS	2
Deleted ELECTRICAL CHARACTERISTICS	2–3
Deleted OP07D Column from ELECTRICAL CHARACTERISTICS	4–5
Edits to TPCs	7–9
Edits to HIGH-SPEED, LOW V_{OS} COMPOSITE AMPLIFIER	9

National Semiconductor

December 1995

LF351 Wide Bandwidth JFET Input Operational Amplifier

General Description

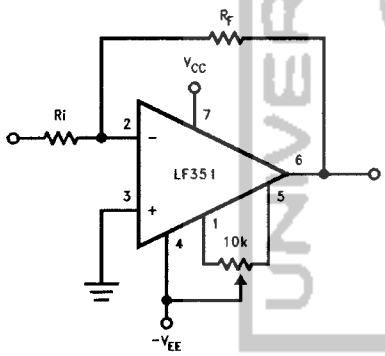
The LF351 is a low cost high speed JFET input operational amplifier with an internally trimmed input offset voltage (BI-FET II™ technology). The device requires a low supply current and yet maintains a large gain bandwidth product and a fast slew rate. In addition, well matched high voltage JFET input devices provide very low input bias and offset currents. The LF351 is pin compatible with the standard LM741 and uses the same offset voltage adjustment circuitry. This feature allows designers to immediately upgrade the overall performance of existing LM741 designs.

The LF351 may be used in applications such as high speed integrators, fast D/A converters, sample-and-hold circuits and many other circuits requiring low input offset voltage, low input bias current, high input impedance, high slew rate and wide bandwidth. The device has low noise and offset voltage drift, but for applications where these requirements are critical, the LF356 is recommended. If maximum supply current is important, however, the LF351 is the better choice.

Features

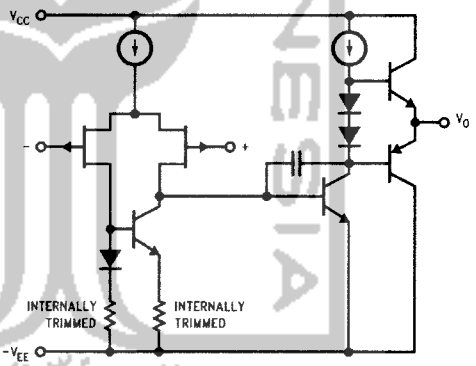
■ Internally trimmed offset voltage	10 mV
■ Low input bias current	50 pA
■ Low input noise voltage	25 nV/$\sqrt{\text{Hz}}$
■ Low input noise current	0.01 pA/$\sqrt{\text{Hz}}$
■ Wide gain bandwidth	4 MHz
■ High slew rate	13 V/μs
■ Low supply current	1.8 mA
■ High input impedance	$10^{12}\Omega$
■ Low total harmonic distortion $A_V = 10$, $R_L = 10k$, $V_O = 20$ Vp-p, BW = 20 Hz–20 kHz	<0.02%
■ Low 1/f noise corner	50 Hz
■ Fast settling time to 0.01%	2 μs

Typical Connection



TL/H/5648–11

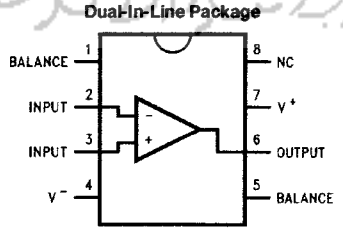
Simplified Schematic



TL/H/5648–12

Connection Diagrams

Dual-In-Line Package



TL/H/5648–13

Order Number LF351M or LF351N
See NS Package Number M08A or N08E

©1995 National Semiconductor Corporation

RRD-B30M125/Printed in U. S. A.

Absolute Maximum Ratings

If Military/Aerospace specified devices are required, please contact the National Semiconductor Sales Office/Distributors for availability and specifications.

Supply Voltage	±18V
Power Dissipation (Notes 1 and 6)	670 mW
Operating Temperature Range	0°C to +70°C
$T_{j(MAX)}$	115°C
Differential Input Voltage	±30V
Input Voltage Range (Note 2)	±15V
Output Short Circuit Duration	Continuous
Storage Temperature Range	−65°C to +150°C
Lead Temp. (Soldering, 10 sec.)	
Metal Can	300°C
DIP	260°C

θ_{jA}	
N Package	120°C/W
M Package	TBD
Soldering Information	
Dual-In-Line Package	
Soldering (10 sec.)	260°C
Small Outline Package	
Vapor Phase (60 sec.)	215°C
Infrared (15 sec.)	220°C

See AN-450 "Surface Mounting Methods and Their Effect on Product Reliability" for other methods of soldering surface mount devices.

ESD rating to be determined.

DC Electrical Characteristics (Note 3)

Symbol	Parameter	Conditions	LF351			Units
			Min	Typ	Max	
V_{OS}	Input Offset Voltage	R_S = 10 kΩ, T_A = 25°C Over Temperature		5	10 13	mV mV
$\Delta V_{OS}/\Delta T$	Average TC of Input Offset Voltage	R_S = 10 kΩ		10		µV/°C
I_{OS}	Input Offset Current	T_j = 25°C, (Notes 3, 4) $T_j \leq$ 70°C		25	100 4	pA nA
I_B	Input Bias Current	T_j = 25°C, (Notes 3, 4) $T_j \leq$ ±70°C		50	200 8	pA nA
R_{IN}	Input Resistance	T_j = 25°C		10^{12}		Ω
A_{VOL}	Large Signal Voltage Gain	V_S = ±15V, T_A = 25°C V_O = ±10V, R_L = 2 kΩ Over Temperature	25 15	100		V/mV V/mV
V_O	Output Voltage Swing	V_S = ±15V, R_L = 10 kΩ	±12	±13.5		V
V_{CM}	Input Common-Mode Voltage Range	V_S = ±15V	±11	+15 −12		V V
CMRR	Common-Mode Rejection Ratio	$R_S \leq$ 10 kΩ	70	100		dB
PSRR	Supply Voltage Rejection Ratio	(Note 5)	70	100		dB
I_S	Supply Current			1.8	3.4	mA

AC Electrical Characteristics (Note 3)

Symbol	Parameter	Conditions	LF351			Units
			Min	Typ	Max	
SR	Slew Rate	$V_S = \pm 15V$, $T_A = 25°C$		13		V/μs
GBW	Gain Bandwidth Product	$V_S = \pm 15V$, $T_A = 25°C$		4		MHz
e_n	Equivalent Input Noise Voltage	$T_A = 25°C$, $R_S = 100\Omega$, $f = 1000$ Hz		25		$nV/\sqrt{Hz}$
i_n	Equivalent Input Noise Current	$T_j = 25°C$, $f = 1000$ Hz		0.01		$pA/\sqrt{Hz}$

Note 1: For operating at elevated temperature, the device must be derated based on the thermal resistance, θ_{JA}.

Note 2: Unless otherwise specified the absolute maximum negative input voltage is equal to the negative power supply voltage.

Note 3: These specifications apply for $V_S = \pm 15V$ and $0°C \leq T_A \leq +70°C$. V_{OS}, I_B and I_{OS} are measured at $V_{CM} = 0$.

Note 4: The input bias currents are junction leakage currents which approximately double for every 10°C increase in the junction temperature, T_j. Due to the limited production test time, the input bias currents measured are correlated to junction temperature. In normal operation the junction temperature rises above the ambient temperature as a result of internal power dissipation, P_D. $T_j = T_A + \theta_{jA} P_D$ where θ_{jA} is the thermal resistance from junction to ambient. Use of a heat sink is recommended if input bias current is to be kept to a minimum.

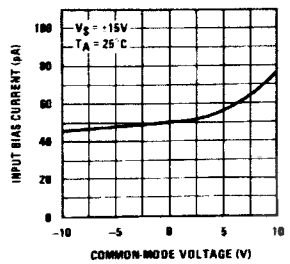
Note 5: Supply voltage rejection ratio is measured for both supply magnitudes increasing or decreasing simultaneously in accordance with common practice. From $\pm 15V$ to $\pm 5V$.

Note 6: Max. Power Dissipation is defined by the package characteristics. Operating the part near the Max. Power Dissipation may cause the part to operate outside guaranteed limits.

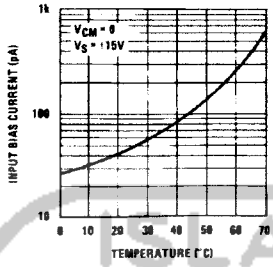
UNIVERSITAS INDONESIA

Typical Performance Characteristics

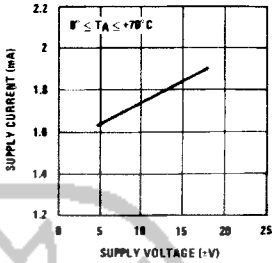
Input Bias Current



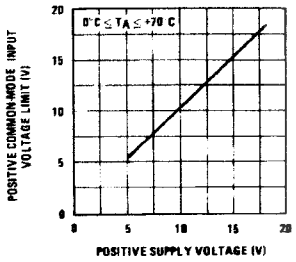
Input Bias Current



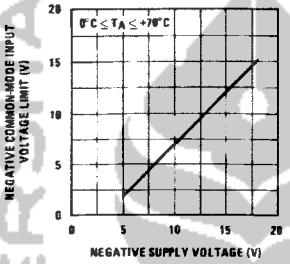
Supply Current



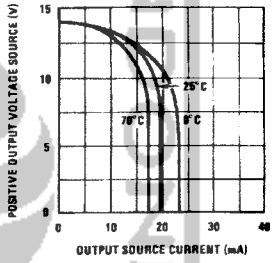
Positive Common-Mode Input Voltage Limit



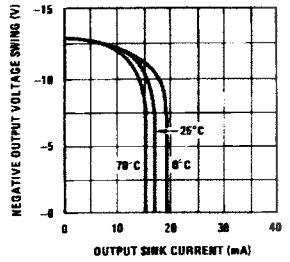
Negative Common-Mode Input Voltage Limit



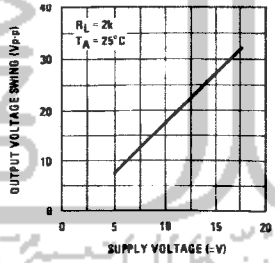
Positive Current Limit



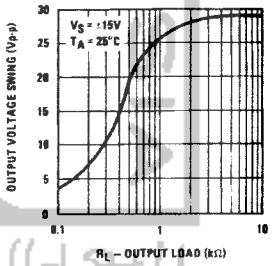
Negative Current Limit



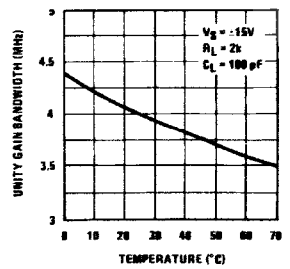
Voltage Swing



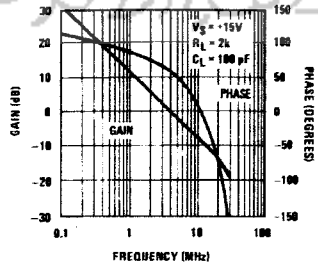
Output Voltage Swing



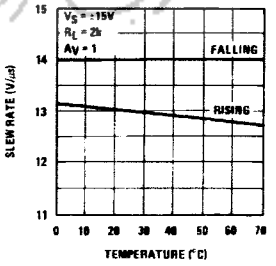
Gain Bandwidth



Bode Plot



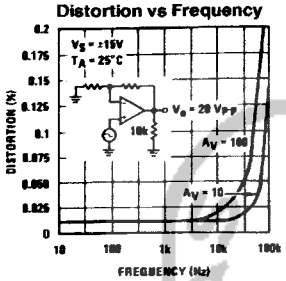
Slew Rate



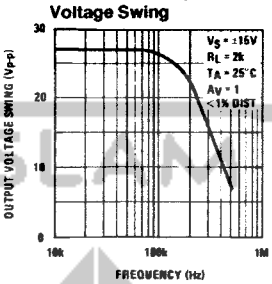
TL/H/5648–2

Typical Performance Characteristics (Continued)

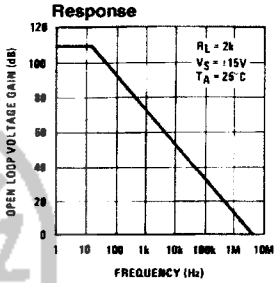
Distortion vs Frequency



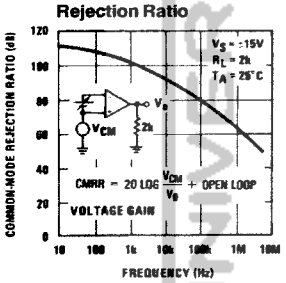
Undistorted Output Voltage Swing



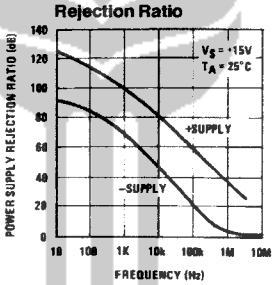
Open Loop Frequency Response



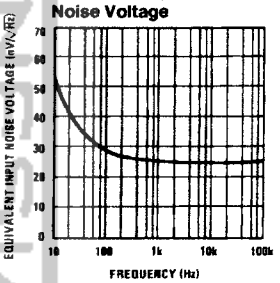
Common-Mode Rejection Ratio



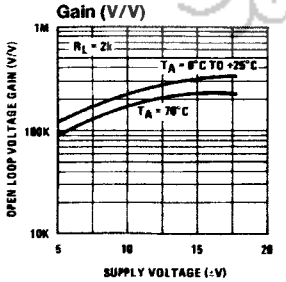
Power Supply Rejection Ratio



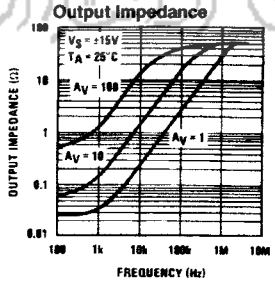
Equivalent Input Noise Voltage



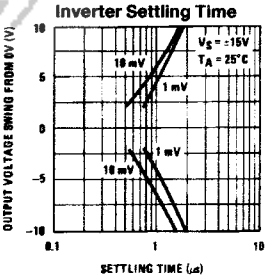
Open Loop Voltage Gain (V/V)



Output Impedance



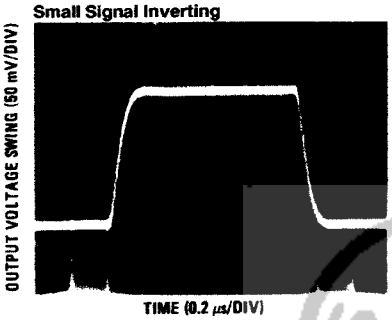
Inverter Settling Time



TL/H/5648–3

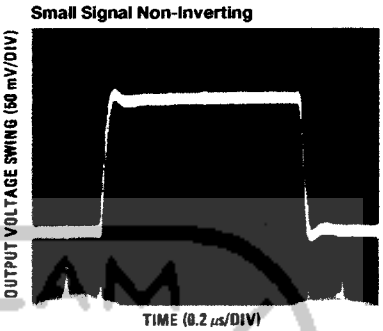
Pulse Response

Small Signal Inverting



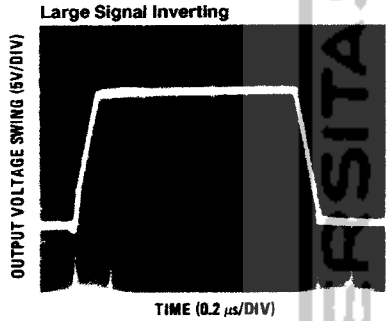
TL/H/5648–4

Small Signal Non-Inverting



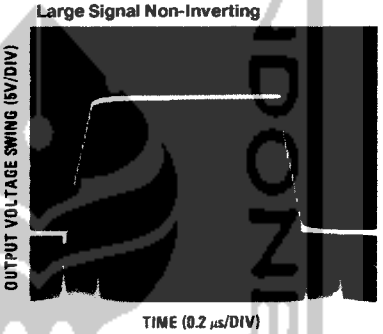
TL/H/5648–5

Large Signal Inverting



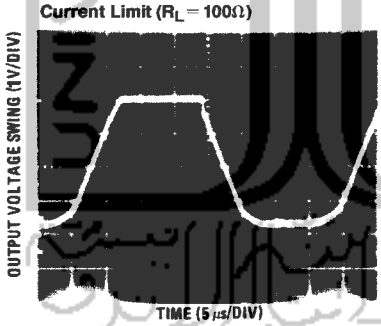
TL/H/5648–6

Large Signal Non-Inverting



TL/H/5648–7

Current Limit ($R_L = 100\Omega$)



TL/H/5648–8

Application Hints

The LF351 is an op amp with an internally trimmed input offset voltage and JFET input devices (BI-FET II™). These JFETs have large reverse breakdown voltages from gate to source and drain eliminating the need for clamps across the inputs. Therefore, large differential input voltages can easily be accommodated without a large increase in input current. The maximum differential input voltage is independent of the supply voltages. However, neither of the input voltages should be allowed to exceed the negative supply as this will cause large currents to flow which can result in a destroyed unit.

Exceeding the negative common-mode limit on either input will force the output to a high state, potentially causing a reversal of phase to the output.

Exceeding the negative common-mode limit on both inputs will force the amplifier output to a high state. In neither case does a latch occur since raising the input back within the

Application Hints (Continued)

common-mode range again puts the input stage and thus the amplifier in a normal operating mode.

Exceeding the positive common-mode limit on a single input will not change the phase of the output; however, if both inputs exceed the limit, the output of the amplifier will be forced to a high state.

The amplifier will operate with a common-mode input voltage equal to the positive supply; however, the gain bandwidth and slew rate may be decreased in this condition. When the negative common-mode voltage swings to within 3V of the negative supply, an increase in input offset voltage may occur.

The LF351 is biased by a zener reference which allows normal circuit operation on $\pm 4V$ power supplies. Supply voltages less than these may result in lower gain bandwidth and slew rate.

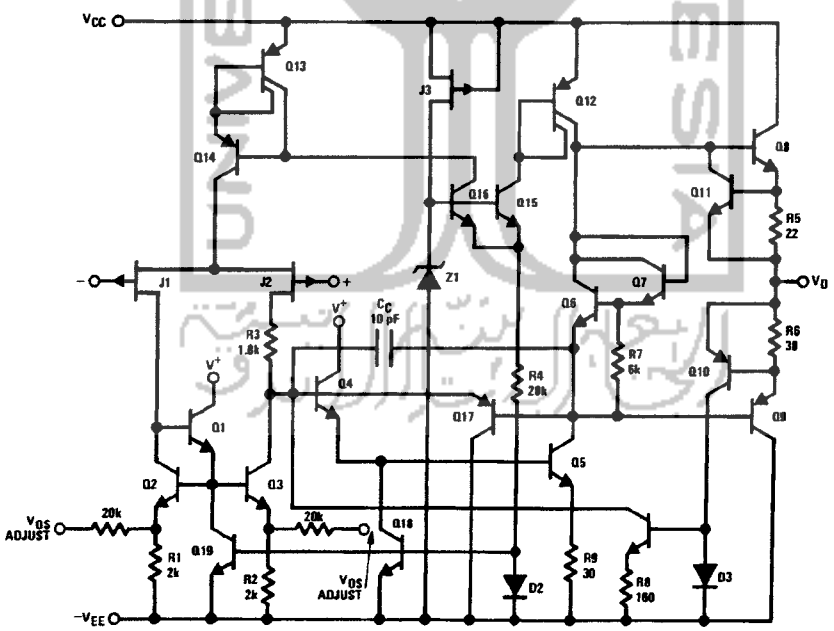
The LF351 will drive a 2 kΩ load resistance to $\pm 10V$ over the full temperature range of 0°C to +70°C. If the amplifier is forced to drive heavier load currents, however, an increase in input offset voltage may occur on the negative voltage swing and finally reach an active current limit on both positive and negative swings.

Precautions should be taken to ensure that the power supply for the integrated circuit never becomes reversed in polarity or that the unit is not inadvertently installed backwards in a socket as an unlimited current surge through the resulting forward diode within the IC could cause fusing of the internal conductors and result in a destroyed unit.

As with most amplifiers, care should be taken with lead dress, component placement and supply decoupling in order to ensure stability. For example, resistors from the output to an input should be placed with the body close to the input to minimize "pick-up" and maximize the frequency of the feedback pole by minimizing the capacitance from the input to ground.

A feedback pole is created when the feedback around any amplifier is resistive. The parallel resistance and capacitance from the input of the device (usually the inverting input) to AC ground set the frequency of the pole. In many instances the frequency of this pole is much greater than the expected 3 dB frequency of the closed loop gain and consequently there is negligible effect on stability margin. However, if the feedback pole is less than approximately 6 times the expected 3 dB frequency a lead capacitor should be placed from the output to the input of the op amp. The value of the added capacitor should be such that the RC time constant of this capacitor and the resistance it parallels is greater than or equal to the original feedback pole time constant.

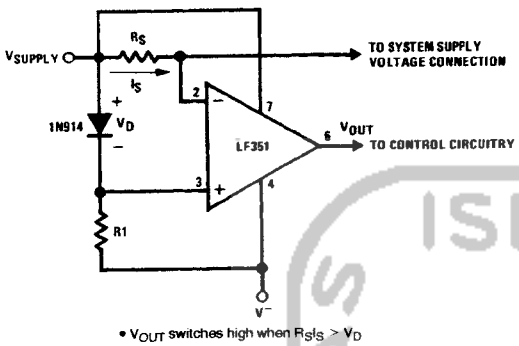
Detailed Schematic



TL/H/5648–9

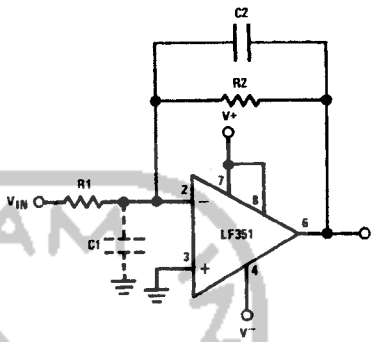
Typical Applications

Supply Current Indicator/Limiter



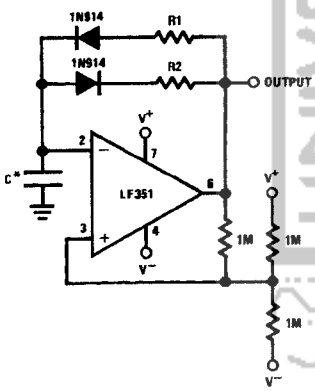
• V_{OUT} switches high when $R_S I_S > V_D$

Hi-Z_{IN} Inverting Amplifier



Parasitic input capacitance C1 ≈ (3 pF for LF351 plus any additional layout capacitance) interacts with feedback elements and creates undesirable high frequency pole. To compensate, add C2 such that: R2C2 ≈ R1C1.

Ultra-Low (or High) Duty Cycle Pulse Generator



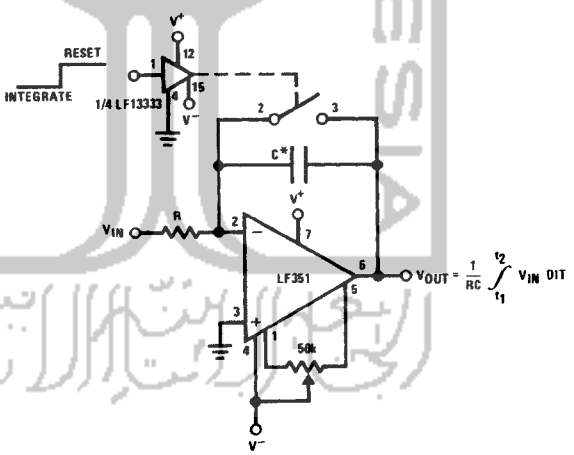
• $t_{OUTPUT\ HIGH} \approx R1C\ \ell n \frac{4.8 - 2V_S}{4.8 - V_S}$

• $t_{OUTPUT\ LOW} \approx R2C\ \ell n \frac{2V_S - 7.8}{V_S - 7.8}$

where $V_S = V^+ + |V^-|$

*low leakage capacitor

Long Time Integrator

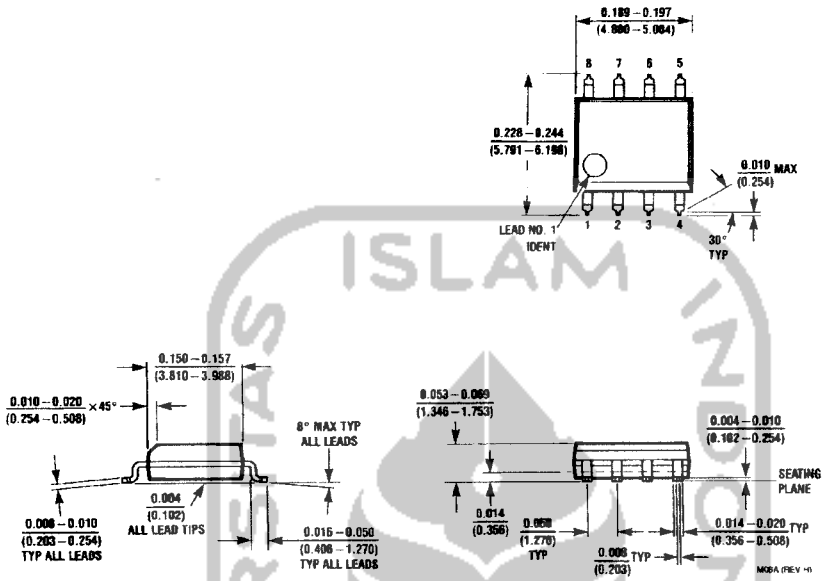


TL/H/5648–10

*Low leakage capacitor

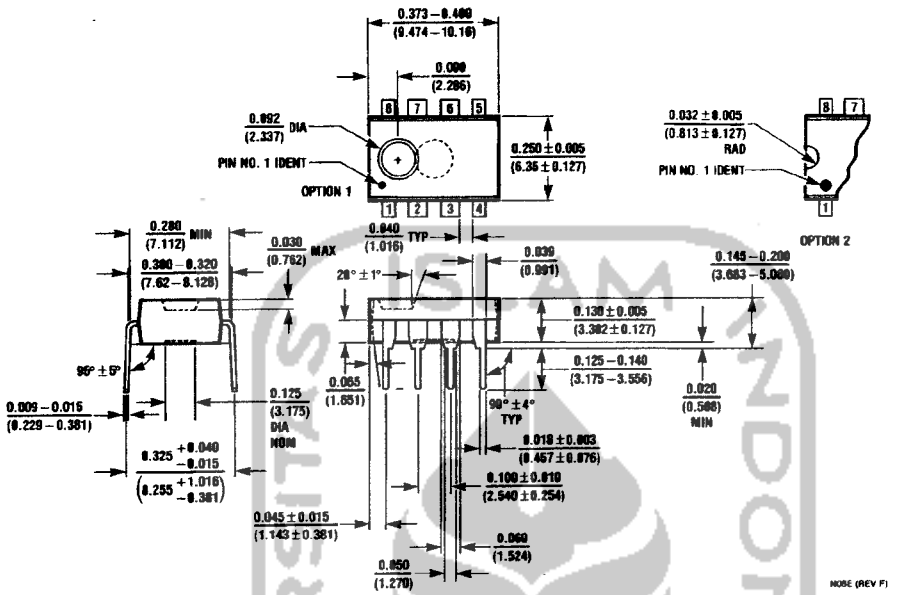
• 50k pot used for less sensitive V_{OS} adjust

Physical Dimensions inches (millimeters)



SO Package (M)
Order Number LF351M
NS Package Number M08A

Physical Dimensions inches (millimeters) (Continued)



Molded Dual-In-Line Package (N)
Order Number LF351N
NS Package Number N08E

LIFE SUPPORT POLICY

NATIONAL'S PRODUCTS ARE NOT AUTHORIZED FOR USE AS CRITICAL COMPONENTS IN LIFE SUPPORT DEVICES OR SYSTEMS WITHOUT THE EXPRESS WRITTEN APPROVAL OF THE PRESIDENT OF NATIONAL SEMICONDUCTOR CORPORATION. As used herein:

1. Life support devices or systems are devices or systems which, (a) are intended for surgical implant into the body, or (b) support or sustain life, and whose failure to perform, when properly used in accordance with instructions for use provided in the labeling, can be reasonably expected to result in a significant injury to the user.
2. A critical component is any component of a life support device or system whose failure to perform can be reasonably expected to cause the failure of the life support device or system, or to affect its safety or effectiveness.

National Semiconductor Corporation
1111 West Bardin Road
Arlington, TX 76017
Tel: 1(800) 272-9959
Fax: 1(800) 737-7018

National Semiconductor Europe
Fax: (+49) 0-180-530 85 86
Email: cnjwge@tevm2.nsc.com
Deutsch Tel: (+49) 0-180-530 85 85
English Tel: (+49) 0-180-532 78 32
Français Tel: (+49) 0-180-532 93 58
Italiano Tel: (+49) 0-180-534 16 80

National Semiconductor Hong Kong Ltd.
13th Floor, Straight Block,
Ocean Centre, 5 Canton Rd.
Tsimshatsui, Kowloon
Hong Kong
Tel: (852) 2737-1600
Fax: (852) 2736-9960

National Semiconductor Japan Ltd.
Tel: 81-043-299-2309
Fax: 81-043-299-2408

National does not assume any responsibility for use of any circuitry described, no circuit patent licenses are implied and National reserves the right at any time without notice to change said circuitry and specifications.

National Semiconductor

November 1994

LM741 Operational Amplifier

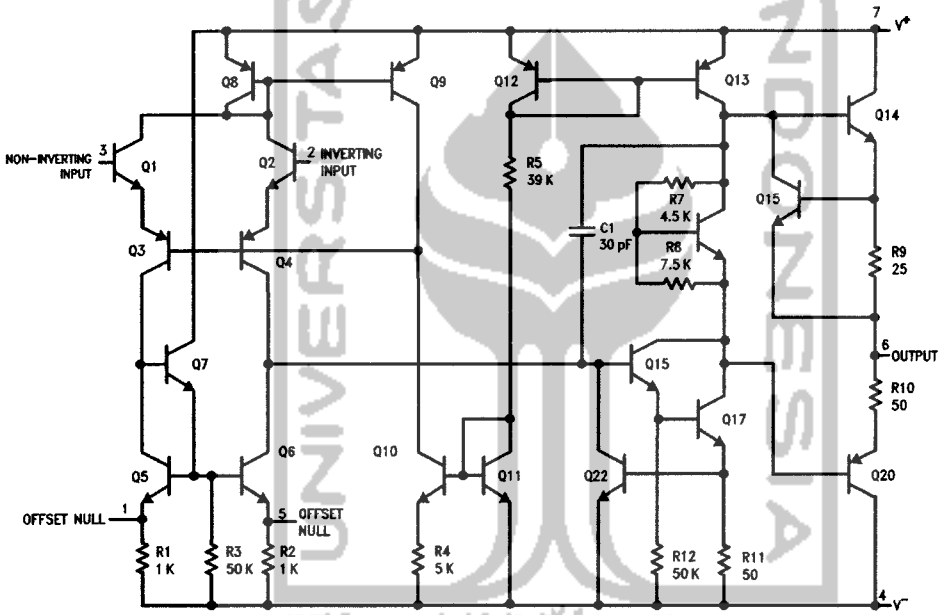
General Description

The LM741 series are general purpose operational amplifiers which feature improved performance over industry standards like the LM709. They are direct, plug-in replacements for the 709C, LM201, MC1439 and 748 in most applications.

The amplifiers offer many features which make their application nearly foolproof: overload protection on the input and output, no latch-up when the common mode range is exceeded, as well as freedom from oscillations.

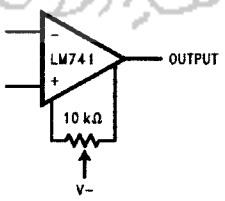
The LM741C/LM741E are identical to the LM741/LM741A except that the LM741C/LM741E have their performance guaranteed over a 0°C to +70°C temperature range, instead of −55°C to +125°C.

Schematic Diagram



TL/H/9341-1

Offset Nulling Circuit



TL/H/9341-7

©1995 National Semiconductor Corporation

RRD-B30M115/Printed in U. S. A.

Absolute Maximum Ratings

If Military/Aerospace specified devices are required, please contact the National Semiconductor Sales Office/ Distributors for availability and specifications.

(Note 5)

	LM741A	LM741E	LM741	LM741C
Supply Voltage	±22V	±22V	±22V	±18V
Power Dissipation (Note 1)	500 mW	500 mW	500 mW	500 mW
Differential Input Voltage	±30V	±30V	±30V	±30V
Input Voltage (Note 2)	±15V	±15V	±15V	±15V
Output Short Circuit Duration	Continuous	Continuous	Continuous	Continuous
Operating Temperature Range	−55°C to +125°C	0°C to +70°C	−55°C to +125°C	0°C to +70°C
Storage Temperature Range	−65°C to +150°C	−65°C to +150°C	−65°C to +150°C	−65°C to +150°C
Junction Temperature	150°C	100°C	150°C	100°C
Soldering Information				
N-Package (10 seconds)	260°C	260°C	260°C	260°C
J- or H-Package (10 seconds)	300°C	300°C	300°C	300°C
M-Package				
Vapor Phase (60 seconds)	215°C	215°C	215°C	215°C
Infrared (15 seconds)	215°C	215°C	215°C	215°C
See AN-450 "Surface Mounting Methods and Their Effect on Product Reliability" for other methods of soldering surface mount devices.				
ESD Tolerance (Note 6)	400V	400V	400V	400V

Electrical Characteristics (Note 3)

Parameter	Conditions	LM741A/LM741E			LM741			LM741C			Units
		Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	
Input Offset Voltage	$T_A = 25°C$										
	$R_S \le 10\ k\Omega$					1.0	5.0		2.0	6.0	mV
	$R_S \le 50\Omega$		0.8	3.0							mV
	$T_{AMIN} \le T_A \le T_{AMAX}$										
	$R_S \le 50\Omega$			4.0							mV
	$R_S \le 10\ k\Omega$						6.0			7.5	mV
Average Input Offset Voltage Drift				15							μV/°C
Input Offset Voltage Adjustment Range	$T_A = 25°C$, $V_S = \pm 20V$	±10				±15			±15		mV
Input Offset Current	$T_A = 25°C$		3.0	30		20	200		20	200	nA
	$T_{AMIN} \le T_A \le T_{AMAX}$			70		85	500			300	nA
Average Input Offset Current Drift				0.5							nA/°C
Input Bias Current	$T_A = 25°C$		30	80		80	500		80	500	nA
	$T_{AMIN} \le T_A \le T_{AMAX}$			0.210			1.5			0.8	μA
Input Resistance	$T_A = 25°C$, $V_S = \pm 20V$	1.0	6.0		0.3	2.0		0.3	2.0		MΩ
	$T_{AMIN} \le T_A \le T_{AMAX}$, $V_S = \pm 20V$	0.5									MΩ
Input Voltage Range	$T_A = 25°C$							±12	±13		V
	$T_{AMIN} \le T_A \le T_{AMAX}$				±12	±13					V
Large Signal Voltage Gain	$T_A = 25°C$, $R_L \ge 2\ k\Omega$										
	$V_S = \pm 20V$, $V_O = \pm 15V$	50									V/mV
	$V_S = \pm 15V$, $V_O = \pm 10V$				50	200		20	200		V/mV
	$T_{AMIN} \le T_A \le T_{AMAX}$, $R_L \ge 2\ k\Omega$,										
	$V_S = \pm 20V$, $V_O = \pm 15V$	32									V/mV
	$V_S = \pm 15V$, $V_O = \pm 10V$				25			15			V/mV
	$V_S = \pm 5V$, $V_O = \pm 2V$	10									V/mV

Electrical Characteristics (Note 3) (Continued)

Parameter	Conditions	LM741A/LM741E			LM741			LM741C			Units
		Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	
Output Voltage Swing	$V_S = \pm 20V$										
	$R_L \geq 10\ k\Omega$	± 16									V
	$R_L \geq 2\ k\Omega$	± 15									V
	$V_S = \pm 15V$										
	$R_L \geq 10\ k\Omega$				± 12	± 14		± 12	± 14		V
	$R_L \geq 2\ k\Omega$				± 10	± 13		± 10	± 13		V
Output Short Circuit Current	$T_A = 25°C$	10	25	35		25			25		mA
	$T_{AMIN} \leq T_A \leq T_{AMAX}$	10		40							mA
Common-Mode Rejection Ratio	$T_{AMIN} \leq T_A \leq T_{AMAX}$										
	$R_S \leq 10\ k\Omega$, $V_{CM} = \pm 12V$				70	90		70	90		dB
	$R_S \leq 50\Omega$, $V_{CM} = \pm 12V$	80	95								dB
Supply Voltage Rejection Ratio	$T_{AMIN} \leq T_A \leq T_{AMAX}$, $V_S = \pm 20V$ to $V_S = \pm 5V$										
	$R_S \leq 50\Omega$	86	96								dB
	$R_S \leq 10\ k\Omega$				77	96		77	96		dB
Transient Response	$T_A = 25°C$, Unity Gain										
Rise Time			0.25	0.8		0.3			0.3		μs
Overshoot			6.0	20		5			5		%
Bandwidth (Note 4)	$T_A = 25°C$	0.437	1.5								MHz
Slew Rate	$T_A = 25°C$, Unity Gain	0.3	0.7			0.5			0.5		$V/\mu s$
Supply Current	$T_A = 25°C$					1.7	2.8		1.7	2.8	mA
Power Consumption	$T_A = 25°C$										
	$V_S = \pm 20V$		80	150							mW
	$V_S = \pm 15V$					50	85		50	85	mW
LM741A	$V_S = \pm 20V$										
	$T_A = T_{AMIN}$			165							mW
	$T_A = T_{AMAX}$			135							mW
LM741E	$V_S = \pm 20V$										
	$T_A = T_{AMIN}$			150							mW
	$T_A = T_{AMAX}$			150							mW
LM741	$V_S = \pm 15V$										
	$T_A = T_{AMIN}$					60	100				mW
	$T_A = T_{AMAX}$					45	75				mW

Note 1: For operation at elevated temperatures, these devices must be derated based on thermal resistance, and T_j max. (listed under "Absolute Maximum Ratings"). $T_j = T_A + (\theta_{jA} P_D)$.

Thermal Resistance	Cerdip (J)	DIP (N)	HO8 (H)	SO-8 (M)
θ_{jA} (Junction to Ambient)	100°C/W	100°C/W	170°C/W	195°C/W
θ_{jC} (Junction to Case)	N/A	N/A	25°C/W	N/A

Note 2: For supply voltages less than $\pm 15V$, the absolute maximum input voltage is equal to the supply voltage.

Note 3: Unless otherwise specified, these specifications apply for $V_S = \pm 15V$, $-55°C \leq T_A \leq +125°C$ (LM741/LM741A). For the LM741C/LM741E, these specifications are limited to $0°C \leq T_A \leq +70°C$.

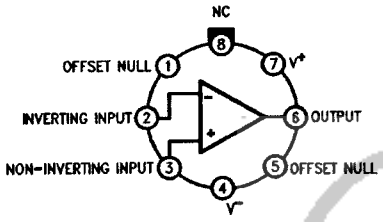
Note 4: Calculated value from: BW (MHz) = 0.35/Rise Time(μs).

Note 5: For military specifications see RETS741X for LM741 and RETS741AX for LM741A.

Note 6: Human body model, 1.5 kΩ in series with 100 pF.

Connection Diagrams

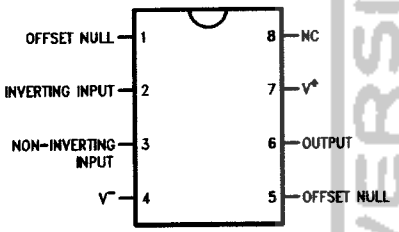
Metal Can Package



TL/H/9341–2

Order Number LM741H, LM741H/883*, LM741AH/883 or LM741CH
See NS Package Number H08C

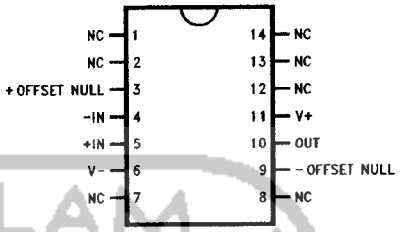
Dual-In-Line or S.O. Package



TL/H/9341–3

Order Number LM741J, LM741J/883, LM741CM, LM741CN or LM741EN
See NS Package Number J08A, M08A or N08E

Ceramic Dual-In-Line Package

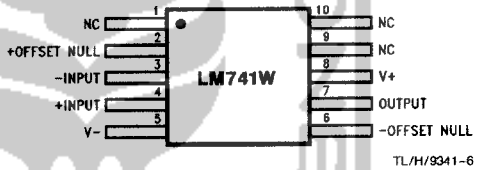


TL/H/9341–5

Order Number LM741J-14/883*, LM741AJ-14/883**
See NS Package Number J14A

*also available per JM38510/10101
**also available per JM38510/10102

Ceramic Flatpak

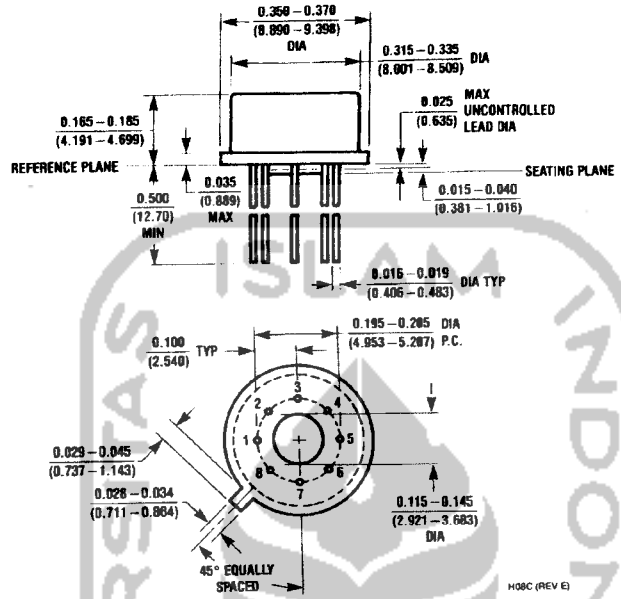


TL/H/9341–6

Order Number LM741W/883
See NS Package Number W10A

*LM741H is available per JM38510/10101

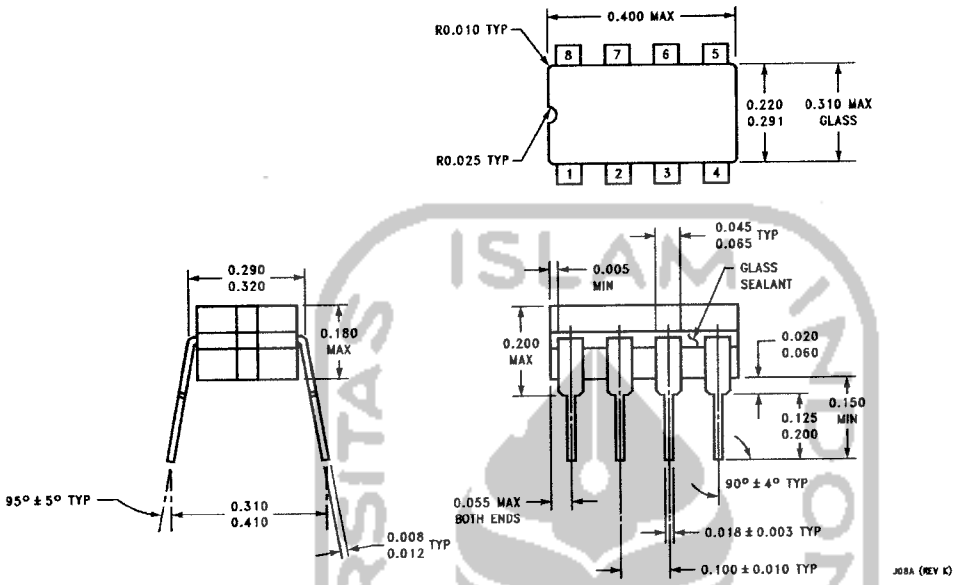
Physical Dimensions inches (millimeters)



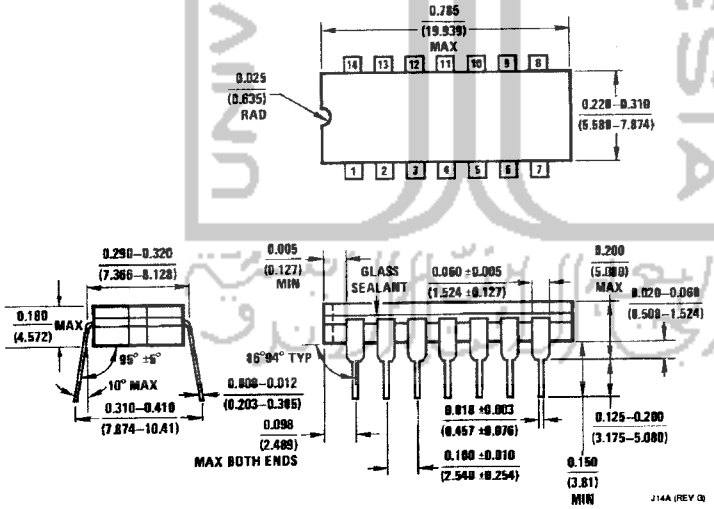
Metal Can Package (H)
Order Number LM741H, LM741H/883, LM741AH/883, LM741CH or LM741EH
NS Package Number H08C

UNIVERSITAS ISLAM INDONESIA

Physical Dimensions inches (millimeters) (Continued)

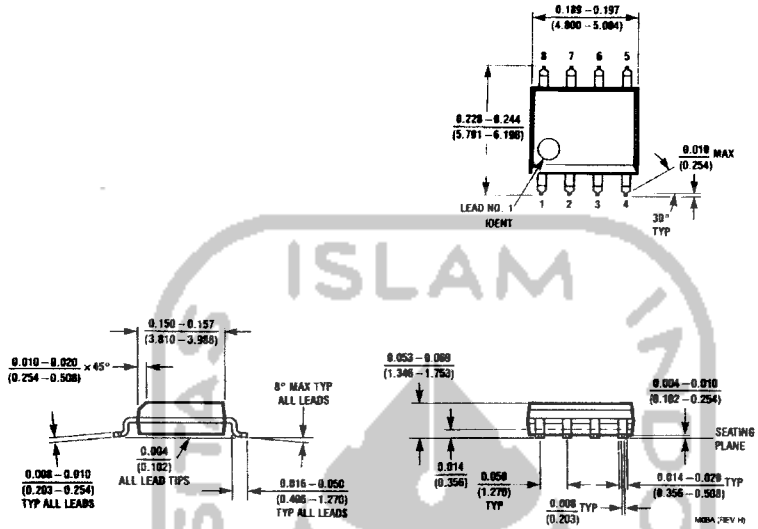


Ceramic Dual-In-Line Package (J)
Order Number LM741CJ or LM741J/883
NS Package Number J08A

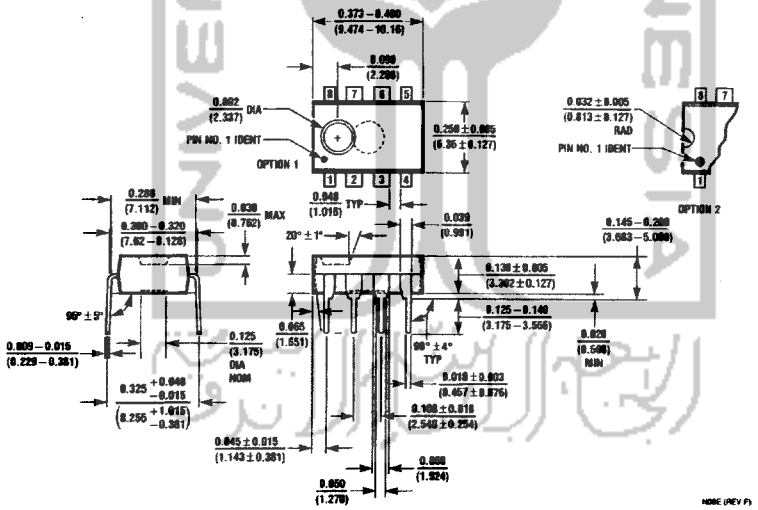


Ceramic Dual-In-Line Package (J)
Order Number LM741J-14/883 or LM741AJ-14/883
NS Package Number J14A

Physical Dimensions inches (millimeters) (Continued)

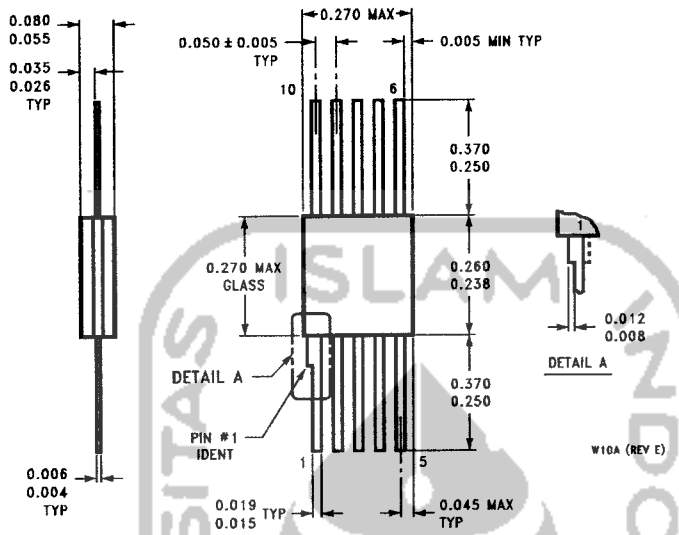


Small Outline Package (M)
Order Number LM741CM
NS Package Number M08A



Dual-In-Line Package (N)
Order Number LM741CN or LM741EN
NS Package Number N08E

Physical Dimensions inches (millimeters) (Continued)



10-Lead Ceramic Flatpak (W)
Order Number LM741W/883
NS Package Number W10A

LIFE SUPPORT POLICY

NATIONAL'S PRODUCTS ARE NOT AUTHORIZED FOR USE AS CRITICAL COMPONENTS IN LIFE SUPPORT DEVICES OR SYSTEMS WITHOUT THE EXPRESS WRITTEN APPROVAL OF THE PRESIDENT OF NATIONAL SEMICONDUCTOR CORPORATION. As used herein:

1. Life support devices or systems are devices or systems which, (a) are intended for surgical implant into the body, or (b) support or sustain life, and whose failure to perform, when properly used in accordance with instructions for use provided in the labeling, can be reasonably expected to result in a significant injury to the user.
2. A critical component is any component of a life support device or system whose failure to perform can be reasonably expected to cause the failure of the life support device or system, or to affect its safety or effectiveness.

National Semiconductor Corporation
1111 West Bardin Road
Arlington, TX 76017
Tel: 1(800) 272-9959
Fax: 1(800) 737-7018

National Semiconductor Europe
Fax: (+49) 0-180-530 85 86
Email: cnjwge@tevm2.nsc.com
Deutsch Tel: (+49) 0-180-530 85 85
English Tel: (+49) 0-180-532 78 32
Français Tel: (+49) 0-180-532 93 58
Italiano Tel: (+49) 0-180-534 16 80

National Semiconductor Hong Kong Ltd.
13th Floor, Straight Block,
Ocean Centre, 5 Canton Rd.
Tsimshatsui, Kowloon
Hong Kong
Tel: (852) 2737-1600
Fax: (852) 2736-9960

National Semiconductor Japan Ltd.
Tel: 81-043-299-2309
Fax: 81-043-299-2408

National does not assume any responsibility for use of any circuitry described, no circuit patent licenses are implied and National reserves the right at any time without notice to change said circuitry and specifications.