

**DESAIN ALAT INSTRUMENTASI MEDIS
ELECTROENCHEPHALOGRAPH (EEG)**

SKRIPSI

Diajukan Untuk Memenuhi Sebagian Persyaratan

Memperoleh Gelar Sarjana Teknik



DISUSUN OLEH:

JAYADHI WENARDO RUSLI

NIM. 0910630067-63

KEMENTERIAN PENDIDIKAN DAN KEBUDAYAAN

UNIVERSITAS BRAWIJAYA

FAKULTAS TEKNIK

JURUSAN TEKNIK ELEKTRO

MALANG

2013

LEMBAR PERSETUJUAN

DESAIN ALAT INSTRUMENTASI MEDIS
ELECTROENCHEPHALOGRAPH (EEG)

SKRIPSI

JURUSAN TEKNIK ELEKTRO

Diajukan untuk memenuhi persyaratan
memperoleh gelar Sarjana Teknik



Disusun oleh:

JAYADHI WENARDO RUSLI

NIM. 0910630067-63

Telah diperiksa dan disetujui oleh :

Pembimbing I

Pembimbing II

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

Ir. Nurussa'adah ., MT.
NIP. 19680706 199203 2 001

LEMBAR PENGESAHAN

**DESAIN ALAT INSTRUMENTASI MEDIS
ELECTROENCHEPHALOGRAPH (EEG)**

**SKRIPSI
JURUSAN TEKNIK ELEKTRO**

Diajukan untuk memenuhi persyaratan
memperoleh gelar Sarjana Teknik

Disusun oleh:

JAYADHI WENARDO RUSLI

NIM. 0910630067-63

Skripsi ini telah diuji dan dinyatakan lulus pada
tanggal 22 Juli 2013

DOSEN PENGUJI

Ir. M. Julius St., MS.

NIP. 19540720 198203 1 002

Dr.-Ing. Onny Setyawati, ST.,MT

NIP. 19740417200003 2007

Mochammad Rif'an, ST.,MT.

NIP. 19710301 200012 1 001

Mengetahui,

Ketua Jurusan Teknik Elektro

Dr. Ir. Sholeh Hadi Pramono, MS.

NIP. 19580728 198701 1 001



PENGANTAR

Puji syukur penulis panjatkan kepada Tuhan Yang Maha Esa atas segala berkat, rahmat, dan anugerah-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan pembuatan alat serta Laporan Skripsi yang menjadi salah satu syarat kelulusan Program S-1 pada Jurusan Teknik Elektro Universitas Brawijaya ini dengan baik.

Pada kesempatan ini, penulis ingin menyampaikan rasa terima kasih yang sebesar-besarnya kepada pihak-pihak yang telah banyak memberikan bantuan sehingga skripsi ini dapat terselesaikan dengan baik, antara lain:

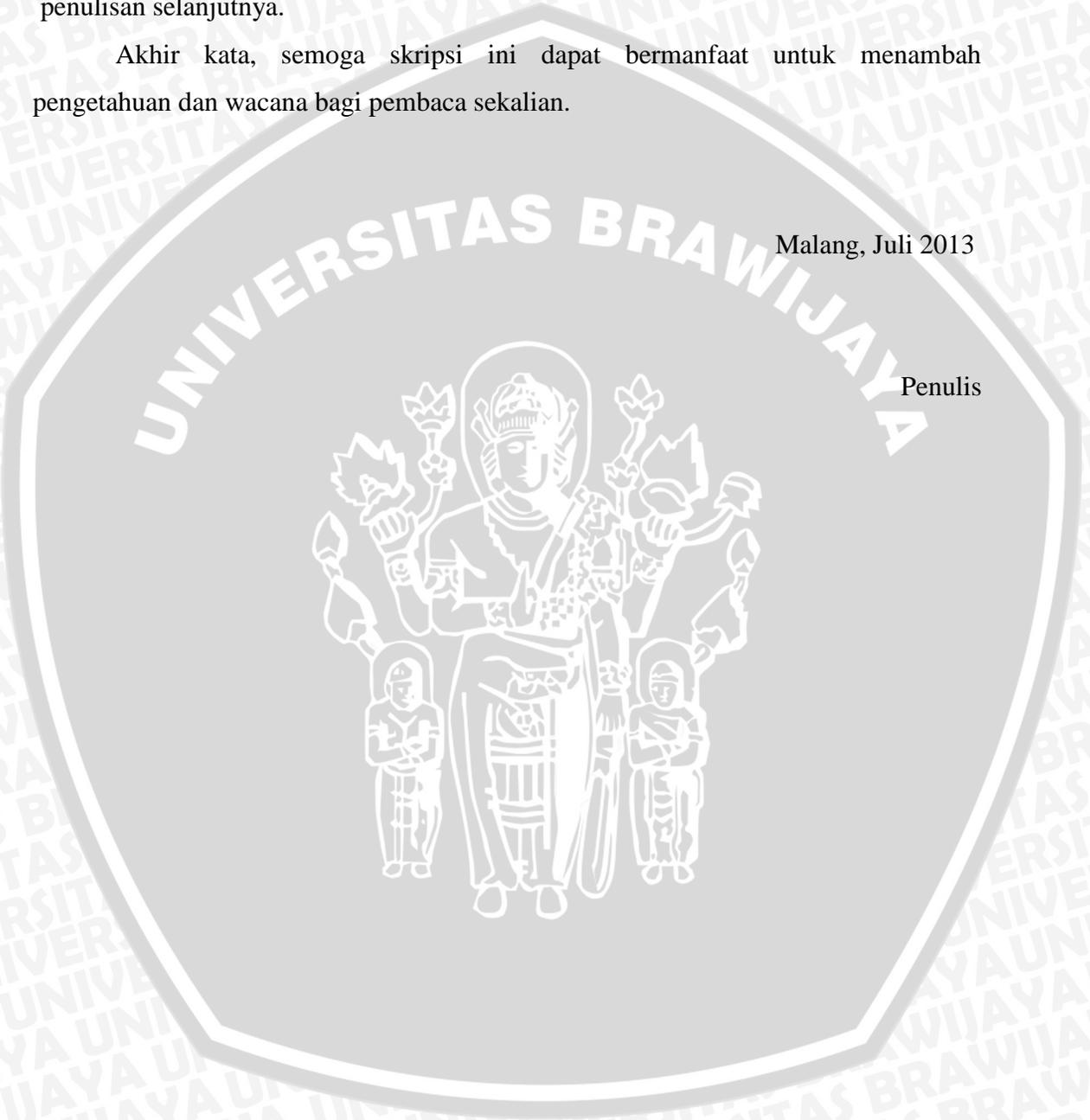
1. Bapak Dr. Ir. Sholeh Hadi Pramono, M.S. selaku Ketua Jurusan Teknik Elektro Fakultas Teknik Universitas Brawijaya, Malang
2. Bapak Ir. Ponco Siwindarto, M.Eng.,Sc dan Ibu Ir. Nurussa'adah, MT selaku Dosen Pembimbing I dan II yang telah meluangkan tenaga, waktu, dan pikirannya untuk mengarahkan penulis dalam mengerjakan skripsi ini.
3. Papa dan mama serta keluarga tercinta yang telah memberikan dukungan doa serta moril dan material
4. Segenap dosen dan staff pengajar di Jurusan teknik Elektro Universitas Brawijaya.
5. Teman-teman asisten Laboratorium Elektronika dan teman-teman angkatan 2009 yang telah banyak membantu dalam menyelesaikan tugas akhir ini.
6. Rayven Hanjaya Rusli yang dengan sukarela untuk media pengujian alat yang dibuat dalam tugas akhir ini.
7. Sahabat terbaik Njo Alexander Aditama dan Yohanes Stefan Budianto yang banyak membantu dalam hal non-teknis.
8. Sahabat terbaik Jimmy Santoso, Kevin Pratama, Erick Sebastian dan Jennifer Kurniawati yang banyak memberi dukungan moril.
9. Teman seperjuangan Alva Kosasih dan Ranu Adi Aldaka
10. Semua pihak yang telah mendukung pengerjaan skripsi ini yang tidak dapat penulis sebutkan satu-persatu.

Penulis menyadari bahwa masih terdapat banyak ketidaksempurnaan dalam skripsi ini. Oleh karena itu, penulis mengharapkan kritik dan saran yang dapat membangun dari pembaca agar dapat menunjang pengembangan dan perbaikan penulisan selanjutnya.

Akhir kata, semoga skripsi ini dapat bermanfaat untuk menambah pengetahuan dan wawasan bagi pembaca sekalian.

Malang, Juli 2013

Penulis



ABSTRAK

Jayadhi Wenardo Rusli, 2013 : Desain Alat Instrumentasi Medis *Electroencephalograph* (EEG), Skripsi Jurusan Teknik Elektro, Fakultas Teknik, Universitas Brawijaya, Dosen Pembimbing : Ir. Ponco Siwindarto M.Eng., S.c dan Ir Nurussa'adah ,MT.

Sinyal biolistik otak merupakan sinyal listrik yang dihasilkan dari perpaduan antara potensial istirahat, potensial aksi dan potensial pascasipnasis dari neuron-neuron di dalam otak manusia dengan amplitude mencapai 200 μ Vpp dengan frekuensi antara 0,15 Hz hingga 100 Hz. Instrumen yang dipakai untuk mendeteksi sinyal gelombang otak disebut *electroencephalograph* (EEG). Sinyal otak akan ditangkap oleh elektroda Ag/AgCl yang ditempatkan di kepala sesuai aturan *international 10-20% system*. Karena kecilnya amplitude sinyal yang dihasilkan, maka sinyal otak sangat rentan terhadap *noise* ketika direkam. Untuk itu diperlukan desain alat instrumentasi EEG yang tepat dalam memperkuat sinyal masukan sekaligus memfilter sinyal-sinyal yang tidak diinginkan yang dapat mengganggu sinyal aslinya. Penguatan diberikan bertahap dari penguatan instrumentasi, penguatan AC, dan penguatan tahap akhir. Sinyal yang tidak diinginkan dimasukkan ke dalam *low-pass* filter butterworth orde ke-6 dan *notch* filter dengan topologi *twin T*. Hasil pengujian menunjukkan bahwa penguatan oleh op-amp instrumentasi sebesar 12,22, *error* 0,082%, penguatan AC sebesar 198,3 kali, *error* 0,85%., penguatan akhir sebesar 9,4 kali, *error* 0,6%. Filter *low-pass* dengan frekuensi cut-off 99,18 Hz, *error* 0,82%, filter *Notch* dengan redaman paling besar di 50,5 Hz, *error* 1%. Hasil pengujian menunjukkan sinyal yang dapat ditangkap adalah sinyal alfa (8-13Hz), beta (>8 Hz), teta (4-7 Hz) dan delta (<4 Hz).

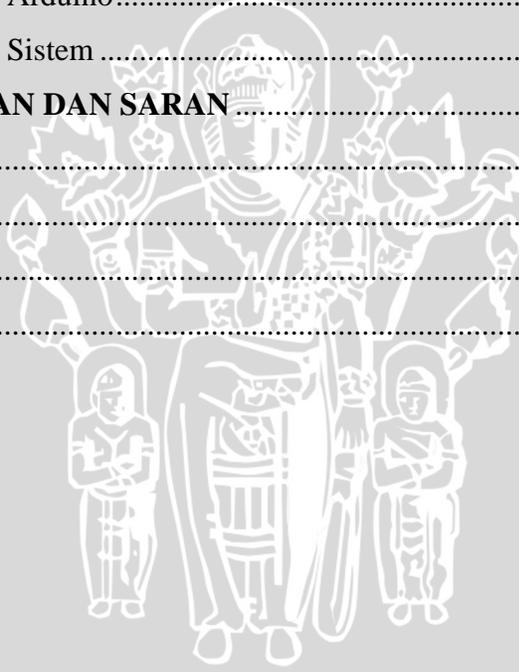
Kata Kunci : Sinyal EEG, op-amp, *Low pass* filter Butterworth, *notch* filter

DAFTAR ISI

KATA PENGANTAR	i
ABSTRAK	iii
DAFTAR ISI	iv
DAFTAR GAMBAR	vii
DAFTAR TABEL	x
BAB I : PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah	2
1.3 Batasan Masalah.....	3
1.4 Tujuan.....	3
1.5 Metodologi	3
1.6 Sistematika Penulisan.....	4
BAB II : TINJAUAN PUSTAKA	5
2.1 Sinyal Biolistrik Neuron Manusia.....	5
2.1.1 Potensial Istirahat Sel	6
2.1.2 Potensial Aksi Sel.....	11
2.1.3 Potensial Pascaspinasik	14
2.2 Tinjauan Umum Electroencephalograph.....	16
2.2.1 Gelombang Otak	17
2.2.2 Asal Usul Gelombang Otak.....	19
2.2.3 Metode EEG	20
2.2.4 Pemilihan Elektroda Biolistrik Ag/AgCl.....	22
2.3 Penguat Operasional (Op-Amp).....	26
2.3.1 Penguat Differensial	28
2.3.2 Penguat Pengikut Tegangan (<i>Voltage Follower</i>)	29
2.3.3 Penguat Penyangga.....	31
2.3.4 Penguat Instrumentasi	32
2.4 Right Driven Leg (RLD)	34

2.5 Filter	35
2.5.1 Topologi Filter Sallen-Key	36
2.5.2 Filter <i>Low pass</i> Sallen Key Orde 2	38
2.5.3 Respons Butterworth	38
2.5.4 <i>Notch</i> Filter	41
2.6 Mikrokontroler ATMEGA 328P	42
2.7 Arduino	43
2.8 Rangkaian Penguat AC	44
BAB III : METODOLOGI	45
3.1 Metode Literatur	45
3.2 Perancangan Alat	45
3.3 Metode Pengujian	46
3.3.1 Pengujian Hardware	46
3.3.2 Perangkat Lunak	47
3.3.3 Pengujian Keseluruhan Sistem	47
3.4 Realisasi Alat	47
3.5 Pengambilan Kesimpulan	47
BAB IV : PERANCANGAN DAN PEMBUATAN ALAT	48
4.1 Umum	48
4.2 Arsitektur Rangkaian	48
4.3 Cara Kerja Sistem	50
4.4 Perancangan Perangkat Keras	50
4.4.1 Desain dan Perancangan Rangkaian Proteksi	50
4.4.2 Desain Rangkaian Penguat Instrumentasi	52
4.4.3 Desain dan Perancangan Rangkaian Right Leg Driver (RLD)	53
4.4.4 Desain dan Perancangan Rangkaian Penguat AC	55
4.4.5 Desain <i>Low pass Filter</i> Sallen-Key Respon Butterworth Orde 6....	57
4.4.6 Perancangan <i>Notch</i> Filter	60
4.4.7 Desain dan Perancangan Rangkaian Penguat Akhir	61
4.5 Perancangan Perangkat Lunak	62

BAB V : PENGUJIAN DAN ANALISIS	64
5.1 Umum	64
5.2 Pengujian Sub-Sistem	64
5.2.1 Pengujian Rangkaian Proteksi	64
5.2.2 Pengujian Rangkaian Penguat Instrumentasi dan RLD.....	67
5.2.3 Pengujian Rangkaian Penguat AC.....	70
5.2.4 Pengujian Rangkaian Filter	73
5.2.4.1 Pengujian Rangkaian <i>Low pass</i> Filter	73
5.2.4.2 Pengujian Rangkaian <i>Notch</i> Filter.....	75
5.2.5 Pengujian Rangkaian Penguat Tahap Akhir.....	77
5.2.6 Pengujian Arduino.....	78
5.2.7 Pengujian Sistem	79
BAB VI : KESIMPULAN DAN SARAN	86
6.1 Kesimpulan.....	86
6.2 Saran	86
DAFTAR PUSTAKA	88
LAMPIRAN.....	90



DAFTAR GAMBAR

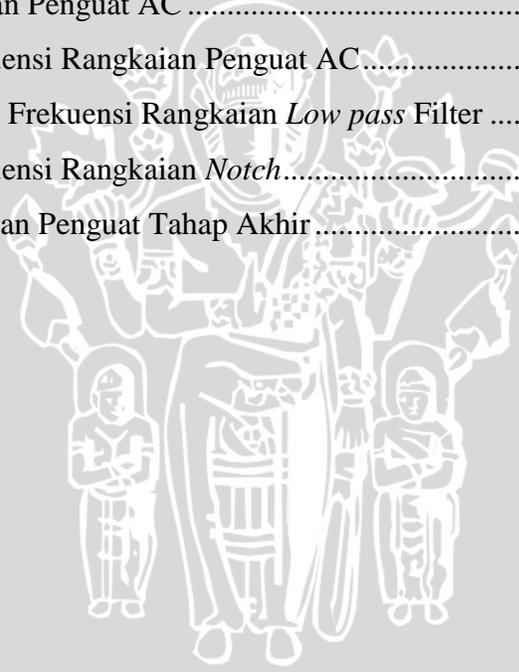
Gambar 2.1. Struktur Neuron.....	5
Gambar 2.2. Ion Potasium Keluar Membran Melalui Difusi & Pompa Na-K.....	7
Gambar 2.3. Kanal Ion Na ⁺ Dan K ⁺	7
Gambar 2.4. Pengaruh Gaya Elektrostatis Disebabkan Perbedaan Kadar Ion.....	9
Gambar 2.5. Tahapan Terjadi Potensial Aksi Sel	12
Gambar 2.6. Proses Terjadinya Potensial Pasca Sipiantik	15
Gambar 2.7 Pengaruh EPSP Dan IPSP Padapotensial Pascasipiantis	16
Gambar 2.8. Gambar Gelombang Alfa	18
Gambar 2.9. Gambar Gelombang Beta	18
Gambar 2.10. Gelombang Teta	18
Gambar 2.11. Gelombang Delta	18
Gambar 2.12. Gelombang Gamma	19
Gambar 2.13. Peletakkan Elektrode Menurut <i>International 10-20 System</i>	20
Gambar 2.14. Macam-Macam Peletakkan Montage Elektrode, Dari Kiri Ke Kanan : Metode Unipolar, Metode Bipolar	21
Gambar 2.15. Antarmuka Logam (Penghantar) - Elektrolit	22
Gambar 2.16. Rangkaian Ekuivalen Elektroda Dengan Tubuh	25
Gambar 2.17. Grafik Impedansi Ag/Agcl Terhadap Frekuensi	26
Gambar 2.18. Penguat Operasional.....	27
Gambar 2.19. Penguat Differensial.....	28
Gambar 2.20. Op-Amp Pengikut Tegangan.....	30
Gambar 2.21. Pengaruh <i>Loading Effect</i> Op Amp <i>Voltage Follower</i>	30
Gambar 2.22. Pengaruh <i>Loading Effect</i>	30
Gambar 2.23. Op-Amp Differensial Dengan Tambahan Buffer Tegangan Pada Masukannya	31
Gambar 2.24. Penguat Penyangga Yang Dapat Disetel <i>Gainnya</i>	32
Gambar 2.25. Penguat Instrumentasi	32
Gambar 2.26. Mode <i>Common</i> Pada Penguat Instrumentasi.....	33
Gambar 2.27. Rangkaian <i>Right Leg Driver</i>	34

Gambar 2.28. Rangkaian Ekuivalen DRL.....	35
Gambar 2.29. Macam-Macam Tanggapan Frekuensi Untuk Filter	35
Gambar 2.30. Tanggapan Frekuensi <i>Low pass Filter</i> Sesuai Praktek.....	36
Gambar 2.31. Rangkaian Umum Sallen-Key Orde 2.....	36
Gambar 2.32. Blok Diagram Sallen Key Orde 2	37
Gambar 2.33. <i>Low pass Filter</i> Sallen Key Orde 2.....	38
Gambar 2.34 a) n orde 3	39
Gambar 2.34 b) n orde 5.	39
Gambar 2.35 Filter <i>Notch Twin T</i>	41
Gambar 2.36 Nama Pin-Pin Atmega 328P	43
Gambar 2.37 Board Arduino Uno Berbasis ATMega 328P.	43
Gambar 2.38 Rangkaian Penguat AC Non-Inverting.	44
Gambar 3.1. Blok Diagram <i>Electroenhephalograph</i>	45
Gambar 4.1. Blok Diagram Desain Sistem EEG	48
Gambar 4.2. Desain Filter RF	51
Gambar 4.3. Rangkaian Clipping.....	52
Gambar 4.4. Rangkaian Proteksi.....	52
Gambar 4.5. Rangkaian Penguat Instrumentasi AD620	53
Gambar 4.6. Desain RLD.....	54
Gambar 4.7. Respons Rangkaian Integrator	54
Gambar 4.8. Desain RLD Yang Diperbarui.....	55
Gambar 4.9. Desain Rangkaian Penguat AC	55
Gambar 4.10. Desain Rangkaian Penguat AC Secara Lengkap.....	56
Gambar 4.11. Desain <i>Low pass Filter</i> Orde Ke-6	60
Gambar 4.12. Perancangan <i>Notch Filter</i>	61
Gambar 4.13. Rangkaian Pengondisi Sinyal.....	62
Gambar 4.14. Rangkaian Pembagi Tegangan	62
Gambar 4.15. Desain Rangkaian Pengondisi Sinyal.....	62
Gambar 4.16. Diagram Alir <i>Software</i> Untuk: A) Mikrokontoller	63
Gambar 4.16. Diagram Alir <i>Software</i> Untuk: B) Matlab.....	63

Gambar 5.1. a) Rangkaian Pengujian Filter RF	65
Gambar 5.1. b) Rangkaian Pembatas Tegangan	65
Gambar 5.2. Grafik Karakteristik Filter RF	66
Gambar 5.3. Level Tegangan Keluaran Yang Tidak Terpotong.....	67
Gambar 5.4. Level Tegangan Keluaran Yang Terpotong	67
Gambar 5.5. Pengujian a) Mode Differensial	68
Gambar 5.5. Pengujian b) Mode <i>Common</i>	68
Gambar 5.5. Pengujian c) RLD.....	68
Gambar 5.6. Hasil Pengujian RLD	70
Gambar 5.7. Rangkaian Penguat AC	71
Gambar 5.8. Grafik Karakteristik Frekuensi Rangkaian Penguat AC	72
Gambar 5.9. Pengujian Rangkaian <i>Low pass</i> Filter	73
Gambar 5.10. Grafik Karakteristik <i>Low pass</i> Filter	74
Gambar 5.11. Pengujian Rangkaian <i>Notch</i> Filter.....	75
Gambar 5.12. Grafik Karakteristik Frekuensi <i>Notch</i> Filter.....	76
Gambar 5.13. Rangkaian Pengujian Penguat Tahap Akhir.....	77
Gambar 5.14. Sinyal Keluaran Dibandingkan Sinyal Masukannya.....	78
Gambar 5.15. Pengujian Arduino.....	79
Gambar 5.16. Hasil Serial Transfer Arduino	79
Gambar 5.17. Pengujian Perangkat EEG	80
Gambar 5.18. Sampel Gelombang 1	81
Gambar 5.19. Spektrum Frekuensi Untuk Sampel 1.....	81
Gambar 5.20. Sampel Gelombang 2	82
Gambar 5.21. Spektrum Frekuensi Sampel 2.....	83
Gambar 5.22. Sampel Gelombang 3	83
Gambar 5.23. Spektrum Frekuensi Sampel 3.....	84
Gambar 5.24. Sampel Gelombang 4	84
Gambar 5.25. Spektrum Frekuensi Sampel 4.....	85

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1 Daftar koefisien Persamaan Butterworth	40
Tabel 2.2 Daftar Letak Dari <i>Pole</i> Persamaan Butterworth	40
Tabel 2.3 Tabel Mengenai Penyebut Persamaan Butterworth yang Sudah Difaktorisasi	40
Tabel 5.1 Hasil Pengujian Rangkaian Filter RF	65
Tabel 5.2 Hasil Pengujian Rangkaian <i>Clipper</i>	66
Tabel 5.3 Pengujian <i>Gain</i> AD620	68
Tabel 5.4 Pengujian <i>Gain Common Mode</i> AD620	69
Tabel 5.5 Perhitungan Nilai CMRR AD620	69
Tabel 5.6 <i>Gain</i> Rangkaian Penguat AC	71
Tabel 5.7 Respons Frekuensi Rangkaian Penguat AC	72
Tabel 5.8 Tabel Respons Frekuensi Rangkaian <i>Low pass</i> Filter	73
Tabel 5.9 Respons Frekuensi Rangkaian <i>Notch</i>	75
Tabel 5.10 Hasil Pengujian Penguat Tahap Akhir	77



BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Manusia dapat berjalan, berbicara, bergerak, bernafas, jantung yang berdenyut serta berbagai aktifitas hidup di dalam tubuh merupakan peristiwa yang erat hubungannya dengan masalah listrik. Bagian tubuh manusia, khususnya saraf dan otot dalam menjalankan fungsinya erat berhubungan dengan fenomena listrik. Adanya fenomena listrik tersebut layak untuk dicermati. Dengan demikian, sesungguhnya manusia merupakan satu sistem biolistrik yang sangat menarik untuk ditelaah.

Tidak ada jawaban pasti berapa tepatnya jumlah neuron (sel saraf) yang memiliki beda potensial membran sebesar 90 milivolt, tersebar di tubuh manusia, khususnya di otak, yang merupakan pengatur dari semua koordinasi saraf dan otot, menjadikan otak sebagai pemegang kekuasaan tunggal dalam mengorganisir sistem kerja organ vital lainnya. Beberapa penelitian menyebut angka 100 milyar neuron terletak di otak manusia dewasa. Tapi, tak ada yang tahu pasti berapa tepatnya.

Sinyal biolistrik yang dihasilkan oleh sel saraf di otak menunjukkan adanya aktivitas dalam otak. Informasi yang ada di sel saraf akan diteruskan menuju sel saraf lainnya secara berurutan menyebabkan adanya aktivitas listrik di otak. Polarisasi neuron ini berlangsung karena adanya ion-ion dalam neuron yang berpindah. Aktivitas elektrik otak tersebut juga berkaitan dengan emosi manusia. Salah satu alat yang dipakai di bidang ilmu neurologi yaitu *electroencephalograph* (EEG), dapat merekam aktivitas elektrik otak melalui tengkorak utuh. Tindakan ini aman dan sama sekali tidak menyakiti orang yang diperiksa. Grafik yang dihasilkannya disebut *electroencephalogram*.

Kombinasi dari aktivitas listrik otak (biolistrik otak) sering disebut gelombang otak, karena menyerupai bentuk alami gelombang. Pikiran kita mengatur aktivitas yang dapat direpresentasikan dalam gelombang otak, memancarkan impuls listrik-kimiawi dengan frekuensi yang bervariasi. Frekuensi sinyal listrik yang dibangkitkan otak direkam EEG tergantung dari aktivitas mental subyektif. Contohnya adalah ketika seseorang bangun dari tidur dengan

keadaan tenang, atau dalam keadaan istirahat pikiran akan muncul gelombang berirama yang disebut gelombang alfa, dengan frekuensi antara 8-13 kHz. Kita bisa mendengarkan secara seksama apa yang sebenarnya terjadi di dalam otak, mengerti hubungan yang tercipta antara aktifitas otak dan emosi, dan yang terpenting mendapat kontrol atas keadaan emosi.

Beberapa penyakit dapat dideteksi melalui EEG. Studi khusus mengenai disfungsi otak pada penderita epilepsi merupakan salah satunya. EEG juga dapat mengungkapkan tanda – tanda gangguan otak seperti penyakit gangguan susah tidur, tumor otak, serta khususnya berbagai keadaan psikiatrik.

Perekaman gelombang otak sampai saat ini hanya bisa dilakukan di rumah sakit saja. Ini karena alat EEG yang ada sangat mahal harganya, dan biaya untuk perekaman sinyal otak juga mahal. Maka dari itu dipandang perlu untuk membuat alat EEG yang relatif murah dan dapat ditampilkan ke PC. Sinyal Biolistrik otak dapat direkam dan disajikan dalam bentuk grafik.

Skripsi ini merupakan pengembangan dan evaluasi terhadap skripsi yang ditulis oleh Achmad Baihaqi pada tahun 2000 (Ahmad, 2000). Penulis menemukan beberapa kekurangan dan kesalahan, terutama dalam perhitungan komponen *low pass* filter butterworth yang tidak menyertakan koefisien butterworth dalam perancangan. Selain itu tidak adanya proteksi terhadap instrument yang mencakup proteksi terhadap tegangan tinggi maupun interferensi gelombang radio akibat kabel elektrode. Juga beberapa desain yang kurang ideal dalam menghadapi *noise* yang besar, seperti tidak memakai penguat instrumentasi dengan kapabilitas yang lebih tinggi serta kurang memperhatikan efek tegangan mode *common*.

1.2 Rumusan Masalah

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

- 1) Bagaimana metode untuk mengambil sinyal biolistrik otak dan sistem instrumentasinya

- 2) Bagaimana membuat amplifier yang dapat mengolah dan memperkuat sinyal analog EEG yang sangat kecil sekaligus meredam noise dengan baik.
- 3) Bagaimana merancang *notch* filter dan filter Butterworth dengan memperhitungkan koefisiennya serta merancang rangkaian op-amp agar sinyal biolistrik yang diambil sesuai dengan sinyal aslinya dengan *noise* seminimal mungkin.
- 4) Bagaimana menampilkan grafik sinyal biolistrik otak .

1.3 Batasan Masalah

Karena luasnya bahasan yang terdapat dalam alat pendeteksi sinyal biolistrik otak ini, maka pembatasan kajian dibuat sebagai berikut :

- 1) Elektroda yang dipakai berjumlah 3 elektroda dalam 1 *channel* EEG untuk menyadap satu lokasi saja, serta gelombang yang disadap adalah gelombang otak yang bersifat spontan, bukan bentuk dari *Evoked Potential* maupun *Event Related Potential*.
- 2) Bentuk anomali/kejanggalan sinyal EEG karena suatu penyakit tidak dibahas lebih lanjut.
- 3) Gelombang EEG yang ditampilkan adalah gelombang *raw EEG*.
- 4) *Noise* didefinisikan sebagai interferensi gelombang diatas 100 Hz serta interferensi jala- jala listrik (50 Hz).
- 5) Penurunan rumus untuk polinomial butterworth hanya akan ditampilkan dan tidak dibahas dan diteliti lebih lanjut.
- 6) Tidak membahas *interface* dan arsitektur antara mikrokontroller dengan komputer.
- 7) Tidak membahas rangkaian catu daya.

1.4 Tujuan

Tujuan penelitian adalah terwujudnya desain rangkaian alat pendeteksi sinyal biolistrik otak dengan mempertimbangkan kualitas sinyal yang disadap, serta mempertimbangkan unsur-unsur keselamatan pasien.

1.5 Metode

Dalam penyusunan skripsi ini, metode yang digunakan adalah sebagai berikut :

- Studi mengenai kelistrikan sel neuron
- Studi mengenai karakteristik dan instrumentasi *electroencepalograh*
- Studi tentang op-amp
- Perancangan perangkat keras dan perangkat lunak
- Pembuatan alat
- Pengujian alat
- Penyusunan kesimpulan

1.6 Sistematika Penelitian

Sistematika penulisan dalam skripsi ini sebagai berikut:

BAB I : PENDAHULUAN

Memuat latar belakang, rumusan masalah, ruang lingkup, tujuan, dan sistematika pembahasan.

BAB II: TINJAUAN PUSTAKA

Membahas teori-teori yang mendukung perencanaan dan pembuatan alat.

BAB III: METODOLOGI

Berisi tentang metode-metode yang dipakai dalam melakukan perancangan, pengujian, dan analisis data.

BAB IV: PERANCANGAN

Perancangan dan perealisasiian alat yang meliputi spesifikasi, perencanaan blok diagram, prinsip kerja dan realisasi alat.

BAB V: PENGUJIAN DAN ANALISIS

Memuat aspek pengujian meliputi penjelasan tentang cara pengujian dan hasil pengujian. Aspek analisis meliputi penilaian atau komentar terhadap hasil-hasil pengujian

BAB VI: KESIMPULAN DAN SARAN

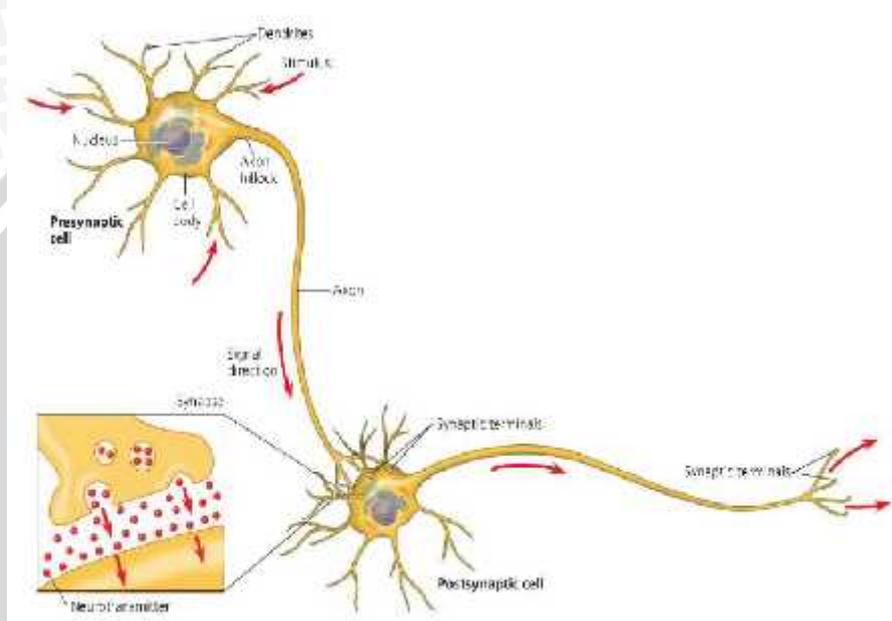
Memuat intisari hasil pengujian dan menjawab rumusan masalah serta memberikan rekomendasi untuk perbaikan kualitas penelitian di masa yang akan datang.

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Sinyal Biolistrik Neuron Manusia

Neuron sebagai unit fungsional sistem saraf memiliki struktur seperti ditunjukkan dalam Gambar 2.1. Sebuah neuron mempunyai badan sel (*cell body*) yang relatif besar yang mengandung nukleus dan organel lainnya.



Gambar 2.1 Struktur Neuron

Sumber : Campbell, Neil A. *Biology*.2009 :1049

Ciri neuron yang menonjol adalah adanya penjurulan yang mirip serat, sehingga sel mampu menjangkau jarak jauh untuk menghantarkan informasi. Ada dua jenis penjurulan yang umum; dendrit, yang mengirimkan sinyal dari ujungnya ke seluruh bagian lain neuron; dan akson, yang menghantarkan pesan ke ujung neuron. Akson bisa bercabang, dan masing-masing cabang bisa mencapi ratusan hingga ribuan ujung-ujung khusus yang disebut terminal sipnatik (*synaptic terminal*), yang mengirimkan sinyal ke sel lain dengan melepaskan *messenger* kimiawi (neurotransmitter). Lokasi kontak antara terminal sipnatik dengan sel target (baik neuron atau sel otot, dll) disebut sipnasis.

Sel, sebagai satuan penyusun kehidupan dari tubuh manusia, beradaptasi untuk membentuk suatu fungsi tertentu. Sel dalam tubuh berada dalam media

cairan yang disebut cairan ekstraseluler (*extracellular fluid*). Cairan ini merupakan lingkungan internal dalam tubuh, yang berisi ion-ion dan nutrisi yang diperlukan untuk kelangsungan hidup sel. Ion yang banyak terdapat dalam cairan ekstraseluler ini adalah sodium (Na^+), klorid (Cl^-), dan bikarbonat. Sedangkan sebuah sel sendiri terdiri dari cairan intraseluler dan organela-organela yang dibungkus suatu membran. Cairan intraseluler yang terdiri dari 5 substansi dasar yaitu air, elektrolit, protein lemak, dan karbohidrat. Di dalam elektrolit terdapat berbagai macam ion, diantaranya yang sangat penting adalah potasium, magnesium, fosfat, sulfat, bikarbonat, serta sejumlah kecil sodium, klorid dan kalsium.

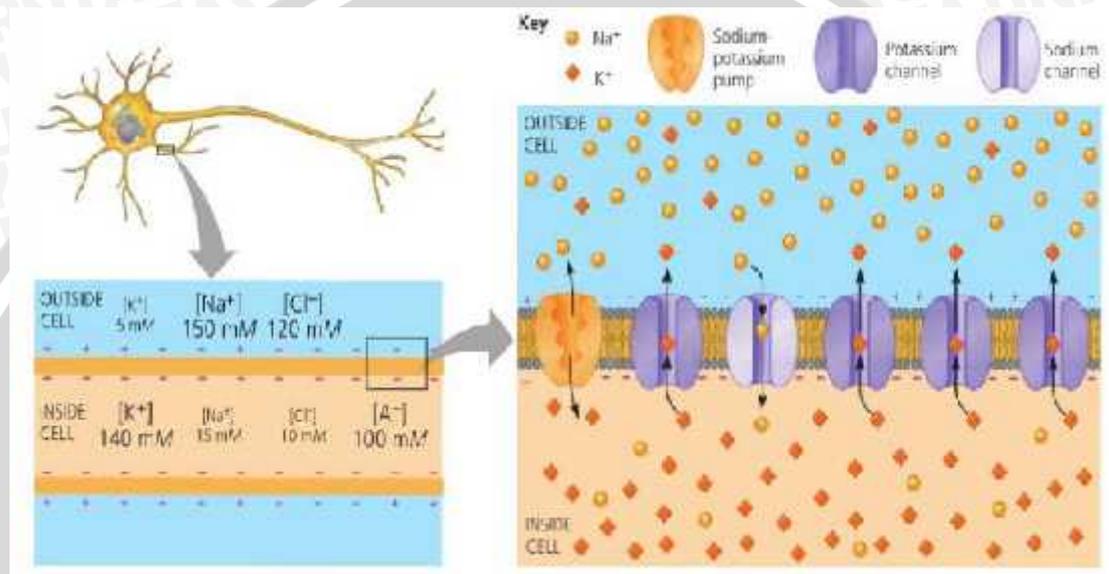
Seperti semua membran biologis, membran plasma memiliki permeabilitas selektif; yakni memungkinkan beberapa substansi dapat melintasinya dengan lebih mudah daripada substansi lainnya. Membran sel neuron bekerja sebagai suatu sekat pemisah yang amat efektif dan selektif antara cairan ekstraseluler dan cairan intraseluler. Hal ini memungkinkan neuron untuk mempertahankan perbedaan konsentrasi ion antara bagian dalam dan luar sel.

Di dalam ruangan ekstraseluler di sekitar neuron terdapat cairan dengan kadar ion-ion natrium (Na^+) dan klorida (Cl^-) yang tinggi, sedangkan di dalam cairan intraseluler kadar ion – ion kalium (K^+) dan protein (Anion) adalah lebih tinggi.

2.1.1 Potensial Istirahat Sel

Sinyal biolistrik dari neuron adalah kombinasi dari potensial istirahat sel, potensial aksi sel serta potensial pascasipnatik. Dalam keadaan istirahat (tidak ada impuls), di sisi dalam dan luar membran sel sama-sama terdapat ion-ion potasium dan sodium, tetapi dengan konsentrasi yang berbeda. Gambar 2.2 mengilustrasikan komposisi ion di kedua sisi membran sel. Konsentrasi ion potasium (K^+) di sisi dalam membran sekitar 35 kali lebih tinggi dibandingkan konsentrasi di sisi luar. Sebaliknya, konsentrasi ion sodium (Na^+) di sisi luar membran sel sekitar 10 kali lebih tinggi dibandingkan konsentrasi di sisi dalam. Perbedaan kadar ion-ion tersebut disebabkan oleh karena adanya dua faktor :

- 1) Permeabilitas membran neuron yang selektif terhadap ion tertentu. Ion natrium sukar melalui membran plasma neuron, sedangkan ion kalium relatif lebih mudah mengadakan difusi keluar atau masuk neuron.
- 2) Adanya suatu pompa metabolik (pompa Na K) yang dapat secara aktif mengeluarkan ion-ion natrium dari dalam sel. Pompa ini memerlukan energi yang diperoleh dari persenyawaan fosfat yang mengandung energi tinggi, adenosine trifosfat dan keratin fosfat.



Gambar 2.2 Ion Potasium Keluar Membran Sel Melalui Difusi Dan Pompa Na-K

Sumber : Campbell, Neil A. *Biology*.2009 : 1050

Membran plasma tersusun oleh struktur lipid bilayer. Lapisan lipid ditengah disebut hidrofobik bersifat impermeabel (sukar ditembus) terhadap ion.



Gambar 2.3 Kanal Ion Na⁺ dan K⁺

Sumber : <http://www.sumanasinc.com>

Satu-satunya cara ion dapat berdifusi menembus membran adalah melewati kanal-kanal protein seperti ditunjukkan dalam Gambar 2.3 yang memperbolehkan pergerakan ion dari dalam ke luar dan sebaliknya. Kanal – kanal ini bisa dalam keadaan terbuka atau tertutup. Ketika neuron dalam keadaan istirahat, kebanyakan kanal-kanal ion tertutup. Tetapi beberapa kanal potasium terbuka, dan ion K^+ dapat dengan bebas berdifusi keluar dari sel. Karena hanya sedikit kanal ion Na^+ yang terbuka, maka aliran ion Na^+ masuk ke dalam intraseluler hanya sedikit. Difusi ion-ion potasium dan sodium menembus membran sel akan mempengaruhi potensial di sisi dalam dan luar membran sel.

Untuk melihat pengaruh kedua jenis ion tersebut pada potensial membran sel, akan dilihat pengaruh masing-masing jenis ion tersebut secara sendiri-sendiri terlebih dahulu, setelah itu baru diperhitungkan interaksi keduanya secara bersamaan. Untuk itu akan dilihat terlebih dahulu pengaruh difusi ion potasium.

Misalkan membran sel hanya permeabel terhadap ion potasium. Karena konsentrasi ion potasium lebih tinggi di sisi dalam sel maka menurut Hukum Fick untuk difusi, ion potasium akan bergerak menembus keluar membran sel. Gerakan ion potasium keluar membran sel ini menimbulkan arus listrik, yang karena terjadinya melalui peristiwa difusi, maka disebut arus difusi. Densitas (*density*) arus difusi bergantung pada gradien konsentrasi, yang secara matematis dinyatakan oleh Persamaan 2.1.

$$J = -D \frac{d[C]}{dx} \quad (2.1)$$

dengan : J = kerapatan arus (A/m^2) D = konstanta difusi [$l.A/(mol.m)$] $[C]$ = konsentrasi ion mol/l) X = posisi (m). Tanda + dalam Persamaan 2.1 berlaku untuk ion negatif, dan tanda – berlaku untuk ion positif.

Keluarnya ion positif potasium dari dalam sel akan meninggalkan muatan negatif (anion) yang sama besar di dalam sel. Hal ini mengakibatkan terjadinya beda potensial antara sisi dalam dan sisi luar sel, dengan sisi dalam lebih negatif dibanding sisi luar. Adanya beda potensial ini akan menimbulkan medan listrik seperti ditunjukkan dalam Gambar 2.4 dengan arah dari luar ke dalam sel.



Gambar 2.4 Pengaruh Gaya Elektrostatis Yang Disebabkan Perbedaan Kadar Ion

Sumber : <http://www.sumanasinc.com>

Medan listrik yang mengarah dari luar ke dalam sel menimbulkan gaya elektrostatis yang mempengaruhi ion-ion yang ada di sekitar membran sel. Ion potasium, karena bermuatan positif, didorong oleh gaya elektrostatis ke arah dalam membran sel. Aliran ion potasium dari sisi luar ke sisi dalam membran sel menimbulkan arus listrik yang disebut arus drift (*drift current*). Densitas arus drift bergantung pada besarnya gradien potensial (medan listrik) di antara kedua sisi membran dan konsentrasi ion, yang berdasarkan hukum partikel drift, dapat dinyatakan secara matematis sebagai berikut:

$$J_{drift} = \mu Z \frac{dV}{dx} [C] \quad (2.2)$$

dengan : μ = mobilitas [(1.A)/(V.m.mol)]; Z = valensi ion; $E = dV/dx$ = intensitas medan listrik (V/m); $[C]$ = konsentrasi ion (mol/l)

Gaya elektrostatis ini akan melawan gaya difusi pada ion potasium. Interaksi kedua gaya ini suatu saat akan mencapai kesetimbangan, yaitu besarnya gaya elektrostatis yang ditimbulkan oleh adanya beda potensial antara kedua sisi membran sama dengan besarnya gaya difusi (atau dengan kata lain besarnya arus drift sama dengan besarnya arus difusi). Keadaan setimbang ini akan menghasilkan beda potensial antara kedua sisi membran bernilai konstan. Besarnya beda potensial membran pada saat dicapai kesetimbangan dapat diperoleh dengan menyamakan Persamaan 2.1 dengan Persamaan 2.2 dan dengan mengingat Hubungan Einstein (*Einstein Relationship*):

$$\frac{D}{\mu} = \frac{kT}{q} \quad (2.3)$$

dengan : k = konstanta Boltzmann = $1,38 \times 10^{-23}$ J/K ; T = suhu absolute ; (K) q = muatan elementer = $1,602 \times 10^{-19}$ C

Dari ketiga persamaan tersebut, kalau diselesaikan untuk mendapatkan beda potensial membran maka akan diperoleh suatu pernyataan matematis yang diberikan dalam Persamaan 2.4, dan dikenal dengan Persamaan Nernst. Dari persamaan tersebut terlihat bahwa besarnya beda potensial bergantung pada besarnya perbandingan konsentrasi ion potasium antara sisi dalam dan sisi luar membran sel.

$$V_m = -\frac{kT}{q} \ln \left(\frac{[K^+]_i}{[K^+]_o} \right) \quad (2.4)$$

Untuk komposisi ion potasium manusia dengan normal dan suhu tubuh 310 K (37°C), maka diperoleh potensial membran sekitar -94 mV (sisi dalam lebih negatif dibanding sisi luar membran).

Dalam kenyataannya, yang mempengaruhi nilai potensial membran tidak hanya ion potasium saja, tetapi juga ion sodium. Pengaruh ion sodium pada potensial membran diperoleh dengan menggunakan persamaan Nernst. Jika dimisalkan hanya terdapat ion sodium saja, maka akan diperoleh potensial membran sebesar +61 mV.

Ion potasium dan ion sodium secara serentak mempengaruhi besarnya potensial membran sel. Meskipun demikian, pengaruh keduanya bukan merupakan penjumlahan secara langsung kedua potensial membran yang diperoleh secara sendiri-sendiri tersebut. Untuk jenis ion lebih dari satu, ada parameter lain yang juga berpengaruh pada besarnya potensial membran sel, yaitu perbedaan permeabilitas membran terhadap masing-masing ion.

Permeabilitas membran sel terhadap ion potasium jauh lebih besar (sekitar 100 kali) dibandingkan permeabilitas terhadap ion sodium. Hal ini mengakibatkan pengaruh ion potasium lebih dominan dibandingkan ion sodium. Interaksi kedua jenis ion ini dalam menghasilkan potensial membran dinyatakan dalam persamaan Goldman sebagai berikut:

$$V_m = -\frac{kT}{q} \ln \left(\frac{P_K [K^+]_i + P_{Na} [Na^+]_i}{P_K [K^+]_o + P_{Na} [Na^+]_o} \right) \quad (2.5)$$

dengan subscript i menyatakan sisi dalam membran, o menyatakan sisi luar membran, dan: P_K = permeabilitas membran terhadap ion potasium; P_{Na} = permeabilitas membran terhadap ion sodium; $[K^+]$ = konsentrasi ion potasium;

$[Na^+]$ = konsentrasi ion natrium. Penerapan Persamaan 2.5 akan menghasilkan beda potensial membran sel sekitar -86 mV.

Disamping transportasi ion secara difusi, terdapat juga transportasi ion secara aktif yang juga mempengaruhi besarnya membran potensial sel. Transportasi ion tersebut adalah Pompa Na^+-K^+ (Na^+-K^+ *Pump*), seperti diilustrasikan dalam Gambar 2.2. Transport ini secara kontinu memompa $3Na^+$ keluar sel dan $2K^+$ ke dalam sel. Karena lebih banyak ion positif yang dipompa ke luar sel, maka hal ini akan mengakibatkan tambahan potensial sekitar -4 mV, sehingga potensial akhir membran sel menjadi -90 mV.

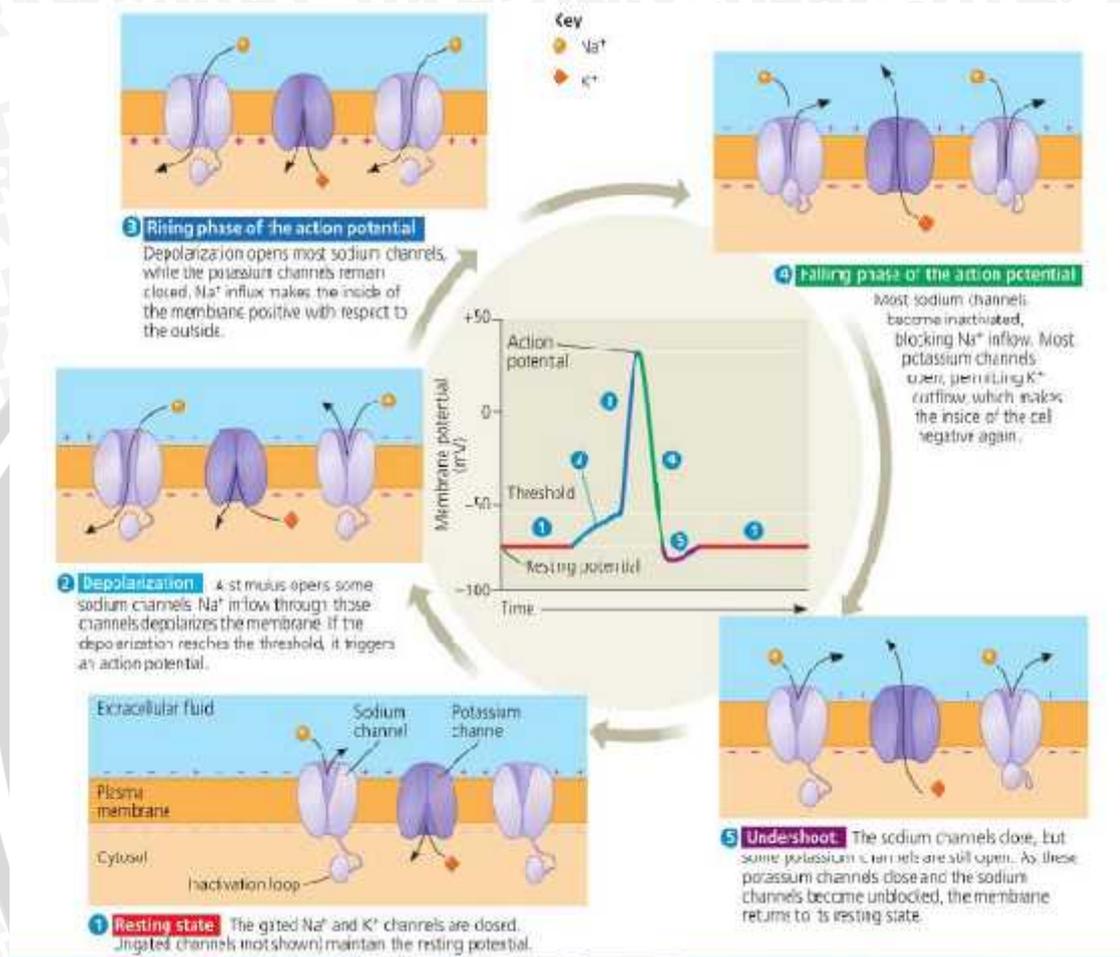
2.1.2 Potensial Aksi Sel

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

Setelah mengalami depolarisasi sempurna, sel selanjutnya melakukan repolarisasi. Dalam keadaan repolarisasi, potensial membran berubah dari positif di sisi dalam menuju kembali ke negatif di sisi dalam. Repolarisasi dimulai dari suatu titik dan merambat ke seluruh permukaan membran sel. Bila seluruh membran sel sudah bermuatan negatif di sisi dalam, maka dikatakan sel dalam keadaan istirahat atau keadaan polarisasi kembali dan siap untuk menerima rangsangan berikutnya.

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

potential). Potensial aksi dari suatu sel akan dapat memicu aktivitas sel-sel lain yang ada di sekitarnya. Berikut akan diuraikan bagaimana proses terjadinya potensial aksi suatu sel yang semula dalam keadaan istirahat seperti diilustrasikan dalam Gambar 2.5.



Gambar 2.5 Tahapan Terjadinya Potensial Aksi Sel

Sumber : Campbell, Neil A. *Biology*.2009 : 1054

Yang berperan dalam proses depolarisasi maupun repolarisasi selama berlangsungnya potensial aksi adalah kanal-kanal sodium dan potassium yang terpicu-tegangan. Masing-masing kanal potassium mempunyai satu gerbang tunggal yang sensitif terhadap perubahan potensial. Dalam keadaan istirahat, gerbang kanal ini tertutup sehingga ion potassium tidak dapat mengalir melalui kanal ini.

Terdapat dua gerbang sodium yang sensitif terhadap perubahan potensial. Satu gerbang aktivasi yang menutup saat fase istirahat dan merespons terhadap depolarisasi dengan membuka secara cepat. Dan satu gerbang inaktivasi yang membuka saat fase istirahat dan merespons terhadap depolarisasi dengan menutup perlahan-lahan. Ketika potensial membran normal yaitu -90 mV, gerbang inaktivasi terbuka tetapi gerbang aktivasi tertutup sehingga menghalangi masuknya ion sodium ke sisi dalam membran melalui kanal tersebut.

Bila karena sesuatu sebab potensial membran di sisi dalam berubah menjadi kurang negatif, yaitu menjadi sekitar antara -70 dan -50 mV, maka hal ini akan menyebabkan terjadinya perubahan konformasi dalam gerbang aktivasi, sehingga gerbang tersebut menjadi terbuka. Keadaan ini disebut keadaan teraktivasi, yang menaikkan permeabilitas membran terhadap ion sodium menjadi 500 sampai 5000 kali lipat, sehingga ion-ion sodium dapat dengan cepat masuk ke dalam sel melalui kanal ini. Masuknya ion sodium ke dalam sel melalui kanal sodium terpicu-tegangan ini menyebabkan kenaikan potensial membran dengan cepat dari -90 mV menjadi $+35$ mV.

Kenaikan potensial membran sel tersebut menyebabkan gerbang inaktivasi yang semula terbuka menjadi tertutup. Penutupan ini terjadi sekitar $0,1$ ms setelah terbukanya gerbang aktivasi. Berbeda dengan gerbang aktivasi yang membuka dengan cepat, gerbang inaktivasi ini menutup secara lambat. Tertutupnya gerbang inaktivasi mengakibatkan ion sodium tidak lagi dapat mengalir ke dalam sel melalui kanal ini, sehingga potensial membran berubah menuju ke keadaan istirahat. Gerbang inaktivasi yang tertutup tersebut akan tetap tertutup sampai potensial membran kembali ke atau mendekati level potensial istirahat. Oleh karena itu, biasanya kanal sodium terpicu-tegangan tidak dapat terbuka kembali sebelum sel kembali ke keadaan repolarisasi terlebih dahulu.

Pada saat potensial membran naik dari -90 mV menuju nol, pada kanal potasium terjadi pembukaan konformasi gerbang sehingga ion potasium dapat mengalir keluar sel melalui kanal ini. Akan tetapi, karena adanya sedikit penundaan (*delay*), kanal potasium ini terbuka pada saat yang bersamaan dengan mulai tertutupnya kanal sodium. Proses ini dinamakan repolarisasi.

Gerbang saluran potasium juga merupakan penyebab utama terjadinya undershoot atau hiperpolarisasi. Alih-alih kembali ke posisi istirahatnya, gerbang yang relatif bergerak lambat tetap terbuka selama *undershoot*, sehingga ion K^+ tetap mengalir keluar. Hal ini membuat potensial membran menjadi lebih negatif. Selama undershoot, baik gerbang aktivasi maupun gerbang inaktivasi saluran sodium menjadi tertutup. Apabila suatu impuls sedang berjalan melalui neuron, maka sel tersebut tidak dapat menghantarkan impuls lainnya sebelum proses repolarisasi terjadi. Fase ini disebut fase refrakter.

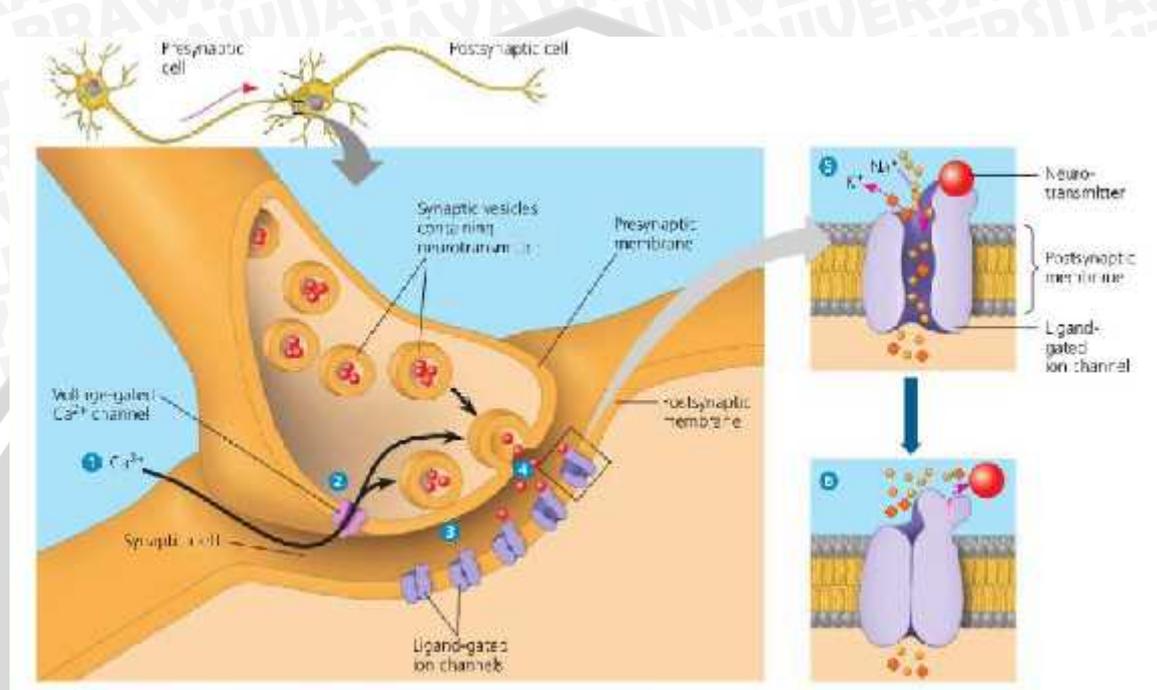
2.1.3 Potensial Pascasinapsik

Sinapsis adalah persambungan unik yang mengontrol komunikasi antara satu neuron dengan sel lainnya seperti sel kelenjar dan sel otot juga dengan sel neuron lainnya, yang umumnya menghantarkan sinyal dari terminal sinaptik akson ke dendrit atau badan sel berikutnya dalam suatu jalur neuron. Sel yang menghantarkan sinyal disebut sel presinaptik (*presynaptic cell*) dan sel yang menerimanya disebut sel pascasinaptik (*postsynaptic cell*).

Ketika potensial aksi mendepolarisasikan membran terminal sinaptik, potensial aksi itu memicu aliran masuk Ca^{2+} yang menyebabkan vesikula sinaptik menyatu dengan membran neuron presinaptik. Ketika vesikula sinaptik menyatu dengan membran, molekul neurotransmitter dibebaskan ke dalam celah sinaptik. Molekul ini berdifusi menembus celah dan berikatan dengan reseptor saluran ion yang tertanam dalam membran pascasinaptik itu. Pengikatan molekul neurotransmitter dengan reseptor spesifiknya akan membuka saluran ion. Pergerakan ion yang dihasilkan akan mengubah voltase membran pascasinaptik, sehingga memindahkan potensial membran menuju harga ambang yang diperlukan untuk suatu potensial aksi (suatu sinapsis eksitatoris) atau menghiperpolarisasikan membran (suatu sinapsis inhibitoris).

Proses terjadinya potensial pascasinapsis ditunjukkan dalam Gambar 2.6. Pada sinaptik inhibitoris, pengikatan molekul neurotransmitter ke membran pascasinaptik akan membuat membran mengalami hiperpolarisasi dengan cara membuka gerbang saluran ion yang membuat membran lebih permeable terhadap K^+ , yang meninggalkan sel, atau terhadap Cl^- . Aliran ion ini akan mendorong

potensial membran menjadi lebih negatif dari potensial istirahatnya, dengan demikian lebih sulit membangkitkan potensial aksinya. Perubahan potensial itu disebut potensial pascasipnatik inhibitoris (*inhibitory postsynaptic potential, IPSP*).

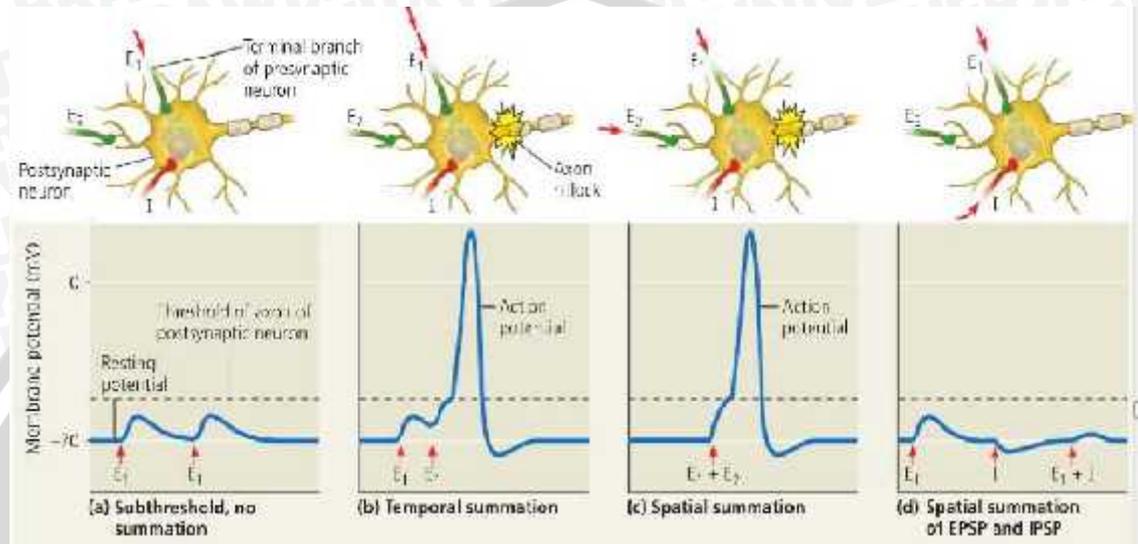


Gambar 2.6 Proses Terjadinya Potensial Pasca Sipnatik

Sumber : Campbell, Neil A. *Biology*.2009 : 1057

Pada sinapsis eksitatoris, reseptor neurotransmitter mengontrol suatu jenis saluran bergerbang yang memungkinkan Na^{+} memasuki sel dan K^{+} meninggalkan sel. Hal ini akan mendepolarisasikan sel, yang menggerakkan potensial membran lebih dekat ke tegangan ambang dan menjadikan lebih mungkin bagi sel pascasipnatik untuk membangkitkan suatu potensial aksi. Perubahan potensial ini disebut potensial pascasipnatik eksitatoris (*excitatory postsynaptic potential, EPSP*). Baik EPSP dan IPSP adalah potensial bergradasi yang besarnya bervariasi dengan jumlah molekul neurotransmitter yang berikatan dengan reseptor membran pascasipnatik. Perubahan potensial, baik depolarisasi maupun hiperpolarisasi, hanya berlangsung beberapa milidetik. Sebuah EPSP tunggal pada satu sinapsis umumnya tidak cukup kuat untuk memicu potensial aksi. Akan tetapi beberapa terminal sipnatik yang bekerja bersama-sama pada sel sipnatik yang

sama, atau terminal sipnatik yang lebih kecil yang membebaskan neurotransmitter secara berulang-ulang dalam sebuah rentetan penembakan yang cepat, dapat mempunyai dampak kumulatif pada potensial membran. Pengaruh ini disebut sumasi.



Gambar 2.7 Pengaruh EPSP dan IPSP pada potensial pascasipnasis

Sumber: Campbell, Neil A. *Biology*.2009 : 1058

Ada 2 jenis sumasi; sumasi temporal dan sumasi spasial. Pada Gambar 2.7 terjadi EPSP berulang yang dibawah harga ambang, namun karena tidak terjadi bersamaan, maka tidak ada saling penambahan. Pada Sumasi temporal, transmisi impuls dari satu atau lebih terminal sipnatik terjadi hampir bersamaan sehingga masing-masing potensial pascasipnatik mempengaruhi membran sebelum kembali ke potensial istirahat. Dalam sumasi spasial, beberapa terminal sipnatik yang berbeda, merangsang satu sel pascasipnatik pada saat yang bersamaan dan mempunyai pengaruh adiktif pada potensial membran.

2.2 Tinjauan Umum *Electroencephalograph*

Sejarah EEG manusia dimulai pada tahun 1924 ketika Hans Berger berhasil merekam aktivitas listrik otak manusia, dan baru dipublikasikan pada tahun 1929. Adanya aktivitas listrik pada otak mahluk hidup sudah jauh sebelumnya diketahui orang, yaitu ketika Caton mendeteksi adanya aktivitas

listrik otak kelinci dan monyet. Selanjutnya Adrian dan Matthews 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 elektrode-elektrode kulit kepala tanpa amplifikasi (hal ini yang menimbulkan keberatan para ahli yang menganggap sinyal yang terekam sebagai artefaktual) EEG kini berkembang menjadi salah satu alat bantu diagnosis dalam ilmu kedokteran umumnya dan neurologi khususnya, yang mempergunakan teknik – teknik elektronika modern.

Pada diagnosa gangguan otak, sinyal yang terdeteksi dapat menunjukkan tanda-tanda 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 gelombang otak. Perubahan gelombang otak yang tidak semsetinya pada kondisi psikologis tertentu dapat diindikasikan sebagai gejala kelainan otak. Selain gelombang otak yang dapat direkam oleh EEG, terdapat beberapa informasi lainnya. Yaitu *Event Related Potential* (ERP), dan *Evoked Potential* (EP). Respons elektrik dari otak terhadap beberapa stimulus yang spesifik disebut juga sebagai *evoked potential*. EEG merefleksikan ribuan pemrosesan otak (*ongoing brain process*) secara simultan dan spontan (tidak memberikan stimulus tertentu). Artinya respons otak terhadap stimulus tunggal sering tidak dapat terlihat dalam EEG dalam satu kali percobaan. Untuk itu diperlukan banyak percobaan (100 atau lebih) dan merata-rata hasilnya, menyebabkan aktivitas random dari otak akan dihilangkan dan sisanya adalah relevansi dari ERP. Perbedaannya adalah metode dan bagaimana proses pemrosesan data, alat yang digunakan tetap sama yaitu EEG.

2.2.1 Gelombang Otak

Tidak ada bentuk pakem untuk gelombang otak. Gelombang otak dikenali berdasarkan frekuensinya. Harmonisa komposisi dari EEG biasanya sangat kompleks.

- 1) Gelombang alfa, berfrekuensi 8-13 Hz

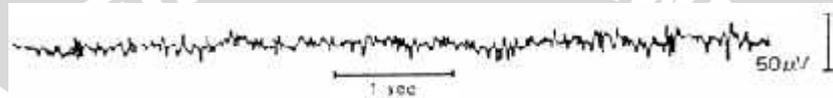


Gambar 2.8 Gelombang Alfa

Sumber : Basic Neurology, 1994 : 432

Gelombang alfa ditunjukkan dalam Gambar 2.8 memiliki amplitudo kurang dari $10\mu\text{Vpp}$, sering dijumpai EEG sebagian besar orang dewasa normal sewaktu ia bangun dalam keadaan tenang, dalam keadaan istirahat pikiran tanpa konsentrasi tinggi. Gelombang ini akan berubah (*attenuated*) dengan pengaruh visual dan stimulus sensor lainnya.

- 2) Gelombang Beta, berfrekuensi $> 13\text{ Hz}$

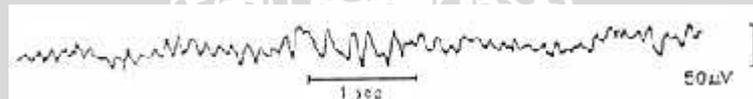


Gambar 2.9 Gelombang Beta

Sumber : Basic Neurology, 1994 : 432

Gelombang beta ditunjukkan dalam Gambar 2.9 sering dibagi menjadi beta 1 (13-20 Hz) dan beta 2 (20-50 Hz). Gelombang ini sering ditemukan ketika subjek sedang berkonsentrasi keras atau dalam keadaan tegang. Tetapi gelombang beta ini juga sering dapat ditemukan di orang yang terpengaruh obat – obatan seperti *benzodiazepines* (obat anti panik).

- 3) Gelombang teta, berfrekuensi 4 – 7 Hz

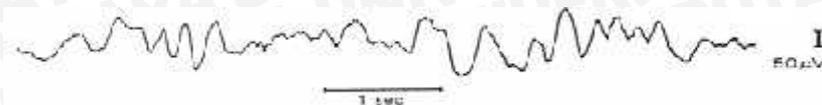


Gambar 2.10 Gelombang Teta

Sumber : Basic Neurology, 1994 : 433

Gelombang teta ditunjukkan dalam Gambar 2.10 seringkali dapat terlihat pada gambaran EEG penderita frustrasi/kekecewaan/stress emosi yang disuruh untuk menikmati beberapa pengalaman menyenangkan, dan dengan mudah mendadak bagian yang menyenangkan dibuang.

- 4) Gelombang delta, berfrekuensi $< 4\text{ Hz}$



Gambar 2.11 Gelombang Delta

Sumber : Basic Neurology, 1994 : 433

Aktivitas gelombang delta ditunjukkan dalam Gambar 2.11 dengan amplitude yang tinggi sekitar $100\mu V_{pp}$, terlihat lambat dan sering tidak nampak pada orang dewasa yang sehat, tetapi muncul dalam beberapa tahapan tidur lelap atau selama sesak napas (*hyperventilation*).

5) Gelombang Gamma, berfrekuensi 30 – 100 Hz

Gelombang gamma ditunjukkan dalam Gambar 2.12 sering dikaitkan dengan teori implikasi dari satuan kesadaran persepsi (*unity of conscious perception*) atau sering dinamakan *binding problem*. Tetapi belum ada kesepakatan lebih lanjut mengenai teori tersebut.



Gambar 2.12 Gelombang Gamma
Sumber : Basic Neurology, 1994 : 432

2.2.2 Asal Usul Gelombang Otak

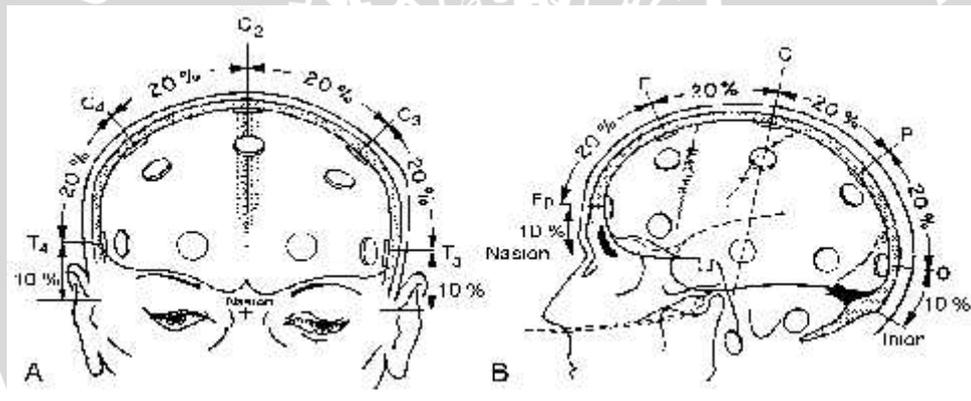
Biolistrik otak yang direkam dari EEG adalah perpaduan dari potensial istirahat neuron, potensial aksi neuron, dan potensial pacasipnatik neuron. Potensial listrik yang dihasilkan oleh satu neuron sangatlah kecil untuk dideteksi EEG. Aktivitas EEG selalu merupakan refleksi dari proses sumasi dari aktivitas yang ter-sinkronisasi dari ribuan atau bahkan jutaan neuron yang memiliki orientasi spasial yang sama. Besarnya potensial listrik dari neuron adalah berorde mV, tetapi karena sinyal aktivitas otak letaknya jauh di dalam daripada dekat dengan tengkorak, sehingga ketika dideteksi oleh elektroda, besarnya menjadi orde μV . Konstruksi neuron piramida di dalam cortex adalah salah satu penghasil sinyal terbesar dari EEG karena konstruksinya memiliki banyak cabang yang teratur dan menembakkan sinyal secara hampir bersamaan. Neuron piramida ini banyak ditemukan di bagian serebri korteks dan hippocampus.

EEG sebenarnya merekam osilasi dari berbagai macam frekuensi. Beberapa osilasi tersebut mempunyai karakteristik terhadap range frekuensi, distribusi secara spasial dan berasosiasi terhadap berbagai keadaan otak yang

berbeda. Osilasi ini merepresentasikan aktivitas yang sinkron dari jaringan neuron.

2.2.3 Metode EEG

Sumasi aktivitas neural dari otak dapat direkam dari elektroda yang ditempelkan di kulit kepala. Penempatan elektroda ini mengikuti *International 10-20 system* yang direkomendasikan oleh *International Federation of EEG Societies*. (H.H Jasper, “*The Ten-Twenty Elektrode System of the International Federation in Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*”, *EEG Journal*. 1958), berdasarkan pengukuran yang dibuat dari nasion, inion, dan titik preauricular di sebelah kiri dan kanan. Nasion adalah letak antara dahi dan hidung. Inion adalah benjolan pada bagian belakang kepala. Angka “10 dan 20” menunjukkan 10 % dan 20% jarak antar elektroda ditinjau dari letak sentral kepala.



Gambar 2.13 Peletakan Elektrode Menurut Aturan *International 10-20 System*

Sumber : Jasper , H.H . *The Ten-Twenty Elektrode System of the International Federation in Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* .1958

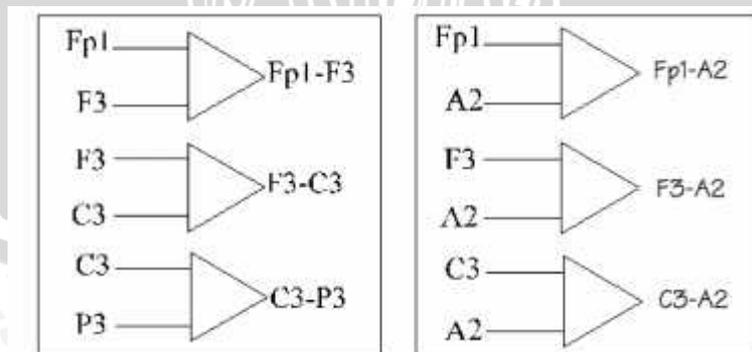
Masing-masing titik dalam Gambar 2.13 menunjukkan kemungkinan posisi peletakan elektroda. Tiap titik mempunyai tanda huruf dan angka yang mewakili :

- 1) *Frontal* (F) berkaitan dengan sinyal alfa dan beta yang berkaitan dengan motivasi, dorongan emosional, dan aktivitas berpikir seseorang.
- 2) *Temporal* (T) berkaitan dengan sinyal teta yang berhubungan dengan kondisi seseorang pada saat tertekan secara emosional.

- 3) *Central (C)* berkaitan dengan sinyal alfa yang berhubungan dengan saraf motorik dan indra perasa pada tubuh manusia.
- 4) *Parietal (P)* berkaitan dengan sinyal teta, alfa, dan beta yang berhubungan dengan kondisi seseorang pada saat melakukan persepsi dan pembedaan.
- 5) *Occipital (O)* berkaitan dengan sinyal alfa yang berhubungan dengan penglihatan seseorang.

Sedangkan angka genap (2,4,6,8) menunjukkan belahan sisi kanan dan angka ganjil (1,3,5,7) menunjukkan belahan sisi kiri. Huruf Z adalah posisi elektroda pada garis tengah kepala atas.

Elektroda yang dipasang di berbagai daerah di kepala tersebut disambungkan ke penguat (amplifier) yang disebut montage. Setiap amplifier mempunyai dua masukan. Setiap elektroda dihubungkan ke masukan tersebut. Terdapat 2 standart pengukuran, yaitu metode bipolar dan unipolar. Untuk metode unipolar, terdapat satu elektrode acuan (pada titik A_1 , A_2 , daun telinga atau hidung) dan satu elektroda yang ditempatkan di bagian sisi kepala yang sama. Metode bipolar adalah metode sadapan sinyal dengan mengambil selisih potensial dari dua titik yang berdekatan sesuai ketentuan, sehingga selisish potensial dari dua tempat tercatat. Selisih itu akan lebih kecil apabila kedua eletrode pencatat di tempatkan terlalu dekat satu sama lain. Selisih potensial itu dapat tercatat sebagai gelombang yang menunjukkan ke atas dan ke bawah. Hal itu tergantung pada kedua masukan alat amplifikasi. Gambar 2.14 menunjukkan macam-macam peletakan montage electrode.



Gambar 2.14 Macam-Macam Peletakan Montage Elektrode. Dari kiri ke kanan ; metode unipolar, metode bipolar

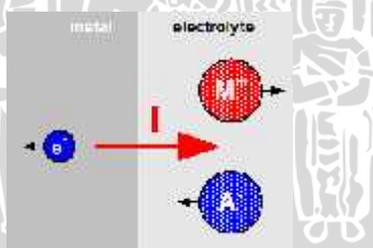
Sumber : <http://www.ebme.co.uk>

Karena amplitudo biolistrik otak sangat kecil sehingga interferensi dari sinyal listrik eksternal, terutama *hum noise* (sinyal listrik yang timbul di tubuh karena interferensi listrik jala-jala) sering menjadi masalah. Gaya listrik dari sumber lain ini dinamakan artefak.

2.2.4 Pemilihan Elektroda Biolistrik Ag/AgCl

Dalam usaha untuk merekam dan mengukur potensial dari tubuh manusia, diperlukan sebuah antarmuka (*interface*) antara tubuh manusia dan perangkat ukur elektrik. Fungsi antarmuka ini diwakili oleh elektrode bipotensial. Elektrode biopotensial ini harus mempunyai kapabilitas untuk menghantarkan arus antara tubuh dengan perangkat ukur elektrik. Bahwa arus dalam tubuh manusia dibawa oleh ion dalam larutan elektrolit, sedangkan arus dibawa oleh elektron di dalam penghantar logam dalam elektrode.

Ion adalah pembawa muatan listrik. Garam (NaCl) ketika dicampur dengan air akan terbentuk ion Na^+ dan Cl^- . Faktanya adalah ion-ion tersebut bebas bergerak dalam larutan. Bila sebuah tegangan diaplikasikan diantara 2 titik larutan, arus akan mengalir dibawa oleh ion-ion yang ada di larutan. Sama halnya dengan arus yang dibawa elektron bebas dalam sebuah metal.



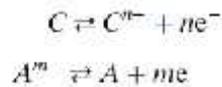
Gambar 2.15 Antarmuka Logam (penghantar) – Elektrolit

Sumber : Webster, John G . 1998 : 190

Sehingga sering elektroda biomedis menggunakan NaCl maupun KCl sebagai larutan elektrolit. Selain karena larutan tersebut mengandung kandungan ion yang banyak (semakin banyak ion, semakin bagus konduktansinya), susunan ion-ion Na^+ , K^+ dan Cl^- adalah ion-ion penyusun cairan tubuh sehingga kompatibel.

Susunan antarmuka sebuah elektrode dengan elektrolit seperti pada Gambar 2.15. Arus total yang melewati antarmuka, terdiri dari bagian elektron

yang bergerak berlawanan arah dengan arus di elektrode, kation (dinyatakan C^+) yang bergerak searah dengan arus di elektrolit, dan anion (dinyatakan A^-) bergerak berlawanan arah dengan arus di elektrolit. Proses kimiawi secara umum yang terjadi adalah :



dimana n adalah valensi dari C dan m adalah valensi dari A . Diasumsikan bahwa elektrode memiliki atom penyusun yang sama dengan kation. Reaksi pertama adalah reaksi oksidasi, dimana elektrode akan teroksidasi dan menghasilkan ion kation di dalam elektrolit serta melepaskan elektron yang tetap di dalam elektrode. Reaksi kedua menyangkut anion, bila anion teroksidasi sehingga menghasilkan atom netral di elektroda serta melepas elektron bebas ke dalam elektrode. Perlu dicatat bahwa kedua reaksi tersebut *reversible*, dan reaksi reduksi (dari kanan ke kiri persamaan) juga terjadi. Ketika tidak ada arus yang melewati, reaksi tersebut tetap terjadi. Tetapi laju reaksi oksidasi akan sama dengan reduksi. Ketika arus dari elektrode ke elektrolit, seperti Gambar 2.15 reaksi oksidasi yang mendominasi (pengurangan elektron). Sebaliknya, ketika arus mengalir berlawanan arah, reaksi reduksi yang dominan (penambahan elektron). Perbedaan gradasi ion di elektroda dan elektrolit menyebabkan adanya perbedaan potensial.

Ketika sebuah logam dimasukkan ke larutan elektrolit dimana ion yang dikandung memiliki atom yang sejenis dengan logam dan tidak ada arus yang mengalir. Ada dua mekanisme yang terjadi. Yang pertama adalah elektrode akan menghasilkan ion logam (kation) ke dalam elektrolit dan elektron bebas ke dalam elektrode. Atau malah ion dalam elektrolit akan berkombinasi dengan elektroda logam, dimana akan mengurangi elektron bebas di elektroda dan mengurangi kation di larutan.

Konsekuensinya, terjadi akumulasi muatan di *interface* antara elektroda dengan elektrolit menimbulkan *electrical double layer* menggambarkan struktur di *interface* karena adanya akumulasi dan pemisahan muatan yang selalu terjadi bila sebuah elektroda dicelupkan di larutan elektrolit. Muatan berlebih di permukaan elektroda terkompensasi oleh akumulasi kelebihan ion bermuatan kebalikan di dalam larutan. Jumlah muatan adalah fungsi dari potensial elektroda.

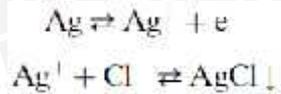
Struktur ini mempunyai perilaku seperti kapasitor. Anggap saja ion logam lebih mempunyai kecenderungan untuk berpindah ke larutan; permukaan logam menjadi bermuatan lebih negatif karena akumulasi elektron yang tertinggal, sementara itu lapisan elektrolit akan menjadi lebih positif karena kelebihan ion logam. Adanya perbedaan potensial ini menyebabkan proses tersebut melambat dan akan berhenti di titik keseimbangan. Perbedaan potensial di titik keseimbangan ini disebut *Half Cell Potential*. Disebut *half cell potential* karena untuk mengukur potensial elektroda membutuhkan elektroda referensi. Sehingga dibutuhkan standar dari potensial *Half-Cell*. Elektrode hidrogen ditetapkan sebagai standar dari *half-cell potential*.

Bila sebuah logam dicelupkan ke larutan elektrolit dan dimisalkan timbul arus listrik, maka *half cell potential* yang diamati akan berubah ketika diukur pada titik keseimbangan (*equilibrium*). Hal ini disebut *overpotential*. Overpotensial merepresentasikan energi ekstra (energi yang hilang dalam bentuk panas) yang dibutuhkan untuk mendorong reaksi elektroda sesuai laju arus (kerapatan arus). *Overpotensial* akan meningkat sesuai dengan kerapatan arusnya. Reaksi redoks antara elektroda-elektrolit yang cepat akan membutuhkan nilai *overpotential* yang kecil, sedangkan reaksi yang berjalan lambat membutuhkan *overpotential* yang besar juga. Proses ini disebut polarisasi dari elektrode. Elektrode polarisasi mempunyai ciri seperti kapasitor, tidak melewatkan arus DC dan berfungsi seperti filter frekuensi rendah.

Ada dua jenis elektrode yang mungkin dipakai dalam biopotensial: elektroda yang terpolarisasi ideal dan elektroda non-polarisasi ideal. Elektrode yang terpolarisasi ideal mengalami proses polarisasi dan berlaku seperti kapasitor, tidak ada arus yang benar-benar lewat di dalamnya, tetapi arus *displacement*. Elektrode non-polarisasi ideal mempunyai sifat yang berbeda dengan elektrode terpolarisasi ideal, karena dapat dengan mudah melewatkan muatan menembus *double layer*, dan tidak terjadi *overpotential*.

Elektroda Ag/AgCl adalah salah satu contoh elektroda yang mendekati perilaku elektroda non-polarisasi ideal dan mudah difabrikasi di laboratorium. Tersusun atas logam perak yang dilapisi lapisan tipis larutan yang sedikit larut dengan komposisi ion logam dan anion yang sesuai yaitu AgCl (garam perak

klorida berbentuk kristal). Semua struktur tersebut akan dicelupkan ke dalam larutan elektrolit dengan konsentrasi anion yang tinggi. Reaksi kimia yang terjadi bila elektroda Ag/AgCl ini dicelupkan di larutan elektrolit yang mempunyai anion Cl⁻.



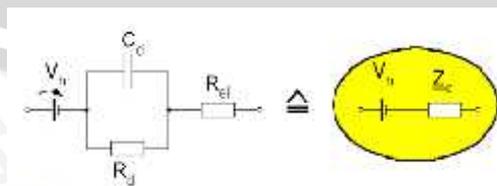
Setelah reaksi pertama terjadi, dimana setelah pembentukan ion Ag⁺, ada kecenderungan dari anion Cl⁻ di larutan untuk membentuk AgCl. Karena AgCl sangat sedikit larut dalam air, sebagian besar hasil bentukan AgCl mengendap di elektode Ag dan berkontribusi terhadap deposit AgCl. Laju pengendapan perak klorida dinyatakan dengan K_s.

Dengan memodifikasi Hukum Nerst, dengan referensi standart Half Cell Potential ;

$$E = E_{\text{Ag}}^0 + \frac{RT}{nF} \ln \left[\frac{K_s}{a_{\text{Cl}^-}} \right] \quad (2.6)$$

Dapat dilihat bahwa aktivitas ion Cl⁻ tinggi dan tidak berkaitan dengan oksidasi Ag⁺, dimana oksidasi ini disebabkan adanya arus. Potensial *Half Cell* nya tergolong stabil bila dicelupkan ke larutan elektrolit yang mengandung Cl⁻. Kestabilan ini yang membuat elektroda ini dipilih dalam aplikasi EEG.

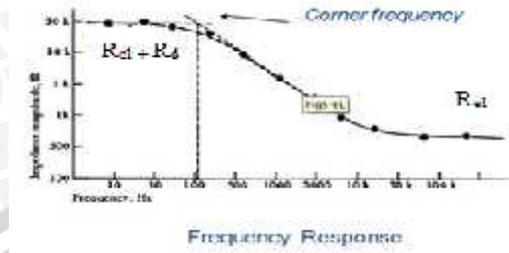
Bila dinyatakan dalam bentuk rangkaian ekivalen, elektroda yang terpolarisasi ideal mewakili kapasitor, sedangkan elektrode non-polarisasi ideal menyatakan resistor. Dalam prakteknya tidak ada keadaan ideal. Walaupun menggunakan elektroda non-polarisasi, tapi terkadang efek polarisasi dapat muncul. Seperti dijelaskan sebelumnya, polarisasi juga dipengaruhi oleh suhu dan laju reaksi yang cepat atau lambat. Sehingga rangkaian ekivalennya pada Gambar 2.16:



Gambar 2.16 Rangkaian Ekivalen Elektroda Dengan Tubuh

Sumber : Webster, John G . 1998 : 203

Dimana V_h menyatakan *half-cell potential*, dan R_{el} menyatakan hambatan elektrolit. Sebuah eksperimen yang terlihat pada Gambar 2.17 menyatakan impedansi Ag/AgCl ini bervariasi secara signifikan terhadap frekuensi < 100 Hz.



Gambar 2.17 Grafik Impedansi Ag/AgCl terhadap frekuensi

Sumber : Webster, John G . 1998 : 205

Adanya half-cell potential V_h (tegangan DC) terkadang lebih besar dibanding sinyal AC yang diukur. Tetapi bila dipakai 2 elektrode dengan menghitung selisih tegangannya, secara teori V_h akan saling menghilangkan. Dalam kenyataannya perbedaan peletakan elektroda menyebabkan nilai V_h yang tidak sama. Untuk itu diperlukan rangkaian untuk mengurangi DC *offset* ini. Solusi yang mungkin adalah :

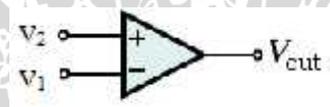
- 1) Menggunakan DC amplifier; bagaimanapun juga *offset* kecil dapat diperkuat oleh amplifier bersamaan dengan low sinyal
- 2) Menggunakan rangkaian DC *offset* untuk mengurangi *Half-cell Potential*. Solusi ini terbatas oleh adanya *offset* akibat perbedaan letak peletakan elektroda antara elektode dan kulit
- 3) Memakai *High Pass Filter* untuk menghilangkan DC *offset*; solusi ini akan memberikan hasil yang paling baik untuk mengukur sinyal dengan frekuensi yang lebih besar dari variasi sinyal *Offset*.

2.3 Penguat Operasional (Op-amp)

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

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

Tegangan keluaran (V_o) op-amp merupakan perkalian antara selisih tegangan di masukan pembalikan dan non-pembalikan dengan besarnya *gain* yang dimiliki. Untuk dapat menjalankan fungsinya secara baik, op-amp harus memiliki umpan balik. Hampir seluruh rancangan yang ada menggunakan umpan balik negatif untuk mengendalikan besarnya *gain* serta memperoleh operasi kerja op-amp linear. Umpan balik negatif dapat diperoleh melalui penggunaan komponen-komponen rangkaian, misalnya resistor, yang dihubungkan di antara terminal keluaran op-amp dan masukan pembalikan op-amp. Rangkaian non-liner, misalnya komparator dan osilator, menggunakan umpan balik positif yang dapat diperoleh dengan menghubungkan komponen, misalnya resistor, di antara terminal keluaran op-amp dengan masukan non-pembalikan. Sebuah op-amp secara umum dan sederhana dapat diwakili oleh Gambar 2.18.



Gambar 2.18 Penguat Operasional

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

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

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

Tegangan keluaran untuk penguatan open loop :

$$V_{out} = A_{ol}(V_2 - V_1) \quad (2.7)$$

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

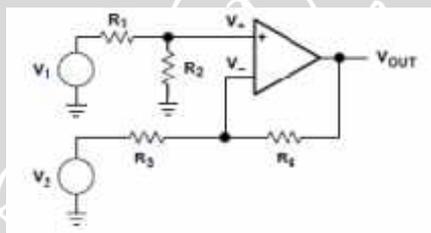
$$V_2 - V_1 = \frac{V_{out}}{A_{ol}} = \frac{V_{out}}{\infty} = 0$$

Sehingga diperoleh $V_2=V_1$, sedangkan arus yang melalui kedua masukan sebagai berikut : $I_1 = \frac{V_1}{Z_1}$ dan $I_2 = \frac{V_2}{Z_2}$, karena $Z_1 = \infty$ dan $Z_2 = \infty$, maka $I_1=0, I_2=0$

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

2.3.1 Penguat Differensial

Rangkaian penguat masukan diferensial biasanya digunakan untuk memperkuat atau sebagai *buffer* sinyal- sinyal diferensial, seraya menolak sinyal- sinyal mode *common*. Penguat differensial seperti pada Gambar 2.19 memiliki sinyal diferensial yang muncul di antara dua terminal op-amp ketika tegangan pada salah satu terminalnya meningkat.



Gambar 2.19 Penguat Differensial

Sumber : Mancini, Ron . *Op-Amp For Everyone : Design Reference* .2002 :3.7

Sinyal mode *common* adalah sinyal di mana tegangan pada kedua terminal op-amp bertambah atau berkurang secara bersama-sama. Bila kita gunakan prinsip superposisi, jika sebuah v_1 diganti oleh sebuah hubung singkat, maka v_2 adalah masukan untuk penguat inverting dengan rumusan

$$v_{out1} = -\frac{R_4}{R_3} v_2$$

Kemudian, bila v_2 dihubung-singkatkan, maka v_1 adalah masukan dari op-amp non-inverting . Tetapi dengan adanya konfigurasi pembagi tegangan :

$$v_+ = v_1 \left(\frac{R_2}{R_1 + R_2} \right)$$

maka keluaran dari op amp adalah :

$$v_{out2} = \left(1 + \frac{R_4}{R_3} \right) v_+$$

dengan $R_1=R_3$ dan $R_2=R_4$, persamaan tersebut dapat disederhanakan menjadi

$$v_{out2} = \left(\frac{R_3}{R_3} + \frac{R_4}{R_3} \right) \left(\frac{R_4}{R_3 + R_4} \right) v_1 = \frac{R_3 + R_4}{R_3} \frac{R_4}{R_3 + R_4} v_1 = \frac{R_4}{R_3} v_1$$

dengan rumus op-amp diferensial dasar $v_{out} = v_+ - v_-$, maka

$$v_{out} = v_{out2} - v_{out1} = \frac{R_4}{R_3} (v_1 - v_2) \quad (2.8)$$

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 sebuah sumber tegangan v_{cm} (tegangan masuk mode *common*). Tegangan keluaran akan sama dengan nol selama perbandingan resistor R_4 dengan R_2 dan R_1 dengan R_3 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 (atau yang tidak dikehendaki) merupakan tegangan masukan mode *common* dan sinyal yang lebih kecil adalah tegangan masukan mode differensial. Sehingga keluaran penguat diferensial hanya berisi tegangan masukan differensial yang diperkuat.

Syarat utama yang harus dipenuhi oleh sebuah rangkaian penguat masukan differensial adalah harus memiliki rasio penolakan mode *common* (CMRR) yang tinggi. Sebuah rangkaian differensial ideal akan memiliki CMRR yang nilainya tidak terbatas.

$$CMRR (dB) = 20 \log \frac{A_{dm}}{A_{cm}} \quad (2.9)$$

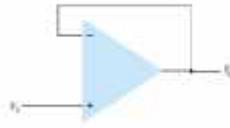
dengan A_{dm} = penguatan mode differensial; A_{cm} = penguatan mode bersama.

2.3.2 Penguat Pengikut Tegangan (*Voltage Follower*)

Penggunaan op-amp diferensial sebagai penguat biopotensial memiliki beberapa keterbatasan, walaupun mempunyai CMRR yang tinggi. Salah satunya adalah impedansi masukan yang belum cukup tinggi. Adanya *loading effect* yang ditimbulkan resistansi internal dari sumber tegangan masukan kurang mampu dihadapi oleh op-amp dengan impedansi masukan yang kecil. Hal ini bisa diatasi dengan memakai menambahkan op-amp pengikut tegangan (*voltage follower*) pada tiap masukan differensial. Dengan *gain* sebesar satu, maka

$$V_{in} = V_{out} \quad (2.10)$$

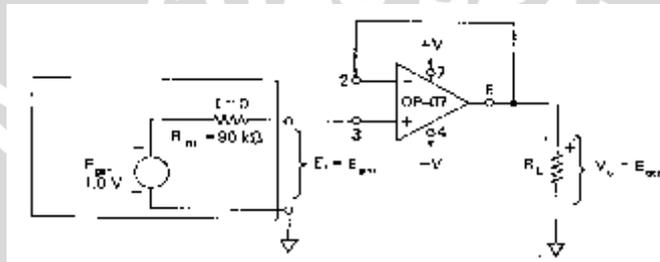
Op-amp pengikut tegangan ini mempunyai impedansi masukan yang besar .



Gambar 2.20 Op-amp Pengikut tegangan

Sumber : Clayton,George & Winder,Steve . *Operational Amplifiers* . 2003 : 83

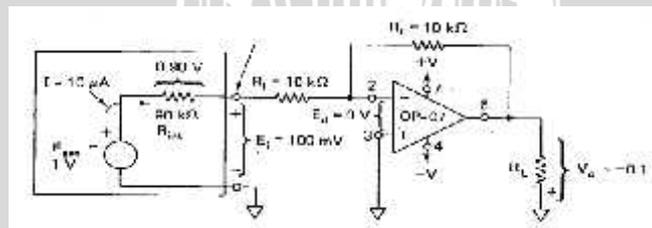
Rangkaian op-amp pengikut tegangan ditunjukkan Gambar 2.20. Tidak ada arus yang masuk ke masukan pembalik maupun non-pembaliknya. Pada Gambar 2.21, dimisalkan sebuah sumber tegangan 1 V memiliki tahanan internal 90 kΩ.



Gambar 2.21 Pengaruh Loading effect terhadap op-amp voltage follower

Sumber : Coughlin, Robert F & Driscoll, Frederick F .1982 : 44

Karena terminal masukan op-amp itu mengalirkan arus yang dapat diabaikan, penurunan tegangan melalui R_{int} adalah 0 V. Tegangan terminal E_1 dari sumber tegangan menjadi tegangan masukan ke penguat dan menyamai E_{gen} . Jadi $V_0 = E_1 = E_{gen}$

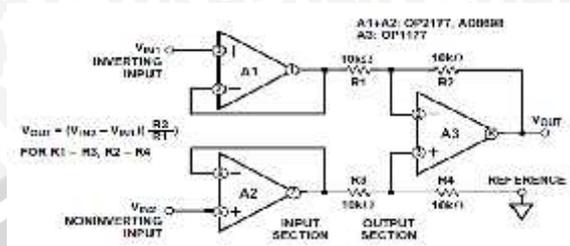


Gambar 2.22 Pengaruh Loading Effect

Sumber : Coughlin, Robert F & Driscoll, Frederick F .1982 : 44

Pada Gambar 2.22 ditunjukkan konfigurasi sumber masukan yang sama. Tahanan masukan ke sebuah penguat pembalik adalah R_i . Ini menyebabkan tegangan pembangkit E_{gen} terbagi antara R_{int} dan R_i . Dengan memakai hukum pembagi tegangan untuk mencari tegangan terminal pembangkit E_1 didapat sebesar

0,1 V. Jadi tegangan 0,1 V ini yang menjadi masukan ke penguat pembalik. Jika penguat pembalik itu mempunyai *gain* sebesar -1 saja, tegangan keluaran V_0 sebesar -0,1 V. Hal ini merupakan sebuah kerugian, seharusnya tegangan masukan menyuplai 1 V, tetapi karena *loading effect*, hanya sekitar 0,1 V saja.



Gambar 2.23 Op-amp diferensial dengan tambahan buffer tegangan pada masukannya

Sumber : Kitchin, Charles & Counts , Lew : 2004 : 2.2

Penambahan *voltage follower* ini bila dipadukan dengan masukan op-amp diferensial akan seperti pada Gambar 2.23 berikut, dengan A_1 dan A_2 adalah *voltage follower* dan A_3 adalah op – amp diferensial.

2.3.3 Penguat Penyangga

Faktor lainnya yang harus diperbaiki dari op-amp diferensial adalah *gain* yang tak bisa disetel. Masalah ini diatasi dengan menambahkan tiga tahanan lagi ke penguat diferensial dengan *voltage follower*.

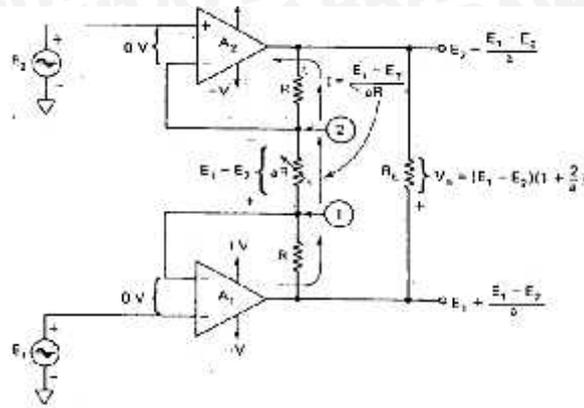
Karena tegangan masukan dari setiap op-amp besarnya 0 V, masing-masing tegangan di titik 1 dan 2 (terhadap ground) sama dengan E_1 dan E_2 . Karena tegangan yang melintasi tahanan aR adalah $E_1 - E_2$. Tahanan aR merupakan potensiometer yang digunakan untuk menyetel *gain*-nya. Arus yang melewati aR adalah

$$I = \frac{(E_1 - E_2)}{aR}$$

Dan menunjukkan bila terjadi mode *common*, dimana $E_1 = E_2$, arus yang melintasi tahanan $aR = 0$.

Bila E_1 lebih besar dari E_2 , maka arah I adalah seperti terlihat dalam Gambar 2.24. Arus I mengalir melalui kedua tahanan bertanda R , dan tegangan yang melintasi 3 tahanan seluruhnya menentukan harga V_0 . Dalam bentuk persamaan 2.11:

$$V_{out} = (E_1 - E_2) \left(\frac{2R}{aR} + 1 \right) \quad (2.11)$$



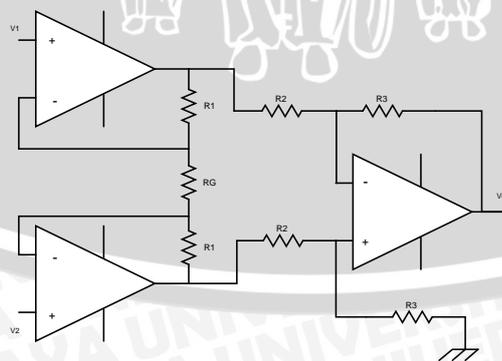
Gambar 2.24 Penguat Penyangga Yang Dapat Disetel Gainnya.
 Sumber : Coughlin, Robert F & Driscoll, Frederick F . 1982 : 167

2.3.4 Penguat Instrumentasi

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

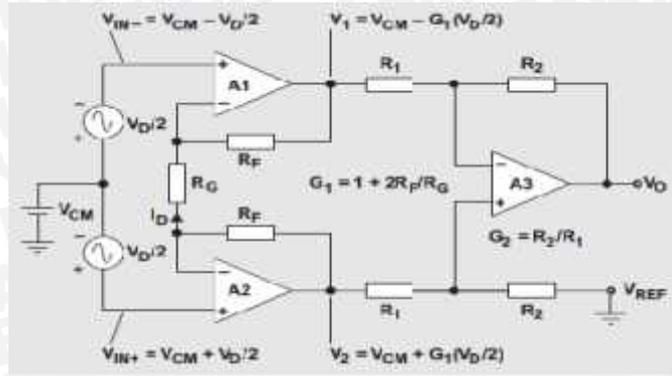
$$V_{out} = \left(\frac{2R_1}{R_G} + 1 \right) \left(\frac{R_3}{R_2} \right) (V_2 - V_1) \quad (2.12)$$

Penguat instrumentasi pada Gambar 2.25 harus mempunyai CMRR sebesar mungkin untuk menolak sinyal-sinyal mode *common*. Gambar 2.26 menunjukkan rangkaian lengkap baik tegangan differensial maupun *common mode* nya.



Gambar 2.25 Penguat Instrumenstasi

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



Gambar 2.26 Mode *common* Pada Penguat Instrumentasi

Sumber : Kugelstadt, Thomas 2005 :25

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

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

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

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

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

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

Tegangan keluaran A_1 dan A_2 sedemikian rupa sehingga :

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

dengan mengganti persamaan arus I_D dengan rumusan V_1 dan V_2 :

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

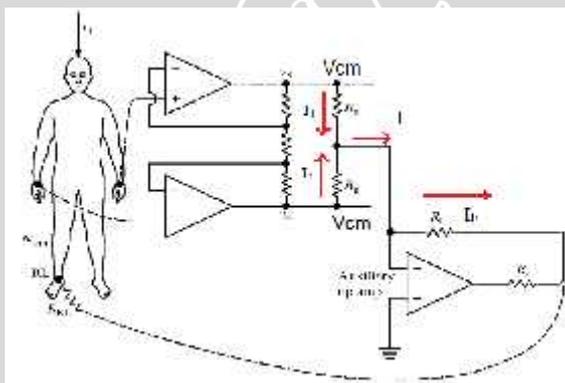
Persamaan terakhir menunjukkan hanya komponen sinyal diferensial $V_D/2$, yang diperkuat oleh input *gain* G_1 , sedangkan tegangan mode *common*, V_{CM} akan melewati tahapan penguat penyangga dengan *gain* sama dengan 1. Konfigurasi op-amp diferensial A_3 , akan mengurangi V_1 dari V_2 dan diperkuat oleh *gain* G_2 .

$$V_o = (V_2 - V_1) G_2 \quad \text{dimana} \quad G_2 = \frac{R_2}{R_1} \quad \text{sehingga} \quad \text{penguatan total dari} \quad \frac{V_o}{V_D} = G_1 G_2 = G_{TOTAL}$$

2.4 Right Driven Leg (RLD)

Rangkaian ini umum dipakai dalam EKG. Digunakan untuk mengurangi sinyal mode *common* akibat interferensi dengan line power 50 Hz yang terdistribusi ke tubuh pasien. Rangkaian ini ditempatkan pada elektrode referensi, alih-alih hanya sebagai referensi, dimana rawan untuk disusupi tegangan mode *common*, RLD digunakan untuk mengurangi tegangan mode *common* dan mengembalikannya sebagai tegangan referensi. Cara unik ini sangat ampuh untuk mengurangi tegangan mode *common*. Seperti pada Gambar 2.27, bagian input stage dari op-amp instrumentasi dengan $gain\ G = 1 + 2\frac{R_F}{R_G}$, hanya memperkuat sinyal diferensial, tidak akan memperkuat sinyal *common mode* (dengan $gain=1$).

Ujung-ujung keluaran input stage memiliki sinyal v_{cm} yang tidak dipekuat oleh rangkaian sebelumnya.



Gambar 2.27 Rangkaian *Right Leg Driver*

Sumber : Webster, John G . 1998

Dengan memakai 2 resistor R_a , dimana arus yang mengalir yaitu :

$$i_1 = \frac{v_{cm}}{R_a} \text{ dan } i_2 = \frac{v_{cm}}{R_a} \text{ sehingga } i = i_1 + i_2 = 2\frac{v_{cm}}{R_a}$$

Karena tidak ada arus yang mengalir ke masukan V_- dan V_+ (op-amp ideal) *auxiliary* op-amp, maka $i_F = i$. Dengan rangkaian ekivalen pada Gambar 2.28, dapat dilihat dengan memakai hukum arus :

$$2\frac{v_{cm}}{R_a} + \frac{v_O}{R_F} = 0$$

Dimana $v_O = -\frac{2R_F}{R_a}v_{cm}$, tanda negatif disini menunjukkan bahwa polaritas keluaran op-amp lebih negatif daripada v_{cm} dari tubuh. Karena arus mengalir dari

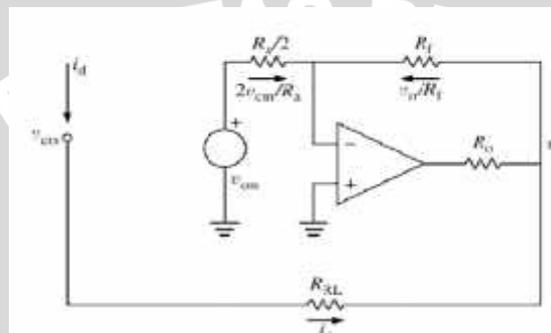
potensial tinggi ke rendah dari v_{cm} tubuh menuju keluaran op-amp, maka didapatkan hubungan :

$$v_{cm} = R_{RL} i_d + v_o$$

Dengan mengombinasikan persamaan sebelumnya, didapatkan hubungan :

$$v_{cm} = \frac{R_{RL} i_d}{1 + 2R_F/R_G} \tag{2.13}$$

Hal ini menunjukkan dengan adanya rangkaian umpan balik negatif dari op-amp, nilai v_{cm} akan bergantung dari nilai R_F , semakin besar nilai R_F maka akan semakin besar pembagi nya, sehingga akan semakin kecil nilai v_{cm} .

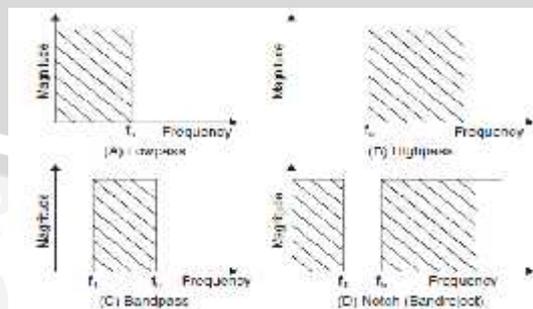


Gambar 2.28 Rangkaian Ekuivalen DRL

Sumber : Webster, John G . 1998

2.5 Filter

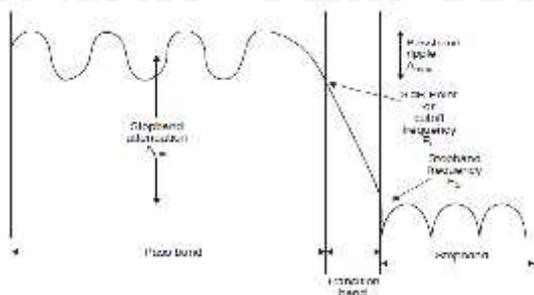
Filter adalah rangkaian yang dirancang untuk melewatkan atau meloloskan frekuensi tertentu, dan memblok atau memperlemah frekuensi tertentu. *Filter* memiliki aplikasi yang sangat luas dalam rekayasa elektronika serta merupakan elemen yang sangat penting dalam banyak sistem komunikasi dan instrumentasi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



Gambar 2.29 Macam-Macam Tanggapan Frekuensi Untuk *Filter*

Sumber : Zumbahlehn, Hank . 2008 : 584





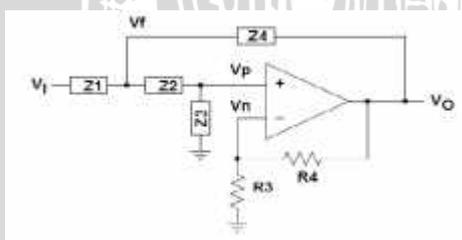
Gambar 2.30 Tanggapan Frekuensi *Low Pass Filter* Sesuai Praktek

Sumber : Sumber : Zumbahlehn, Hank . 2008 : 584

Ada empat jenis filter berdasarkan tanggapan frekuensi yaitu : *low pass filter*, *high pass filter*, *band pass filter*, dan *band elimination filter* (sering disebut *band-reject*). Karakteristik dari respons frekuensi yang ideal diperlihatkan dalam Gambar 2.29. Frekuensi *cut-off* (f_c) didefinisikan sebagai frekuensi pada saat penguatan daya turun menjadi sebesar 0,707 atau berkurang 3 dB. Sebagai contoh untuk respons frekuensi *low pass filter* yang sesuai praktek ada di Gambar 2.30. Adanya kemiringan setelah f_c di daerah *transition band*, menunjukkan *roll off gain* sebesar 20dB/dekade untuk filter orde tunggal. Setiap kenaikan orde, *roll off gain* akan naik sesuai kelipatan orde.

2.5.1 Topologi Filter Sallen-Key

Salah satu topologi *filter* pada Gambar 2.31 untuk orde tinggi (lebih dari 1) yang sering dipakai adalah topologi *sallen key* (Texas Instrument, 2002).



Gambar 2.31 Rangkaian umum Sallen-Key orde 2

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

Di titik f :

$$\frac{V_f - V_i}{Z_1} + \frac{V_f - V_p}{Z_2} + \frac{V_f - V_o}{Z_4} = 0$$

$$V_f \left(\frac{1}{Z_1} + \frac{1}{Z_2} + \frac{1}{Z_4} \right) = V_i \left(\frac{1}{Z_1} \right) + V_p \left(\frac{1}{Z_2} \right) + V_o \left(\frac{1}{Z_4} \right)$$

Di titik p :

$$\frac{V_f - V_p}{Z_2} + \frac{0 - V_p}{Z_3} = 0$$

$$V_f = V_p \left(1 + \frac{Z_2}{Z_3} \right)$$

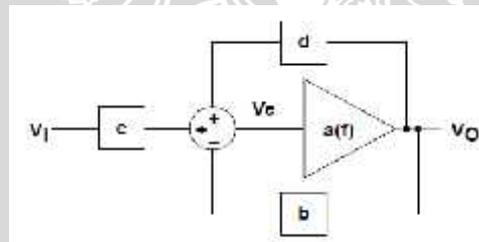
Substitusi persamaan dengan persamaan

$$V_p = V_i \left(\frac{Z_2 Z_3 Z_4}{Z_2 Z_3 Z_4 + Z_1 Z_2 Z_4 + Z_1 Z_2 Z_3 + Z_2^2 Z_4 + Z_2^2 Z_1} \right) + V_o \left(\frac{Z_2 Z_3 Z_1}{Z_2 Z_3 Z_4 + Z_1 Z_2 Z_4 + Z_1 Z_2 Z_3 + Z_2^2 Z_4 + Z_2^2 Z_1} \right)$$

Di titik n :

$$V_n = V_o \left(\frac{R_3}{R_3 + R_4} \right)$$

Dengan memisalkan $a(f)$ = open-loop gain , $b = \left(\frac{R_3}{R_3 + R_4} \right)$, $c = \left(\frac{Z_2 Z_3 Z_4}{Z_2 Z_3 Z_4 + Z_1 Z_2 Z_4 + Z_1 Z_2 Z_3 + Z_2^2 Z_4 + Z_2^2 Z_1} \right)$, $d = \left(\frac{Z_2 Z_3 Z_1}{Z_2 Z_3 Z_4 + Z_1 Z_2 Z_4 + Z_1 Z_2 Z_3 + Z_2^2 Z_4 + Z_2^2 Z_1} \right)$, dan $V_e = V_p - V_n$, bentuk dari sallen-key dapat direpresntasikan dalam blok diagram pada Gambar 2.32.



Gambar 2.32 Blok diagram Sallen-Key orde 2

Sumber : Texas Instrument . Analysis of Sallen Key Architecture .2002 : 3

Dari bentuk blok diagram pada gambar 2.32 dapat dicari dengan mudah fungsi transfer nya. $V_e = a(f)V_n$ serta $V_e \approx cV_i + dV_o - bV_o$, maka fungsi transfernya

$$H(j\omega) = \frac{V_o}{V_i} = \left(\frac{c}{b} \right) \left(\frac{1}{1 + \frac{1}{a(f)b} \frac{d}{b}} \right)$$

Dengan mengamsumsikan $a(f)b$ sangat besar daripada frekuensi operasi , $\frac{1}{a(f)b} \approx$

0, sehingga transfer idealnya menjadi : $H(j\omega) = \frac{V_o}{V_i} = \left(\frac{c}{b} \right) \left(\frac{1}{1 - \frac{d}{b}} \right)$

Dengan memisalkan $\frac{1}{b} = K$, $c = \frac{N1}{D}$, $d = \frac{N2}{D}$, dimana N1, N2 dan D adalah

pembilang dan penyebut, sehingga : $H(j\omega) = \frac{V_o}{V_i} \approx \left(\frac{K}{\frac{D}{N1} \frac{K.N2}{N1}} \right)$

Dengan memasukkan bentuk impedansi, maka fungsi transfer menjadi

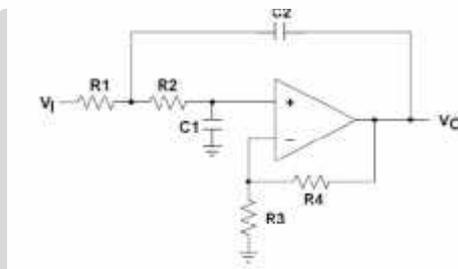
$$H(j\omega) = \frac{V_o}{V_i} = \frac{K}{\frac{Z_1 Z_2}{Z_3 Z_4} + \frac{Z_1}{Z_3} + \frac{Z_2}{Z_4} + \frac{Z_1(1-K)}{Z_4} + 1} \quad (2.14)$$

Dengan K menyatakan penguatan op-amp. Rumus *transfer function* ini dapat diaplikasikan untuk berbagai macam jenis filter.

2.5.2 Filter Low Pass Sallen Key Orde 2

Dengan mengganti komponen Z pada Gambar 2.33 dengan komponen R dan C seperti pada Gambar dan memasukkannya dalam persamaan 2.15, maka akan didapat rumus fungsi alih nya (Zumbahlehn, 2008) :

$$H(s) = \frac{V_o}{V_i} = \frac{K}{s^2(R_1 R_2 C_1 C_2) + s(R_1 C_1 + R_2 C_1 + R_1 C_2(1-K)) + 1} \quad (2.15)$$



Gambar 2.33 Low pass filter sallen key orde 2

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

2.5.3 Respon Butterworth

Respons filter bermacam-macam. Berbeda dengan Chebyshev yang memiliki karakteristik memiliki *ripple* di daerah *passband* nya, dan Bessel dimana memang memiliki *roll-off attenuation* yang lambat. Respons filter buterworth adalah memiliki respons yang *maximally flat* (datar) untuk daerah passbandnya tanpa adanya *ripple*. Fungsi transfer nya adalah (Wai-Kai, 1986) :

$$|H(j\omega)|^2 = \frac{H_o}{1 + \left(\frac{\omega}{\omega_c}\right)^{2n}} \quad (2.16)$$

$$|H(j\omega)|^2_{\omega=-js} = H(j\omega)H(-j\omega)|_{\omega=-js} = H(s)H(-s) = \frac{H_o}{1 + (-1)^n \left(\frac{s}{\omega_c}\right)^{2n}}$$

Atau

$$H(y)H(-y) = \frac{H_o}{1 + (-1)^n y^{2n}}$$

Dengan $y = s/\omega_c$. Nilai dari akar persamaan ini meunjukkan kutub (*pole*) sebuah sistem

$$1 + (-1)^n y^{2n} = 0$$

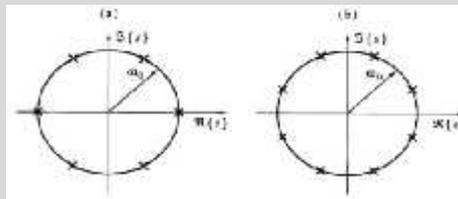
Dapat disederhanakan menjadi :

$$y^{2n} = (-1)^{n+1} = e^{j(n+1)\pi + j2k\pi}$$

Untuk k adalah semua integer termasuk nol. Walaupun ada banyak pilihan tak terbatas untuk k , tetapi hanya ada $2n$ akar yang berbeda yang mungkin (*possible*) yang didapat melalui:

$$s^k = \omega_c \exp \left[\frac{j(2k+n-1)\pi}{2n} \right] \quad k=1, 2, \dots, 2n$$

Letak *pole* (kutub di bidang s -plane untuk orde (n) 3 dan 4 seperti Gambar berikut. Dari Gambar 2.34 terlihat bahwa letak dari *pole* tersebar merata secara simetris terhadap sumbu *real* dan imajiner. Sejak kita hanya tertarik pada rangkaian yang stabil, $H(s)$ harus tanpa adanya *pole* di bagian kanan s -plane.



Gambar 2.34 a) n orde 3 dan b) n orde 5

Sumber : Chen, Wai-Kai.1986 : 55

Untuk itu kita anggap semua *pole* yang di kiri sebagai bagian dari $H(s)$, dan $H(-s)$ di bagian kanan. Sehingga kita atur ulang persamaanya menjadi :

$$1 + (-1)^n y^{2n} = q(y)q(-y)$$

Dimana : $q(y) = a_0 + a_1 y + \dots + a_{n-1} y^{n-1} + a_n y^n = \prod_{m=0}^n a_m y^m$. Dengan $a_0 = a_n = 1$. Persamaan tersebut dikenal sebagai persamaan polinomial Hurwitz dengan n derajat yang dibentuk oleh bagian kiri *pole* dengan bagian negatif untuk bagian *real* (sehingga *pole* yang dihitung terletak di sebelah kiri saja), yang letaknya adalah :

$$y^k = \frac{s_k}{\omega_c} = \exp \left[\frac{j(2k+n-1)\pi}{2n} \right] \quad k=1, 2, \dots, n$$

Polinomial di persamaan disebut juga Butterworth polynomial. Sehingga fungsi transfer nya:

$$H(s) = \frac{H_0}{q(y)} = \frac{H_0}{y^n + a_{n-1} y^{n-1} + \dots + a_1 y + a_0} = \frac{H_0}{s^n + a_{n-1} s^{n-1} + \dots + a_1 s + a_0} \quad (2.17)$$

Dimana koefisien dari a dapat dicari melalui

$$\frac{a_k}{a_{k-1}} = \frac{\cos\left[\frac{(k-1)\pi}{2n}\right]}{\sin\left(\frac{k\pi}{2n}\right)} \tag{2.18}$$

Tabel 2.1 Daftar Koefisien Persamaan Butterworth

N	a1	a2	a3	a4	a5	a6	a7
2	1.414214						
3	2.000000	2.000000					
4	2.613126	3.414214	2.613126				
5	3.236068	5.236068	5.236068	3.236068			
6	3.863703	7.464102	9.141620	7.464102	3.863703		
7	4.493959	10.097835	14.591794	14.591794	10.097835	4.493959	
8	5.125831	13.137071	21.846151	25.688356	21.846151	13.137071	5.125831

Sumber : Chen, Wai-Kai .1986:56

Tabel 2.2 Daftar Letak Dari Pole Persamaan Butterworth

Order n	Real Part $-\alpha$	Imaginary Part $\pm j\beta$	Order n	Real Part $-\alpha$	Imaginary Part $\pm j\beta$
2	0.7071	0.7071	8	0.9808	0.1951
3	0.5000	0.8660		0.8315	0.5556
	1.0000			0.5556	0.8315
4	0.9239	0.3827		0.1951	0.9808
	0.3827	0.9239	9	0.9397	0.3420
5	0.8090	0.5878		0.7660	0.6428
	0.3090	0.9511		0.5000	0.8660
	1.0000			0.1737	0.9848
6	0.9659	0.2598		1.0000	
	0.7071	0.7071	10	0.9877	0.1564
	0.2598	0.9659		0.8910	0.4540
7	0.9010	0.4339		0.7071	0.7071
	0.6235	0.7818		0.4540	0.8910
	0.2225	0.9749		0.1564	0.9877
	1.0000				

Sumber : Chen, Wai-Kai .1986:56

Tabel 2.3 Daftar Penyebut Persamaan Butterworth yang Sudah Difactorisasi

TABLE 19.1 Factorized, Normalized, Butterworth Polynomial $B_N(s)$

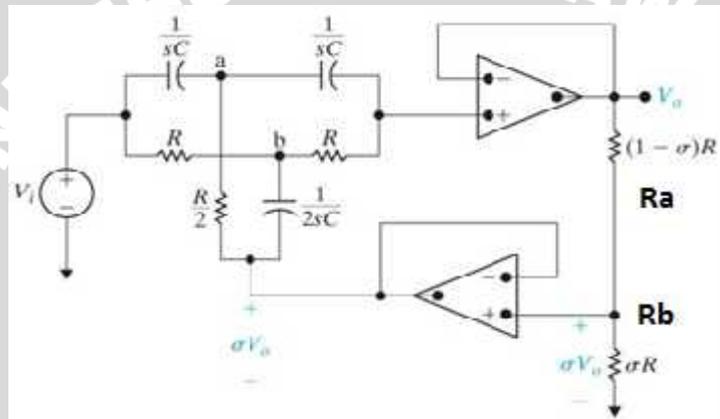
N	$B_N(s)$
1	$(s + 1)$
2	$(s^2 + \sqrt{2}s + 1)$
3	$(s + 1)(s^2 + s + 1)$
4	$(s^2 + \sqrt{2 - \sqrt{2}}s + 1)(s^2 + \sqrt{2 + \sqrt{2}}s + 1)$
5	$(s + 1)\left(s^2 + \left(\frac{\sqrt{5}-1}{2}\right)s + 1\right)\left(s^2 + \left(\frac{\sqrt{5}+1}{2}\right)s + 1\right)$
6	$\left(s^2 + \left(\frac{\sqrt{5}-1}{2}\right)s + 1\right)(s^2 + \sqrt{2}s + 1)\left(s^2 + \left(\frac{\sqrt{5}+1}{2}\right)s + 1\right)$
7	$(s + 1)(s^2 + 0.4450s + 1)(s^2 + 1.2470s + 1)(s^2 + 1.8019s + 1)$
8	$(s^2 + 0.3902s + 1)(s^2 + 1.1113s + 1)(s^2 + 1.6629s + 1)(s^2 + 1.9616s + 1)$
9	$(s + 1)^2(s^2 + 0.3473s + 1)(s^2 + 1.5321s + 1)(s^2 + 1.8794s + 1)$
10	$(s^2 + 0.3219s + 1)(s^2 + 0.9080s + 1)(s^2 + 1.4142s + 1)(s^2 + 1.7820s + 1)(s^2 + 1.9754s + 1)$

Sumber : Chen, Wai-Kai .1986:56

Untuk kemudahan, sudah ada tabel 2.1 mengenai koefisien butterworth dengan $a_n=a_0=1$, tabel 2.2 mengenai letak *pole* serta tabel 2.3 mengenai faktorisasi buterworth.

2.5.4 Notch Filter

Notch filter pada Gambar 2.35 digunakan untuk menolak pita frekuensi tertentu, misalnya untuk memperlemah sinyal *noise* 50 Hz yang ditimbulkan frekuensi jala-jala. Salah satu filter notch yang sering dipakai adalah *filter notch twin T*. Implementasi dari komponen pasif dari *Twin T* (tanpa umpan balik) memberikan Q (quality factor) yang konstan. Untuk mengatur lebar pitanya yaitu dengan mengatur Q memakai op-amp.



Gambar 2.35 Filter Notch Twin T

Sumber : Sumber : Zumbahlehn, Hank . 2008 : 640

Dengan menjumlahkan arus di titik a :

$$(V_a - V_i)sC + (V_a - V_o)sC + \frac{(V_a - \sigma V_o)sC}{R} \approx 0$$

$$V_a(2sCR + 2) - V_o(sCR + 2\sigma) = sCRV_i$$

node di titik b :

$$\frac{(V_b - V_i)}{R} + (V_b - \sigma V_o)2sC + \frac{(V_b - V_o)}{R} \approx 0$$

$$V_b(2sCR + 2) - V_o(1 + 2\sigma sCR) = V_i$$

penjumlahan arus di masukan op-amp yang pucuk atas :

$$\frac{(V_o - V_b)}{R} + (V_o - V_a)sC = 0$$

$$-sCRV_a - V_b + (1 + sCR)V_o = 0$$

kemudian dengan mengombinasikan persamaan-persamaan yang ada, akan didapat rumus fungsi alih:

$$H(j\omega) = \frac{V_o}{V_i} = \frac{s^2 + \frac{1}{R^2 C^2}}{s^2 + \frac{4(1-\sigma)}{RC}s + \frac{1}{R^2 C^2}} = \frac{s^2 + \omega_0^2}{s^2 + \beta s + \omega_0^2} \quad (2.19)$$

dengan :

$$\begin{aligned} \omega_0^2 &= R^2 C^2 \\ \beta &= \frac{4(1-\sigma)}{RC} \\ \sigma &= \frac{R_b}{R_a + R_b} \\ Q &= \frac{\omega_0}{\beta} = \frac{1}{4(1-\sigma)} \end{aligned}$$

2.6 Mikrokontroler ATMEGA 328P

ATMega328 adalah mikrokontroler keluaran atmel yang mempunyai arsitektur RISC (*Reduce Instruction Set Computer*) arsitektur CISC (*Completed Instruction Set Computer*). ATMega328 ini memiliki beberapa fitur antara lain:

- 1) Mempunyai 130 macam instruksi yang hampir semuanya dieksekusi dalam 1 siklus *clock*.
- 2) Memiliki 32 x 8-bit register serba guna.
- 3) Kecepatan mencapai 16 MIPS dengan clock 16 MHz.
- 4) Memiliki 6 pin input analog diantaranya *PWM* (*Pulse Width Modulation*) output dengan resolusi ADC 10 bit
- 5) *Flash memory* sebesar 32 KB dan pada arduino memiliki *bootloader* yang menggunakan 2 KB dari flash memori sebagai *bootloader*.
- 6) Memiliki *EEPROM* (*Electrically Erasable Programmable Read Only Memory*) sebesar 1KB sebagai tempat penyimpanan data semi permanen karena *EEPROM* tetap dapat menyimpan data meskipun catu daya dimatikan.
- 7) Memiliki *SRAM* (*Static Random Access Memory*) sebesar 2KB.
- 8) Memiliki pin I/O digital sebanyak 14 pin 6 *Master/ Slave* SPI Serial *interface*.

Mikrokontroler ATmega 328 memiliki arsitektur Harvard, yaitu memisahkan memori untuk kode program dan memori untuk data sehingga dapat memaksimalkan kerja dan *parallelism*. Instruksi – instruksi dalam memori program dieksekusi dalam satu alur tunggal, dimana pada saat satu instruksi dikerjakan instruksi berikutnya sudah diambil dari memori program. Konsep

inilah yang memungkinkan instruksi – instruksi dapat dieksekusi dalam setiap satu siklus *clock*.

Tampilan pin-out ATmega 328 seperti pada Gambar 2.36. Selain register serba guna, terdapat register lain yang terpetakan dengan teknik *memory mapped* I/O selebar 64 byte. Beberapa register ini digunakan untuk fungsi khusus antara lain sebagai register control *Timer/Counter*, Interupsi, ADC, USART, SPI, EEPROM, dan fungsi I/O lainnya.

(PORTARESET) PORT 1	28	PC5 (ADCS0LCPIN0)
(PORT16RD) PORT 2	27	PC4 (ADCS0CPIN0)
(PORT17RD) PORT 3	26	PC3 (ADCS0CPIN1)
(PORT18RD) PORT 4	25	PC2 (ADCS0CPIN2)
(PORT19RD) PORT 5	24	PC1 (ADCS0CPIN3)
(PORT20RD) PORT 6	23	PC0 (ADCS0CPIN4)
VCC 7	22	GND
GND 8	21	AREF
(PORTXLA, I/OCS1) PORT 9	20	VCC
(PORTXAL, I/OCS2) PORT 10	19	PC6 (ADCS0CPIN5)
(PORTX0CSBFT) PORT 11	18	PC7 (ADCS0CPIN6)
(PORT200CSA) PORT 12	17	PC8 (ADCS0CPIN7)
(PORT200CSB) PORT 13	16	PC9 (ADCS0CPIN8)
(PORT200CSA) PORT 14	15	PC10 (ADCS0CPIN9)

Gambar 2.36. Nama Pin-pin Atmega 328P

Sumber :Atmel. 20120 : 3

2.7 Arduino

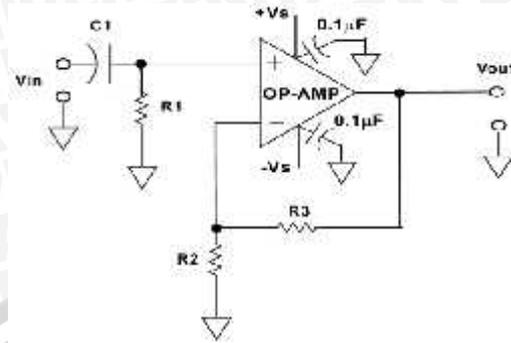
Arduino adalah sebuah board mikrokontroler yang berbasis ATmega 328p. Arduino memiliki fitur dasar Atmega 328p dengan koneksi USB, jack power, kepala ICSP, dan tombol *reset*. Bentuk *board* Arduino terlihat pada Gambar 2.37. Arduino dapat dikoneksikan dengan komputer menggunakan kabel USB. Arduino ditulis memakai bahasa C++ yang sudah dimodifikasi dalam arduino IDE nya. Catu daya yang dipakai 5 V. Hanya butuh 100 μ s (0,0001 s) untuk membaca input analog (ADC), jadi maksimum nilai yang dapat dibaca adalah 10.000 kali dalam 1 detik.



Gambar 2.37 Board Arduino Uno berbasis ATmega 328P

Sumber : <http://arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardUno>

2.8 Rangkaian Penguat AC



Gambar 2.38. Rangkaian Penguat AC Non-Inverting

Sumber : Zumbahlehn, Hank. *Linear Circuit handbook*. 2008

Rangkaian Penguat AC pada Gambar 2.38 digunakan untuk menghilangkan efek dari *offset* DC yang timbul karena terjadinya polarisasi pada elektroda Ag/AgCl. Ataupun *Offset* DC yang terjadi pada keluaran op-amp instrumentasi. Sebuah kapasitor C digunakan untuk memblokir tegangan DC, dan melewatkan sinyal AC. Dibutuhkan R_1 sebagai jalur dari sinyal DC untuk ke *ground*. Bila tidak diberi R_1 , maka arus bias akan men-charge dari kapasitor C.

Kombinasi rangkaian RC membentuk rangkaian *High Pass Filter* orde pertama. Di mana rangkaian tersebut akan memblokir sinyal-sinyal berfrekuensi lemah, dan meloloskan sinyal berfrekuensi tinggi. Karena konfigurasi tersebut memakai op-amp non-inverting, sinyal masukan dapat dikuatkan dengan *gain* sebesar

$$\frac{V_o}{V_i} = \left(1 + \frac{R_3}{R_2}\right) \quad (2.20)$$

Dengan frekuensi *cut-off* :

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (2.21)$$

BAB III

METODOLOGI

Skripsi ini bersifat aplikatif, yaitu perencanaan dan pembuatan alat agar dapat menampilkan unjuk kerja sesuai yang direncanakan. Data komponen yang digunakan dalam desain ini adalah data sekunder yang didapat dari datasheet. Pemilihan komponen berdasarkan perencanaan dan pertimbangan ketersediaan komponen di pasaran. Sedangkan data primer merupakan data spesifikasi hasil pengujian.

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

3.1 Metode Literatur

Mempelajari segala literatur yang berhubungan dengan perencanaan desain alat instrumentasi medis ini. Diantaranya sebagai berikut:

- Mekanisme terjadinya sinyal biolistrik tubuh
- Dasar-dasar *Electroencephalograph*, pola sinyal beserta sifatnya
- Karakteristik op-amp untuk penguat sinyal biolistrik
- Rangkaian pengolah sinyal, instrumentasi dan filter
- Arduino beserta pemrogramannya

3.2 Perancangan Alat

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



Gambar 3.1 Blok Diagram *Electroencephalograph* secara Garis Besar

Pada intinya gelombang otak yang lemah akan diperkuat hingga sesuai level masukan mikrokontroler. Namun penguatan diberikan secara bertahap untuk mengurangi efek *offset* serta *noise* yang mengganggu. Sinyal yang tidak masuk

spektrum gelombang otak akan diredam oleh filter low pass. Pengaruh interferensi jala-jala diminimalisasi oleh *notch* filter.

Pemilihan op-amp dan komponen pasif seperti resistor dan kapasitor juga diperhatikan. Untuk penguatan awal memakai penguat instrumentasi AD620. Sedangkan rangkaian filter dan penguat lainnya menggunakan op-amp audio LM833. Kapasitor yang dipakai memiliki toleransi 5%. Sedangkan resistor yang dipakai adalah jenis *metal film* dengan toleransi 1%. Penggunaan komponen dengan toleransi yang bagus (0-5%) diharapkan mampu mengurangi *error*.

3.3 Metode Pengujian

3.3.1 Pengujian Hardware

Pengujian ini bertujuan untuk menguji apakah tiap-tiap blok sistem telah sesuai dengan seluruh sistem yang direncanakan. Pengujian yang dilakukan meliputi:

- 1) Rangkaian proteksi

Pengujian diperlukan untuk menganalisis apakah alat instrumentasi EEG dapat menjamin safety baik dari pasien hingga dari komponen mesinnya.

- 2) Op-amp Instrumentasi

Pengujian Op-amp Instrumentasi dibutuhkan untuk menganalisis hasil penguatan dan rentang CMRR dari sinyal keluaran sesuai dengan yang diharapkan atau tidak.

- 3) Rangkaian Penguat AC

Pengujian dilakukan untuk menganalisis respons keluaran rangkaian penguat AC terhadap frekuensi kerja dan penguatan yang dirancang.

- 4) Filter

Pengujian Filter dibutuhkan untuk melihat apakah sinyal yang diinginkan sudah sesuai atau belum serta menghindarkan sinyal sadapan dari noise.

- 5) Rangkaian Penguat Akhir

Pengujian dilakukan dengan menganalisis apakah amplitudo sinyal keluaran sesuai dengan rentang masukan maksimum dan minimum dari ADC.

- 6) Arduino

Arduino diuji apakah sudah secara benar dapat menerima data dan dapat mengirimkan secara serial ke komputer.

3.3.2 Perangkat Lunak

Untuk pengujian perangkat lunak, pengujian dilakukan dengan cara mensimulasikan perangkat lunak pada sistem untuk menganalisis respons yang dihasilkan. Pengujian perangkat lunak bertujuan untuk menganalisis apakah perangkat lunak tersebut dapat mengolah data serta mengontrol sistem sesuai dengan perancangan yang telah dibuat.

3.3.3 Pengujian Keseluruhan Sistem

Pengujian keseluruhan sistem dilakukan dengan menyambungkan blok perangkat keras dan mengoperasikan sistem kemudian dapat dianalisis apakah alat ini bekerja sesuai dengan spesifikasi yang diharapkan. Sistem dikatakan berhasil jika perangkat keras dan perangkat lunak yang ada telah tersinergi dan bekerja sebagai sebuah sistem yang sesuai dengan spesifikasi rancangan.

3.4 Realisasi Alat

Skema masing-masing blok yang terdapat dalam Gambar 3.1 direalisasikan dalam bentuk desain PCB menggunakan bantuan program komputer Eagle CAD. Setelah tata letak komponen sudah beres, selanjutnya PCB akan dicetak, kemudian dilanjutkan dengan pemasangan komponen, penyolderan, memasukkan perangkat lunak dan pengemasan rangkaian.

3.5 Pengambilan Kesimpulan

Kesimpulan didapat berdasarkan hasil perealisasiian Desain Alat Instrumentasi Medis *Electroencephalograph* (EEG). Beberapa hal hasil pengujian disampaikan dalam kesimpulan disertai realita yang disusun secara berurutan.

BAB IV

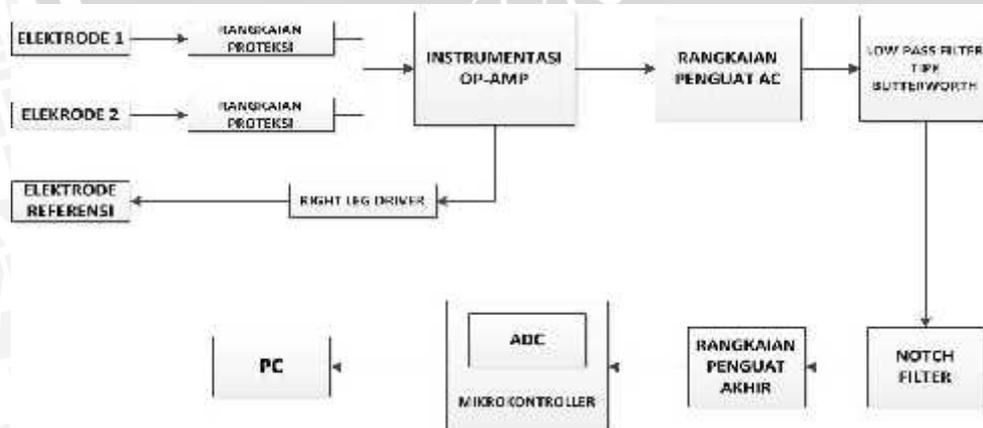
PERANCANGAN DAN PEMBUATAN ALAT

4.1 Umum

Sistem EEG yang direncanakan ini memberikan kemudahan dalam instalasi baik perangkat keras maupun perangkat lunak pada mikrokontroler dan PC serta kemudahan dalam pengoperasian. EEG yang akan dibuat memiliki spesifikasi sebagai berikut :

- 1) Gelombang otak yang disadap berkisar antara 0-100 Hz, dengan amplitudo tegangan $200\mu V_{p-p}$.
- 2) Memakai tiga buah elektrode Ag/AgCl sebagai transduser penyadap sinyal biolistrik otak.
- 3) Penempatan elektrode mengikuti aturan *International 10-20 System*.
- 4) EEG memakai 1 *channel* saja dengan metode bipolar.
- 5) Rangkaian proteksi untuk mencegah *noise RF (Radio Frequency)* dan *ESD (Electrostatic Discharge)*.
- 6) Topologi *Filter Lowpass* yang dipakai adalah *sallen key* dengan respons *butterworth*, sedangkan untuk filter *Notch* memakai topologi *Twin-T*.
- 7) Memakai ADC dengan 10 bit resolusi
- 8) Matlab digunakan sebagai *software* pengolah data digital dari arduino menjadi tampilan grafis pada komputer.
- 9) Sistem menggunakan catu daya baterai DC.

4.2 Arsitektur Rangkaian



Gambar 4.1. Blok diagram desain Sistem EEG

Langkah selanjutnya yang dilakukan dalam perancangan ini adalah pemilihan rangkaian yang sesuai dan penentuan nilai komponen. Secara garis besar, blok diagram perancangan *hardware* sistem secara keseluruhan ditunjukkan dalam Gambar 4.1. Penjelasan fungsi masing-masing blok diagram :

- a) *Elektrode* dipakai untuk mengkonversi sinyal – sinyal listrik dalam tubuh (dibawa oleh ion-ion elektrolit tubuh) ke dalam bentuk beda potensial dalam penghantar elektrode.
- b) *Rangkaian proteksi*; karena elektrode mampu menyadap sinyal dari tubuh, maka bukanlah tidak mungkin untuk elektrode menghantarkan arus-arus tegangan tinggi ke dalam tubuh yang akan sangat membahayakan pasien. Selain itu juga untuk melemahkan pengaruh dari *Radio Frequency Interference* dari kabel elektrode yang bisa bersifat sebagai antenna (filter RF).
- c) *Rangkaian Op-amp Instrumentasi*; rangkaian ini digunakan untuk mengambil selisih tegangan antara dua elektrode, serta memperkuatnya karena hasil sinyal sadapan elektrode sangat rendah, berkisar 0-100 μV .
- d) *Right Leg Driver*; rangkaian ini digunakan untuk memperlemah *common mode* dari sinyal – sinyal yang disadap, tegangan mode *common* ini akan di umpanbalikkan ke elektrode referensi, sehingga tegangan mode *common* di tubuh akan berkurang.
- e) *Rangkaian Penguat AC*; berguna untuk memperkuat sinyal pengukuran lebih lanjut serta menghilangkan *offset* DC hasil dari elektrode yang dapat terpolarisasi karena faktor bahan yang tidak sama, serta pengaruh jarak antar elektrode. Juga dipakai supaya menghilangkan DC dari *offset* ketidak idealan dari op-amp.
- f) *Low pass Filter*; rangkaian ini adalah rangkaian memakai komponen op-amp sehingga selain melemahkan sinyal pada frekuensi tinggi, juga dapat menguatkan sinyal-sinyal masukan. Memakai tipe respons butterworth karena memiliki respons yang flat pada bagian *passband* nya.
- g) *Notch Filter*; filter ini dipakai untuk menghilangkan (menolak) sinyal-sinyal interferensi akibat pengaruh jala-jala yaitu pada frekuensi 50 Hz.

- h) *Rangkaian Penguat Akhir*; rangkaian ini digunakan untuk menyesuaikan tegangan masukan sinyal analog supaya sesuai dengan tegangan minimum dan maximum dari ADC, yaitu 0-5 V.
- i) *Arduino*; adalah sebuah board mikrokontroler yang mempunyai ADC internal dengan resolusi 10 bit. ADC (*analog – digital converter*) adalah pengubah sinyal analog menjadi sinyal digital, dan kemudian dapat di transferkan ke PC
- j) *PC*; digunakan untuk menampilkan sinyal-sinyal EEG dalam bentuk grafik dengan memakai software Matlab, sehingga tim medis dapat menganalisisnya.

4.3 Cara Kerja Sistem

Penyadapan sinyal EEG dilakukan dengan mengambil selisih potensial antara dua elektroda yang berbeda tempat. Elektroda tersebut ditempelkan pada permukaan kulit kepala dan kemudian masing-masing dihubungkan ke rangkaian proteksi untuk meminimalisir interferensi gelombang radio dan mencegah *high voltage* yang membahayakan pasien dan instrument. Sinyal dihubungkan ke penguat instrumentasi dan diperkuat, kemudian masuk ke rangkaian penguat AC agar efek dari tegangan *offset* sinyal DC dihilangkan. Sedangkan rangkaian DRL dipakai sebagai umpan balik ke elektrode referensi supaya mengurangi tegangan mode *common*. Sinyal EEG akan masuk ke rangkaian filter, yaitu filter *low pass* dan rangkaian *notch* filter. Kedua filter tersebut akan meredam sinyal-sinyal yang tak dikehendaki termasuk sinyal *noise*. Pada tahap akhir sistem EEG ini keluaran filter dihubungkan dengan penguat akhir sehingga sinyal yang dihasilkan sesuai dengan daerah operasi masukan ADC. Selanjutnya sinyal analog diubah menjadi digital oleh ADC. Data digital ini diolah dan dikirimkan mikrokontroler ke PC dan kemudian ditampilkan dalam bentuk grafik.

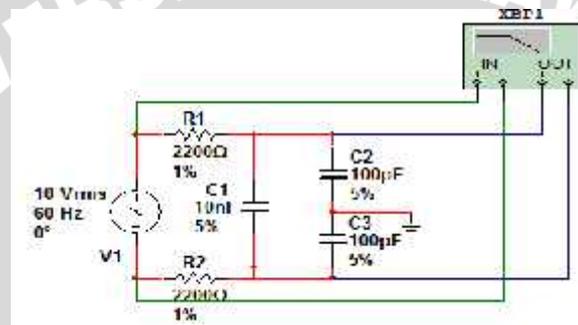
4.4 Perancangan Perangkat Keras

4.4.1 Desain dan Perancangan Rangkaian Proteksi

Rangkaian proteksi bertujuan untuk melindungi baik pasien maupun instrument. Rangkaian ini berupa proteksi terhadap *High Voltage*, serta proteksi

terhadap interferensi gelombang dari kabel elektrode yang bisa berfungsi sebagai antena.

Desain rangkaian filter RF (*Radio Frequency*) adalah susunan dari R dan C yang membentuk rangkaian *low pass filter* orde pertama. Untuk mencegah terjadinya *error*, maka nilai dari komponen R dan C di setiap elektrode haruslah sama. Bila berbeda, maka kemampuan rangkaian untuk meredam gelombang radio akan ikut berkurang. Sebisa mungkin menghindari *mismatch* komponen. Untuk mengurangi terjadinya ketidaksamaan atau *mismatch* ini, dapat ditambahkan kapasitor yang menghubungkan kedua elektrode. (*Datasheet AD620*). Gambar desain rangkaian filter RF pada Gambar 4.2.



Gambar 4.2. Desain Filter RF

Ditentukan : $R_1=R_2= 2,2K$; $C_2=C_3= 100 \text{ pF}$ dan $C_1= 10 \text{ nF}$.

Sehingga frekuensi *cut-off* dapat dihitung melalui rumus dari Persamaan 2.21:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

dengan mengganti R dan C total rangkaianannya :

$$f_c = \frac{1}{2\pi(R_1 + R_2)\left(\frac{C_2 C_3}{C_2 + C_3} + C_1\right)} \quad (4.1)$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi(2200 + 2200)\left(\frac{100 \times 10^{-12} \times 100 \times 10^{-12}}{100 \times 10^{-12} + 100 \times 10^{-12}} + 10 \times 10^{-9}\right)}$$

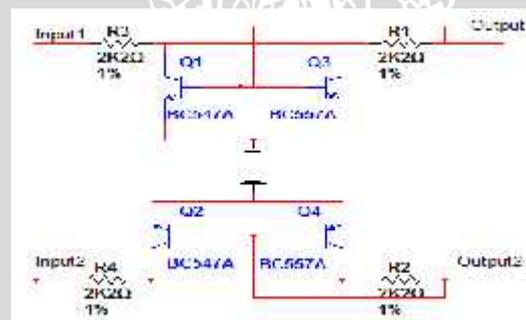
$$f_c = \frac{10^9}{2\pi(4400)(10,5)} = 3,45 \text{ KHz}$$

Hal ini bersesuaian dengan spektrum gelombang radio yang berkisar 3 KHz – 300 KHz. Artinya sinyal di bawah frekuensi *cut off* akan dilewatkan dan, frekuensi di atas *cut off* akan diredam, di mana frekuensi diatas frekuensi *cut-off* adalah spektrum RF (*radio frequency*).

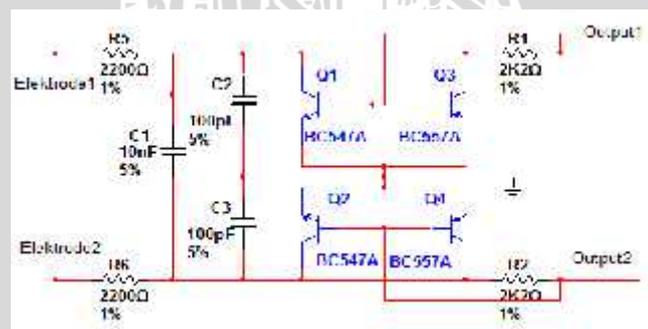
Desain rangkaian proteksi *High Voltage* adalah berupa rangkaian *clipping* memakai transistor npn dan pnp seperti pada gambar 4.3 untuk setiap elektroda.

Cara kerja rangkaian ini :

- 1) Ketika siklus positif dan negatif sinyal masukan memiliki potensial dibawah v_{be} (untuk npn) atau v_{eb} (untuk pnp) transistor mengalami *cut off*, maka sinyal keluaran akan sama dengan sinyal masukan.
- 2) Ketika sinyal positif diatas v_{be} atau sinyal negative diatas v_{eb} , maka transistor akan mengalami saturasi. R_1 dan R_2 menyebabkan tegangan keluaran adalah tegangan basis terhadap emitter. Karena untuk menyebabkan transistor bekerja membutuhkan v_{be} atau v_{eb} yang konstan yaitu $\pm 0,7$ V, maka tegangan akan seolah-olah “dipotong” secara konstan pada level $1,4$ v_{p-p} . Tegangan tinggi akan dilewatkan transistor ke ground pada saat saturasi.



Gambar 4.3. Rangkaian Clipping



Gambar 4.4. Rangkaian Proteksi

4.4.2 Desain Rangkaian Penguat Instrumentasi

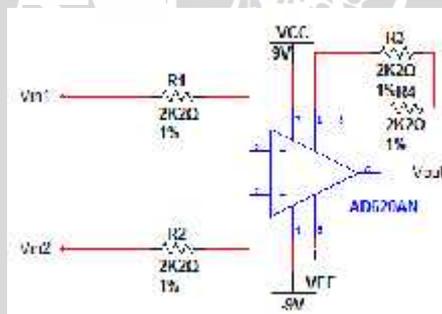
Sinyal yang disadap elektrode sangat kecil. Untuk menampilkan sinyal tersadap tersebut dibutuhkan penguatan yang besar. Intensitas gelombang otak pada kulit kepala berkisar $200 \mu V_{p-p}$ dan sangat mudah terganggu sinyal *noise* sehingga diperlukan suatu penguat instrumentasi yang dapat menguatkan sinyal.

Komponen yang digunakan sebagai penguat instrumentasi adalah IC tipe AD620, yaitu IC dengan tiga op-amp dalam satu kemasan. Dengan menggunakan rangkaian penguat instrumentasi ini beda potensial dengan dua masukan akan dikuatkan. Besar penguatannya sesuai datasheet AD620 ini, sudah ditentukan dengan Persamaan 4.2:

$$G = 1 + \frac{49,4}{R_G} \quad (4.2)$$

Penentuan *gain* hanya menggunakan satu resistor saja, yaitu resistor R_G . *Gain* diinginkan besarnya 12,23. Memang tidak terlalu besar karena mempertimbangkan *offset* DC yang dihasilkan oleh elektrode. *Offset* DC dari op-amp AD620 tidak terlalu besar/sangat kecil berkisar $30 \mu\text{V}$ sehingga dapat diabaikan. Di mana besarnya *offset* mampu mencapai 300 mV. Bayangkan bila penguatan yang diberi pada tahap ini sebesar 50. Maka untuk *offset* DC saja akan dikuatkan sebesar 15 V, padahal catu daya yang dipakai hanya 9 V. Keadaan ini akan membuat saturasi dari op-amp, yang tidak akan maksimal dalam mengolah sinyal differensial. Nilai R_G :

$$R_G = \frac{49,4}{G - 1} = \frac{49,4}{12,23 - 1} = 4,4 \text{ K}$$



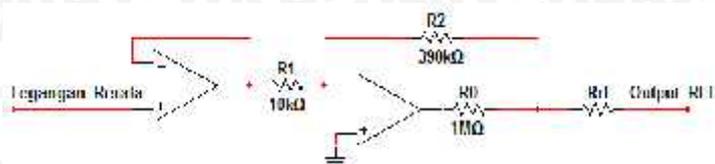
Gambar 4.5. Rangkaian Penguat Instrumentasi AD620

Resistor R_1 dan R_2 digunakan sebagai pembatas arus masukan yang masuk ke dalam op-amp instrumentasi.

4.4.3 Desain dan Perancangan Rangkaian Right Leg Driver (RLD)

Desain rangkaian ini sering dipakai dalam aplikasi EKG (Elektrokardiograf). Desain dan perancangan sesuai pada bahasan pada sub-bab 2.4 di Bab II akan ditambahkan rangkaian *voltage follower* yang berfungsi sebagai *buffer* rangkaian.

Tegangan rata-rata diambil dari titik tengah nilai resistor R_G yang bernilai sama. Nilai tegangan rerata ini adalah tegangan *mode common*. Sebuah *voltage follower* ditaruh didepannya sehingga memastikan tidak ada *loading effect* yang terjadi. Tahapan selanjutnya adalah rangkaian op-amp *auxiliary*.

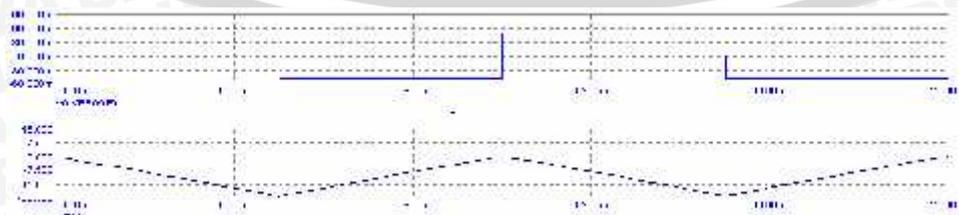


Gambar 4.6. Desain RLD

Sebuah resistor dipasang seri dengan keluaran op-amp inverting sebagai pembatas arus untuk *safety* bila terjadi *short circuit*. Nilai R_O yang bisa dipakai sekitar 10 K hingga 10 M .

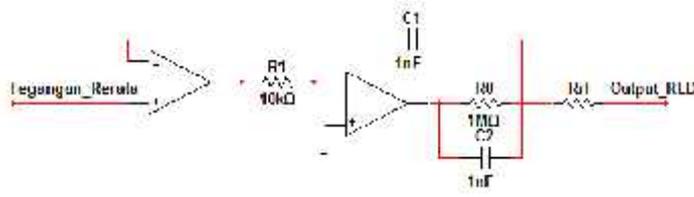
Sebuah desain RLD baru ditawarkan dan merupakan pengembangan serta evaluasi terhadap desain sebelumnya. Rangkaian pada Gambar 4.6 mampu menghasilkan osilasi bila terdapat sinyal *noise* berfrekuensi tinggi yang masuk pada tegangan rerata. Sinyal *noise* tersebut dapat diumpan-balikkan ke tubuh pasien yang sangat mungkin menghasilkan osilasi kontinu pada op-amp sampai amplitudonya mencapai *rail* tegangan *supply*. Hal ini merupakan keterbatasan *roll-off gain* op-amp yang baru berkurang pada orde megahertz, yang mengakibatkan semua sinyal *noise* berfrekuensi tinggi dapat dikuatkan.

Desain baru pada Gambar 4.8 dengan menambahkan kapasitor C_1 1nF pada *feedbacknya* untuk menghindari osilasi. Sekilas op-amp *auxiliary* pada Gambar 4.8 mirip dengan rangkaian integrator. Pada Gambar 4.7 terlihat keluaran rangkaian integrator memberikan sinyal bernilai negatif. Sebenarnya hal ini akan sangat menguntungkan bila dilihat dari sudut pandang berbeda. Ketika tegangan masukannya konstan maka yang terjadi adalah adanya peningkatan potensial keluaran.



Gambar 4.7. Respons Rangkaian Integrator

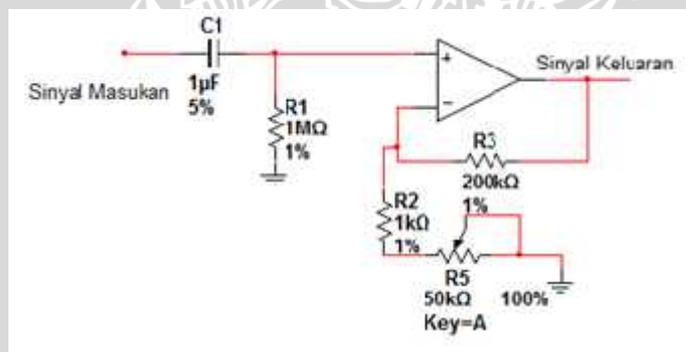
Sebuah kapasitor C_2 1nF dipasang secara paralel pada R_O digunakan untuk menambahkan impedansi total sehingga akan semakin aman bila terjadi *short circuit*. Dari percobaan mendalam, antara C_1 dan C_2 harus sama sehingga dapat bekerja normal pada frekuensi rendah. (Benning, 2010).



Gambar 4.8. Desain RLD Yang Diperbarui

4.4.4 Desain dan Perancangan Rangkaian Penguat AC

Rangkaian Penguat AC berguna untuk menguatkan sinyal EEG lebih lanjut serta mem-block tegangan *offset* DC yang disebabkan oleh polarisasi dari elektrode serta adanya *offset* yang disebabkan oleh oleh komponen internal penguat instrumentasi.



Gambar 4.9. Desain Rangkaian Penguat AC

Desain rangkaian ini berupa sebuah kapasitor C digunakan untuk memblok tegangan DC, dan melewatkan sinyal AC. Dibutuhkan sebuah R_1 sebagai jalur dari sinyal DC untuk ke *ground*. Bila tidak diberi R_1 , maka arus bias akan *men-charge* dari kapasitor C . Sebuah Op-amp non inverting disusun sedemikian rupa sehingga dapat memberi penguatan *gain* yang diatur oleh R_2 dan R_3 .

Kombinasi C - R ini akan membentuk filter *High Pass* orde pertama. Dilihat secara ideal dari frekuensi sinyal DC, maka sinyal DC secara teori tidak



berubah terhadap frekuensi (frekuensi = 0), tetapi tentu tanggapan yang terjadi tidaklah ideal, sehingga mampu berubah terhadap frekuensi lemah. Inilah fungsi dari *high pass* filter, melewatkan frekuensi tinggi (di atas frekuensi *cut-off*) dan meredam frekuensi rendah (di bawah *cut-off*).

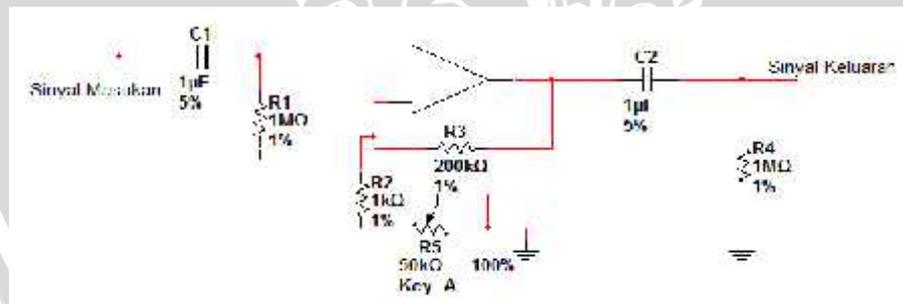
Untuk rangkaian Penguat AC ditentukan frekuensi *cut-off* nya sekecil mungkin, yaitu 0,15 Hz. Nilai R dan C dapat dicari melalui tahapan berikut:

- 1) Nilai Frekuensi *cut-off* ditentukan sebesar 0,15 Hz
- 2) Nilai C_1 ditentukan lebih dahulu, dengan memakai komponen yang tersedia di pasaran, nilai C_1 dipilih 1 μ F.
- 3) Dengan memakai Persamaan 2.21;

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

akan di dapatkan nilai R_1 sebesar 1M Ω

- 4) Penguatan op-amp non inverting ditentukan minimal 10,6 dan maksimal 201.
- 5) R_2 ditentukan 1K Ω . R_3 dicari dari *gain* yang sudah ditentukan melalui Persamaan 2.20 Didapat $R_3 = 199K \approx 200$ (2x100 K yang diseri). Dengan trimpot R_5 sebesar 20 K yang diseri dengan R_2 untuk mengatur *gain* minimal dan maksimal.



Gambar 4.10. Desain Rangkaian Penguat AC Secara Lengkap.

Desain rangkain ini memperhatikan spesifikasi op-amp yang dipakai, khususnya *offset voltage* internal op-amp. Menurut *datasheet* op-amp LM833 yang dipakai, memiliki *offset voltage* maximal sebesar 5 mV. Karena penguatan ditahapan ini cukup besar, yaitu 200, *offset voltage* keluaran op amp juga perlu diperhitungkan yaitu sebesar $200 \times 5\text{mV} = 1\text{ V}$. Oleh karena itu akan ditambahkan kombinasi rangkaian R-C *High Pass* orde 1 yang sama tanpa op-amp untuk menghilangkan

offset DC hasil dari penguatan. Secara lengkap desain rangkaian penguat AC terdapat pada Gambar 4.10.

Besarnya perbandingan penguatan jika $f_c = 0,15$ Hz dengan gain 200 adalah:

$$dB = 20 \log \frac{G}{\sqrt{2}} \quad (4.3)$$

$$dB = 20 \log \frac{200}{\sqrt{2}}$$

$$dB = 43,05$$

4.4.5 Desain dan Perancangan Low pass Filter Sallen Key dengan Respons Butterworth Orde 6

Low pass filter yang dirancang harus dapat meloloskan sinyal-sinyal EEG sampai dengan frekuensi 100 Hz. Di atas frekuensi tersebut, sinyal – sinyal yang muncul pada masukan penguat EEG harus dapat diredam.

Desain yang ditawarkan adalah memakai topologi sallen key karena topologi ini sangat minimalis, artinya komponen eksternal yang dipakai sedikit. Respons yang dipilih untuk daerah *passband* adalah respons butterworth karena respons ini *maximally flat*, tidak memiliki *ripple* dan mempertahankan kedataran *gain*, sehingga penguatan sinyal masukan EEG yang masuk ke filter mengalami penguatan *gain* yang seragam. Orde filter diusahakan memiliki *roll-off gain* yang besar, mendekati tanggapan ideal. Untuk orde ke-1, *roll-off gain*nya 20 dB/dekade. Untuk sistem yang membutuhkan tingkat presisi tinggi, *roll-off* 20 dB/dekade dirasa lamban, sehingga desain yang dipakai memakai orde ke-6 , dengan *roll-off gain* 120 dB/dekade.

Filter *low pass* dengan orde ke-6 disusun dengan meng *cascade* kan filter *low pass* sallen key orde ke-2 menjadi 3 *stage*. Sehingga untuk setiap *stage*, fungsi keluarannya akan sama dengan Persamaan 2.15.

$$H(s) = \frac{V_0}{V_i} = \frac{K}{s^2(R_1R_2C_1C_2) + s(R_1C_1 + R_2C_1 + R_1C_2(1-K)) + 1}$$

Topologi sallen key akan lebih stabil dan maksimal dengan *gain* unitas ($K=1$), sehingga Persamaan 2.15 akan menjadi :

$$H(s) = \frac{V_0}{V_i} = \frac{1}{s^2(R_1R_2C_1C_2) + s(R_1C_1 + R_2C_1) + 1}$$

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

$$H(s) = \frac{V_0}{V_I} = \frac{\omega_c^2}{s^2 + s\beta + \omega_c^2} \quad (4.4)$$

Mengacu pada Persamaan 2.15, akan didapatkan

$$\omega_c^2 = R_1 R_2 C_1 C_2 \quad (4.5)$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}} \quad (4.6)$$

dan

$$\beta = \frac{R_1 C_1 + R_2 C_2}{\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}} \quad (4.7)$$

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

$$\beta = \frac{RC + mRC}{\sqrt{mR^2 nC^2}} = \frac{1+m}{\sqrt{mn}} \quad (4.8)$$

Persamaan 4.4 akan serupa dengan fungsi transfer butterworth yaitu :

$$H(s) = \frac{H_0}{s^n + a_{n-1}s^{n-1} + \dots + a_1s + a_0}$$

Untuk polinomial butterworth orde ke-6 yang dilihat pada tabel 2.3

$$H(s) = \frac{1}{\left(s^2 + \left(\frac{\sqrt{3}-1}{\sqrt{2}}\right)s + 1\right) \left(s^2 + \sqrt{2}s + 1\right) \left(s^2 + \left(\frac{\sqrt{3}+1}{\sqrt{2}}\right)s + 1\right)}$$

Akan terdapat 3 filter *stage* untuk orde 6 *low pass* filter dengan respons butterworth. Dengan nilai β yang berbeda.

$$\beta_1 = \left(\frac{\sqrt{3}+1}{\sqrt{2}}\right) = 1,93185$$

$$\beta_2 = \sqrt{2} = 1,4142$$

$$\beta_3 = \left(\frac{\sqrt{3}-1}{\sqrt{2}}\right) = 0,5176$$

Sehingga implementasi filter didapatkan dengan mengkaskade topologi filter sallen key orde 2 dengan 3 *stage*, dimana tiap *stage* mempunyai nilai β yang berbeda.

Untuk *stage* pertama :

- 1) Tentukan nilai m; m=1,4.

- 2) Dengan nilai $\beta = 1,93185$ nilai dari mn dengan Persamaan 4.8; $\beta = \frac{1+m}{\sqrt{mr}}$ dapat diketahui yaitu 1,5.
- 3) Nilai $n = \frac{mr}{r} = 1,5/1,4 = 1,1$
- 4) Pilih sembarang nilai C yang ada di pasaran. $C = 100 \text{ nF}$.
- 5) Dari hasil yang didapat sebelumnya dan dibulatkan dengan memilih nilai komponen yang tersedia di pasaran, $C_1 = 100 \text{ nF}$; $C_2 = n \times C_1 = 110 \text{ nF}$.
- 6) Nilai R didapatkan dari rumus 4.6 ; $f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}}$ dengan menentukan $f_c = 100 \text{ Hz}$ akan didapatkan $R_1 = R = 12,623 \text{ K}$. $R_2 = m \times R_1 = 18 \text{ K}$

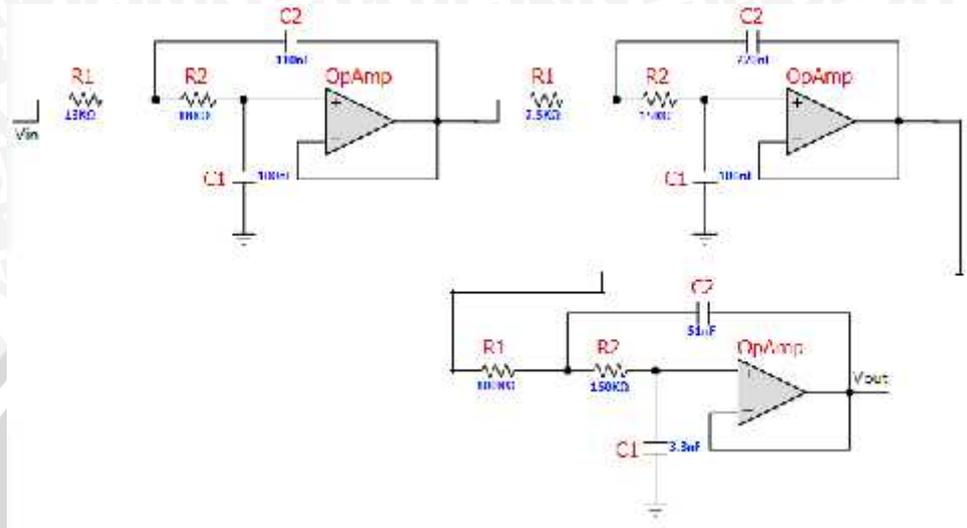
Untuk stage kedua :

- 1) Tentukan nilai m; $m = 2$.
- 2) Dengan nilai $\beta = 1,4142$ nilai dari mn dengan Persamaan 4.8 $\beta = \frac{1+m}{\sqrt{mr}}$ dapat diketahui yaitu 4,5.
- 3) Nilai $n = \frac{mr}{r} = 4,5/2 = 2,25$.
- 4) Pilih sembarang nilai C yang ada di pasaran. $C = 100 \text{ nF}$.
- 5) Dari hasil yang didapat sebelumnya dan dibulatkan dengan memilih nilai komponen yang tersedia di pasaran, $C_1 = 100 \text{ nF}$; $C_2 = n \times C_1 = 220 \text{ nF}$.
- 6) Nilai R didapatkan dari rumus 4.6; $f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}}$ dengan menentukan $f_c = 100 \text{ Hz}$ akan didapatkan $R_1 = R = 7,288 \text{ K}$; $R_2 = m \times R_1 = 15 \text{ K}$.

Untuk stage ketiga :

- 1) Tentukan nilai m; $m = 1,5$.
- 2) Dengan nilai $\beta = 0,5176$ nilai dari mn dengan Persamaan 4.8; $\beta = \frac{1+m}{\sqrt{mr}}$ dapat diketahui yaitu 23,329.
- 3) Nilai $n = \frac{mr}{r} = 23,329/1,5 = 15,55$.
- 4) Pilih sembarang nilai C yang ada di pasaran. $C = 3,3 \text{ nF}$.
- 5) Dari hasil yang didapat sebelumnya dan dibulatkan dengan memilih nilai komponen yang tersedia di pasaran, $C_1 = 3,3 \text{ nF}$; $C_2 = n \times C_1 = 51 \text{ nF}$.

- 6) Nilai R didapatkan dari rumus 4.6; $f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1R_2C_1C_2}}$ dengan menentukan $f_c = 100$ Hz akan didapatkan $R_1=R=118,994 \text{ } 100 \text{ K}$; $R_2=mxR_1=150 \text{ K}$.



Gambar 4.11. Desain *Low pass* Filter Orde Ke-6

4.4.6 Perancangan Notch Filter

Notch Filter dirancang untuk meredam sinyal *noise* akibat dari interferensi jala-jala pada frekuensi 50 Hz. Filter yang dirancang memiliki topologi Twin-T, ditunjukkan dalam Gambar 4.12. Prosedur perancangan mengikuti langkah sebagai berikut :

- 1) *Gain* keluaran filter adalah unitas atau satu.
- 2) Tentukan nilai kapasitor yang nilainya cukup mudah ditemukan di pasaran, $C=4,7\text{nF}$.
- 3) Dengan memakai Persamaan 2.19, diinginkan $f_c=50$ Hz, sehingga R dapat dicari dengan rumus :

$$R = \frac{1}{2\pi f_c C} \quad (4.9)$$

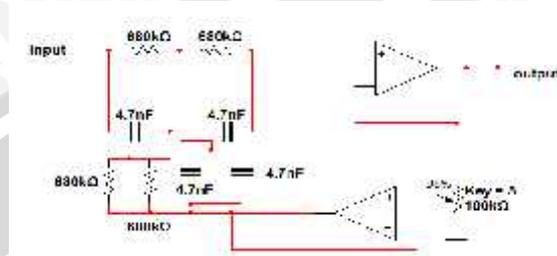
- 4) Didapatkan nilai $R= 677,589 \text{ K}$. Dibulatkan mendekati nilai yang tersedia di pasaran, $R=680 \text{ K}$.
- 5) Nilai $R/2$ dan $2C$ didapat dari membagi nilai R dan C yang didapat dengan :

$$\frac{R}{2} = \frac{677,589 \text{ K}\Omega}{2} = 338,779 \text{ K}$$

$$2C = 2 \times 4,7 \text{ nF} = 9,4 \text{ nF}$$

Nilai – nilai tersebut dibulatkan menjadi 330 K dan 10 nF.

- 6) Untuk menambah tingkat ketelitian dan mengurangi kesalahan, nilai R/2 dan 2C dapat diperoleh dengan mempararelkan nilai yang sama.
- 7) Lebar pita disesuaikan dengan mengatur nilai variabel resistor.



Gambar 4.12. Perancangan Notch Filter

4.4.7 Desain dan Perancangan Rangkaian Penguat Akhir

Sistem instrumentasi EEG ini dirancang sedemikian rupa sehingga keluaran dari rangkaian ini bersesuaian dengan masukan minimum dan maximum dari ADC eksternal board Arduino, yaitu 0-5 volt.

Jumlah penguatan pada blok diagram sebelumnya adalah :

$$Gain = 12,23 \times 200 = 2446$$

Dengan sinyal masukan antara $-100\mu\text{V}$ s/d $100\mu\text{V}$. Dan dengan *gain* sebelumnya, akan didapatkan tegangan sebesar:

$$V_{in_min} : -100\mu\text{V} \times 2458,23 = -0,2446 \text{ V}$$

$$V_{in_max} : 100\mu\text{V} \times 2458,23 = 0,2446 \text{ V}$$

Sedangkan tegangan masukan untuk ADC berkisar antara 0-5 V.

$$v_{in_minADC} = mv_{in_min} + V_A$$

$$v_{in_minADC} = mv_{in_max} + V_A$$

Dengan data yang tersedia, maka:

$$0 = -0,2446m + V_A$$

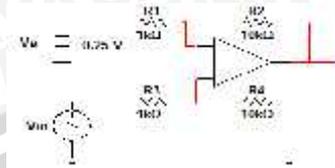
$$5 = 0,24546m + V_A$$

Kedua Persamaan diselesaikan dan akan didapatkan $m = 10,22$ dibulatkan menjadi $m = 10$; dan $V_A = 2,5 \text{ V}$. Persamaan fungsi alihnya akan menjadi :

$$v_{in_ADC} = 10v_{in_min} + 2,5$$

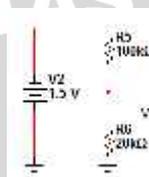
$$v_{in_ADC} = 10(v_{in_min} - (-0,25)) \quad (4.10)$$

Persamaan 4.10 sesuai untuk penguat differensial dengan $gain = 10$ dan tegangan $V_o = -0,25$ volt. $Gain$ didapat dengan mengatur perbandingan R_1 dan R_2 , dimana $R_1=R_3=1\text{ k}$; $R_2=R_4=10\text{ k}$. Gambar perancangan penguat akhir dapat dilihat pada Gambar 4.13.



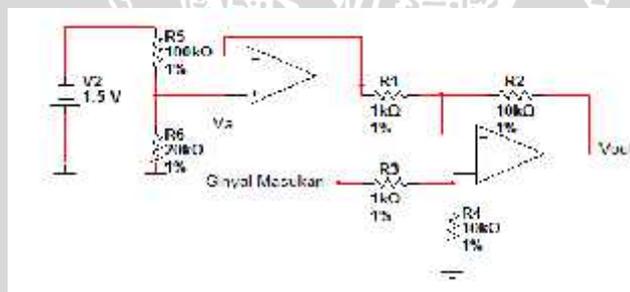
Gambar 4.13 Rangkaian Pengondisi Sinyal

$Offset$ sebesar $0,25V$ didapat dari rangkaian pembagi tegangan sebagai berikut:



Gambar 4.14 Rangkaian Pembagi Tegangan

Untuk menghindari *loading effect* dari pembagi tegangan sebelum masuk ke penguat differensial, akan ditambahkan sebuah *voltage follower*, sehingga rangkaian akhir dari RPS seperti pada Gambar 4.15:



Gambar 4.15 Desain Rangkaian Pengondisi Sinyal

Total $gain$ untuk semua tahap adalah :

$$\text{Total Gain} = 12,23 \times 200 \times 10 = 24460$$

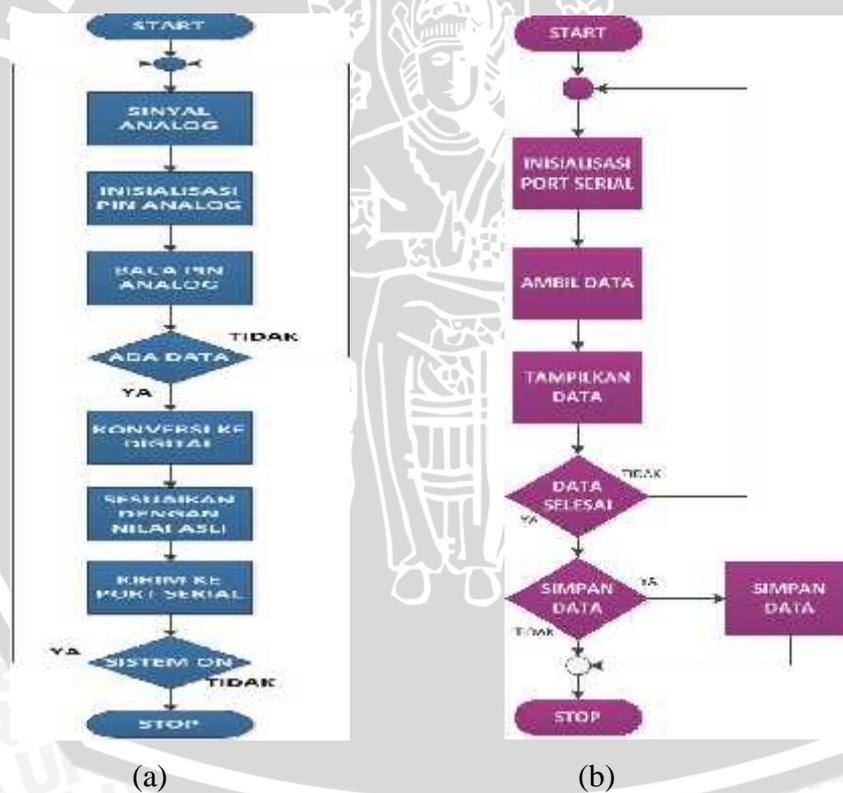
4.5 Perancangan Perangkat Lunak

Perancangan perangkat lunak ini bertujuan untuk mengolah data. Pembuatan perangkat lunak ini bertujuan untuk mendukung perangkat keras. Perancangan perangkat lunak ini terdiri dari perancangan perangkat lunak untuk mikrokontroler dan perancangan perangkat lunak untuk PC. Arduino dengan ATmega 328p nya digunakan sebagai DAQ (*Data acquisition*), menampung data analoag hasil pengukuran, kemudian melakukan proses sampling ADC. Data

digital dari ADC dikirim ke komputer melalui *interface* USB. Data ditampilkan dalam bentuk grafik memakai *software* Matlab. Tahapan pembuatan perangkat lunak sistem meliputi:

- Pembuatan diagram alir program untuk Mikrokontoller.
- Perancangan program pengambil data dan penampil sinyal EEG pada PC.

Besaran tegangan dari rangkaian analog akan dihubungkan ke pin analog pada arduino. Kemudian, pada pemrograman arduino, pin analog diperiksa apakah ada data yang muncul atau tidak. Bila terdapat data, maka nilai dari analog akan diubah menjadi besaran diskrit. Bila tidak terdapat data, maka arduino akan menunggu sampai ada data untuk diproses dan diperiksa. Nilai yang didapat akan dikonversi menjadi nilai yang sesuai dengan keluaran desimal aslinya. Setelah itu akan dikirimkan ke PC melalui *serial port*. Sistem akan bekerja bila ada catu daya.



Gambar 4.16 Diagram alir Software untuk: a) Mikrokontoller b) Matlab

BAB V

PENGUJIAN DAN ANALISIS

5.1 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 seluruh sub-sistem dapat bekerja dengan baik, maka selanjutnya dilakukan pengujian sistem secara keseluruhan yaitu dengan menggabungkan seluruh sub-sistem hingga membentuk sebuah sistem EEG. Pengujian sub-sistem yang perlu dilakukan meliputi:

- 1) Pengujian rangkaian proteksi
- 2) Pengujian rangkaian penguat instrumentasi dan RLD
- 3) Pengujian rangkaian penguat AC
- 4) Pengujian rangkaian filter (*low pass* dan *notch filter*)
- 5) Pengujian rangkaian penguat tahap akhir
- 6) Pengujian arduino

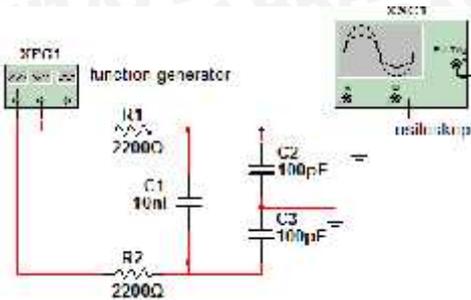
5.2 Pengujian Sub-Sistem

5.2.1 Pengujian Rangkaian Proteksi

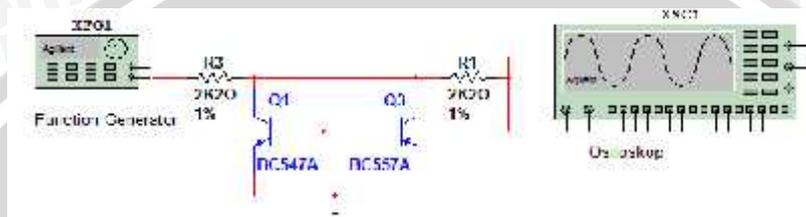
Parameter pengujian rangkaian proteksi adalah level tegangan yang masuk beserta lebar pita frekuensi yang diredam bila ada interferensi gelombang radio. Alat bantu yang digunakan adalah *function generator* yang berfungsi untuk memberikan tegangan masukan sinusoida dan osiloskop untuk mengamati sinyal keluaran rangkaian yang diuji.

Prosedur pengujian yang dilakukan adalah:

- Alat dirangkai seperti ditunjukkan dalam Gambar 5.1 a dan b
- Memberikan tegangan masukan sinyal sinusoida dari *function generator*
- Mengamati sinyal keluaran dan mencatat hasilnya untuk tiap rangkaian.



(a)



(b)

Gambar 5.1 a) Rangkaian Pengujian filter RF b) Rangkaian Pembatas Tegangan

Pada pengujian telah didapatkan data-data seperti ditunjukkan dalam Tabel 5.1 dan Tabel 5.2

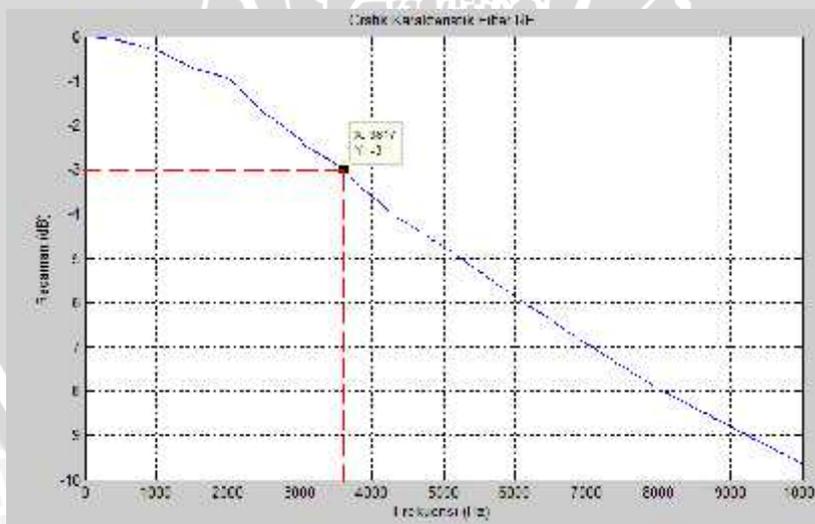
Tabel 5.1 Hasil Pengujian Rangkaian Filter RF

Frekuensi (Hz)	$v_{in}(V)$	$v_{out}(V)$	Gain (dB)	Frekuensi (Hz)	$v_{in}(V)$	$v_{out}(V)$	Gain (dB)
100	1	1	0	3550	1	0,712	-2,9504
500	1	0,99	-0,0873	3600	1	0,71	-2,97483
1000	1	0,96	-0,31846	3650	1	0,704	-3,04855
1500	1	0,92	-0,71481	3700	1	0,69	-3,13534
2000	1	0,89	-0,94415	3800	1	0,68	-3,34982
2500	1	0,82	-1,72372	3900	1	0,67	-3,4785
2750	1	0,79	-2,00359	4000	1	0,66	-3,58284
3000	1	0,76	-2,31542	4300	1	0,63	-4,01319
3100	1	0,75	-2,49877	5000	1	0,58	-4,73144
3200	1	0,74	-2,56854	6000	1	0,51	-5,8486
3400	1	0,72	-2,78127	7000	1	0,45	-6,93575
3450	1	0,72	-2,85335	8000	1	0,4	-7,9588
3500	1	0,71	-2,87751	10000	1	0,33	-9,62972

Tabel 5. 2 Hasil Pengujian Rangkaian Clipper

$v_{in}(v_{p-p}(mV))$	$v_{out}(v_{p-p}(mV))$	$v_{in}(v_{p-p}(mV))$	$v_{out}(v_{p-p}(mV))$
80	80	1700	1220
500	500	1800	1260
550	550	1900	1260
600	600	2000	1260
620	620	2300	1300
700	700	3080	1400
800	800	5000	1600
900	900	80000	1800
940	940	100000	1840
1000	1000	200000	2400
1540	1200	4680	1520

Dari Tabel 5.1 didapatkan grafik tanggapan frekuensi rangkaian filter RF yang ditunjukkan dalam Gambar 5.2. Garis merah menunjukkan titik frekuensi *cut-off*.

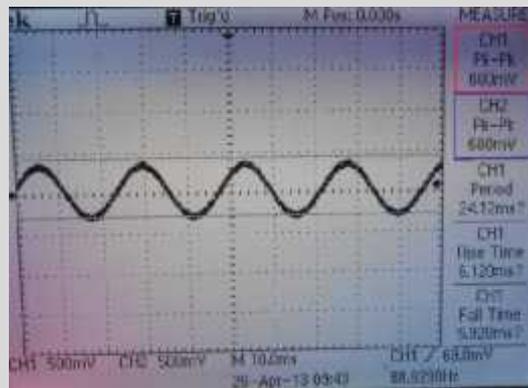


Gambar 5.2 Grafik Karakteristik Filter RF

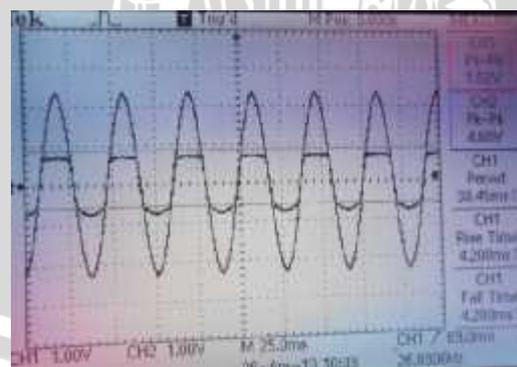
Gambar 5.2 menunjukkan frekuensi *cut-off* dari rangkaian filter RF adalah 3617 Hz dan menurut hasil perhitungan seharusnya *cut-off* frekuensi adalah pada level 3450 Hz. Terdapat penyimpangan sebesar:

Error Filter RF = $\frac{3617-3450}{3450} \times 100\% = 4,84\%$. Error terjadi karena adanya toleransi komponen yang dipakai.

Data pada tabel 5.2 menunjukkan ketika level tegangan masukan dibawah $1,4 v_{p-p}$ atau $\pm v_{be}$ ($\pm 0,7$ V sesuai *datasheet*), tegangan keluaran akan sama dengan tegangan masukan. Tetapi ketika tegangan masukan diatas $1,4 v_{p-p}$ tegangan keluaran akan terpotong di level terendah $1,2 v_{p-p}$ untuk tegangan masukan $1,5 v_{p-p}$ dan terpotong $2,4 v_{p-p}$ di level masukan $20 v_{p-p}$. Seharusnya ketika level masukan diatas $1,4 v_{p-p}$, tegangan keluaran idealnya akan selalu $1,4 v_{p-p}$. Hasil pengujian menunjukkan nilai yang fluktuaktif dan meningkat serta berbeda disebabkan adanya level tegangan bocor transistor. Tetapi nilai-nilai pengujian masih dalam batas kewajaran untuk rangkaian yang difungsikan sebagai pembatas tegangan.



Gambar 5.3 Level Tegangan Keluaran Yang Tidak Terpotong



Gambar 5.4 Level Tegangan Keluaran Yang Terpotong

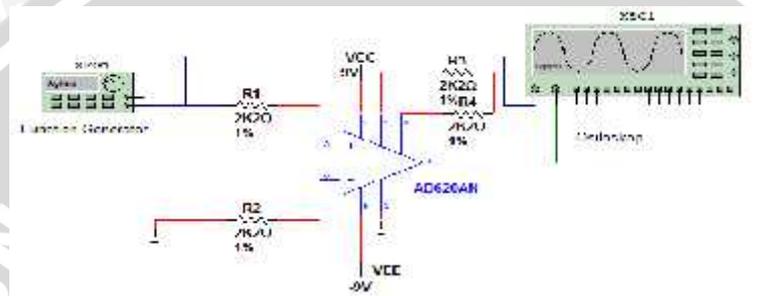
5.2.2 Pengujian Rangkaian Penguat Instrumentasi dan RLD

Parameter pengujian rangkaian penguat instrumentasi adalah untuk mengetahui besar penguatan (*gain*) dan besarnya CMRR dari sistem. Pengujian

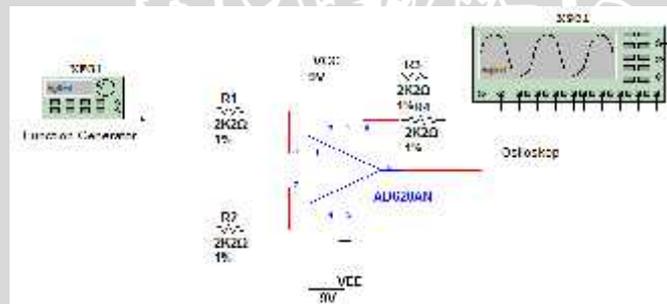
RLD ditujukan untuk mengetahui bentuk respon sinyal keluaran. Alat bantu yang digunakan adalah *function generator* yang berfungsi untuk memberikan tegangan masukan sinusoida dan osiloskop untuk mengamati sinyal keluaran rangkaian yang diuji.

Prosedur pengujian yang dilakukan adalah:

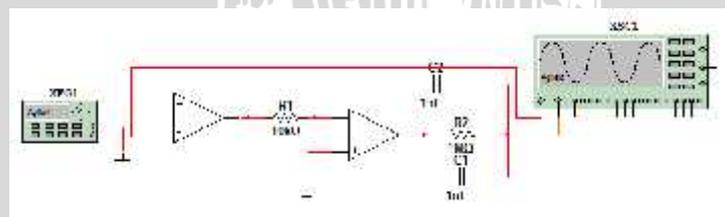
- Alat dirangkai seperti ditunjukkan dalam Gambar 5.5 a ,b dan c
- Memberikan tegangan masukan sinyal sinusoida dari *function generator*
- Mengamati sinyal keluaran dan mencatat hasilnya untuk tiap rangkaian.



(a)



(b)



(c)

Gambar 5.5 Pengujian a) Mode Differensial b) Mode *Common* c) RLD

Pada pengujian telah didapatkan data-data seperti ditunjukkan dalam Tabel 5.3, 5.4 dan Tabel 5.5.

Tabel 5.3. Pengujian *Gain* AD620

$v_{in}(v_{p-p}(mV))$	$v_{out}(v_{p-p}(V))$	<i>Gain</i>
0,1	1,2	12

0,2	2,52	12,6
0,3	3,64	12,1333333
0,4	4,9	12,25
0,5	6,06	12,12
0,6	7,36	12,2666667
0,7	8,64	12,3428571
0,8	9,65	12,0625
0,9	11	12,2222222
1	12,2	12,2
Gain Rata-Rata		12,2197579

Tabel 5.4. Pengujian *Gain* Common Mode AD620

$v_{in}(v_{p-p}(V))$	$v_{out}(v_{p-p}(mV))$	<i>Gain</i>
0,1	14,67	0,0001467
0,2	18,91	0,00009455
0,3	52	0,00017333
0,4	63	0,0001575
0,5	56	0,000112
0,6	52	8,6667E-05
0,7	59	8,4286E-05
0,8	60,4	0,0000755
0,9	60	6,6667E-05
1	63	0,000063
Gain Rata-rata		0.000106

Tabel 5.5. Perhitungan Nilai CMRR AD620

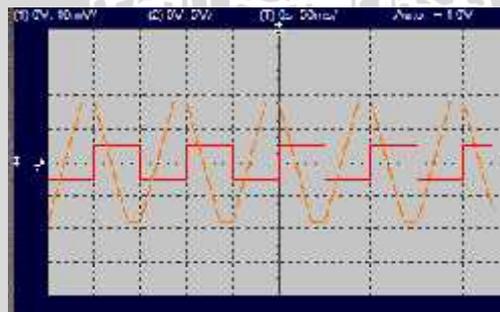
$v_{in}(v_{p-p}(V))$	<i>Gain</i> Differensial Mode	<i>Gain</i> Common Mode	CMRR(dB)
0,1	12	0,0001467	98,25502
0,2	12,6	0,00009455	102,4942
0,3	12,1333333	0,00017333	96,90196
0,4	12,25	0,0001575	97,81711
0,5	12,12	0,000112	100,6857
0,6	12,2666667	8,6667E-05	103,0175

0,7	12,3428571	8,4286E-05	103,3132
0,8	12,0625	0,0000755	104,0698
0,9	12,2222222	6,6667E-05	105,2648
1	12,2	0,000063	105,7404
CMRR Rata-rata			101,756

Hasil pengukuran menunjukkan bahwa *gain* rata-rata sebesar 12,22 kali untuk penguat instrumentasi AD620. Sedangkan *gain* yang dirancang adalah sebesar 12,23 kali. Berarti terdapat penyimpangan sebesar :

$$Error\ Gain\ AD620 = \frac{12,23 - 12,22}{12,23} \times 100\% = 0,082\%$$
 Error terjadi karena adanya toleransi dari komponen eksternal yang dipakai. Hasil perhitungan Tabel 5.5 menunjukkan bahwa rata-rata CMRR yang didapatkan adalah 101,756 dB. Nilai ini dirasa sudah sangat bagus karena memberikan nilai CMRR yang sangat tinggi dan sesuai dengan perancangan, walaupun nilai CMRR di *datasheet* memiliki nilai mencapai 110 dB.

Gambar 5.6 menunjukkan hasil pengujian RLD. Dengan *channel 1* diwakili oleh sinyal masukan (warna merah) dan *channel 2* mewakili sinyal keluaran (warna orange). Respon keluaran mewakili respon yang dirancang, namun dalam praktek terdapat pemotongan saturasi di ujung keluaran. Hal ini dikarenakan *open loop gain* yang besar.



Gambar 5.6 Hasil Pengujian RLD

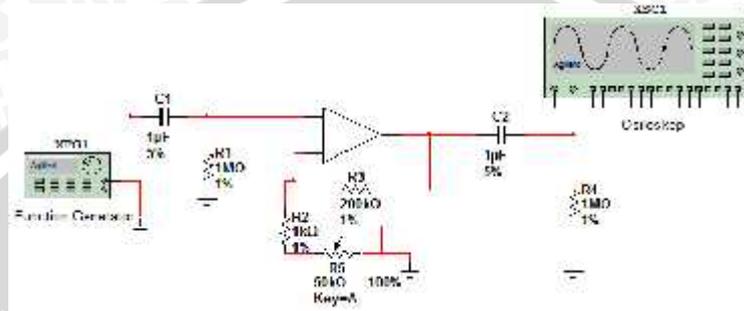
5.2.3 Pengujian Rangkaian Penguat AC

Parameter pengujian untuk mengetahui besar penguatan (*gain*) dan letak titik frekuensi *cut-off*. Letak frekuensi *cut-off* ditentukan berdasarkan pada saat penurunan penguatan (redaman) filter sebesar 43,05 dB. Alat bantu yang digunakan adalah *function generator* yang berfungsi untuk memberikan tegangan

masukan sinusoida dan osiloskop untuk mengamati sinyal keluaran rangkaian yang diuji.

Prosedur pengujian yang dilakukan adalah:

- Alat dirangkai seperti ditunjukkan dalam Gambar 5.7
- Memberikan tegangan masukan sinyal sinusoida dari *function generator*
- Mengamati sinyal keluaran dan mencatat hasilnya untuk tiap rangkaian.



Gambar 5.7 Rangkaian Penguat AC

Pada pengujian telah didapatkan data-data seperti ditunjukkan dalam Tabel 5.6 dan Tabel 5.7.

Tabel 5.6 *Gain* Rangkaian Penguat AC

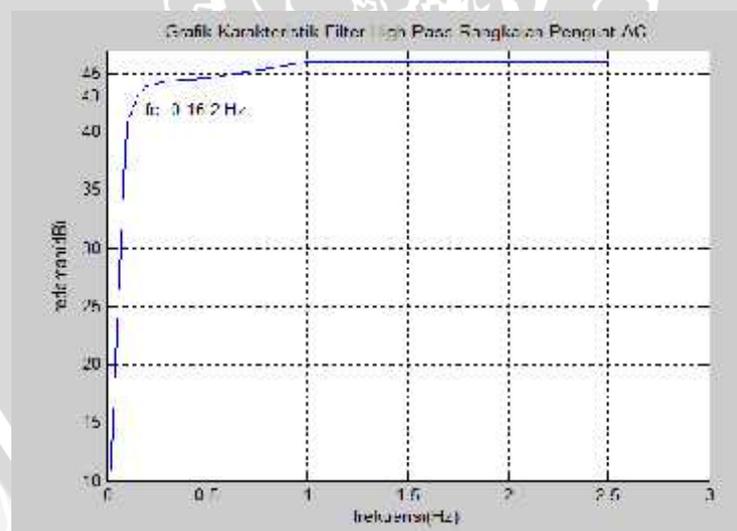
Frekuensi(Hz)	$v_{in}(v_{p-p}(mV))$	$v_{out}(v_{p-p}(V))$	<i>Gain</i>
30	10	2,01	201
30	12	2,4	200
30	20	4,02	201
30	25	5,02	200,8
30	30	5,64	188
30	35	7,03	200,8571
30	78	15,5	198,7179
30	50	9,72	194,4
30	68	13,6	200
Gain Rata-Rata			198,3083

Dari tabel 5.6 terlihat *gain* rata-rata yang dihasilkan rangkaian adalah 198,3083 kali. Rangkaian ini dirancang supaya dapat memberikan penguatan sebesar 200 kali. Terdapat penyimpangan sebesar :

$Error = \frac{200-198,3083}{200} \times 100\% = 0,85\%$. Error terjadi karena toleransi komponen yang dipakai. Dari Tabel 5.7 didapatkan grafik tanggapan frekuensi rangkaian penguat AC yang ditunjukkan dalam Gambar 5.8.

Tabel 5.7 Respons Frekuensi Rangkaian Penguat AC

Frekuensi(Hz)	$v_{in}(v_{p-p}(mV))$	$v_{out}(v_{p-p}(V))$	Gain (dB)
0,1	10	1,083	40,69257
0,15	10	1,378	42,78498
0,2	10	1,57	43,91799
0,3	10	1,65	44,34968
0,5	10	1,7	44,60898
1	10	2	46,0206
2	10	2	46,0206
3	10	2,01	46,06392
10	10	2,01	46,06392
20	10	2,01	46,06392
30	10	2,01	46,06392



Gambar 5.8 Grafik Karakteristik Frekuensi Rangkaian Penguat AC

Hasil pengujian pada Tabel 5.7 menunjukkan daerah *passband* rangkaian ini adalah diatas frekuensi *cut-off* yaitu 0,16 Hz. Rangkaian ini dirancang dengan frekuensi *cut-off* 0,15 Hz. Terdapat penyimpangan sebesar :

$Error = \frac{0.16-0.15}{0.15} \times 100\% = 6,67\%$. Error terjadi karena toleransi komponen yang dipakai.

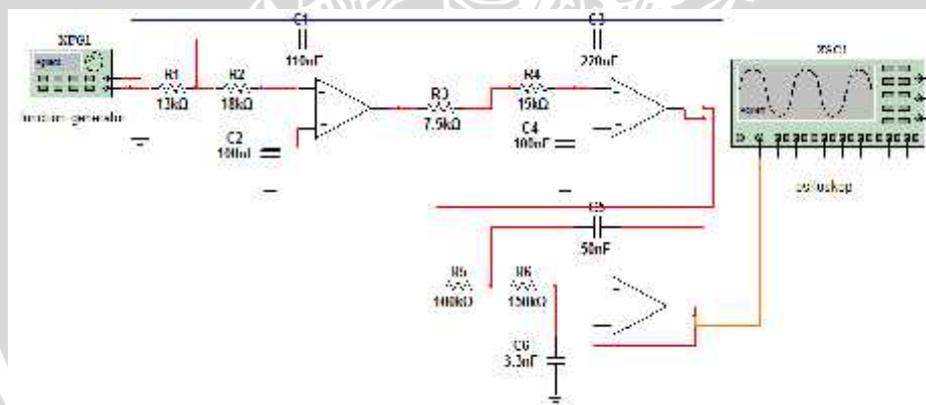
5.2.4 Pengujian Rangkaian Filter

5.2.4.1 Pengujian Rangkaian *Low pass Filter*

Parameter pengujian rangkaian filter *low pass* untuk mengetahui besar penguatan (*gain*) dan letak titik frekuensi *cut-off* serta respon dari sinyal pada daerah passbandnya. Letak frekuensi *cut-off* ditentukan berdasarkan pada saat penurunan penguatan (redaman) filter sebesar -3dB. Alat bantu yang digunakan adalah *function generator* yang berfungsi untuk memberikan tegangan masukan sinusoida dan osiloskop untuk mengamati sinyal keluaran rangkaian yang diuji.

Prosedur pengujian yang dilakukan adalah:

- Alat dirangkai seperti ditunjukkan dalam Gambar 5.9
- Memberikan tegangan masukan sinyal sinusoida dari *function generator*
- Mengamati sinyal keluaran dan mencatat hasilnya untuk tiap rangkaian.



Gambar 5.9 Pengujian Rangkaian Low Pass Filter

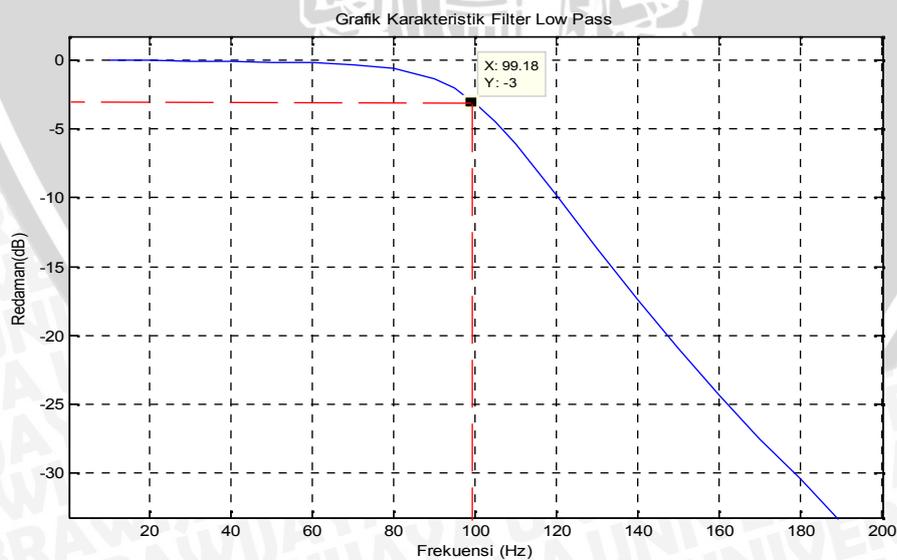
Pada pengujian telah didapatkan data-data seperti ditunjukkan dalam Tabel 5.8.

Tabel 5.8 Tabel Respons Frekuensi Rangkaian Low Pass Filter

Frekuensi(Hz)	$v_{in}(v_{p-p}(mV))$	$v_{out}(v_{p-p}(mV))$	Gain (dB)
10	1000	999	-0.00869024
20	1000	997	-0.02609683
30	1000	994	-0.05227231
40	1000	990	-0.08729611
50	1000	985	-0.13127539

60	1000	979	-0.18434616
70	1000	968	-0.28249285
80	1000	940	-0.53744293
90	1000	861	-1.29993697
95	1000	790	-2.04745817
99	1000	710	-2.97483303
100	1000	699	-3.11045649
105	1000	597	-4.48051338
110	1000	495	-6.10789602
120	1000	323	-9.81594955
130	1000	207	-13.6805931
140	1000	135	-17.3933246
150	1000	90	-20.9151498
160	1000	61	-24.2934033
170	1000	42	-27.5350142
180	1000	30	-30.4575749
190	1000	21	-33.5556141

Dari Tabel 5.8 didapatkan grafik tanggapan frekuensi rangkaian *Low Pass* Filter yang ditunjukkan dalam Gambar 5.10. Data Gambar 5.10 menyimpulkan bahwa frekuensi *cut-off* filter ini berada di frekuensi 99,18 Hz.



Gambar 5.10 Grafik Karakteristik Low Pass Filter

Perancangan *cut-off* pada Bab IV adalah 100 Hz, sehingga terjadi kesalahan sebesar :

$$\text{Error LPF} = \frac{100-99,18}{100} \times 100\% = 0,82\%$$

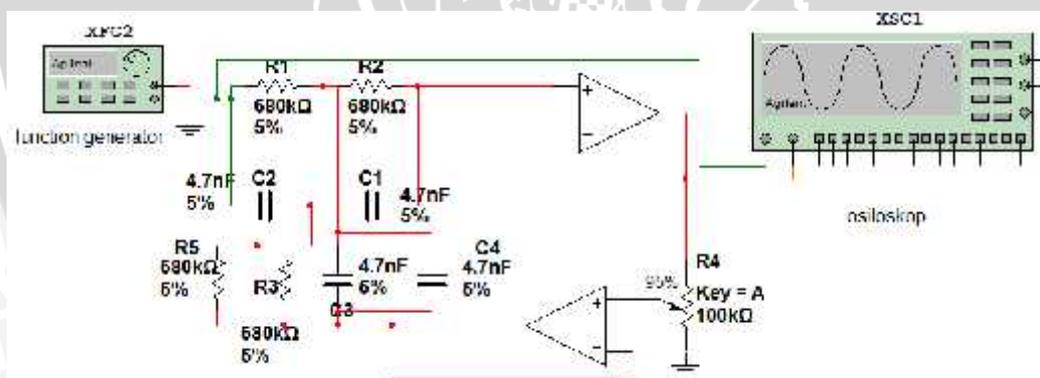
Error diakibatkan oleh toleransi komponen yang digunakan.

5.2.4.2 Pengujian Rangkaian *Notch Filter*

Parameter pengujian rangkaian *notch filter* untuk mengetahui letak titik frekuensi *cut-off* serta daerah passband redaman. Letak frekuensi *cut-off* ditentukan berdasarkan pada saat level tegangan keluaran yang paling kecil. Sedangkan daerah redaman adalah daerah pada titik potong -3 dB. Alat bantu yang digunakan adalah *function generator* yang berfungsi untuk memberikan tegangan masukan sinusoida dan osiloskop untuk mengamati sinyal keluaran rangkaian yang diuji.

Prosedur pengujian yang dilakukan adalah:

- Alat dirangkai seperti ditunjukkan dalam Gambar 5.11
- Memberikan tegangan masukan sinyal sinusoida dari *function generator*
- Mengamati sinyal keluaran dan mencatat hasilnya untuk tiap rangkaian.



Gambar 5.11 Pengujian Rangkaian *Notch Filter*

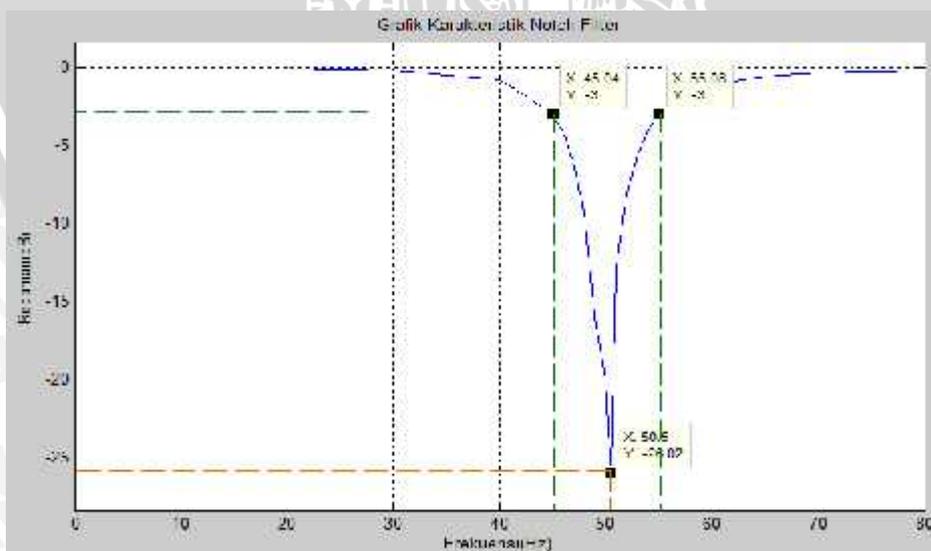
Pada pengujian telah didapatkan data-data seperti ditunjukkan dalam Tabel 5.9.

Tabel 5.9 Respons Frekuensi Rangkaian *Notch Filter*

Frekuensi(Hz)	$v_{in}(v_{p-p}(mV))$	$v_{out}(v_{p-p}(mV))$	Gain (dB)
5	1000	1000	0
15	1000	1000	0
20	1000	1000	0
25	1000	1000	0

30	1000	1000	0
40	1000	840	-1,51441428
45	1000	600	-4,43697499
46	1000	500	-6,02059991
47	1000	400	-7,95880017
48	1000	300	-10,4575749
49	1000	160	-15,9176003
50	1000	100	-20
50,5	1000	50	-26,0205999
51	1000	200	-13,9794001
52	1000	280	-11,0568394
53	1000	380	-8,40432807
54	1000	480	-6,37517525
55	1000	720	-2,85335007
60	1000	780	-2,15810795
65	1000	820	-1,72372295
70	1000	1000	0
80	1000	1000	0

Dari Tabel 5.9 didapatkan grafik tanggapan frekuensi rangkaian Notch Filter yang ditunjukkan dalam Gambar 5.12.



Gambar 5.12 Grafik Karakteristik Frekuensi Notch Filter

Dari Tabel 5.9 menunjukkan bahwa redaman sistem terbesar terdapat pada kisaran 50,5 Hz dari perancangan yaitu 50 Hz dengan redaman sekitar -26,020 dB.

Pergeseran frekuensi *cut-off* sebesar 0,5 Hz memberikan *error* :

$$\text{Error Notch Filter} = \frac{50 - 50,5}{50} \times 100 = 1 \%$$

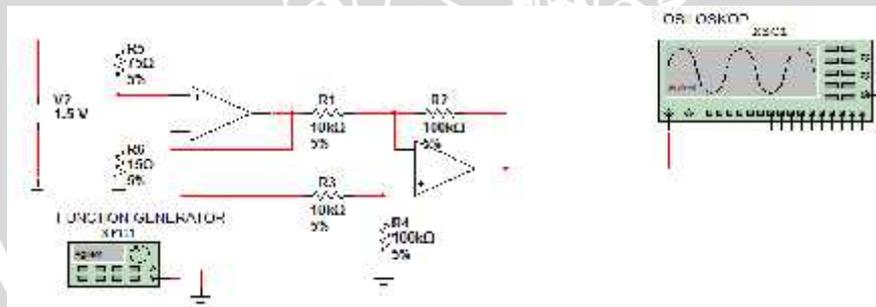
Daerah frekuensi redaman filter yaitu antara 45,04 – 55,08 Hz. *Error* diakibatkan oleh adanya toleransi komponen yang digunakan.

5.2.5 Pengujian Rangkaian Penguat Tahap Akhir

Parameter pengujian rangkaian penguat tahap akhir ini adalah untuk mengetahui apakah sinyal keluaran berada dalam daerah kerja yang diperkenankan pada masukan rangkaian ADC pada saat tegangan masukan berkisar antara -0,25 V hingga 0,25 V. Alat bantu yang digunakan adalah sumber tegangan DC serta *function generator* yang dapat diatur besarnya sebagai tegangan masukan dan osiloskop untuk melihat sinyal keluaran.

Prosedur pengujian yang dilakukan adalah:

- Alat dirangkai seperti ditunjukkan dalam Gambar 5.13
- Sinyal masukan pada masukan non-inverting diubah-ubah.
- Mencatat besar tegangan keluaran rangkaian.



Gambar 5.13 Rangkaian Pengujian Penguat Tahap Akhir

Pada pengujian telah didapatkan data-data seperti ditunjukkan dalam Tabel 5.10.

Tabel 5.10 Hasil Pengujian Penguat Tahap Akhir

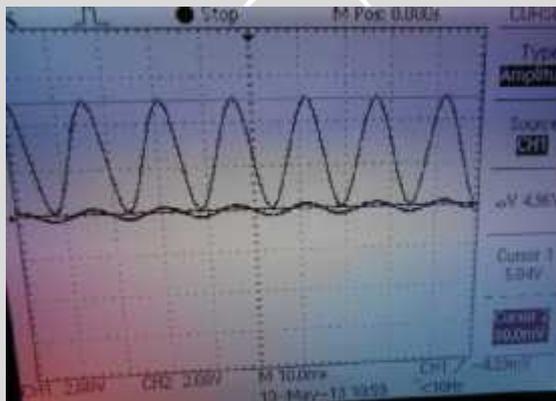
$v_{in}(v_{p-p}(mV))$	$v_{out}(V)$		$v_{out}(v_{p-p}(V))$	Gain
	Minimum	Maximum		
100	2	3	1	10
200	1,5	3,5	2	10
300	0,98	4	3,02	10,0667

400	0,502	4,5	3.998	9.995
500	0,08	4,9	4.82	9,64
Rata-Rata <i>Gain</i>				9,94

Dari Tabel 5.10 terlihat bahwa *gain* yang dirancang sebesar 10 kali ternyata memberikan hasil hanya 9,94 setelah melakukan pengujian. Terdapat kesalahan sebesar

$$\text{Gain Error} = \frac{10 - 9,94}{10} \times 100 = 0,6 \%$$

Error diakibatkan oleh adanya toleransi komponen yang digunakan. Tabel 5.10 juga memperlihatkan bahwa rangkaian mampu membuat sinyal keluaran antara 0-5V (tidak ada ayunan negatif) sebelum masuk ke dalam ADC.



Gambar 5.14 Sinyal Keluaran Penguat Tahap Akhir Dibandingkan Sinyal Masukannya

5.2.6 Pengujian Arduino

Pengujian arduino dilakukan untuk menguji ADC dari arduino serta transfer serialnya. Karena menggunakan 10 bit ADC maka nilai diskrit keluaran arduino berkisar 0-1023. Arduino dirangkai seperti pada Gambar 5.15. Dengan memutar potensiometer secara perlahan akan mengubah nilai bacaan ADC yang ditampilkan di Serial monitor. Hasil bacaan nilai analog dan dikirimkan secara serial memperlihatkan nilai yang berubah step demi step seperti pada gambar 5.16.



Gambar 5.15 Pengujian Arduino



Gambar 5.16 Hasil Serial Transfer Arduino

5.3 Pengujian Sistem

Pengujian seluruh sistem ini bertujuan untuk mengetahui unjuk kerja perangkat keras dan perangkat lunak. Hasil akan diamati yaitu dengan melihat grafik sinyal.

Langkah yang dilakukan adalah sebagai berikut :

- Alat dirangkai seperti ditunjukkan dalam gambar 5.17
- Mengambil data dari subyek dengan menempelkan elektroda-elektroda pada posisi Frontal, Parietal dan bagian bawah telinga sebagai referensi
- Menampilkan data dalam bentuk grafik pada komputer
- Mengamati bentuk sinyal pada komputer



Gambar 5.17 Pengujian Perangkat EEG

Untuk membuktikan bahwa sinyal yang disadap tersebut merupakan sinyal gelombang otak, maka diperlukan data pembanding dari instrument EEG yang tersedia di pasaran. Namun karena terbatasnya akses ke data pembanding tersebut, maka sinyal hasil sadapan harus dianalisis lebih lanjut. Karena sinyal otak tidak memiliki bentuk dan ciri yang khas, lain halnya dengan sinyal EKG yang memiliki bentuk yang baku, salah satu cara untuk membuktikan bahwa sinyal yang disadap adalah sinyal EEG adalah dengan mengetahui spektrum frekuensi dari sinyal.

Seperti yang dijelaskan pada tinjauan pustaka, sinyal EEG terbagi menurut pembagian frekuensi yang spesifik. Untuk itu analisis lebih lanjut adalah mencari spektrum frekuensi dari tiap sampel sinyal yang memiliki *time-domain*. Hal ini dapat dilakukan dengan melakukan *Fast Fourier Transform* (FFT) pada sinyal. Analisis data menggunakan Matlab dengan menuliskan kode berikut di *command window* Matlab:

```
fH = openfig('5.fig');           % membuka file sinyal EEG

lineH = findobj(fH, 'type', 'line'); % handle properti line

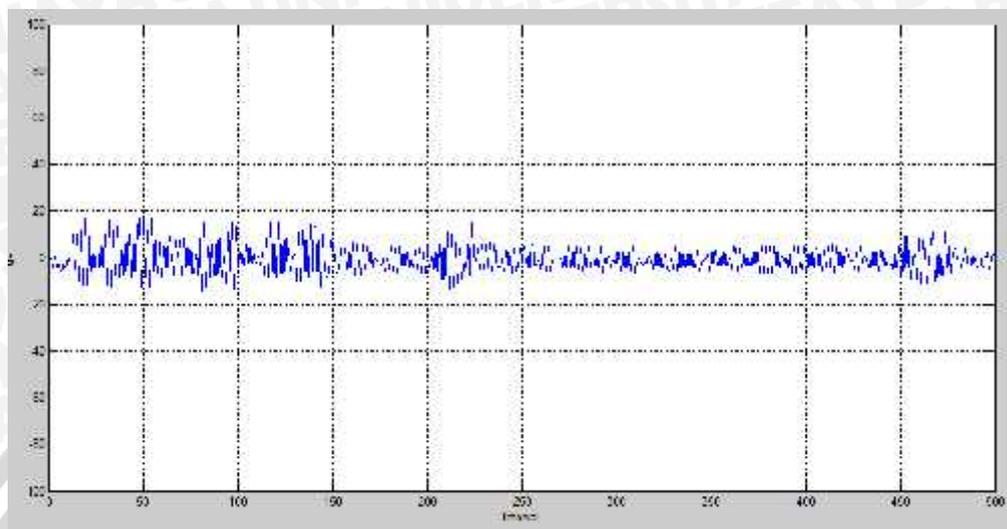
y = get(lineH, 'ydata');         % mengambil data sumbu y

N=501;Fs=200;                   % jumlah sampel (N)(N=15001 untuk sampel 4)
                                % frekuensi sampling (Fs)

NFFT = 2^nextpow2(N);           % Next power of 2 from length of y

Y = fft(y,NFFT)/N;              % melakukan proses fast fourier transform
```

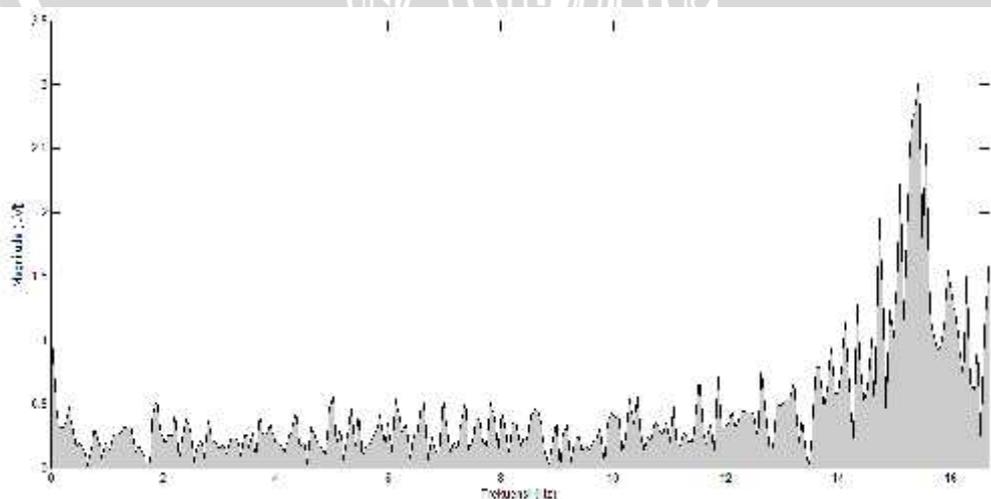
```
f = Fs/2*linspace(0,1,NFFT/2+1); % menentukan nilai frekuensi
plot(f,2*abs(Y(1:NFFT/2+1)))
```



Gambar 5.18 Sampel Gelombang 1

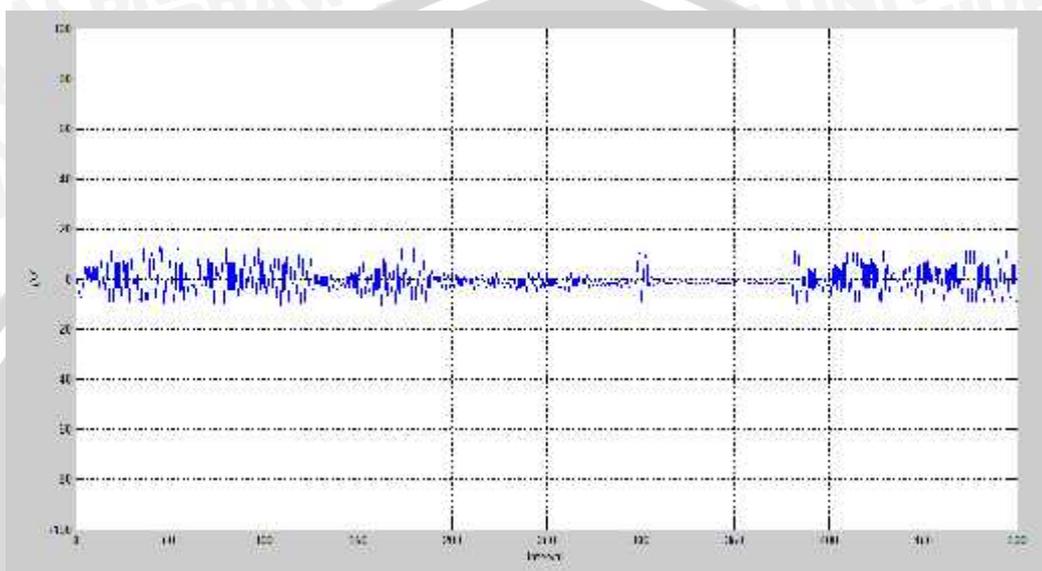
Dalam melakukan penyadapan sinyal EEG, subyek yang akan disadap gelombang otaknya diperintahkan untuk mengerjakan soal matematika sederhana dalam hati. Gambar hasil pengujian ditunjukkan pada Gambar 5.18. Artinya subyek dikondisikan sedang berpikir atau berfokus pada sesuatu.

Untuk menguji kevalidan data, maka spektrum frekuensi dari Gambar 5.18 dicari dan ditampilkan pada Gambar 5.19. Terlihat dengan jelas terdapat kenaikan yang signifikan antara frekuensi 14-16 Hz dan itu bersesuaian dengan frekuensi gelombang beta.



Gambar 5.19 Spektrum Frekuensi Untuk Sampel 1

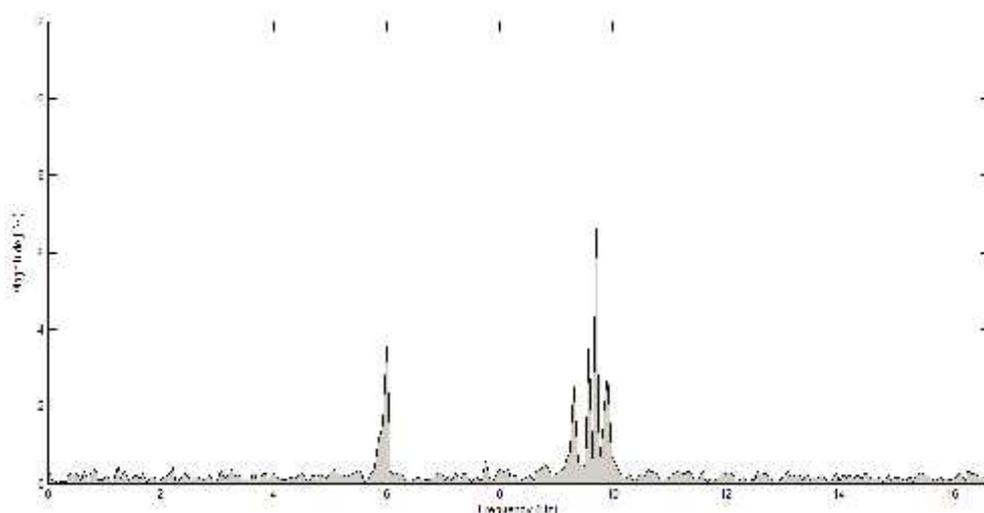
Untuk percobaan kedua dilakukan dengan mengondisikan subjek sedang mendengarkan lagu sebelum dan selama penyadapan, khususnya lagu yang berirama jazz. Subyek dikondisikan sedang bersantai, seharusnya gelombang otak yang mendominasi adalah gelombang alfa (8-13 Hz).



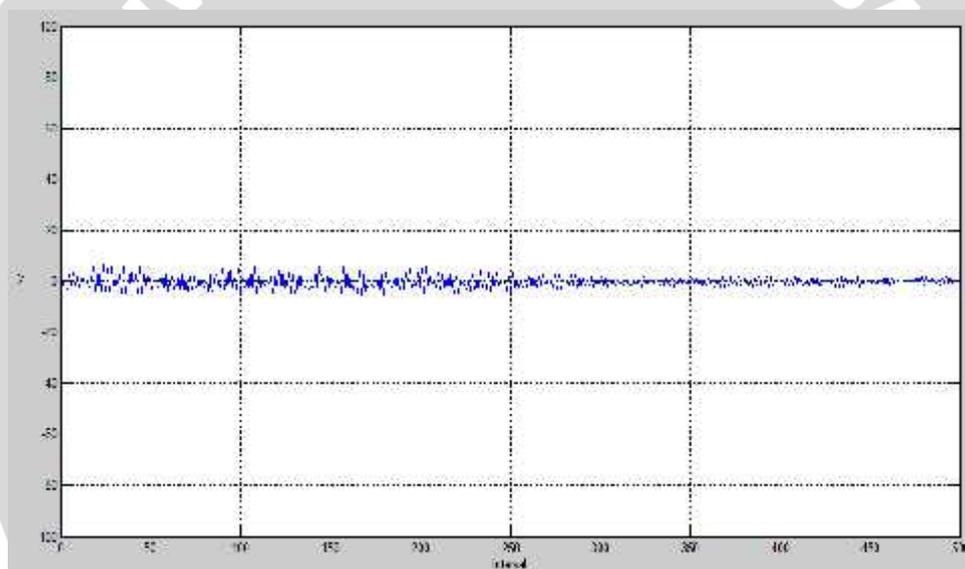
Gambar 5.20 Sampel Gelombang 2

Gambar hasil pengujian ditunjukkan pada Gambar 5.20. Terlihat dengan jelas pada interval sekitar 300 terdapat perubahan yang tiba-tiba dari gelombang yang sebelumnya agak mendatar, kemudian tiba-tiba terdapat kenaikan, dan kemudian kembali mendatar. Hal itu menggambarkan kondisi subyek ketika menutup mata kemudian membuka mata. Aktivitas otot mata berpengaruh terhadap bentuk sinyal.

Untuk menguji kevalidan, maka spektrum frekuensi dari Gambar 5.20 dicari dan ditampilkan pada Gambar 5.21. Terdapat dua puncak frekuensi yang mendominasi. Yang pertama didekat frekuensi 6 Hz dan kedua di antara 9-10 Hz. Artinya terdapat dua gelombang yang muncul selama percobaan kedua ini, Gelombang alfa (8-13 Hz) dan teta (4-7 Hz). Gelombang alfa merefleksikan keadaan santai. Gelombang teta yang lebih lambat muncul mungkin karena pengaruh lagu jazz yang memunculkan rasa kantuk.



Gambar 5.21 Spektrum Frekuensi Sampel 2

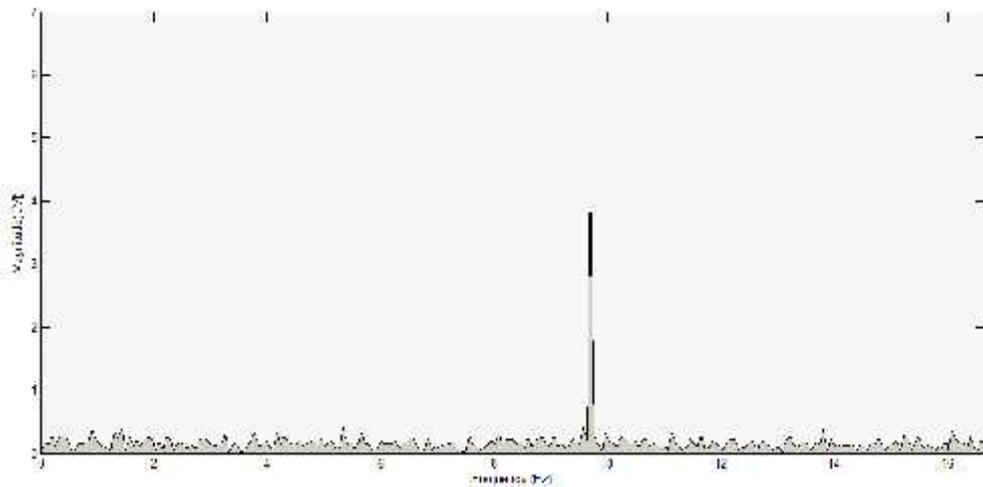


Gambar 5.22 Sampel Gelombang 3

Untuk percobaan ketiga dilakukan dengan mengondisikan subjek sedang mendengarkan lagu sebelum dan selama penyadapan, khususnya lagu yang berirama ceria. Subyek dikondisikan sedang bersantai. Gambar hasil pengujian ditunjukkan pada Gambar 5.22. Terlihat dengan jelas secara keseluruhan sinyal memiliki ritme yang seragam walaupun pada interval 300 ke atas sinyal yang dihasilkan memiliki amplitudo yang lebih kecil.

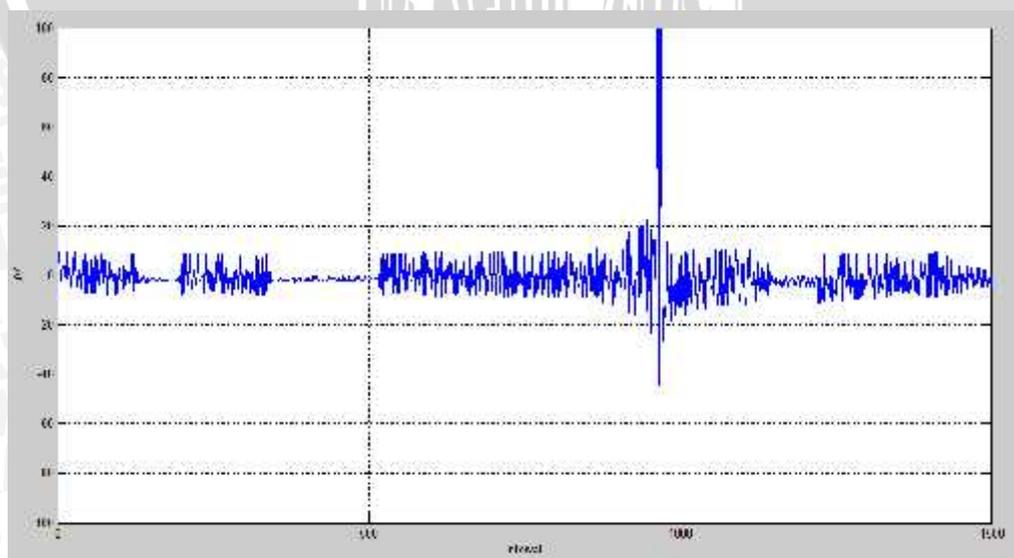
Untuk menguji kevalidan, maka spektrum frekuensi dari Gambar 5.22 dicari dan ditampilkan pada Gambar 5.23. Puncak frekuensi yang mendominasi pada frekuensi 9,8 Hz. Sampel ketiga ini memberikan contoh yang jelas terhadap

kemunculan gelombang alfa, merefleksikan keadaan santai yang muncul mungkin karena pengaruh lagu ceria.



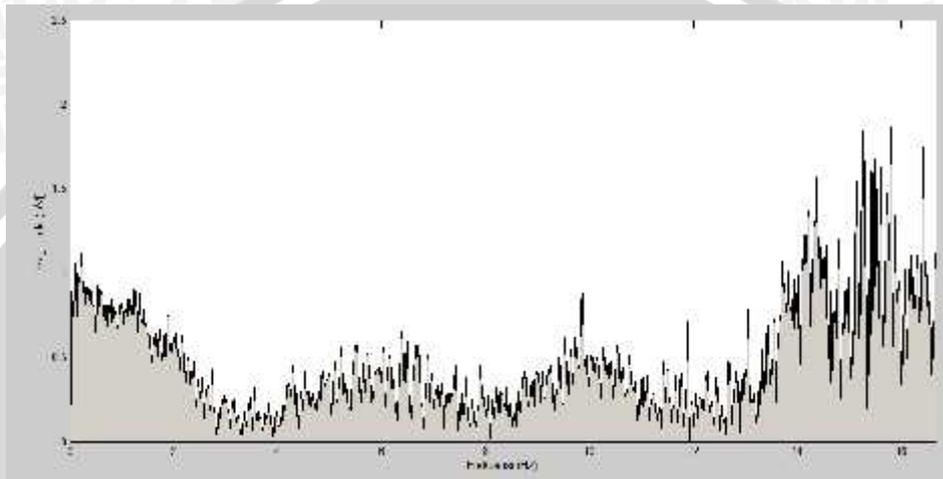
Gambar 5.23 Spektrum Frekuensi Sampel 3

Untuk percobaan keempat dilakukan dengan mengondisikan subjek sedang mendengarkan lagu, khususnya lagu yang berirama rock. Subyek dikondisikan sedang dalam pengaruh mood lagu. Gambar hasil pengujian ditunjukkan pada Gambar 5.24. Terlihat dengan jelas secara keseluruhan sinyal memiliki ritme rapat yang seragam ditengah interval. Walaupun pada interval 800 ke atas sinyal yang dihasilkan memiliki artifak karena pengaruh subyek yang tiba-tiba menggerakkan kepalanya.



Gambar 5.24 Sampel Gelombang 4

Untuk menguji kevalidan, maka spektrum frekuensi dari Gambar 5.24 dicari dan ditampilkan pada Gambar 5.25. Puncak frekuensi yang mendominasi pada frekuensi 15 Hz. Tetapi terdapat sebaran frekuensi kasar di daerah 0-3 Hz kemudian melemah dan kembali berfluktuasi walaupun amplitudonya tidak sebesar di daerah 15 Hz ke atas.



Gambar 5.25 Spektrum Frekuensi Sampel 4

Artinya selain sinyal beta, terdapat juga sinyal beritme lambat yaitu sinyal delta. Sinyal alfa dan teta juga muncul tetapi amplitudonya masih kalah dari sinyal beta dan delta. Hal ini mungkin dikarekanakan pengaruh lagu yang kurang disukai subyek sehingga menghasilkan gelombang otak yang mencirikan keadaan fokus/tegang (gelombang beta) dan keadaan kurang menyenangkan (gelombang teta dan delta).

BAB VI

KESIMPULAN DAN SARAN

6.1 Kesimpulan

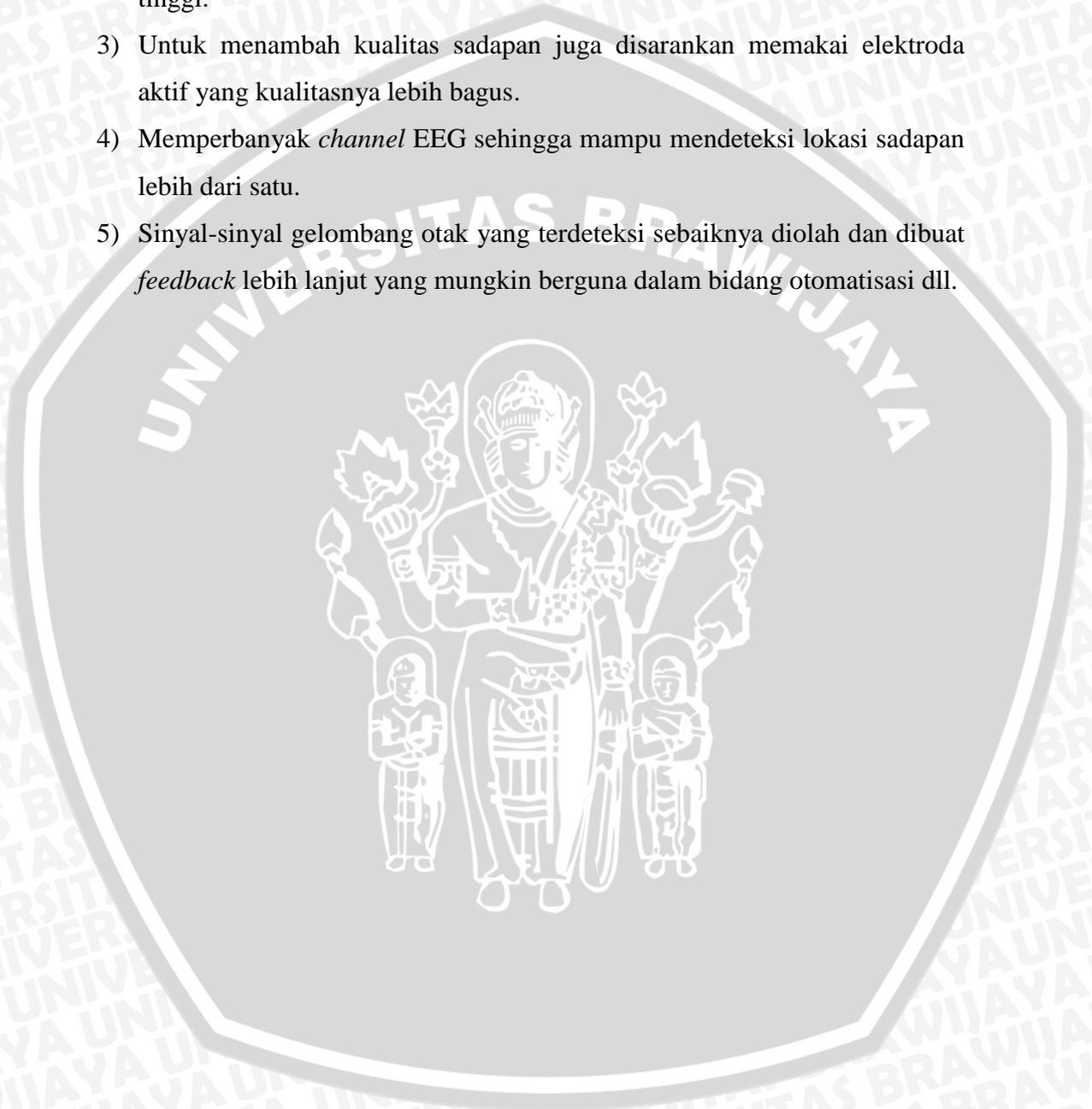
Berdasarkan perencanaan, pembuatan dan pengujian yang telah dilakukan terhadap alat baik pengujian pada sub-sistem maupun pengujian seluruh sistem, maka dapat disusun kesimpulan sebagai berikut:

- 1) Metode yang paling mudah untuk menyadap sinyal EEG dengan satu *channel* adalah metode bipolar. Penempatan elektrode mengikuti aturan *International 10-20%*.
- 2) Penguatan yang diberikan diberikan 3 tahap mulai dari penguat instrumentasi AD620 dengan 12,22 kali, error 0,082% dengan CMRR 101,756 dB. Kemudian penguat AC memperkuat 198,3 kali, error 0,85%. Penguat tahap akhir memberikan sinyal keluaran berada dalam daerah kerja yang diperkenankan pada masukan Arduino 0-5V (tidak ada ayunan negatif) dengan penguatan sebesar 9,94 kali dan error 0,6%.
- 3) Desain instrumentasi menggunakan banyak variasi fiter. Rangkaian Proteksi tersusun dari filter RF yang merupakan filter *low-pass* orde pertama untuk meredam frekuensi gelombang radio dengan frekuensi cut-off 3,617 KHz, error 4,84%. Penguat AC memblok *offset* DC pada frekuensi dibawah frekuensi *cut-off* 0,16 Hz, error 6,67%. Frekuensi *cut-off* untuk filter *Low Pass* orde 6 respons *butterworth* adalah 99,18 Hz, error 0,82%. Notch filter mempunyai lebar *passband* antara 45,04 – 55,08 Hz. Redaman paling besar di frekuensi 50,5 Hz yaitu -26,02 dB. Error 1%.
- 4) Pembacaan grafik sinyal biolistrik otak selama pengujian dapat terlihat jelas karakteristik sinyal otak yang mencakup gelombang alfa(8-13Hz), beta (> 13 Hz), teta (4-7 Hz) dan delta (<4 Hz).

6.2 Saran

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

- 1) Sinyal EEG diolah lebih lanjut dengan menggunakan filter digital untuk menghilangkan *noise* dan mendapatkan sinyal yang lebih bersih.
- 2) Menggunakan komponen terintegrasi dan toleransi yang bagus, sehingga dimensi alat dapat lebih ringkas serta memiliki kepresisian yang lebih tinggi.
- 3) Untuk menambah kualitas sadapan juga disarankan memakai elektroda aktif yang kualitasnya lebih bagus.
- 4) Memperbanyak *channel* EEG sehingga mampu mendeteksi lokasi sadapan lebih dari satu.
- 5) Sinyal-sinyal gelombang otak yang terdeteksi sebaiknya diolah dan dibuat *feedback* lebih lanjut yang mungkin berguna dalam bidang otomatisasi dll.



DAFTAR PUSTAKA

- Atmel. 2010. ATmega328 Datasheet. San Jose: Atmel Corporation
- Baihaqi, Achmad. 2000. *Sistem Pendeteksi dan Perekam Sinyal Biolistrik Otak (Electroencephalograph) Berbasis PC*. Skripsi tidak diterbitkan. Malang: S1 Universitas Brawijaya.
- Benning, Manj . 2010. *The Experimental Portable EEG/EMG Amplifier*. Universitas Victoria.
- Campbell, Neil A. 2009. *Biology* . Pearson.
- Chen, Wai-Kai . 1986. *Passive and Active Filters : Theory and Implementations* . John Wiley & Sons .
- Clayton,George dan Winder,Steve . 2003. *Operational Amplifiers* . Penerbit Erlangga
- Coughlin, Robert F dan Driscoll, Frederick F . 1982. *Penguat Operasional dan Rangkaian Terpadu Linear*. Penerbit Erlangga.
- Franco,Sergio. 2002. *Design With Operational Amplifiers And Analog Integrated Circuits*.McGraw-Hill.
- Jasper, H.H. 1958. *The Ten-Twenty Elektrode System of the International Federation in Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*.
- John, Gilroy. 1999. *Basic Neurology*. McGraw-Hill.
- Kitchin, Charles & Counts , Lew . 2004. *A Designer's Guide To Instrumentation Amplifier*. Analog Device.
- Kugelstadt, Thomas . 2005. Getting the most out of your instrumentation amplifier design . *Analog Applications Journal*.

- Mancini, Ron . 2002. *Op-Amp For Everyone : Design Reference* .Texas Instrumentation.
- Prutchi, David dan Norris, Michael. 2005. *Design and Development of Medical Electronic Instrumentation* . John Wiley & Sons.
- Siwindarto, Ponco. 2012. *Potensial Aksi Sel*. <http://instrumentasi.lecture.ub.ac.id/category/biomedical-engineering>. Diakses tanggal 12 Februari 2013.
- Siwindarto, Ponco. 2012. *Potensial Istirahat Sel*. <http://instrumentasi.lecture.ub.ac.id/category/biomedical-engineering>. Diakses tanggal 12 Februari 2013.
- Sukardi, Elias . 1984. *Neuroanatomia Medica* . Penerbit Universitas Indonesia . Jakarta.
- Tanpa nama. 2002. *Analysis of Sallen Key Architecture* . Texas Instrument
- Tanpa nama. 2013. *Action Potential*. <http://www.ebme.co.uk/arts/eegintro/action.php>. Diakses tanggal 14 Februari 2013.
- Tanpa nama. 2013. *Arduino*. <http://arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardUno>. Diakses tanggal 20 Februari 2013.
- Tanpa nama. 2013. *EEG Montage*. <http://www.ebme.co.uk/arts/eegintro/eeg2.php>. Diakses tanggal 17 Februari 2013.
- Webster, Johh G . 1998. *Medical Instrumentation : Application and Design*. John Wiley & Sons.
- Zumbahlehn, Hank . 2008. *Linear Circuit Design Handbook*. Elsevier.

UNIVERSITAS BRAWIJAYA



LAMPIRAN 1

FOTO ALAT DAN SKEMATIK



Tampak depan

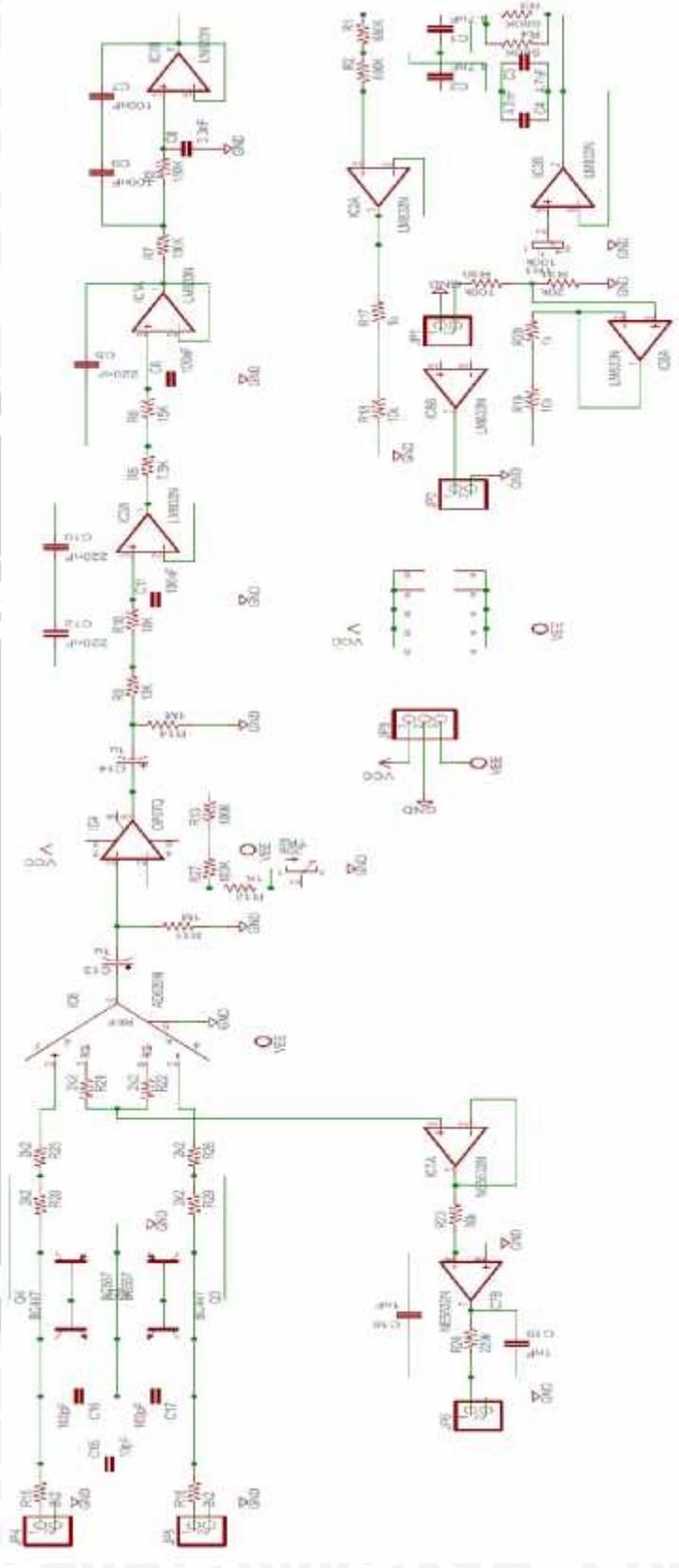
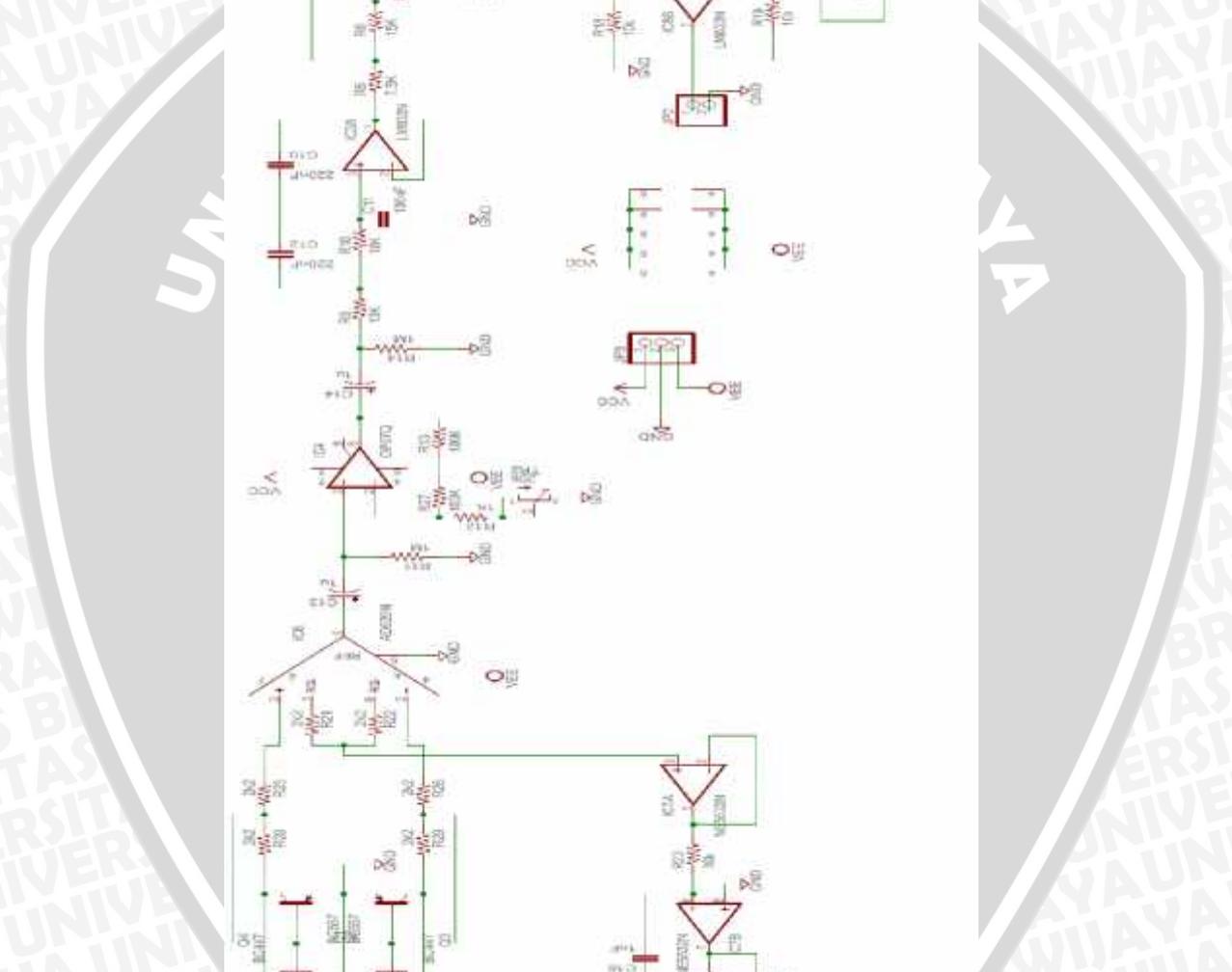


Tampak atas



Gel elektrode





LAMPIRAN 2

LISTING PROGRAM



LISTING PROGRAM ARDUINO

/*

18 April 2013

Jayadhi Wenardo Rusli

*/

```
int pinAnalog1 = A0;
void setup ()
{ Serial.begin(9600); }
void loop ()
{ nilai_sensor1= analogRead(pinAnalog1);
  Serial.print(nilai_sensor1); }
```

LISTING PROGRAM MATLAB

```
a=arduino('COM1');
t=0;
x=0;
interval=500;
increment=1;
while ( t < interval )
b = (a. analogRead ( 0 ) * 200 / 1023) - 100;
x = [ x, b ] ;
plot ( x ) ;
axis([0,interv,-100,100])
t=t+increment;
drawnow
end
```

Download package arduino untuk matlab di :

<http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/32374-matlab-support-package-for-arduino-aka-arduinoio-package>

LAMPIRAN 3
DATASHEET

