

**SKRIPSI** ✓

**PENDETEKSIAN DAN PEREKAMAN BIOLISTRIK OTAK  
(ELEKTROENCEPHALOGRAPH) BERBASIS PERSONAL  
COMPUTER**



**Disusun Oleh:**

**DARMAWAN SETYO BUDI  
NIM 02.17.001**

**JURUSAN TEKNIK ELEKTRO S1  
KONSENTRASI TEKNIK ELEKTRONIKA  
FAKULTAS TEKNOLOGI INDUSTRI  
INSTITUT TEKNOLOGI NASIONAL MALANG  
APRIL 2008**

10/11/52

ALL INFORMATION CONTAINED HEREIN IS UNCLASSIFIED  
DATE 08/08/2001 BY 60322 UCBAW/STP

10/11/52

ALL INFORMATION CONTAINED  
HEREIN IS UNCLASSIFIED  
DATE 08/08/2001 BY 60322 UCBAW/STP

ALL INFORMATION CONTAINED  
HEREIN IS UNCLASSIFIED  
DATE 08/08/2001 BY 60322 UCBAW/STP



**LEMBAR PERSETUJUAN**

**PENDETEKSIAN DAN PEREKAMAN BIOLISTRIK OTAK  
(ELEKTROENCEPHALOGRAPH) BERBASIS PERSONAL  
COMPUTER**

**SKRIPSI**

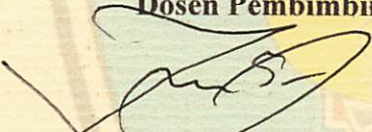
*Disusun dan Diajukan Untuk Melengkapi dan Memenuhi Syarat Memperoleh  
Gelar Sarjana Teknik*

**Disusun oleh :**


**DARMAWAN SETYO BUDI**

**02.17.001**

**Diperiksa Dan Disetujui  
Dosen Pembimbing I**

  
**I Komang Somawirata, ST.MT.**  
**NIP. P 1030100361**

**Diperiksa Dan Disetujui  
Dosen Pembimbing II**

  
**Sotyonadi, ST.MSc.**

**Mengetahui**

**Ketua Jurusan Teknik Elektro S-1**



  
**Ir. E. Yudi Limpraptono, MT.**  
**NIP. 1039500274**

**INSTITUT TEKNOLOGI NASIONAL MALANG  
FAKULTAS TEKNOLOGI INDUSTRI  
JURUSAN TEKNIK ELEKTRO  
KONSENTRASI TEKNIK ELEKTRONIKA S-1  
2008**



**BERITA ACARA UJIAN SKRIPSI  
FAKULTAS TEKNOLOGI INDUSTRI**

NAMA : Darmawan Setyo Budi  
NIM : 02 17 001  
Jurusan : Teknik Elektro S-1  
Konsentrasi : Teknik Elektronika  
Masa Bimbingan : 23 Juli 2007 s/d 23 Juli 2008  
Judul Skripsi : Pendeteksian Dan Perekaman Biolistrik Otak  
(Elektroencephalograph) berbasis Personal *Computer*

Dipertahankan di hadapan Tim Penguji Skripsi Jenjang Strata Satu (S-1)  
pada :

Hari : Selasa  
Tanggal : 18 Maret 2008  
Nilai : 80,7 *Sy*

**Panitia Majelis Penguji,**



( Ir. Mochtar Asroni, MSME )  
NIP.Y. 1018100036

Sekretaris

( Ir. F. Yudi Limpraptono, MT. )  
NIP.Y. 1039500274

**Anggota Penguji**

Penguji Pertama

( Joseph Dedy Irawan, ST.MT. )  
NIP.132.315.178

Penguji Kedua

( Ir. Widodo Puji Mulyanto, MT. )  
NIP.Y. 102.870.0171



## ABTRAKSI

# PENDETEKSIAN DAN PEREKAMAN BIOLISTRIK OTAK (ELEKTROENCHEPHALOGRAPH) BERBASIS PERSONAL COMPUTER

Darmawan Setyo Budi  
02.17.001

Jurusan Teknik Elektro S 1, Konsentrasi Teknik Elektronika,  
Institut Teknologi Nasional Malang  
Jln. Raya Karanglo Km 2 Malang

Dosen Pembimbing : I. I Komang Somawirata, ST.MT.  
II. Sotyohadi, ST.Msc.

**Kata kunci :** Elektroda, *multiplexer*, *Operasional Amplifer*, ADC, PC

Perkembangan zaman serta ilmu pengetahuan medis menuntut peralatan yang dapat menunjang efektifitas penelitian, pemeriksaan serta terapi medis. *Elektroencephalograph* merupakan salah satu peralatan medis yang canggih dan peralatan ini hanya terdapat di rumah sakit besar saja. Dalam skripsi ini bertujuan untuk merancang dan membuat Sistem Pendeteksi dan Perekaman sinyal Biolistrik Otak (*Electroencephalograph*) yang dapat mendeteksi keadaan otak dan kelainan yang terjadi, merekam serta menampilkan gelombang otak pasien yang sedang diukur. Selanjutnya hasil rekaman dapat ditampilkan kembali dalam bentuk grafik tegangan sebagai fungsi waktu sehingga akan nampak perubahan amplitudo dan kerapatan sinyalnya untuk dianalisis oleh tim medis.

Cara kerja alat ini pasien dipasang elektroda untuk menangkap sinyal biolistrik otak Karena sinyal yang diperoleh sangat kecil dan sering terdapat noise maka pada rangkaian dipasang rangkaian Op Amp yang berfungsi sebagai penguat dan filter. Karena sinyalnya berbentuk analog sinyal tersebut diubah menjadi digital dengan menggunakan ADC untuk dijadikan *input* pada komputer.

Perancangan alat ini masih terdapat *error* pada hasil yang didapat pada Rangkaian OpAmp berkisar antara 22% dikarenakan komponen yang dibutuhkan banyak yang tidak ada dipasaran. Untuk menampilkan hasil akhir sudah dapat ditampilkan akan tetapi untuk mengambil sinyal dari kepala masih belum dapat terpenuhi. Tetapi Dari sisi fungsi yaitu menampilkan bentuk sinyal alat sesuai dengan yang diharapkan.

## KATA PENGANTAR

Puji syukur kehadirat Tuhan Yang Maha Esa yang telah memberikan rahmat dan hidayah-Nya, sehingga penyusun dapat menyelesaikan skripsi ini dengan judul **“Pendeteksian Dan Perekaman Biolistrik Otak (*Elektroencephalograph*) Berbasis Personal Computer”**. Skripsi ini merupakan persyaratan kelulusan *Study* di Jurusan Teknik Elektro S-1 Konsentrasi Teknik Elektronika Institut Teknologi Nasional Malang dan untuk mencapai gelar Sarjana Teknik.

Keberhasilan penyelesaian laporan skripsi ini tidak lepas dari dukungan dan bantuan berbagai pihak. Untuk itu penyusun menyampaikan terima kasih kepada :

1. Kedua orang tua Penyusun yang telah memberikan do'a restu dorongan, semangat dan biaya yang tak ternilai harganya.
2. Bapak Prof. Dr. Ir. Abraham Lomi, MSEE selaku Rektor Institut Teknologi Nasional Malang.
3. Bapak Ir.Mochtar Asroni, MSME selaku dekan Fakultas Teknologi Industri Institut Teknologi Nasional Malang.
4. Bapak Ir. F. Yudi Limpraptono,MT selaku Kajur Teknik Elektro S1.
5. Bapak I Komang Somawirata, ST. MT selaku Dosen Pembimbing I.
6. Bapak Sotyohadi, ST. Msc selaku dosen pembimbing II
7. Rekan-rekan Instruktur di Laboratorium Elektronika Analog.



8. Teman-teman ELKA di ITN semuanya yang tak henti-hentinya memberikan semangat dan motivasi dalam penyelesaian penyusunan skripsi ini.
9. Semua yang telah membantu dalam penyelesaian penyusunan skripsi ini.

Penyusun telah berusaha semaksimal mungkin dan menyadari sepenuhnya akan keterbatasan pengetahuan dalam menyelesaikan laporan. Untuk itu saran dan kritik yang membangun dari pembaca sangat dibutuhkan dalam laporan ini.

Harapan penyusun semoga laporan skripsi ini dapat memberikan manfaat bagi ITN, perkembangan ilmu pengetahuan, pembaca dan masyarakat luas.

Malang, April 2008

Penyusun

## DAFTAR ISI

	<b>Halaman</b>
<b>LEMBAR PERSETUJUAN .....</b>	<b>ii</b>
<b>ABTRAKSI .....</b>	<b>iii</b>
<b>KATA PENGANTAR .....</b>	<b>iv</b>
<b>DAFTAR ISI .....</b>	<b>vi</b>
<b>DAFTAR GAMBAR .....</b>	<b>ix</b>
<b>DAFTAR TABEL .....</b>	<b>xi</b>
<b>DAFTAR GRAFIK .....</b>	<b>xii</b>
<b>BAB I    PENDAHULUAN</b>	
1.1 Latar Belakang .....	1
1.2 Rumusan Masalah .....	3
1.3 Batasan Masalah .....	4
1.4 Tujuan .....	4
1.6 Metodologi Penelitian .....	4
1.7 Sistematika Penulisan .....	5
<b>BAB II   DASAR TEORI</b>	
2.1 Tinjauan Umum.....	6
2.2 Gelombang Otak.....	10
2.3 Asal Usul Berbagai-macam Gelombang .....	11
2.4 Dasar Dasar Elektroencephalograph .....	13
2.5 Elektroencephalograph (EEG) .....	15
2.5.1 Penguat Operasional.....	15
2.5.2 Penguat Differensial.....	17
2.5.3 penguat Penyangga.....	19
2.5.4 penguat instrumentasi.....	21
2.5.5 Filter .....	23
2.5.5.1 Butterworth Filter .....	24
2.5.5.2 Band Pass Filter.....	27



2.5.6 Elektronik Switch.....	30
2.5.7 Analog To Digital Converter (ADC).....	30
2.5.7.1 ADC 0808.....	33
2.5.7.2 Konfigurasi IC ADC 0808 .....	33
2.6 Komunikasi Data.....	35
2.6.1 Komunikasi Serial Dan Paralel .....	35
2.6.2 Komunikasi DB-25.....	36
2.7 Borland Delphi .....	38
2.7.1 Struktur Data Delphi .....	39
2.7.2 Database Pada Delphi.....	40
<b>BAB III PERANCANGAN DAN PEMBUATAN ALAT</b>	
3.1 Pendahuluan .....	42
3.2 Perancangan Dan Perealisasian Alat.....	45
3.3 Perancangan Perangkat Keras .....	45
3.3.1 Perencanaan Elektronik Switch/Multiplexer .....	45
3.3.2 Perencanaan Penguat Instrumentasi .....	45
3.3.3 Perencanaan Penguat Non Inverting .....	47
3.3.4 Perencanaan Rangkaian Low Pass Filter.....	48
3.3.5 Perencanaan Rangkaian Band Pass Filter .....	50
3.3.6 Perencanaan Rangkaian Pengubah Sinyal Analog Ke Digital .....	53
3.4 Perancangan Perangkat Lunak (software).....	57
<b>BAB IV PENGUJIAN ALAT</b>	
4.1 Umum .....	60
4.2 Pengujian Sub Sistem .....	61
4.2.1 Pengujian Rangkaian Instrumentasi .....	61
4.2.2 Pengujian Low Pass Filter .....	63
4.2.3 pengujian Rangkaian Non Inverting.....	66
4.2.4 pengujian Band Pass Filter .....	67
4.2.5 Pengujian Rangkaian ADC .....	50
4.2.6 Pengujian Rangkaian Multiplexer .....	53

4.3 Hasil Pengujian Keseluruhan .....	53
---------------------------------------	----

**BAB V PENUTUP**

5.1 Kesimpulan .....	76
----------------------	----

5.2 Saran .....	77
-----------------	----

**LAMPIRAN – LAMPIRAN**



## DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Bentuk Sinyal Biolistrik Otak .....	8
Gambar 2.2 Penampang samping elektroda Ag-AgCl .....	13
Gambar 2.3 Penempatan Elektroda pada kulit tempurung kepala manusia .....	14
Gambar 2.4 Penguat Operasional .....	16
Gambar 2.5 Penguat Differensial Dasar .....	17
Gambar 2.6 Penguat Penyangga .....	20
Gambar 2.7 Penguat Instrumentasi .....	21
Gambar 2.8 IC AD521 .....	23
Gambar 2.9 Tanggapan frekuensi untuk keempat golongan filter .....	24
Gambar 2.10 Filter Butterworth low pass orde dua .....	25
Gambar 2.11 Tanggapan frekuensi dari sebuah filter band pass .....	29
Gambar 2.12 Filter band pass .....	29
Gambar 2.13 ADC 0808 .....	34
Gambar 2.14 Konfigurasi Port Serial DB-25 .....	36
Gambar 2.15 kelompok komponen dalam <i>database</i> .....	40
Gambar 3.1 blok diagram <i>Electroencephalograph</i> (EEG) .....	42
Gambar 3.2 Rangkaian penguat instrumentasi dengan menggunakan AD521 .....	46
Gambar 3.3 Rangkaian <i>OpAmp Non Inverting</i> .....	48
Gambar 3.4 Rangkaian <i>Butterworth Low Pass Filter</i> .....	49
Gambar 3.5 Rangkaian <i>Band Pass Filter</i> .....	53
Gambar 3.6 Rangkaian <i>Clock</i> LM555 .....	55
Gambar 3.7 Rangkaian ADC0808 .....	56
Gambar 3.8 Diagram Alir Kontrol Alat .....	58
Gambar 3.9 Diagram Alir Setting Gelombang .....	59
Gambar 4.1 Sistem Elektro Encephalograph (EEG) .....	60
Gambar 4.2 Pengujian Sub Sistem instrumentasi AD521 .....	61
Gambar 4.3 Hasil Pengujian Pada Penguatan Instrumentasi .....	61
Gambar 4.4 Pengujian Rangkaian <i>Low Pass Filter</i> .....	63

Gambar 4.5 hasil pengujian pada rangkaian <i>Low Pass Filter</i> .....	63
Gambar 4.6 Pengujian Sub Sistem rangkaian <i>Non Inverting</i> .....	66
Gambar 4.7 Hasil Pengujian Pada Penguatan Non Inverting.....	66
Gambar 4.8 Pengujian Sub sitem <i>Band Pass Filter</i> .....	67
Gambar 4.9 Hasil Pengujian rangkaian <i>Band Pass Filter</i> Gelombang $\alpha$ .....	68
Gambar 4.10 Hasil pengujian rangkaian <i>Band Pass Filter</i> Gelombang $\beta$ .....	68
Gambar 4.11 Pengujian Sub Sistem ADC .....	71
Gambar 4.12 Pengujian rangkaian Multiplekser.....	73
Gambar 4. 13 hasil pengujian tampilan grafik pengamatan pada PC.....	75
Gambar 4. 14 hasil pengujian tampilan tabel pengamatan pada PC .....	75



## DAFTAR TABEL

Tabel 2-1 Pemilihan kanal analog .....	34
Tabel 2.2 Definisi Pin-Pin Konektor DB-25 .....	37
Tabel 4.1 pengujian rangkaian penguat instrumentasi AD521 .....	62
Tabel 4.2 Tanggapan frekuensi <i>Low Pass Filter</i> .....	64
Tabel 4.3 pengujian rangkaian Non Inverting .....	66
Tabel 4.4 Tanggapan Frekuensi Band Pass Filter untuk gelombang $\alpha$ (8 – 13 Hz) .....	68
Tabel 4.5 Tanggapan Frekuensi Band Pass Filter untuk gelombang $\beta$ (14 – 25 Hz) .....	69
Tabel 4.6 Hasil pengujian ADC .....	72
Tabel 4.7 Pengujian Multiplekser.....	74

## DAFTAR GRAFIK

Grafik 4.1 respon gain terhadap masukan $V_{in}$ pada penguatan instrumentasi AD521 .....	62
Grafik 4.2 Tanggapan Frekuensi <i>Low Pass Filter</i> .....	65
Grafik 4.3 respon gain terhadap masukan $V_{in}$ pada penguatan Non Inverting.....	67
Grafik 4.4 Tanggapan Frekuensi Band Pass Filter untuk gelombang $\alpha$ .....	69
Grafik4.5 Tanggapan Frekuensi Band Pass Filter untuk gelombang $\beta$ .....	70

# BAB I

## PENDAHULUAN

### 1.1 Latar Belakang

Peralatan elektronika pada zaman sekarang ini tidak dapat dilepaskan dari peradaban manusia. Hampir seluruh peralatan yang menunjang kehidupan manusia merupakan barang elektronika. Dalam bidang kedokteran misalnya. Semakin maju ilmu pengetahuan kedokteran, maka semakin banyak penemuan-penemuan ini tentunya sangat ditunjang oleh peralatan peralatan medis yang pada umumnya merupakan peralatan elektronika. Peralatan pada bidang kedokteran yang berhubungan dengan saraf otak misalnya yang menuntut suatu efektifitas penelitian, pemeriksaan serta terapi medis. KONSEKUENSI ini semua adalah peralatan medis yang semakin canggih serta efisien.

Salah satu alat yang digunakan untuk menunjang penelitian, pemeriksaan serta terapi medis adalah *Electroencephalograph*, yaitu alat yang digunakan oleh dokter-dokter ahli dalam bidang Neurologi. *Electroencephalograph (EEG)* adalah alat untuk merekam aktivitas elektrik otak melalui tengkorak yang utuh, sehingga tanpa melukai pasien, dokter dapat mengetahui kelainan yang terjadi pada otak. EEG dapat mengungkapkan kelainan pada otak seperti disfungsi otak pada penderita *epilepsy, tumor serebri, infark, hemoragi, kontusio, serebri, ensefalitis* dan berbagai psikiatrik. Tindakan pemeriksaan ini sangat aman dan sama sekali tidak membuat pasien merasa kesakitan.

Tubuh Manusia dapat dianggap sebagai sumber listrik, sebab aktivitas listrik merupakan salah satu karakteristik dari semua sel hidup, termasuk juga sel-sel syaraf. EEG bekerja dengan menangkap frekuensi sinyal-sinyal listrik yang dibangkitkan oleh otak (biolistrik otak) akibat adanya aktivitas mental subjek. Sebagai Contoh, gelombang tidur dihasilkan pada saat seorang subyek sedang santai dengan mata tertutup. Gelombang biolistrik yang dihasilkan sekitar 10 Hz – 15 Hz. (gelombang Alfa 8 Hz – 13 Hz). Gelombang alfa ini menunjukkan level perhatian yang rendah, dan pada saat gelombang ini dibangkitkan, biasanya subyek merasa santai.(Guyton, 1994:405). Dengan memberikan beberapa rangsangan, maka kondisi mental seorang subyek dapat berubah-ubah sebagai respon dari rangsangan yang diterimanya.

Terapi terhadap gangguan fungsi otak ini sampai saat ini hanya bisa dilakukan di rumah sakit yang berada ditingkat kabupaten saja. Ini karena alat EEG yang ada sampai saat ini masih kurang portable dan harganya masih belum terjangkau oleh tempat-tempat pelayanan masyarakat di tingkat kecamatan kebawah, seperti puskesmas atau klinik masyarakat desa. Untuk masalah inilah diperlukan sebuah EEG yang bersifat mudah digunakan, dan yang paling penting adalah biaya yang dibutuhkan untuk memiliki.

Dan judul ini adalah pengembangan dari judul yang sudah ada pada universitas brawijaya yang diberi nama dengan judul “PENDETEKSIAN DAN PEREKAMAN BIOLISTRIK OTAK (*ELEKTROENCEPHALOGRAH*) BERBASIS MIKROKONTROLLER AT89C51 “ dan disusun oleh Harry Ghautama dan ada perubahan pada penggunaan aplikasi serta jumlah sensor yang

digunakan. Pada judul yang sudah ada aplikasi yang digunakan menggunakan mikrokontroller AT89C51 dan ditampilkan pada LCD sedangkan pada alat yang saya buat tidak menggunakan mikrokontroller melainkan langsung diarahkan pada penggunaan PC.

## **1.2 Rumusan Masalah**

Pada Perencanaan dan pembuatan sistem ini terdapat beberapa permasalahan dalam pendeteksian sinyal biolistrik otak, yang dapat dirumuskan sebagai berikut:

1. Bagaimana metode pengambilan sinyal biolistrik otak
2. Bagaimana merancang sistem instrumentasinya sehingga sinyal biolistrik otak yang ditangkap bisa diproses.
3. Bagaimana membuat sistem yang dapat mengubah sinyal analog menjadi sinyal digital sehingga nantinya dapat diolah dalam bentuk data digital sesuai dengan yang dibutuhkan oleh *personal computer* (PC) sebagai pemroses informasi sehingga bentuk sinyal nantinya bisa ditampilkan.



### **1.3 Batasan Masalah**

Agar diperoleh hasil pembahasan yang sesuai dengan tujuan yang diharapkan, maka perlu diberikan pembatasan masalah, sebagai berikut:

1. alat ini menggunakan 9 elektroda jenis Ag-AgCl
2. Bersifat portabel
3. tidak membahas jenis penyakit pada otak
4. software pada PC menggunakan program DELPHI

### **1.4 Tujuan**

Penelitian ini bertujuan untuk merancang dan membuat Sistem Pendeteksi dan Perekaman sinyal Biolistrik Otak (*Electroencephalograph*) yang dapat mendeteksi keadaan otak yang terjadi, merekam serta menampilkan gelombang otak pasien yang sedang diukur.

### **1.5 Metodologi**

Skripsi ini bersifat aplikatif, yaitu perencanaan dan pembuatan alat agar dapat menampilkan unjuk kerja sesuai yang direncanakan. Data komponen yang digunakan dalam desain alat ini adalah data sekunder yang diambil dari buku data komponen elektronika. Pemilihan komponen berdasarkan perencanaan dan disesuaikan dengan komponen yang ada di pasaran. Sedangkan data primer merupakan data spesifikasi alat hasil pengujian.

Langkah-langkah yang perlu dilakukan untuk merealisasikan alat yang dibuat adalah :

- Studi tentang karakteristik sinyal biolistrik otak.
- Studi tentang instrumentasi *electroencephalograph*.
- Studi tentang bahasa pemrograman Delphi untuk *personal computer* (PC).
- Perancangan perangkat keras.
- Perancangan perangkat lunak.
- Pembuatan alat.
- Pengujian alat.
- Penyusunan kesimpulan.

## **BAB II**

### **BIOLISTRIK OTAK DAN DASAR-DASAR ELECTEROENCEPHALOGRAPHY**

#### **2.1 Tinjauan Umum**

Pada pengukuran dari besaran suatu sumber, dibutuhkan suatu pengetahuan dari sumber itu dan sifat-sifat besaran yang dibangkitkan agar didapat suatu hasil yang baik. Tubuh manusia dapat dianggap sebagai suatu sumber listrik., sebab aktivitas listrik merupakan karakteristik dari semua sel hidup, termasuk sel2 saraf. Listrik yang dihasilkan itu mempunyai sifat-sifat khusus sesuai dengan organ yang membangkitkannya.

Sejarah EEG manusia dimulai pada tahun 1924 ketika Hans Berger berhasil merekam aktivitas listrik otak manusia, dan penemuannya itu baru dipublikasikannya pada tahun 1929. Tetapi sebenarnya adanya aktivitas listrik pada otak makhluk hidup sudah jauh sebelumnya diketahui orang, yaitu ketika *Caton* mendeteksi adanya aktivitas listrik pada otak kelinci dan monyet. Selanjutnya *Adrian dan Mathews* di tahun 1934 berhasil mengulangi merekam aktivitas listrik otak manusia dan kemudian berger mendapat pengakuan atas penemuannya.

Bermula dengan alat yang sederhana dari Berger, berupa galvanometer yang dihubungkan secara langsung dengan elektrode2 kulit kepala tanpa amplifikasi (hal ini menimbulkan keberatan para ahli yang menganggap sinyal yang terekam sebagai artefaktual). EEG kini berkembang menjadi salah satu alat

pemeriksaan dan diagnostik yang penting dalam ilmu kedokteran umumnya dan neurology khususnya, yang mempergunakan teknik2 elektronika modern.

Prosedur pencatatan aktivitas listrik otak dengan pencatatan yang peka disebut *electroencephalography*, sedangkan grafik yang dihasilkannya disebut *electroencephalogram*.

Dalam dunia kedokteran telah didapatkan manfaat yang cukup banyak dari ditemukannya sinyal biolistrik itu. Terutama dalam mendiagnosa gangguan pada organ yang dideteksi biolistriknnya. Pada diagnosa gangguan otak, sinyal biolistrik yang terdeteksi dapat menunjukkan tanda2 adanya penyakit atau fungsi abnormal dari otak. Dan dalam perkembangan selanjutnya para peneliti telah menemukan adanya gejala psikofisiologis(gejala fisiologis yang dipengaruhi oleh keadaan psikologis). Atau dapat dikatakan bahwa keadaan psikologis atau mental mempengaruhi bentuk sinyal biolistrik otak. Sebagai contoh yaitu pada pemberian stimulus visual, auditorik, dan olfaktorik akan merendahkan amplitudo tegangan dan menimbulkan ketidakteraturan irama alfa. Perubahan sinyal biolistrik otak yang tidak semestinya pada kondisi psikologis tertentu dapat diindikasikan sebagai gejala kelainan otak.

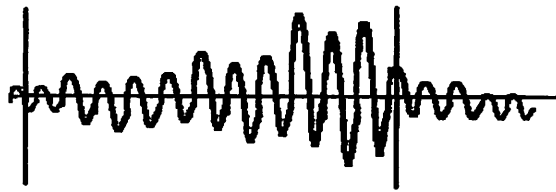
## **2.2 Gelombang Otak**

Perekaman listrik dari permukaan otak atau dari permukaan luar kepala dapat menunjukkan adanya aktivitas listrik yang terus menerus timbul di dalam otak. Intensitas dan pola aktivitas listrik sangat ditentukan oleh besarnya derajat eksitasi otak sebagai akibat fungsi system reticular. Biolistrik otak adalah sinyal

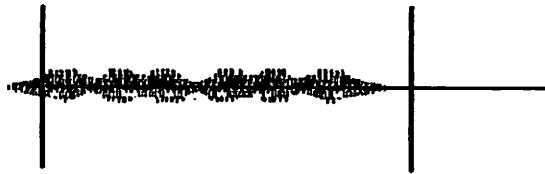
listrik yang disebabkan oleh aktivitas listrik neuron2 (sel saraf) korteks otak.  
(Guyton, 1994:406).

Berikut adalah jenis2 sinyal biolistrik otak berdasarkan frekuensi :

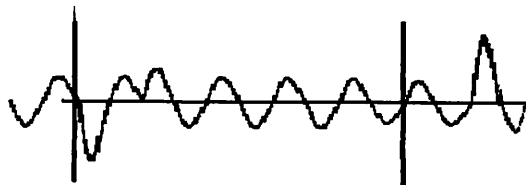
1. Gelombang Alfa, 8 – 13Hz



2. Gelombang Beta, > 13 Hz



3. Gelombang Teta, 4 – 7 Hz



4. Gelombang Delta, < 4 Hz



Gambar 2.1 Bentuk sinyal biolistrik otak

sumber: Neurologi Klinis dasar edisi 6, 1994:432



Intensitas gelombang otak pada kulit kepala berkisar 0 sampai 300  $\mu\text{V}$ , dan frekuensinya berkisar antara sekali sampai 50 kali putaran per detik atau lebih (Guyton, 1994:405). Sifat gelombang ini sangat tergantung pada besarnya aktivitas di korteks serebri, dan gelombang otak jelas mengalami perubahan pada keadaan siaga, tidur dan koma.

Sebagian besar waktu, gelombang otak ireguler, dan tidak mempunyai pola umum yang dapat terlihat dengan jelas dalam gambaran EEG. Namun pada saat tertentu, dapat timbul perbedaan yang jelas. Beberapa keadaan ini merupakan sifat spesifik pada kelainan otak., misalnya epilepsy. Keadaan lainnya dapat juga terjadi pada orang normal dan dapat diklasifikasikan seperti telah dijelaskan diatas.

Gelombang alfa merupakan gelombang berirama yang timbul pada frekuensi antara 8 dan 13 Hz yang dijumpai pada rekaman EEG sebagian besar orang dewasa normal pada waktu dia bangun dalam keadaan tenang, dalam keadaan istirahat pikiran. Gelombang ini lebih sering terjadi pada regio parietal dan regio frontal kulit kepala. Besar voltasenya yang umum sekitar 50  $\mu\text{V}$ . Selama tidur, seluruh gelombang alfa menghilang, dan bila perhatian orang yang sudah bangun ditunjukkan pada beberapa aktivitas mental yang spesifik, maka gelombang alfa akan digantikan oleh gelombang beta yang asinkron, frekuensinya lebih tinggi namun voltasenya lebih rendah. Pada saat orang membuka mata pada cahaya yang terang dan kemudian menutup matanya lagi maka sensasi visual tersebut akan menghentikan gelombang alfa dan keadaan ini akan digantikan oleh gelombang beta asinkron bervoltase rendah.

Gelombang beta merupakan gelombang dengan frekuensi lebih tinggi dari 14 putaran per detik dan dapat setinggi 25 putaran dan jarang sampai 50 putaran per detik. Gelombang ini lebih sering terekam dari regio pariental dan regio frontal kulit kepala. Sebagian besar gelombang beta timbul selama adanya aktivitas system saraf pusat atau selama ketegangan. Gelombang alfa dan beta merupakan gelombang yang paling sering muncul dan mudah untuk diamati (Guyton, 1994:407).

Gelombang theta mempunyai frekuensi antara 4 dan 7 putaran perdetiknya. Gelombang ini terutama timbul di regio pariental dan regio temporal kepala anak2, namun dapat juga terjadi selama stress emosi pada orang dewasa, terutama sekali selama mengalami kekecewaan dan frustrasi. Gelombang ini seringkali dapat terlihat pada gambaran EEG penderita frustrasi yang disuruh untuk menikmati beberapa pengalaman yang menyenangkan, dan dengan mendadak bagian menyenangkannya dibuang/dipindahkan. Keadaan demikian akan menimbulkan gelombang beta untuk selama kira-kira 20 detik. Gelombang ini dapat juga timbul pada kebanyakan kelainan otak.

Gelombang delta meliputi semua gelombang dalam rekaman EEG yang mempunyai frekuensi kurang dari 3,5 putaran per detiknya. Dan kadangkala dapat serendah 1 putaran setiap 2 atau 3 detiknya. Gelombang ini terjadi pada saat tidur nyenyak, pada bayi, dan pada penyakit organik otak yang parah. Dan gelombang ini juga dapat terjadi pada korteks binatang yang telah mengalami transeksi subkortikal guna memisahkan korteks serebri dan thalamus. Oleh karena itu,

gelombang delta jelas timbul pada korteks dan tidak tergantung pada aktivitas di regio bawah otak.

EEG abnormal ditentukan oleh jenis pola gelombang dan distribusinya. Bentuk gelombang ditentukan oleh konfigurasi dari frekuensinya. Bentuk gelombang patologik ialah gelombang delta, gelombang teta, gelombang runcing, gelombang tajam, kompleks gelombang runcing-lambat, dan hipsaritmia. Distribusi yang abnormal adalah pembagian pola gelombang yang tidak simetrik dan tidak sinkron.

Irama EEG abnormal dapat dibagi dua jenis, yaitu "*disritmia*" dan "*aritmia*". Irama *disritmik* ialah irama yang teratur namun sekali-kali regularitasnya diganggu oleh timbulnya pola gelombang patologik secara fokal, bilateral atau bihemisferik difus global. Di pihak lain irama *aritmik* irama yang memperlihatkan gelombang delta baik secara menyeluruh ataupun secara vokal. Baik irama disritmik maupun aritmik dapat diderajatkan 1-3 (ringan, sedang dan berat) menurut amplitudo, kemantapan dari munculnya pola gelombang abnormal selama rekaman dan bentuk dari gelombang patologiknya.

### **2.3 Asal-usul Berbagai-macam Gelombang Otak**

Pelepasan gelombang oleh neuron tunggal atau serat saraf tunggal didalam otak tidak dapat direkam dari permukaan kepala. Sebagai gantinya, karena potensial listrik dapat direkam dari tempurung kepala maka sebagian besar jaringan saraf harus dapat mencetuskan aliran listrik secara bersamaan. Peristiwa ini dapat terjadi melalui 2 cara, pertama sebagian besar serat saraf satu sama lain

dapat melepaskan muatan listrik secara sinkron, sehingga akan mencetuskan aliran listrik yang sangat kuat. Kedua, sebagian neuron mengalami pelepasan muatan listrik secara parsial, meskipun neuron itu tidak mencetuskan potensial aksi, tetapi neuron yang melepaskan muatan secara parsial ini tetap dapat menimbulkan potensial aksi yang besarnya bergerak secara gelombang sesuai dengan perubahan besarnya eksitabilitas neuron. Bila selama perekaman gelombang otak dari kulit kepala dilakukan pengukuran secara bersamaan aliran listrik didalam otak, maka akan terbentuk pola gelombang biolistrik otak. Dan ternyata penyebab kedua inilah yang dianggap menyebabkan gelombang otak yang normal.

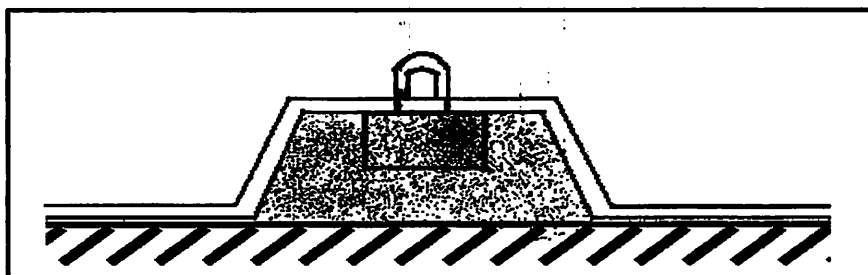
Secara lebih spesifik, permukaan korteks serebri hampir seluruhnya terdiri atas dendrit yang berasal dari sel-sel neuron dalam lapisan bawah korteks yang menyebar ke permukaan kulit kepala. Bila ada sinyal yang mengenai dendrit ini, maka dendrit akan mengalami lepas muatan sebagian. Keadaan ini akan membuat neuron-neuron korteks sangat mudah terangsang sehingga akan memfasilitasi neuron-neuron, dan dari permukaan kulit kepala akan terekam secara bersamaan sebagai suatu potensial negatif, yang menandakan adanya keadaan eksitabilitas yang tinggi.

Salah satu sumber utama sinyal yang merangsang lapisan luar dendrit dari korteks serebri adalah serat-serat talamokortikal umum pada sistem aktivasi retikular. Oleh karena itu, intensitas gelombang otak sangat erat berkaitan dengan besarnya aktivitas di dalam batang otak atau bagian talamik sistem aktivasi retikular.

Dari gambaran elektrografik menunjukkan ada hubungan yang umum antara besarnya aktivitas serebral dengan frekuensi rata-rata (*average*). Frekuensi ini akan meningkat secara progresif sesuai dengan peningkatan besarnya aktivitas (Guyton, 1994 : 407).

## 2.4 Dasar-dasar Electroencephalograph

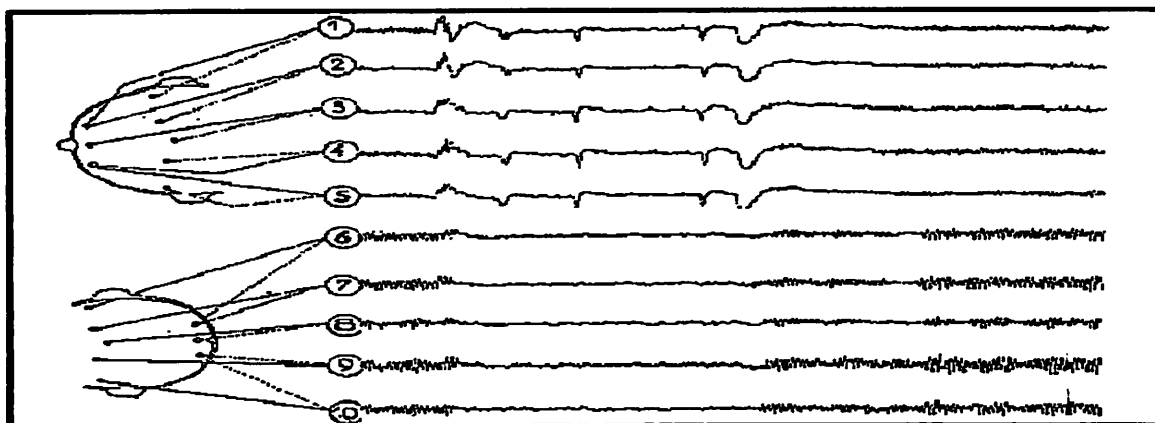
Biolistrik otak dapat dideteksi melalui kulit tempurung kepala. Dan untuk mendeteksi sinyal tersebut dapat digunakan elektroda-elektroda yang dipasang pada kulit tempurung kepala. Elektroda harus dapat membuat kontak listrik yang stabil dengan kulit agar dapat melewatkan sinyal biolistrik yang sangat rendah. Elektroda yang sering digunakan adalah piringan kecil logam dengan diameter sekitar 0,27 mm ( biasanya Ag-AgCl). Dalam pemakaiannya, antara elektroda dengan kulit terdapat pasta elektrolit untuk memperoleh kontak listrik yang lebih baik. Konstruksi electrode permukaan kulit ditunjukkan dalam gambar 2.2 dibawah ini:



Gambar 2.2 Penampang samping elektroda Ag-AgCl

Biolistrik juga dapat dideteksi dengan menggunakan elektroda jarum yang disisipkan ke jaringan dibawah permukaan kulit. Aturan metode peletakan

elektroda yaitu 10-20 elektroda sistem yang berdasar lokasi penempatan electrode dengan lapisan bawah pada cerebral cortex. Sistem ini direkomendasikan oleh *International Federation of EEG Societies*. Gambar 2.3 dibawah ini menunjukkan lokasi penempatan sensor sesuai dengan daerah yang ingin di ukur.



Gambar 2.3 Penempatan Elektroda pada kulit tempurung kepala manusia

Sumber: Neurologi Klinis Dasar Edisi 6, 1994

Amplitudo biolistrik otak pada kulit tempurung kepala sangat rendah. Sinyal inilah yang kemudian dikuatkan dan pada electroencephalograph yang sudah ada, hasil penguatan langsung dicetak dengan ploter pada kertas berjalan. Amplitudo biolistrik otak sangat kecil sehingga interferensi dari sinyal listrik eksternal, terutama noise sinyal listrik pada tubuh yang disebabkan interferensi listrik jala-jala sering menjadi masalah dalam pendeteksian sinyal ini. Gaya listrik dari sumber lain (non-serebral) ini dinamakan artefak. Disamping itu potensial listrik dari aktivitas otot, seperti gerakan mata atau otot kepala dapat menghasilkan perubahan pada bentuk sinyal yang dideteksi (Mardjono dan Sidharta, 1966 : 431).



Untuk merekam sinyal biolistrik otak ini ada 2 metode yang digunakan, yaitu metode bipolar dan unipolar. Metode bipolar adalah metode sadapan sinyal dengan mengambil selisih tegangan antara dua titik yang berdekatan sesuai dengan titik-titik yang terdapat dalam ketentuan sehingga selisih potensial dari kedua tempat dapat tercatat.

Sedangkan metoda unipolar adalah metode dimana satu titik dijadikan sebagai titik acuan, biasanya pada daun telinga, sedangkan yang lainnya diletakkan pada titik yang akan diperiksa pada sisi kepala yang sama.

## 2.5 Electroencephalograph (EEG)

### 2.5.1 Penguat Operasional

Penguat Operasional adalah *integrated circuid* (IC) yang memiliki keunggulan tinggi dan pemakaian yang sangat luas. Sebuah Penguat operasional umum dibangun suatu penguat difensial yang mempunyai masukan membalik dan tak membalik. Dalam analisa rangkaian penguat operasional maka pendekatan yang paling baik adalah dengan menganggapnya sebagai rangkaian yang ideal.

Suatu penguat operasional yang ideal mempunyai karakteristik sebagai berikut :

Penguat tegangan untuk *open loop*  $A_v = \infty$

Impedansi masukan  $Z_i = \infty$

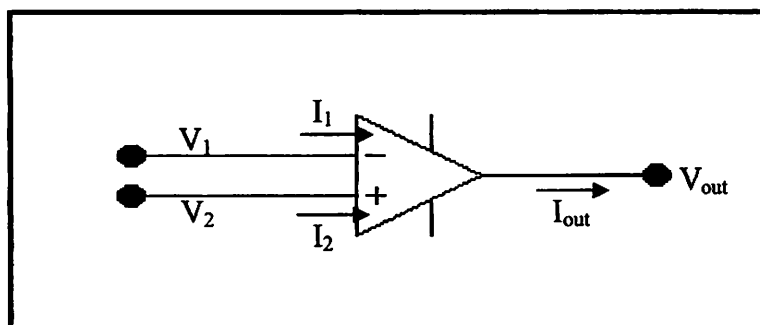
Impedansi keluaran  $Z_o = 0$

Bandwitch =  $\infty$

Keseimbangan sempurna :  $V_o = 0$ , jika  $V_1 = V_2$

Karakteristik tidak terpengaruh oleh temperatur

Sebuah penguat operasional secara umum dan sederhana dapat diwakili oleh Gambar 2.4 yang menunjukkan karakteristik penguat ini.



Gambar 2.4 Penguat operasional

Sumber : Webater, 1989 : 113

Dari gambar 2.4, tegangan keluaran untuk *open loop* diperoleh melalui rumus sebagai berikut :

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

Dalam pengertian penguat operasional ideal penguatan *open loop* tak terhingga

( $Ad = \infty$ ) maka

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

Sehingga diperoleh :

$$V_1 = V_2 \quad (2.2)$$

Sedangkan arus yang mengalir melalui kedua masukan sebagai berikut :

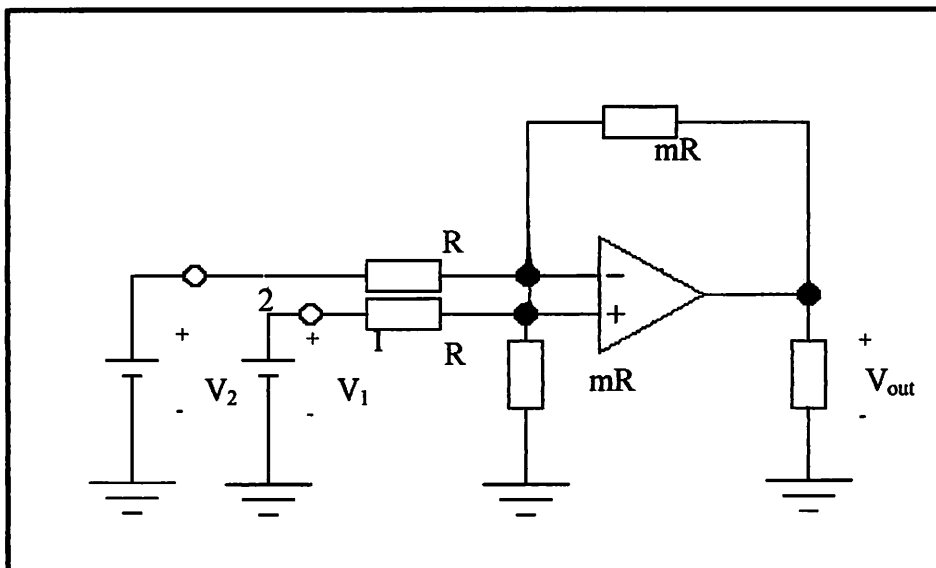
$$I_1 = \frac{V_1}{Z_1} \text{ dan } I_2 = \frac{V_2}{Z_2}, \text{ karena } Z_1 = \infty, \text{ maka}$$

$$I_1 = 0, I_2 = 0 \quad (2.3)$$

Dari perhitungan diatas dapat diambil kesimpulan bahwa ketika keluaran penguat operasional berada dalam jangkauan kelinieran, maka kedua masukan mempunyai tegangan yang sama. Sedangkan arus yang masuk pada kedua masukannya bernilai nol.

### 2.5.2 Penguat diferensial

Penguat diferensial berguna untuk memperkuat sinyal-sinyal kecil yang terbenak dalam sinyal-sinyal yang jauh lebih besar. Cara kerja penguat diferensial adalah sebagai berikut. Sebagaimana terlihat dalam gambar 2.5, terdapat empat buah resistor dan sebuah Op Amp membentuk sebuah penguat diferensial.



Gambar 2.5 Penguat Diferensial Dasar

Sumber : Coughlin, 1994 : 162

Dengan menggunakan teorema superposisi, jika  $V_1$  dihubung singkat terhadap ground maka pada keluaran penguat  $V_1$  akan mengalami penguatan sebesar  $-m$ . Sehingga tegangan keluaran akibat  $V_2$  adalah  $-mV_2$ . Kemudian bila  $V_2$  dihubung singkat terhadap ground maka pada keluaran penguat  $V_1$  mengalami penguatan sebesar  $m$ . Sehingga tegangan keluaran akibat  $V_1$  adalah  $mV_1$  sehingga secara keseluruhan didapatkan.

$$V_{out} = mV_1 - mV_2$$

$$V_{out} = m(V_1 - V_2) \quad (2.4)$$

$$A = \frac{mR}{R} \quad (2.5)$$

Apabila  $V_1 = V_2$  maka tegangan keluaran akan sama dengan nol. Cara yang diterapkan yaitu dengan menghubungkan kedua terminal masukan 1 dan 2 menjadi satu dengan sumber tegangan  $V_{of}$  (tegangan masukan mode bersama). Tegangan keluaran akan sama dengan nol selama perbandingan  $mR$  terhadap  $R$  pada masukan Op Amp baik masukan pembalik maupun tak membalik adalah sama. Sifat penguat diferensial inilah yang memungkinkan suatu sinyal kecil diambil dari sinyal yang lebih besar. Hal ini dilakukan dengan cara yaitu sinyal yang lebih besar (tak dikehendaki) merupakan tegangan masukan bersama dan sinyal kecil merupakan tegangan diferensial. Sehingga keluaran penguat diferensial hanya akan berisi tegangan masukan diferensial yang diperkuat.

Dalam praktek tegangan keluaran untuk tegangan masukan mode bersama hanya akan mendekati nol atau suatu nilai yang dapat diabaikan. Tingkat

penolakan penguat diferensial terhadap masukan mode bersama disebut CMRR (*Common Mode Rejection Ratio*). CMRR dinyatakan dengan persamaan :

$$CMRR = \frac{A_{dm}}{A_{cm}} \quad (2.6)$$

Atau

$$CMRR(dB) = 20 \log \frac{A_{dm}}{A_{cm}}$$

Dengan :  $A_{dm}$  = penguat mode diferensial

$A_{cm}$  = penguat mode bersama

### 2.5.3 Penguat Penyangga

Dengan penambahan penguat penyangga seperti dalam gambar 2.6 maka perubahan penguat dapat dilakukan dengan penyetelan sebuah resistor variable saja. Sedangkan pada penguat diferensial dasar diperlukan setidaknya dua buah resistor variabel untuk memperbesar gain penguat. Karena beda tegangan kedua masukan pada Op Amp besarnya 0 V, maka masing-masing tegangan di titik 3 dan 4 adalah sama dengan  $V_{i1}$  dan  $V_{i2}$  terhadap ground.

$$V_3 = V_{i1} \text{ dan } V_4 = V_{i2} \quad (2.7)$$

Sehingga tegangan pada  $R_2$  adalah  $V_{i1} - V_{i2}$ . Bila  $R_1 = R_3 = R$  dan  $R_2 = aR$  maka  $R_2$  adalah tahanan variabel yang digunakan untuk menyetel gainnya. Bila  $V_{i1}$  lebih besar dari  $V_{i2}$  maka arus akan mengalir melalui  $R_2$  sebesar

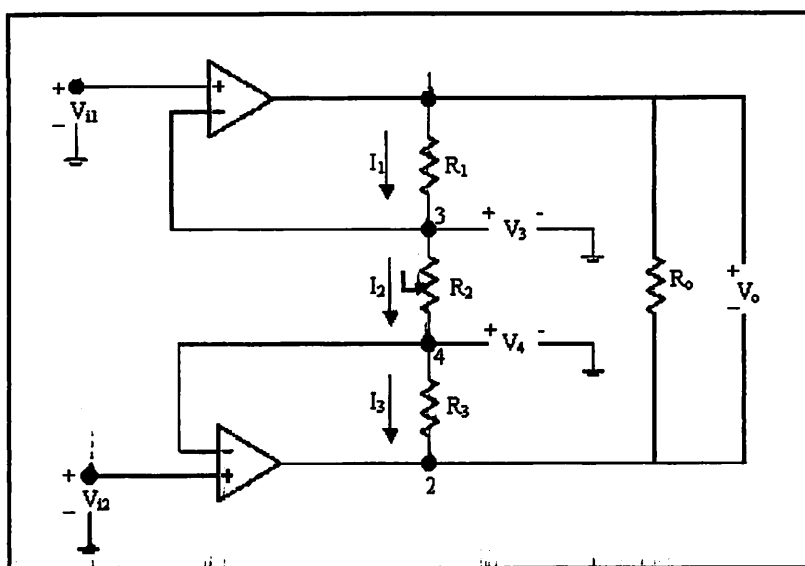
$$I = \frac{V_{i1} - V_{i2}}{aR} \quad (2.8)$$

Arus ini mengalir melalui kedua tahanan  $R_1$  dan  $R_3$ , dan dengan demikian tegangan yang terdapat pada  $R_0$  adalah.

$$V_0 = (V_{i1} - V_{i2}) + \frac{2(V_{i1} - V_{i2})}{a}$$

$$V_0 = (V_{i1} - V_{i2}) \left( 1 + \frac{2}{a} \right) \quad (2.9)$$

dengan  $a = \frac{aR}{R}$



Gambar 2.6 Penguat penyangga

Sumber : Coughlin, 1994:167



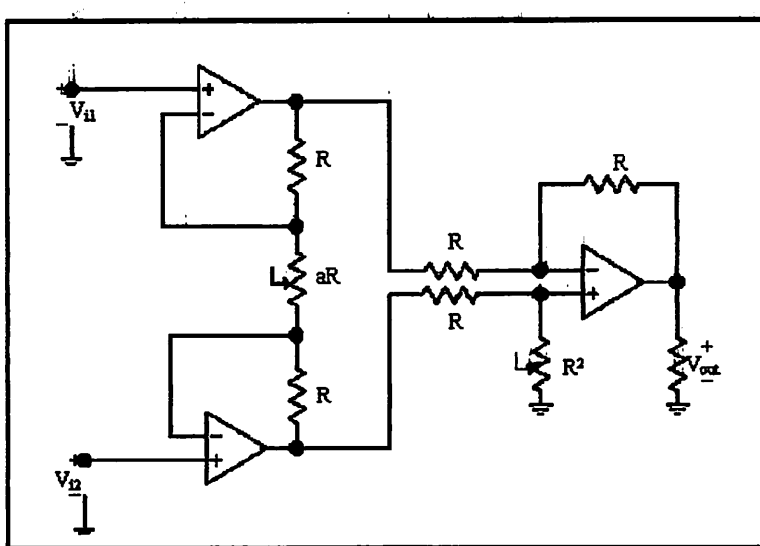
Sehingga didapatkan penguat sebesar :

$$Ad = \frac{V_o}{V_{i1} - V_{i2}} = \left(1 + \frac{2}{a}\right) \quad (2.10)$$

#### 2.5.4 Penguat Instrumentasi

Salah satu penguat yang paling bermanfaat, cermat dan serbaguna adalah penguat instrumentasi. Penguat instrumentasi adalah sebuah penguat penyangga yang dihubungkan dengan sebuah penguat diferensial dasar seperti terlihat dalam gambar 2.7

Penguat diferensial dengan R yang sama menghasilkan gain sebesar 1 namun dalam praktek tahanan variable  $R_2$  perlu diberikan untuk menyeimbangkan setiap tegangan mode bersama.



Gambar 2.7 Penguat Instrumentasi

Sumber : Coughlin, 1994; 168

Dengan demikian dari persamaan (2.9) dan persamaan (2.10), maka untuk  $m$  sama dengan 1 diperoleh besar tegangan keluaran sebagai berikut :

$$V_{out} = (V_{i1} - V_{i2}) \left( 1 + \frac{2}{a} \right) \quad (2.11)$$

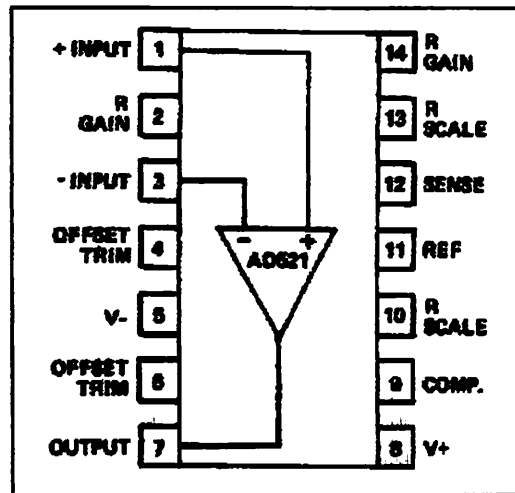
dengan  $a = \frac{aR}{R}$

Dalam perancangan ini digunakan komponen AD521 yang merupakan penguat instrumentasi dengan presisi yang tinggi yang dikemas dalam satu IC. Dengan menggunakan penguat instrumentasi yang sudah dikemas dalam bentuk IC ini diharapkan error dan nois yang terjadi sekecil mungkin.

Dalam pengoperasian AD521 yang terlihat dalam gambar 2.8 ini hanya memerlukan sebuah resistor dan dua buah variable resistor ( satu untuk mengatur besarnya penguatan sedangkan yang satunya digunakan untuk pengaturan offset. Besarnya penguatan (gain) yang dapat dilakukan oleh komponen ini adalah dengan mengatur besarnya  $R_S$  dan  $R_G$  dengan hubungan:

$$G = \frac{R_S}{R_G}$$

sehingga  $V_o = (V_{i+} - V_{i-}) \left( \frac{R_S}{R_G} \right) \quad (2.12)$



Gambar 2.8 IC AD521

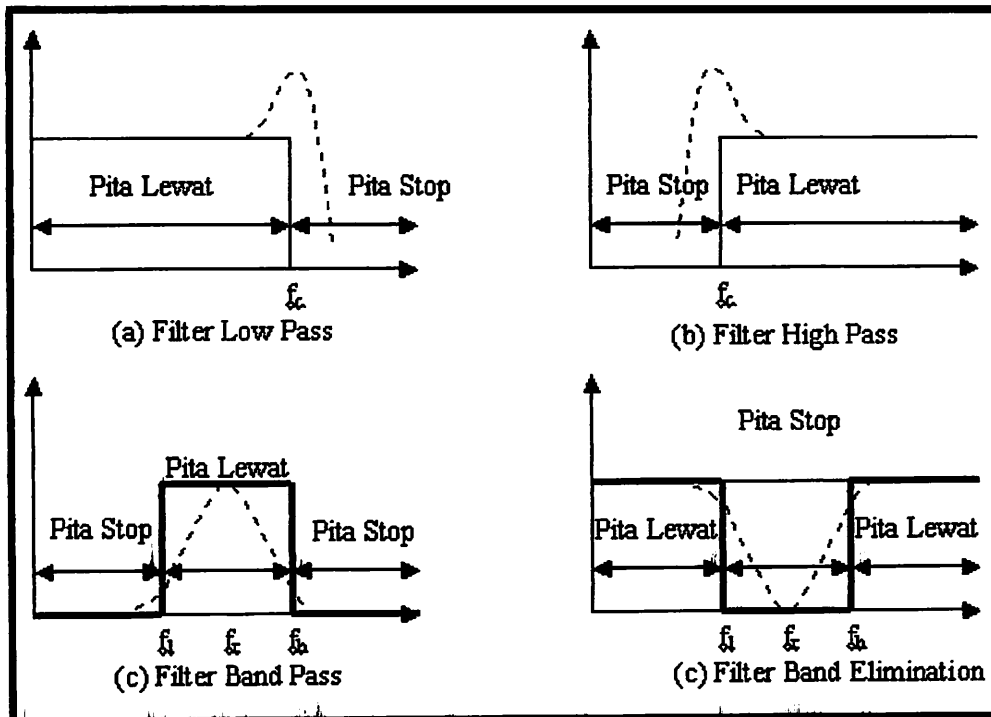
Sumber : intergrated circuit precision instrumentation amplifier. .

### 2.5.5 Filter

Filter adalah rangkaian yang dirancang agar melewatkan suatu pita frekuensi tertentu sekaligus merekam semua sinyal diluar pita ini (Coughlin :1994 :260). Jaringan-jaringan filter bisa bersifat aktif maupun pasif. Filter pasif hanya berisi tahanan, inductor, dan kapasitor saja. Sedangkan filter aktif menggunakan transistor atau Op Amp ditambah tahanan, inductor, dan kapasitor.

Ada empat jenis filter berdasarkan respon (tanggapan) frekuensi yaitu : *low pass filter*, *high pass filter*, *band pass filter*, dan *band elimination filter* (lebih dikenal sebagai *bandreject* atau *takik*). Karakteristik respon frekuensi dari keempat jenis filter tersebut diperlihatkan dalam gambar 2.9. Frekuensi *cut-off* didefinisikan sebagai frekuensi pada saat penguatan daya turun menjadi sebesar 0,707 atau berkurang 3 dB.



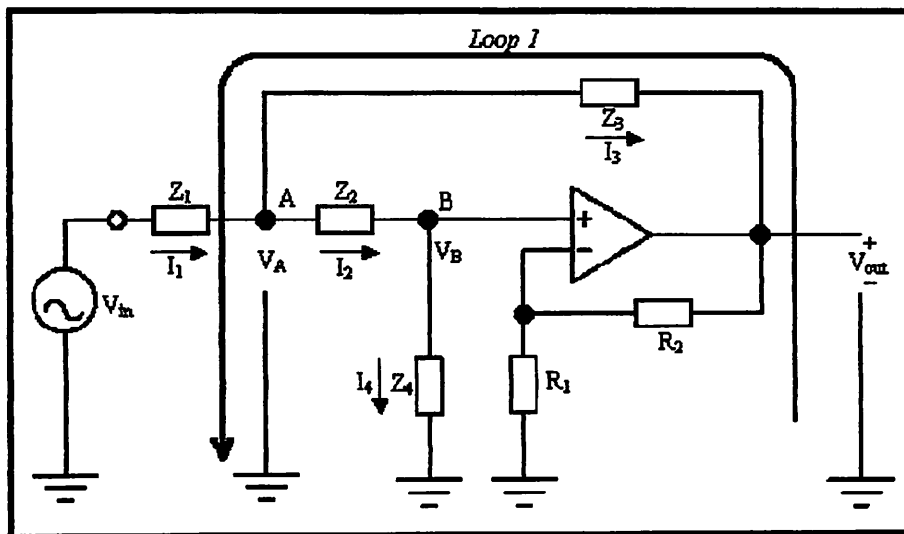


Gambar 2.9 Tanggapan frekuensi untuk keempat golongan filter

Sumber : Coughlin,1994:261

### 2.5.5.1 Butterworth Filter

Dalam kebanyakan pemakaian filter *low pass*, diinginkan agar gain loop tertutup menjadi sedekat mungkin dengan 1 di dalam pita lewatnya. *Filter butterworth* disebut juga filter dasar maksimal. Dalam Gambar 2.10 diperlihatkan sebuah *filter Butterworth low pass orde dua* dengan sebuah Op Amp dan mempunyai dua pasang RC yang dapat memberikan landaian sebesar – 40dB/dekade



Gambar 2.10 Filter Butterworth low pass orde dua

Sumber : Aston,1990:241

Dari rangkaian dalam Gambar 2.10 tegangan keluaran op amp pada masukan *non inverting* dapat dinyatakan dalam persamaan.

$$V_{out} = A_o V_B \quad (2.13)$$

Besar penguatan adalah

$$A_o = 1 + \frac{R_2}{R_1} \quad (2.14)$$

Selanjutnya dari node B didapatkan persamaan

$$I_2 = I_4 = \frac{V_B}{Z_4} \quad (2.15)$$

Pada node A diperoleh tegangan  $V_A$

$$V_A = I_4 (Z_2 + Z_4) \quad (2.16)$$

sehingga substitusi persamaan (2.14) kedalam persamaan (2.15) didapat

$$V_A = \frac{V_B}{Z_4} (Z_2 + Z_4) \quad (2.17)$$

Besar arus  $i_1$  melintasi  $Z_1$  dapat dinyatakan sebagai berikut

$$I_1 = \frac{V_m - V_A}{Z_1}$$

$$I_1 = \frac{V_m}{Z_1} - \frac{V_B (Z_2 + Z_4)}{Z_1 Z_4} \quad (2.18)$$

Persamaan arus pada node A dinyatakan dengan persamaan

$$i_3 = i_1 - i_2 \quad (2.19)$$

dengan substitusi persamaan (2.15) dan (2.17) kedalam persamaan (2.18) didapat

arus  $i_3$  sebagai berikut

$$i_3 = \frac{V_m}{Z_1} - \frac{V_B (Z_2 + Z_4)}{Z_1 Z_4} - \frac{V_B}{Z_4} \quad (2.20)$$

kemudian dari loop tertutup I bila masing-masing impedansi pada rangkaian dalam Gambar 2.10 dinyatakan sebagai berikut.

$$Z_1 = R_1$$

$$Z_2 = R_2$$

$$Z_3 = \frac{1}{C_1 s}$$

$$Z_4 = \frac{1}{C_2 s}$$

Sehingga didapatkan persamaan fungsi alih orde dua sebagai berikut

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{A_v \omega_0^2}{s^2 + a\omega_0 s + \omega_0^2} \quad (2.21)$$

dengan

$$A_v = \text{Gain}$$

$$\omega_0 = \text{frekuensi kritis rad/detik}$$

$$a = \text{koefisien } \textit{damping}$$

Dan frekuensi *cutoff* untuk rangkaian filter *Butterworth Low Pass* dengan dinyatakan sebagai berikut.

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

$$f_c = \frac{1}{2\pi \sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}} \quad (2.22)$$

### 2.5.5.2 Band Pass Filter

*Band pass filter* adalah sebuah rangkaian yang dirancang untuk melewatkan sinyal dalam suatu pita frekuensi tertentu dan menolak semua sinyal diluar pita ini. Gambar 2.11 memperlihatkan tanggapan frekuensi dari sebuah band pass filter. Jenis filter ini mempunyai tegangan keluaran maksimum  $V_{max}$  atau gain tegangan maksimum  $A_v$ , pada suatu frekuensi yang disebut frekuensi resonan  $\omega_r$ . Jika frekuensi berubah-ubah dari resonansinya, tegangan keluarannya turun. Ada satu frekuensi diatas  $\omega_r$  dan di bawah  $\omega_r$  dimana gain tegangannya



adalah  $0,707 A_r$ . Frekuensi ini disebut frekuensi *cut off* atas  $\omega_h$  dan frekuensi *cut off* bawah  $\omega_l$ . Pita frekuensi antara  $\omega_h$  dan  $\omega_l$  disebut lebar pita B.

$$B = \omega_h - \omega_l \quad (2.23)$$

Jenis-jenis *filter band pass* dibagi menjadi filter pita sempit dan filter pita lebar. Filter pita sempit adalah sebuah filter yang mempunyai lebar lebih kecil dari sepesepuluh frekuensi resonannya ( $B < 0,1 \omega_r$ ). Jika lebar pitanya lebih besar dari sepesepuluh frekuensi resonannya ( $B > 0,1 \omega_r$ ), filter ini merupakan sebuah filter pita lebar. Perbandingan antara frekuensi resonan terhadap lebar pita dikenal sebagai factor kualitas, Q dari rangkaian.

$$Q = \frac{\omega_r}{B} \quad (2.24)$$

atau

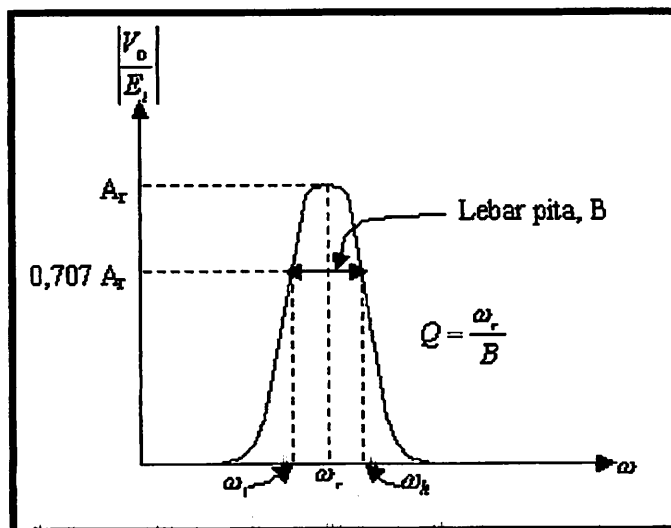
$$B = \frac{\omega_r}{Q} \text{ rad/s} \quad (2.25)$$

dengan

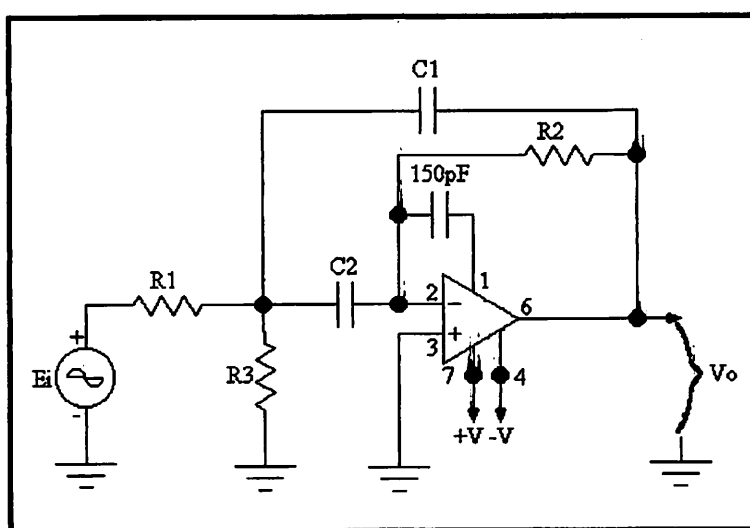
$$\omega_r = 2\pi f_c \quad (2.26)$$

Untuk filter-filter pita sempit, Q dari rangkaian lebih besar dari 10, dan untuk filter pita lebar, Q lebih kecil dari 10. Gambar 2.12 dibawah menunjukkan rangkaian *filter band pass* serta tanggapan frekuensinya dan bisa dirancang baik menjadi filter pita lebar maupun sebagai filter pita sempit. Gain maksimum  $A_r$  terjadi pada frekuensi resonannya. Biasanya, dalam perancangan sebuah *filter*

*band pass* lebih dulu memilih frekuensi resonan  $\omega_r$ , dan lebar pita  $B$  dan menghitung  $Q$ . : (Robert F.C, Frederick F.D. :278).



Gambar 2.11 Tanggapan frekuensi dari sebuah filter band pass



Gambar 2.12 Filter band pass

Sumber : Robert F.C, Frederick F.D. :278

Untuk menyederhanakan perhitungan rancangan, maka dikondisikan harga  $C_1=C_2=C_3=C$ , sehingga  $R_1, R_2$  dan  $R_3$  bisa dicari melalui persamaan:

$$R_2 = \frac{2}{BC} \quad (2.27)$$

$$R_1 = \frac{R_2}{2A_r} \quad (2.28)$$

$$R_3 = \frac{R_2}{4Q^2 - 2A_r} \quad (2.29)$$

### 2.5.6 *Elektronik Switch*

*Elektronik Switch* adalah multiplekser digital yang dapat mengontrol dari *switch* analog dengan impedansi yang lemah dan sangat lemah terhadap *leakage current*. Dapat mengontrol sinyal analog sampai dengan 15V dan bisa juga mencapai 3-15V dari sinyal digital amplitudo. Memiliki 8 *Channel* yang dapat mengontrol 3 *binary* masukan. Tiga sinyal dipilih 1 sampai 8 *channel* dinyalakan dan dihubungkan input ke output.

### 2.5.7 *Analog To Digital Converter (ADC)*

Untuk dapat mengukur atau mengolah suatu variabel fisik yang umumnya bersifat analog dengan piranti digital, variabel tersebut harus diubah dahulu menjadi variabel digital yang nilainya proporsional dengan nilai variabel yang akan diukur atau diolah itu. Konversi ini dilakukan oleh konverter analog ke digital (*Analog to Digital Converter/ADC*). Sebuah konverter analog ke digital umumnya memerlukan konverter digital ke analog yang disebut DAC. Resolusi

ADC mengacu pada jumlah *bit* dalam keluaran *biner* ADC. *Resolusi* sebuah ADC ditunjukkan oleh persamaan:

$$\% \text{ RESOLUSI} = \frac{1}{2^n - 1} \times 100\%$$

Data keluaran ADC dalam desimal ditunjukkan oleh persamaan:

$$\text{DATA} = \frac{V_{in}}{V_{ref}} \times (2^n - 1)$$

Spesifikasi lain untuk ADC adalah waktu konversi (*Conversion time*). Waktu konversi suatu ADC adalah waktu yang diperlukan ADC untuk menghasilkan kode *biner* yang tepat untuk tegangan masukan yang diberikan. Sebuah konverter disebut berkecepatan tinggi jika memiliki suatu waktu konversi yang pendek.

Masing-masing blok rangkaian konverter dijelaskan sebagai berikut:

#### a. Komparator

Masukan *non-inverting* dan komparator digunakan untuk jalur *input* analog yang akan dikonversi, sedangkan masukan *inverting* digunakan sebagai pembanding. Data untuk *input inverting* ini diperoleh dari *output* DAC.

#### b. *Successive Approximation Register (SAR)*

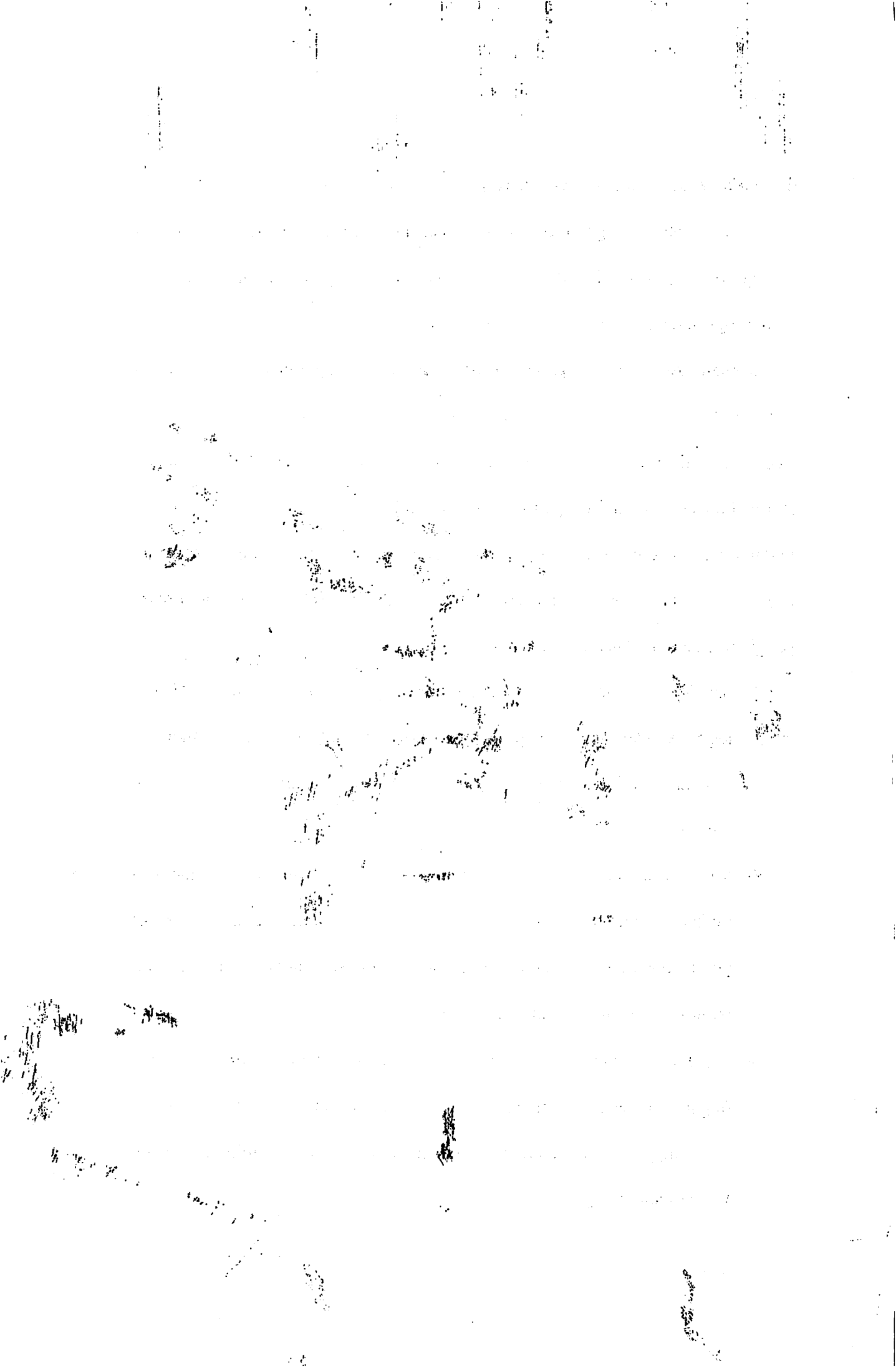
SAR ini dikendalikan oleh logika pengendali untuk *diset* atau *direset* mulai dari *hit* MSB berturut-turut hingga *hit* LSB. *Output* SAR ini dikirim ke *input* DAC.

### c. *Digital to Analog converter (DAC)*

DAC akan mengkonversi *bit-bit* yang diberikan oleh SAR menjadi data analog, dan *outputnya* akan dikirimkan ke *input inverting* pada komparator untuk dibandingkan dengan data *input* analog.

Sebuah SAC tidak menggunakan pencacah, dan sebagai gantinya digunakan *register* kontrol (*Control Register*, juga disebut *Successive Approximation Register*, SAR) yang isinya dapat diubah *bit* demi *bit* oleh suatu logika kendali. Proses konversi dimulai dengan memberikan pulsa *start*. Akibat pulsa ini logika kendali akan *me-reset* semua *bit* dalam register kontrol, sehingga keluaran *register* semuanya sama dengan 0 dan  $V_{ax} = 0$  Volt. Sehingga proses pengkonversian ini dapat dijelaskan sebagai berikut:

- ❖ Saat  $V_{ax} = 0$  Volt, keluaran komparator tinggi. Karena sinyal logika '1' ini, logika kendali akan mengeset MSB *regisiter* kontrol menjadi logika '1'. Dengan demikian sekarang  $V_{ax}$  akan sama dengan nilai MSB dikalikan *Step size* DAC.
- ❖ Kalau sekarang  $V_{ax} > V_a$ , keluaran komparator akan berubah menjadi logika '0'. Karena sinyal logika '0' ini, logika kendali akan *mereset* MSB tadi kembali menjadi logika '0'. Kemudian logika kendali akan *menset bit* berikutnya (MSB ke2) menjadi logika '1'.
- ❖ Sebaliknya, kalau ternyata  $V_{ax} \leq V_a$ , keluaran komparator akan tetap tinggi. Karena sinyal tinggi ini, logika kendali akan membiarkan MSB tetap tinggi. Logika kendali kemudian akan *menset bit* berikutnya (MSB ke-2) menjadi tinggi.



Proses yang diuraikan diatas diulang sampai semua *bit* dicoba, dimulai dari MSB, kemudian MSB ke-2, MSB ke-3, dan seterusnya sampai LSB. Setelah LSB selesai dicoba, proses konversi selesai dan logika kendali akan mengeluarkan sinyal BOC (*End of Conversion*). Setelah konversi selesai, *register* kontrol berisi bilangan *biner* yang ekuivalen dengan nilai sinyal analog  $V_a$ .

#### 2.5.7.1 ADC 0808

ADC 0808 merupakan sebuah konverter A/D 8 bit dengan 8 buah kanal *input multiplexer* yang mudah diperantarakan dengan peralatan mikroprosesor maupun dengan komputer. Komponen ini menggunakan aproksimasi berturut-turut untuk mengkonversi masukan analog (0V sampai 5V) menjadi data digital 8 bit yang ekuivalen. ADC 0808 tidak mempunyai pembangkit detak (*clock*) internal. sehingga perlu diberi pembangkit *clock* dan luar.

#### 2.5.7.2 Konfigurasi IC ADC 0808

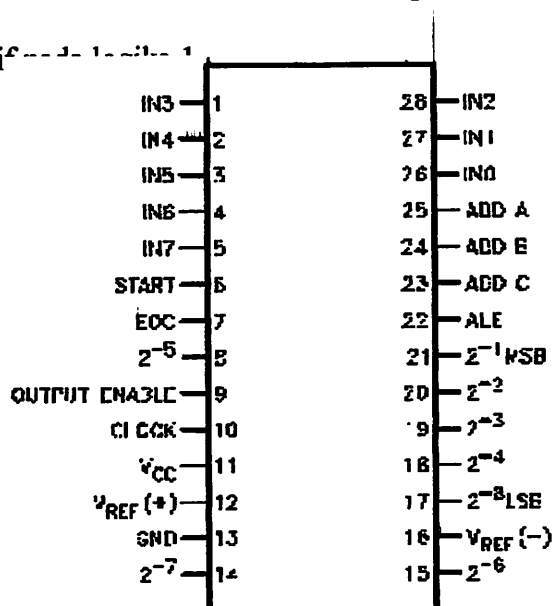
Gambar IC dan ADC 0808 ditunjukkan dalam Gambar 2.13. *Pin* 8, 14, 15, 17 sampai *pin* 21 merupakan keluaran yang bersifat *tri-state*. Sifat ini sangat berguna jika dihubungkan dengan data bus dan sistem rangkaian. Pemilihan analog kanal *input* dapat dilakukan dengan menggunakan *address decoder*. *Pin* 23 sampai 25 merupakan *address line* yang digunakan untuk pemilihan kanal tersebut. Tabel 2.1. menunjukkan cara pemilihan kanal analog.

KANAL ANALOG	ADDRESS LINE		
	C	B	A
IN0	L	L	L
IN1	L	L	H
IN2	L	H	L
IN3	L	H	H
IN4	H	L	L
IN5	H	L	H
IN6	H	H	L
IN7	H	H	H

Tabel 2.1. Pemilihan kanal analog

Sumber :Nation Semiconductor Corporation..1997.5

Kontrol dan IC ini terdiri atas *Start*, *EOC*, *Output Enable* dan *ALE* dimana masing-masing aktif



Gambar 2.13 ADC 0808

Sumber :Nation Semiconductor Corporation..1997.7



## 2.6 Komunikasi Data

### 2.6.1 Komunikasi Serial dan Paralel

Dalam komunikasi data, bit-bit yang membentuk karakter dapat ditransmisikan secara paralel maupun secara serial. Pada komunikasi data paralel, dibutuhkan jumlah kanal yang sama banyak dengan jumlah bit pembentuk karakter dan bit-bit data dikirim secara serentak. Sedangkan pada komunikasi data serial hanya dibutuhkan satu kanal transmisi, setiap bit data dikirimkan satu per satu. Karena banyaknya jumlah kanal yang dibutuhkan dalam komunikasi paralel, komunikasi ini lebih banyak digunakan untuk komunikasi data jarak dekat, untuk komunikasi data jarak jauh lebih sesuai menggunakan komunikasi serial.

Berdasarkan arah komunikasinya, komunikasi data serial atau paralel dapat dibagi menjadi tiga jenis, yaitu:

#### 1. *Simplex*

Pada sistem ini, transfer hanya dapat dilakukan satu arah saja. Misalnya dari pengirim (A) ke penerima (B), dan dari (B) tidak dapat dilakukan transfer data ke (A).

#### 2. *Half Duplex*

Merupakan komunikasi dua arah dimana jika pengirim (A) sedang melakukan transfer data ke penerima (B), maka penerima (B) tidak dapat melakukan pengiriman data ke (A). Demikian juga sebaliknya, pada saat B mengirim data, A hanya dapat menjadi penerima.

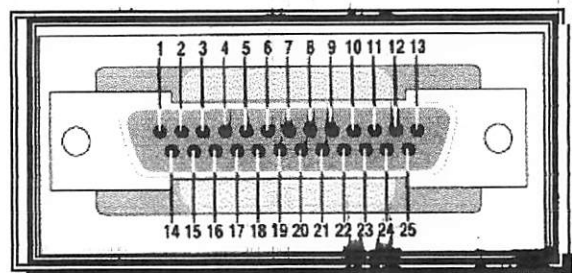
### 3. Full Duplex

Pada komunikasi data *full duplex*, kedua pihak yang berkomunikasi dapat melakukan pengiriman data sekaligus menerima data.

#### 2.6.2 Komunikasi DB-25

Dalam komunikasi data, bit-bit yang membentuk karakter dapat ditransmisikan secara paralel maupun secara serial. Pada komunikasi data paralel, dibutuhkan jumlah kanal yang sama banyak dengan jumlah bit pembentuk karakter dan bit-bit data dikirim secara serentak. Sedangkan pada komunikasi data serial hanya dibutuhkan satu kanal transmisi, setiap bit data dikirimkan satu per satu. Karena banyaknya jumlah kanal yang dibutuhkan dalam komunikasi paralel, komunikasi ini lebih banyak digunakan untuk komunikasi data jarak dekat, untuk komunikasi data jarak jauh lebih sesuai menggunakan komunikasi serial.

Untuk komunikasi paralel pada transmisi data dari mikrokontroler ke printer biasanya digunakan *Female Connector* DB-25 seperti terlihat pada gambar berikut:



**Gambar 2.14** Konfigurasi Port Serial DB-25

Sumber : JimPrice.Com.1996-1997.2

Level tegangan pada DB-25 adalah level tegangan TTL (*Transistor-Transistor Logic*) atau level tegangan baku dalam rangkaian digital. Yang

simaksud dengan level tegangan TTL adalah Keadaan '0' dinyatakan dengan tegangan kurang dari 0,8 V sedangkan keadaan '1' dinyatakan dengan tegangan lebih besar dari 2,4 V. Tegangan kerja digital dengan level tegangan TTL adalah tegangan dengan level toleransi +/- 0,25 V.

Pin No (D-Type 25)	Pin No Centronic	SPP Signal	Directions in/out	Register	Hardware Inverted
1	1	nStrobe	In/Out	Control	Yes
2	2	Data 0	Out	Data	
3	3	Data 1	Out	Data	
4	4	Data 2	Out	Data	
5	5	Data 3	Out	Data	
6	6	Data 4	Out	Data	
7	7	Data 5	Out	Data	
8	8	Data 6	Out	Data	
9	9	Data 7	Out	Data	
10	10	nAck	In	Status	
11	11	Bussy	In	Status	Yes
12	12	Paper-Out PaperEnd	In	Status	
13	13	Select	In	Status	
14	14	nAuto-Linefeed	In/Out	Control	Yes
15	15	nError/nFault	In	Status	
16	16	nInitialize	In/Out	Control	
17	17	nSelect-Printer nSelect In	In/Out	Control	Yes
18 - 25	19 - 30	Gnd	Gnd		

**Tabel 2.2** Definisi Pin-Pin Konektor DB-25

Sumber : JimPrice.Com.1996-1997.3

## 2.7 Borland Delphi

Bahasa pemrograman Delphi dapat digunakan untuk berbagai keperluan baik untuk perhitungan matematis, aplikasi perkantoran, aplikasi multimedia, pembuatan aplikasi pengolah, aplikasi control industri sampai kepada aplikasi *database*.

Bahasa pemrograman Delphi disebut bahasa prosedural artinya bahasa yang digunakan mengikuti urutan tertentu (prosedur). Ada jenis pemrograman *non-prosedural* seperti pemrograman untuk kecerdasan buatan seperti *Prolog*. Delphi termasuk keluarga visual sekelas Visual Basic, Visual C, artinya perintah-perintah untuk membuat objek dapat dilakukan secara visual. Pemrograman tinggal memilih objek apa yang ingin dimasukkan kedalam *Form/Windows*, lalu tingkah laku objek properti dan *methode /procedure* dikemas menjadi satu kemasan (*encapsulate*).

Delphi adalah sebuah perangkat lunak (bahasa pemrograman) untuk membuat program /aplikasi komputer berbasis *windows*. Delphi merupakan bahasa pemrograman berbasis objek . artinya semua komponen yang ada merupakan objek-objek. Cii sebuah objek adalah memiliki nama, *property* dan *methode/procedure*. Delphi disebut juga visual programing artinya komponen komponen yang ada tidak hanya berupa teks (yang sebenarnya program kecil ) tetapi muncul berupa gambar gambar. Dengan menggunakan delphi dapat diciptakan aplikasi *interfacing* dengan tampilan yang menarik dan atraktif bagi pengguna program hasil karya kita.

### 2.7.1 Struktur Data Delphi

Delphi memiliki struktur data yang merupakan tipe data tumpukan dan tipe data buatan dari pengembangan tipe data baku. Berikut adalah tipe data baku pada delphi:

- *Char*

*Char* adalah tipe data karakter yang memiliki panjang 1 byte ( 8 bit) yang dapat dipresentasikan dengan suatu nilai ordinal atau dalam bentuk ASCII code atau dalam bentuk suatu karakter biasa, sebagai contoh untuk menjelaskan karakter 'A' dapat direpresentasikan dalam bentuk #65 (ASCII code) atau dalam bentuk nilai ordinal 101 ekuivalen desimalnya.

- *String*

*String* adalah tipe data kumpulan dari karakter yang memiliki panjang 255 karakter yang dapat dipresentasikan dalam bentuk ASCII code atau dalam bentuk suatu karakter biasa, sebagai contoh untuk menjelaskan string yang berisi 'AAA' dapat direpresentasikan dalam bentuk #65#65#65 (ASCII code). *String* juga dapat dikatakan larik (*array*) dari karakter.

- *Integer*

*Integer* adalah tipe data numerik yang hanya dapat menampung bilangan bulat , *integer* memiliki jangkauan dari -32768 sampai 32768 dengan kapasitas 2 byte (16 bit).

- *Real (floating point)*

*Real* adalah tipe data numerik yang dapat menampung bilangan bulat ataupun bilangan pecahan (*floating point*) dengan panjang bit 6 bit.

### 2.7.2 Database pada Delphi

Dukungan perangkat lunak delphi terhadap aplikasi *database* merupakan salah satu fitur kunci lingkungan pemrograman. Delphi memberikan seperangkat komponen serta pelengkap lainnya sehingga pembuatan aplikasi *database* menjadi lebih mudah. Komponen-komponen database dikelompokkan dalam *Component palette data access datacontrol* dan BDE serta ADO seperti pada gambar di bawah ini:



Gambar 2.15 kelompok komponen dalam *database*

- Data access dan BDE (*Borland database engine*)

Keuntungan menggunakan BDE integrasi yang sangat baik dengan Delphi.

Elemen-elemen terdokumentasi dengan baik dan merupakan solusi terbaik untuk mengakses file *database* lokal seperti *Dbase* dan *paradox*.

- *Data Control*

Lebih menekankan pada pengaturan data yang terpasang pada aplikasi seperti *DBLabel*, *DBNavigator*, *DBImage*, *DBMemo*, *DBEdit*, *DBCombobox*, dan lain sebagainya.

- *ADO (activeX data object )*

Digunakan untuk komunikasi program dengan *Database MS Access* sehingga data yang dibuat dengan *MS Access* akan dapat diintegrasikan dengan Delphi.

## BAB III

### PERANCANGAN DAN PEMBUATAN ALAT

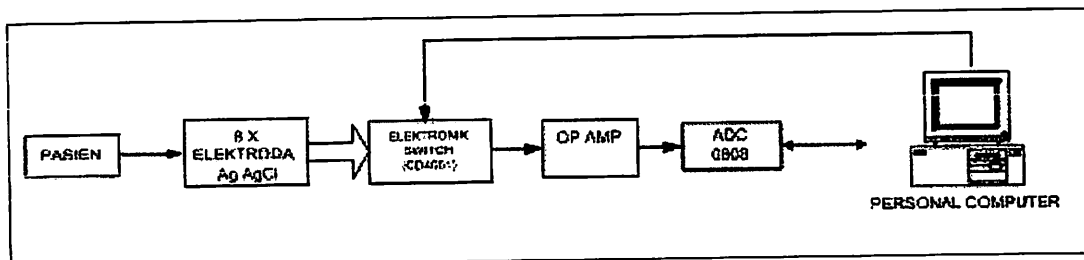
#### 3.1 Pendahuluan

Skripsi ini bersifat aplikatif, yaitu perencanaan dan pembuatan alat agar dapat menampilkan unjuk kerja sesuai yang direncanakan. Data komponen yang digunakan dalam desain alat ini adalah data sekunder yang diambil dari buku data komponen elektronika. Pemilihan komponen berdasarkan perencanaan dan disesuaikan dengan komponen yang ada di pasaran. Sedangkan data primer merupakan data spesifikasi alat hasil pengujian.

Langkah-langkah yang perlu dilakukan untuk merealisasikan alat yang dibuat adalah :

#### 3.2 Perancangan dan Perealisasian Alat

Agar perancangan dan perealisasian alat berjalan secara sistematis maka perlu dirancang *blok diagram* yang menjelaskan sistem yang dirancang dibuat secara garis besar. Gambar 3.1 menunjukkan *blok diagram* sistem.



Gambar 3.1 blok diagram *Electroencephalograph* (EEG)



Fungsi dari tiap tiap *blok diagram* dijelaskan sebagai berikut:

1. elektroda

digunakan sebagai sensor untuk mendeteksi sinyal

2. *Elektronik Switch*

Digunakan sebagai selektor atau multiplekser suatu sinyal dari elektroda yang akan dikuatkan oleh *Op Amp*

3. Operasional Amplifer

Digunakan sebagai penguat sinyal yang didapat oleh sensor.

4. ADC

Digunakan Sebagai pengubah data dari analog menjadi digital. Karena pada alat yang saya buat menggunakan ADC 0808 maka dapat juga difungsikan sebagai multiplekser yang berguna untuk control pada *elektronik switch*.

5. *Personal Computer*

Berfungsi untuk menyimpan semua data yang dibutuhkan dan mengolah informasi yang diterima dari komunikasi serial serta menampilkan menggunakan program Delphi.

## Cara Kerja Sistem

Pada bagian kepala pasien dipasang sensor berupa elektroda Ag-AgCl yang menangkap sinyal biolistrik otak, dengan aturan pemasangan seperti yang telah kita bahas diatas. Seperti yang telah dijelaskan, sinyal biolistrik memiliki amplitudo yang sangat lemah, sehingga sinyal yang ditangkap oleh sensor kemudian masuk di multiplekser untuk diproses sinyal mana yang lebih dahulu masuk ke rangkaian penguat sebelum dikuatkan oleh rangkaian penguat sinyal yang merupakan rangkaian penguat instrumentasi dan penguat *non inverting* . Penguat instrumentasi ini menguatkan selisih tegangan antara kedua inputnya.

Setelah dilakukan penguatan, maka pada sinyal tersebut kemudian dilakukan filterisasi melalui rangkaian *Low Pass Filter* dan *Band Pass Filter*. Kedua filter ini berfungsi meminimalisir derau dari sinyal-sinyal lain yang ikut terukur. Diharapkan yang menjadi masukan terhadap ADC adalah dominan sinyal biolistrik otak.

Kemudian sinyal tersebut diolah oleh ADC menjadi sinyal digital yang menjadi sinyal informasi PC. Sinyal dalam bentuk data digital ini yang menjadi inputan PC sehingga proses selanjutnya bergantung pada data inputan PC. Sedangkan hasil atau *output* dari PC adalah tampilan pada program delphi.

### 3.3 Perancangan Perangkat Keras

#### 3.3.1 Perencanaan *Elektronik Switch/Multiplexer*

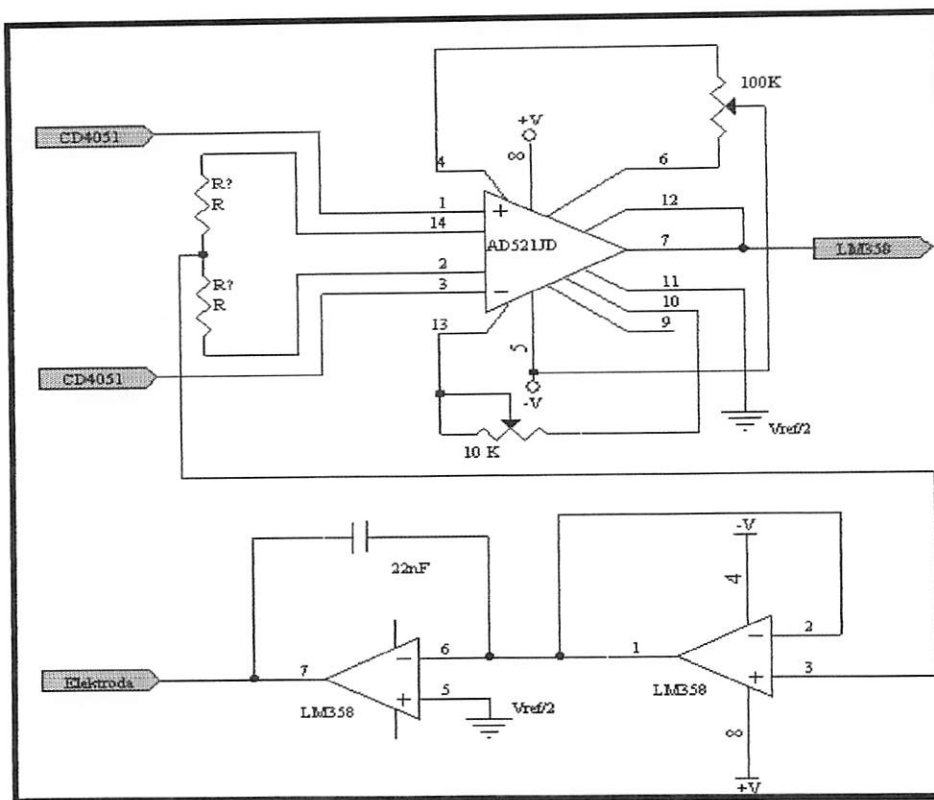
Dalam perancangan EEG yang menggunakan delapan masukan. Gelombang yang dihasilkan oleh neuron tunggal atau serat tunggal yang didalam otak tidak semuanya langsung diolah Pada rangkaian instrumentasi tetapi sangat membutuhkan suatu komponen multiplexer dikarenakan pada rangkaian instrumentasi yang digunakan hanya menggunakan dua masukan inputan. Dan pada perancangan ini menggunakan suatu IC CD4051 yang berfungsi sebagai multiplexer yang memiliki 8 channel inputan dan tiga kontrol input serta memiliki waktu pengiriman delay dari input ke ouput untuk tegangan 5V selama 55ns sedangkan untuk kontrol input multiplexer yang menggunakan tegangan 5Vselama 1000ns

#### 3.3.2 Perencanaan Penguat Instrumentasi.

Sebagaimana telah dijelaskan dalam bab II bahwa pelepasan gelombang oleh neuron tunggal atau serat saraf tunggal di dalam otak tidak dapat direkam dari permukaan kepala.sebagai gantinya, karena potensial listrik dapat direkam di seluruh tempurung kepala,maka dilakukan pengukuran beda potensial biolistrik dari delapan lokasi berbeda pada permukaan kulit kepala.Penyadapan dilakukan dengan menempelkan delapan buah elektroda pada permukaan kulit kepala.

Sinyal yang disadap oleh *electroda* sangat kecil. Untuk menampilkan sinyal tersadap tersebut dibutuhkan penguatan yang sangat besar. Intensitas gelombang otak pada kulit kepala berkisar 0 sampai 300 uV dan sangat mudah

terganggu sinyal *noise* sehingga diperlukan suatu penguat instrumentasi yang dapat menguatkan sinyal. Untuk sinyal  $\alpha$  dan  $\beta$  yang akan ditampilkan mempunyai sinyal yang besarnya 0 sampai 50 $\mu$ V, untuk itu dibutuhkan penguatan total sebesar 100000 kali supaya sinyal tersebut dapat teraba dan terdeteksi oleh ADC. Rangkaian penguat instrumentasi yang direncanakan seperti yang terlihat dalam Gambar 3.2



Gambar 3.2 Rangkaian penguat instrumentasi dengan menggunakan AD521

Komponen yang digunakan sebagai sebagai penyangga IC<sub>1</sub> adalah tipe AD521 yaitu IC dengan dua op amp dalam satu kemasan. Dengan menggunakan rangkaian penguat instrumentasi ini beda tegangan dengan kedua masukan akan dikuatkan, sedangkan pada tegangan pada mode bersama sinyal noise pada

delapan masukan akan saling menghilangkan. Besar penguat-penguat instrumentasi yaitu sesuai dengan persamaan (2.17) adalah sebagai berikut :

$$V_o = (V_{i+} - V_{i-}) \left( \frac{R_s}{R_G} \right) \quad (3.1)$$

Perancangan ini membutuhkan penguatan bertingkat, ini dikarenakan sinyal yang akan dideteksi sangatlah kecil dan sangat rentan dengan nois. Untuk penguatan instrumentasi ini dilakukan penguatan sebesar 10 kali sehingga didapatkan keluaran penguat instrumentasi antara 0 sampai 5 mV, serta besarnya  $R_s$  dan  $R_G$  sebagai berikut :

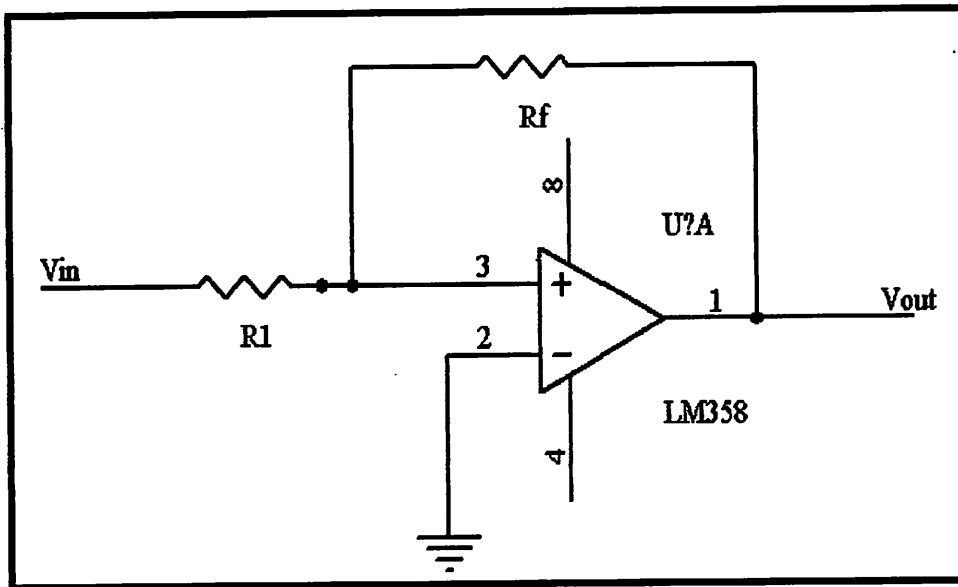
$$\frac{V_o}{(V_{i+} - V_{i-})} = \left( \frac{R_s}{R_G} \right) \quad (3.2)$$

$$10 = \left( \frac{R_s}{R_G} \right)$$

Untuk nilai  $R_G$  100K  $\Omega$  maka didapatkan besarnya  $R_S$  10 K $\Omega$ . Nilai  $R_S$  ini adalah merupakan jumlah dari dua resistor yang masing-masing nilainya sebesar 5 K $\Omega$ .

### 3.3.3 Perencanaan Penguat *Non Inverting*

Pada Perancangan ini , penguat *non inverting* berfungsi sebagai penguat sinyal tingkat kedua. Ini bertujuan untuk mengurangi *error* yang akan terjadi jika penguatan dibebankan hanya kepada rangkaian penguat instrumentasi dan filter. Di dalam gambar 3.3, rangkaian penguat *non inverting* ini digandeng dengan rangkaian kopling AC yang berfungsi untuk menghilangkan *offset* DC yang merupakan hasil keluaran dari rangkaian penguat instrumentasi.



Gambar 3.3 Rangkaian *OpAmp Non Inverting*

Sumber : Agfianto Eko Putra.2002.15

Untuk kopling DC, diatur agar frekuensi yang dilewatkan diatas 0,16 Hz,

sesuai dengan persamaan :  $f_c = \frac{1}{2\pi R_1 C_1}$  (3.3)

Untuk nilai  $C_1=1\mu\text{F}$ , maka didapatkan nilai  $R_1=1\text{M}\Omega$

Untuk rangkaian non inverting diperlukan penguat sebesar 100 kali.

Dengan menggunakan persamaan

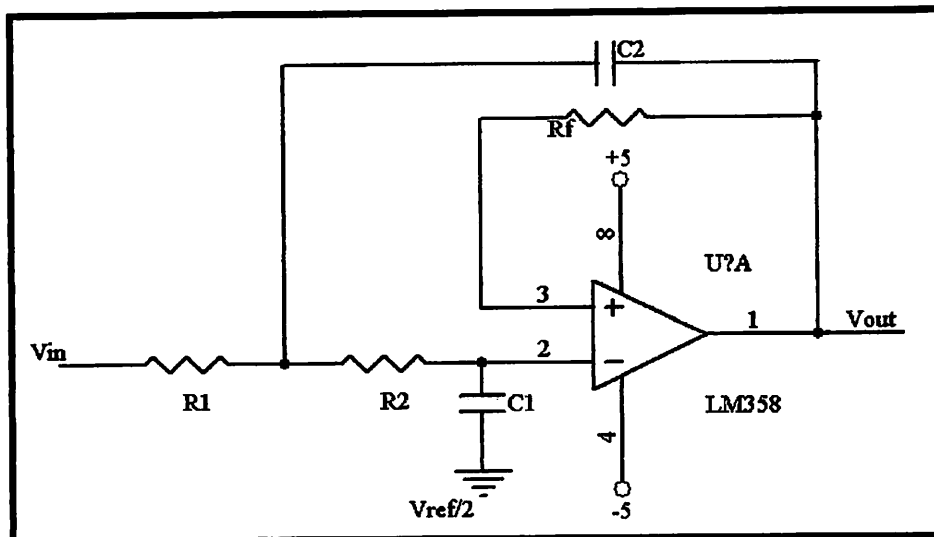
$$G = 1 + \frac{R_1}{R_2} \quad (3.4)$$

Maka didapatkan nilai  $R_2=1\text{K}\Omega$ ,  $R_1=99\text{K}\Omega$  dan dengan gain maksimal 100 kali

### 3.3.4 Perencanaan Rangkaian *Low Pass filter*

*Low Pass Filter* digunakan untuk membatasi jangkauan frekuensi pada sinyal masukan sehingga sinyal keluaran hanya berada pada frekuensi di bawah

frekuensi *cut off* saja. Dengan demikian sinyal-sinyal frekuensi tinggi yang masih mempengaruhi sinyal masukan akan di redam. Rangkaian *low pass filter* ditunjukkan seperti dalam gambar 3.4



Gambar 3.4 Rangkaian *Butterworth Low Pass Filter*

Sumber : Agfianto Eko Putra. 2002. 109

Rangkaian dalam gambar 3.4 adalah terdiri atas sebuah filter *Butterworth low pass filter* orde dua. Dengan menggunakan persamaan (2.14) dan persamaan (2.22) maka dapat ditentukan gain penguatan dan frekuensi *cut-off* filter. Dalam perencanaan sistem EEG ini filter *Butterworth low pass* dirancang untuk meredam sinyal dengan frekuensi diatas 25 Hz dan meloloskan sinyal di bawahnya dengan penguat sebesar 100 kali untuk memenuhi total penguatan yang dibutuhkan agar menghasilkan keluaran sekitar 5 V.

$$A_o = \left( 1 + \frac{V_{r2}}{R_7} \right) \quad (3.5)$$

$$100 = \left( 1 + \frac{VR_2}{R_7} \right)$$

Jika  $R_7 = 1K\Omega$ , maka  $R_8 = 99K\Omega$ . Komponen dengan nilai  $99K\Omega$  tidak ada di pasaran, sehingga digunakanlah komponen variable resistor dengan nilai resistansi  $100K\Omega$ . Sedangkan untuk frekuensi *cut off* yang diinginkan, maka didapatkan :

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_5 R_6 C_3 C_4}} \quad (3.6)$$

Untuk  $R_5 = 10 K\Omega$  dan  $R_6 = 15 K\Omega$  maka :

$$25 = \frac{1}{2\pi\sqrt{10K.15K.C_3 C_4}}$$

$$C_3 C_4 = 2,71 \times 10^{-7}$$

Sehingga untuk  $C_3 = 1\mu F$ , didapatkan  $C_4 = 270\mu F$ .

Maka didapatkanlah komponen-komponen dengan nilai-nilai komponen yang digunakan adalah  $R_5 = 10 K\Omega$ ,  $R_6 = 15 K\Omega$ ,  $R_7 = 1 K\Omega$ ,  $R_8 = VR_2 = 100 K\Omega$ ,  $C_3 = 1\mu F$ , dan  $C_4 = 270\mu F$ .

### 3.3.5 Perencanaan Rangkaian *Band Pass Filter*

*Filter band pass* dirancang untuk hanya melewatkan sinyal dalam suatu pita frekuensi tertentu dan menolak semua sinyal diluar pita ini. Jika nilai  $C_1$  dan  $C_2$  ditentukan sebesar  $100\mu F$ ,  $A_r$  (*gain* maksimum ) untuk melengkapi penguatan



sistem (*gain* pada penguatan sebelumnya sudah mencukupi untuk menghasilkan sinyal masukan ADC sebesar 5 Volt) sebesar 1, maka R1, R2 dan R3 dapat dihitung dengan cara :

➤ Untuk sinyal *Alfa* ( 8 – 13 Hz )

$$\omega_1 = 2\pi f_1 = 6,28.8\text{Hz} = 50,24\text{rad} / \text{s}$$

$$\omega_h = 2\pi f_h = 6,28.13\text{Hz} = 81,12\text{rad} / \text{s}$$

$$\omega_r = \left( \frac{\omega_h - \omega_1}{2} \right) + \omega_1$$

$$\omega_r = 65,68\text{rad} / \text{s}$$

$$B = \omega_h - \omega_1$$

$$B = 30,88\text{rad} / \text{s}$$

$$Q = \frac{\omega_r}{B} = \frac{65,68}{30,88} = 2,126$$

Maka diperoleh nilai-nilai R sebagai berikut :

$$R_2 = \frac{2}{BC} = \frac{2}{30,88\text{rad} / \text{s} \cdot 100 \cdot 10^{-6} \text{F}} = 647,668 \approx 648\Omega$$

$$R_1 = \frac{R_2}{2A_r} = \frac{647,668}{2.1} = 323,834 \approx 324\Omega$$

$$R_3 = \frac{R_2}{4Q^2 - 2A_r} = \frac{647,668}{4(2.126)^2 - 2(1)} = 40.279 \approx 40\Omega$$

➤ Untuk sinyal *Beta* ( $\approx 14 - 25$  Hz )

$$\omega_1 = 2\pi f_1 = 6,28.14\text{Hz} = 87,36\text{rad} / \text{s}$$

$$\omega_h = 2\pi f_h = 6,28.25\text{Hz} = 157\text{rad} / \text{s}$$

$$\omega_r = \left( \frac{\omega_h - \omega_1}{2} \right) + \omega_1$$

$$\omega_r = 122,18 \text{ rad / s}$$

$$B = \omega_h - \omega_1$$

$$B = 69,64 \text{ rad / s}$$

$$Q = \frac{\omega_r}{B} = \frac{122,18}{69,64} = 1,75$$

Maka diperoleh nilai-nilai R sebagai berikut :

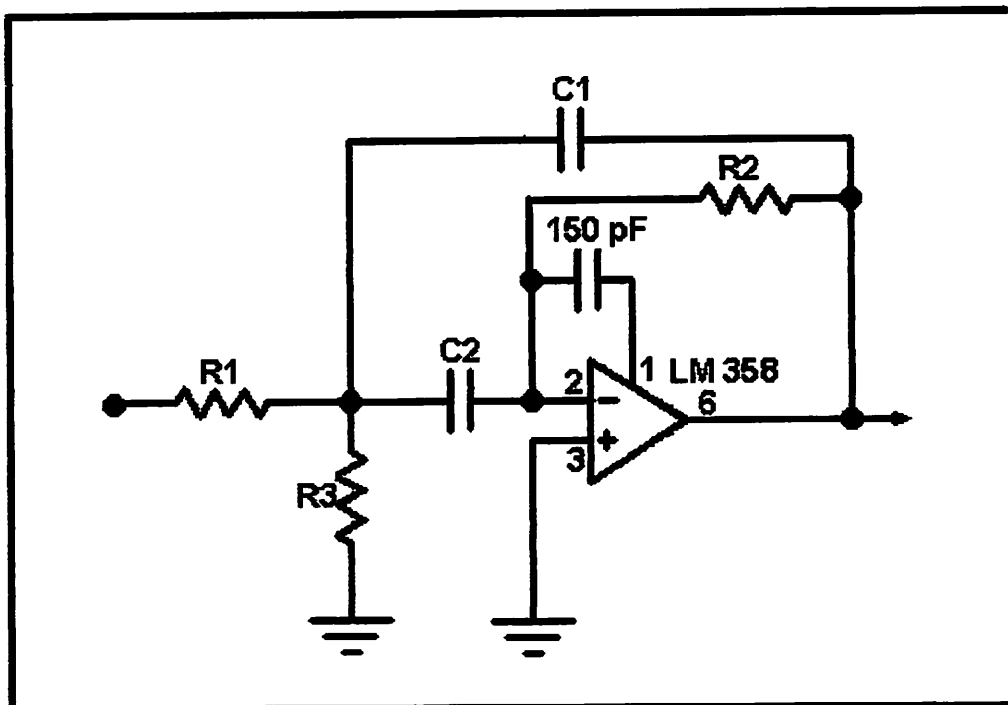
$$R_2 = \frac{2}{BC} = \frac{2}{69,64 \text{ rad / s} \cdot 100 \cdot 10^{-6} \text{ F}} = 287,191 \approx 287 \Omega$$

$$R_1 = \frac{R_2}{2A_r} = \frac{287,191}{21} = 143,596 \approx 144 \Omega$$

$$R_3 = \frac{R_2}{4Q^2 - 2A_r} = \frac{287,191}{4(1,75)^2 - 2(1)} = 28,018 \approx 28 \Omega$$

Dengan pertimbangan komponen yang ada dipasar maka menggunakan pada penggunaan resistor untuk gelombang *Alpha* antara lain  $R_1=330 \Omega$ ,  $R_2=680 \Omega$ ,  $R_3=43 \Omega$  sedangkan untuk gelombang *Beta* antara lain  $R_1=150 \Omega$ ,  $R_2=300 \Omega$ ,  $R_3=30 \Omega$ .

Rangkaian *filter band pass* ditunjukkan dalam gambar 3.5.



Gambar 3.5 Rangkaian *Band Pass Filter*

### 3.3.6 Perencanaan Rangkaian Pengubah Sinyal Analog ke Digital (ADC).

Agar dapat diproses oleh komputer maka sinyal yang masuk kedalam komputer harus merupakan sinyal digital. Untuk itu sinyal dari sensor Ag-AgCl yang telah diperkuat harus dikonversikan terlebih dahulu menjadi sinyal digital dengan rangkaian ADC. Dalam perancangan ini dipergunakan ADC 0808. Rangkaian konversi analog ke digital yang mempergunakan ADC 0808 didalam perancangan sistem ini dapat dilihat dalam gambar 3.7

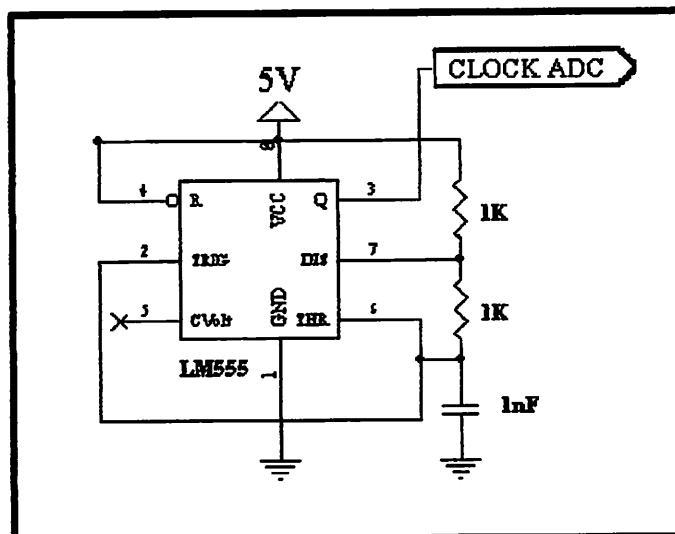
Rangkaian ADC ini mempunyai 8 bit keluaran ( $DB_0$ - $DB_7$ ) yang dihubungkan ke masukan komputer melalui DB25. Sedangkan masukannya adalah arus keluaran sensor dan tegangan yang telah diperkuat, yang dihubungkan ke terminal In-0 dan In-1, maka jalur alamat (ADD A, ADD B, dan ADD C)

diatur oleh komputer sesuai dengan frekuensi gelombang yang nantinya ingin ditampilkan. Pengaturan alamat ini sesuai dengan Tabel 2.1. Data biner akan ditahan oleh suatu register dalam ADC. Keluaran register dihubungkan dengan jalur D0-D7 melalui 8 buah penyangga 3 kondisi (*tri-state output latch buffer*).

Pengonversian akan dimulai pada saat alamat yang diberikan pada jalur ADD A, ADD B, dan ADD C ditahan dan Data digital hasil konversi ini baru dapat dibaca apabila ADC mengirimkan sinyal EOC ke komputer. Keluaran ADC ini dapat langsung dihubungkan dengan komputer karena mempunyai level tegangan yang sama, yaitu logika TTL

Ref (-) dan Ref (+) merupakan batas tegangan yang boleh dimasukkan ke jalur masukan analog ADC. Ref (+) menunjukkan tegangan referensi maksimum dimana masukan analog yang bertegangan sebesar ref (+) akan dirubah dalam biner 1111 1111. Sedangkan Ref (-) menunjukkan referensi minimum dimana masukan analog yang bertegangan sebesar Ref (-) akan dikonversi ke dalam data biner 0000 0000. Dalam perancangan alat ini baik Ref (+) maupun Ref (-) dihubungkan ke variable resistor untuk memperoleh tegangan yang sesuai dengan tegangan keluaran rangkaian pengondisi sinyal.

Masukan yang diterima ADC ini dibatasi antara 0 sampai 5 volt (datasheet). Kerja ADC 0808 akan optimum bila frekuensi clock yang digunakan sebesar 640 Khz (datasheet). Pada perancangan ini digunakan sumber pulsa dari rangkaian RC dan sebuah LM555. Rangkaian Clock untuk ADC0808 ditunjukkan dalam gambar 3.6.



Gambar 3.6 Rangkaian *Clock* LM555

Sumber : *Nation Semiconductor Corporation.2000.10*

Dengan menentukan R sebesar  $1\text{ K}\Omega$  maka akan diperoleh nilai C sebesar

$$\text{Frekuensi (F)} : \frac{1,44}{(R_1 + 2R_2)C} \quad (3.8)$$

Bila diketahui :  $R_1 = 1\text{ K}\Omega$  ;  $R_2 = 1\text{ K}\Omega$

- Misal nilai  $C = 1\text{ nF}$  ;  $R_1 = R_2 = 1\text{ K}\Omega$

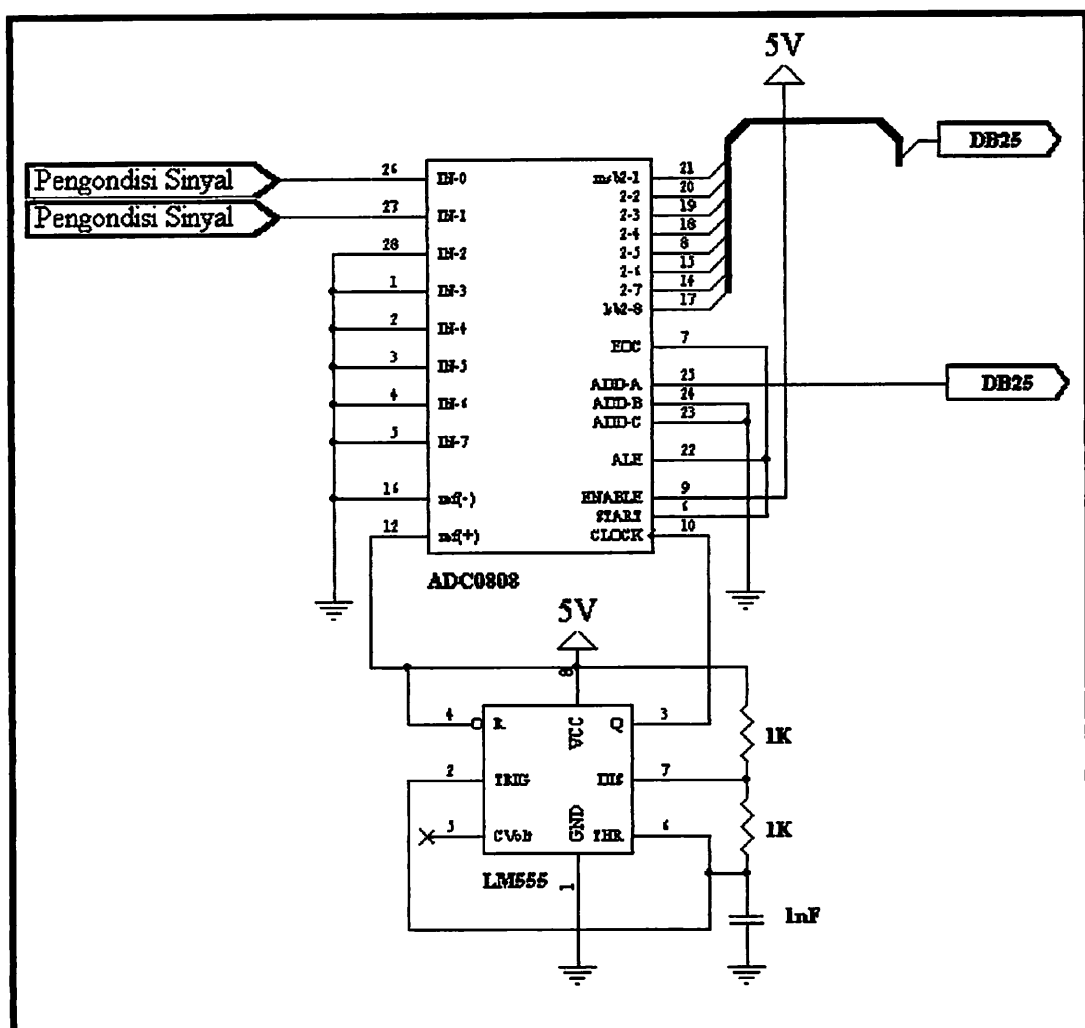
$$\begin{aligned} \text{Frekuensi (F)} &= \frac{1,44}{(1 + 2 \cdot 1) \cdot 1 \cdot 10^{-3}} \\ &= \frac{1,44}{3 \cdot 10^{-3}} \\ &= 480\text{ Hz} \end{aligned}$$

ADC 0808 tersebut dapat juga diketahui persen resolusinya. Berdasarkan datasheet ADC 0808 mempunyai 8 bit keluaran. Dari bit keluaran yang terdapat pada ADC ini dapat diketahui persen resolusi.

$$\% \text{Resolusi} = \frac{1}{2^n - 1} \times 100\%$$

dimana n menyatakan banyaknya jumlah bit keluaran yang terdapat dalam ADC ini.

$$\% \text{Resolusi} = \frac{1}{2^8 - 1} \times 100\% = 0,392\%$$



Gambar 3.7 Rangkaian Sistem ADC 0808

Untuk mengetahui kenaikan tegangan setiap step (langkah) atau resolusi tegangan yang terdapat pada ADC 0808 ini, dapat dilakukan dengan mengetahui tegangan masukan maksimum yang dapat dideteksi oleh ADC. Berdasarkan Datasheet tegangan masukan maksimum untuk ADC 0808 adalah sebesar 5 volt.

$$\% \text{Resolusi} = \frac{\text{KenaikanTeganganSetiapStep}}{\text{TeganganSkalaPenuh}} \times 100\%$$

$$0,392\% = \frac{\text{KenaikanTeganganSetiapStep}}{5\text{volt}} \times 100\%$$

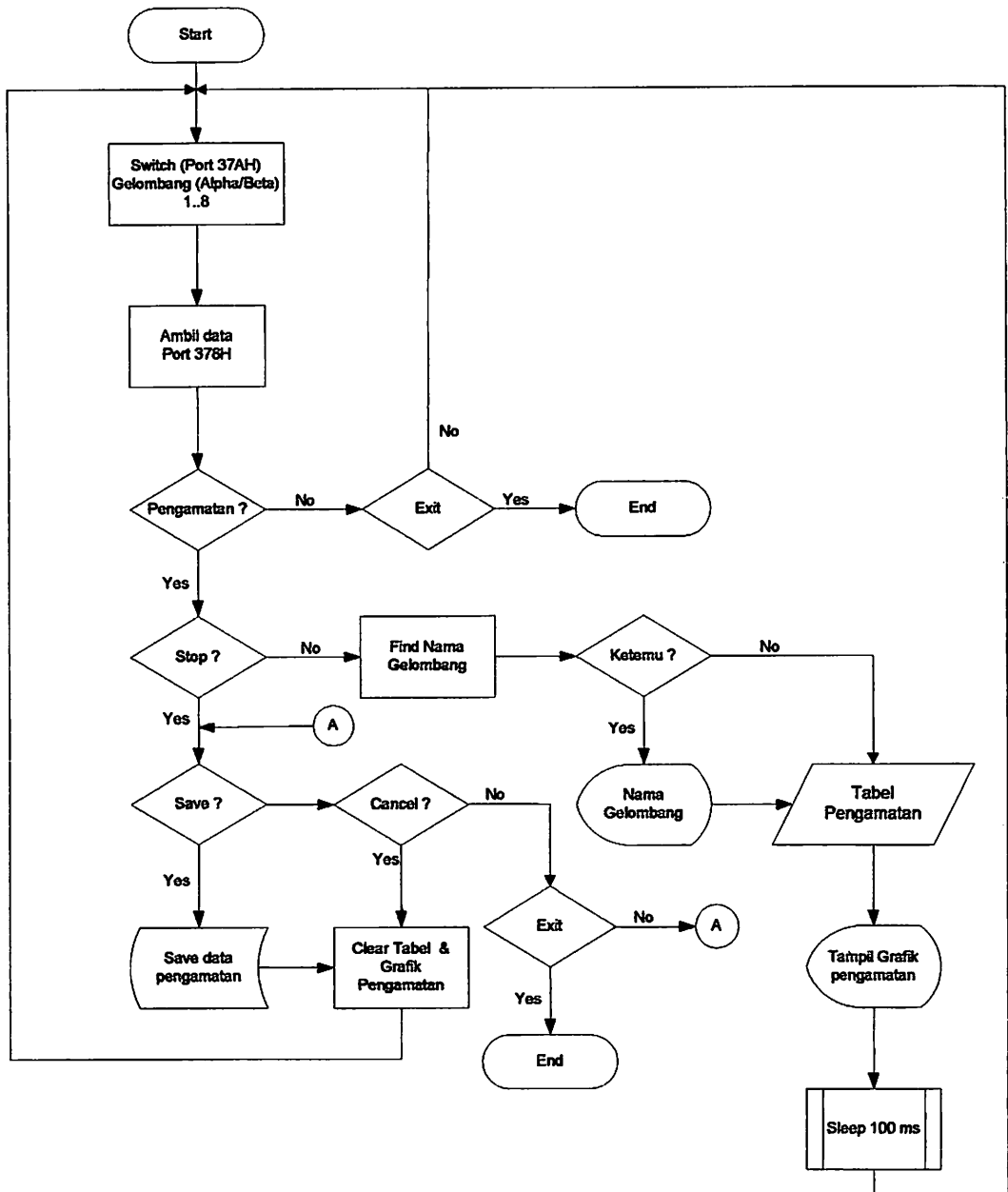
$$\text{KenaikanTeganganSetiapStep} = \frac{0,392\%}{100\%} \times 5\text{volt} = 19,6\text{mV} \cong 20\text{mV}$$

Kenaikan tegangan setiap step = tegangan resolusi ADC 0808 = 19,6 mV  $\cong$  20 mV

### 3.4 Perancangan Perangkat Lunak (Software)

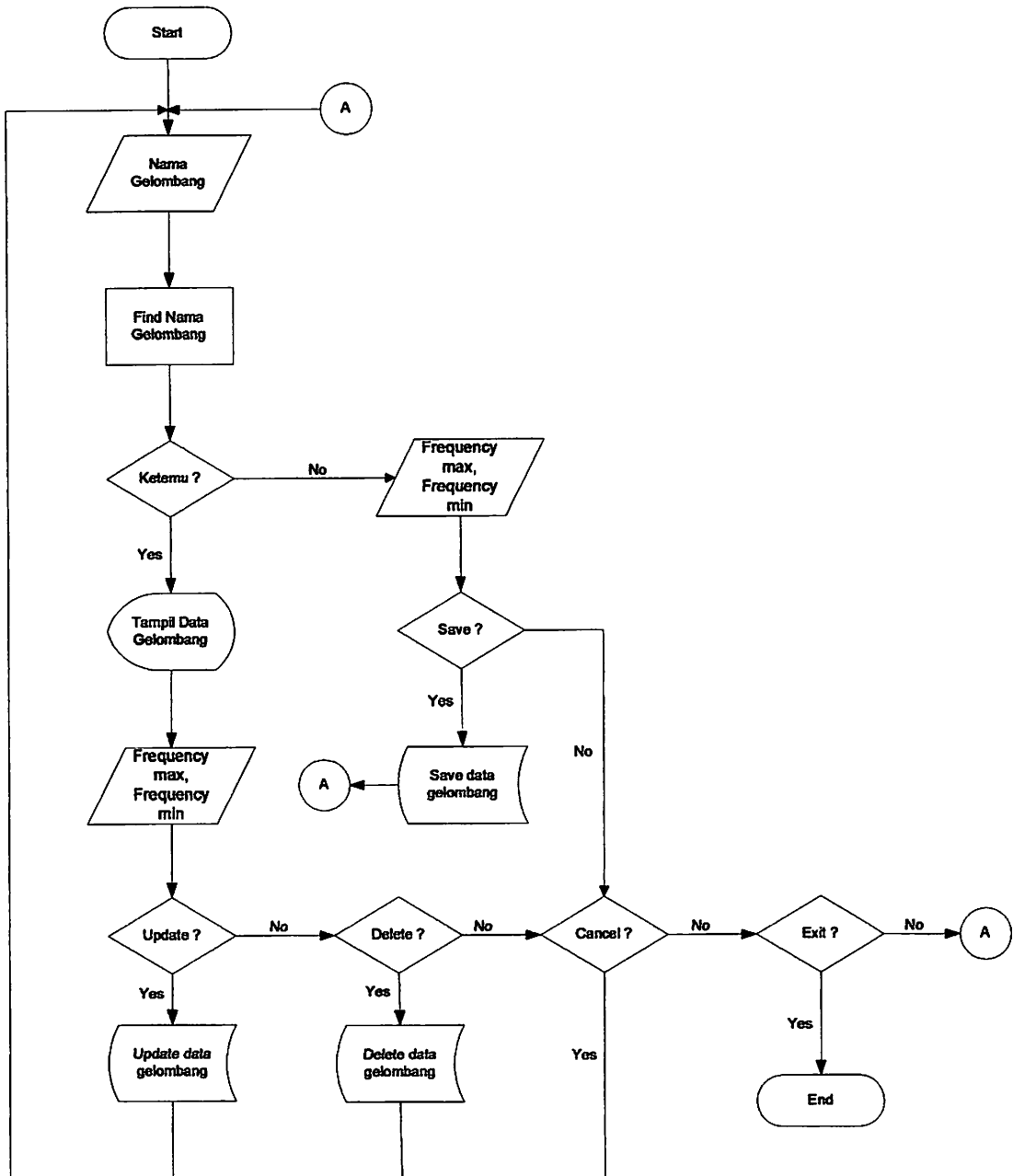
Perangkat lunak ini dibuat dengan bahasa pemrograman borland Delphi yang bekerja dibawah operasi Windows XP. Dipilihnya bahasa program ini agar didapat kemudahan dalam penggunaannya.

Sebelum membuat perangkat lunak dibuat diagram alir (flowchart) dari proses yang akan dibuat supaya memudahkan dalam pembuatan perangkat lunak (software) berikut ini adalah diagram alir dari software yang dirancang.



Gambar 3.8 Diagram Alir Kontrol Alat





Gambar 3.9 Diagram Alir Setting Gelombang

## BAB IV

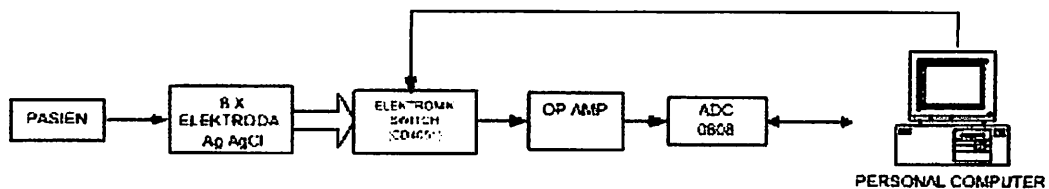
### PENGUJIAN

#### 4.1 Umum

Setelah merancang seluruh sistem EEG, maka selanjutnya dilakukan metode pengujian untuk mengetahui unjuk kerja sistem. Agar seluruh sistem dapat bekerja dengan baik, sebelumnya dilakukan langkah pengujian masing-masing sub-sistem. Setelah sub-sistem bekerja dengan baik, maka selanjutnya dilakukan pengujian sistem secara keseluruhan yaitu dengan menggabungkan seluruh sub-sistem hingga membentuk sebuah sistem EEG dengan mengacu pada blok diagram perancangan seperti dalam gambar 4.1.

Pengujian sub-sistem yang perlu dilakukan meliputi :

- Pengujian rangkaian instrumentasi
- Pengujian rangkaian multiplexer
- Pengujian rangkaian *Low Pass Filter*
- Pengujian rangkaian *non inverting*
- Pengujian rangkaian *band pass filter*
- Pengujian rangkaian Sistem ADC



Gambar 4.1 Sistem Elektro Encephalograph (EEG)

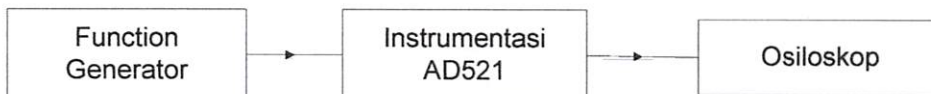
## 4.2 Pengujian Sub-Sistem

### 4.2.1 Pengujian Rangkaian instrumentasi

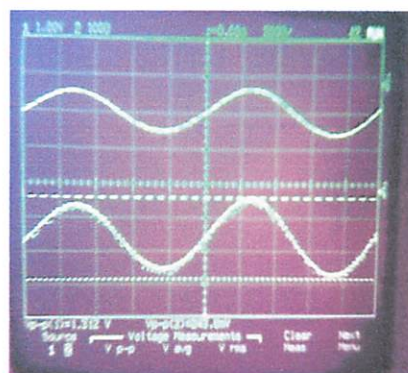
Tujuan pengujian penguat instrumentasi adalah untuk mengetahui besar penguatan saat dioperasikan. Alat Bantu yang digunakan yaitu *function generator* yang berfungsi untuk memberikan tegangan masukan *sinusoida* dan osiloskop untuk mengamati sinyal keluaran rangkaian yang diuji.

Langkah pengujian yang dilakukan adalah :

- Alat dirangkai seperti dalam Gambar 4.2.
- Memberikan tegangan masukan sinyal sinusoida 30 Hz dari *function generator*.
- Mengamati sinyal keluaran dan mencatat hasilnya.



Gambar 4.2. Pengujian Sub Sistem instrumentasi AD521



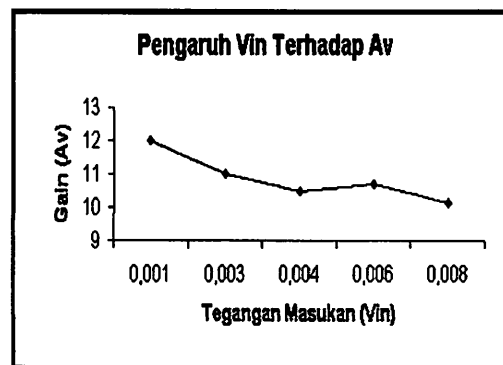
Gambar 4.3 hasil pengujian pada penguatan instrumentasi

Pada Pengujian telah didapatkan data-data seperti terdapat dalam Tabel 4.1 yaitu sebagai berikut :

Tabel 4.1 pengujian rangkaian penguat instrumentasi AD521

No	Tegangan Masukan (Vpp)	Tegangan Keluaran Penguat Instrumentasi AD 521 (Vpp)	Frekuensi (Hz)	Vout/Vin
1.	$1.10^{-3}$	$12.10^{-3}$	30	12
2.	$3.10^{-3}$	$33.10^{-3}$	30	11
3.	$4.10^{-3}$	$42.10^{-3}$	30	10,5
4.	$6.10^{-3}$	$64.10^{-3}$	30	10,67
5.	$8.10^{-3}$	$81.10^{-3}$	30	10,125

Dari hasil pengujian pada penguatan instrumentasi AD521 maka didapatkan suatu penguatan rata-rata 10,87 kali untuk penguat instrumentasi AD521. Ini berarti terdapat penyimpangan dari nilai yang diharapkan sebesar 8,7% untuk penguat instrumentasi. Maka dapat digambar dalam grafik berikut ini:



Grafik 4.1 respon gain terhadap masukan Vin pada penguatan instrumentasi AD521

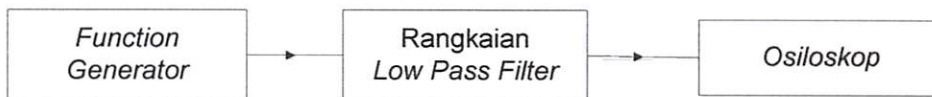
#### 4.2.2 Pengujian *Low Pass Filter*

Tujuan pengujian *Low Pass filter* adalah untuk mengetahui besar penguatan dan letak titik frekuensi cut-off. Letak frekuensi cut-off ditentukan

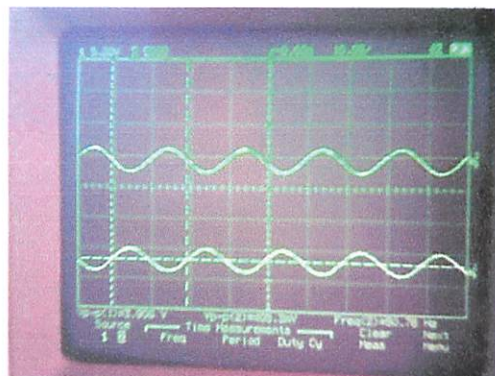
berdasarkan pada saat penurunan penguatan filter sebesar  $-3$  dB. Alat Bantu yang digunakan adalah function generator dan osiloskop.

Langkah pengujian yang dilakukan adalah sebagai berikut :

- Alat dirangkai seperti dalam gambar 4.4
- Memberikan masukan sinyal sinusoida dari function generator dengan amplitudo tetap dan frekuensi diubah-ubah.
- Mengamati dan mencatat hasil sinyal keluaran.



Gambar 4.4 Pengujian Rangkaian *Low Pass Filter*.



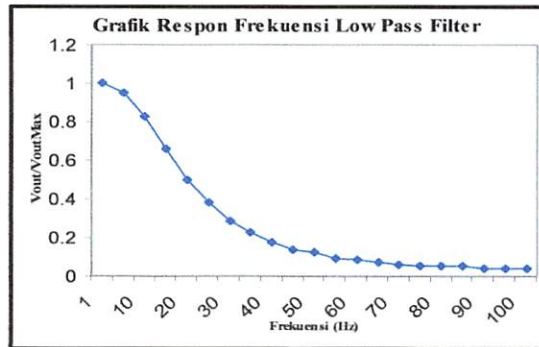
Gambar 4.5 hasil pengujian pada rangkaian *Low Pass Filter*

Pada pengujian telah didapatkan data-data seperti terdapat dalam Tabel 4.2 yaitu sebagai berikut :

Tabel 4.2 Tanggapan frekuensi *Low Pass Filter*

Fin (Hz)	Vin (V)	Vout (mV)
1	1	1000
5	1	950
10	1	825
15	1	656
20	1	500
25	1	381
30	1	287
35	1	225
40	1	175
45	1	137
50	1	125
55	1	93
60	1	81
65	1	68
70	1	56
75	1	50
80	1	50
85	1	50
90	1	37
95	1	37
100	1	37

Dari Tabel 4.2 maka didapatkan bentuk Grafik tanggapan frekuensi Low Pass Filter ditunjukkan seperti grafik 4.2.



Grafik 4.2 Tanggapan Frekuensi *Low Pass Filter*.

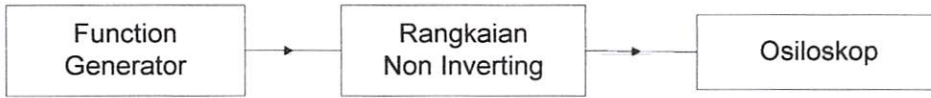
Dalam grafik tersebut diperoleh titik frekuensi cut-off yaitu frekuensi 21 Hz. Dengan demikian telah terjadi pergeseran nilai sebesar 4 Hz dari frekuensi cut-off yang direncanakan yaitu 25 Hz (error = 16%). Hal ini disebabkan karena adanya nilai toleransi pada beberapa komponen yang digunakan.

#### 4.2.3 Pengujian Rangkaian *Non Inverting*

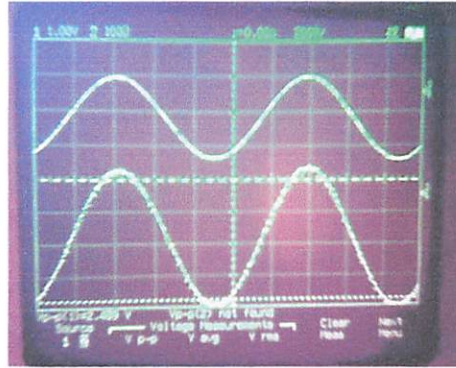
Tujuan pengujian penguat Non Inverting adalah untuk mengetahui besar penguatan yang dikeluarkan oleh rangkaian non inverting saat dioperasikan. Alat Bantu yang digunakan yaitu *function generator* yang berfungsi untuk memberikan tegangan masukan sinusoida dan osiloskop untuk mengamati sinyal keluaran rangkaian yang diuji.

Langkah pengujian yang dilakukan adalah :

- Alat dirangkai seperti dalam Gambar 4.4.
- Memberikan tegangan masukan sinyal sinusoida 30 Hz dari *function generator*.
- Mengamati sinyal keluaran dan mencatat hasilnya.



Gambar 4.6 Pengujian Sub Sistem rangkaian *Non Inverting*



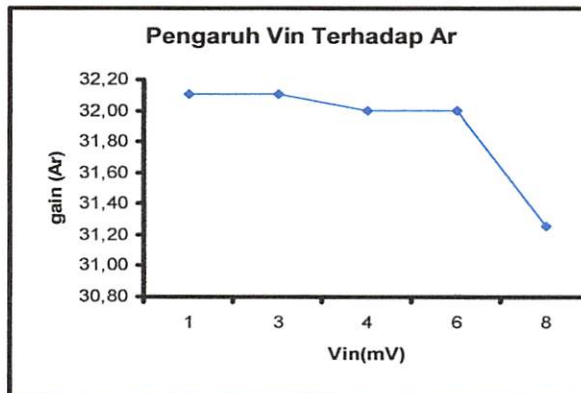
Gambar 4.7 hasil pengujian pada penguatan *Non Inverting*

Tabel 4.3 pengujian rangkaian Non Inverting

No	Tegangan Masukan (V <sub>pp</sub> )	Tegangan Keluaran Penguat Non Inverting (V <sub>pp</sub> )	Frekuensi (Hz)
1.	$1 \cdot 10^{-3}$	$3,21 \cdot 10^{-2}$	30
2.	$3 \cdot 10^{-3}$	$9,63 \cdot 10^{-2}$	30
3.	$4 \cdot 10^{-3}$	$1,28 \cdot 10^{-1}$	30
4.	$6 \cdot 10^{-3}$	$1,92 \cdot 10^{-1}$	30
5.	$8 \cdot 10^{-3}$	$2,5 \cdot 10^{-1}$	30

Dari hasil pengujian pada penguatan Non Inverting maka didapatkan suatu penguatan rata-rata 32,1 kali untuk penguatan non inverting. Ini berarti terdapat penyimpangan dari nilai yang diharapkan sebesar 0,1% untuk penguatan non inverting. Maka didapat grafik sebagai:





Grafik 4.3 respon gain terhadap masukan  $V_{in}$  pada penguatan Non Inverting

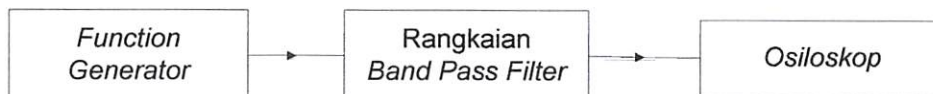
#### 4.2.4 Pengujian *Band Pass Filter*

Tujuan:

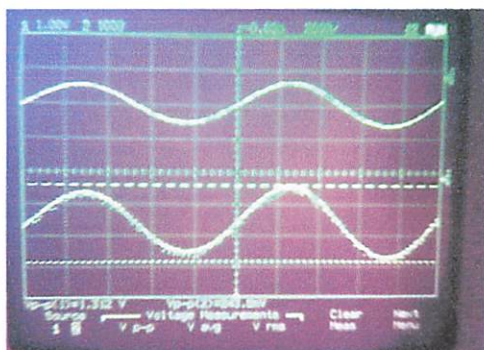
- Mengetahui respon frekuensi filter

Alat dan bahan :

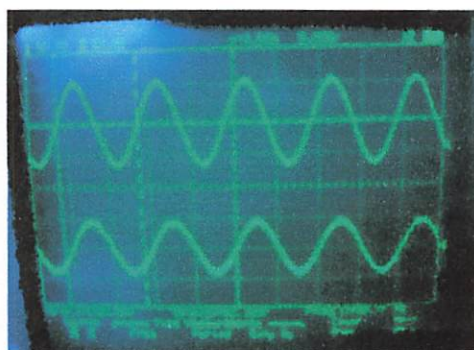
- *Function Generator*
- Osiloskop
- Rangkaian Filter



Gambar 4.8 Pengujian Sub sitem *Band Pass Filter*



Gambar 4.9 Hasil Pengujian rangkaian *Band Pass Filter* Gelombang  $\alpha$



Gambar 4.10 Hasil pengujian rangkaian *Band Pass Filter* Gelombang  $\beta$

Prosedur pengujian :

- Rangkaian disusun seperti dalam gambar 4.8.
- Menghubungkan keluaran *function generator* ke masukan rangkaian filter.
- Menghubungkan keluaran rangkaian filter ke osiloskop.
- Atur amplitudo dan frekuensi keluaran *function generator*.
- Menampilkan sinyal keluaran osilator.
- Pengamatan amplitudo sinyal keluaran filter pada osiloskop.

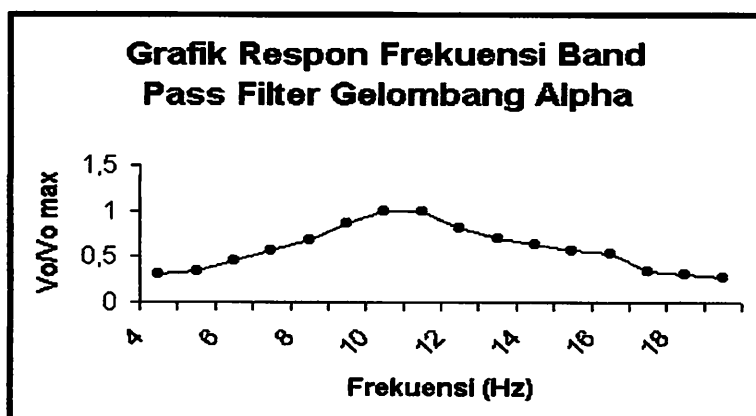
Hasil pengujian dan analisa :

Tabel 4.4 Tanggapan Frekuensi Band Pass Filter untuk gelombang  $\alpha$  (8 – 13 Hz)

No.	Vin (mV)	Frekuensi (Hz)	Vout (mV)	Vout/Vin
1.	1	4	0,78	0,78
2.	1	5	0,86	0,86
3.	1	6	1,1	1,1
4.	1	7	1,4	1,4
5.	1	8	1,7	1,7
6.	1	9	2,1	2,1
7.	1	10	2,45	2,45
8.	1	11	2,45	2,45
9.	1	12	2	2
10.	1	13	1,73	1,73

11.	1	14	1,55	1,55
12.	1	15	1,4	1,4
13.	1	16	1,3	1,3
14.	1	17	0,85	0,85
15.	1	18	0,76	0,76
16.	1	19	0,65	0,65

Dari Tabel 4.4 didapatkan grafik tanggapan frekuensi Band Pass Filter yang ditunjukkan seperti dalam grafik 4.4.



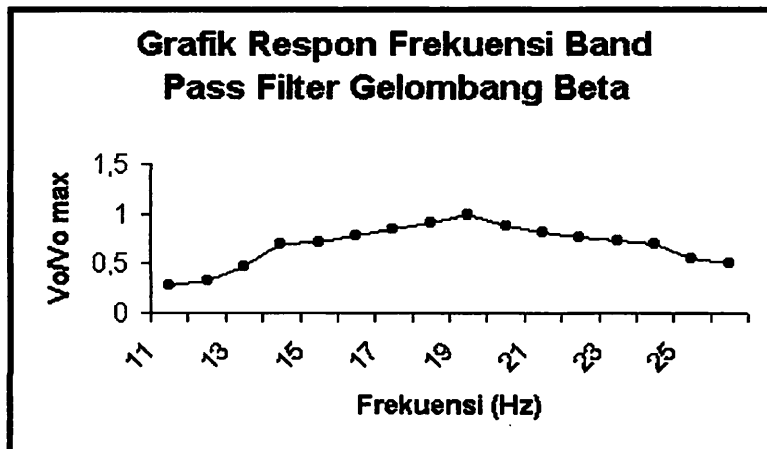
Grafik 4.4 Tanggapan Frekuensi Band Pass Filter untuk gelombang  $\alpha$

Tabel 4.5 Tanggapan Frekuensi Band Pass Filter untuk gelombang  $\beta$  (14 – 25 Hz)

No.	Vin (mV)	Frekuensi (Hz)	Vout (mV)	Vout/Vin
1.	1	11	0,7	0,7
2.	1	12	0,8	0,8
3.	1	13	1,2	1,2
4.	1	14	1,75	1,75
5.	1	15	1,8	1,8
6.	1	16	1,95	1,95
7.	1	17	2,1	2,1
8.	1	18	2,3	2,3
9.	1	19	2,5	2,5
10.	1	20	2,2	2,2
11.	1	21	2,05	2,05
12.	1	22	1,9	1,9
13.	1	23	1,85	1,85
14.	1	24	1,75	1,75

15.	1	25	1,4	1,4
16.	1	26	1,25	1,25

Dari Tabel 4.5 didapatkan grafik tanggapan frekuensi Band Pass Filter yang ditunjukkan seperti dalam grafik 4.5.



Grafik 4.5 Tanggapan Frekuensi Band Pass Filter untuk gelombang  $\beta$

Pada data hasil pengujian didapatkan hasil :

- Tegangan keluaran maksimal untuk Band Pass Filter gelombang  $\alpha$  sebesar 2,45 mV dari inputan 1 mV pada frekuensi 10 dan 11 Hz.
- Untuk Filter  $\alpha$  didapatkan :
  - $f_{c1} = 8,3 \text{ Hz (error = 3,75\%)}$
  - $f_{c2} = 12,7 \text{ Hz (error = 2,3\%)}$
  - $BW = 4,4 \text{ Hz (error = 12\%)}$
- Tegangan keluaran maksimal untuk Band Pass Filter gelombang  $\beta$  sebesar 2,5 mV dari inputan 1 mV pada frekuensi 19 Hz.
- Untuk Filter  $\beta$  didapatkan :
  - $f_{c1} = 15 \text{ Hz (error = 6,67\%)}$
  - $f_{c2} = 23,5 \text{ Hz (error = 6\%)}$

$$BW = 8,5 \text{ Hz (error = 22,72\%)}$$

Range frekuensi yang didapatkan ternyata masih belum sesuai dengan yang direncanakan. Namun keadaan range frekuensi seperti ini masih bisa digunakan untuk memisahkan sinyal  $\alpha$  dan  $\beta$ . Ketidaksesuaian ini terjadi karena tidak presisinya komponen yang ada dipasaran serta nilai toleransi komponen yang terlalu besar.

#### 4.2.5 Pengujian Rangkaian ADC

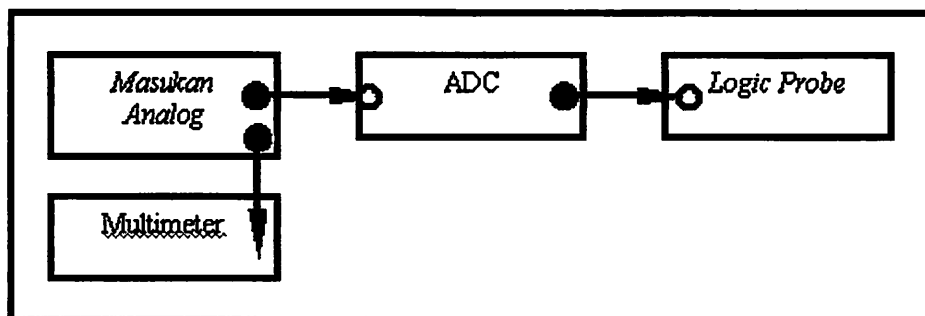
Tujuan :

- Mengetahui level tegangan keluaran ADC dan kelinieran hasil konversi ADC

Alat dan Bahan :

- Catu daya 5 volt
- Masukan analog
- Multimeter
- *Logic probe*

Blok diagram pengujian :



Gambar 4.11 Pengujian Sub Sistem ADC

Prosedur pengujian:

- Menyusun rangkaian pengujian seperti yang ditunjukkan dalam gambar 4.10
- ADC diberikan masukan tegangan secara bertahap 0 – 5 volt dengan step 0,5 volt

- Keluaran ADC dihubungkan dengan *Logic Probe* untuk mengetahui konversi masukan analog kebentuk keluaran digital berupa data biner.
- Mengamati nyala *logic probe* untuk tiap-tiap masukan analog yang berbeda.

Hasil pengujian dan analisa :

- Hasil pengujian rangkaian ADC ditunjukkan dalam table 4.6

Tabel 4.6 Hasil pengujian ADC

V <sub>in</sub>	D <sub>7</sub>	D <sub>6</sub>	D <sub>5</sub>	D <sub>4</sub>	D <sub>3</sub>	D <sub>2</sub>	D <sub>1</sub>	D <sub>0</sub>	Hex	Des	Perhitungan	%kesalahan
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0,5	0	0	0	1	1	0	1	0	1A	26	25,51	1,88
1	0	0	1	1	0	0	1	1	33	51	51,02	1,88
1,5	0	1	0	0	1	1	0	1	4D	77	76,53	3,13
2	0	1	1	0	0	1	1	1	67	103	102,04	2,82
2,5	1	0	0	0	0	0	0	1	81	129	127,55	263
3	1	0	0	1	1	0	1	1	9B	155	153,06	2,5
3,5	1	0	1	1	0	1	1	0	B6	182	178,57	2,42
4	1	1	0	0	1	1	1	1	CF	207	204,08	2,35
4,5	1	1	1	0	1	0	0	1	E9	235	229,59	2,3
5	1	1	1	1	1	1	1	1	FF	255	255,10	0,039
Kesalahan Rata-Rata												1,9954

Untuk tegangan referensi (+) sebesar 5 volt dan referensi (-) sebesar 0

Volt, maka diperoleh :

$$resolusi = \frac{1}{2^n - 1} \times 100\% = 0,39\%$$

dan

$$step = 5 \times 0,39\% = 19,6mV$$

Apabila diperoleh keluaran 1A H atau 26 maka sebenarnya tegangan masukan yang diberikan :

$$V_{in} = 19,6 \cdot 10^{-3} \times 26 = 0,5volt$$

#### 4.2.6 Pengujian Rangkaian multiplekser

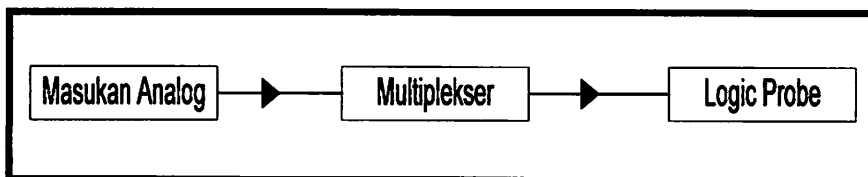
Tujuan :

- Mengetahui proses kerja dari multiplekser

Alat dan Bahan :

- Catu daya 5 volt
- Masukan analog
- *Logic probe*

Blok diagram pengujian



Gambar 4.12 Pengujian rangkaian Multiplekser

Prosedur pengujian:

- Menyusun rangkaian pengujian seperti yang ditunjukkan dalam gambar 4.12
- Multiplekser diberikan masukan tegangan secara bertahap 5 volt
- Keluaran multiplekser dihubungkan dengan *Logic Probe* untuk mengetahui kaki mana yang aktif.
- Mengamati nyala *logic probe* untuk tiap-tiap masukan analog yang berbeda.

Hasil pengujian dan analisa :

**Tabel 7 Pengujian Multiplexer**

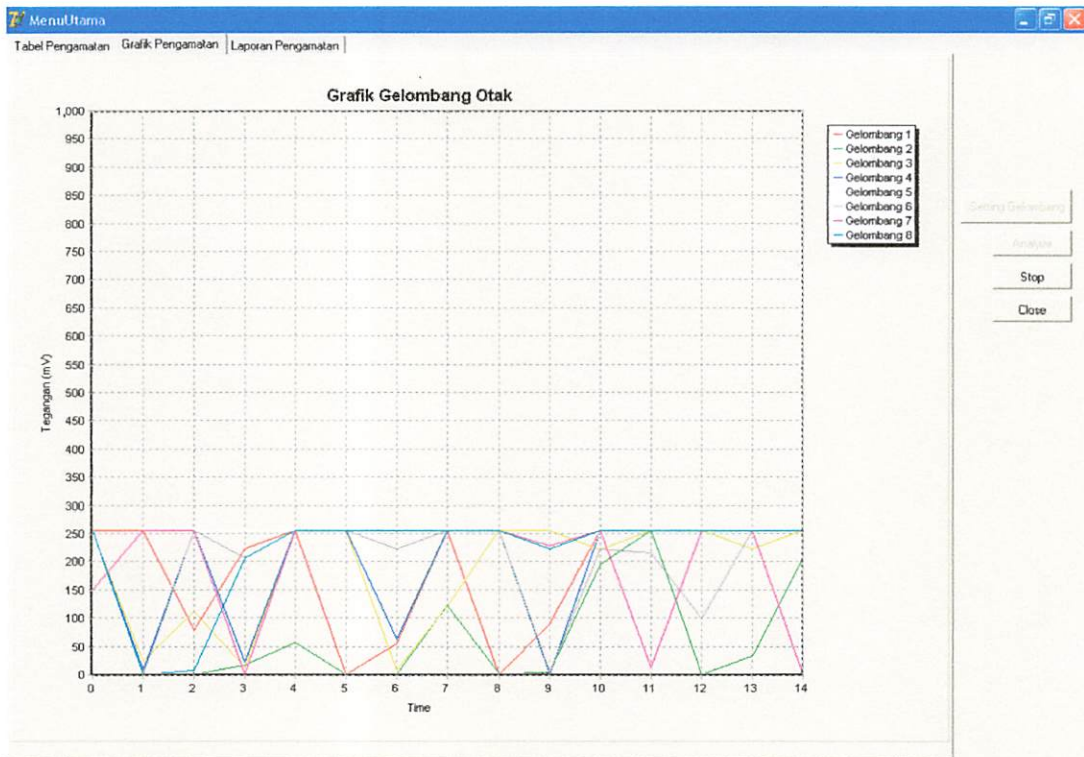
MASUKAN			INPUTAN							
C	B	A	D7	D6	D5	D4	D3	D2	D1	D0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1
0	0	1	0	0	0	0	0	0	1	0
0	1	0	0	0	0	0	0	1	0	0
0	1	1	0	0	0	0	1	0	0	0
1	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0
1	0	1	0	0	1	0	0	0	0	0
1	1	0	0	1	0	0	0	0	0	0
1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0

Dari hasil pengujian maka diketahui bahwa untuk mengendalikan inputan harus diatur masukan pada multiplexer menggunakan tegangan dan pengontrolannya menggunakan data bilangan biner

#### 4.3 Hasil pengujian Keseluruhan

Pengujian keseluruhan dilakukan dengan cara menggabungkan dari semua bagian pada blok diagram termasuk perangkat lunak yang telah dibuat. Pengujian ini dimaksudkan untuk mengetahui apakah semua sistem dapat berjalan sesuai dengan perencanaan. Dan pada pengujian keseluruhan pengguna elektroda masih belum berhasil dikarenakan penempatan elektroda pada kepala masih belum tepat dan hanya pihak medis yang memahami walaupun dari pihak medis sendiri telah memberitahukan cara penempatannya. Dan pada pengujian keseluruhannya untuk saat ini masih menggunakan *function generator*. Dan hasil dari pengujian menggunakan *function generator* adalah sebagai berikut:





Gambar 4.13 hasil pengujian tampilan grafik pengamatan pada PC

Waktu	Gel 1	Gel 2	Gel 3	Gel 4	Gel 5	Gel 6	Gel 7	Gel 8
17.09.47	207	83	255	255	207	0	0	34
17.09.48	255	207	255	255	207	243	207	255
17.09.49	0	0	255	255	207	207	0	160
17.09.50	0	37	0	207	91	9	97	255
17.09.51	255	207	255	255	207	0	255	96
17.10.57	93	0	255	0	255	207	0	223
17.10.58	255	8	45	35	255	223	0	99
17.10.59	207	17	255	255	255	223	253	255

Gambar 4.14 hasil pengujian tampilan tabel pengamatan pada PC

## **BAB V**

### **PENUTUP**

#### **5.1 Kesimpulan**

Dari hasil pengujian dapat diambil kesimpulan sebagai berikut:

1. Penguatan dari instrumentasi dapat menguatkan sinyal dengan penguatan sebesar 10,87 kali dan *Error* 8,7%
2. Pada rangkaian Low pass filter titik frekuensi cut off yang di rencanakan adalah 25 Hz sedangkan pada pengujian alat titik frekuensi cut off yaitu berkisar pada frekuensi 21 Hz (*error* =16%).hal itu di karenakan adanya nilai toleransi pada beberapa komponen yang digunakan
3. Pada penguatan Non Inverting yang di gabung dengan rangkaian Low pass Filter dapat menguatkan rata rata 32 kali.
4. Tegangan keluaran maksimal untuk Band Pass Filter gelombang sebesar 2,45 mV dari inputan 1 mV pada frekuensi 10 Hz dan 11Hz. Untuk filter didapatkan  $f_{c1} = 8,3 \text{ Hz}$  (*error* = 3,75%),  $f_{c2} = 12,7 \text{ Hz}$  (*error* = 2,3%),  $BW = 4,4 \text{ Hz}$  (*error* = 12%). Sedangkan untuk tegangan keluaran maksimal untuk gelombang sebesar 2,5mV dari inputan 1mV pada frekuensi 19 Hz. Untuk filter didapatkan:  $f_{c1} = 15 \text{ Hz}$  (*error* = 6,67%),  $f_{c2} = 23,5 \text{ Hz}$  (*error* = 6%)
5. Rangkaian ADC, dengan membandingkan hasil pengujian dan perhitungan, maka didapatkan *error* =1,9954% dan ADC masih dapat bekerja sebagaimana mestinya.
6. Untuk pengambilan sinyal biolistrik otak masih mengalami kegagalan dikarenakan pemasangan atau peletakan elektroda yang kurang pas pada bagian kepala.
7. Alat saat ini dapat bekerja dengan masukan dari function generator.

## 5.2 Saran

Meskipun alat telah dapat bekerja sesuai dengan yang diharapkan, namun ada beberapa hal yang perlu diperhatikan untuk pengembangan alat ini dikemudian hari.

Hal-hal tersebut antara lain :

1. Agar hasil deteksi alat dapat lebih presisi, maka sebaiknya digunakan komponen-komponen khusus dengan nilai toleransi yang lebih kecil serta komponen-komponen filter yang terintegrasi, sehingga dimensi alat dapat lebih ringkas dan praktis.
2. Untuk mendapatkan data yang lebih akurat maka sebaiknya dilakukan pengambilan data dengan jumlah objek yang lebih banyak.
3. Sebagai upaya penyempurnaan penelitian sebaiknya dilakukan pengujian pada sensor elektroda Ag-AgCl sehingga didapatkan data konversi tegangan keluar sensor terhadap objek sadapan.
4. Untuk mendapatkan sinyal sebaiknya menggunakan jenis kabel yang sama dengan yang dirumah sakit dan pada penggunaan multiplekser penempatan atau penggunaannya sebaiknya setelah penguatan instrumentasi akan tetapi harga dan jumlah jenis instrumen yang digunakan sangatlah terbatas dan harganya yang relatif mahal.
5. Dengan semakin praktis baik pada bentuk alat maupun cara penggunaannya dan dengan harga yang terjangkau diharapkan sang pasien dapat memiliki sendiri alat ini.







## DAFTAR PUSTAKA

1. Robert F. Coughlin, *Penguat operasional dan rangkaian terpadu linier*, edisi kedua, 1992.
2. Joseph Dedy Irawan dan Romy Budhi Widodo, *Interfacing Paralel dan Serial menggunakan Delphi*, edisi pertama, 2007.
3. National Semikonduktor, Data Sheet, 1994.
4. National Semikonduktor, Data sheet , October, 1989.
5. Analog Devices, Data Sheet, 1997.
6. <http://www.Nullmodem.com>
7. National Semikonduktor, Data Sheet, 1995.
8. Agfianto Eko Putra, *Penapis Aktif Elektronika Teori dan Praktek*, 2002.
9. Prof. Dr. Mahar Mardjono, Dr. Priguna Sidharta, *Neurology Klinis dasar*, 1988.
10. Motorola Semikonduktor, Data Sheet, 1996.
11. <http://www.zoomedia.com>
12. Center for Neurodynamics, Benton Hall, 503J, One University Blvd, St Louis
13. <http://butler.cc.tut.fi/~malmivuo/bem/bembook>
14. American clinical Neurophysiology Society, <http://www.acns.org>
15. Rafal Bogacz, „ Blinking Artefact Recognition in Eeg Signal by <http://www.math.princeton.edu/~rbogacz/> (22.10.2002)
16. Modul praktikum interface T. Elektro Unibraw <http://sony-ak.com/articles/2/delphi-interfacing.php>
17. Harry Ghautama, *Pendeteksi Dan Perekam Sinyal Biolistrik Otak (Elektroencephalograph) Berbasis MikroKontroler AT89C51*, skripsi, 2005.

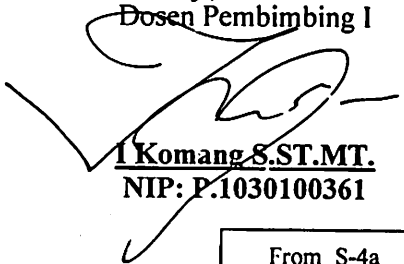
# LAMPIRAN

FORMULIR BIMBINGAN SKRIPSI

Nama : DARMAWAN SETYO BUDI  
Nim : 0217001  
Masa Bimbingan : 23 JANUARI 2008 s/d 23 JULI 2008  
Judul Skripsi : PENDETEKSI DAN PEREKAMAN SINYAL  
BIOLISTRIK OTAK ( ELEKTOENCEPHALOGRAPH )  
BERBASIS PC (PERSONAL COMPUTER)

No	Tanggal	Uraian	Paraf Pembimbing
1	11/08 08	Konsultasi Mula2 & bab II (Perbaiki Gbr rancangan!!!)	
2	24/08 08	penyusian Ase di ulang.	
3	5/08 08	Perbaikan Mula2	
4	6/08 08	Penyusian Citra Mula2	
5	8/08 08	melakukan seminar. Harit.	
6	17/08 08	Ase Caporan skripsi	
7			
8			
9			
10			

Malang, 17-08 - 2008  
Dosen Pembimbing I

  
Komang S. ST. MT.  
NIP: P.1030100361

From S-4a

**FORMULIR BIMBINGAN SKRIPSI**

Nama : DARMAWAN SETYO BUDI  
Nim : 0217001  
Masa Bimbingan : 23 JANUARI 2008 s/d 23 JULI 2008  
Judul Skripsi : PENDETEKSI DAN PEREKAMAN SINYAL  
BIOLISTRIK OTAK ( ELEKTOENCEPHALOGRAPH )  
BERBASIS PC (PERSONAL COMPUTER)

No	Tanggal	Uraian	Paraf Pembimbing
1	13-02-2008	Revisi bab III	
2			
3			
4			
5			
6			
7			
8			
9			
10			

Malang, - - 2008  
Dosen Pembimbing II

Sotyo Hadi, ST

From S-4a







INSTITUT TEKNOLOGI NASIONAL  
FAKULTAS TEKNOLOGI INDUSTRI  
JURUSAN TEKNIK ELEKTRO

### Formulir Perbaikan Ujian Skripsi

Dalam pelaksanaan Ujian Skripsi Janjang Strata 1 Jurusan Teknik Elektro Konsentasi T. Energi Listrik i T Elektronika, maka perlu adanya perbaikan skripsi untuk mahasiswa :

NAMA : *Jahman*  
NIM :  
Perbaikan meliputi : *0217001*

Malang,

( \_\_\_\_\_ )



**unit UMenuUtama;**

**interface**

**uses**

**Windows, Messages, SysUtils, Variants, Classes, Graphics, Controls, Forms,  
Dialogs, ComCtrls, DBGrids, TeEngine, Series, ExtCtrls, TeeProcs, Chart,  
StdCtrls, Buttons, Grids, DB, ADODB;**

**type**

**TMenuUtama = class(TForm)  
PageControl1: TPageControl;  
TabSheet2: TTabSheet;  
Label3: TLabel;  
Label4: TLabel;  
Tabel: TStringGrid;  
CmdSave: TBitBtn;  
CmdCancel: TBitBtn;  
TxtTgl: TEdit;  
TxtNoP: TEdit;  
TabSheet3: TTabSheet;  
Chart1: TChart;  
Series1: TLineSeries;  
Series2: TLineSeries;  
Series3: TLineSeries;  
Series4: TLineSeries;  
Series5: TLineSeries;  
Series6: TLineSeries;  
Series7: TLineSeries;  
Series8: TLineSeries;  
Series9: TLineSeries;  
Series10: TLineSeries;  
Series11: TLineSeries;  
Series12: TLineSeries;  
Series13: TLineSeries;  
Series14: TLineSeries;  
Series15: TLineSeries;  
Series16: TLineSeries;  
TabSheet4: TTabSheet;  
Label5: TLabel;  
Label6: TLabel;  
DBGrid1: TDBGrid;  
Tgl1: TDateTimePicker;  
TxtNoP1: TEdit;  
Button1: TButton;  
CmdDel: TBitBtn;**

```

BitBtn4: TBitBtn;
BitBtn5: TBitBtn;
BitBtn6: TBitBtn;
BitBtn1: TBitBtn;
Timer1: TTimer;
DataSource1: TDataSource;
ADOCon: TADOConnection;
ADOQuery1: TADOQuery;
ADOQuery2: TADOQuery;
Edit1: TEdit;
Edit2: TEdit;
Edit3: TEdit;
Edit4: TEdit;
Edit5: TEdit;
Edit6: TEdit;
Edit7: TEdit;
Edit8: TEdit;
Timer2: TTimer;
Edit9: TEdit;
Edit10: TEdit;
Edit11: TEdit;
Edit12: TEdit;
Edit13: TEdit;
Edit15: TEdit;
Edit14: TEdit;
Edit16: TEdit;
procedure BitBtn1Click(Sender: TObject);
procedure Timer1Timer(Sender: TObject);
procedure FormCreate(Sender: TObject);
procedure BitBtn4Click(Sender: TObject);
procedure BitBtn5Click(Sender: TObject);
procedure BitBtn6Click(Sender: TObject);
procedure Timer2Timer(Sender: TObject);
procedure CmdCancelClick(Sender: TObject);
procedure CmdSaveClick(Sender: TObject);
procedure TabSheet4Show(Sender: TObject);
procedure Button1Click(Sender: TObject);
procedure CmdDelClick(Sender: TObject);
private
  { Private declarations }
  sqlcmd:string;
  sqlcmd1:string;
  NoPengamatan1:string;
  Procedure Tampil_Gelombang;
  Procedure Set_Awal;
  Procedure Ambil_DataADC;

```

```
Procedure Seleksi;  
Procedure TampilGrafik;  
Procedure Cleartext;  
Procedure ClearSeries;  
Function Load_NoPengamatan:String;  
Procedure Save_data;  
Procedure Save_ItemData;  
Procedure Refresh;  
public
```

```
  { Public declarations }  
end;
```

```
var  
  MenuUtama: TMenuUtama;  
  i,DataADC,select: integer;  
implementation
```

```
uses UGel;
```

```
{ $R *.dfm }  
procedure Out32(PortAddress:smallint;Value:smallint); stdcall; external  
'inpout32.dll';  
function Inp32(PortAddress:smallint):smallint;stdcall; external 'inpout32.dll';  
procedure TMenuUtama.BitBtn1Click(Sender: TObject);  
begin  
  FGel.show;  
end;
```

```
Procedure TMenuUtama.Set_Awal;
```

```
var  
  i,j: integer;  
Begin  
  tabel.RowCount:=2;  
  for j:=0 to 16 do  
    for i:=0 to 1 do  
      tabel.Cells [j,i]:='';
```

```
  tabel.Cells[0,0]:='Waktu';  
  tabel.Cells[1,0]:='Gel 1';  
  tabel.Cells[2,0]:='Gel 2';  
  tabel.Cells[3,0]:='Gel 3';  
  tabel.Cells[4,0]:='Gel 4';  
  tabel.Cells[5,0]:='Gel 5';  
  tabel.Cells[6,0]:='Gel 6';  
  tabel.Cells[7,0]:='Gel 7';
```

```
Procedure TMenuutama.Ambil_DataADC ();
begin
  DataADC:=inp32($378);
end;
Procedure TMenuUtama.Tampil_Gelombang();
begin
  case select of
    0:
      begin
        edit1.text:=floattostr(DataADC);

      end;
    1:
      begin
        edit2.text:=floattostr(DataADC);

      end;
    2:
      begin
        edit3.text:=floattostr(DataADC);

      end;
    3:
      begin
        edit4.text:=floattostr(DataADC);

      end;
    4:
      begin
        edit5.text:=floattostr(DataADC);

      end;
    5:
      begin
        edit6.text:=floattostr(DataADC);

      end;
    6:
      begin
        edit7.text:=floattostr(DataADC);

      end;
    7:
      begin
        edit8.text:=floattostr(DataADC);
```

```
end;
8:
begin
  edit9.text:=floattostr(DataADC);

end;
9:
begin
  edit10.text:=floattostr(DataADC);

end;
10:
begin
  edit11.text:=floattostr(DataADC);

end;
11:
begin
  edit12.text:=floattostr(DataADC);

end;
12:
begin
  edit13.text:=floattostr(DataADC);

end;
13:
begin
  edit14.text:=floattostr(DataADC);

end;
14:
begin
  edit15.text:=floattostr(DataADC);

end
else
begin
  edit16.text:=floattostr(DataADC);

end;
end;
end;

procedure TMenuUtama.FormCreate(Sender: TObject);
begin
```

```
Set_awal;  
end;
```

```
Procedure TMenuUtama.ClearText();
```

```
begin
```

```
Edit1.Text:='0';  
Edit2.Text:='0';  
Edit3.Text:='0';  
Edit4.Text:='0';  
Edit5.Text:='0';  
Edit6.Text:='0';  
Edit7.Text:='0';  
Edit8.Text:='0';  
Edit9.Text:='0';  
Edit10.Text:='0';  
Edit11.Text:='0';  
Edit12.Text:='0';  
Edit13.Text:='0';  
Edit14.Text:='0';  
Edit15.Text:='0';  
Edit16.Text:='0';
```

```
end;
```

```
(* Clear Series[]*)
```

```
Procedure TMenuUtama.ClearSeries();
```

```
begin
```

```
series1.Clear;  
series2.Clear;  
series3.Clear;  
series4.Clear;  
series5.Clear;  
series6.Clear;  
series7.Clear;  
series8.Clear;  
series9.Clear;  
series10.Clear;  
series11.Clear;  
series12.Clear;  
series13.Clear;  
series14.Clear;  
series15.Clear;  
series16.Clear;
```

```
end;
```

```
procedure TMenuUtama.BitBtn4Click(Sender: TObject);
```

```
begin
```

```
ClearText();
```





```

        Load_NoPengamatan:= noPengamatan1;
        nopengamatan:=nopengamatan+nopengamatan1;
    end
    Else
    begin
        NoPengamatan := NoPengamatan + '0001';
        Load_NoPengamatan := '0001';
    end;
    NoPengamatan1 := NoPengamatan;
end;
End;

```

```

Procedure TMenuUtama.TampilGrafik();

```

```

begin
    with tabel do
    begin
        series1.AddXY(i,strtoint(Cells[1,Rowcount-1]));
        series2.AddXY(i,strtoint(Cells[2,Rowcount-1]));
        series3.AddXY(i,strtoint(Cells[3,Rowcount-1]));
        series4.AddXY(i,strtoint(Cells[4,Rowcount-1]));
        series5.AddXY(i,strtoint(Cells[5,Rowcount-1]));
        series6.AddXY(i,strtoint(Cells[6,Rowcount-1]));
        series7.AddXY(i,strtoint(Cells[7,Rowcount-1]));
        series8.AddXY(i,strtoint(Cells[8,Rowcount-1]));
        series9.AddXY(i,strtoint(Cells[9,Rowcount-1]));
        series10.AddXY(i,strtoint(Cells[10,Rowcount-1]));
        series11.AddXY(i,strtoint(Cells[11,Rowcount-1]));
        series12.AddXY(i,strtoint(Cells[12,Rowcount-1]));
        series13.AddXY(i,strtoint(Cells[13,Rowcount-1]));
        series14.AddXY(i,strtoint(Cells[14,Rowcount-1]));
        series15.AddXY(i,strtoint(Cells[15,Rowcount-1]));
        series16.AddXY(i,strtoint(Cells[16,Rowcount-1]));
    end;
    i:=i+1;
end;

```

```

procedure TMenuUtama.BitBtn5Click(Sender: TObject);

```

```

begin
    timer1.Enabled:=false;
    timer2.Enabled:=false;
    ClearText();
    ClearSeries();
    CmdCancel.Enabled :=true;
    CmdSave.Enabled :=true;
    bitbtn1.Enabled:=true;
    bitbtn4.Enabled:=true;

```

```
bitbtn5.Enabled:=false;  
end;
```

```
procedure TMenuUtama.BitBtn6Click(Sender: TObject);  
begin  
    application.Terminate;  
end;
```

```
procedure TMenuUtama.Timer2Timer(Sender: TObject);  
begin  
    with tabel do  
        begin  
            tabel.Cells[0,Rowcount-1]:=formatdatetime('hh:nn:ss',time);  
            tabel.Cells[1,Rowcount-1]:=edit1.Text;  
            tabel.Cells[2,Rowcount-1]:=edit2.Text;  
            tabel.Cells[3,Rowcount-1]:=edit3.Text;  
            tabel.Cells[4,Rowcount-1]:=edit4.Text;  
            tabel.Cells[5,Rowcount-1]:=edit5.Text;  
            tabel.Cells[6,Rowcount-1]:=edit6.Text;  
            tabel.Cells[7,Rowcount-1]:=edit7.Text;  
            tabel.Cells[8,Rowcount-1]:=edit8.Text;  
            tabel.Cells[9,Rowcount-1]:=edit9.Text;  
            tabel.Cells[10,Rowcount-1]:=edit10.Text;  
            tabel.Cells[11,Rowcount-1]:=edit11.Text;  
            tabel.Cells[12,Rowcount-1]:=edit12.Text;  
            tabel.Cells[13,Rowcount-1]:=edit13.Text;  
            tabel.Cells[14,Rowcount-1]:=edit14.Text;  
            tabel.Cells[15,Rowcount-1]:=edit15.Text;  
            tabel.Cells[16,Rowcount-1]:=edit16.Text;  
            TampilGrafik();  
            RowCount := rowcount+1;  
        end;  
    end;
```

```
end;
```

```
procedure TMenuUtama.CmdCancelClick(Sender: TObject);  
begin  
    bitbtn1.Enabled:=true;  
    bitbtn4.Enabled:=true;  
    cmdsave.Enabled:=false;  
    cmdcancel.Enabled:=false;  
    set_awal;  
end;
```

```
procedure TMenuUtama.CmdSaveClick(Sender: TObject);  
begin
```

```

// bitbtn1.Enabled:=true;
//bitbtn4.Enabled:=true;
Save_data;
save_itemdata;
cmdsave.Enabled:=false;
cmdcancel.Enabled:=false;
set_awal;
end;
Procedure TMenuutama.Save_Data;
begin
    sqlcmd:= 'INSERT INTO Pengamatan VALUES (' + NoPengamatan1 + ',' +
    TxtTgl.Text + ')';
    adocon.BeginTrans;
    adocon.Execute(sqlcmd);
    adocon.CommitTrans;
end;
Procedure TMenuUtama.Save_ItemData;
var
    i: Longint;
    NoItem: String;
    waktu:string;
begin
    With Tabel do
    begin
        adocon.BeginTrans;
        For i:= 1 To tabel.RowCount- 2 do
        begin
            waktu:=Cells[0,i];
            NoItem :=
NoPengamatan1+waktu[1]+waktu[2]+waktu[4]+waktu[5]+waktu[7]+waktu[8];
            sqlcmd := 'INSERT INTO ItemPengamatan VALUES (' + NoItem + ',' +
+ NoPengamatan1 + ',' + cells[0, i] + ',' + cells[1, i] + ',' + cells[2, i] + ',' +
            '' + cells[3, i] + ',' + cells[4, i] + ',' + cells[5, i] + ',' + cells[6,
i] + ',' + cells[7, i] + ',' + cells[8, i] + ',' + cells[9, i] + ',' + cells[10, i] + ',' +
+
            '' + cells[11, i] + ',' + cells[12, i] + ',' + cells[13, i] + ',' +
cells[14, i] + ',' + cells[15, i] + ',' + cells[16, i] + ')';
            adocon.Execute(sqlcmd);
            end;
            adocon.CommitTrans;
        End;
    End;
End;

procedure TMenuUtama.TabSheet4Show(Sender: TObject);
begin
    Refresh;

```

end;

Procedure TMenuutama.Refresh;

Var

Temp,tgl: string;

NoPengamatan2: string;

begin

temp:=txtNoP1.Text;

if length(temp)=1 then

temp:='000'+temp

else if length(temp)=2 then

temp:='00'+temp

else if length(temp)=3 then

temp:='0'+temp;

NoPengamatan2:=formatdatetime('yyyy',tgl1.Date)+formatdatetime('MM',tgl1.Date)+formatdatetime('dd',tgl1.Date)+temp;

Tgl:=formatdatetime('MM',tgl1.Date)+'/'+formatdatetime('dd',tgl1.Date)+'/'+formatdatetime('yyyy',tgl1.Date);

if not(Trim(txtnoP1.Text)="") then

sqlcmd1 := 'Select

Format(ItemPengamatan.waktu,"hh:mm:ss"),ItemPengamatan.Gel1,ItemPengamatan.Gel2, ' +

'ItemPengamatan.Gel3,ItemPengamatan.Gel4,ItemPengamatan.Gel5,ItemPengamatan.Gel6, ' +

'ItemPengamatan.Gel7,ItemPengamatan.Gel8,ItemPengamatan.Gel9,ItemPengamatan.Gel10, ' +

'ItemPengamatan.Gel11,ItemPengamatan.Gel12,ItemPengamatan.Gel13,ItemPengamatan.Gel14, ' +

'ItemPengamatan.Gel15,ItemPengamatan.Gel16 From ItemPengamatan inner join Pengamatan on ItemPengamatan.NoPengamatan=

Pengamatan.NoPengamatan where ItemPengamatan.NoPengamatan="" + NoPengamatan2 + "" '

else

sqlcmd1 := 'Select

Format(ItemPengamatan.waktu,"hh:mm:ss"),ItemPengamatan.Gel1,ItemPengamatan.Gel2, ' +

'ItemPengamatan.Gel3,ItemPengamatan.Gel4,ItemPengamatan.Gel5,ItemPengamatan.Gel6, ' +

'ItemPengamatan.Gel7,ItemPengamatan.Gel8,ItemPengamatan.Gel9,ItemPengamatan.Gel10, '+

'ItemPengamatan.Gel11,ItemPengamatan.Gel12,ItemPengamatan.Gel13,ItemPengamatan.Gel14, '+

'ItemPengamatan.Gel15,ItemPengamatan.Gel16 From ItemPengamatan inner join Pengamatan on ItemPengamatan.NoPengamatan=

Pengamatan.NoPengamatan where Pengamatan.tanggal = '#' + Tgl + '# ';

adoquery2.Close;

adoquery2.SQL.Clear;

adoquery2.SQL.Add(SQLCMD1);

adoquery2.Open;

datasource1.DataSet:=adoquery2;

dbgrid1.DataSource:=datasource1;

dbgrid1.Columns[0].Title.caption:= 'WAKTU';

dbgrid1.Columns[0].Width:= 150;

dbgrid1.Columns[1].Title.caption:= 'Gel1 (Hz)';

dbgrid1.Columns[1].Width:= 70;

dbgrid1.Columns[2].Title.caption:= 'Gel2 (Hz)';

dbgrid1.Columns[2].Width:= 70;

dbgrid1.Columns[3].Title.caption:= 'Gel3 (Hz)';

dbgrid1.Columns[3].Width:= 70;

dbgrid1.Columns[4].Title.caption:= 'Gel4 (Hz)';

dbgrid1.Columns[4].Width:= 70;

dbgrid1.Columns[5].Title.caption:= 'Gel5 (Hz)';

dbgrid1.Columns[5].Width:= 70;

dbgrid1.Columns[6].Title.caption:= 'Gel6 (Hz)';

dbgrid1.Columns[6].Width:= 70;

dbgrid1.Columns[7].Title.caption:= 'Gel7 (Hz)';

dbgrid1.Columns[7].Width:= 70;

dbgrid1.Columns[8].Title.caption:= 'Gel8 (Hz)';

dbgrid1.Columns[8].Width:= 70;

dbgrid1.Columns[9].Title.caption:= 'Gel9 (Hz)';

dbgrid1.Columns[9].Width:= 70;

dbgrid1.Columns[10].Title.caption:= 'Gel10 (Hz)';

dbgrid1.Columns[10].Width:= 70;

dbgrid1.Columns[11].Title.caption:= 'Gel11 (Hz)';

dbgrid1.Columns[11].Width:= 70;

dbgrid1.Columns[12].Title.caption:= 'Gel12 (Hz)';

dbgrid1.Columns[12].Width:= 70;

dbgrid1.Columns[13].Title.caption:= 'Gel13 (Hz)';

dbgrid1.Columns[13].Width:= 70;

dbgrid1.Columns[14].Title.caption:= 'Gel14 (Hz)';

dbgrid1.Columns[14].Width:= 70;

```
dbgrid1.Columns[15].Title.caption:= 'Gel15 (Hz)';
dbgrid1.Columns[15].Width:= 70;
dbgrid1.Columns[16].Title.caption:= 'Gel16 (Hz)';
dbgrid1.Columns[16].Width:= 70;
```

```
end;
```

```
procedure TMenuUtama.Button1Click(Sender: TObject);
begin
    refresh;
end;
```

```
procedure TMenuUtama.CmdDelClick(Sender: TObject);
Var
```

```
    Temp,tgl,tgl2: string;
    NoPengamatan2: string;
    sqlcmd2:string;
begin
    temp:=txtNoP1.Text;
    if length(temp)=1 then
        temp:='000'+temp
    else if length(temp)=2 then
        temp:='00'+temp
    else if length(temp)=3 then
        temp:='0'+temp;
```

```
NoPengamatan2:=formatdatetime('yyyy',tgl1.Date)+formatdatetime('MM',tgl1.Date)+formatdatetime('dd',tgl1.Date)+temp;
```

```
Tgl:=formatdatetime('MM',tgl1.Date)+'/'+formatdatetime('dd',tgl1.Date)+'/'+formatdatetime('yyyy',tgl1.Date);
```

```
Tgl2:=formatdatetime('yyyy',tgl1.Date)+formatdatetime('MM',tgl1.Date)+formatdatetime('dd',tgl1.Date);
```

```
    adocon.BeginTrans;
    if not(Trim(txtnoP1.Text)="") then
    begin
        sqlcmd2:= 'Delete * From Pengamatan Where NoPengamatan="' +
NoPengamatan2 + '"';
        adocon.Execute(sqlcmd2);
        sqlcmd2:= 'Delete * From ItemPengamatan Where NoPengamatan="' +
NoPengamatan2 + '"';
        adocon.Execute(sqlcmd2);
    end
```

```
else
begin
    sqlcmd2:='Delete * From Pengamatan Where Pengamatan.tanggal = #' +
Tgl + '# ' ;
    adocon.Execute(sqlcmd2);
    sqlcmd2:= 'Delete * From ItemPengamatan Where NoPengamatan like "' +
Tgl2 + '%" ' ;
    adocon.Execute(sqlcmd2);

    end;
    adocon.CommitTrans;
    refresh;

end;

end.
```



**CD4051BM/CD4051BC Single 8-Channel Analog Multiplexer/Demultiplexer**  
**CD4052BM/CD4052BC Dual 4-Channel Analog Multiplexer/Demultiplexer**  
**CD4053BM/CD4053BC Triple 2-Channel Analog Multiplexer/Demultiplexer**

**General Description**

These analog multiplexers/demultiplexers are digitally controlled analog switches having low "ON" impedance and very low "OFF" leakage currents. Control of analog signals up to 15V<sub>p-p</sub> can be achieved by digital signal amplitudes of 3–15V. For example, if V<sub>DD</sub> = 5V, V<sub>SS</sub> = 0V and V<sub>EE</sub> = -5V, analog signals from -5V to +5V can be controlled by digital inputs of 0–5V. The multiplexer circuits dissipate extremely low quiescent power over the full V<sub>DD</sub>–V<sub>SS</sub> and V<sub>DD</sub>–V<sub>EE</sub> supply voltage ranges, independent of the logic state of the control signals. When a logical "1" is present at the inhibit input terminal all channels are "OFF".

CD4051BM/CD4051BC is a single 8-channel multiplexer having three binary control inputs, A, B, and C, and an inhibit input. The three binary signals select 1 of 8 channels to be turned "ON" and connect the input to the output.

CD4052BM/CD4052BC is a differential 4-channel multiplexer having two binary control inputs, A and B, and an inhibit input. The two binary input signals select 1 or 4 pairs of channels to be turned on and connect the differential analog inputs to the differential outputs.

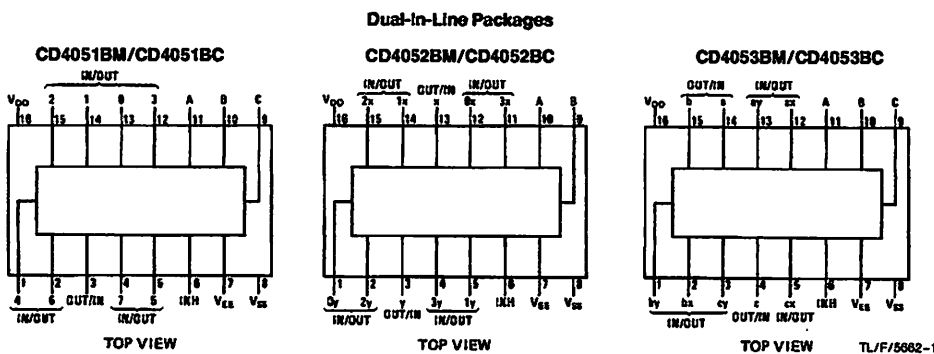
CD4053BM/CD4053BC is a triple 2-channel multiplexer having three separate digital control inputs, A, B, and C, and

an inhibit input. Each control input selects one of a pair of channels which are connected in a single-pole double-throw configuration.

**Features**

- Wide range of digital and analog signal levels: digital 3–15V, analog to 15V<sub>p-p</sub>
- Low "ON" resistance: 80Ω (typ.) over entire 15V<sub>p-p</sub> signal-input range for V<sub>DD</sub>–V<sub>EE</sub> = 15V
- High "OFF" resistance: channel leakage of ±10 pA (typ.) at V<sub>DD</sub>–V<sub>EE</sub> = 10V
- Logic level conversion for digital addressing signals of 3–15V (V<sub>DD</sub>–V<sub>SS</sub> = 3–15V) to switch analog signals to 15 V<sub>p-p</sub> (V<sub>DD</sub>–V<sub>EE</sub> = 15V)
- Matched switch characteristics: ΔR<sub>ON</sub> = 5Ω (typ.) for V<sub>DD</sub>–V<sub>EE</sub> = 15V
- Very low quiescent power dissipation under all digital-control input and supply conditions: 1 μW (typ.) at V<sub>DD</sub>–V<sub>SS</sub> = V<sub>DD</sub>–V<sub>EE</sub> = 10V
- Binary address decoding on chip

**Connection Diagrams**



Order Number CD4051B, CD4052B, or CD4053B

## Absolute Maximum Ratings

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

DC Supply Voltage ( $V_{DD}$ )	-0.5 $V_{DC}$ to +18 $V_{DC}$
Input Voltage ( $V_{IN}$ )	-0.5 $V_{DC}$ to $V_{DD}$ + 0.5 $V_{DC}$
Storage Temperature Range ( $T_S$ )	-65°C to +150°C
Power Dissipation ( $P_D$ )	
Dual-In-Line	700 mW
Small Outline	500 mW
Lead Temp. ( $T_L$ ) (soldering, 10 sec.)	260°C

## Recommended Operating Conditions

DC Supply Voltage ( $V_{DD}$ )	+5 $V_{DC}$ to +15 $V_{DC}$
Input Voltage ( $V_{IN}$ )	0V to $V_{DD}$ $V_{DC}$
Operating Temperature Range ( $T_A$ )	
4051BM/4052BM/4053BM	-55°C to +125°C
4051BC/4052BC/4053BC	-40°C to +85°C

## DC Electrical Characteristics (Note 2)

Symbol	Parameter	Conditions	-55°C		+25°			+125°C		Units
			Min	Max	Min	Typ	Max	Min	Max	
$I_{DD}$	Quiescent Device Current	$V_{DD} = 5V$		5			5		150	$\mu A$
		$V_{DD} = 10V$		10			10		300	$\mu A$
		$V_{DD} = 15V$		20			20		600	$\mu A$

### Signal Inputs ( $V_{IS}$ ) and Outputs ( $V_{OS}$ )

$R_{ON}$	"ON" Resistance (Peak for $V_{EE} \leq V_{IS} \leq V_{DD}$ )	$R_L = 10 \text{ k}\Omega$ (any channel selected)	$V_{DD} = 2.5V,$ $V_{EE} = -2.5V$ or $V_{DD} = 5V,$ $V_{EE} = 0V$	800		270	1050		1300	$\Omega$
			$V_{DD} = 5V$ $V_{EE} = -5V$ or $V_{DD} = 10V,$ $V_{EE} = 0V$	310		120	400		550	$\Omega$
			$V_{DD} = 7.5V,$ $V_{EE} = -7.5V$ or $V_{DD} = 15V,$ $V_{EE} = 0V$	200		80	240		320	$\Omega$
$\Delta R_{ON}$	$\Delta$ "ON" Resistance Between Any Two Channels	$R_L = 10 \text{ k}\Omega$ (any channel selected)	$V_{DD} = 2.5V,$ $V_{EE} = -2.5V$ or $V_{DD} = 5V,$ $V_{EE} = 0V$			10				$\Omega$
			$V_{DD} = 5V,$ $V_{EE} = -5V$ or $V_{DD} = 10V,$ $V_{EE} = 0V$			10				$\Omega$
			$V_{DD} = 7.5V,$ $V_{EE} = -7.5V$ or $V_{DD} = 15V,$ $V_{EE} = 0V$			5				$\Omega$
	"OFF" Channel Leakage Current, any channel "OFF"	$V_{DD} = 7.5V,$ $V_{EE} = -7.5V$ $O/I = \pm 7.5V, I/O = 0V$		$\pm 50$		$\pm 0.01$	$\pm 50$		$\pm 500$	nA
"OFF" Channel Leakage Current, all channels "OFF" (Common OUT/IN)	Inhibit = 7.5V	CD4051		$\pm 200$		$\pm 0.08$	$\pm 200$		$\pm 2000$	nA
	$V_{DD} = 7.5V,$ $V_{EE} = -7.5V,$ $O/I = 0V,$	CD4052		$\pm 200$		$\pm 0.04$	$\pm 200$		$\pm 2000$	nA
	$I/O = \pm 7.5V$	CD4053		$\pm 200$		$\pm 0.02$	$\pm 200$		$\pm 2000$	nA

### Control Inputs A, B, C and Inhibit

$V_{IL}$	Low Level Input Voltage	$V_{EE} = V_{SS}$ $R_L = 1 \text{ k}\Omega$ to $V_{SS}$ $I_{IS} < 2 \mu A$ on all OFF channels $V_{IS} = V_{DD}$ thru $1 \text{ k}\Omega$ $V_{DD} = 5V$ $V_{DD} = 10V$ $V_{DD} = 15V$								
				1.5			1.5		1.5	V
				3.0			3.0		3.0	V
				4.0			4.0		4.0	V
$V_{IH}$	High Level Input Voltage	$V_{DD} = 5$ $V_{DD} = 10$ $V_{DD} = 15$	3.5		3.5			3.5	V	
			7		7			7	V	
			11		11			11	V	

Note 1: "Absolute Maximum Ratings" are those values beyond which the safety of the device cannot be guaranteed. Except for "Operating Temperature Range" they are not meant to imply that the devices should be operated at these limits. The table of "Electrical Characteristics" provides conditions for actual device operation.

Note 2: All voltages measured with respect to  $V_{SS}$  unless otherwise specified.

## DC Electrical Characteristics (Note 2) (Continued)

Symbol	Parameter	Conditions	-40°C		+25°C			+85°C		Units	
			Min	Max	Min	Typ	Max	Min	Max		
$I_{IN}$	Input Current	$V_{DD} = 15V, V_{EE} = 0V$ $V_{IN} = 0V$		-0.1		$-10^{-5}$	-0.1		-1.0	$\mu A$	
		$V_{DD} = 15V, V_{EE} = 0V$ $V_{IN} = 15V$		0.1		$10^{-5}$	0.1		1.0	$\mu A$	
$I_{DD}$	Quiescent Device Current	$V_{DD} = 5V$		20			20		150	$\mu A$	
		$V_{DD} = 10V$		40			40		300	$\mu A$	
		$V_{DD} = 15V$		80			80		600	$\mu A$	
<b>Signal Inputs (<math>V_{IS}</math>) and Outputs (<math>V_{OS}</math>)</b>											
$R_{ON}$	"ON" Resistance (Peak for $V_{EE} \leq V_{IS} \leq V_{DD}$ )	$R_L = 10\text{ k}\Omega$ (any channel selected)	$V_{DD} = 2.5V, V_{EE} = -2.5V$ or $V_{DD} = 5V, V_{EE} = 0V$		850		270	1050		1200	$\Omega$
			$V_{DD} = 5V, V_{EE} = -5V$ or $V_{DD} = 10V, V_{EE} = 0V$		330		120	400		520	$\Omega$
			$V_{DD} = 7.5V, V_{EE} = -7.5V$ or $V_{DD} = 15V, V_{EE} = 0V$		210		80	240		300	$\Omega$
$\Delta R_{ON}$	$\Delta$ "ON" Resistance Between Any Two Channels	$R_L = 10\text{ k}\Omega$ (any channel selected)	$V_{DD} = 2.5V, V_{EE} = -2.5V$ or $V_{DD} = 5V, V_{EE} = 0V$				10			$\Omega$	
			$V_{DD} = 5V, V_{EE} = -5V$ or $V_{DD} = 10V, V_{EE} = 0V$				10			$\Omega$	
			$V_{DD} = 7.5V, V_{EE} = -7.5V$ or $V_{DD} = 15V, V_{EE} = 0V$				5			$\Omega$	
	"OFF" Channel Leakage Current, any channel "OFF"	$V_{DD} = 7.5V, V_{EE} = -7.5V$ $O/I = \pm 7.5V, I/O = 0V$		$\pm 50$		$\pm 0.01$	$\pm 50$		$\pm 500$	nA	
	"OFF" Channel Leakage Current, all channels "OFF" (Common OUT/IN)	$Inhibit = 7.5V$ CD4051		$\pm 200$		$\pm 0.08$	$\pm 200$		$\pm 2000$	nA	
		$V_{DD} = 7.5V, V_{EE} = -7.5V, O/I = 0V$ CD4052		$\pm 200$		$\pm 0.04$	$\pm 200$		$\pm 2000$	nA	
		$I/O = \pm 7.5V$ CD4053		$\pm 200$		$\pm 0.02$	$\pm 200$		$\pm 2000$	nA	
<b>Control Inputs A, B, C and Inhibit</b>											
$V_{IL}$	Low Level Input Voltage	$V_{EE} = V_{SS}, R_L = 1\text{ k}\Omega$ to $V_{SS}$ $I_{IS} < 2\text{ }\mu A$ on all OFF Channels $V_{IS} = V_{DD}$ thru $1\text{ k}\Omega$ $V_{DD} = 5V$ $V_{DD} = 10V$ $V_{DD} = 15V$		1.5			1.5		1.5	V	
				3.0			3.0		3.0	V	
				4.0			4.0		4.0	V	
$V_{IH}$	High Level Input Voltage	$V_{DD} = 5$	3.5		3.5			3.5		V	
		$V_{DD} = 10$	7		7			7		V	
		$V_{DD} = 15$	11		11			11		V	
$I_{IN}$	Input Current	$V_{DD} = 15V, V_{EE} = 0V$ $V_{IN} = 0V$		-0.1		$-10^{-5}$	-0.1		-1.0	$\mu A$	
		$V_{DD} = 15V, V_{EE} = 0V$ $V_{IN} = 15V$		0.1		$10^{-5}$	0.1		1.0	$\mu A$	

Note 1: "Absolute Maximum Ratings" are those values beyond which the safety of the device cannot be guaranteed. Except for "Operating Temperature Range" they are not meant to imply that the devices should be operated at these limits. The table of "Electrical Characteristics" provides conditions for actual device operation.

Note 2: All voltages measured with respect to  $V_{SS}$  unless otherwise specified.

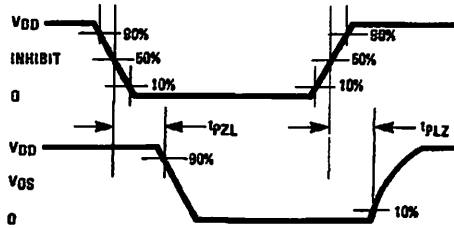
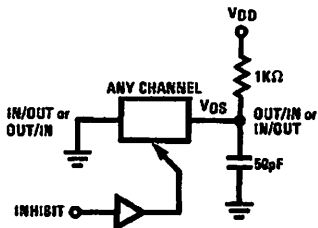
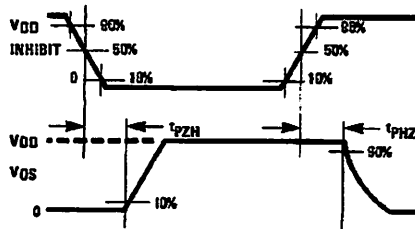
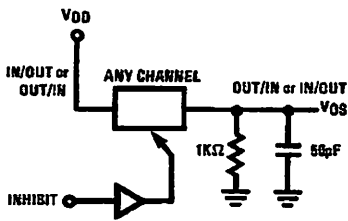
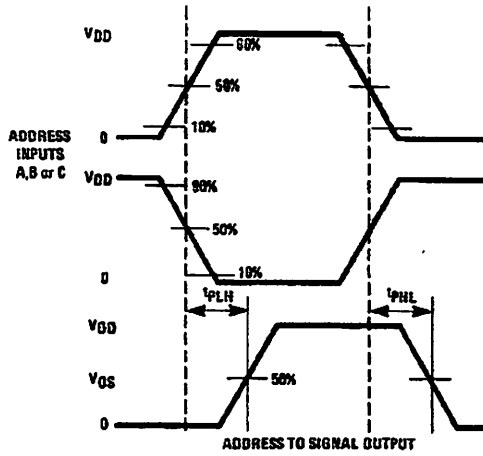
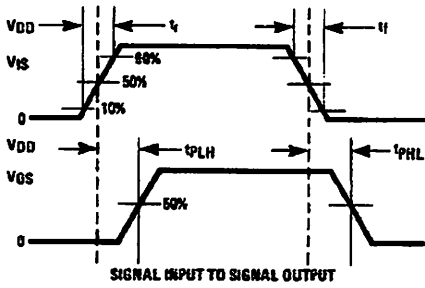
### AC Electrical Characteristics\* $T_A = 25^\circ\text{C}$ , $t_r = t_f = 20\text{ ns}$ , unless otherwise specified.

Symbol	Parameter	Conditions	VDD	Min	Typ	Max	Units
$t_{pZH}$ , $t_{pZL}$	Propagation Delay Time from Inhibit to Signal Output (channel turning on)	$V_{EE} = V_{SS} = 0V$ $R_L = 1\text{ k}\Omega$ $C_L = 50\text{ pF}$	5V		600	1200	ns
			10V		225	450	ns
			15V		160	320	ns
$t_{pHZ}$ , $t_{pLZ}$	Propagation Delay Time from Inhibit to Signal Output (channel turning off)	$V_{EE} = V_{SS} = 0V$ $R_L = 1\text{ k}\Omega$ $C_L = 50\text{ pF}$	5V		210	420	ns
			10V		100	200	ns
			15V		75	150	ns
$C_{IN}$	Input Capacitance Control Input Signal Input (IN/OUT)				5	7.5	pF
					10	15	pF
$C_{OUT}$	Output Capacitance (common OUT/IN)						
	CD4051 CD4052 CD4053	$V_{EE} = V_{SS} = 0V$	10V		30		pF
			10V		15		pF
			10V		8		pF
$C_{IOS}$	Feedthrough Capacitance				0.2		pF
$C_{PD}$	Power Dissipation Capacitance						
	CD4051 CD4052 CD4053				110		pF
					140		pF
					70		pF
<b>Signal Inputs (<math>V_{IS}</math>) and Outputs (<math>V_{OS}</math>)</b>							
	Sine Wave Response (Distortion)	$R_L = 10\text{ k}\Omega$ $f_{IS} = 1\text{ kHz}$ $V_{IS} = 5\text{ V}_{p-p}$ $V_{EE} = V_{SI} = 0V$	10V		0.04		%
	Frequency Response, Channel "ON" (Sine Wave Input)	$R_L = 1\text{ k}\Omega$ , $V_{EE} = 0V$ , $V_{IS} = 5V_{p-p}$ $20 \log_{10} V_{OS}/V_{IS} = -3\text{ dB}$	10V		40		MHz
	Feedthrough, Channel "OFF"	$R_L = 1\text{ k}\Omega$ , $V_{EE} = V_{SS} = 0V$ , $V_{IS} = 5V_{p-p}$ $20 \log_{10} V_{OS}/V_{IS} = -40\text{ dB}$	10V		10		MHz
	Crosstalk Between Any Two Channels (frequency at 40 dB)	$R_L = 1\text{ k}\Omega$ , $V_{EE} = V_{SS} = 0V$ , $V_{IS}(A) = 5V_{p-p}$ $20 \log_{10} V_{OS}(B)/V_{IS}(A) = -40\text{ dB}$ (Note 3)	10V		3		MHz
$t_{pHL}$ , $t_{pLH}$	Propagation Delay Signal Input to Signal Output	$V_{EE} = V_{SS} = 0V$ $C_L = 50\text{ pF}$	5V		25	55	ns
			10V		15	35	ns
			15V		10	25	ns
<b>Control Inputs, A, B, C and Inhibit</b>							
	Control Input to Signal Crosstalk	$V_{EE} = V_{SS} = 0V$ , $R_L = 10\text{ k}\Omega$ at both ends of channel. Input Square Wave Amplitude = 10V	10V		65		mV (peak)
$t_{pHL}$ , $t_{pLH}$	Propagation Delay Time from Address to Signal Output (channels "ON" or "OFF")	$V_{EE} = V_{SS} = 0V$ $C_L = 50\text{ pF}$	5V		500	1000	ns
			10V		180	360	ns
			15V		120	240	ns

\*AC Parameters are guaranteed by DC correlated testing.

Note 3: A, B are two arbitrary channels with A turned "ON" and B "OFF".

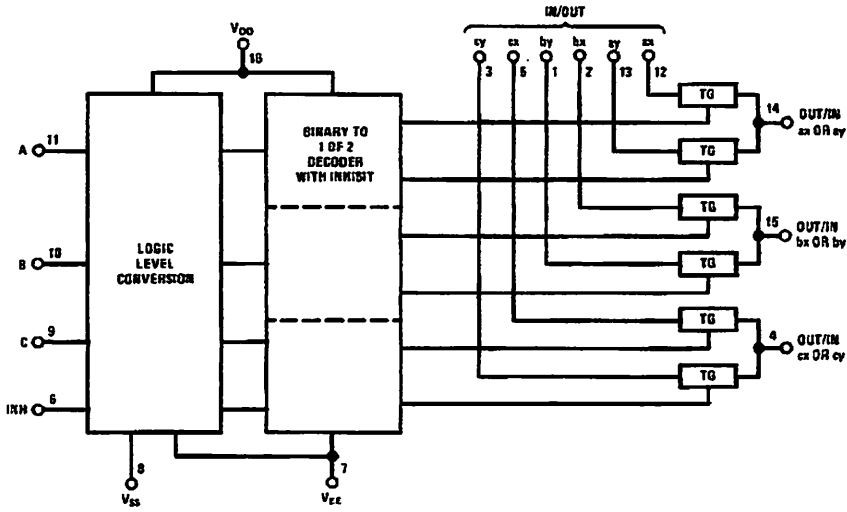
# Switching Time Waveforms



TL/F/5662-4

**Block Diagrams** (Continued)

**CD4053BM/CD4053BC**



TL/F/5682-3

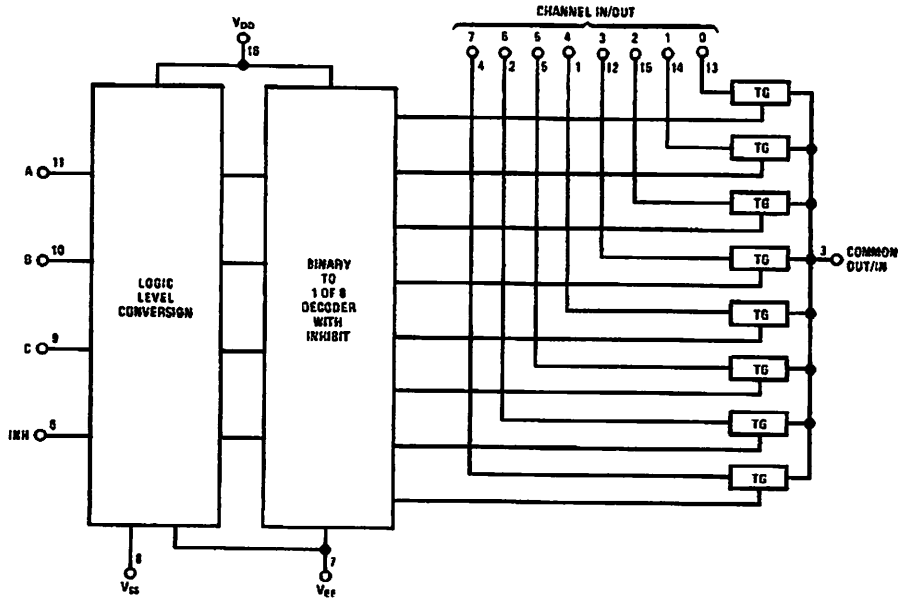
**Truth Table**

INPUT STATES				"ON" CHANNELS		
INHIBIT	C	B	A	CD4051B	CD4052B	CD4053B
0	0	0	0	0	0X, 0Y	cx, bx, ax
0	0	0	1	1	1X, 1Y	cx, bx, ay
0	0	1	0	2	2X, 2Y	cx, by, ax
0	0	1	1	3	3X, 3Y	cx, by, ay
0	1	0	0	4		cy, bx, ax
0	1	0	1	5		cy, bx, ay
0	1	1	0	6		cy, by, ax
0	1	1	1	7		cy, by, ay
1	*	*	*	NONE	NCNE	NONE

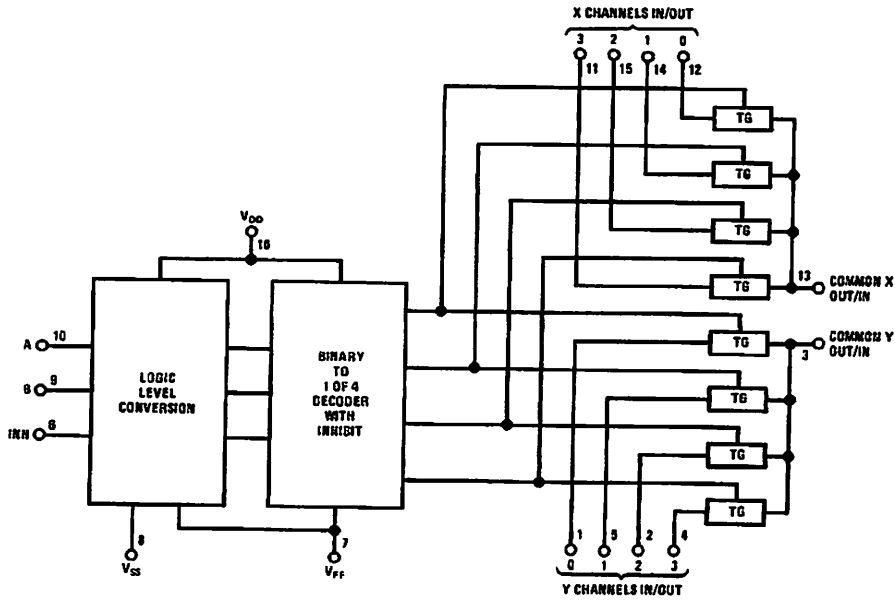
\*Don't Care condition.

# Block Diagrams

CD4051BM/CD4051BC



CD4052BM/CD4052BC



TL/F/5682-2

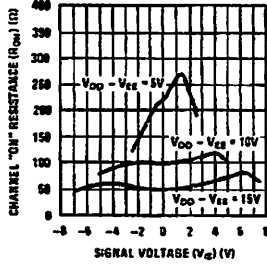
## Special Considerations

In certain applications the external load-resistor current may include both  $V_{DD}$  and signal-line components. To avoid drawing  $V_{DD}$  current when switch current flows into IN/OUT pin, the voltage drop across the bidirectional switch must

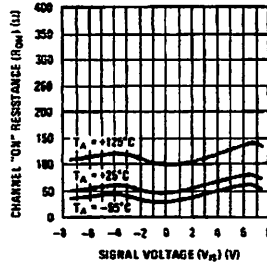
not exceed 0.6V at  $T_A \leq 25^\circ\text{C}$ , or 0.4V at  $T_A > 25^\circ\text{C}$  (calculated from  $R_{ON}$  values shown). No  $V_{DD}$  current will flow through  $R_L$  if the switch current flows into OUT/IN pin.

## Typical Performance Characteristics

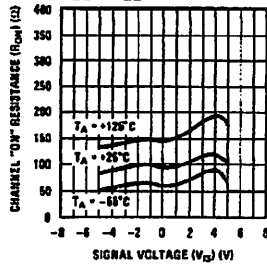
"ON" Resistance vs Signal Voltage for  $T_A = 25^\circ\text{C}$



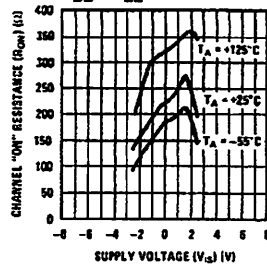
"ON" Resistance as a Function of Temperature for  $V_{DD} - V_{EE} = 15\text{V}$



"ON" Resistance as a Function of Temperature for  $V_{DD} - V_{EE} = 10\text{V}$



"ON" Resistance as a Function of Temperature for  $V_{DD} - V_{EE} = 5\text{V}$

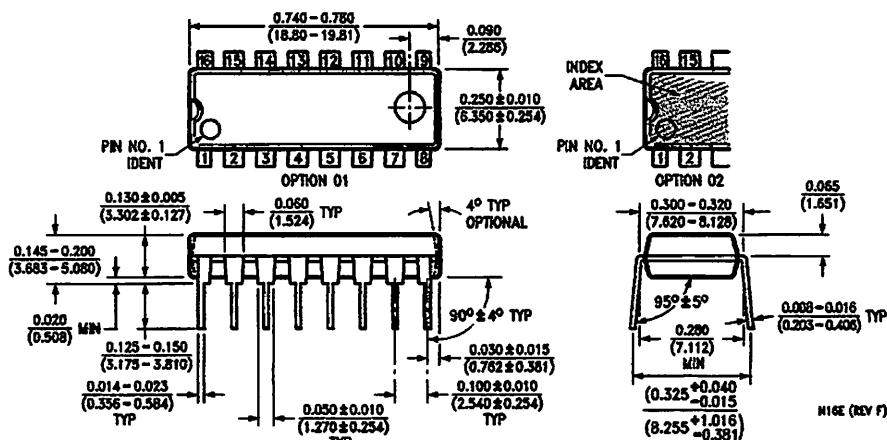


TL/F/5662-5





**Physical Dimensions** inches (millimeters) (Continued)



**Molded Dual-In-Line Package (N)**  
**Order CD4051BM, CD4051BC,**  
**CD4052BM, CD4052BC, CD4053BM, CD4053BC**  
**NS Package Number N16E**

**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 Baseline Road  
 Arlington, TX 78017  
 Tel: 1(800) 272-9959  
 Fax: 1(800) 737-7018

**National Semiconductor Europe**  
 Fax: (+49) 0-180-530 65 86  
 Email: cnjwgo@lvm2.nsc.com  
 Deutsch Tel: (+49) 0-180-530 65 85  
 English Tel: (+49) 0-180-532 78 32  
 Français Tel: (+49) 0-180-532 93 56  
 Italiano Tel: (+49) 0-180-534 15 80

**National Semiconductor Hong Kong Ltd.**  
 13th Floor, Straight Block,  
 Cosco Centre, 5 Canton Rd.  
 Tsimshatsui, Kowloon  
 Hong Kong  
 Tel: (852) 2737-1800  
 Fax: (852) 2736-0960

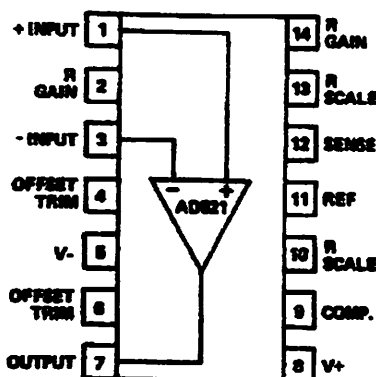
**National Semiconductor Japan Ltd.**  
 Tel: 81-043-299-2309  
 Fax: 81-043-299-2408

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.

### FEATURES

**Programmable Gains from 0.1 to 1000**  
**Differential Inputs**  
**High CMRR: 110dB min**  
**Low Drift:  $2\mu\text{V}/^\circ\text{C}$  max (L)**  
**Complete Input Protection, Power ON and Power OFF**  
**Functionally Complete with the Addition of Two Resistors**  
**Internally Compensated**  
**Gain Bandwidth Product: 40MHz**  
**Output Current Limited: 25mA**  
**Very Low Noise: 0.5 $\mu\text{V}$  p-p, 0.1Hz to 10Hz, RTI @ G = 1000**  
**Chips are Available**

### PIN CONFIGURATION



### PRODUCT DESCRIPTION

The AD521 is a second generation, low cost, monolithic IC instrumentation amplifier developed by Analog Devices. As a precision instrumentation amplifier, the AD521 is a gain block with differential inputs and an accurately programmable input/output gain relationship.

The AD521 IC instrumentation amplifier should not be confused with an operational amplifier, although several manufacturers (including Analog Devices) offer op amps which can be used as building blocks in variable gain instrumentation amplifier circuits. Op amps are general-purpose components which, when used with precision-matched external resistors, perform the instrumentation amplifier function.

The instrumentation amplifier is a precision differential voltage-gain device optimized for operation in a real world environment, and is intended to be used wherever acquisition of a small signal is difficult. It is characterized by high input impedance, balanced differential inputs, low bias currents and high CMRR.

As a complete instrumentation amplifier, the AD521 requires only two resistors to set its gain to any value between 0.1 and 1000. The ratio matching of these resistors does not affect the high CMRR (up to 120dB) or the high input impedance ( $3 \times 10^9 \Omega$ ) of the AD521. Furthermore, unlike most operational amplifier-based instrumentation amplifiers, the inputs are protected against overvoltages up to  $\pm 15$  volts beyond the supply rails.

The AD521 IC instrumentation amplifier is available in four different versions of accuracy and operating temperature range: the economical "J" grade, the low drift "K" grade, and the low drift, higher linearity "L" grade are specified from 0 to

$+70^\circ\text{C}$ . The "S" grade guarantees performance to specification over the extended temperature range:  $-55^\circ\text{C}$  to  $+125^\circ\text{C}$ .

### PRODUCT HIGHLIGHTS

1. The AD521 is a true instrumentation amplifier in integrated circuit form, offering the user performance comparable to many modular instrumentation amplifiers at a fraction of the cost.
2. The AD521 has low guaranteed input offset voltage drift ( $2\mu\text{V}/^\circ\text{C}$  for L grade) and low noise for precision, high gain applications.
3. The AD521 is functionally complete with the addition of two resistors. Gain can be precise from 0.1 to more than 1000.
4. The AD521 is fully protected for input levels up to 15V beyond the supply voltages and 30V differential at the inputs.
5. Internally compensated for all gains, the AD521 also offers the user the provision for limiting bandwidth.
6. Offset nulling can be achieved with an optional trim pot.
7. The AD521 offers superior dynamic performance with a gain-bandwidth product of 40MHz, full peak response of 100kHz (independent of gain) and a settling time of  $5\mu\text{s}$  to 0.1% of a 10V step.

# AD521 — SPECIFICATIONS (typical @ $V_s = \pm 15V$ , $R_L = 2k\Omega$ and $T_A = +25^\circ C$ unless otherwise specified)

MODEL	AD521JD	AD521KD	AD521LD	AD521SD (AD521SD/8818)
<b>INPUT</b>				
Range (For Specified Operation, Note 1)	1 to 1000	•	•	•
Equation	$G = R_2/R_1 V/V$	•	•	•
Error from Equation	( $\pm 0.25 - 0.004G$ )%	•	•	•
Nonlinearity (Note 2)	•	•	•	•
$1 \leq G \leq 1000$	0.2% max	•	0.1% max	•
Gain Temperature Coefficient	$\pm(3 \pm 0.05G)\text{ppm}/^\circ C$	•	•	$\pm(15 \pm 0.4G)\text{ppm}/^\circ C$
<b>OUTPUT CHARACTERISTICS</b>				
Rated Output	$\pm 10V$ , $\pm 10mA$ min	•	•	•
Output at Maximum Operating Temperature	$\pm 10V$ @ $5mA$ min	•	•	•
Impedance	0.1 $\Omega$	•	•	•
<b>DYNAMIC RESPONSE</b>				
Small Signal Bandwidth ( $\pm 3dB$ )				
$G = 1$	> 2MHz	•	•	•
$G = 10$	300kHz	•	•	•
$G = 100$	200kHz	•	•	•
$G = 1000$	40kHz	•	•	•
Small Signal, $\pm 1.0\%$ Flatness				
$G = 1$	75kHz	•	•	•
$G = 10$	26kHz	•	•	•
$G = 100$	34kHz	•	•	•
$G = 1000$	6kHz	•	•	•
Full Peak Response (Note 3)	100kHz	•	•	•
Slew Rate, $1 \leq G \leq 1000$	10V/ $\mu s$	•	•	•
Settling Time (any 10V step to within 10mV of Final Value)				
$G = 1$	7 $\mu s$	•	•	•
$G = 10$	5 $\mu s$	•	•	•
$G = 100$	10 $\mu s$	•	•	•
$G = 1000$	35 $\mu s$	•	•	•
Differential Overload Recovery ( $\pm 10V$ input to within 10mV of Final Value) (Note 4)				
$G = 1000$	50 $\mu s$	•	•	•
Common Mode Step Recovery (30V input to within 10mV of Final Value) (Note 5)				
$G = 1000$	10 $\mu s$	•	•	•
<b>VOLTAGE OFFSET (may be nulled)</b>				
Input Offset Voltage ( $V_{OS1}$ )	3mV max (2mV typ)	1.5mV max (0.5mV typ)	1.0mV max (0.5mV typ)	**
vs. Temperature	15 $\mu V/^\circ C$ max (7 $\mu V/^\circ C$ typ)	5 $\mu V/^\circ C$ max (1.5 $\mu V/^\circ C$ typ)	2 $\mu V/^\circ C$ max	**
vs. Supply	2 $\mu V/\%$	•	•	**
Output Offset Voltage ( $V_{OS2}$ )	400mV max (200mV typ)	200mV max (30mV typ)	100mV max	**
vs. Temperature	400 $\mu V/^\circ C$ max (150 $\mu V/^\circ C$ typ)	150 $\mu V/^\circ C$ max (50 $\mu V/^\circ C$ typ)	75 $\mu V/^\circ C$ max	**
vs. Supply (Note 6)	0.005 $V_{OS2}/\%$	•	•	**
<b>INPUT CURRENTS</b>				
Input Bias Current (either input)	80nA max	40nA max	**	**
vs. Temperature	1nA/ $^\circ C$ max	500pA/ $^\circ C$ max	**	**
vs. Supply	2nV	•	•	**
Input Offset Current	20nA max	10nA max	**	**
vs. Temperature	250pA/ $^\circ C$ max	125pA/ $^\circ C$ max	**	**
<b>INPUT</b>				
Differential Input Impedance (Note 7)	$3 \times 10^8 \Omega \pm 1.0pF$	•	•	•
Common Mode Input Impedance (Note 8)	$6 \times 10^8 \Omega \pm 3.0pF$	•	•	•
Input Voltage Range for Specified Performance (with respect to ground)	$\pm 10V$	•	•	•
Maximum Voltage without Damage to Unit, Power ON or OFF Differential Mode (Note 9)	30V	•	•	•
Voltage at either input (Note 9)	$V_s \pm 15V$	•	•	•
Common Mode Rejection Ratio, DC to 60Hz with 1k $\Omega$ source unbalance				
$G = 1$	70dB min (74dB typ)	74dB min (80dB typ)	**	**
$G = 10$	90dB min (94dB typ)	94dB min (100dB typ)	**	**
$G = 100$	100dB min (104dB typ)	104dB min (114dB typ)	**	**
$G = 1000$	100dB min (110dB typ)	110dB min (120dB typ)	**	**
<b>NOISE</b>				
Voltage RTO (p-p) @ 0.1Hz to 10Hz (Note 10)	$\sqrt{(0.5C)^2 + (225)^2} \mu V$	•	•	•
RMS RTO, 10Hz to 10kHz	$\sqrt{(1.2C)^2 + (50)^2} \mu V$	•	•	•
Input Current, rms, 10Hz to 10kHz	15pA (rms)	•	•	•
<b>REFERENCE TERMINAL</b>				
Bias Current	3 $\mu A$	•	•	•
Input Resistance	10M $\Omega$	•	•	•
Voltage Range	$\pm 10V$	•	•	•
Gain to Output	1	•	•	•
<b>POWER SUPPLY</b>				
Operating Voltage Range	23V to $\pm 18V$	•	•	•
Quiescent Supply Current	5mA max	•	•	•
<b>TEMPERATURE RANGE</b>				
Specified Performance	0 to $+70^\circ C$	•	•	$-55^\circ C$ to $+125^\circ C$
Operating	$-25^\circ C$ to $+85^\circ C$	•	•	$-55^\circ C$ to $+125^\circ C$
Storage	$-65^\circ C$ to $+150^\circ C$	•	•	•

\*Specifications same as AD521JD.

\*\*Specifications same as AD521KD.

†Specifications subject to change without notice.

## Applying the AD521

### NOTES:

1. Gains below 1 and above 1000 are obtained by simply adjusting the gain setting resistors. (Input voltage should be restricted to  $\pm 10V$  for gains equal to or less than 1.)

2. Nonlinearity is defined as the ratio of the deviation from the "best straight line" through a full scale output range of 9 volts. With a combination of high gain and  $\pm 10$  volt output swing, distortion may increase to as much as 0.3%.

3. Full Peak Response is the frequency below which a typical amplifier will produce full output swing.

4. Differential Overload Recovery is the time it takes the amplifier to recover from a pulsed 30V differential input with 15V of common mode voltage, to within 10mV of final value. The test input is a 30V, 10 $\mu$ s pulse at a 1kHz rate. (When a differential signal of greater than 11V is applied between the inputs, transistor clamps are activated which drop the excess input voltage across internal input resistors. If a continuous overload maintained, power dissipated in these resistors causes temperature gradients and a corresponding change in offset voltage, as well as added thermal time constant, but will not damage the device.)

5. Common Mode Step Recovery is the time it takes the amplifier to recover from a 30V common mode input with zero volts of differential signal to within 10mV of final value. The test input is 30V, 10 $\mu$ s pulse at a 1kHz rate. (When a com-

mon mode signal greater than  $V_S - 0.5V$  is applied to the inputs, transistor clamps are activated which drop the excessive input voltage across internal input resistors. Power dissipated in these resistors causes temperature gradients and a corresponding change in offset voltage, as well as an added thermal time constant, but will not damage the device.)

6. Output Offset Voltage versus Power Supply includes a constant 0.005 times the unnull'd output offset per percent change in either power supply. If the output offset is null'd, the output offset change versus supply change is substantially reduced.

7. Differential Input Impedance is the impedance between the two inputs.

8. Common Mode Input Impedance is the impedance from either input to the power supplies.

9. Maximum Input Voltage (differential or at either input) is 30V when using  $\pm 15V$  supplies. A more general specification is that neither input may exceed either supply (even when  $V_S = 0$ ) by more than 15V and that the difference between the two inputs must not exceed 30V. (See also Notes 4 and 5.)

10. 0.1Hz to 10Hz Peak-to-Peak Voltage Noise is defined as the maximum peak-to-peak voltage noise observed during 2 of 3 separate 10 second periods with the test circuit of Figure 8.

### ORDERING GUIDE

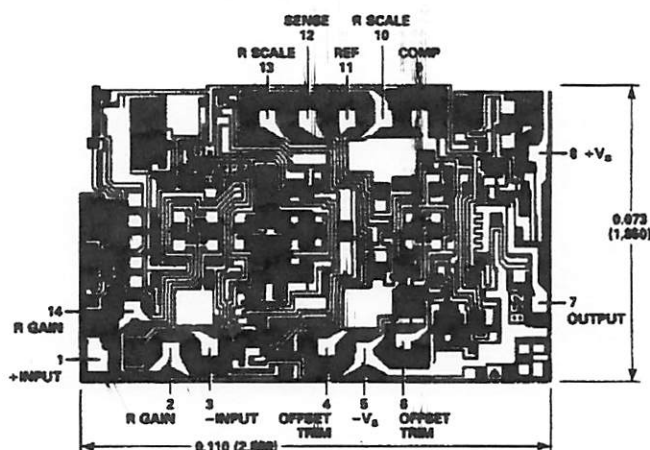
Model	Temperature Range	Description	Package Option <sup>1</sup>
D521JD	0°C to +70°C	14-Pin Ceramic DIP	D-14
D521KD	0°C to +70°C	14-Pin Ceramic DIP	D-14
D521LD	0°C to +70°C	14-Pin Ceramic DIP	D-14
D521SD	-55°C to +125°C	14-Pin Ceramic DIP	D-14
D521SD/883B <sup>2</sup>	-55°C to +125°C	14-Pin Ceramic DIP	D-14
D521J Chips	0°C to +70°C	Die	
D521K Chips	0°C to +70°C	Die	
D521S Chips	-55°C to +125°C	Die	

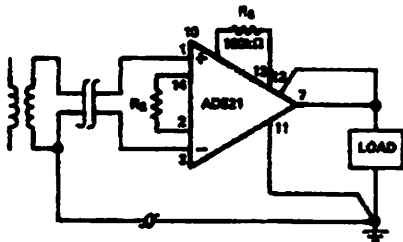
### NOTES:

<sup>1</sup>For outline information see Package Information section. Standard military drawing available.

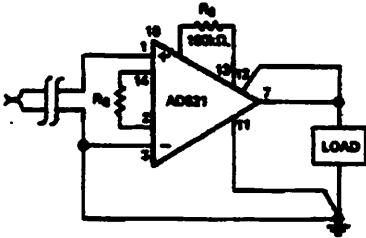
### METALIZATION PHOTOGRAPH

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

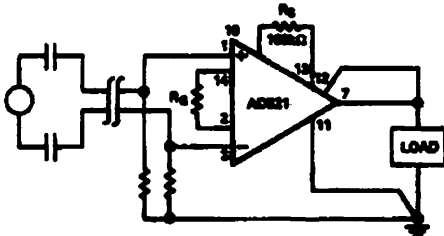




a). Transformer Coupled, Direct Return

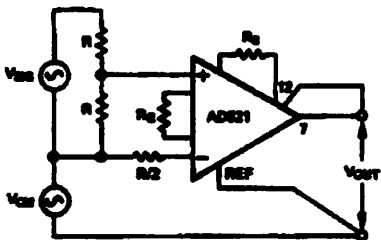


b). Thermocouple, Direct Return



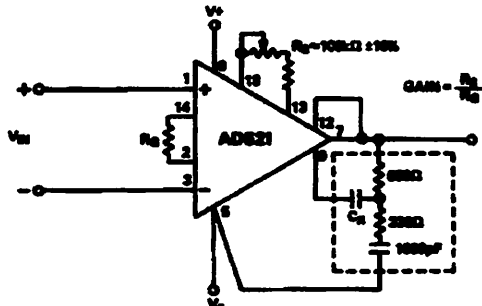
c). AC Coupled, Indirect Return

Figure 3. Ground Returns for "Floating" Transducers



1. INCREASE  $R_g$  TO PICK UP GAIN LOST BY R DIVIDER NETWORK
2. INPUT SERIAL RESIST BE REDUCED IN PROPORTION TO POWER SUPPLY VOLTAGE LEVEL.

Figure 4. Operating Conditions for  $V_{1/2} = V_S = 10V$



$C_x = \frac{1}{100\pi f_t}$  when  $f_t$  is the desired bandwidth.  
( $f_t$  in kHz,  $C_x$  in  $\mu F$ )

Figure 5. Optional Compensation Circuit

**INPUT OFFSET AND OUTPUT OFFSET**

When specifying offsets and other errors in an operational amplifier, it is often convenient to refer these errors to the inputs. This enables the user to calculate the maximum error he would see at the output with any gain or circuit configuration. An op amp with 1mV of input offset voltage, for example, would produce 1V of offset at the output in a gain of 1000 configuration.

In the case of an instrumentation amplifier, where the gain is controlled in the amplifier, it is more convenient to separate errors into two categories. Those errors which simply add to the output signal and are unaffected by the gain can be classified as output errors. Those which act as if they are associated with the input signal, such that their effect at the output is proportional to the gain, can be classified as input errors.

As an illustration, a typical AD521 might have a +30mV output offset and a -0.7mV input offset. In a unity gain configuration, the total output offset would be +29.3mV or the sum of the two. At a gain of 100, the output offset would be -40mV or:  $30mV + 100(-0.7mV) = -40mV$ .

By separating these errors, one can evaluate the total error independent of the gain settings used, similar to the situation with the input offset specifications on an op amp. In a given gain configuration, both errors can be combined to give a total error referred to the input (R.T.I.) or output (R.T.O.) by the following formula:

Total Error R.T.I. = input error + (output error/gain)

Total Error R.T.O. = (Gain x input error) + output error

The offset trim adjustment (pins 4 and 6, Figure 2) is associated primarily with the output offset. At any gain it can be used to introduce an output offset equal and opposite to the input offset voltage multiplied by the gain. As a result, the total output offset can be reduced to zero.

As shown in Figure 6, the gain range on the AD521 can be extended considerably by adding an attenuator in the sense terminal feedback path (as well as adjusting the ratio,  $R_g/R_f$ ). Since the sense terminal is the inverting input to the output amplifier, the additional gain to the output is controlled by  $R_1$  and  $R_2$ . This gain factor is  $1 + R_2/R_1$ .

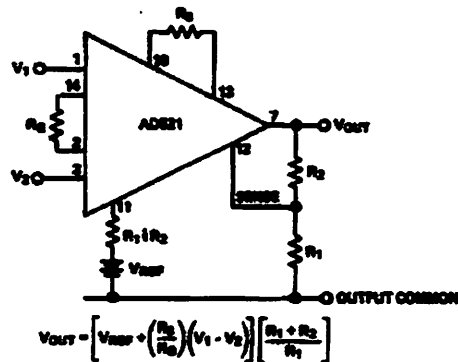
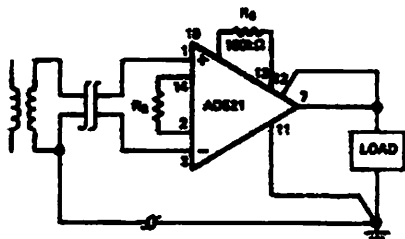
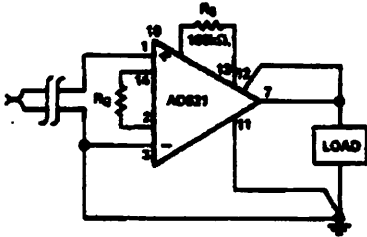


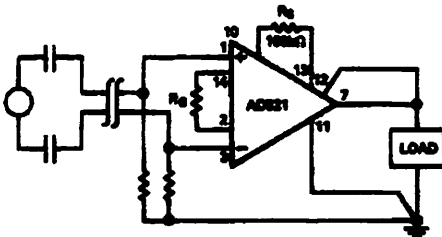
Figure 6. Circuit for utilizing some of the unique features of the AD521. Note that gain changes introduced by changing  $R_1$  and  $R_2$  will have a minimum effect on output offset if the offset is carefully nulled at the highest gain setting.



a). Transformer Coupled, Direct Return

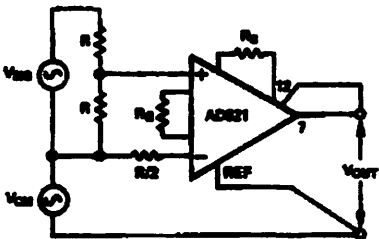


b). Thermocouple, Direct Return



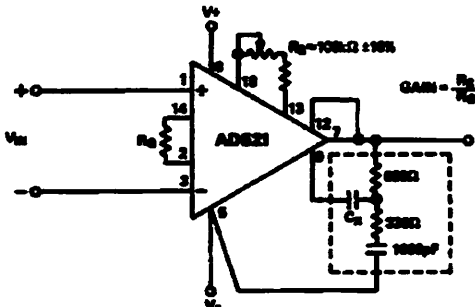
c). AC Coupled, Indirect Return

Figure 3. Ground Returns for "Floating" Transducers



1. INCREASE  $R_2$  TO PICK UP GAIN LOST BY R DIVIDER NETWORK
2. INPUT SIGNAL MUST BE REDUCED IN PROPORTION TO POWER SUPPLY VOLTAGE LEVEL.

Figure 4. Operating Conditions for  $V_{1/VS} = 10V$



$$C_x = \frac{1}{100\pi f_c} \text{ when } f_c \text{ is the desired bandwidth.}$$

( $f_c$  in kHz,  $C_x$  in  $\mu F$ )

Figure 5. Optional Compensation Circuit

### INPUT OFFSET AND OUTPUT OFFSET

When specifying offsets and other errors in an operational amplifier, it is often convenient to refer these errors to the inputs. This enables the user to calculate the maximum error he would see at the output with any gain or circuit configuration. An op amp with 1mV of input offset voltage, for example, would produce 1V of offset at the output in a gain of 1000 configuration.

In the case of an instrumentation amplifier, where the gain is controlled in the amplifier, it is more convenient to separate errors into two categories. Those errors which simply add to the output signal and are unaffected by the gain can be classified as output errors. Those which act as if they are associated with the input signal, such that their effect at the output is proportional to the gain, can be classified as input errors.

As an illustration, a typical AD521 might have a +30mV output offset and a -0.7mV input offset. In a unity gain configuration, the total output offset would be +29.3mV or the sum of the two. At a gain of 100, the output offset would be -40mV or:  $30mV + 100(-0.7mV) = -40mV$ .

By separating these errors, one can evaluate the total error independent of the gain settings used, similar to the situation with the input offset specifications on an op amp. In a given gain configuration, both errors can be combined to give a total error referred to the input (R.T.I.) or output (R.T.O.) by the following formula:

$$\text{Total Error R.T.I.} = \text{input error} + (\text{output error}/\text{gain})$$

$$\text{Total Error R.T.O.} = (\text{Gain} \times \text{input error}) + \text{output error}$$

The offset trim adjustment (pins 4 and 6, Figure 2) is associated primarily with the output offset. At any gain it can be used to introduce an output offset equal and opposite to the input offset voltage multiplied by the gain. As a result, the total output offset can be reduced to zero.

As shown in Figure 6, the gain range on the AD521 can be extended considerably by adding an attenuator in the sense terminal feedback path (as well as adjusting the ratio,  $R_2/R_1$ ). Since the sense terminal is the inverting input to the output amplifier, the additional gain to the output is controlled by  $R_1$  and  $R_2$ . This gain factor is  $1 + R_2/R_1$ .

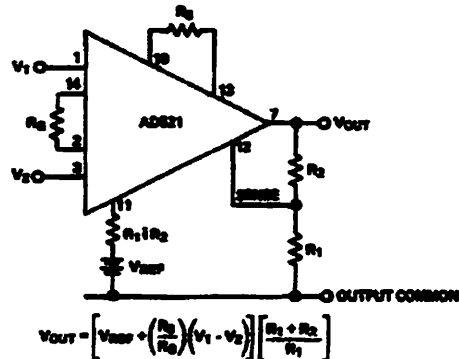


Figure 6. Circuit for utilizing some of the unique features of the AD521. Note that gain changes introduced by changing  $R_1$  and  $R_2$  will have a minimum effect on output offset if the offset is carefully nulled at the highest gain setting.

# AD521

Where offset errors are critical, a resistor equal to the parallel combination of  $R_1$  and  $R_2$  should be placed between pin 11 and  $V_{REF}$ . This minimizes the offset errors resulting from the input current flowing in  $R_1$  and  $R_2$  at the sense terminal. Note that gain changes introduced by changing the  $R_1/R_2$  attenuator will have a minimum effect on output offset if the offset is carefully nulled at the highest gain setting.

When a predetermined output offset is desired,  $V_{REF}$  can be placed in series with pin 11. This offset is then multiplied by the gain factor  $1 + R_2/R_1$  as shown in the equation of Figure 6.

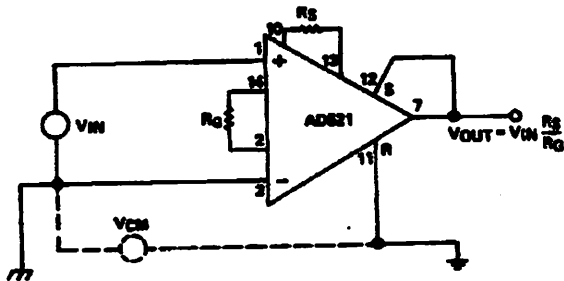


Figure 7. Ground loop elimination. The reference input, Pin 11, allows remote referencing of ground potential. Differences in ground potentials are attenuated by the high CMRR of the AD521.

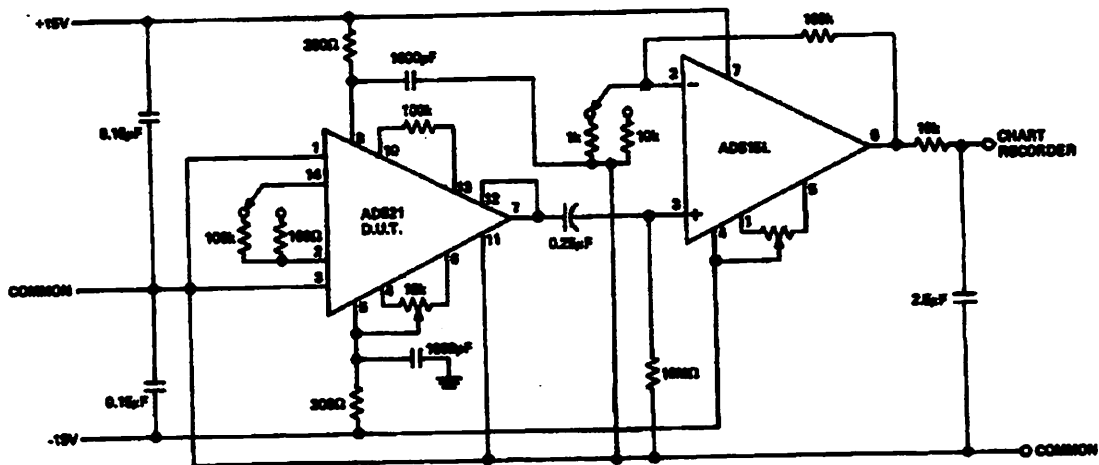


Figure 8. Test circuit for measuring peak to peak noise in the bandwidth 0.1Hz to 10Hz. Typical measurements are found by reading the maximum peak to peak voltage noise of the device under test (D.U.T.) for 3 observation periods of 10 seconds each.



## LM158/LM258/LM358/LM2904 Low Power Dual Operational Amplifiers

### General Description

The LM158 series consists of two independent, high gain, internally frequency compensated operational amplifiers which were designed specifically to operate from a single power supply over a wide range of voltages. Operation from split power supplies is also possible and the low power supply current drain is independent of the magnitude of the power supply voltage.

Application areas include transducer amplifiers, dc gain blocks and all the conventional op amp circuits which now can be more easily implemented in single power supply systems. For example, the LM158 series can be directly operated off of the standard +5V power supply voltage which is used in digital systems and will easily provide the required interface electronics without requiring the additional  $\pm 15V$  power supplies.

### Unique Characteristics

- In the linear mode the input common-mode voltage range includes ground and the output voltage can also swing to ground, even though operated from only a single power supply voltage.
- The unity gain cross frequency is temperature compensated.
- The input bias current is also temperature compensated.

### Advantages

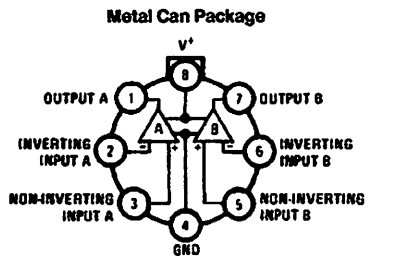
- Two internally compensated op amps in a single package
- Eliminates need for dual supplies
- Allows directly sensing near GND and  $V_{OUT}$  also goes to GND
- Compatible with all forms of logic
- Power drain suitable for battery operation
- Pin-out same as LM1558/LM1458 dual operational amplifier

### Features

- Internally frequency compensated for unity gain
- Large dc voltage gain 100 dB
- Wide bandwidth (unity gain) 1 MHz  
(temperature compensated)
- Wide power supply range:
  - Single supply 3V to 32V
  - or dual supplies  $\pm 1.5V$  to  $\pm 16V$
- Very low supply current drain (500  $\mu A$ )—essentially independent of supply voltage
- Low input offset voltage 2 mV
- Input common-mode voltage range includes ground
- Differential input voltage range equal to the power supply voltage
- Large output voltage swing  $0V$  to  $V^+ - 1.5V$

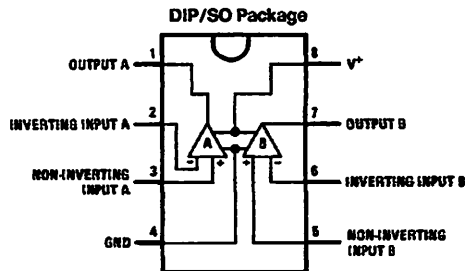
**LM158/LM258/LM358/LM2904  
Low Power Dual Operational Amplifiers**

### Connection Diagrams (Top Views)



TL/H/7787-1

Order Number LM158AH, LM158AH/883\*,  
LM158H, LM158H/883\*, LM258H or LM358H  
See NS Package Number H08C



TL/H/7787-2

Order Number LM158J, LM158J/883\*,  
LM158AJ or LM158AJ/883\*  
See NS Package Number J08A  
Order Number LM358M, LM358AM or LM2904M  
See NS Package Number M08A  
Order Number LM358AN, LM358N or LM2904N  
See NS Package Number N08E

\*LM158 is available per SMD #5962-8771001  
LM158A is available per SMD #5962-8771002

## Absolute Maximum Ratings

If Military/Aerospace specified devices are required, please contact the National Semiconductor Sales Office/Distributors for availability and specifications. (Note 9)

	LM158/LM258/LM358		LM2904	LM158/LM258/LM358		LM2904
	LM158A/LM258A/LM358A			LM158A/LM258A/LM358A		
Supply Voltage, V <sup>+</sup>	32V		26V	Operating Temperature Range		
Differential Input Voltage	32V		26V	LM358	0°C to +70°C	-40°C to +85°C
Input Voltage	-0.3V to +32V		-0.3V to +26V	LM258	-25°C to +85°C	
Power Dissipation (Note 1)				LM158	-55°C to +125°C	
Molded DIP	830 mW		830 mW	Storage Temperature Range	-65°C to +150°C	
Metal Can	550 mW			Lead Temperature, DIP		
Small Outline Package (M)	530 mW		530 mW	(Soldering, 10 seconds)	260°C	260°C
Output Short-Circuit to GND (One Amplifier) (Note 2)				Lead Temperature, Metal Can		
V <sup>+</sup> ≤ 15V and T <sub>A</sub> = 25°C	Continuous		Continuous	(Soldering, 10 seconds)	300°C	300°C
Input Current (V <sub>IN</sub> < -0.3V) (Note 3)	50 mA		50 mA	Soldering Information		
				Dual-In-Line Package		
				Soldering (10 seconds)	260°C	260°C
				Small Outline Package		
				Vapor Phase (60 seconds)	215°C	215°C
				Infrared (15 seconds)	220°C	220°C
				See AN-450 "Surface Mounting Methods and Their Effect on Product Reliability" for other methods of soldering surface mount devices.		
				ESD Tolerance (Note 10)	250V	250V

## Electrical Characteristics V<sup>+</sup> = +5.0V, unless otherwise stated

Parameter	Conditions	LM158A		LM358A		LM158/LM258		LM358		LM2904		Units		
		Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	Min		Typ	Max
Input Offset Voltage	(Note 5), T <sub>A</sub> = 25°C	1	2		2	3	2	5	2	7	2	7	mV	
Input Bias Current	I <sub>IN(+)</sub> or I <sub>IN(-)</sub> , T <sub>A</sub> = 25°C, V <sub>CM</sub> = 0V, (Note 6)	20	50		45	100	45	150	45	250	45	250	nA	
Input Offset Current	I <sub>IN(+)</sub> - I <sub>IN(-)</sub> , V <sub>CM</sub> = 0V, T <sub>A</sub> = 25°C	2	10		5	30	3	30	5	50	5	50	nA	
Input Common-Mode Voltage Range	V <sup>+</sup> = 30V, (Note 7) (LM2904, V <sup>+</sup> = 26V), T <sub>A</sub> = 25°C	0	V <sup>+</sup> - 1.5	0	V <sup>+</sup> - 1.5	0	V <sup>+</sup> - 1.5	0	V <sup>+</sup> - 1.5	0	V <sup>+</sup> - 1.5	0	V <sup>+</sup> - 1.5	V
Supply Current	Over Full Temperature Range R <sub>L</sub> = ∞ on All Op Amps V <sup>+</sup> = 30V (LM2904 V <sup>+</sup> = 26V) V <sup>+</sup> = 5V	1	2		1	2	1	2	1	2	1	2	mA	
		0.5	1.2		0.5	1.2	0.5	1.2	0.5	1.2	0.5	1.2	mA	

**Electrical Characteristics** (Continued)  $V^+ = +5.0V$ , Note 4, unless otherwise stated

Parameter	Conditions	LM158A			LM358A			LM158/LM258			LM358			LM2904			Units
		Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	
Large Signal Voltage Gain	$V^+ = 15V$ , $T_A = 25^\circ C$ , $R_L \geq 2\text{ k}\Omega$ , (For $V_O = 1V$ to $11V$ )	50	100		25	100		50	100		25	100		25	100		V/mV
Common-Mode Rejection Ratio	$T_A = 25^\circ C$ , $V_{CM} = 0V$ to $V^+ - 1.5V$	70	85		65	85		70	85		65	85		50	70		dB
Power Supply Rejection Ratio	$V^+ = 5V$ to $30V$ (LM2904, $V^+ = 5V$ to $26V$ ), $T_A = 25^\circ C$	65	100		65	100		65	100		65	100		50	100		dB
Amplifier-to-Amplifier Coupling	$f = 1\text{ kHz}$ to $20\text{ kHz}$ , $T_A = 25^\circ C$ (Input Referred), (Note 8)		-120			-120			-120			-120			-120		dB
Output Current	Source $V_{IN}^+ = 1V$ , $V_{IN}^- = 0V$ , $V^+ = 15V$ , $V_O = 2V$ , $T_A = 25^\circ C$	20	40		20	40		20	40		20	40		20	40		mA
	Sink $V_{IN}^- = 1V$ , $V_{IN}^+ = 0V$ $V^+ = 15V$ , $T_A = 25^\circ C$ , $V_O = 2V$	10	20		10	20		10	20		10	20		10	20		mA
	$V_{IN}^- = 1V$ , $V_{IN}^+ = 0V$ $T_A = 25^\circ C$ , $V_O = 200\text{ mV}$ , $V^+ = 15V$	12	50		12	50		12	50		12	50		12	50		$\mu A$
Short Circuit to Ground	$T_A = 25^\circ C$ , (Note 2), $V^+ = 15V$		40	60		40	60		40	60		40	60		40	60	mA
Input Offset Voltage	(Note 5)			4			5			7			9			10	mV
Input Offset Voltage Drift	$R_S = 0\Omega$		7	15		7	20		7			7		7			$\mu V/^\circ C$
Input Offset Current	$I_{IN(+)} - I_{IN(-)}$			30			75			100			150			45 200	nA
Input Offset Current Drift	$R_S = 0\Omega$		10	200		10	300		10			10		10			pA/°C
Input Bias Current	$I_{IN(+)}$ or $I_{IN(-)}$		40	100		40	200		40	300		40	500		40	500	nA

6

## Electrical Characteristics (Continued) $V^+ = +5.0V$ , Note 4, unless otherwise stated

Parameter	Conditions		LM158A			LM358A			LM158/LM258			LM358			LM2904			Units
			Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	
Input Common-Mode Voltage Range	$V^+ = 30V$ , (Note 7) (LM2904, $V^+ = 26V$ )		0		$V^+ - 2$	0		$V^+ - 2$	0		$V^+ - 2$	0		$V^+ - 2$	0		$V^+ - 2$	V
Large Signal Voltage Gain	$V^+ = +15V$ ( $V_O = 1V$ to $11V$ ) $R_L \geq 2k\Omega$		25			15			25			15			15			V/mV
Output Voltage Swing	$V_{OH}$	$V^+ = +30V$ (LM2904, $V^+ = 26V$ )	$R_L = 2k\Omega$		26		26		26		26		22				V	
			$R_L = 10k\Omega$		27	28	27	28	27	28	27	28	27	28	23	24	V	
	$V_{OL}$	$V^+ = 5V, R_L = 10k\Omega$		5	20	5	20	5	20	5	20	5	20	5	100	mV		
Output Current	Source	$V_{IN}^+ = +1V, V_{IN}^- = 0V,$ $V^+ = 15V, V_O = 2V$		10	20	10	20	10	20	10	20	10	20	10	20	mA		
	Sink	$V_{IN}^- = +1V, V_{IN}^+ = 0V,$ $V^+ = 15V, V_O = 2V$		10	15	5	8	5	8	5	8	5	8	5	8	mA		

**Note 1:** For operating at high temperatures, the LM358/LM358A, LM2904 must be derated based on a  $+125^\circ C$  maximum junction temperature and a thermal resistance of  $120^\circ C/W$  which applies for the device soldered in a printed circuit board, operating in a still air ambient. The LM258/LM258A and LM158/LM158A can be derated based on a  $+150^\circ C$  maximum junction temperature. The dissipation is the total of both amplifiers—use external resistors, where possible, to allow the amplifier to saturate or to reduce the power which is dissipated in the integrated circuit.

**Note 2:** Short circuits from the output to  $V^+$  can cause excessive heating and eventual destruction. When considering short circuits to ground, the maximum output current is approximately 40 mA independent of the magnitude of  $V^+$ . At values of supply voltage in excess of +15V, continuous short-circuits can exceed the power dissipation ratings and cause eventual destruction. Destructive dissipation can result from simultaneous shorts on all amplifiers.

**Note 3:** This input current will only exist when the voltage at any of the input leads is driven negative. It is due to the collector-base junction of the input PNP transistors becoming forward biased and thereby acting as input diode clamps. In addition to this diode action, there is also lateral NPN parasitic transistor action on the IC chip. This transistor action can cause the output voltages of the op amps to go to the  $V^+$  voltage level (or to ground for a large overdrive) for the time duration that an input is driven negative. This is not destructive and normal output states will re-establish when the input voltage, which was negative, again returns to a value greater than  $-0.3V$  (at  $25^\circ C$ ).

**Note 4:** These specifications are limited to  $-55^\circ C \leq T_A \leq +125^\circ C$  for the LM158/LM158A. With the LM258/LM258A, all temperature specifications are limited to  $-25^\circ C \leq T_A \leq +85^\circ C$ , the LM358/LM358A temperature specifications are limited to  $0^\circ C \leq T_A \leq +70^\circ C$ , and the LM2904 specifications are limited to  $-40^\circ C \leq T_A \leq +85^\circ C$ .

**Note 5:**  $V_O = 1.4V, R_S = 0\Omega$  with  $V^+$  from 5V to 30V; and over the full input common-mode range (0V to  $V^+ - 1.5V$ ) at  $25^\circ C$ . For LM2904,  $V^+$  from 5V to 26V.

**Note 6:** The direction of the input current is out of the IC due to the PNP input stages. This current is essentially constant, independent of the state of the output so no loading change exists on the input lines.

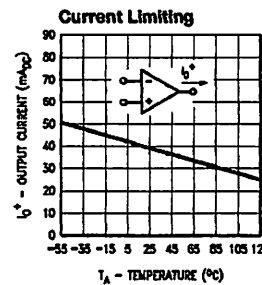
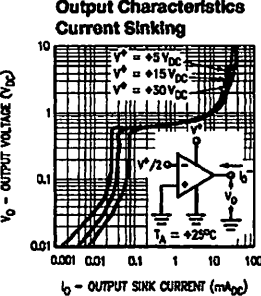
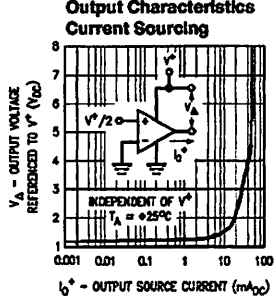
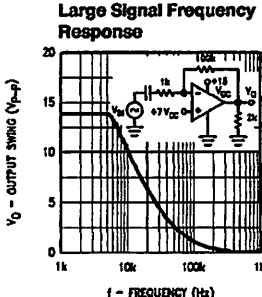
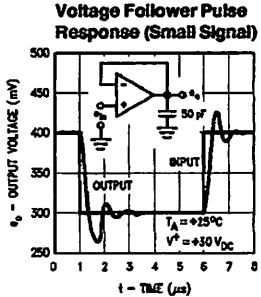
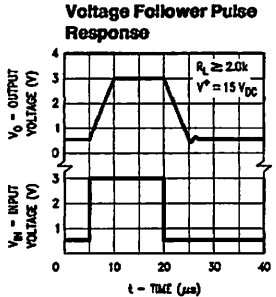
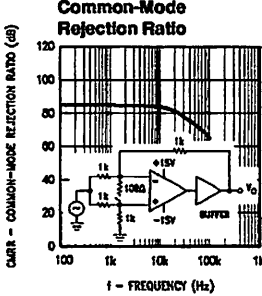
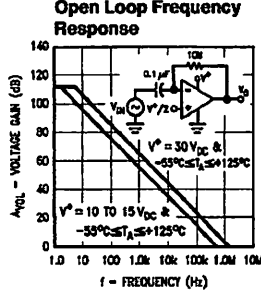
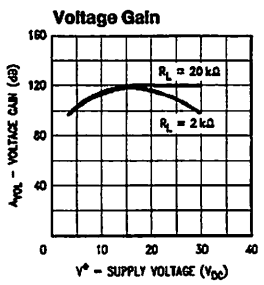
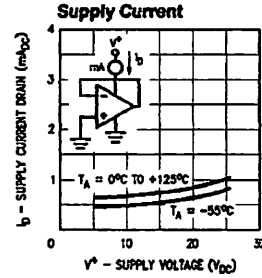
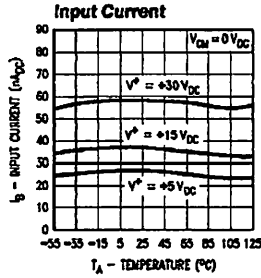
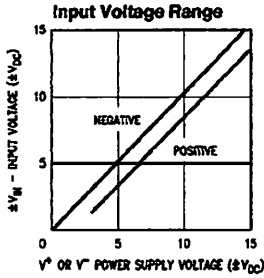
**Note 7:** The input common-mode voltage of either input signal voltage should not be allowed to go negative by more than 0.3V (at  $25^\circ C$ ). The upper end of the common-mode voltage range is  $V^+ - 1.5V$  (at  $25^\circ C$ ), but either or both inputs can go to +32V without damage (+26V for LM2904), independent of the magnitude of  $V^+$ .

**Note 8:** Due to proximity of external components, insure that coupling is not originating via stray capacitance between these external parts. This typically can be detected as this type of capacitance increases at higher frequencies.

**Note 9:** Refer to RETS158AX for LM158A military specifications and to RETS158X for LM158 military specifications.

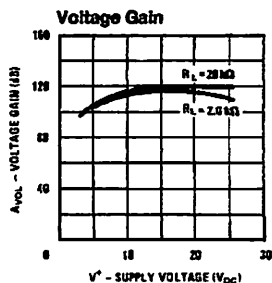
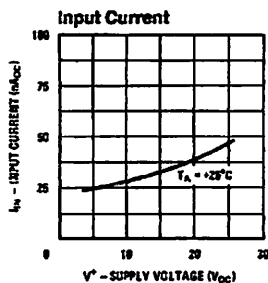
**Note 10:** Human body model, 1.5 k $\Omega$  in series with 100 pF.

# Typical Performance Characteristics



TJ/H/7787-4

## Typical Performance Characteristics (Continued) (LM2902 only)



TL/H/7787-5

## Application Hints

The LM158 series are op amps which operate with only a single power supply voltage, have true-differential inputs, and remain in the linear mode with an input common-mode voltage of 0  $V_{DC}$ . These amplifiers operate over a wide range of power supply voltage with little change in performance characteristics. At 25°C amplifier operation is possible down to a minimum supply voltage of 2.3  $V_{DC}$ .

Precautions should be taken to insure that the power supply for the integrated circuit never becomes reversed in polarity or that the unit is not inadvertently installed backwards in a test 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.

Large differential input voltages can be easily accommodated and, as input differential voltage protection diodes are not needed, no large input currents result from large differential input voltages. The differential input voltage may be larger than  $V^+$  without damaging the device. Protection should be provided to prevent the input voltages from going negative more than  $-0.3 V_{DC}$  (at 25°C). An input clamp diode with a resistor to the IC input terminal can be used.

To reduce the power supply current drain, the amplifiers have a class A output stage for small signal levels which converts to class B in a large signal mode. This allows the amplifiers to both source and sink large output currents. Therefore both NPN and PNP external current boost transistors can be used to extend the power capability of the basic amplifiers. The output voltage needs to raise approximately 1 diode drop above ground to bias the on-chip vertical PNP transistor for output current sinking applications.

For ac applications, where the load is capacitively coupled to the output of the amplifier, a resistor should be used, from the output of the amplifier to ground to increase the class A bias current and prevent crossover distortion. Where the load is directly coupled, as in dc applications, there is no crossover distortion.

Capacitive loads which are applied directly to the output of the amplifier reduce the loop stability margin. Values of 50 pF can be accommodated using the worst-case non-inverting unity gain connection. Large closed loop gains or resistive isolation should be used if larger load capacitance must be driven by the amplifier.

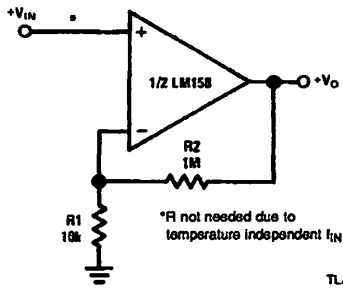
The bias network of the LM158 establishes a drain current which is independent of the magnitude of the power supply voltage over the range of 3  $V_{DC}$  to 30  $V_{DC}$ .

Output short circuits either to ground or to the positive power supply should be of short time duration. Units can be destroyed, not as a result of the short circuit current causing metal fusing, but rather due to the large increase in IC chip dissipation which will cause eventual failure due to excessive function temperatures. Putting direct short-circuits on more than one amplifier at a time will increase the total IC power dissipation to destructive levels, if not properly protected with external dissipation limiting resistors in series with the output leads of the amplifiers. The larger value of output source current which is available at 25°C provides a larger output current capability at elevated temperatures (see typical performance characteristics) than a standard IC op amp.

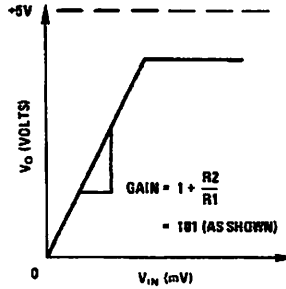
The circuits presented in the section on typical applications emphasize operation on only a single power supply voltage. If complementary power supplies are available, all of the standard op amp circuits can be used. In general, introducing a pseudo-ground (a bias voltage reference of  $V^+ / 2$ ) will allow operation above and below this value in single power supply systems. Many application circuits are shown which take advantage of the wide input common-mode voltage range which includes ground. In most cases, input biasing is not required and input voltages which range to ground can easily be accommodated.

## Typical Single-Supply Applications ( $V^+ = 5.0 \text{ V}_{DC}$ )

### Non-Inverting DC Gain (0V Input = 0V Output)

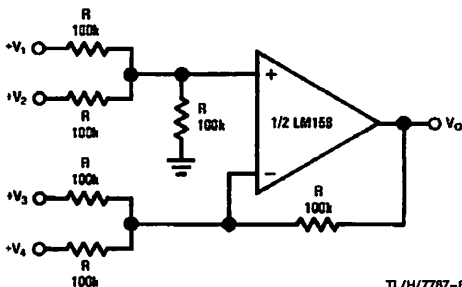


TL/H/7787-6



TL/H/7787-7

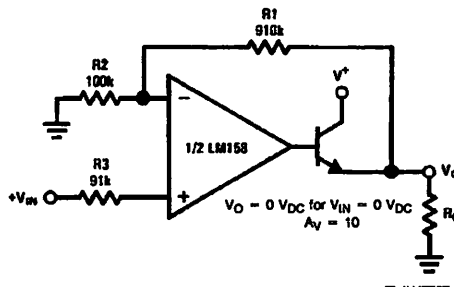
### DC Summing Amplifier ( $V_{IN'S} \geq 0 \text{ V}_{DC}$ and $V_O \geq 0 \text{ V}_{DC}$ )



TL/H/7787-8

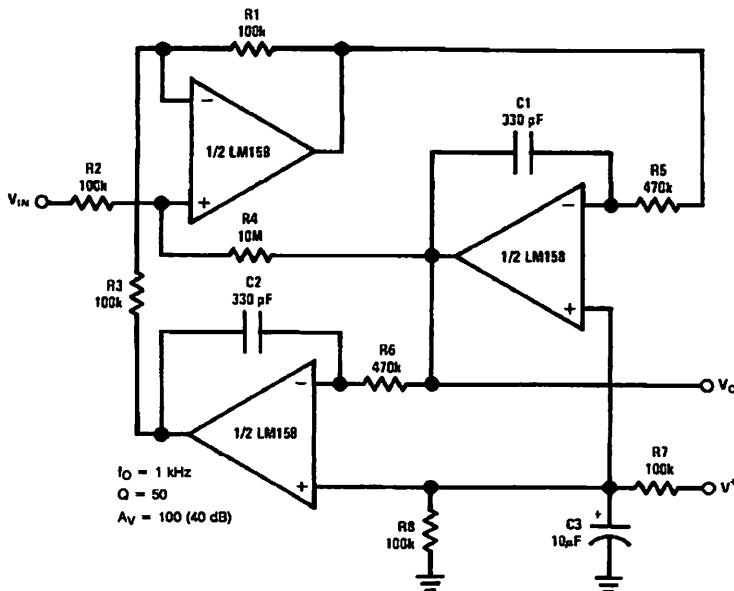
Where:  $V_O = V_1 + V_2 + V_3 + V_4$   
 $(V_1 + V_2) \geq (V_3 + V_4)$  to keep  $V_O > 0 \text{ V}_{DC}$

### Power Amplifier



TL/H/7787-9

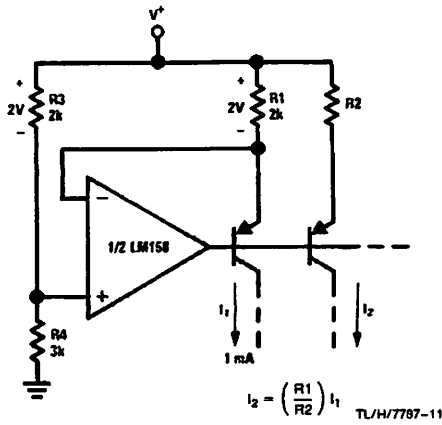
### "BI-QUAD" RC Active Bandpass Filter



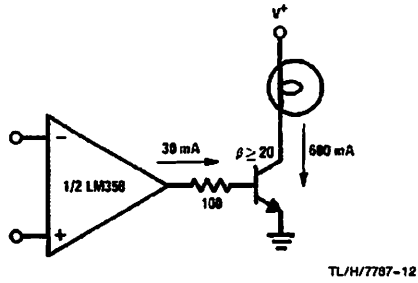
TL/H/7787-10

# Typical Single-Supply Applications ( $V^+ = 5.0 V_{DC}$ ) (Continued)

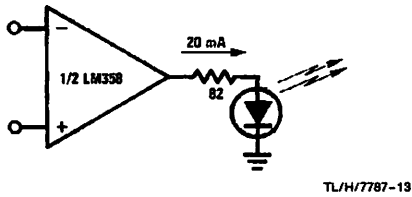
## Fixed Current Sources



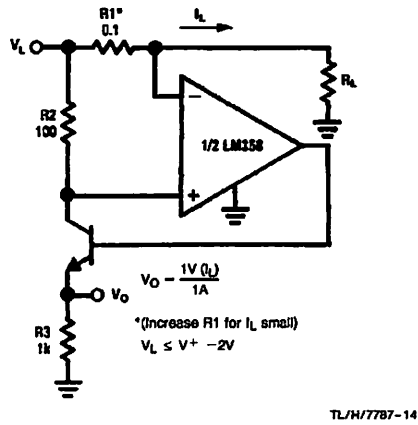
## Lamp Driver



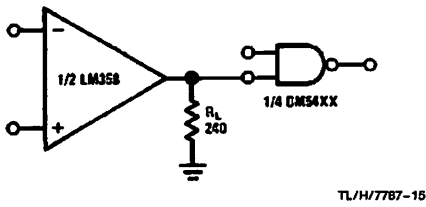
## LED Driver



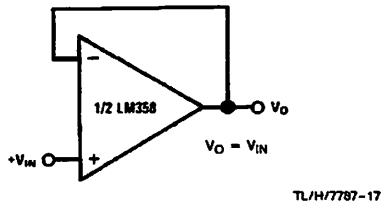
## Current Monitor



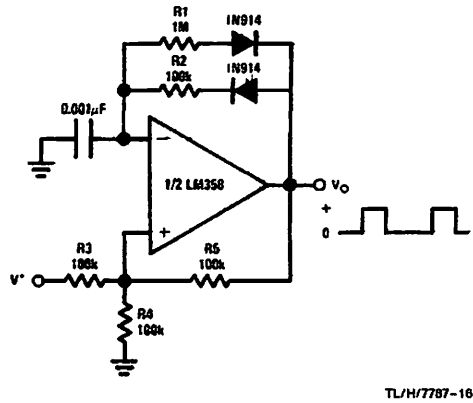
## Driving TTL



## Voltage Follower



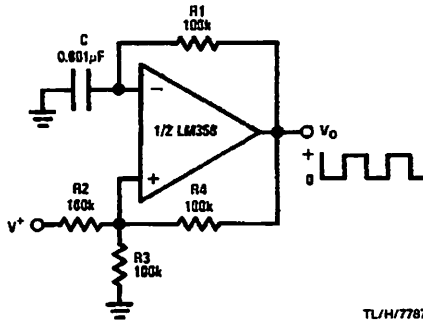
## Pulse Generator



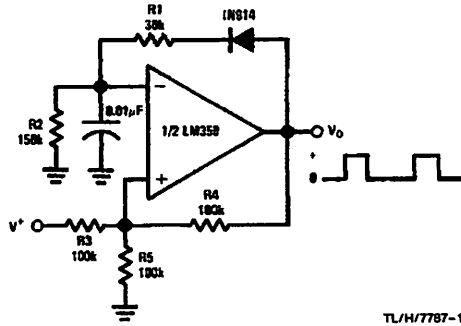


# Typical Single-Supply Applications ( $V^+ = 5.0 V_{DC}$ ) (Continued)

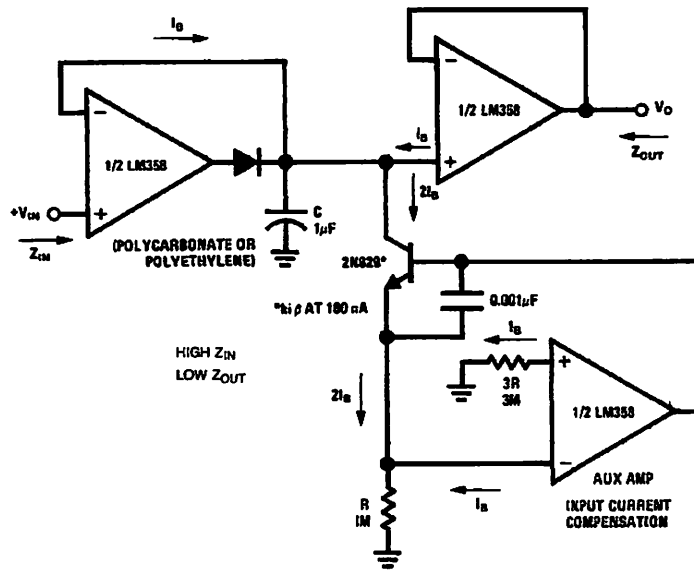
**Squarewave Oscillator**



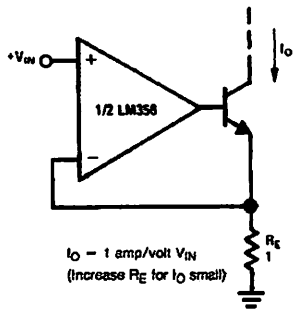
**Pulse Generator**



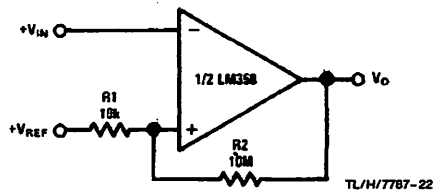
**Low Drift Peak Detector**



**High Compliance Current Sink**

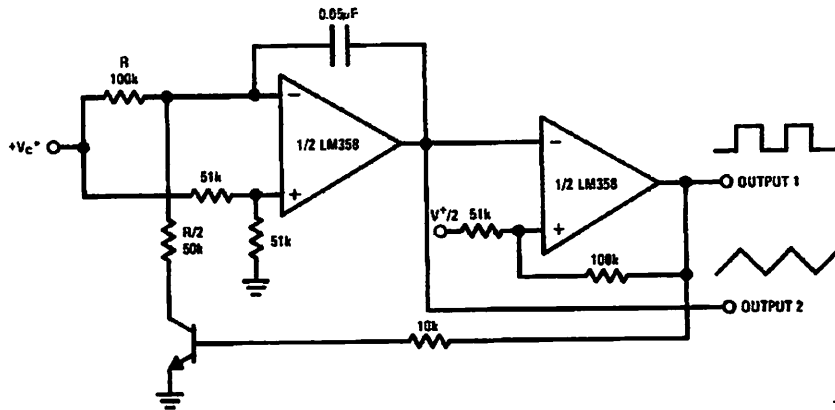


**Comparator with Hysteresis**



**Typical Single-Supply Applications** ( $V^+ = 5.0 V_{DC}$ ) (Continued)

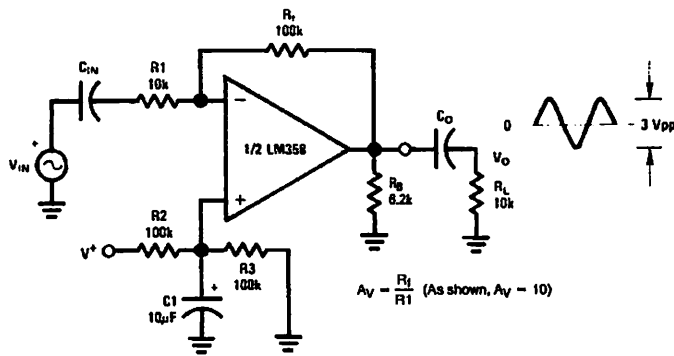
**Voltage Controlled Oscillator (VCO)**



TL/H/7787-23

\*WIDE CONTROL VOLTAGE RANGE:  $0 V_{DC} \leq V_C \leq 2(V^+ - 1.5V_{DC})$

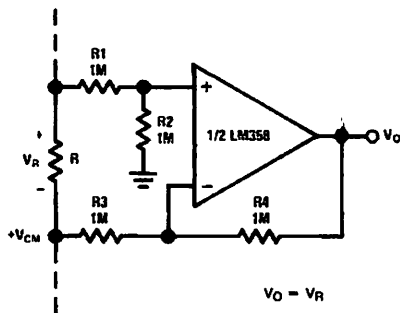
**AC Coupled Inverting Amplifier**



$A_v = -\frac{R_f}{R_1}$  (As shown,  $A_v = -10$ )

TL/H/7787-24

**Ground Referencing a Differential Input Signal**

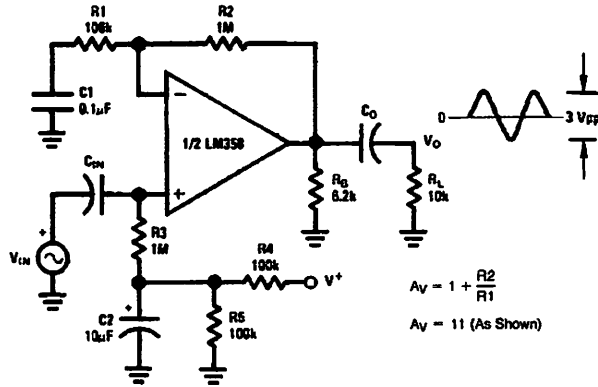


$V_O = V_R$

TL/H/7787-25

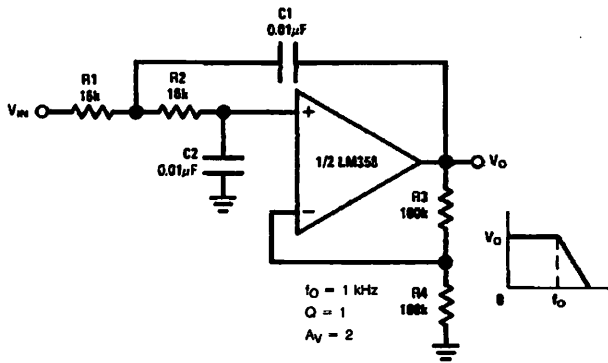
**Typical Single-Supply Applications** ( $V^+ = 5.0 V_{DC}$ ) (Continued)

**AC Coupled Non-Inverting Amplifier**



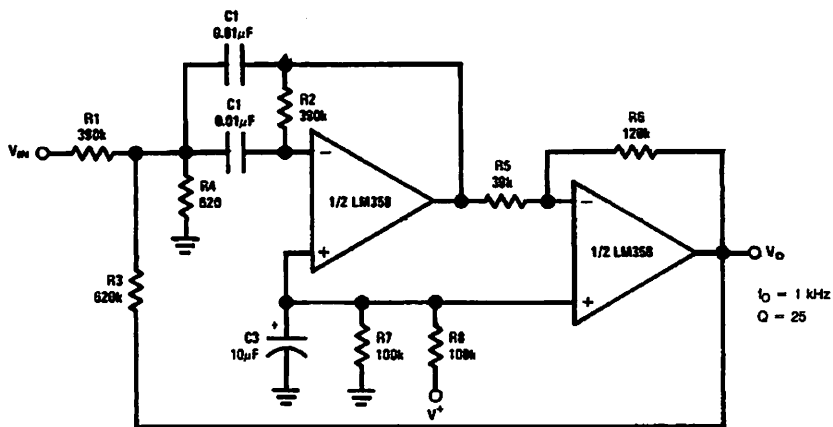
TL/H/7787-26

**DC Coupled Low-Pass RC Active Filter**



TL/H/7787-27

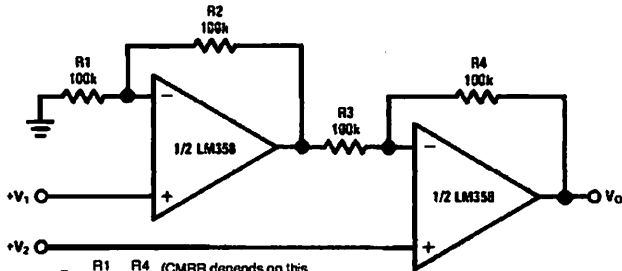
**Bandpass Active Filter**



TL/H/7787-28

**Typical Single-Supply Applications** ( $V^+ = 5.0 V_{DC}$ ) (Continued)

**High Input Z, DC Differential Amplifier**



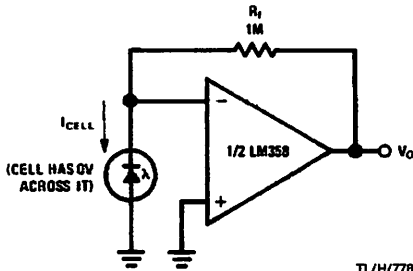
For  $\frac{R1}{R2} = \frac{R4}{R3}$  (CMRR depends on this resistor ratio match)

$$V_O = 1 + \frac{R4}{R3} (V_2 - V_1)$$

As Shown:  $V_O = 2 (V_2 - V_1)$

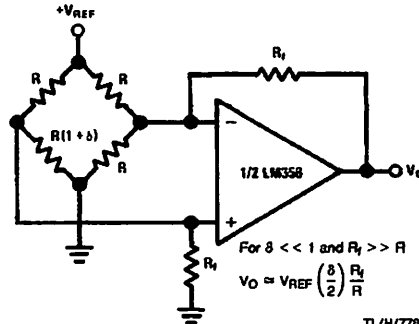
TL/H/7787-29

**Photo Voltaic-Cell Amplifier**



TL/H/7787-30

**Bridge Current Amplifier**

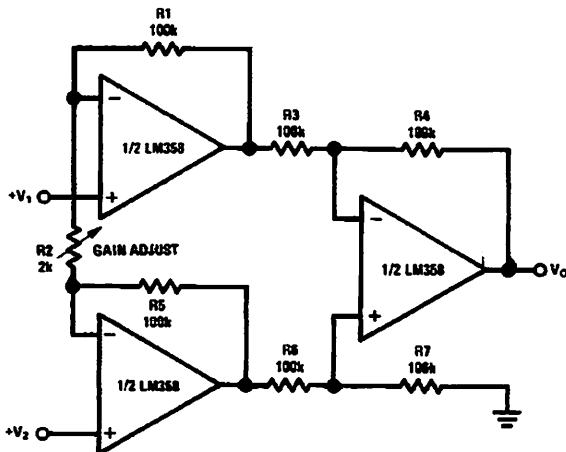


For  $\delta \ll 1$  and  $R_f \gg R$

$$V_O \approx V_{REF} \left( \frac{\delta}{2} \right) \frac{R_f}{R}$$

TL/H/7787-33

**High Input Z Adjustable-Gain DC Instrumentation Amplifier**



If  $R1 = R5$  &  $R3 = R4 = R6 = R7$  (CMRR depends on match)

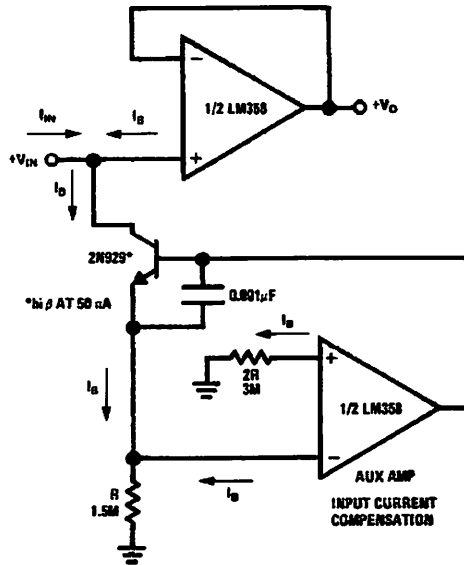
$$V_O = 1 + \frac{2R1}{R2} (V_2 - V_1)$$

As shown  $V_O = 101 (V_2 - V_1)$

TL/H/7787-31

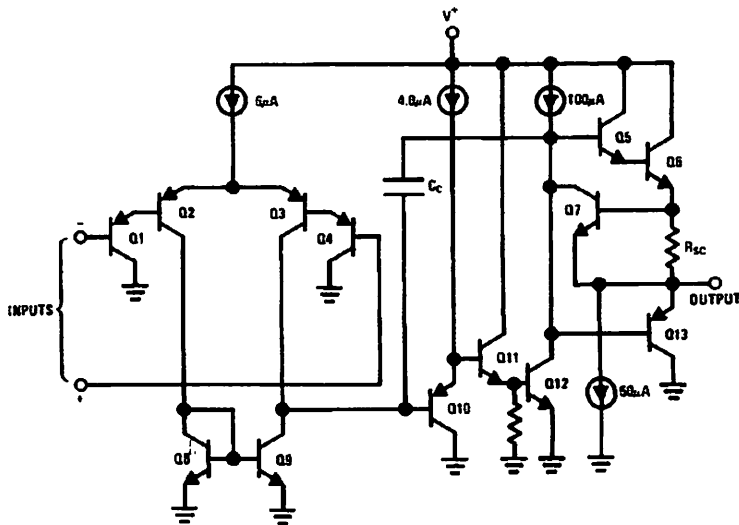
**Typical Single-Supply Applications ( $V^+ = 5.0\text{ V}_{DC}$ ) (Continued)**

**Using Symmetrical Amplifiers to Reduce Input Current (General Concept)**



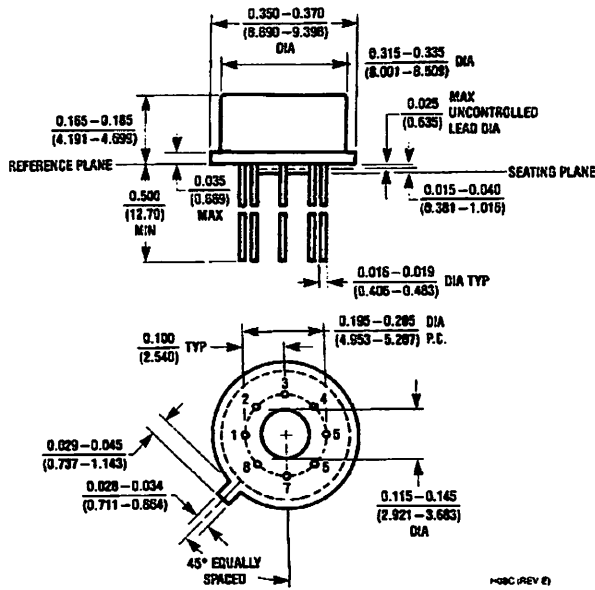
TL/H/7787-32

**Schematic Diagram (Each Amplifier)**



TL/H/7787-3

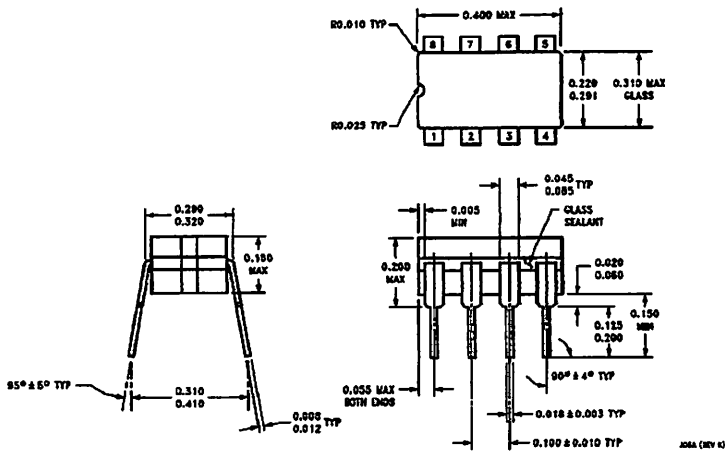
**Physical Dimensions** inches (millimeters)



H08C (REV B)

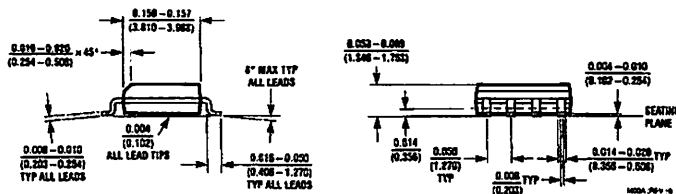
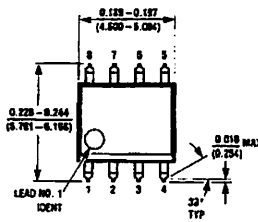
**Metal Can Package (H)**  
**Order Number LM158AH, LM158AH/883, LM158H,**  
**LM158H/883, LM258H or LM358H**  
**NS Package Number H08C**

**Physical Dimensions** Inches (millimeters) (Continued)



**Cerdip Package (J)**

Order Number LM158J, LM158J/883, LM158AJ or LM158AJ/883  
NS Package Number J08A



**S.O. Package (M)**

Order Number LM358M, LM358AM or LM2904M  
NS Package Number M08A





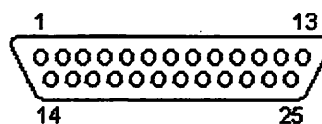
# Nullmodem.Com

Null Modem	<b>DB-25</b>	DB-9 (Really DE-9)
HD-D-sub 15	Centronics	Parallel LapLink Cable
UPS Serial Cables	RJ-45	10Base-T Crossover
Serial-to-Ethernet	Keyboard Connectors	USB
Floppy	ISA Connector	PCI
PCMCIA	Audio Connectors	Common Terms
Connector Index	Pro Sound	JimPrice.Com

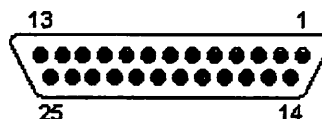
## DB-25 Connector

The DB-25 connector (named for its "B"-size "D"-shaped shell and 25 pins) is practically ubiquitous in the electronics industry. The DB-25 connector is used for a variety of purposes. Two common applications are RS-232/EIA-232 (serial) connections, and the parallel printer interface on the IBM PC. The DB-25 connector is also used for SCSI connections.

Here's a good set of figures for DB-25 male and female connectors, as viewed from the pin side (not the solder side).

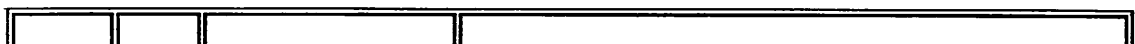


DB-25 Male



DB-25 Female

**Pins commonly used for RS-232/EIA-232 (serial):**



DB-25	DB-9	Signal Direction	Signal Name
1		x	Protective Ground
2	3	DTE-to-DCE	Transmitted Data
3	2	DCE-to-DTE	Received Data
4	7	DTE-to-DCE	Request To Send
5	8	DCE-to-DTE	Clear To Send
6	6	DCE-to-DTE	Data Set Ready
7	5	x	Signal Ground
8	1	DCE-to-DTE	Received Line Signal Detector (Carrier Detect)
20	4	DTE-to-DCE	Data Terminal Ready
22	9	DCE-to-DTE	Ring Indicator

Click [here](#) to see the pinout of D-sub 9 connectors.

### Common Null-Modem Connection

Signal Name	DB-25 Pin	D-sub 9 Pin		D-sub 9 Pin	DB-25 Pin	
FG (Frame Ground)	1	-	X	-	1	FG
TD (Transmit Data)	2	3	-	2	3	RD
RD (Receive Data)	3	2	-	3	2	TD
RTS (Request To Send)	4	7	-	8	5	CTS
CTS (Clear To Send)	5	8	-	7	4	RTS
SG (Signal Ground)	7	5	-	5	7	SG
DSR (Data Set Ready)	6	6	-	4	20	DTR
CD (Carrier Detect)	8	1	-	4	20	DTR
DTR (Data Terminal Ready)	20	4	-	6	6	DSR
DTR (Data Terminal Ready)	20	4	-	1	8	CD

Click [here](#) to see the pinout of DB-9 connectors.

### DB-25 pins commonly used for the IBM-PC parallel port:

DB-25 Pin	Centronics Pin	Signal Description	Signal Direction (at the PC)	Signal Function
1	1	STROBE	Output	Clocks data
2	2	DATA Bit 0	Output	Data line
3	3	DATA Bit 1	Output	Data line

4	4	DATA Bit 2	Output	Data line
5	5	DATA Bit 3	Output	Data line
6	6	DATA Bit 4	Output	Data line
7	7	DATA Bit 5	Output	Data line
8	8	DATA Bit 6	Output	Data line
9	9	DATA Bit 7	Output	Data line
10	10	ACKNLG	Input	Acknowledge receipt of data
11	11	BUSY	Input	Printer is busy
12	12	POUT	Input	Printer is out of paper
13	13	SEL	Input	Printer is online
14	14	Auto Feed XT	Input	Autofeed
15	32	FAULT	Input	Indicates printer fault (or when printer is offline)
16	31	Input Prime or INIT	Output	Resets printer, clears printer buffer and initializes it
17	36	SLCT IN	Output	TTL high level
18-25	16, 17, 19-30, 33	Ground	N/A	Ground reference for signal pins 1-12, in most cables as twisted pairs.

Click [here](#) to see the pinout of Centronics connectors.

### DB-25 pins commonly used for SCSI

At one time, Apple used a DB25 connector for SCSI (narrow), but this doesn't allow twisted pairs and is not compliant to SCSI standards. Some companies like Iomega still use this connector on new devices. Such connectors have been noted to have problems on SCSI busses using faster devices such as UltraSCSI (Iomega itself doesn't recommend using more than one DB25 device, but still uses it for Zip drives). The HD50 connector is preferred.

DB-25 Pin	LD-50 Centronics Pin	Signal Description	Signal Function
1	49	REQ	Request
2	46	MSG	Message
3	50	I/O	Input/Output
4	45	RST	Reset
5	44	ACK	Acknowledge

6	43	BSY	Busy
7, 9, 14, 16, 18, 24	1-11, 15- 25, 35, 36, 40, 42	GND	Ground
8	26	D0	Data bit 0
10	29	D3	Data bit 3
11	31	D5	Data bit 5
12	32	D6	Data bit 6
13	33	D7	Data bit 7
15	48	C/D	Command / -Data
17	41	ATN	Attention
19	47	SEL	Select
20	34	DP	Data Parity
21	27	D1	Data bit 1
22	28	D2	Data bit 2
23	30	D4	Data bit 4
25	38	TermPwr	Termination Power (+5V)

Click [here](#) to see the pinout of Centronics connectors for SCSI.

You can find more SCSI info [here](#).



This page and its contents, copyright © 1996-2007, [JimPrice.Com](#). Here's a link to our [privacy statement](#). If you have any questions about this page, please don't hesitate to e-mail me. (The address should be obvious to all but spam-bots.)

*This site last updated 3/22/2007*

## ADC0808/ADC0809

### 8-Bit $\mu$ P Compatible A/D Converters with 8-Channel Multiplexer

#### General Description

The ADC0808, ADC0809 data acquisition component is a monolithic CMOS device with an 8-bit analog-to-digital converter, 8-channel multiplexer and microprocessor compatible control logic. The 8-bit A/D converter uses successive approximation as the conversion technique. The converter features a high impedance chopper stabilized comparator, a 256R voltage divider with analog switch tree and a successive approximation register. The 8-channel multiplexer can directly access any of 8-single-ended analog signals.

The device eliminates the need for external zero and full-scale adjustments. Easy interfacing to microprocessors is provided by the latched and decoded multiplexer address inputs and latched TTL TRI-STATE® outputs.

The design of the ADC0808, ADC0809 has been optimized by incorporating the most desirable aspects of several A/D conversion techniques. The ADC0808, ADC0809 offers high speed, high accuracy, minimal temperature dependence, excellent long-term accuracy and repeatability, and consumes minimal power. These features make this device ideally suited to applications from process and machine control to consumer and automotive applications. For 16-channel multiplexer with common output (sample/hold port) see ADC0816 data sheet. (See AN-247 for more information.)

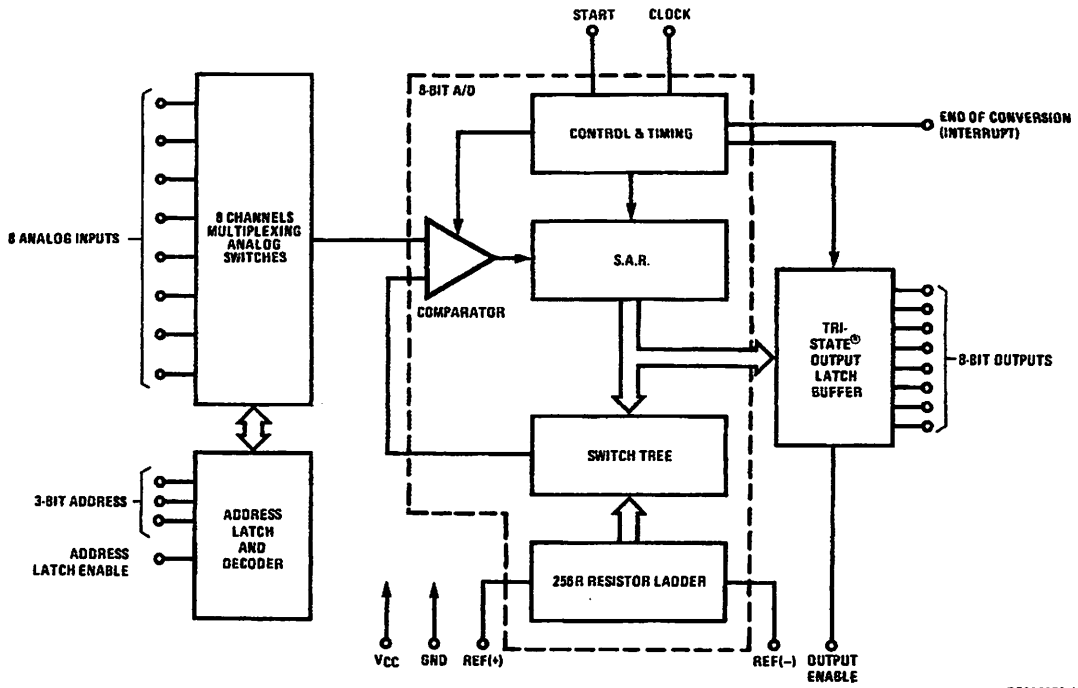
#### Features

- Easy interface to all microprocessors
- Operates ratiometrically or with 5 V<sub>DC</sub> or analog span adjusted voltage reference
- No zero or full-scale adjust required
- 8-channel multiplexer with address logic
- 0V to 5V input range with single 5V power supply
- Outputs meet TTL voltage level specifications
- Standard hermetic or molded 28-pin DIP package
- 28-pin molded chip carrier package
- ADC0808 equivalent to MM74C949
- ADC0809 equivalent to MM74C949-1

#### Key Specifications

- Resolution: 8 Bits
- Total Unadjusted Error:  $\pm\frac{1}{2}$  LSB and  $\pm 1$  LSB
- Single Supply: 5 V<sub>DC</sub>
- Low Power: 15 mW
- Conversion Time: 100  $\mu$ s

# Block Diagram



DS005672-1

See Ordering Information

## Absolute Maximum Ratings (Notes 1, 2)

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

Supply Voltage ( $V_{CC}$ ) (Note 3)	6.5V
Voltage at Any Pin	-0.3V to ( $V_{CC}+0.3V$ )
Except Control Inputs	
Voltage at Control Inputs (START, OE, CLOCK, ALE, ADD A, ADD B, ADD C)	-0.3V to +15V
Storage Temperature Range	-65°C to +150°C
Package Dissipation at $T_A=25^\circ\text{C}$	875 mW
Lead Temp. (Soldering, 10 seconds)	
Dual-In-Line Package (plastic)	260°C

Dual-In-Line Package (ceramic)	300°C
Molded Chip Carrier Package	
Vapor Phase (60 seconds)	215°C
Infrared (15 seconds)	220°C
ESD Susceptibility (Note 8)	400V

## Operating Conditions (Notes 1, 2)

Temperature Range (Note 1)	$T_{MIN} \leq T_A \leq T_{MAX}$
ADC0808CJ	$-55^\circ\text{C} \leq T_A \leq +125^\circ\text{C}$
ADC0808CCJ, ADC0808CCN, ADC0809CCN	$-40^\circ\text{C} \leq T_A \leq +85^\circ\text{C}$
ADC0808CCV, ADC0809CCV	$-40^\circ\text{C} \leq T_A \leq +85^\circ\text{C}$
Range of $V_{CC}$ (Note 1)	$4.5 V_{DC}$ to $6.0 V_{DC}$

## Electrical Characteristics

Converter Specifications:  $V_{CC}=5 V_{DC}=V_{REF+}$ ,  $V_{REF-}=GND$ ,  $T_{MIN} \leq T_A \leq T_{MAX}$  and  $f_{CLK}=640$  kHz unless otherwise stated.

Symbol	Parameter	Conditions	Min	Typ	Max	Units
	ADC0808					
	Total Unadjusted Error (Note 5)	$25^\circ\text{C}$ $T_{MIN}$ to $T_{MAX}$			$\pm 1/2$ $\pm 3/4$	LSB LSB
	ADC0809					
	Total Unadjusted Error (Note 5)	$0^\circ\text{C}$ to $70^\circ\text{C}$ $T_{MIN}$ to $T_{MAX}$			$\pm 1$ $\pm 1 1/4$	LSB LSB
	Input Resistance	From Ref(+) to Ref(-)	1.0	2.5		k $\Omega$
	Analog Input Voltage Range	(Note 4) V(+) or V(-)	GND-0.10		$V_{CC}+0.10$	$V_{DC}$
$V_{REF+}$	Voltage, Top of Ladder	Measured at Ref(+)		$V_{CC}$	$V_{CC}+0.1$	V
$\frac{V_{REF+} + V_{REF-}}{2}$	Voltage, Center of Ladder		$V_{CC}/2-0.1$	$V_{CC}/2$	$V_{CC}/2+0.1$	V
$V_{REF-}$	Voltage, Bottom of Ladder	Measured at Ref(-)	-0.1	0		V
$I_{IN}$	Comparator Input Current	$f_c=640$ kHz, (Note 6)	-2	$\pm 0.5$	2	$\mu\text{A}$

## Electrical Characteristics

Digital Levels and DC Specifications: ADC0808CJ  $4.5V \leq V_{CC} \leq 5.5V$ ,  $-55^\circ\text{C} \leq T_A \leq +125^\circ\text{C}$  unless otherwise noted  
ADC0808CCJ, ADC0808CCN, ADC0808CCV, ADC0809CCN and ADC0809CCV,  $4.75V \leq V_{CC} \leq 5.25V$ ,  $-40^\circ\text{C} \leq T_A \leq +85^\circ\text{C}$  unless otherwise noted

Symbol	Parameter	Conditions	Min	Typ	Max	Units
<b>ANALOG MULTIPLEXER</b>						
$I_{OFF+}$	OFF Channel Leakage Current	$V_{CC}=5V$ , $V_{IN}=5V$ , $T_A=25^\circ\text{C}$ $T_{MIN}$ to $T_{MAX}$		10	200 1.0	nA $\mu\text{A}$
$I_{OFF-}$	OFF Channel Leakage Current	$V_{CC}=5V$ , $V_{IN}=0$ , $T_A=25^\circ\text{C}$ $T_{MIN}$ to $T_{MAX}$	-200 -1.0	-10		nA $\mu\text{A}$

## CONTROL INPUTS

$I_{IN(1)}$	Logical "1" Input Voltage		$V_{CC}-1.5$			V
$I_{IN(0)}$	Logical "0" Input Voltage				1.5	V
$I_{N(1)}$	Logical "1" Input Current (The Control Inputs)	$V_{IN}=15V$			1.0	$\mu\text{A}$
$I_{N(0)}$	Logical "0" Input Current (The Control Inputs)	$V_{IN}=0$	-1.0			$\mu\text{A}$
$I_{CC}$	Supply Current	$f_{CLK}=640$ kHz		0.3	3.0	mA

## Electrical Characteristics (Continued)

Digital Levels and DC Specifications: ADC0808CJ  $4.5V \leq V_{CC} \leq 5.5V$ ,  $-55^{\circ}C \leq T_A \leq +125^{\circ}C$  unless otherwise noted  
 ADC0808CCJ, ADC0808CCN, ADC0808CCV, ADC0809CCN and ADC0809CCV,  $4.75 \leq V_{CC} \leq 5.25V$ ,  $-40^{\circ}C \leq T_A \leq +85^{\circ}C$  unless otherwise noted

Symbol	Parameter	Conditions	Min	Typ	Max	Units
<b>DATA OUTPUTS AND EOC (INTERRUPT)</b>						
$V_{OUT(1)}$	Logical "1" Output Voltage	$I_O = -360 \mu A$	$V_{CC} - 0.4$			V
$V_{OUT(0)}$	Logical "0" Output Voltage	$I_O = 1.6 \text{ mA}$			0.45	V
$V_{OUT(0)}$	Logical "0" Output Voltage EOC	$I_O = 1.2 \text{ mA}$			0.45	V
$I_{OUT}$	TRI-STATE Output Current	$V_O = 5V$ $V_O = 0$	-3		3	$\mu A$ $\mu A$

## Electrical Characteristics

Timing Specifications  $V_{CC} = V_{REF(+)} = 5V$ ,  $V_{REF(-)} = GND$ ,  $t_r = t_f = 20 \text{ ns}$  and  $T_A = 25^{\circ}C$  unless otherwise noted.

Symbol	Parameter	Conditions	Min	Typ	Max	Units
$t_{WS}$	Minimum Start Pulse Width	(Figure 5)		100	200	ns
$t_{WALE}$	Minimum ALE Pulse Width	(Figure 5)		100	200	ns
$t_s$	Minimum Address Set-Up Time	(Figure 5)		25	50	ns
$t_H$	Minimum Address Hold Time	(Figure 5)		25	50	ns
$t_D$	Analog MUX Delay Time From ALE	$R_S = 0\Omega$ (Figure 5)		1	2.5	$\mu S$
$t_{H1}, t_{H0}$	OE Control to Q Logic State	$C_L = 50 \text{ pF}$ , $R_L = 10k$ (Figure 8)		125	250	ns
$t_{1H}, t_{0H}$	OE Control to Hi-Z	$C_L = 10 \text{ pF}$ , $R_L = 10k$ (Figure 8)		125	250	ns
$t_c$	Conversion Time	$f_c = 640 \text{ kHz}$ , (Figure 5) (Note 7)	90	100	116	$\mu S$
$f_c$	Clock Frequency		10	640	1280	kHz
$t_{EOC}$	EOC Delay Time	(Figure 5)	0		8+2 $\mu S$	Clock Periods
$C_{IN}$	Input Capacitance	At Control Inputs		10	15	pF
$C_{OUT}$	TRI-STATE Output Capacitance	At TRI-STATE Outputs		10	15	pF

**Note 1:** Absolute Maximum Ratings indicate limits beyond which damage to the device may occur. DC and AC electrical specifications do not apply when operating the device beyond its specified operating conditions.

**Note 2:** All voltages are measured with respect to GND, unless otherwise specified.

**Note 3:** A zener diode exists, internally, from  $V_{CC}$  to GND and has a typical breakdown voltage of  $7 V_{DC}$ .

**Note 4:** Two on-chip diodes are tied to each analog input which will forward conduct for analog input voltages one diode drop below ground or one diode drop greater than the  $V_{CCN}$  supply. The spec allows 100 mV forward bias of either diode. This means that as long as the analog  $V_{IN}$  does not exceed the supply voltage by more than 100 mV, the output code will be correct. To achieve an absolute  $0V_{DC}$  to  $5V_{DC}$  input voltage range will therefore require a minimum supply voltage of  $4.900 V_{DC}$  over temperature variations, initial tolerance and loading.

**Note 5:** Total unadjusted error includes offset, full-scale, linearity, and multiplexer errors. See Figure 2. None of these A/Ds requires a zero or full-scale adjust. However, if an all zero code is desired for an analog input other than  $0.0V$ , or if a narrow full-scale span exists (for example:  $0.5V$  to  $4.5V$  full-scale) the reference voltages can be adjusted to achieve this. See Figure 13.

**Note 6:** Comparator input current is a bias current into or out of the chopper stabilized comparator. The bias current varies directly with clock frequency and has little temperature dependence (Figure "NO TGT: fig NS0592"). See paragraph 4.0.

**Note 7:** The outputs of the data register are updated one clock cycle before the rising edge of EOC.

**Note 8:** Human body model, 100 pF discharged through a 1.5 k $\Omega$  resistor.



## Functional Description

**Multiplexer.** The device contains an 8-channel single-ended analog signal multiplexer. A particular input channel is selected by using the address decoder. Table 1 shows the input states for the address lines to select any channel. The address is latched into the decoder on the low-to-high transition of the address latch enable signal.

TABLE 1.

SELECTED ANALOG CHANNEL	ADDRESS LINE		
	C	B	A
IN0	L	L	L
IN1	L	L	H
IN2	L	H	L
IN3	L	H	H
IN4	H	L	L
IN5	H	L	H
IN6	H	H	L
IN7	H	H	H

## CONVERTER CHARACTERISTICS

### The Converter

The heart of this single chip data acquisition system is its 16-bit analog-to-digital converter. The converter is designed to give fast, accurate, and repeatable conversions over a wide range of temperatures. The converter is partitioned into 3 major sections: the 256R ladder network, the successive approximation register, and the comparator. The converter's digital outputs are positive true.

The 256R ladder network approach (Figure 1) was chosen over the conventional R/2R ladder because of its inherent monotonicity, which guarantees no missing digital codes. Monotonicity is particularly important in closed loop feedback control systems. A non-monotonic relationship can cause oscillations that will be catastrophic for the system. Additionally, the 256R network does not cause load variations on the reference voltage.

The bottom resistor and the top resistor of the ladder network in Figure 1 are not the same value as the remainder of the network. The difference in these resistors causes the output characteristic to be symmetrical with the zero and full-scale points of the transfer curve. The first output transition occurs when the analog signal has reached  $\frac{1}{2}$  LSB and succeeding output transitions occur every 1 LSB later up to full-scale.

The successive approximation register (SAR) performs 8 iterations to approximate the input voltage. For any SAR type converter, n-iterations are required for an n-bit converter. Figure 2 shows a typical example of a 3-bit converter. In the ADC0808, ADC0809, the approximation technique is extended to 8 bits using the 256R network.

The A/D converter's successive approximation register (SAR) is reset on the positive edge of the start conversion (SC) pulse. The conversion is begun on the falling edge of the start conversion pulse. A conversion in process will be interrupted by receipt of a new start conversion pulse. Continuous conversion may be accomplished by tying the end-of-conversion (EOC) output to the SC input. If used in this mode, an external start conversion pulse should be applied after power up. End-of-conversion will go low between 0 and 8 clock pulses after the rising edge of start conversion.

The most important section of the A/D converter is the comparator. It is this section which is responsible for the ultimate accuracy of the entire converter. It is also the comparator drift which has the greatest influence on the repeatability of the device. A chopper-stabilized comparator provides the most effective method of satisfying all the converter requirements.

The chopper-stabilized comparator converts the DC input signal into an AC signal. This signal is then fed through a high gain AC amplifier and has the DC level restored. This technique limits the drift component of the amplifier since the drift is a DC component which is not passed by the AC amplifier. This makes the entire A/D converter extremely insensitive to temperature, long term drift and input offset errors.

Figure 4 shows a typical error curve for the ADC0808 as measured using the procedures outlined in AN-179.

# Functional Description (Continued)

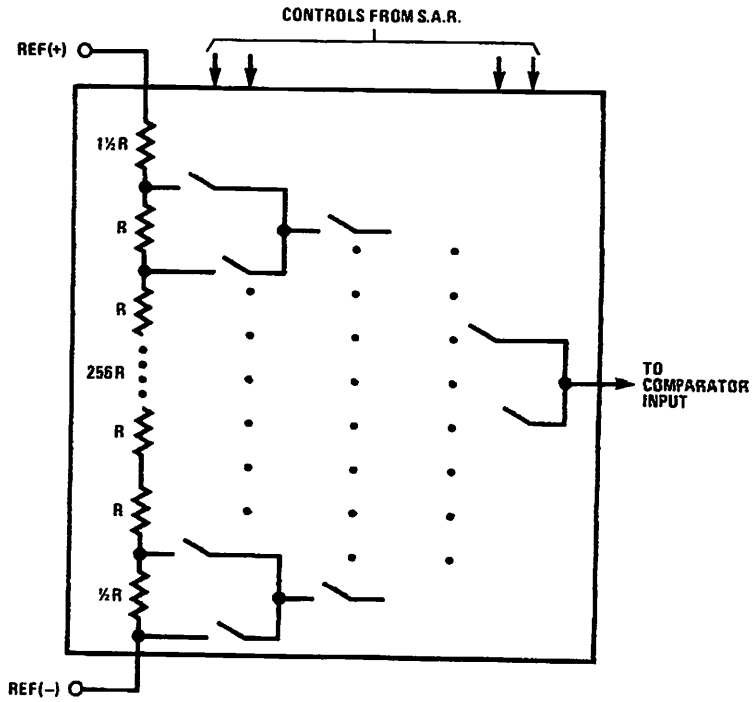


FIGURE 1. Resistor Ladder and Switch Tree

DS005672-2

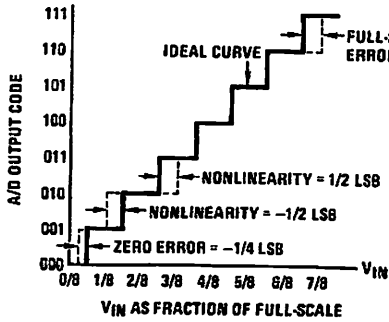


FIGURE 2. 3-Bit A/D Transfer Curve

DS005672-13

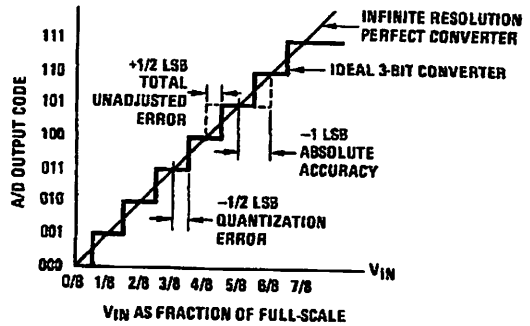


FIGURE 3. 3-Bit A/D Absolute Accuracy Curve

DS005672-14

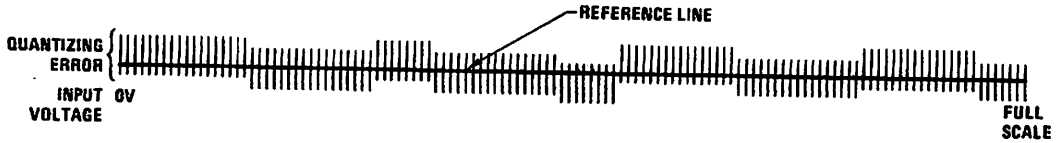
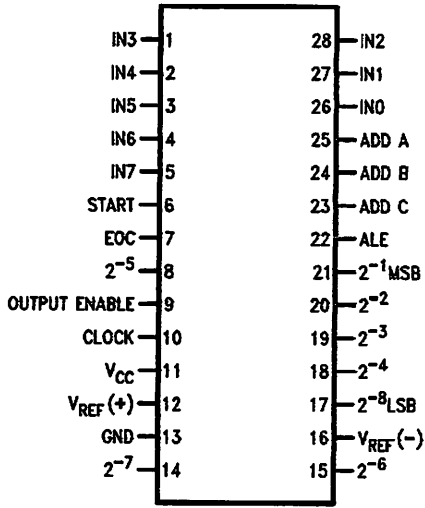


FIGURE 4. Typical Error Curve

DS005672-15

# Connection Diagrams

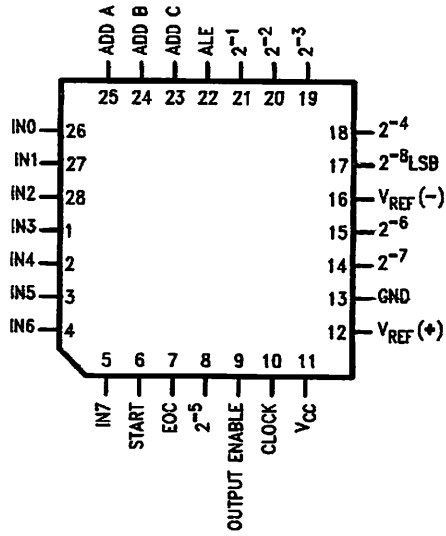
## Dual-In-Line Package



DS005672-11

Order Number ADC0808CCN, ADC0809CCN,  
ADC0808CCJ or ADC0808CJ  
See NS Package J28A or N28A

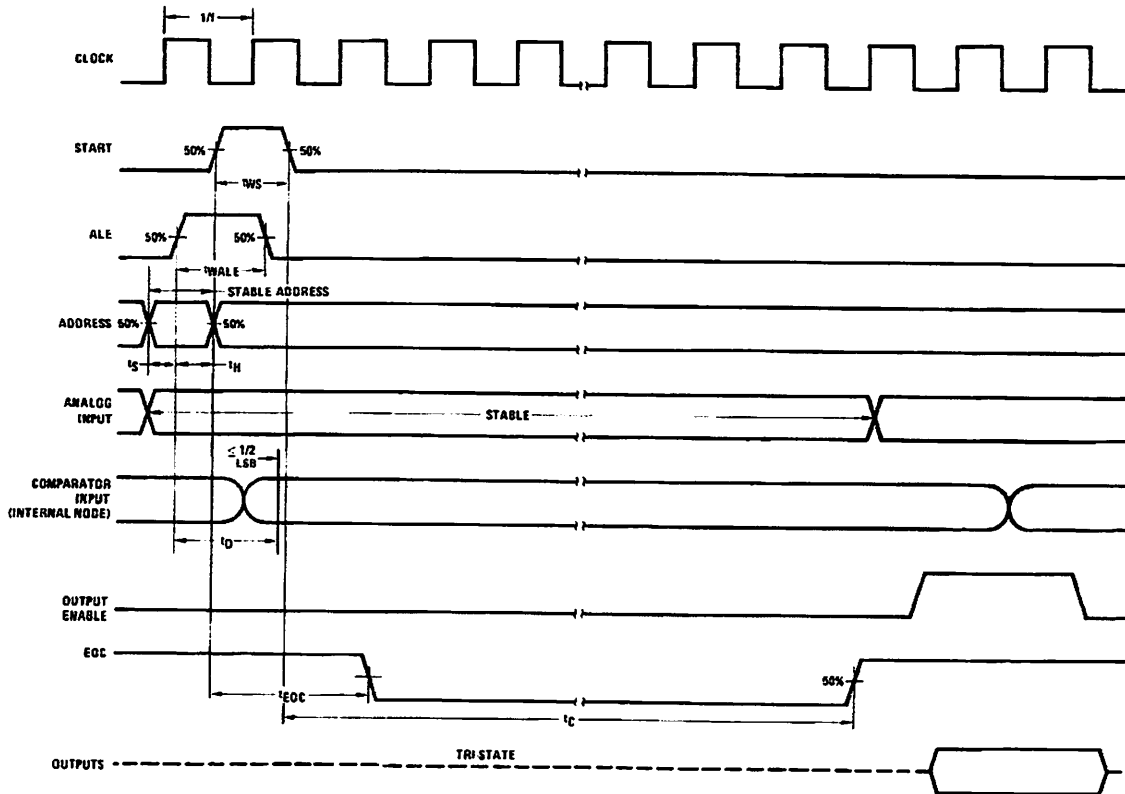
## Molded Chip Carrier Package



DS005672-12

Order Number ADC0808CCV or ADC0809CCV  
See NS Package V28A

# Timing Diagram



DS005672-4

FIGURE 5.

## Typical Performance Characteristics

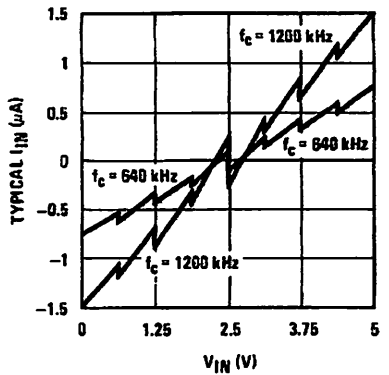


FIGURE 6. Comparator  $I_{IN}$  vs  $V_{IN}$   
( $V_{CC}=V_{REF}=5V$ )

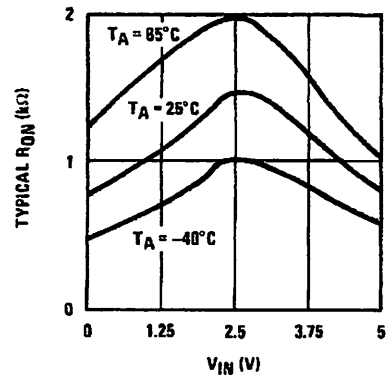


FIGURE 7. Multiplexer  $R_{ON}$  vs  $V_{IN}$   
( $V_{CC}=V_{REF}=5V$ )

## TRI-STATE Test Circuits and Timing Diagrams

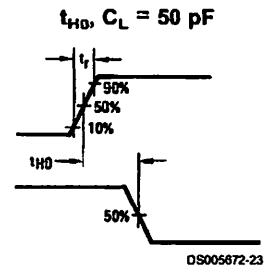
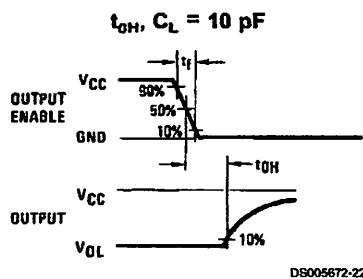
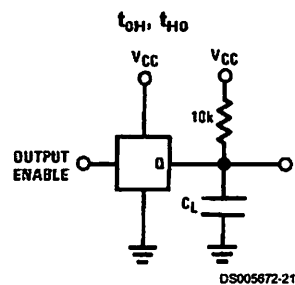
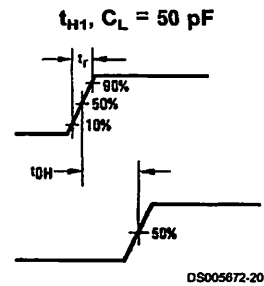
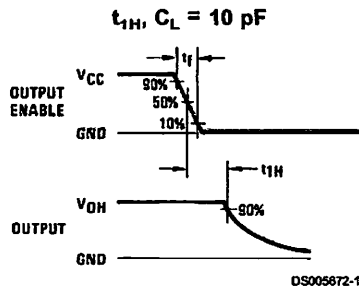
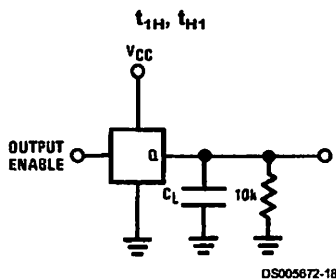


FIGURE 8.

$V_Z$ =Zero voltage

$D_X$ =Data point being measured

$D_{MAX}$ =Maximum data limit

$D_{MIN}$ =Minimum data limit

## Applications Information

### OPERATION

#### 1.0 RATIOMETRIC CONVERSION

The ADC0808, ADC0809 is designed as a complete Data Acquisition System (DAS) for ratiometric conversion systems. In ratiometric systems, the physical variable being measured is expressed as a percentage of full-scale which is not necessarily related to an absolute standard. The voltage input to the ADC0808 is expressed by the equation

$$\frac{V_{IN}}{V_{IS}-V_Z} = \frac{D_X}{D_{MAX}-D_{MIN}} \quad (1)$$

$V_{IN}$ =Input voltage into the ADC0808

$V_{IS}$ =Full-scale voltage

A good example of a ratiometric transducer is a potentiometer used as a position sensor. The position of the wiper is directly proportional to the output voltage which is a ratio of the full-scale voltage across it. Since the data is represented as a proportion of full-scale, reference requirements are greatly reduced, eliminating a large source of error and cost for many applications. A major advantage of the ADC0808, ADC0809 is that the input voltage range is equal to the supply range so the transducers can be connected directly across the supply and their outputs connected directly into the multiplexer inputs, (Figure 9).

Ratiometric transducers such as potentiometers, strain gauges, thermistor bridges, pressure transducers, etc., are

## Applications Information (Continued)

unsuitable for measuring proportional relationships; however, many types of measurements must be referred to an absolute standard such as voltage or current. This means a system reference must be used which relates the full-scale voltage to the standard volt. For example, if  $V_{CC}=V_{REF}=5.12V$ , then the full-scale range is divided into 256 standard steps. The smallest standard step is 1 LSB which is then 20 mV.

### 2.0 RESISTOR LADDER LIMITATIONS

The voltages from the resistor ladder are compared to the selected into 8 times in a conversion. These voltages are coupled to the comparator via an analog switch tree which is referenced to the supply. The voltages at the top, center and bottom of the ladder must be controlled to maintain proper operation.

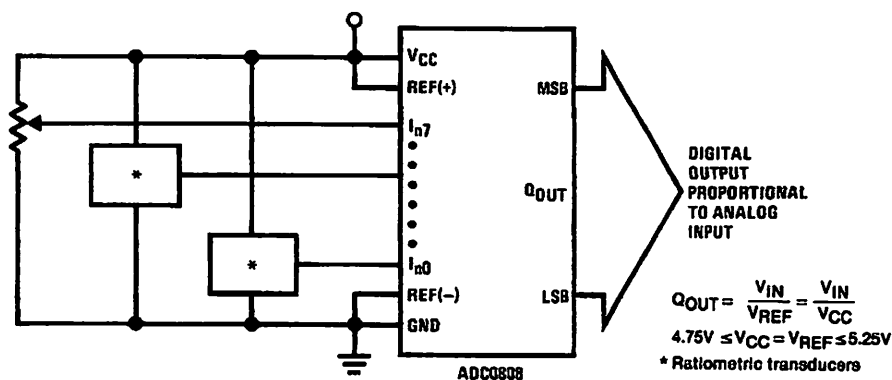


FIGURE 9. Ratiometric Conversion System

The ADC0808 needs less than a milliamp of supply current so developing the supply from the reference is readily accomplished. In Figure 11 a ground referenced system is shown which generates the supply from the reference. The buffer shown can be an op amp of sufficient drive to supply the milliamp of supply current and the desired bus drive, or if a capacitive bus is driven by the outputs a large capacitor will supply the transient supply current as seen in Figure 12. The LM301 is overcompensated to insure stability when loaded by the 10  $\mu F$  output capacitor.

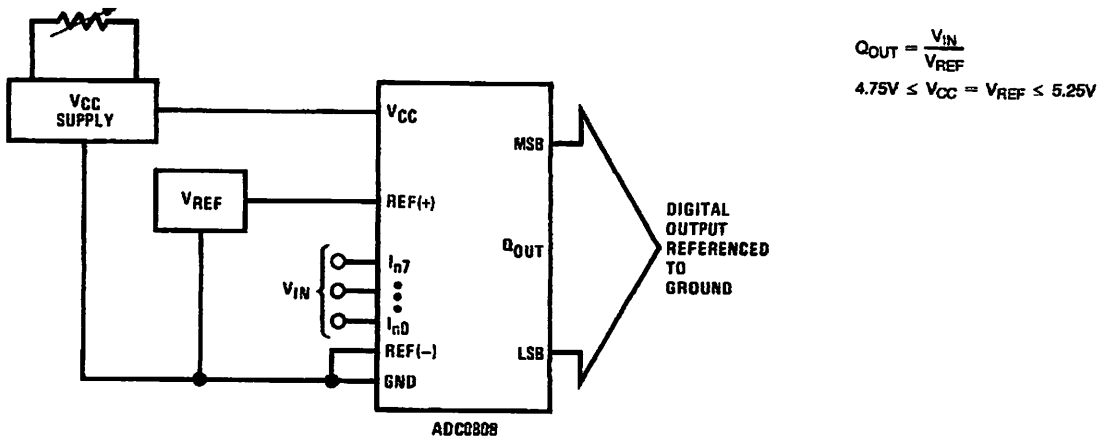
The top of the ladder, Ref(+), should not be more positive than the supply, and the bottom of the ladder, Ref(-), should not be more negative than ground. The center of the ladder voltage must also be near the center of the supply because the analog switch tree changes from N-channel switches to P-channel switches. These limitations are automatically satisfied in ratiometric systems and can be easily met in ground referenced systems.

Figure 10 shows a ground referenced system with a separate supply and reference. In this system, the supply must be trimmed to match the reference voltage. For instance, if a 5.12V is used, the supply should be adjusted to the same voltage within 0.1V.

The top and bottom ladder voltages cannot exceed  $V_{CC}$  and ground, respectively, but they can be symmetrically less than  $V_{CC}$  and greater than ground. The center of the ladder voltage should always be near the center of the supply. The sensitivity of the converter can be increased, (i.e., size of the LSB steps decreased) by using a symmetrical reference system. In Figure 13, a 2.5V reference is symmetrically centered about  $V_{CC}/2$  since the same current flows in identical resistors. This system with a 2.5V reference allows the LSB bit to be half the size of a 5V reference system.

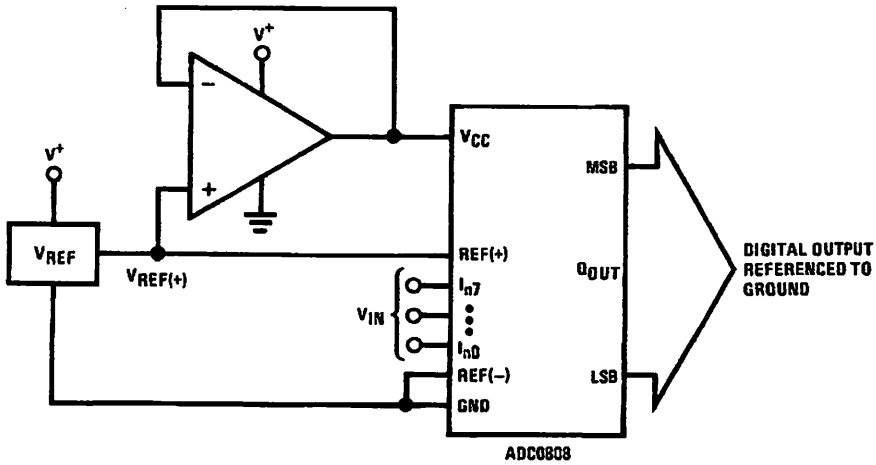
DS005672-7

## Applications Information (Continued)



DS005672-24

**FIGURE 10. Ground Referenced Conversion System Using Trimmed Supply**



DS005672-25

$$Q_{OUT} = \frac{V_{IN}}{V_{REF}}$$

$$4.75V \leq V_{CC} = V_{REF} \leq 5.25V$$

**FIGURE 11. Ground Referenced Conversion System with Reference Generating V<sub>CC</sub> Supply**

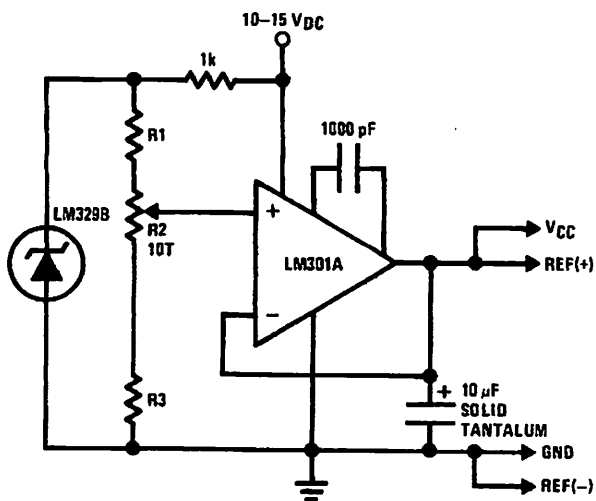


FIGURE 12. Typical Reference and Supply Circuit

DS005672-26

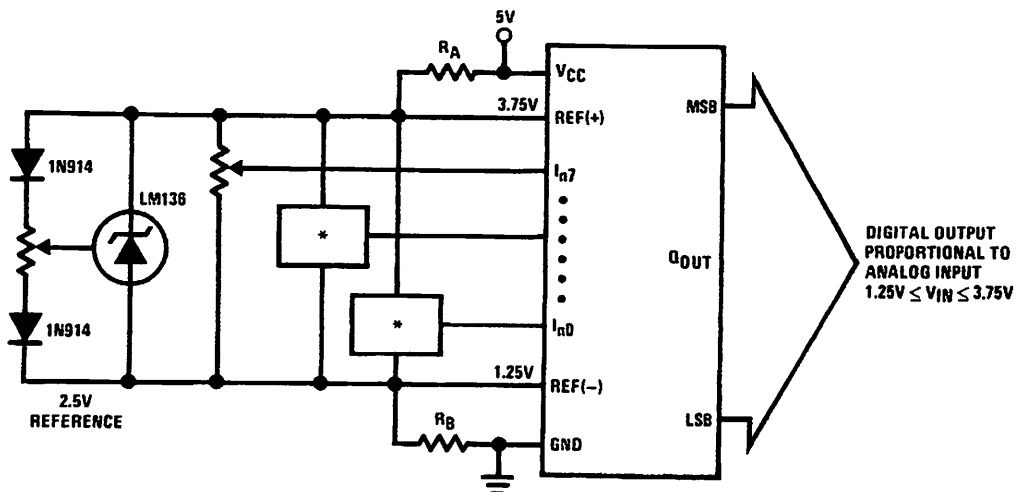


FIGURE 13. Symmetrically Centered Reference

DS005672-27

$R_A = R_B$   
potentiometric transducers

**0 CONVERTER EQUATIONS**

The transition between adjacent codes N and N+1 is given by:

$$V_{IN} = \left\{ (V_{REF(+)} - V_{REF(-)}) \left[ \frac{N}{256} + \frac{1}{512} \right] \pm V_{TUE} \right\} + V_{REF(-)} \quad (2)$$

The center of an output code N is given by:

$$V_{IN} \left\{ (V_{REF(+)} - V_{REF(-)}) \left[ \frac{N}{256} \right] \pm V_{TUE} \right\} + V_{REF(-)} \quad (3)$$

The output code N for an arbitrary input are the integers within the range:

$$N = \frac{V_{IN} - V_{REF(-)}}{V_{REF(+)} - V_{REF(-)}} \times 256 \pm \text{Absolute Accuracy} \quad (4)$$

where:  $V_{IN}$  = Voltage at comparator input  
 $V_{REF(+)}$  = Voltage at Ref(+)  
 $V_{REF(-)}$  = Voltage at Ref(-)  
 $V_{TUE}$  = Total unadjusted error voltage (typically  $V_{REF(+)} / 512$ )

## Applications Information (Continued)

### 4.0 ANALOG COMPARATOR INPUTS

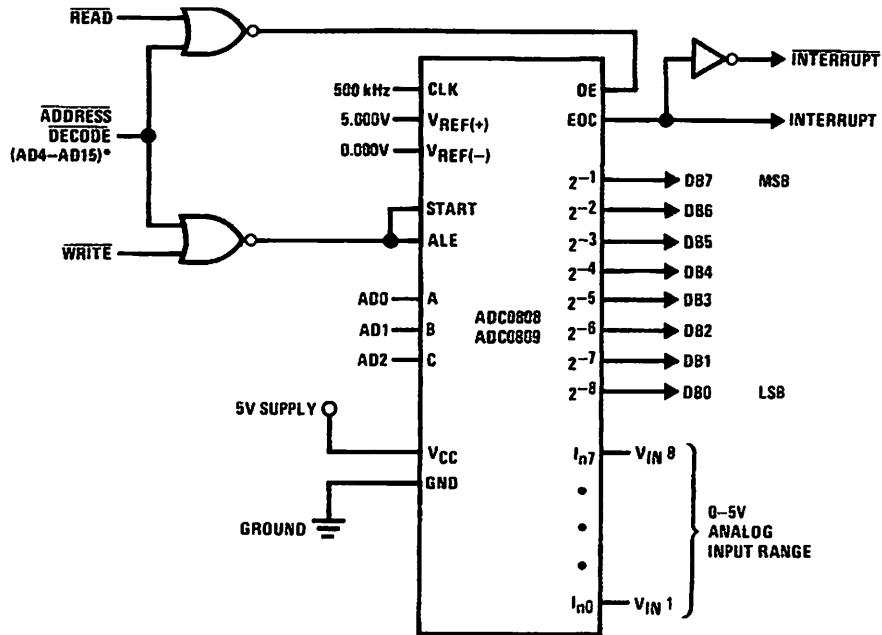
The dynamic comparator input current is caused by the periodic switching of on-chip stray capacitances. These are connected alternately to the output of the resistor ladder/switch tree network and to the comparator input as part of the operation of the chopper stabilized comparator.

The average value of the comparator input current varies directly with clock frequency and with  $V_{IN}$  as shown in Figure 6.

If no filter capacitors are used at the analog inputs and the signal source impedances are low, the comparator input current should not introduce converter errors, as the transient created by the capacitance discharge will die out before the comparator output is strobed.

If input filter capacitors are desired for noise reduction and signal conditioning they will tend to average out the dynamic comparator input current. It will then take on the characteristics of a DC bias current whose effect can be predicted conventionally.

### Typical Application



DS005672-10

\*Address latches needed for 8085 and SC/MP interfacing the ADC0808 to a microprocessor

### MICROPROCESSOR INTERFACE TABLE

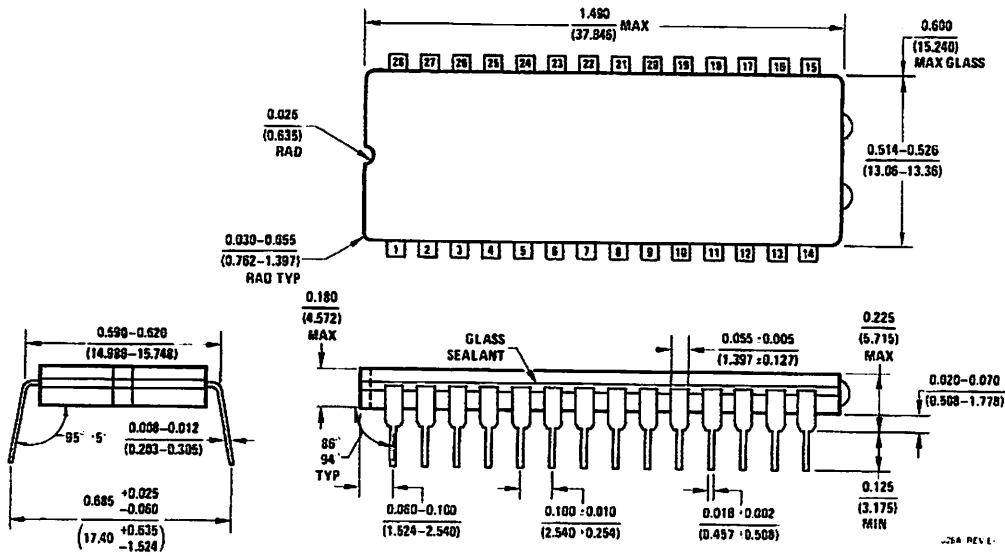
PROCESSOR	READ	WRITE	INTERRUPT (COMMENT)
8080	$\overline{\text{MEMR}}$	$\overline{\text{MEMW}}$	INTR (Thru RST Circuit)
8085	$\overline{\text{RD}}$	$\overline{\text{WR}}$	INTR (Thru RST Circuit)
Z-80	$\overline{\text{RD}}$	$\overline{\text{WR}}$	INT (Thru RST Circuit, Mode 0)
SC/MP	NRDS	NWDS	SA (Thru Sense A)
6800	$\text{VMA} \cdot \phi 2 \cdot \text{R/W}$	$\text{VMA} \cdot \phi \cdot \overline{\text{R/W}}$	$\overline{\text{IRQA}}$ or $\overline{\text{IRQB}}$ (Thru PIA)

### Ordering Information

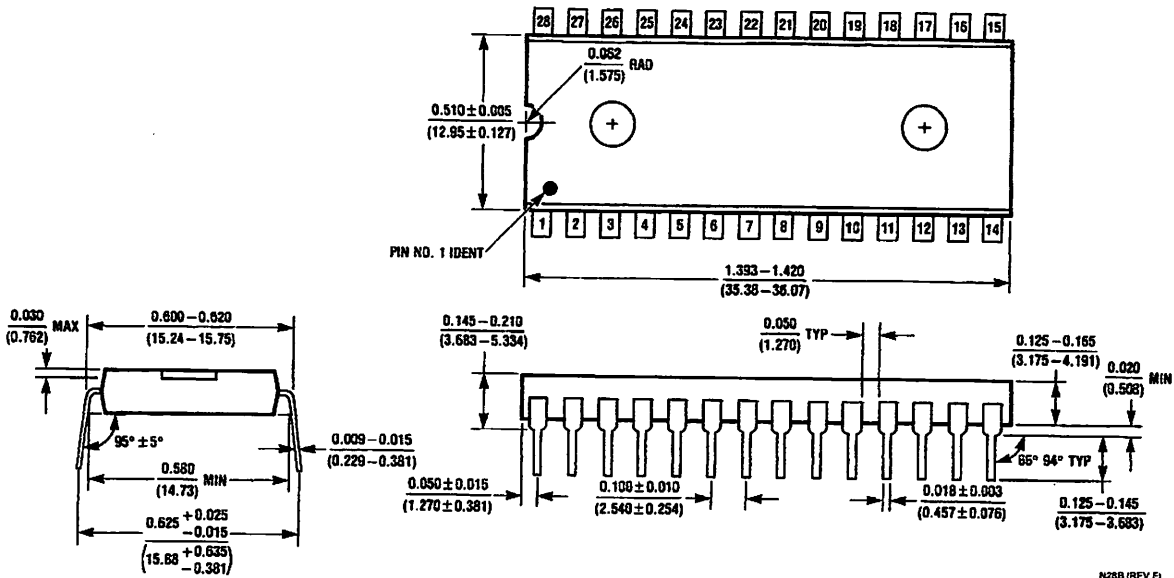
TEMPERATURE RANGE		-40°C to +85°C			-55°C to +125°C
Error	$\pm 1/2$ LSB Unadjusted	ADC0808CCN	ADC0808CCV	ADC0808CCJ	ADC0808CJ
	$\pm 1$ LSB Unadjusted	ADC0809CCN	ADC0809CCV		
Package Outline		N28A Molded DIP	V28A Molded Chip Carrier	J28A Ceramic DIP	J28A Ceramic DIP



**Physical Dimensions** inches (millimeters) unless otherwise noted

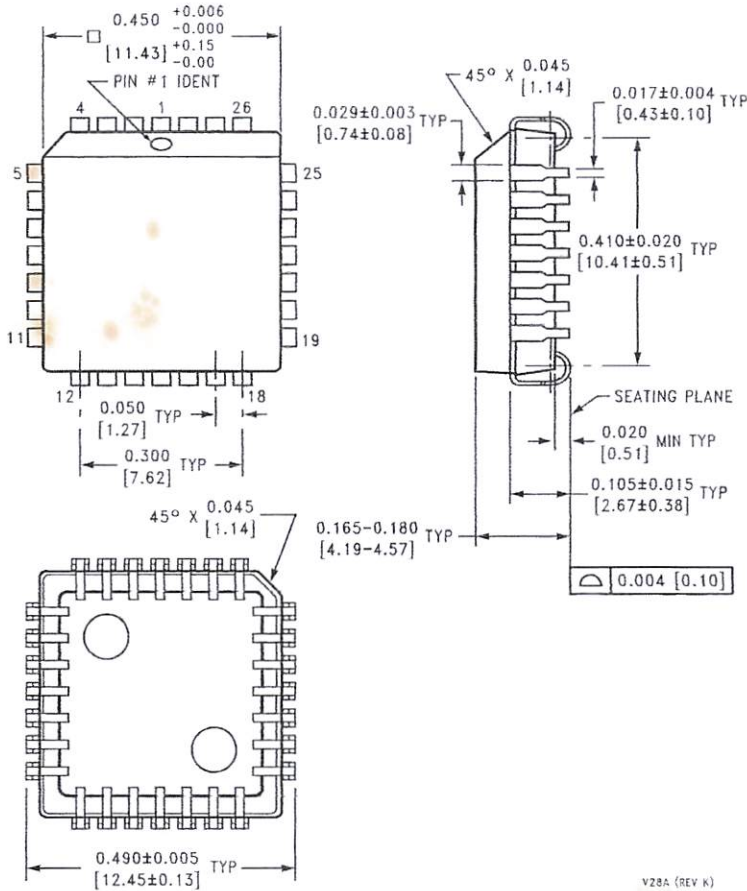


**Ceramic Dual-In-Line Package (J)**  
**Order Number ADC0808CCJ or ADC0808CJ**  
**NS Package Number J28A**



**Molded Dual-In-Line Package (N)**  
**Order Number ADC0808CCN or ADC0809CCN**  
**NS Package Number N28B**

**Physical Dimensions** inches (millimeters) unless otherwise noted (Continued)



V28A (REV K)

**Molded Chip Carrier (V)**  
**Order Number ADC0808CCV or ADC0809CCV**  
**NS Package Number V28A**

**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 in 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**  
 Americas  
 Tel: 1-800-272-9959  
 Fax: 1-800-737-7018  
 Email: support@nsc.com

**National Semiconductor Europe**  
 Fax: +49 (0) 1 80-530 85 86  
 Email: europe.support@nsc.com  
 Deutsch Tel: +49 (0) 1 80-530 85 85  
 English Tel: +49 (0) 1 80-532 78 32  
 Français Tel: +49 (0) 1 80-532 93 58  
 Italiano Tel: +49 (0) 1 80-534 16 80

**National Semiconductor Asia Pacific Customer Response Group**  
 Tel: 65-2544466  
 Fax: 65-2504466  
 Email: sea.support@nsc.com

**National Semiconductor Japan Ltd.**  
 Tel: 81-3-5620-6175  
 Fax: 81-3-5620-6179

www.national.com

## What does the EEG show?

Epilepsy.com Content

Wiki Content

The EEG in BRE shows normal background activity with frequent spikes in the centrotemporal regions. See the image below of an EEG showing these typical spikes.

**BRE with left centemporal spikes**



Unlike other forms of partial epilepsies, brief focal slowing in BRE appears only in the region of extremely frequent spiking. Discharges characteristic of epilepsy (spikes, spikes followed by slow waves, and sharp waves) may appear on one side of the brain or both sides. The discharges on the two sides can be either independent or synchronized. They may extend beyond the centrotemporal regions.

Although the spike on the EEG appears in the centrotemporal area, the temporal lobe is not the generator of BRE spikes. Rather, they are generated in the base of the rolandic fissure.

There is no correlation between seizure frequency, spikes between seizures, and treatment response. A child can be seizure-free for a long period despite the presence of extremely frequent spikes. Spikes are usually of high voltage and are most commonly seen during drowsiness and non-REM sleep. They are not activated by hyperventilation (unlike absence epilepsy).

Tags: diagnosis, benign rolandic epilepsy, BRE, BCECTS, BECTS, spikes, EEG, centrotemporal spikes, electroencephalography

---

[Make a Donation](#) | [Epilepsy Therapy Project](#) | [Epilepsy.com Professionals](#) | [My.epilepsy.com Community](#) | [Who is epilepsy.com?](#)  
[Privacy Statement](#) | [Terms of Use](#) | [Problems? Email webmaster@epilepsytdp.org](#)

© 2008 Epilepsy.com. All rights reserved.

<http://www.zoomedia.com/>



University of Missouri - St. Louis

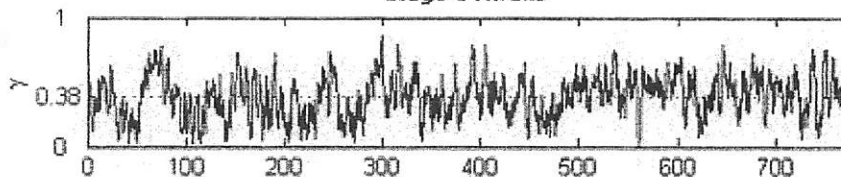
# Center for Neurodynamics


[Skip Nav](#) | [UMSL Home](#) | [Campus Maps](#) | [MyGateway](#) |

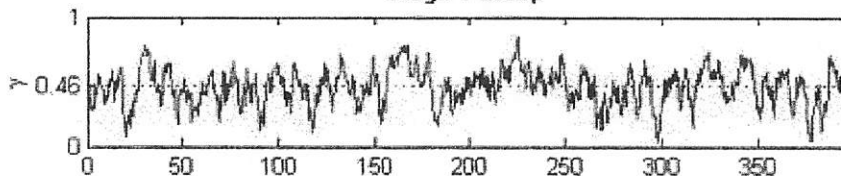
## EEG/fMRI Correlation

[NEURODYNAMICS HOME](#)
[ABOUT](#)
[FACULTY](#)
[RESEARCH FACULTY](#)
[PROJECTS](#)
[POSTDOCS](#)
[STUDENTS](#)
[ALUMNI](#)
[CONTACT US](#)

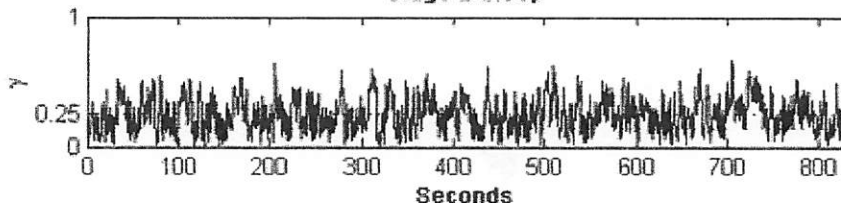

Synchronization Index Between Left and Right Visual Cortex Regions  
Stage 0 Awake



Stage 1 Sleep



Stage 2 Sleep



Using simultaneously recorded Electroencephalographic (EEG) and functional Resonance Image (fMRI) data of subjects resting quietly with their eyes closed (awake) and secondly sleeping (not deeply), this team is looking fervently for connection between the two datasets to more fully utilize their respective qualities. EEG data has temporal resolution in the millisecond range, but very poor spatial resolution, while fMRI has great 3D spatial resolution, however sadly slow temporal resolution. A more complete picture of the working brain would incorporate advantages of both modalities.

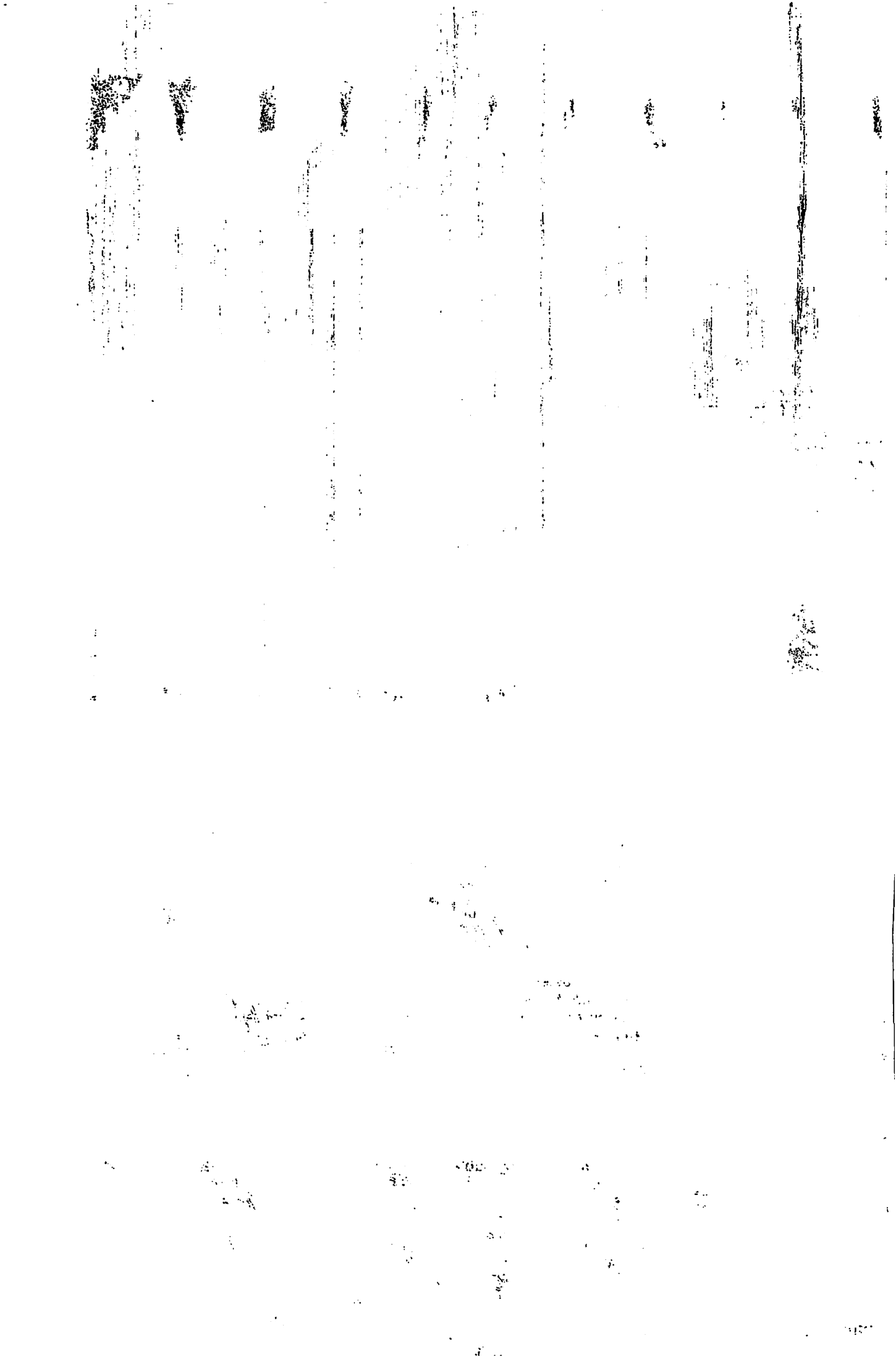
The team has employed numerous linear and nonlinear measures to better understand the data, most notably cross-correlation measures, stochastic phase synchronization measures, coherence measures, and evolution map approach measures. Information theory and power measurements have also been utilized to try to make the connection, and perhaps distinguish between awake subjects, drowsy/sleepy subjects. The focus has been on the left and right visual cortex, the left and right dorsolateral prefrontal cortex, and also the frequency range theta, and alpha.

Moving forward, the group will begin to analyze electrocorticographic (ECoG) more deeply sleeping subjects and also will be working on capturing visually evoked potential (VEP) data in EEG and fMRI. New analysis methods will be incorporated including wavelet analysis and parallel factor (PARAFAC) analysis.

Collaboration with [Linda Larson-Prior](#) of the Electrical and Neuro-Optical Institute at Washington University School of Medicine. Research updates coming soon.

Center for Neurodynamics • Benton Hall, 503J • One University Blvd. • St. Louis, MO 63121 • 314-516-7150

---



[Home](#) | [Benefits](#) | [Your energy](#) | [EM vibrations](#) | [Users](#) | [Get BIOGETIC](#) | [Support](#)

## Short description

**Biogetic is a revolutionary invention that uses traditional philosophy with modern technology!**

Biogetic is an emitter of positive energy and motivator as well as mental stimulator. It works through your mobile phone that already has spools, capacitors and conductors to generate frequencies that are positive for a human body. The frequencies generated resonate with alpha, beta, theta and delta brain waves to help you perform better.

Biogetic was developed and tested by eROKA. In development of Biogetic cooperated people with degrees and practical knowledge of physics, psychology, biophysics and bio-energy. The development is based on classical research combined with energy flow.

## Why is Biogetic necessary?

Every year, clinical depression afflicts more than 18 million Americans, many of whom don't respond to conventional antidepressants like Prozac and Zoloft. But a promising new type of therapy is gaining wider use. The technique, called "transcranial magnetic stimulation", uses pulses of magnetic energy to induce electric currents in specific brain regions. While no one knows exactly how it works, researchers say the treatment can alleviate depression.

Magnetic brain stimulation has been used experimentally for years. Mark George, a neurologist and psychiatrist at the Medical University of South Carolina in Charleston, SC, says that in a number of limited trials, the technique helped severely depressed patients...

Source: Technology Review, March 2004, pg. 26; Gregory T. Huang: Zapping the Blues.

## Start of research

The German psychiatrist Hans Berger made the first recording of the electric field of the human brain in 1924 in Jena. He gave this recording the name electroencephalogram (EEG). From 1929 to 1938 he published 20 scientific papers on the EEG under the same title "Über das Elektroenkephalogram des Menschen" including:

- spontaneous activity,
- evoked potentials, and
- bioelectric events produced by single neurons.

The technical description is an abstract taken from a book Bioelectromagnetism by Jaako Malmivuo (Ragnar Granit Institute, Tampere University of Technology) and Robert Plonse (Department of Biomedical Engineering, Duke University) available online at <http://butler.cc.tut.fi/~malmivuo/bem/bembook>, which we strongly recommend.

## Biogetic and the brain

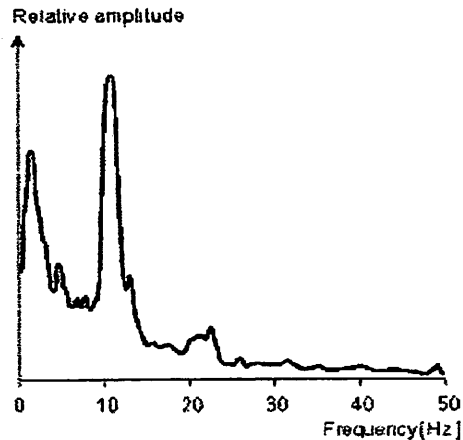


The number of nerve cells in the brain has been estimated to be on the order of  $10^{11}$ . Cortical neurons are strongly interconnected. Here the surface of a single neuron may be covered with 1,000-100,000 synapses (Nunez, 1981). The electric behaviour of the neuron corresponds to the description of excitable cells. The resting voltage is around -70 mV, and the peak of the action potential is positive. The amplitude of the nerve impulse is about 100 mV; it lasts about 1 ms.

The bioelectric impressed current density associated with neuronal activation produces an electric field, which can be measured on the surface of the head or directly on the brain tissue.

### Your brain waves - Electroencephalogram

Although in principle the EEG can be calculated, the complexity of brain structure and its electrophysiological behaviour have thus far precluded the evaluation of the source function. Consequently, the quantitative study of the EEG differs from that of the ECG or EMG, in which it is possible to evaluate the source function. Under these conditions the quantitative EEG is based on a statistical treatment, whereas the clinical EEG is largely empirical.

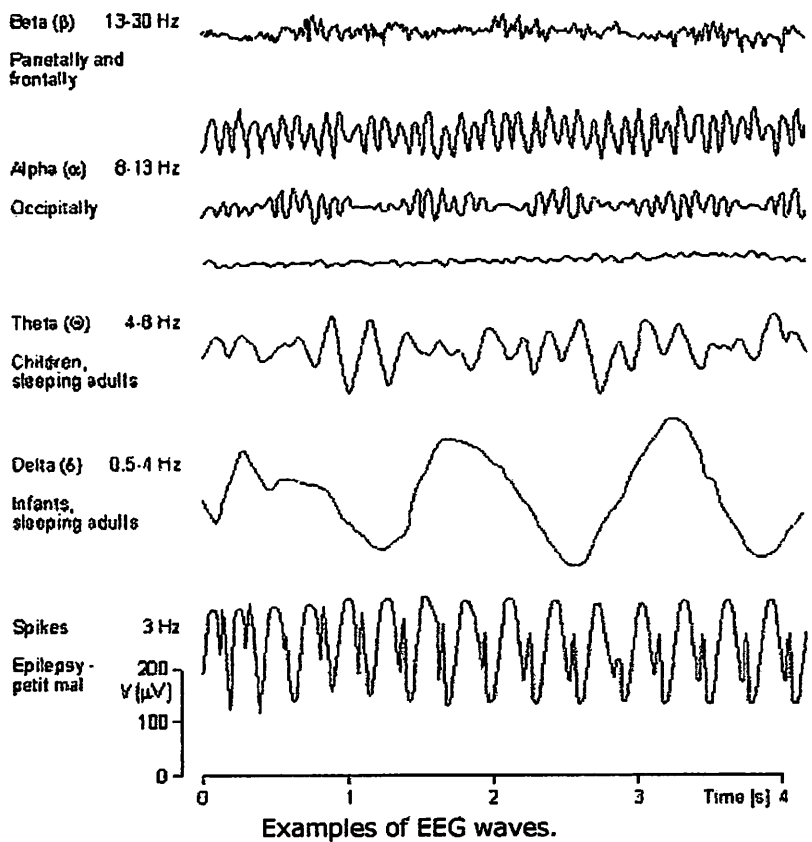


Frequency spectrum of normal EEG.

### Use the best waves for your optimum

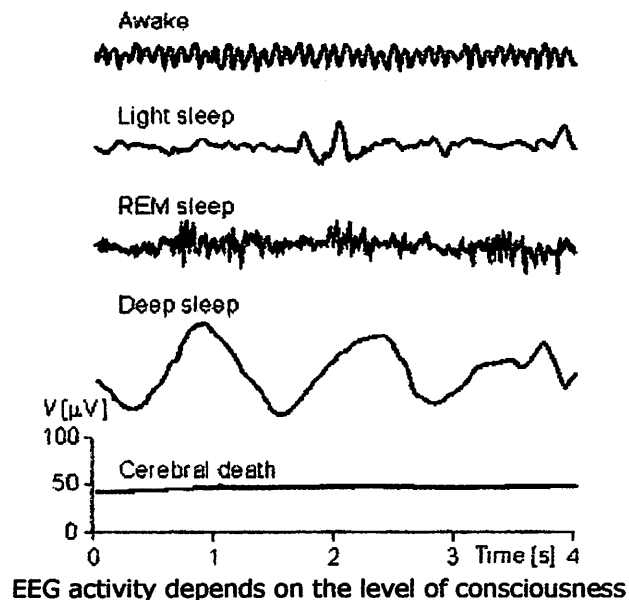
From the EEG signal it is possible to differentiate alpha (a), beta (b), delta (d), and theta (Q) waves as well as spikes associated with epilepsy.

The alpha waves have the frequency spectrum of 8-13 Hz and can be measured from the occipital region in an awake person when the eyes are closed. The frequency band of the beta waves is 13-30 Hz; these are detectable over the parietal and frontal lobes. The delta waves have the frequency range of 0.5-4 Hz and are detectable in infants and sleeping adults. The theta waves have the frequency range of 4-8 Hz and are obtained from children and sleeping adults.



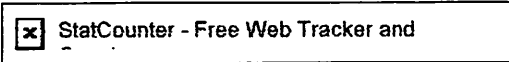
**Biogetic EEG improvement**

The EEG signal is closely related to the level of consciousness of the person. As the activity increases, the EEG shifts to higher dominating frequency and lower amplitude. When the eyes are closed, the alpha waves begin to dominate the EEG. When the person falls asleep, the dominant EEG frequency decreases. In a certain phase of sleep, rapid eye movement called (REM) sleep, the person dreams and has active movements of the eyes, which can be seen as a characteristic EEG signal. In deep sleep, the EEG has large and slow deflections called delta waves. No cerebral activity can be detected from a patient with complete cerebral death.



## References

The technical description is an abstract taken from a book Bioelectromagnetism by Jaako Malmivuo (Ragnar Granit Institute, Tampere University of Technology) and Robert Plonse (Department of Biomedical Engineering, Duke University) available online at <http://butler.cc.tut.fi/~malmivuo/bem/bembook>, which we strongly recommend.



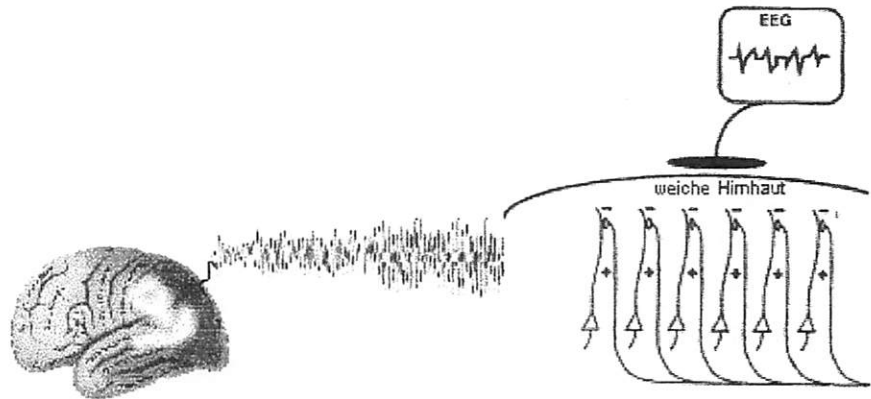
**Start using Biogetic Now!**

© 2004 All rights reserved

Karl C. Mayer, Facharzt für Neurologie, Psychiatrie und Facharzt für Psychoanalyse

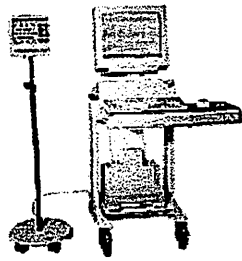
Suche Inhaltsverzeichnis Glossar: A B C D E F G H I J K L M N

## EEG

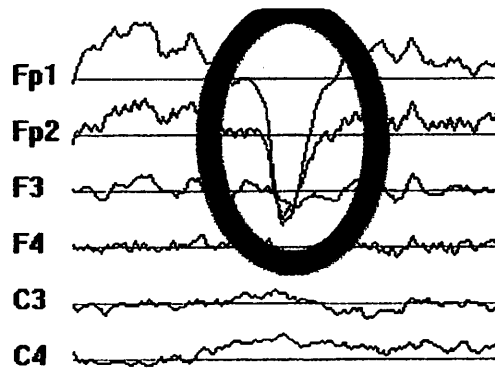


**Elektroenzephalographie**, Verfahren zur Messung und Aufzeichnung der elektrischen Aktivität des Gehirns mittels Elektroden, die an der Schädeldecke angelegt werden oder ausgelöste (evozierte) elektrische Aktivität des Gehirns, bestimmt nach Tierversuchen. Die EEG-Wellen sind Spannungsschwankungen einer bestimmten Synchronizität innerhalb der Hirnrinde. Sie treten in gewissen Synchronizität innerhalb der Hirnrinde auf. Die postsynaptischen Potentiale sind wesentlich an den Pyramidenzellen der obersten Schicht der Hirnrinde. Neben den Nervenzellen sind die Gliazellen des Gehirns an der Entstehung der EEG-Wellen ebenso wie die Aufzeichnung anderer Biopotentialen, die Darstellung der Summenpotentiale von Neuronenverbänden in der Zeit. Bis heute ist der Entstehungsmechanismus des EEGs nicht bekannt. Man weiß jedoch, dass die Wellen an der Oberfläche der Hirnrinde entstehen, da die Stromschwankungen aus den tiefergelegenen Schichten der Hirnrinde kommen. Etwa ein Drittel der Großhirnrinde leitet das EEG überwiegend die Potentialdifferenzen ab. Das EEG misst die Potentialdifferenzen an der Oberfläche der Hirnrinde, die der Schädeldecke nahe sind. In bestimmten Bereichen des Gehirns wie beispielsweise dem Thalamus treten größere Potentialdifferenzen an der Hirnoberfläche auf. Die Potentialdifferenzen sind durch exzitatorische (erregende) postsynaptische Potentiale (auch IEP) an den Dendriten geprägt. Das Gehirn leitet sehr schlecht, daher kommt es zu einer Verzerrung der Wellenform. Es ist allerdings schwer, eine Stelle an der Schädeldecke zu finden, an der man gut messen kann. Eine Ursache dafür ist der Spannungsabfall durch die Dura Mater (Flüssigkeit), die zwischen dem Cortex und der Schädeldecke liegt. Durch die Kurzschlussbildung innerhalb des Liquors kommt es zu einer Verzerrung der Wellenform. Daher treten an manchen Stellen kaum Potentialdifferenzen an der Schädeloberfläche auf. Die beiden Größen, die zur Beschreibung einer EEG-Welle verwendet werden können, sind die Amplituden und die Frequenz. Eine weitere Charakteristik der EEG-Wellenform, hängt direkt mit diesen beiden zusammen, lässt sich jedoch nicht separat beschreiben.

zahlenmäßig beschreiben.



Bei der Ableitung werden Elektroden unbenutzt. Am meisten verwendet werden mit Silber Elektroden (pilzförmig), die durch Gummibänder Klebelektroden, die bei Ableitungen abgewaschen werden müssen, wenn der Patient bewusstlos zum Einsatz kommen. Der Patient wird mit Kochsalzlösung behandelt. Der Widerstand zwischen Elektrode und Schädeldecke muss beim Ableiten möglichst gering sein. Daher sollte Aceton abreiben (Lösungsmittel für Fette) und mit einer Leitpaste den Widerstand zwischen Elektrode und Schädeldecke auf  $5\text{ K}\Omega$  reduziert. Normalerweise nimmt dies viel Zeit in Anspruch, wenn nur die Kopfhaut mit Kochsalzlösung behandelt. Dadurch sinkt der Widerstand immerhin ein wenig. In der Regel wird die Qualität der Ableitung jedoch kaum beeinflusst. Die Eingangswiderstände der Verstärker ( $2000\text{-}5000\text{ K}\Omega$ ). Weil es sich um eine Reihenschaltung handelt, liegt an der Stelle mit dem größten Widerstand die höchste Spannung vor. Die Widerstände zweier an einen Kanal angeschlossener Elektroden dürfen nicht zu gering sein (sonst entstehen Wechselströme). Es darf keine direkte Leitung zwischen den Elektroden vorhanden sein (durch Leitungspaste oder Kochsalzlösung), denn dadurch wird das Potentialgefälle zwischen zwei Punkten vorgetäuscht. Bei der Ableitung geht es nur um geringe Potentialschwankungen von  $10\text{-}100\text{ }\mu\text{V}$ . Deswegen sind die Ableitungen für Potentialschwankungen, die von außen kommen, so genannte Artefakte. Um Artefakte zu vermeiden, muss das Gerät selbst Hochfrequenzfilter in der Regel Signale mit höheren und niedrigeren Frequenzen als  $0.53\text{ Hertz}$  aus dem Kurvenbild herausfiltern.



Augenbewegungsartefakt

Arten von Artefakten:

- Elektrodenartefakte: durch schlechter Sitz der Elektrode
- Bewegungsartefakte: durch Bewegungen des Patienten
- Biologische Artefakte: von Körperteilen ausgehen (Augenbewegungen, Schluckbewegungen)
- Elektrostatische Artefakte: bei Gummisohlen des Patienten
- Instrumentelle Artefakte: S

### Schaltschemata

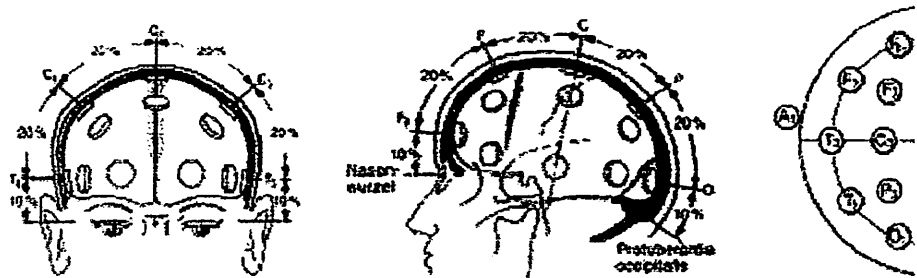
Es werden 2 verschiedene Schaltschemata angewandt:

- unipolare Ableitung: Spannungsdifferenz zwischen Ableitenelektrode und Referenzelektrode wird gemessen (alle Elektroden sind über groß verbunden -> Wilson-Elektrode)

Referenzelektroden können an Ohrläppchen, Nasenwurzel oder am Kinntal angebracht werden. Vorteil: Elektrodenabstände weniger kritisch, besser zum Vermessen von Kopfgröße geeignet.

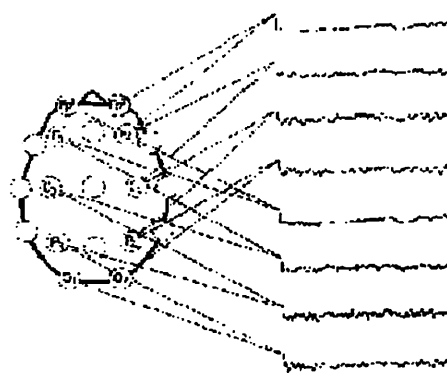
- bipolare Ableitung: Spannungsdifferenzen zwischen benachbarten Elektroden werden gemessen. Vorteil: Verkoppelung in Serienschaltung: jede Elektrode kommt jeweils mit zwei benachbarten Kanälen.

Vorteil: kaum Artefakte, gut geeignet zum Auffinden eines Herdes.



Positionierung der Elektroden nach dem 10/20 System

Die Elektroden werden mit Kochsalzlösung befeuchtet und an den Hirschkopf angebracht, damit die elektrische Aktivität des Gehirns an einen Verstärker werden die Amplituden der schwachen Signale (mV) an ein Galvanometer weitergegeben, das die Auslenkungen auf Papier registriert. Die Aktivität an der Schädeloberfläche bewegt sich zwischen 1 und 100  $\mu$ m, was niedriger als beispielsweise das EKG – Signal. Jede Elektrode ist mit einer Elektrode verbunden, die verwendet werden spricht man von Multikanal-EEG. Seit dem Jahr 1929 ist es erstmals gelang ein EEG von der menschlichen Schädeloberfläche abzuleiten. Die Frequenz und Amplitude der Signale je nach Zustand Schlaf, Wachzustand, besondere geistige Tätigkeiten die Signalfrequenz in den verschiedenen Hirnregionen untersuchen.



Die Untersuchung dauert 15- 30 min. Wenn es um ein Routine-EEG und EEG bei Epilepsiepatienten kein wegweisen, die Langzeitableitung oft in der Videouberwachung in der Klinik an

**Nebenwirkungen? was kommt aus?**

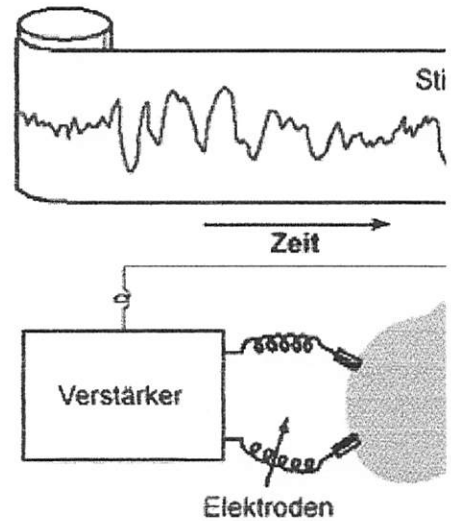
Abgesehen davon, daß die Haare rasieren werden, hat sie keine Nebenwirkungen. Das Gehirn erzeugte Strom registriert, von dem an Ihren Körper herangebracht.

Die Untersuchungstag nicht verwendet werden, der Friseurbesuch :

Ableitung verschoben werden, da bei der Untersuchung die Haarfrisur von den Probanden müssen die Augen geschlossen halten und nur auf Anweisung schließen. (Auge-auf- /Auge-zu-Bewegung ist im EEG wahrnehmbar, die beurteilende Grundaktivität blockiert ), der Proband muss entspannt sein : auch bei innerer Anspannung wird die zu beurteilende Grundaktivität durch Schluckbewegungen, Husten etc. müssen schnell erfolgen, da sie durch die beurteilbar machen.

### Was sieht der Arzt in der EEG- Kurve

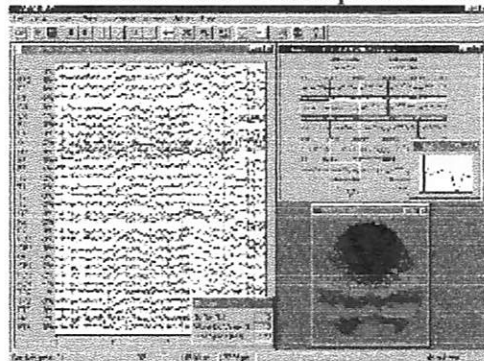
Das so gewonnene Kurvenbild, Elektroenzephalogramm oder kurz EEG bei Erwachsenen im Normalfall die so genannte Alphawelle, die im entspannten Zustand Thetawelle oder „Zwischenwelle“ ist in der Regel bei Kindern zu sehen. Die ersten bzw. achten Buchstaben des griechischen Alphabets je nach ihrer Amplitude. Am wichtigsten ist der Einsatz der Elektroenzephalographie in der Diagnostik von Epilepsien. Die Untersuchung kann aber auch Hinweise auf einen Hirntumor geben.



### AV- Gefäßmißbildung

Psychopharmaka verändern das Kurvenbild. Alle Arten von Bewusstseinsstörungen für ein EEG, auch bei manchen Stoffwechselstörungen kann eine Gehirnbeteiligung geben. Anhand der EEG-Kurven ist zu erkennen, ob diese sind. Oder wie gut die entsprechende Therapie anschlägt. Bei der Iktusentscheidung, hier gelingt mit dem EEG oft die Anfallsklassifikation. bildgebende Verfahren identifizierten Läsion (wie Narben, Durchblutungsstörungen) nachgewiesen werden ob diese auslösend für eine Anfall sind. Bei fokalen Allgemeinveränderungen, Herdbefunde und paroxysmale (anfallsartig) Allgemeinveränderungen betreffen den Gesamtablauf der EEG. Die EEG-Veränderungen, die umschriebene Stellen wie bestimmte Areale oder fokale Paroxysmale Veränderungen sind Störungen, die den Kurvenverlauf plötzlich mit einem epileptischen Anfall. Von den typischen Wellenformen (alpha, beta, gamma, delta) epilepsiespezifische

Wellenformen durch die typische Form unterschieden werden. EEG-Kurven sind auch bei bestimmten Stoffwechselerkrankungen, zum Beispiel bei Nierenschädigungen typische EEG-Veränderungen, die ein Hinweis auf eine Beeinträchtigung der Hirnfunktion durch die Erkrankung sind. Auch bestimmte Medikamente können EEG-Veränderungen hervorrufen. Studien von EEG-Kurven haben zur Erforschung des Schlafzyklus vier verschiedene Schlafphasen unterscheiden lassen. In der Neurophysiologie werden wesentlichen eingesetzt, um

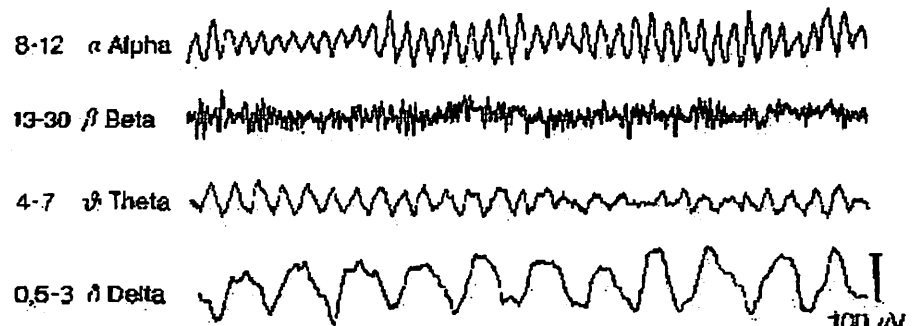


wesentlichen eingesetzt, um Aktivierungsvorgänge zu gewinnen. EEG's Aufmerksamkeitprozesse untersucht und klassifiziert sowie externe und interne Reize an EEG-Hirnströme analysiert, die durch Geräusche ausgelöst werden. Bestimmte Hirnereiche bestimmten Funktionen zugeordnet. Eine flache EEG-Kurve = Nulllinie (Nulllinie) ist ein Hinweis auf einen Patienten, die im Koma liegen.

Hirnfunktion interpretiert und gilt als Hinweis für den Eintritt des Hirntods. In der Hirntoddiagnostik vor Transplantationen kommt dem EEG eine große Bedeutung zu. In Kombination mit anderen radiologischen Verfahren und computergestützter Analyse hat das EEG eine große Bedeutung in der Hirnfunktionsdiagnostik auch bei präoperativen Untersuchungen.

Im Gegensatz zum Computertomogramm oder zur Kernspintomographie des Gehirns zum Zeitpunkt der Ableitung, während die beiden an

Hirnschicht zeigen. So ist zum Beispiel bei einer Epilepsie oder einem Computertomogramm oder der Kernspintomographie meistens normal, anzeigt. Umgekehrt können manchmal bei Hirntumoren oder bei Hirnrindenschicht nicht beeinträchtigen, die EEG-Kurven normal sein oder die Kernspintomographie die Schädigung zeigen. Die Methoden ergänzen sich, wird man eine oder mehrere dieser Untersuchungen einsetzen.



Wellen- Bezeichnung	Frequenz pro Sek.	Amplitude in $\mu$ V	Wach-EEG, Erwachsene
<b>Beta-Wellen</b>	14-30	5-50	gruppenweise frontal u. präzentral auftretend, als Normvariante oder auch durch Medikamenteneinnahme
<b>Alpha-Wellen</b>	8-13	20-120	Dominierende (häufigste) Aktivität
<b>Theta-Wellen</b>	4-7	20-100	Konstant fast nicht auftretend- einzelne Gruppen aber häufig unterschiedliche Bedeutung.
<b>Delta-Wellen</b>	0,5-3	5-250	Nicht auftretend, oft Hinweis auf eine schwere Schädigung.
<b>Gamma Wellen</b>	31-60	-10	Gesetzmäßigkeiten von Auftreten u. Lokalisation nicht näher bekannt

### Auswertung des EEGs:

- Beschreibung des Kurvenverlaufes
- Beurteilung (handelt es sich um ein normales EEG, Auffälligkeiten)
- Interpretation (im Hinblick auf die klinische Fragestellung)

Ohne Kenntnis der Krankengeschichte des Patienten, ist ein EEG



**Es gibt verschiedene Normvarianten,** Beta-EEG, Alpha-Varia Niederspannungs-EEGs, dabei muss keine Alpha-Aktivität vorha rhythmische Alpha-Aktivität sind dabei selten, häufiger sind EEG Rhythmus als Lidschlussreaktion oder einen Alpha-Rhythmus un kann hier eine Verminderung der Vigilanz sein. Alkoholgenuss | Vigilanzminderung mit den damit verbundenen typischen EEG- | kommt es zu verstärkter Synchronisation im Sinne einer Dynamik einer Verlangsamung der Grundaktivität und im Vollrausch zu ei einem Drittel der Alkoholkranken ist ein Niederspannungs-EEG : beobachten, das im Allgemeinen im Sinne einer konstitutionsgeb wird. In der Entgiftungsphase ist jedoch häufig eine Zunahme de posterior, zu beobachten. Unter zahlreichen Psychopharmaka (z. Barbiturate, etc.) und Antikonvulsiva kann es zu Verlangsamung Alphaaktivität kommen. Beta-Wellen werden häufig von Benzoc im Gegensatz zur Normvariante nicht blockiert. Unter Carbamaz und Theta-Zunahme. Frost et al. (1995) fanden unter Carbamazep Verlangsamung um 0,5 Hz. Eine darüberhinaus gehende Verlang ungünstiger kognitiver Entwicklung. Einige Antidepressiva zeige 'thymoleptisches' (Imipramin- oder Amitryptilin-ähnliches) Prof Ausprägung als Ausdruck einer sedativen Wirkung. Kokain-User persistierend vermehrt Alpha- und vermindert Delta-Aktivität, vc Schulkinder, die in utero Kokain exponiert waren, sollen dasselbe kommt es (zumindest bei Polytoxikomanen) zu vermehrter Alph vermindert Delta-Aktivität. Einige Antidepressiva zeigen im E ähnliches) Profil mit einer Zunahme der Alpha-Ausprägung. (Ne Spitzcok von Brisinski)

### **In Spezialkliniken gibt es auch EEG- Ableitungen unmittelba**

In Spezialkliniken wird manchmal das EEG unmittelbar von der geschieht insbesondere vor Epilepsiechirurgischen Eingriffen, da nichtinvasiven Diagnostik keine eindeutigen Hinweise auf den O Eingesetzt werden subdurale Streifenelektroden, subdurale Platte intracerebrale Tiefenelektroden. Dabei werden Platten mit 4 bis 6 Tiefenelektroden können tiefer gelegene Hirnstrukturen erfasst werden.



**Feedback:**

Gästebuch

E-Mail

Anschrift des  
Verfassers:  
(Praxisadresse)  
**Karl C. Mayer**  
**Friedrich- Ebe**  
**Anlage 7**  
**69117 Heidelb**

- Mayer, Philipp Physik, Hausarbeit, Elektrisches Feld in Natur und
- Frank, B., „Untersuchung des verarbeiteten Elektroenzephalogram Anästhesiemonitoring beim Hund.“ Dissertation Hannover 2001 | [hannover.de/dissertations/frankb\\_2001.pdf](http://hannover.de/dissertations/frankb_2001.pdf) (15.10.2002 )
- Lux, S., „Diagnostische Wertigkeit kognitiver Defizite bei fokale

Dissertation, Bielefeld 2001 <http://archiv.ub.uni-bielefeld.de/diss/>

- Rafal Bogacz, „Blinking Artefact Recognition in EEG Signal by <http://www.math.princeton.edu/~rbogacz/> (22.10.2002)
- Deutsche Gesellschaft für klinische Neurophysiologie (Deutsche <http://www.dgkn.de/> (13.10.2002)
- American clinical Neurophysiology Society, <http://www.acns.org>
- Bernhard Neundörfer, EEG-Fibel, Das EEG in der ärztlichen Praxis, Fischer Verlag 1982 (S 1-18, 37)
- Ebe & Homma(1994), Leitfaden für die EEG – Praxis – , Gustav

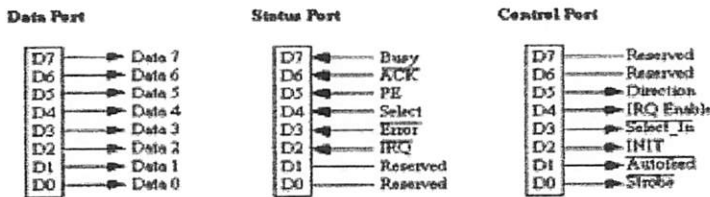
### Links zum EEG

[American Clinical Neurophysiology Society Clinical Neurophysiology Monitoring -EEG in Epilepsy: Current Perspectives -Gelastic seizures : analysis of a case with a frontal focus; review of the literature and pathogenesis](#)  
[Common Epilepsy Syndromes - EEG in Status Epilepticus -Abnormalities of the EEG](#)  
[Integration of High Resolution EEG, MEG and Functional Magnetic Resonance Imaging](#)  
[http://www.epub.org.br/ Clinical Neurophysiology On the Internet To](http://www.epub.org.br/)  
[asymmetries explain EEG left-right differences](#)  
[ÖSTERREICHISCHE SCHLAFMEDIZIN UND SCHLAFORSCHUNG - ÖGSMSE](#)  
[Review Inverse Problem Study of a 12 sib family EEG maturation Familial Epilepsy](#)  
[EEG maturation in monozygotic and dizygotic twins. A longitudinal study](#)  
[Electroencephalography \(EEG\) Deutsche Gesellschaft für Klinische Neurophysiologie](#)  
[International Federation of Clinical Neurophysiology European Chapter of the](#)  
[Clinical Neurophysiology American Clinical Neurophysiology Society International](#)  
[Electroneurodiagnostic Technologists The Canadian Association of Electroencephalographic](#)  
[Technologists -EEG Course and Glossary -Normal EEG Waveforms Normal EEG](#)  
[Electroencephalography \(EEG\) EEG Atlas: Normal Awake EEG - EEG Atlas: Normal](#)  
[Waves EEG Atlas: Encephalopathic Patterns I - Generalized Slowing -Clinical EEG](#)  
[Abnormalities Focal EEG Waveform Abnormalities International Federation of Clinical](#)  
[Neurophysiology IFCN Standards \(Empfehlungen/Richtlinien für Neurophysiologische](#)  
[Diagnostik und Therapie CNS INFORMATION \(EEG AND CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY](#)  
[SOCIETY\) QEEG \(quantitative EEG\) INFORMATION Journal of Clinical Neurophysiology](#)  
[Society American Association of Electroencephalographers "Klinische Neurophysiologie"](#)  
[Clinical Neurophysiology \(Abstracts\) EEG und evozierte Potentiale - Kinder- und](#)  
[Jugendpsychiatrie und -psychotherapie Österreichische Sektion der International](#)  
[League against Epilepsy Epilepsia - Journal of the International Federation of Neurology](#)

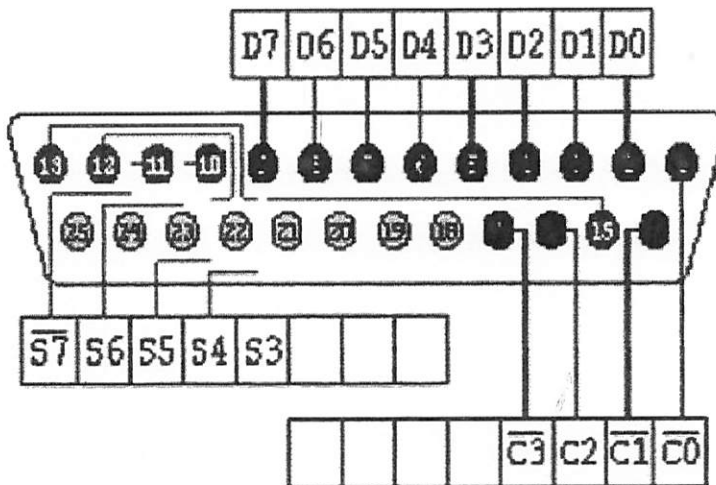


**TRANSFER DATA PC MENGGUNAKAN PARALEL PORT**

Paralel port adalah port yang paling banyak digunakan dalam interfacing dengan berbagai macam peralatan eksternal. Secara umum paralel port terdiri dari 4 jalur kontrol, 5 jalur status dan 8 jalur data seperti ditunjukkan dalam Gambar 1. Hubungan pengkabelan yang umum digunakan yaitu konektor tipe DB25 seperti ditunjukkan dalam Gambar 2. Konektor DB25 merupakan konektor yang paling banyak dijumpai pada paralel port PC, sedangkan konektor centronic dijumpai pada printer.



Gambar 1. Port-port dalam Paralel Port



Gambar 2. Susunan pin eksternal soket DB-25 female pada port paralel PC IBM

Paralel port yang telah distandarisasi dibawah standard IEEE 1284, pertama diperkenalkan pada tahun 1994. Standard tersebut didefinisikan dalam 5 mode operasi, yaitu:

1. Mode kompatibilitas (Compability Mode)
2. Mode 4 bit (Nibble Mode)
3. Mode 8 bit (Byte Mode)
4. Mode paralel port lanjutan (Enhanced Paralel Port-EPP)
5. Mode kapabilitas diperluas (Extended Capability Port-ECP)

**Konfigurasi paralel port**

**Tabel 1. Pin out paralel port**

PIN NO.	FUNCTION	TYPE
1. STROBE		CONTROL

- 
- 
- 
- 
- 
- 
-

2.	DATA BIT 0	OUTPUT
3.	DATA BIT 1	OUTPUT
4.	DATA BIT 2	OUTPUT
5.	DATA BIT 3	OUTPUT
6.	DATA BIT 4	OUTPUT
7.	DATA BIT 5	OUTPUT
8.	DATA BIT 6	OUTPUT
9.	DATA BIT 7	OUTPUT
10.	ACKNOWLEDGE	STATUS
11.	BUSY	STATUS
12.	PE: PAPER TRAY EMPTY	STATUS
13.	PRINTER ON-LINE	STATUS
14.	AUTO LINEFEED AFTER (CR) CARRIAGE RETURN	CONTROL
15.	PRINTER ERROR	STATUS
16.	INITIALIZE PRINTER	CONTROL
17.	SELECT/DESELECT PRINTER	CONTROL
18-25.	UNUSED/GROUND	

### Tabel pengalamatan Port paralel

**Tabel 2. Port Data**

Offset	Name	Read/Write	Bit No.	Properties
Base + 0	Data Port Write (Note-1)	Write	Bit 7	Bit 7
			Bit 6	Data 6
			Bit 5	Data 5
			Bit 4	Data 4
			Bit 3	Data 3
			Bit 2	Data 2
			Bit 1	Data 1
			Bit 0	Data 0

**Tabel 3. Port Status**

Offset	Name	Read/Write	Bit No.	Properties
Base + 1	Status Port	Read Only	Bit 7	Busy
			Bit 6	Ack
			Bit 5	Paper Out
			Bit 4	Select In
			Bit 3	Error
			Bit 2	IRQ (Not)
			Bit 1	Reserved
			Bit 0	Reserved

**Tabel 4. Port Kontrol**

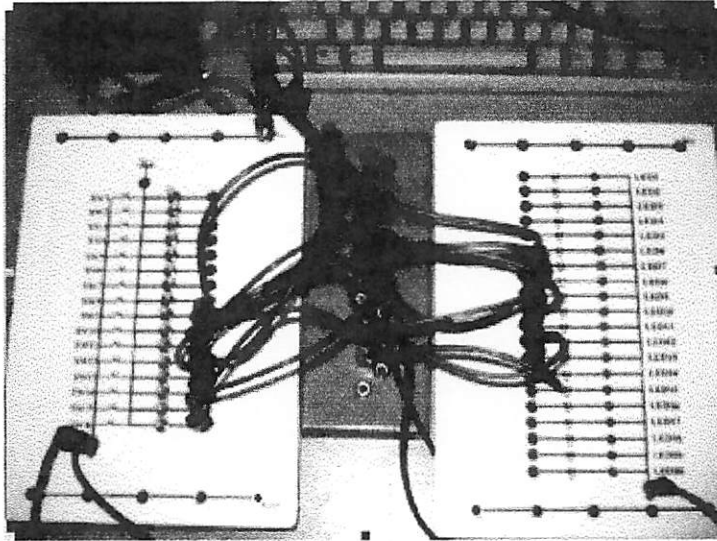
Offset	Name	Read/Write	Bit No.	Properties
Base + 2	Control Port	Read/Write	Bit 7	Unused
			Bit 6	Unused
			Bit 5	Enable Bi-Directional Port
			Bit 4	Enable IRQ Via Ack Line
			Bit 3	Select Printer
			Bit 2	Initialize Printer (Reset)
			Bit 1	Auto Linefeed
			Bit 0	Strobe

### Tujuan Praktikum Transfer Data Menggunakan Paralel Port

Tujuan praktikum ini adalah untuk memahami proses antarmuka sistem komputer menggunakan Paralel Port dan mampu membuat perangkat lunak dengan menggunakan berbagai macam instruksi yang berhubungan dengan proses transfer data menggunakan Paralel Port.

#### A. Output Data (Mengambil data dari komputer)

- Rangkaian paralel port pada saat mengambil data dari komputer dengan alamat \$300 ditunjukkan dalam Gambar 3.

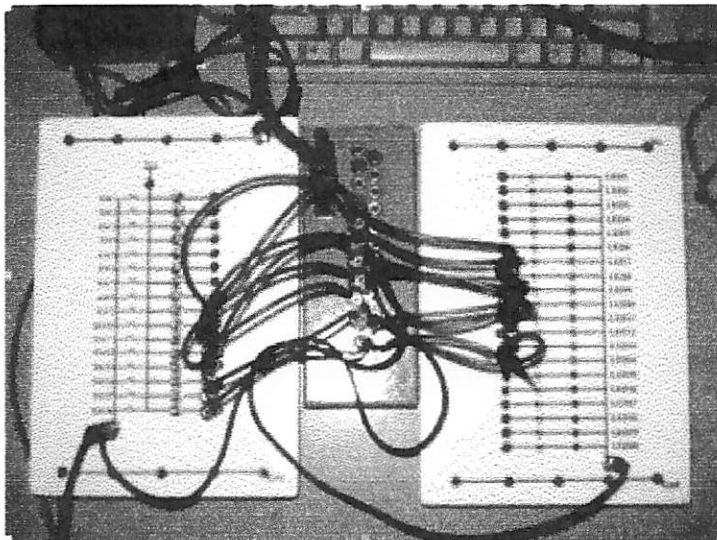


Gambar 3. Rangkaian Paralel Port pada saat mengambil data

- Setelah komputer berfungsi dengan baik buatlah program untuk mengambil data dari komputer dan jalankan program tersebut.
- Masukkan data desimal yang akan dikeluarkan melalui keyboard catat perubahan Modul Penampil.

#### B. Input Data (Memberi data ke komputer)

Rangkaian paralel port pada saat memberi data ke komputer dengan alamat \$300 ditunjukkan dalam Gambar 4.



Gambar 4. Rangkaian Paralel Port pada saat memberi data.

- Setelah komputer berfungsi dengan baik buatlah program untuk memberi data ke komputer dan jalankan program tersebut.
- Masukkan data biner yang akan ditampilkan catat perubahan pada monitor.

**Sumber Dasar Teori:**

*Modul praktikum Interface T. Elektro Unibraw*  
[http://sony-ak.com/articles/2/delphi\\_interfacing.php](http://sony-ak.com/articles/2/delphi_interfacing.php)

[Kembali Ke Atas](#)

**Laboratorium Elektronika**

Gedung Baru Elektro Lt. 1  
Jl MT Haryono 167 Malang  
Jurusan Teknik Elektro Fakultas Teknik  
Universitas Brawijaya

::: Gunakan resolusi 800 x 600 untuk mendapatkan tampilan yang optimum    admin