

ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember

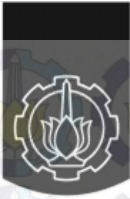
TUGAS AKHIR - TE 141599

**KURSI RODA LISTRIK DENGAN PERINTAH KENDALI
GABUNGAN EEG DAN *BIO-IMPEDANCE***

Edward Lumenta
NRP 2211100200

Dosen Pembimbing
Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.
Dr. Tri Arief Sardjono, ST., MT.

JURUSAN TEKNIK ELEKTRO
Fakultas Teknologi Industri
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya 2016



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember

FINAL PROJECT - TE 141599

**HYBRID CONTROL COMMAND ELECTRIC
WHEELCHAIR (EEG AND BIO-IMPEDANCE)**

Edward Lumenta
NRP 2211100200

Supervisor
Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng
Dr. Tri Arief Sardjono, ST., MT.

ELECTRICAL ENGINEERING DEPARTMENT
Faculty of Industrial Technology
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya 2016

**KURSI RODA LISTRIK DENGAN KENDALI GABUNGAN
EEG DAN BIO-IMPEDANCE
(HYBRID CONTROL COMMAND ELECTRIC WHEEL CHAIR)**

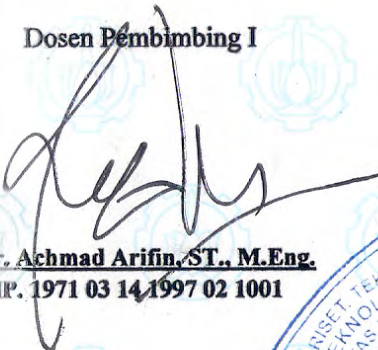
TUGAS AKHIR

**Diajukan Guna Memenuhi Sebagian Persyaratan
Untuk Memperoleh Gelar Sarjana Teknik**

**Pada
Bidang Studi Elektronika
Jurusan Teknik Elektro
Fakultas Teknologi Industri
Institut Teknologi Sepuluh Nopember**

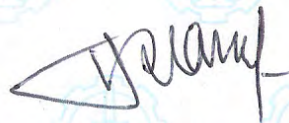
Menyetujui :

Dosen Pembimbing I

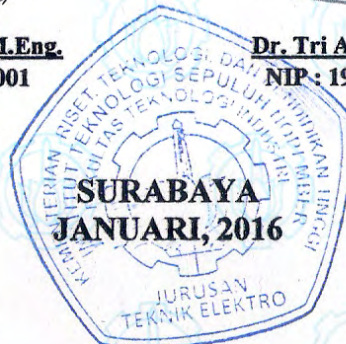


Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.
NIP. 1971 03 14 1997 02 1001

Dosen Pembimbing II



Dr. Tri Arief Sardiono, ST., MT.
NIP : 1970 02 12 1995 12 1001



KURSI RODA LISTRIK DENGAN PERINTAH KENDALI GABUNGAN EEG DAN *BIO-IMPEDANCE*

Nama : Edward Lumenta

Pembimbing I : Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.

Pembimbing II : Dr. Tri Arief Sardjono, ST., MT.

ABSTRAK

Banyak penyakit menyerang sistem saraf motorik. Akibatnya penderita akan mengalami kelumpuhan. Untuk membantu mobilisasi, penderita memerlukan alat bantu seperti kursi roda. Pada penderita yang mengalami disfungsi alat gerak bagian atas dan bawah (*upper limb* dan *lower limb*), kursi roda konvensional tidak lagi bisa membantu karena penderita tidak mampu menggunakan lengannya untuk menggerakkan kursi roda tersebut. Banyak metode yang dikembangkan untuk mengatasi permasalahan ini, yaitu dengan memanfaatkan suara, gerak otot mata, dan lain-lain untuk menggantikan peran tangan manusia. Salah satunya dengan memanfaatkan *bio-impedance* dan EEG.

Tugas akhir ini membahas tentang pemanfaatan 2 buah *biomedical signal* yaitu sinyal EEG dan *Bio-impedance* untuk mengendalikan kursi roda listrik. Kedua sinyal tersebut digabungkan dengan bantuan Arduino Uno. Hasil perekaman tersebut kemudian dibatasi dengan metode *thresholding* untuk mengklasifikasikan dan memberikan perintah kepada kursi roda listrik. Dengan penggabungan 2 instrumen tersebut dapat dilihat instrumen manakah yang paling handal dan mudah digunakan oleh subjek.

Pengukuran *bio-impedance* dilakukan dengan menginjeksikan sumber arus sinusoidal sebesar $0,5 \text{ m A}_{\text{rms}}$ dengan frekuensi 50 kHz ke jaringan otot tubuh (punggung). Perubahan tegangan pada bagian tubuh tersebut kemudian diidentifikasi dan dikondisikan sehingga didapatkan tegangan keluaran yang berkisar antara 0 – 5 V DC. Dengan metode *thresholding*, tegangan ini diklasifikasikan menjadi beberapa sinyal kontrol gerakan pada kursi roda. Tingkat keberhasilan pada sistem ini bervariasi dipengaruhi oleh berbagai variabel seperti otot pasien, jenis pakaian yang digunakan, dan kelelahan otot serta kondisi lingkungan. Keberhasilan berkisar dari 20% hingga 100%.

Hasil penelitian menunjukkan bahwa sinyal EEG yang

teridentifikasi di *channel* C3 dan C4 dapat digunakan untuk memberikan perintah kendali kursi roda listrik. Dengan memberikan *threshold* pada arduino, sistem sudah dapat mendeteksi adanya gerakan dari subyek. Tingkat keberhasilan sistem dalam pengklasifikasian beragam tergantung dari panjang rambutnya. Pada subjek yang berambut gundul tingkat keberhasilan dalam pengidentifikasian mencapai 100%, sementara untuk subjek dengan rambut pendek dan tipis tingkat keberhasilan menurun menjadi sekitar 60-90%. Untuk subjek dengan rambut agak panjang dan tebal tingkat keberhasilan sangat rendah hanya berkisar dari 0 – 30% saja. Hasil ini diharapkan dapat diteliti lebih lanjut dengan metoda eksplorasi pengolahan sinyal EEG yang lebih baik untuk meningkatkan derajat keberhasilan pendeteksian.

Kata Kunci : EEG, kursi roda listrik, *bio-impedance*

HYBRID CONTROL COMMAND ELECTRIC WHEELCHAIR

Name : Edward Lumenta
1st Supervisor : Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.
2nd Supervisor : Dr. Tri Arief Sardjono, ST., MT.

ABSTRACT

There are many diseases that attack the motor nervous systems. As a result, the patient will experience paralysis. To help mobilization, patients need a tool like wheelchair. In patients who undergo upper and lower locomotor dysfunctions (upper limb and lower limb), a conventional wheelchair can no longer be helpful because the patient is unable to use his arms to propel the wheelchair. Many methods were developed to overcome this problem, the use of voice, eye muscle movement, detection of the cornea, and others to replace the role of the human hands. One of them is by using bio-impedance and EEG.

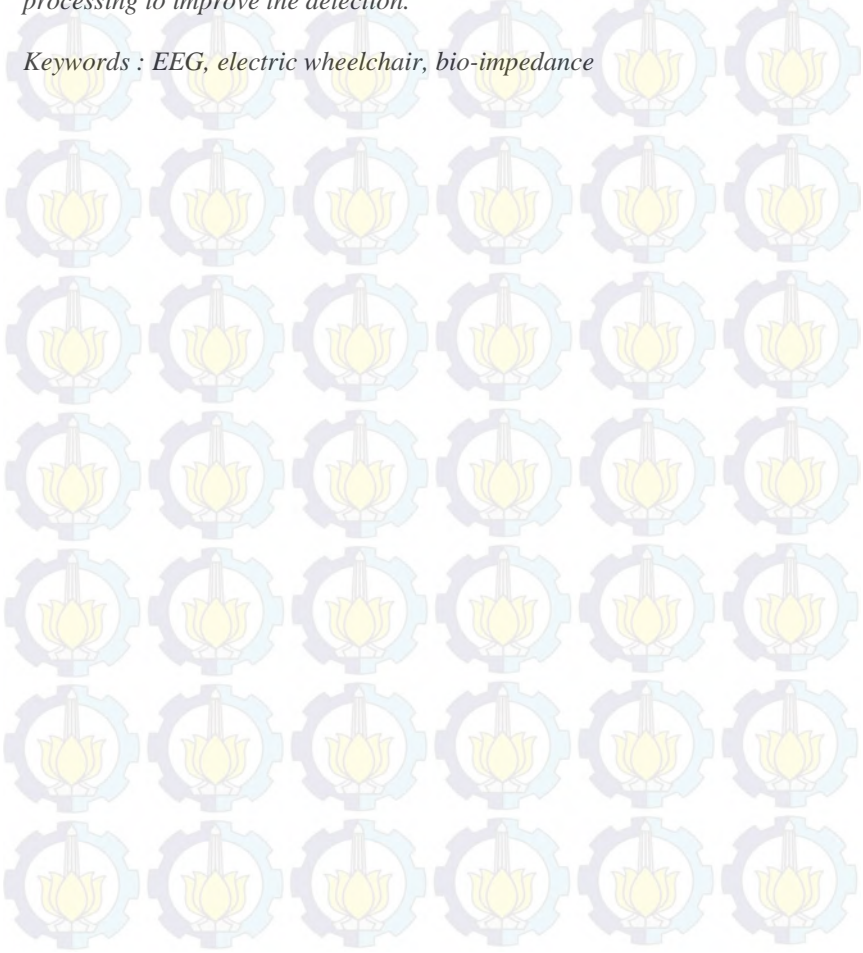
This final project discussed the usage of two kinds of biomedical signals which are EEG signal and Bio-impedance to control the electric wheelchair. Both signal are combined with the help of Arduino Uno. Recording results are then constrained by thresholding method to classify and give orders to electric wheelchairs. By merging the two instruments we can determine which instruments the most reliable and the most practical for the subject.

Bio-impedance measurement was done by injecting a sinusoidal current source of 0.5 mA_{RMS} with frequency of 50 kHz to the muscle tissue of the body (back). The voltage changes on the body were later identified and conditioned to obtain an output voltage ranged from 0 to 5 V DC. By thresholding method, this voltage is classified into several movements control signals to a wheelchair. The success rate of this system varies depending on environmental variables such as the patient muscle tone, kind of clothes the patient used and muscle fatigue also environmental conditions. The success ranged from 20% to 100%.

Research results showed that the EEG signal identified at the channel C3 and C4 can be used to provide control command for electric wheelchair. By using thresholding method, the system was able to detect the movement of the subject. The success rate of the

classification system varies depending on the length of hair. On the subject of the hair shaved (nearly bald) the identification success rate reached 100%, while for subjects with short and thin hair the success rate dropped to about 60-90%. For subjects with thick and long hair have a very low success rate only ranges from 0-30%. The results in this research would be followed up by exploring other methods of EEG processing to improve the detection.

Keywords : EEG, electric wheelchair, bio-impedance



KATA PENGANTAR

Puji syukur yang tiada henti penulis panjatkan kehadiran Tuhan Yang Maha Esa serta tidak lupa doa semoga tetap tercurah berkat dan karunia-Nya sehingga penelitian dalam tugas akhir ini bisa berjalan lancar dan selesai tepat pada waktunya.

Selama pelaksanaan penelitian Tugas Akhir ini, penulis mendapatkan bantuan dari berbagai pihak, dan penulis sampaikan rasa terima kasih. Terima kasih yang sebesar-besarnya juga penulis sampaikan kepada berbagai pihak yang mendukung dan membantu dalam tugas akhir ini, diantaranya :

1. Kedua orang tua tercinta, Bapak Andi Lumenta dan Ibu Lie, yang memberikan dukungan secara materiil dan moril.
2. Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng. selaku dosen pembimbing pertama, atas bimbingan, inspirasi, pengarahan, dan motivasi yang diberikan selama pengerjaan penelitian tugas akhir ini.
3. Tri Arief Sardjono, ST., MT selaku dosen pembimbing kedua, atas bimbingan, inspirasi, pengarahan, dan motivasi yang diberikan selama pengerjaan penelitian tugas akhir ini.
4. Bapak Ir. Tasripan, MT. selaku Koordinator Bidang Studi Elektronika yang memberikan begitu banyak motivasi dan inspirasi.
5. Bapak Dr. Ardyono Priyadi, ST., M.Eng. selaku Ketua Jurusan Teknik Elektro ITS Surabaya.
6. Bapak Suwito, ST.,MT selaku dosen wali yang memberikan arahan dalam masa studi.
7. Seluruh dosen bidang studi elektronika dan seluruh dosen Teknik Elektro ITS.
8. Seluruh rekan-rekan asisten laboratorium elektronika B202 dan B205 serta teman-teman yang turut membantu dalam penyelesaian tugas akhir ini.
9. M.Hilman Fathoni ,ST.,MT dan Arizal Mujibtamala, ST yang membantu dalam penyelesaian Tugas Akhir ini.

Penulis sadar bahwa Tugas Akhir ini masih belum sempurna dan masih banyak hal yang perlu diperbaiki. Saran, kritik dan masukan baik dari semua pihak sangat membantu penulis terutama untuk berbagai kemungkinan pengembangan lebih lanjut.

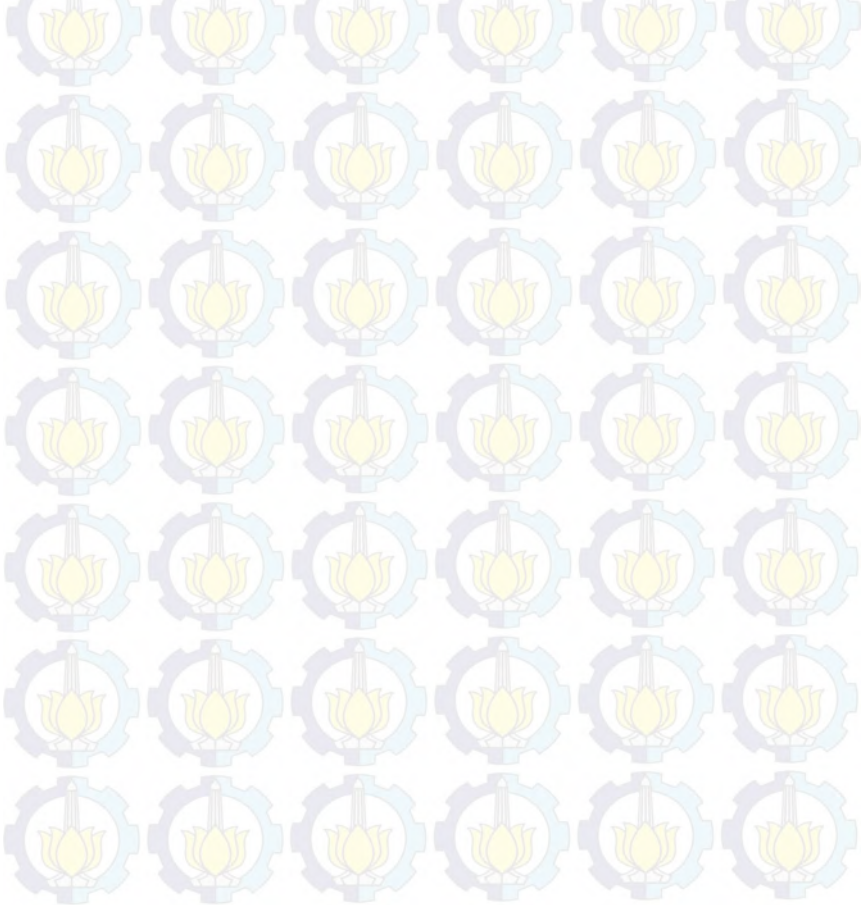
Surabaya, 6 Nopember 2015
Edward Lumenta

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL	I
PERNYATAAN KEASLIAN	
HALAMAN PENGESAHAN	
ABSTRAK	I
ABSTRACT	III
KATA PENGANTAR	V
DAFTAR ISI	VII
DAFTAR GAMBAR	X
DAFTAR TABEL	XIV
BAB I PENDAHULUAN	1
1.1. LATAR BELAKANG.....	1
1.2. PERUMUSAN MASALAH.....	2
1.3. TUJUAN PENELITIAN.....	2
1.4. BATASAN MASALAH.....	3
1.5. METODOLOGI PENELITIAN.....	3
1.6. SISTEMATIKA PENULISAN.....	4
1.7. RELEVANSI.....	4
BAB II DASAR TEORI	7
2.1. ELECTROENCEPHALOGRAPH (EEG).....	7
2.1.1. <i>Sinyal EEG</i>	7
2.2. KONSEP DASAR DAN PENGUKURAN <i>BIOIMPEDANCE</i>	9
2.2.1. <i>Tentang Bioimpedance</i>	9
2.2.2. <i>Properti</i>	11
2.2.3. <i>Elektroda Biopotensial</i>	14
2.2.4. <i>Metode Empat Elektroda</i>	15
2.2.5. <i>Pengukuran Bioimpedance</i>	16
2.3. BIOPOTENSIAL AMPLIFIER EEG.....	19
2.3.1. <i>Instrumentation Amplifier</i>	20
2.4. FILTER ANALOG.....	22
2.4.1. <i>Band Pass Filter Dengan Penguatan</i>	23
2.4.2. <i>Low Pass Filter (LPF)</i>	24
2.4.3. <i>High Pass Filter</i>	26
2.4.4. <i>Notch Filter</i>	27
2.5. ISOLATION AMPLIFIER.....	28
2.6. ADDER AMPLIFIER.....	29
2.7. BASELINE RESTORATION.....	29
2.8. INSTUMENTASI PENGUKURAN <i>BIOIMPEDANCE</i>	30
2.8.1. <i>Rangkaian Stimulasi (Current Source)</i>	31

2.8.2.	<i>Rangkaian Instrumentasi</i>	36
2.9.	ARDUINO UNO	41
2.10.	KURSI RODA LISTRIK	42
BAB III PERANCANGAN SISTEM		44
3.1.	DIAGRAM BLOK SISTEM	45
3.2.	INSTRUMEN EEG	46
3.2.1.	<i>Instrumentation Amplifier</i>	46
3.2.2.	<i>Filter Analog</i>	47
3.2.3.	<i>Band Pass Filter dengan penguatan</i>	47
3.2.4.	<i>Notch Filter</i>	48
3.2.5.	<i>Low Pass Filter</i>	49
3.2.6.	<i>High Pass Filter</i>	49
3.2.7.	<i>Baseline restoration</i>	50
3.2.8.	<i>Isolation Amplifier</i>	50
3.2.9.	<i>Adder Amplifier</i>	52
3.3.	INSTRUMEN <i>BIO-IMPEDANCE</i>	52
3.4.	PERANCANGAN RANGKAIAN STIMULASI	54
3.4.1.	<i>Sine Wave Generator</i>	54
3.4.2.	<i>Voltage Controlled Current Source (VCCS)</i>	59
3.5.	PERANCANGAN RANGKAIAN INSTRUMENTASI <i>BIOIMPEDANCE</i> ...	61
3.5.1.	<i>Instrumentation Amplifier</i>	61
3.5.2.	<i>Band Pass Filter (BPF)</i>	62
3.5.3.	<i>AC to DC Converter</i>	65
3.5.4.	<i>Differential Amplifier dan Penguat Akhir</i>	67
3.6.	PERANCANGAN PERANGKAT LUNAK SISTEM	69
BAB IV PENGUJIAN DAN PEMBAHASAN		73
4.1.	PENGUJIAN INSTRUMENTASI EEG	73
4.1.1.	<i>Pengujian Instrumentation amplifier</i>	73
4.1.2.	<i>Pengujian Filter-Filter Analog</i>	75
4.1.3.	<i>Pengujian Isolation Amplifier</i>	79
4.1.4.	<i>Pengujian Adder Amplifier</i>	81
4.1.5.	<i>Pengujian Keseluruhan Perangkat Keras</i>	83
4.2.	PENGUJIAN <i>BIO-IMPEDANCE</i>	84
4.2.1.	<i>Pengujian Sine Wave Generator</i>	84
4.2.2.	<i>Pengujian Rangkaian VCCS</i>	88
4.3.	PENGUJIAN SISTEM	94
4.3.1.	<i>Pengujian frekuensi sampling ADC</i>	94
4.4.	PENGIDENTIFIKASIAN SINYAL EEG	95
4.5.	PENGETESAN SISTEM KENDALI EEG KURSI RODA.	95

4.6.	PENGETESAN SISTEM KENDALI <i>BIO-IMPEDANCE</i> KURSI RODA..	100
BAB V PENUTUP	113
5.1.	KESIMPULAN.....	113
5.2.	SARAN.....	113
DAFTAR PUSTAKA	115
LAMPIRAN A	116
LAMPIRAN B	118
BIODATA PENULIS	121



DAFTAR GAMBAR

Gambar 2. 1 Karakteristik Ritme EEG[1].....	8
Gambar 2. 2 Model pendekatan rangkaian elektronika dari sel [2]10	
Gambar 2. 3 Aliran arus pada sebuah jaringan [2]	11
Gambar 2. 4 Model pendekatan elektronika dari jaringan tubuh [2].....	11
Gambar 2. 5 Grafik hubungan antara frekuensi dan permitifitas[2]12	
Gambar 2. 6 Impedansi <i>Anisotropy</i> dalam sebuah jaringan tubuh .13	
Gambar 2. 7 Model matematika dari elektroda [2]	15
Gambar 2. 8 Dua metode pemasangan elektroda pengukuran <i>bioimpedance</i> [2]	16
Gambar 2. 9 Diagram blok sistem pengukuran <i>bioimpedance</i>	18
Gambar 2. 10 Grafik perubahan <i>bioimpedance</i> terhadap frekuensi stimulasi [3].....	18
Gambar 2. 11 Penempatan elektroda pada tubuh [3].....	19
Gambar 2. 12 Instrumentation Amplifier	21
Gambar 2. 13 Rangkaian band pass filter dengan penguatan[4].....	24
Gambar 2. 14 Skematik rangkaian LPF dengan konfigurasi <i>multiple feedback</i> (MFB) [6]	25
Gambar 2. 15 Respon frekuensi <i>low pass filter</i> [6].	26
Gambar 2. 16 Rangkaian high pass filter[5].....	27
Gambar 2. 17 Rangkaian <i>Notch Filter</i> [5].....	27
Gambar 2. 18 Rangkaian isolation amplifier[4]	28
Gambar 2. 19 Rangkaian adder amplifier	29
Gambar 2. 20 Rangkaian analog baseline restoration[4]	30
Gambar 2. 21 Diagram blok <i>sine wave generator</i>	31
Gambar 2. 22 Skematik rangkaian <i>square wave generator</i>	32
Gambar 2. 23 Cara kerja rangkaian generator sinyal kotak	33
Gambar 2. 24 Skematik rangkaian <i>inverting amplifier</i>	35
Gambar 2. 25 Skematik rangkaian VCCS.....	36
Gambar 2. 26 Skematik rangkaian <i>instrumentation amplifier</i>	37
Gambar 2. 27 Skematik rangkaian penyusun BPF	38
Gambar 2. 28 Rangkaian AC to DC <i>converter</i>	39
Gambar 2. 29 Sinyal V_{in} berupa Sinyal Sinusoidal	39
Gambar 2. 30 Sinyal V_d berupa Sinyal Setengah Gelombang Terbalik.....	39
Gambar 2. 31 Sinyal V_{out} berupa Sinyal DC Rata-rata	39
Gambar 2. 32 Rangkaian <i>differential amplifier</i> dan penguat akhir .40	
Gambar 3. 1 Diagram Blok Sistem	45

Gambar 3. 2 Diagram Blok EEG	46
Gambar 3. 3 Diagram <i>isolation amplifier</i>	51
Gambar 3. 4 Diagram blok sistem instrumentasi <i>bioimpedance</i>	53
Gambar 3. 5 Rangkaian <i>low pass filter</i> orde dua yang dikaskade ...	56
Gambar 3. 6 Rangkaian <i>inverting amplifier</i>	59
Gambar 3. 7 Rangkaian VCCS	60
Gambar 3. 8 Papan rangkaian stimulasi yang sudah terangkai.....	61
Gambar 3. 9 Rangkaian <i>Instrumentation Amplifier</i>	62
Gambar 3. 10 Skematik rangkaian penyusun BPF <i>Bio-Impedance</i>	63
Gambar 3. 11 Rangkaian <i>AC to DC Converter</i>	66
Gambar 3. 12 Skematik rangkaian <i>differential amplifier</i>	68
Gambar 3. 13 Papan rangkaian istrumentasi <i>bioimpedance</i> yang telah terpasang komponen	69
Gambar 3. 14 Diagram alir kendali maju mikrokontroller	70
Gambar 3. 15 Diagram alir kendali berbelok mikrokontroller.....	71
Gambar 4. 1 Rangkaian instrumentasi EEG	73
Gambar 4. 2 Grafik pengujian dan penghitungan <i>instrumentation amplifier</i>	74
Gambar 4. 3 Pengujian rangkaian <i>instrumentation amplifier</i>	75
Gambar 4. 4 Grafik pengujian <i>band pass filter</i>	76
Gambar 4. 5 Pengujian rangkaian <i>bandpass filter</i>	77
Gambar 4. 6 Grafik pengujian rangkaian LPF, HPF, dan Notch Filter.....	78
Gambar 4. 7 Pengujian kalibrasi rangkaian <i>isolation amplifier</i>	80
Gambar 4. 8 Grafik pengujian penguatan rangkaian <i>isolation amplifier</i>	81
Gambar 4. 9 Pengujian penguatan rangkaian <i>isolation amplifier</i> .	82
Gambar 4. 10 Hasil uji ECG	84
Gambar 4. 11 Hasil uji EEG	84
Gambar 4. 12 Sinyal keluaran rangkaian <i>square wave generator</i> ..	85
Gambar 4. 13 Sinyal keluaran rangkaian LPF	86
Gambar 4. 14 Grafik respon frekuensi rangkaian LPF	87
Gambar 4. 15 Sinyal keluaran rangkaian <i>inverting amplifier</i>	88
Gambar 4. 16 Rangkaian pengujian VCCS	88
Gambar 4. 17 Tegangan keluaran rangkaian <i>instrumentation amplifier</i>	91
Gambar 4. 18 Grafik respon frekuensi rangkaian BPF	91
Gambar 4. 19 Sinyal keluaran dari rangkaian BPF	93

Gambar 4. 20 Tegangan keluaran DC rangkaian <i>differential amplifier</i> dan penguat akhir	94
Gambar 4. 21 Pengujian frekuensi sampling ADC	95
Gambar 4. 22 Peletakan elektroda EEG	96
Gambar 4. 23 Pengetesan kendali kursi roda	96
Gambar 4. 24 Hasil uji EEG Subjek A.....	97
Gambar 4. 25 Hasil uji EEG Subjek D.....	97
Gambar 4. 26 Hasil uji EEG Subjek H	98
Gambar 4. 27 Hasil uji EEG Subjek J	98
Gambar 4. 28 Hasil uji EEG Subjek C.....	98
Gambar 4. 29 Hasil uji EEG Subjek K	99
Gambar 4. 30 Hasil uji EEG Subjek G	99
Gambar 4. 31 Hasil uji EEG Subjek B.....	99
Gambar 4. 32 Hasil uji EEG Subjek E.....	100
Gambar 4. 33 Hasil uji EEG Subjek F	100
Gambar 4. 34 Hasil uji EEG Subjek I.....	100
Gambar 4. 35 Pengujian <i>Bio-impedance</i>	101

DAFTAR TABEL

Tabel 2. 1 Resistifitas beberapa jaringan pada frekuensi rendah [2]	14
Tabel 2. 2 Tabel <i>filter</i> butterworth [6].	26
Tabel 2. 3 Tabel Spesifikasi Arduino Uno. [10]	42
Tabel 2. 4 Tabel Spesifikasi Kursi Roda[11].	43
Tabel 4. 1 Pengujian rangkaian <i>instrumentation amplifier</i> 74	
Tabel 4. 2 Pengujian rangkaian <i>bandpass filter</i>	76
Tabel 4. 3 Hasil pengujian rangkaian LPF, HPF, dan Notch.	79
Tabel 4. 4 Hasil uji kalibrasi <i>isolation amplifier</i>	80
Tabel 4. 5 Hasil uji penguatan pada <i>isolation amplifier</i>	81
Tabel 4. 6 Hasil pengujian <i>adder amplifier</i> .	83
Tabel 4. 7 Hasil pengujian rangkaian LPF	87
Tabel 4. 8 Data hasil pengujian rangkaian VCCS	89
Tabel 4. 9 Hasil pengujian rangkaian <i>instrumentation amplifier</i> ...	90
Tabel 4. 10 Data hasil pengujian rangkaian BPF	92
Tabel 4. 11 Hasil pengujian rangkaian AC to DC <i>converter</i> .	93
Tabel 4. 12 Data Subjek A	102
Tabel 4. 13 Data Subyek B	103
Tabel 4. 14 Data Subyek C	104
Tabel 4. 15 Data Subyek D	105
Tabel 4. 16 Data Subyek E	106
Tabel 4. 17 Data Subyek F	107
Tabel 4. 18 Data Subyek G	108
Tabel 4. 19 Data Subyek H	109
Tabel 4. 20 Data Subyek I	110
Tabel 4. 21 Data Subyek J	111
Tabel 4. 22 Data Subyek K	112

BAB I

PENDAHULUAN

1.1. Latar Belakang

Sistem saraf merupakan suatu sistem dalam tubuh yang vital. Fungsi utama sistem saraf adalah untuk mendeteksi, menganalisis, dan mentransfer informasi. Informasi diterima oleh sistem saraf sensorik dan diintegrasikan oleh otak kemudian ditransmisikan ke sistem saraf motorik untuk kontrol pergerakan. Ada banyak penyakit yang menyerang sistem saraf motorik ini, misalnya saja penyakit stroke. Akibatnya penderita akan kehilangan kemampuan gerak pada sebagian atau bahkan seluruh dari bagian tubuhnya. Untuk berpindah dari satu tempat ke tempat yang lain penderita memerlukan suatu alat bantu. Alat bantu yang sering digunakan yaitu kursi roda. Pada penderita yang mengalami gangguan cukup serius pada sistem saraf motoriknya sehingga mengalami disfungsi alat gerak bagian atas dan bawah (upper limb dan lower limb), kursi roda konvensional tidak lagi bisa membantu karena penderita tidak mampu menggunakan lengannya untuk menggerakkan kursi roda tersebut.

Saat menggerakkan anggota tubuh, otak akan mengirimkan sinyal EEG unik sesuai dengan anggota tubuh yang digerakkan. Dengan menganalisis sinyal EEG ini, karakteristik dari sinyal yang merepresentasikan perintah untuk menggerakkan anggota tubuh tersebut dapat diketahui. Bagi penderita kelumpuhan atau orang dengan keterbatasan fisik, karakteristik dari sinyal EEG tersebut dapat dimanfaatkan sebagai sinyal kontrol untuk mengaktifkan motor atau media elektronik lain sehingga dapat mempermudah pasien

Belakangan ini telah dikembangkan pula pengukuran impedansi pada bagian tubuh manusia yang disebut dengan *bioimpedance*. Perubahan nilai *bioimpedance* ini bergantung pada pergerakan yang dilakukan oleh bagian tubuh tertentu. Dengan adanya perubahan nilai *bioimpedance*, kita bisa menggunakannya sebagai input atau referensi pada suatu sistem. Oleh karena itu, potensi penggunaan sinyal *bioimpedance* sebagai *control command* untuk

mengendalikan kursi roda menggantikan peran tangan manusia dapat dibidang cukup besar.

Berangkat dari alasan dan permasalahan-permasalahan tersebut maka diusulkan sebuah tugas akhir yang berjudul, “Kursi Roda Listrik dengan Perintah Kendali Gabungan”. Pada tugas akhir ini akan dirancang sebuah sistem yang menggabungkan sinyal EEG dan *bio-impedance* untuk mengendalikan pergerakan kursi roda. Dengan memanfaatkan metode thresholding pada kedua sinyal yang ditangkap oleh kedua instrument ini maka sinyal dapat dikategorikan menjadi arah yang diinginkan yaitu maju dan berbelok. Sinyal EEG akan digunakan untuk mendeteksi gerakan maju sementara *bio-impedance* akan digunakan untuk mendeteksi gerakan belok kekanan dan kiri.

1.2. Perumusan Masalah

Permasalahan yang dibahas dalam tugas akhir ini adalah :

1. Penangkapan sinyal EEG dan *bio-impedance*.
2. Pengolahan sinyal EEG dan *bio-impedance* untuk menjadi sinyal kendali.
3. Perancangan perangkat keras dan perangkat lunak sehingga dapat mendukung sistem kendali ini.
4. Pengintegrasian perangkat keras, mikrokontroller, dan perangkat lunak.
5. Pelatihan pengguna kursi roda.

1.3. Tujuan Penelitian

Penelitian pada tugas akhir ini bertujuan sebagai berikut:

1. Menangkap sinyal EEG dan *bio-impedance*.
2. Mengolah sinyal EEG dan *bio-impedance* yang ditangkap untuk menjadi perintah kendali kursi roda.
3. Merancang perangkat keras dan perangkat lunak sehingga dapat mendukung sistem kendali ini.
4. Mengintegrasikan perangkat keras, mikrokontroller, dan perangkat lunak.
5. Mengetahui instrumentasi mana yang lebih praktis dan handal.

Dengan adanya perancangan ini diharapkan dapat memberikan banyak manfaat, antara lain :

1. Menambahkan pilihan sistem kendali pada kursi roda listrik.
2. Meningkatkan efisiensi kursi roda listrik.
3. Memudahkan pengguna untuk menggunakan kursi roda listrik.
4. Turut berperan dalam pengembangan ilmu pengetahuan khususnya dalam bidang pengolahan sinyal EEG dan *bio-impedance*.
5. Mengetahui sistem kendali apakah yang lebih unggul.

1.4. Batasan Masalah

Batasan masalah dari tugas akhir ini adalah sebagai berikut :

1. EEG digunakan untuk kendali maju sementara *bio-impedance* digunakan untuk berbelok.
2. Pengaturan threshold tiap subjek berbeda
3. Satu rangkaian instrumentasi EEG hanya dapat mendeteksi 2 *state* yaitu *logic 0* dan 1
4. Pengaturan threshold untuk rangkaian *bio-impedance* agak lama

1.5. Metodologi Penelitian

Dalam penyelesaian tugas akhir ini digunakan metodologi sebagai berikut :

1. Studi literatur
Pada tahap ini dilakukan pengumpulan dasar teori yang menunjang dalam penulisan tugas akhir. Dasar teori ini dapat diambil dari buku-buku, jurnal, proceeding, dan artikel-artikel di internet.
2. Perancangan sistem
Setelah mempelajari literatur yang ada, selanjutnya akan dilakukan perancangan sistem. Sistem yang akan dirancang meliputi instrumentasi perekaman dan pengolahan sinyal EEG dan *bio-impedance*.
3. Pengujian sistem
Pengujian sistem dilakukan dengan beberapa tahap, yaitu :
 - Pengujian instrumentasi sistem penangkapan dan pengolahan sinyal EEG dan *bio-impedance*.
 - Pengujian sistem pemrosesan sinyal digital dan metode identifikasi.
 - Pengujian dengan menggabungkan sistem instrumentasi dan pemrosesan sinyal digital.
4. Pengolahan data

Data-data yang telah diperoleh dari instrumentasi kemudian diolah dengan metode *thresholding* sinyal dari EEG akan dimanfaatkan untuk kontrol maju dan sinyal dari *bio-impedance* akan dimanfaatkan untuk berbelok.

5. Penulisan laporan Tugas Akhir

Tahap penulisan laporan Tugas Akhir dilakukan pada saat tahap pengujian sistem dimulai serta setelahnya.

1.6. Sistematika Penulisan

Laporan tugas akhir ini terdiri dari lima bab dengan sistematika penulisan sebagai berikut:

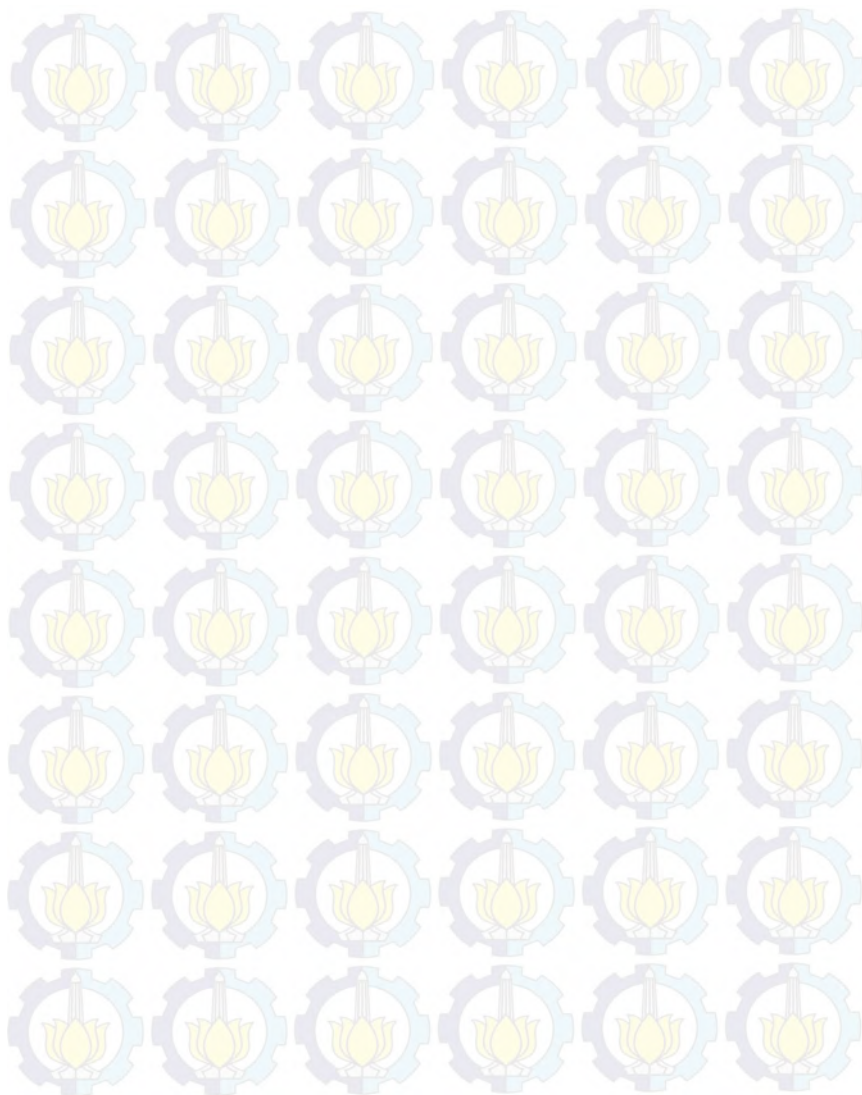
- Bab 1 : Pendahuluan
Bab ini meliputi latar belakang, perumusan masalah, tujuan penelitian, batasan masalah, metodologi, sistematika penulisan, dan relevansi.
- Bab 2 : Dasar Teori
Bab ini menjelaskan tentang dasar-dasar teori yang dibutuhkan dalam pengerjaan tugas akhir ini, yang meliputi teori dasar penangkapan sinyal EEG, dan *bio-impedance*.
- Bab 3: Perancangan Alat
Bab ini menjelaskan tentang perencanaan sistem baik perangkat keras (hardware) maupun perangkat lunak (software) untuk penangkapan sinyal EEG dan *bio-impedance*.
- Bab 4 : Pengujian Alat
Bab ini menjelaskan tentang hasil yang didapat dari tiap blok sistem dan subsistem serta hasil evaluasi sistem tersebut.
- Bab 5 : Penutup
Bab ini menjelaskan tentang kesimpulan meliputi kekurangan-kekurangan pada kerja alat dari hasil analisa serta saran untuk pengembangan ke depan.

1.7. Relevansi

Hasil dari tugas akhir ini diharapkan dapat memberikan manfaat sebagai berikut :

1. Menjadi dasar dalam memanfaatkan sinyal EEG dan *bio-impedance* menjadi sinyal kendali.
2. Membantu pengembangan alat bantu gerak bagi penderita kelumpuhan.
3. Mendukung penelitian-penelitian selanjutnya yang berkaitan

dengan dunia biomedik.



BAB II DASAR TEORI

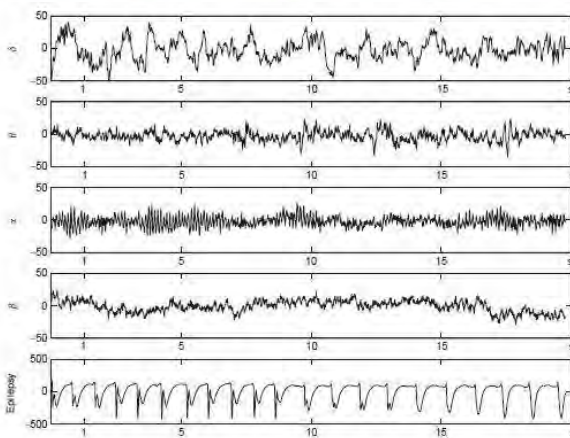
2.1. Electroencephalogram (EEG)

Electroencephalography merupakan sebuah domain tentang rekaman dan interpretasi dari electroencephalogram itu sendiri. Electroencephalogram (EEG) adalah catatan dari sinyal listrik yang dihasilkan oleh aksi kerjasama antar sel-sel otak, atau lebih tepatnya, laju tegangan potensial ekstraseluler sepanjang waktu tertentu yang dihasilkan oleh aksi sinkron sel-sel otak. Electroencephalogram berasal dari kata Yunani *enkephalo* (otak) dan *graphein* (menulis). Pada subbab ini akan dibahas tentang sinyal EEG, perekaman sinyal EEG, dan elektroda pada EEG.

2.1.1. Sinyal EEG

Sinyal EEG dapat diukur dengan cara elektroda ditempatkan pada kulit kepala atau langsung pada korteks. Kadang-kadang disebut electrocorticogram (ECOG). Medan listrik yang diukur secara *intracortical* bernama *Local Field Potential* (LFP). EEG direkam dalam ada tidaknya stimulus eksternal yang disebut *spontaneous EEG*; EEG yang dihasilkan sebagai respon terhadap eksternal atau internal stimulus disebut *event-related potential* (ERP). Amplitudo EEG dari subjek normal dalam keadaan yang direkam dengan elektroda kulit kepala adalah 10-100 μV . Pada kasus epilepsi, amplitudo EEG dapat meningkat hampir satu orde. Dimana di bagian korteks pada kasus epilepsi, amplitudo EEG bisa mencapai kisaran 500-1500 μV . [1]

Ritme berikut telah dibedakan pada EEG (Gambar 2.1): delta (0,5-4 Hz), theta (4 -8 Hz), alpha (8-13 Hz), beta (13-30 Hz), dan gamma (di atas 30 Hz). Komponen gamma sulit untuk merekam oleh elektroda kulit kepala dan frekuensi mereka tidak melebihi 45 Hz; pada komponen ECOG, gamma bisa naik mencapai 100 Hz, atau bahkan lebih tinggi. Penyebab dari ritme yang berbeda pada EEG bergantung pada usia dan perilaku subjek pada saat perekaman, terutama tingkat kewaspadaan. Pola EEG juga dipengaruhi oleh kondisi neuro-pathological, gangguan metabolik, dan penggunaan obat. [1]



Gambar 2.1 Karakteristik Ritme EEG[1]

1. Ritme delta adalah fitur dominan pada EEG yang direkam saat tidur nyenyak. Pada tahap ini, gelombang delta biasanya memiliki amplitudo besar (75-200 μV) dan menunjukkan koherensi yang kuat di seluruh kulit kepala.
2. Ritme theta jarang terjadi pada manusia dewasa. Namun, mereka dominan pada hewan pengerat, dalam hal ini, theta memiliki rentang frekuensi yang lebih luas (4-12 Hz) dan gelombangnya memiliki amplitudo tinggi dengan bentuk gigi gergaji. Hal ini diduga bahwa ritme theta pada hewan pengerat berfungsi sebagai mekanisme *gating* dalam mentransfer informasi antar struktur otak. Pada manusia, aktivitas pada *band* theta dapat terjadi pada kondisi emosional atau beberapa kondisi kognitif, bisa juga terjadi akibat melambatnya ritme alpha karena penyakit.
3. Ritme alpha dominan pada saat terjaga dan paling menonjol di daerah posterior kepala. Ritme ini terbaik diamati ketika mata tertutup dan subjek berada dalam keadaan santai. Ritme ini diblokir atau dilemahkan oleh perhatian (terutama visual) dan oleh usaha mental. Ritme *mu* memiliki frekuensi mirip dengan alpha, tetapi memiliki topografi dan fisiologis yang berbeda. *Mu* berhubungan dengan fungsi korteks motor dan yang lazim di ditemukan bagian tengah kepala. Ritme *mu* diblokir oleh

fungsi motorik.

4. Aktivitas Beta adalah karakteristik pada saat kondisi kewaspadaan meningkat dan perhatian terfokus, seperti ditunjukkan pada hewan dan beberapa studi pada manusia.
5. Aktivitas Gamma berhubungan dengan pengolahan informasi (Misalnya, pengenalan rangsangan sensorik) dan timbulnya gerakan sadar. Secara umum, dapat disimpulkan bahwa ritme kortikal paling lambat berhubungan dengan otak yang tidak bekerja sedangkan ritme tercepat berhubungan dengan pengolahan informasi

EEG diamati pada semua mamalia dan yang disebut dengan karakteristik EEG primata adalah karakteristik yang paling dekat dengan manusia. Kucing, anjing, EEG dan tikus juga menyerupai EEG manusia, tetapi memiliki konten spektral berbeda. Pada vertebrata sederhana, aktivitas listrik otak juga diamati, tetapi tidak memiliki karakteristik ritme yang ditemukan pada vertebrata yang lebih kompleks. [6]

2.2. Konsep Dasar dan Pengukuran *Bioimpedance*

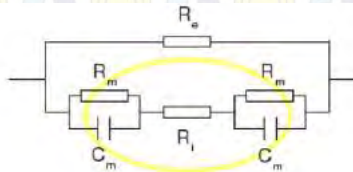
2.2.1. Tentang *Bioimpedance*

Seluruh material, termasuk jaringan tubuh, memiliki sejumlah sifat listrik yang berbeda-beda. *Bioimpedance* mengacu pada perlawanan dari aliran arus yang melalui jaringan tubuh tersebut. Sebuah volume konduktor mengalirkan arus listrik dengan batas impedansi yang tergantung pada komposisi materialnya. Jaringan organik bukan merupakan substansi yang homogen, di dalamnya terdapat struktur yang kompleks yang terdiri dari berbagai material, komposisi, dan susunan yang berbeda-beda. Hal ini yang menyebabkan jaringan biologis sangat kompleks dan memiliki sifat yang spesial.

Air merupakan konduktor di dalam tubuh dan menentukan besar resistansi. Cairan elektrolit dalam tubuh terdiri dari air dan ion bermuatan yang siap mengalirkan arus listrik. Cairan ekstraseluler (air dan ion sodium Na^+) dan cairan intraseluler (air dan ion potassium K^+) memberikan jalur dengan resistansi yang rendah.

Membran sel dalam kumpulan intraseluler menentukan besar reaktansi. Membran sel terdiri dari sebuah lapisan *non-conductive* yaitu material *lipophilic* yang terletak di antara dua lapisan

molekul konduktif. Susunan tersebut berperilaku seperti kapasitor tipis yang menyimpan muatan listrik pada arus bolak-balik yang masuk. Jalur ekstraseluler (air dan ion sodium) diwakili oleh sebuah resistor yang memiliki nilai resistansi sekitar $60 \Omega/\text{cm}$, sedangkan jalur intraseluler (air, ion potassium, dan membran sel) diwakili oleh sebuah resistor dan kapasitor dengan resistivitas sekitar $100 \Omega/\text{cm}^2$ dan kapasitansi sebesar $1\mu\text{F}/\text{cm}^2$. Model pendekatan rangkaian elektronika dari tiap sel dapat digambarkan sebagai berikut :

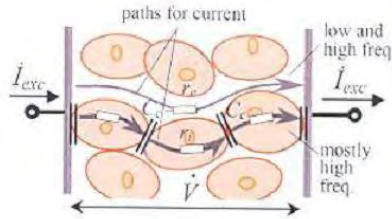


Gambar 2.2 Model pendekatan rangkaian elektronika dari sel [2]

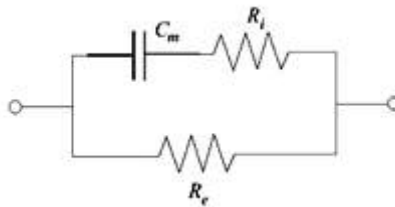
Dari gambar di atas, R_m dan C_m mewakili impedansi membran, R_e adalah resistansi cairan eksternal, dan R_i adalah resistansi sel internal. Lingkaran kuning menunjukkan batas antara bagian internal dan eksternal dalam sebuah sel.

Gambar di atas merupakan model dari satu sel, sedangkan jaringan tubuh merupakan gabungan dari banyak sel dengan besar dan komposisi yang berbeda menjadi sebuah *ionic salt dissolution*. Walaupun ada perbedaan di tiap sel namun struktur tiap sel tersebut tetap, maka besarnya arus yang melalui jaringan tersebut dapat di tentukan. Model pende Besarnya frekuensi dari arus tersebut berpengaruh terhadap kemampuan arus melalui jaringan tubuh. Apabila arus yang menembus jaringan tersebut berfrekuensi rendah, maka arus tersebut tidak dapat melalui kapasitansi membran sel namun dapat mengalir melalui daerah ekstraseluler. Sebaliknya, dengan frekuensi tinggi, resistivitas dalam kapasitansi menurun dan mengijinkan arus melalui cairan internal sel (gambar 2.3) .

Seluruh sifat mikroskopik ini dapat disederhanakan menggunakan model impedansi makroskopik yang mencerminkan resistansi eksternal dan internal, dan kapasitansi membran. Model pendekatan elektronik dari suatu jaringan tubuh ditunjukkan pada gambar 2.4.



Gambar 2.3 Aliran arus pada sebuah jaringan [2]



Gambar 2.4 Model pendekatan elektronik dari jaringan tubuh [2]

Keterangan :

- R_i : *Intracellular Resistance* (resistansi dalam sel)
- C_m : *Intracellular Reactance* (reaktansi dalam sel)
- R_e : *Extracellular Resistance* (resistansi di luar sel)

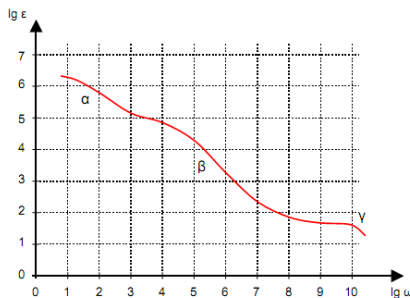
2.2.2. Properti

Model elektronik yang telah dijelaskan diatas memang merupakan model yang cukup akurat untuk mempresentasikan jaringan tubuh, namun model yang sebenarnya tidak sesederhana susunannya karena nilai dari bagian-bagian yang ada dipengaruhi oleh faktor-faktor intrinsik dan eksternal. Faktor-faktor yang dominan berpengaruh dijelaskan dibawah ini:

1. *Dissolution* : Arus listrik dalam jaringan lebih merupakan sebuah arus ionic dibandingkan dengan arus listrik, dimana pembawanya adalah ion-ion dan bukan elektron. Jadi variasi dari konsentrasi ion berpengaruh terhadap nilai konduktivitas. Fenomena ini berhubungan dengan kurangnya zat cair dalam jaringan.

2. Frekuensi arus : Arus dengan besar frekuensi tertentu yang injeksikan ke dalam jaringan akan menyebabkan perubahan nilai permitivitas. Saat medan listrik mengalir melalui sebuah medium konduktor, elemen dipole terpolarisasi ke arah medan listrik tersebut. Apabila medan tersebut bersifat bolak-balik/*alternating*, maka molekul-molekul tersebut terpolarisasi dan depolarisasi sesuai dengan frekuensi osilasi. Jika frekuensi tersebut cukup tinggi, beberapa molekul tidak akan sempat untuk kembali pada keadaan depolarisasi dan molekul tersebut akan tetap berada posisi polarisasi. Waktu yang dibutuhkan untuk mencapai keadaan depolarisasi kembali disebut dengan *waktu relaksasi* dan hal ini bergantung dari bentuk molekul dan komposisinya. Molekul dengan kompleksitas yang tinggi seperti protein memiliki waktu relaksasi yang rendah, sedangkan molekul sederhana seperti air memiliki waktu relaksasi yang tinggi.

Di dalam sebuah konduktor yang tersusun dari molekul-molekul dengan ukuran bervariasi, efek dari polarisasi terjadi pada frekuensi yang berbeda. Hal ini dan fenomena lainnya menyebabkan perubahan permitivitas dari material yang tergantung dari besar frekuensi. Hubungan tersebut di gambarkan dalam grafik di bawah :



Gambar 2.5 Grafik hubungan antara frekuensi dan permitivitas [2]

Sumbu X merupakan nilai frekuensi dalam skala logaritma, sedangkan sumbu Y merupakan nilai permitivitas. α , β , dan γ didefinisikan sebagai area-area dispersion. Gambar

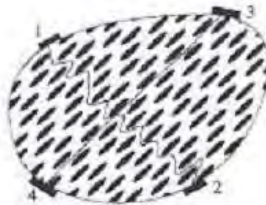
2.5 diatas menunjukkan sifat permitifitas akibat peningkatan frekuensi, Sifat perubahan permitifitas ini dibedakan kedalam tiga bagian yang disebut dispersion regions. Pada wilayah α , disperssion terjadi pada frekuensi rendah, dari 10 Hz hingga 10Khz, dan dimiliki oleh arus-arus ion dan polarisasi membran. Disperssion pada wilayah β terjadi dalam rentang 10Khz hingga 10Mhz akibat dari relaksasi makromolekul seperti organules dan membran protein. γ disperssion timbul pada frekuensi lebih dari 10MHz, yang disebabkan relaksasi dari molekul air.

3. Suhu : Sama seperti pada seluruh konduktor, peningkatan suhu akan menyebabkan arus ion berpindah semakin cepat dan mengurangi waktu relaksasi. Hal ini menghasilkan penurunan resistifitas dan peningkatan permitifitas.

$$\begin{aligned} \frac{\Delta\rho/\rho}{\Delta\varepsilon/\varepsilon} &= -1\% / ^\circ\text{C} \\ &= +1.2\% / ^\circ\text{C} \quad \text{pada 1Mhz} \end{aligned}$$

Suhu biasanya memiliki nilai tetap didalam jaringan tubuh, namun perlu diingat pula bahwa kerusakan pada jaringan akan dapat menyebabkan perubahan suhu.

4. *Anisotropy*: beberapa jaringan, terutama otot lurik dan tulang memiliki sifat spesial yang disebut *anisotropy*, yang berarti bahwa sebuah jaringan atau material memiliki sifat fisik yang berbeda.



Gambar 2.6 Impedansi *Anisotropy* dalam sebuah jaringan tubuh

Untuk jaringan tubuh *anisotropy*, nilai impedansi berpengaruh terhadap arah aliran arus yang melalui jaringan. Seperti diilustrasikan pada gambar 2.6, jalur arus pada titik 1 dan

2 lebih panjang dibanding antara titik 3 dan 4. Hal ini diakibatkan oleh *inhomogeneous and rigid layout* (sifat homogen dan tata letak yang kaku) dari sel-sel penyusunnya. Sebagai contoh, resistifitas dari otot rangka lebih besar 10 kali lipat pada arah longitudinal dibandingkan dengan arah transversal. Pada gambar 2.6 tersebut jalur arus antara titik 3-4 lebih rendah dibandingkan antara titik 1-2. Perilaku akibat masukan arus dalam seluruh jaringan organik adalah sama namun masing-masing jaringan memiliki *thresholds* yang berbeda-beda tergantung dari jenis, kuantitas, dan susunan selnya.

Tabel 2. 1 Resistifitas beberapa jaringan pada frekuensi rendah [2]

Tissue	Resistivity
Plasma	60 $\Omega \cdot \text{cm}$
Blood	150 $\Omega \cdot \text{cm}$
Skeletal Muscle	125 $\Omega \cdot \text{cm}$ (long.) 1800 $\Omega \cdot \text{cm}$ (trans.)
Heart Muscle	160 $\Omega \cdot \text{cm}$ (long.) 424 $\Omega \cdot \text{cm}$ (trans.)
Nervous Tissue	580 $\Omega \cdot \text{cm}$
Lungs	727 $\Omega \cdot \text{cm}$ 2363 $\Omega \cdot \text{cm}$
Fat	2500 $\Omega \cdot \text{cm}$
Bones	16600 $\Omega \cdot \text{cm}$

2.2.3. Elektroda Biopotensial

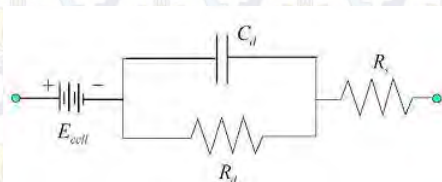
Elektroda biopotensial merupakan suatu *interface* antara tubuh dan alat ukur elektronika. Penghubung ini sangat penting karena arus mengalir ketubuh merupakan arus-arus yang berupa ion-ion, sedangkan arus yang bergerak pada perangkat elektronik berupa elektron-elektron. Oleh karena itu, elektroda merupakan transduser yang mampu mengubah arus ion menjadi arus elektrik.

Konversi arus ini berdasarkan dari reaksi reduksi-oksidasi. Arus elektrik di dalam metal menggerakkan elektron berpindah dari permukaan metal dan menimbulkan reaksi oksidasi yang menghasilkan kation-kation. Kation ini mengalami discharge (reaksi reduksi) dalam elektrolit. Reaksi yang timbul dalam anion

juga serupa; anion menuju permukaan elektroda dan dioksidasi menjadi netral dan memberikan beberapa elektron kepada elektroda.

Proses ini adalah proses perpindahan arus, walaupun reaksi ini juga dapat timbul tanpa adanya arus. Ketika sebuah logam yang mengandung ion direndam dalam larutan ionik yang mengandung ion logam, ion-ion tersebut berubah menjadi kation dan larutan harus memiliki jumlah anion yang sama untuk menjaga sifat netralnya. Hal ini menyebabkan ketidakseimbangan jumlah anion dalam permukaan elektroda yang menghasilkan sebuah perbedaan potensial yang disebut sebagai *half-cell potential*. Fenomena ini memiliki arti penting dalam gerak artefak karena sebuah gerakan akan menyusun ulang keseimbangan ionik yang mengubah nilai *half-cell potential*.

Setelah hal ini diketahui, maka model elektronika dari elektroda dapat dipahami seperti pada gambar 2.7. Dari gambar 2.7, E_{cell} adalah *half-cell potential*, C_d dan R_d adalah impedansi elektroda, dan R_s adalah hambatan kabel. Apabila hal ini dianalisa, dapat disadari bahwa resistivitas dari elektroda akan berkurang karena pengaruh frekuensi, efek *half-cell potential* juga akan berkurang akibat frekuensi.



Gambar 2.7 Model matematika dari elektroda [2]

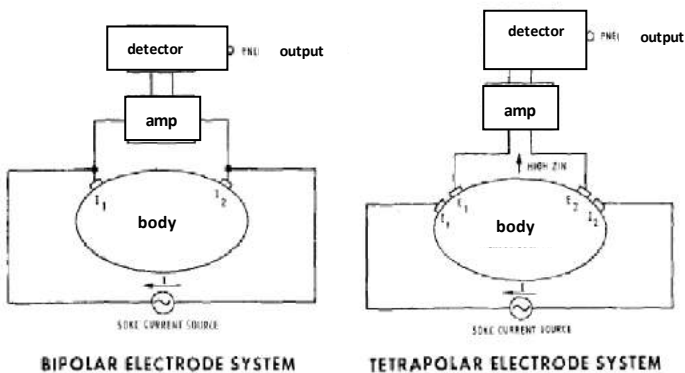
2.2.4. Metode Empat Elektroda

Terdapat dua metode pengukuran *bioimpedance*, yaitu dua elektroda dan empat elektroda. Dua metode tersebut dapat digambarkan pada gambar 28. Pada metode yang pertama digunakan elektroda yang sama untuk menginjeksikan arus dan mengukur tegangan, sedangkan metode yang kedua digunakan dua pasang elektroda yang berbeda untuk memompa arus dan mengukur besar beda potensial. Metode yang pertama lebih mudah, namun bukanlah pilihan yang tepat karena impedansi dari elektroda akibat

polarisasi juga akan terukur. Hal itu berarti seluruh pergerakan artefak pada elektroda akan berpengaruh besar terhadap hasil pengukuran. Pilihan yang tepat ialah dengan menggunakan metode kedua, yaitu konfigurasi empat elektroda atau tetrapolar. Besar *bioimpedance* yang terukur bisa diketahui dengan menggunakan hukum Ohm.

$$Z = \frac{V}{I} \quad (2.1)$$

Dimana V merupakan tegangan yang terukur dan I adalah arus yang distimulasikan [9].



Gambar 2.8 Dua metode pemasangan elektroda pengukuran *bioimpedance* [2]

2.2.5. Pengukuran *Bioimpedance*

Bagian elektrik pasif yang terdapat pada jaringan tubuh disebut dengan *bioimpedance*. Untuk mengukur besarnya *bioimpedance*, pada bagian tubuh tertentu akan dialiri arus listrik yang kecil melalui suatu elektroda. Perubahan komposisi pada jaringan akibat adanya kontraksi otot akan mempengaruhi besarnya impedansi pada jaringan tersebut. Hal itu menyebabkan tegangan yang terbaca oleh elektroda akan berubah-ubah sebanding dengan perubahan *bioimpedance*. Berikut ini adalah karakteristik listrik dari pengukuran *bioimpedance* :

✓ **Impedansi (Z) :**

Impedansi adalah kemampuan dari suatu medium untuk mengalirkan arus. Impedansi ini merupakan rasio dari tegangan terinduksi terhadap arus yang dimasukkan dalam medium, dalam hal ini yaitu jaringan tubuh. Impedansi memiliki dua komponen yaitu resistansi dan reaktansi, hal ini sesuai dengan model pendekatan elektris dari suatu jaringan tubuh.

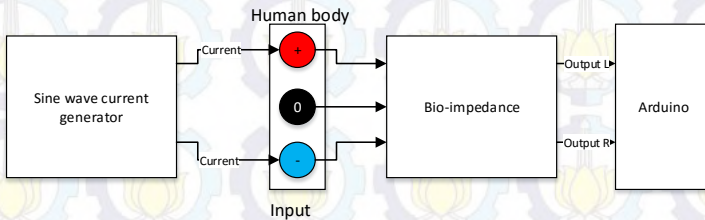
✓ **Sudut fase (θ) :**

Sudut fase adalah waktu tunda antara arus stimulasi dan tegangan yang dihasilkan oleh arus tersebut pada medium konduktif. Pada aplikasi dalam tugas akhir ini, pengukuran sudut fase tidak dilakukan. Namun untuk keperluan analisa karakteristik dan komposisi suatu materi yang ada di dalam tubuh, sudut fase ini menjadi hal yang tidak dapat diabaikan.

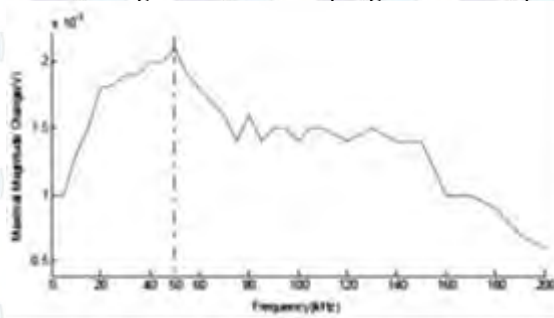
Untuk merealisasikan pengukuran *bioimpedance*, sebuah sumber arus bolak-balik konstan sebesar 0,5 mA dengan frekuensi 50 KHz yang digunakan sebagai stimulasi dibangkitkan oleh sebuah rangkaian *programmable function generator* yang terhubung ke rangkaian *Voltage Controlled Current Source* (VCCS). Rangkaian VCCS ini berfungsi mengubah sumber tegangan ac yang dibangkitkan oleh *function generator* menjadi sumber arus bolak-balik. Arus ini kemudian dieksitasikan ke suatu bagian tubuh tertentu. Perubahan *bioimpedance* didapat dari besar tegangan elektroda positif terhadap *ground* dan elektroda negatif terhadap *ground*. Kedua tegangan tersebut kemudian dikuatkan dengan seperangkat rangkaian *amplifier* yang memiliki *Common Mode Rejection Ratio* (CMRR) yang tinggi. Karena hasil perubahan *bioimpedance* dimodulasikan pada frekuensi 50 KHz, pasti akan terdapat gangguan pada frekuensi rendah akibat dari adanya sinyal otot ikut terukur dan pergerakan-pergerakan artefak. Untuk memperbaikinya, sinyal yang terukur dimasukkan ke rangkaian *band pass filter* dengan *bandwidth* yang terletak di sekitar ± 50 kHz. Akhirnya nilai absolut dari *bioimpedance* akan dihasilkan dengan menggunakan rangkaian demodulasi amplitude yang terdiri dari rangkaian *rectifier* dan penguat tegangan akhir. Hasil pengukuran *bioimpedance* ini kemudian dikirim ke sistem

mikrokontroler menggunakan 8 bit *Analog to Digital Converter* (ADC). Frekuensi *sampling* ADC diatur sedemikian rupa oleh mikrokontroler agar didapatkan data yang akurat. Diagram blok sistem pengukuran *bioimpedance* ditunjukkan pada gambar 2.9.

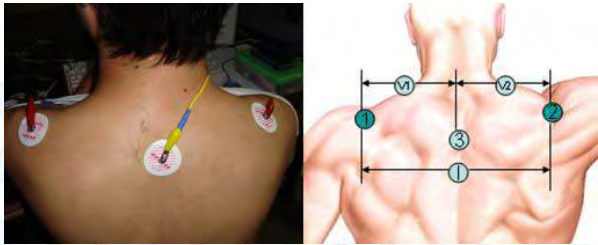
Penggunaan frekuensi kerja sebesar 50Khz didasarkan pada hasil uji coba respon *bioimpedance* pada pundak terhadap bermacam-macam frekuensi arus yang distimulasikan. Gambar 2.10 menunjukkan grafik perubahan maksimum magnitudo tegangan yang terukur terhadap frekuensi arus stimulasi. Pada grafik dapat dilihat bahwa pada frekuensi 50Khz terjadi perubahan magnitudo tegangan paling signifikan.



Gambar 2.9 Diagram blok sistem pengukuran *bioimpedance*



Gambar 2.10 Grafik perubahan *bioimpedance* terhadap frekuensi stimulasi [3]



Gambar 2.11 Penempatan elektroda pada tubuh [3]

Penempatan elektroda berhubungan dengan pada bagian tubuh mana yang akan kita ukur *bioimpedance*-nya. Pada tugas akhir ini sinyal *bioimpedance* akan digunakan sebagai *control command* untuk menggerakkan kursi roda. Pengukuran sinyal *bioimpedance* bisa dilakukan pada bagian tubuh manapun selama jaringan otot pada bagian tubuh tersebut masih berfungsi / berkontraksi. Oleh sebab itu sinyal *bioimpedance* memiliki potensi untuk dapat digunakan sebagai pengganti peran tangan manusia untuk menggerakkan kursi roda.

Penempatan elektroda untuk proses *muscle stimulation* dan pengukuran *bioimpedance* di bagian punggung yang paling optimal didapat dari paper penelitian yang dilakukan oleh Huang Yunfei. Konfigurasinya ditunjukkan pada gambar 2.10.

Cara pengukuran *bioimpedance* yang digunakan yaitu dengan metode empat elektroda, tetapi terdapat sedikit modifikasi. Pada umumnya metode empat elektroda memerlukan enam buah elektroda untuk dua kanal, namun pada aplikasi ini hanya akan digunakan tiga buah elektroda seperti yang terlihat pada gambar di atas. Elektroda 1 dan 2 digunakan untuk stimulasi arus dan masing-masing juga digunakan sebagai detektor tegangan. Elektroda nomor 3 bertindak sebagai *ground* dari kedua kanal.

2.3. Biopotensial Amplifier EEG

Biopotensial amplifier berfungsi untuk mengambil sinyal biologis yang umumnya sangat lemah dan menguatkan amplitudonya sehingga dapat diproses lebih lanjut. Agar dapat berfungsi mengolah sinyal listrik biologis, semua amplifier biopotensial harus memenuhi beberapa syarat dasar. Amplifier ini

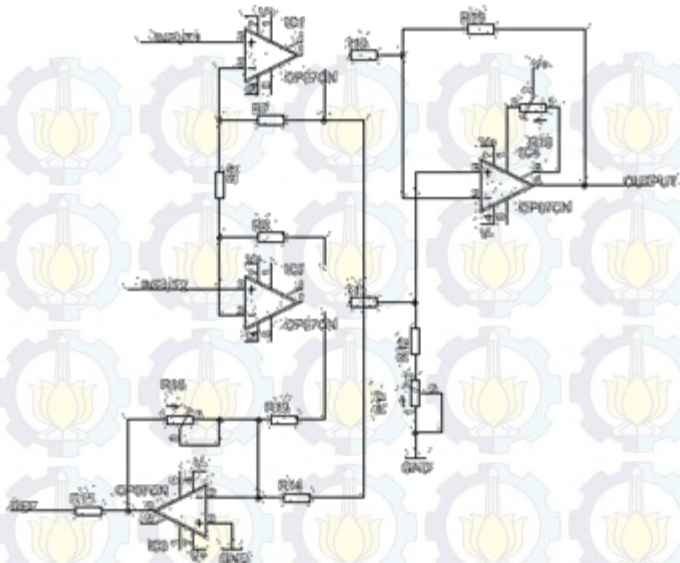
harus mempunyai impedansi input yang tinggi, sehingga amplifier ini memberikan beban yang minimal dari sinyal yang sedang diukur. Karakteristik dari elektroda biopotensial dapat dipengaruhi oleh beban listrik yang terpasang, bila terjadi pembebanan yang berlebih maka akan mengakibatkan distorsi pada sinyal. Efek pembebanan dapat diminimalisasi dengan memasang amplifier yang mempunyai impedansi input yang tinggi, sehingga akan mereduksi distorsi ini. Selain itu, biopotensial amplifier harus dilengkapi dengan berupa rangkaian proteksi dan isolasi agar subyek yang diukur tidak mendapatkan arus *microshocks* atau *macrosocks* sehingga instrumentasi aman untuk digunakan.

Biopotensial amplifier pada EEG juga harus memenuhi syarat-syarat dasar tersebut. Beberapa karakteristik utama dari amplifier sinyal EEG antara lain:[4]

1. Sinyalnya harus dikuatkan sehingga sinyal yang tertangkap oleh elektroda tidak terdistorsi
2. Kabel koneksi antara elektroda dan penguatan pertama harus sependek mungkin dan diusahakan tidak bergerak atau berubah selama proses pengukuran
3. Parameter dari amplifier harus :
 - Gain : nilai outputnya hampir mendekati nilai *supply*
 - Resistansi input : lebih dari 10 TOhm
 - Kapasitansi input : 5pF
 - *Common mode rejection* : lebih dari 80 dB
 - Noise : kurang dari 5 μ V
 - Band : 1 – 70 Hz

2.3.1. Instrumentation Amplifier

Rangkaian instrumentation amplifier ini dibentuk dari dua penguat *non inverting* dan satu penguat diferensial (*differential amplifier*) dengan satu tambahan penguat inverting yang outputnya



Gambar 2.12 Instrumentation Amplifier

diletakkan pada referensi input seperti yang ditunjukkan pada gambar 2.12.

Adapun penurunan rumus penguatan untuk instrumentation

$$V_C = V_C|_{v2=0} + V_C|_{v1=0} = \left(1 + \frac{R7}{R9}\right)V_1 - \frac{R7}{R9}V_2$$

$$V_D = V_D|_{v2=0} + V_D|_{v1=0} = \left(1 + \frac{R8}{R9}\right)V_2 - \frac{R8}{R9}V_1$$

$$V_E = V_E|_{vC=0} + V_E|_{vD=0}$$

$$= \left(1 + \frac{R19}{R10}\right) \left(\frac{R12 + R17}{R11 + R12 + R17}\right)V_D - \frac{R19}{R10}V_C$$

Jika

$$R7 = R8 = R_A$$

$$R9 = R_G$$

$$R10 = R11 = R_B$$

$$R12+R17 = R19 = R_C$$

Maka

$$V_c = \left(1 + \frac{R_A}{R_G}\right) V_1 - \frac{R_A}{R_G} V_2$$

$$V_D = \left(1 + \frac{R_A}{R_G}\right) V_2 - \frac{R_A}{R_G} V_1$$

$$V_{out} = \left(1 + \frac{R_C}{R_B}\right) \left(\frac{R_C}{R_C + R_B}\right) V_D - \frac{R_C}{R_B} V_C = \left(\frac{R_C}{R_B}\right) (V_D - V_C)$$

$$V_{out} = \left(\frac{R_C}{R_B}\right) \left(\left(1 + \frac{R_A}{R_G}\right) V_1 - \frac{R_A}{R_G} V_2 - \left(1 + \frac{R_A}{R_G}\right) V_2 + \frac{R_A}{R_G} V_1 \right)$$

$$V_{out} = \left(\frac{R_C}{R_B}\right) \left(1 + \frac{2R_A}{R_G}\right) (V_2 - V_1)$$

Rangkaian penguat instrumentasi merupakan penguat awal, sehingga penguatan yang dihasilkan oleh rangkaian ini tidak boleh terlalu besar. Ini untuk menghindari arus *offset* yang menyebabkan polarisasi pada elektroda, sehingga menghasilkan overpotensial polarisasi dan menimbulkan tegangan offset dc (*direct current*) yang besar pada op-amp *input*.

2.4. Filter Analog

Sinyal EEG memiliki amplitudo yang sangat kecil, jauh lebih kecil dari sinyal-sinyal tubuh pada umumnya (memiliki orde hingga mikrovolt) sehingga rawan terhadap interferensi dari sinyal lain. Dalam sinyal EEG, dikenal beberapa distorsi sinyal yang disebut *artefact*. Artefak pada EEG dapat berupa *patient-related* maupun *technical*. Artefak *patient-related* berhubungan dengan sinyal fisiologis yang tidak diinginkan yang secara signifikan dapat mengganggu sinyal EEG. Artefak *technical*, seperti *noise AC*, dapat dikurangi dengan mengurangi impedansi elektroda dan elektroda dengan kabel pendek. Artefak pada EEG dapat diklasifikasikan sebagai berikut [7] :

Patient-related:

- Pergerakan tubuh (kecil)
- EMG
- ECG (pulsa, *pace-maker*)
- Pergerakan mata
- Berkeringat

Technical:

- 50/60 Hz
- Fluktuasi impedansi

- Pergerakan kabel
- Hubungan kabel yang rusak
- Terlalu banyak *electrode paste/jelly* atau *dried pieces*
- Baterai lemah

Untuk meredam sinyal-sinyal distorsi tersebut maka digunakan rangkaian filter untuk mendapatkan sinyal EEG yang baik. Filter adalah rangkaian yang digunakan untuk melewatkan sinyal-sinyal dengan frekuensi tertentu dan meredam sinyal-sinyal di luar batas frekuensi yang diinginkan. Penyaringan pada frekuensi tinggi dapat meredam interferensi dari jala-jala listrik dan sinyal otot. Sedangkan penyaringan pada frekuensi rendah digunakan untuk meredam interferensi dari pergerakan elektroda dan sinyal DC. Penyaringan dilakukan pada *range* frekuensi tertentu sehingga dibutuhkan beberapa filter yaitu Band Pass Filter, Low Pass Filter, High Pass Filter, dan Notch Filter.

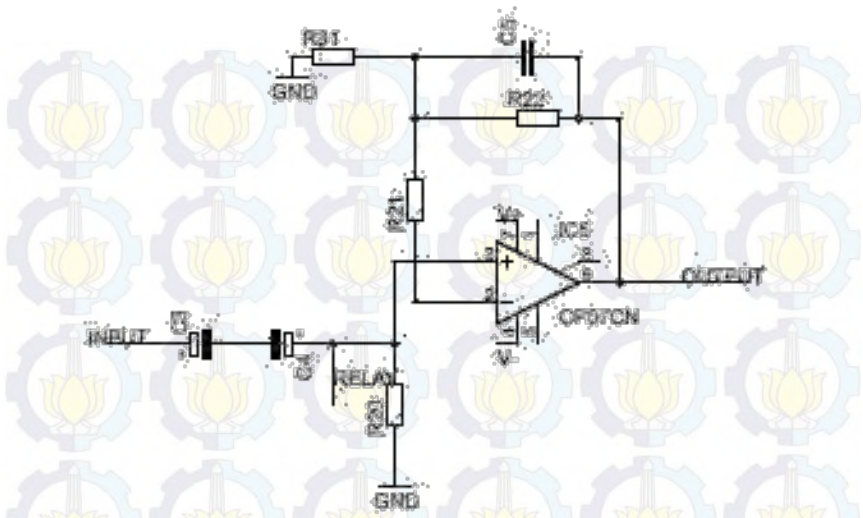
2.4.1. Band Pass Filter Dengan Penguatan

Filter pada gambar 2.13 merupakan gabungan dari *low pass filter* dan *high pass filter*. Besarnya frekuensi *cut-off* dari filter *low pass* tergantung oleh komponen R22 dan C5. Sedangkan filter *high pass* terletak pada awal rangkaian dan komponen yang mempengaruhi frekuensi pada rangkaian tersebut adalah R20, C4, dan C3. Rangkaian tersebut juga memiliki gain yang dipengaruhi oleh R21 dan R31. Sehingga parameter-parameter dari rangkaian dihitung dengan rumus :

- Frekuensi cut off atas (f_{ch}) dan frekuensi cut off bawah (f_{cl}) : [4]

$$f_{ch} = \frac{1}{2\pi \left(\frac{C3 \times C4}{C3 + C4} \right) R20}$$

$$f_{cl} = \frac{1}{2\pi C5 \times R22}$$



Gambar 2.13 Rangkaian band pass filter dengan penguatan[4]

- Gain Rangkaian: [4]

$$Gain = \frac{R22 + R31}{R31}$$

2.4.2. Low Pass Filter (LPF)

Rangkaian pada gambar 2.24 merupakan rangkaian LPF orde dua. Secara teori, landaian yang dihasilkan pada rangkaian LPF orde dua yaitu sebesar -40dB/decade. Artinya, penguatan (A_{CL}) akan turun sebesar 40 dB bersama naiknya ω ke $10\omega_c$. Rangkaian LPF pada gambar di bawah menggunakan arsitektur *multiple feed-back* (MFB). Penambahan *filter* pasif RC di ujung rangkaian berfungsi untuk meningkatkan redaman frekuensi tinggi yang tidak mampu dilakukan oleh *filter* aktif karena keterbatasan *bandwidth* pada penguat op-amp. Grafik respon frekuensi LPF orde dua terhadap penguatan ditunjukkan pada gambar 2.15 dengan frekuensi *cut-off* sebesar 1 KHz. Besarnya nilai resistansi dan kapasitansi agar didapatkan frekuensi *cut-off* dan *gain* yang diinginkan dapat ditentukan dengan menggunakan persamaan berikut :

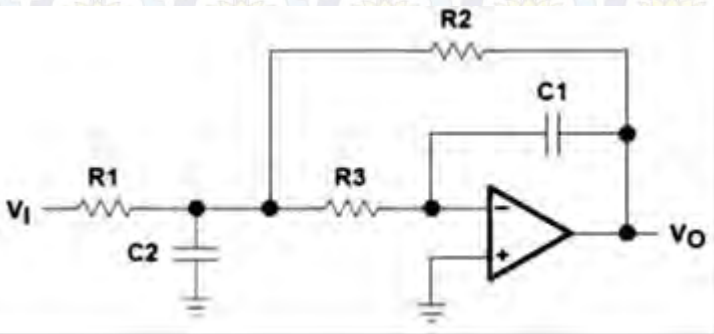
$$FSF \times f_c = \frac{1}{2\pi RC \sqrt{m \cdot n}}$$

$$\text{Gain} = -\frac{R2}{R1}$$

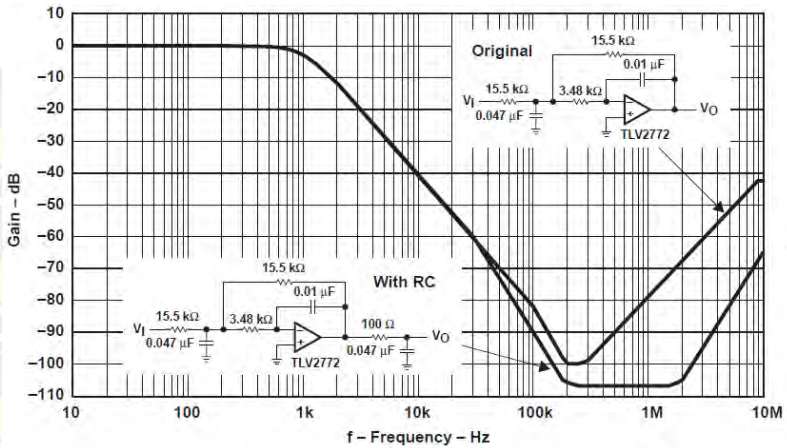
$$Q = \frac{\sqrt{mn}}{1 + 2m}$$

Dimana $R2=R$, $R3=mR$, $C1=C$, $C2=nC$

Proses desain *filter* juga tidak lepas dari nilai FSF dan Q. FSF adalah faktor penskalaan frekuensi dan Q adalah faktor kualitas dari *filter*. Kedua parameter tersebut ditentukan nilainya berdasarkan tabel *filter* butterworth 2.2



Gambar 2.14 Skematik rangkaian LPF dengan konfigurasi *multiple feedback* (MFB) [6]



Gambar 2. 15 Respon frekuensi *low pass filter* [6].

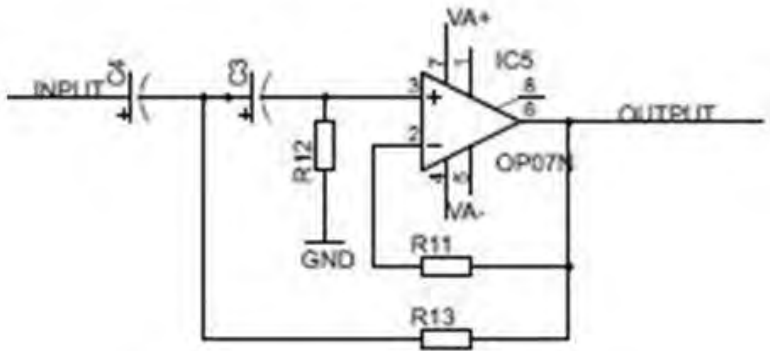
Tabel 2. 2 Tabel *filter* butterworth [6].

FILTER ORDER	Stage 1		Stage 2		Stage 3		Stage 4		Stage 5	
	FSF	Q	FSF	Q	FSF	Q	FSF	Q	FSF	Q
2	1.000	0.7071								
3	1.000	1.0000	1.000							
4	1.000	0.5412	1.000	1.3065						
5	1.000	0.4188	1.000	1.8181	1.000					
6	1.000	0.5177	1.000	0.7071	1.000	1.8320				
7	1.000	0.3549	1.000	0.8019	1.000	2.2472	1.000			
8	1.000	0.3098	1.000	0.6013	1.000	0.8988	1.000	2.5628		
9	1.000	0.5321	1.000	0.8527	1.000	1.0966	1.000	2.8932	1.000	
10	1.000	0.5062	1.000	0.5612	1.000	0.7071	1.000	1.7613	1.000	3.1989

2.4.3. High Pass Filter

High pass filter berfungsi untuk meredam sinyal dengan frekuensi rendah tertentu dan melewatkan sinyal dengan frekuensi di atas frekuensi tersebut. Gambar 2.16 adalah gambar rangkaian *high pass filter* orde 2 *butterworth* Dengan $C3=C4=C$ dan $R12=2 \times R13=R$, maka penurunan rumus untuk menentukan frekuensi cut off dari filter ini adalah: [5]

$$f_c = \frac{\sqrt{2}}{2 \pi R C}$$

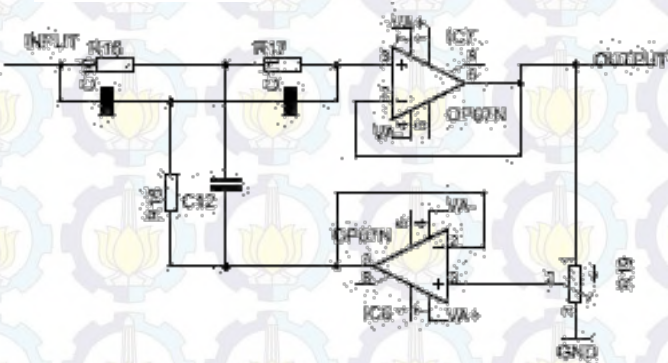


Gambar 2.16 Rangkaian high pass filter[5]

2.4.4. Notch Filter

Notch filter atau dikenal juga sebagai *band stop filter* berfungsi untuk meredam sinyal rentang frekuensi tertentu dan melewati sinyal selain frekuensi tersebut. [5] Gambar 2.17 adalah gambar rangkaian *notch filter* dengan konfigurasi Twin T. Dengan $R16=R17=R$ dan $C12=2 \times C10=2 \times C11=2C$, maka penurunan rumus untuk menentukan frekuensi *band stop* adalah:

$$f_{rejekt} = \frac{1}{2 \pi R C}$$

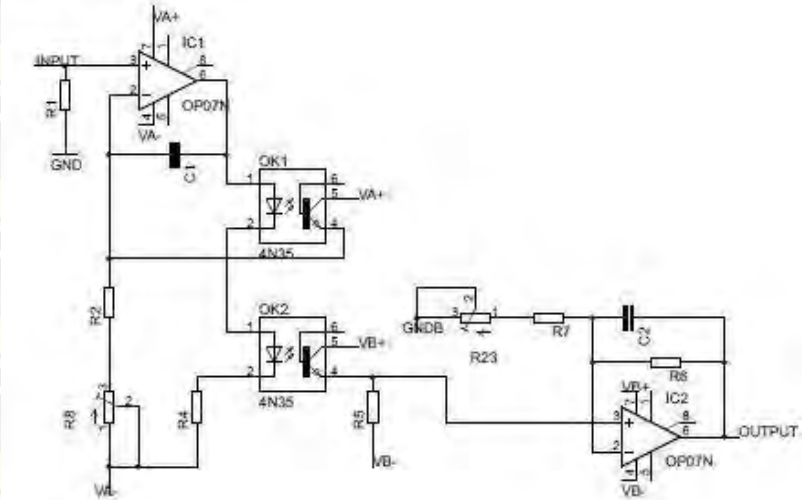


Gambar 2.17 Rangkaian Notch Filter[5]

2.5. Isolation Amplifier

Proteksi dari subyek selama pengukuran adalah salah satu hal terpenting yang perlu diperhatikan ketika menjalankan instrumentasi EEG. Aturan untuk ini sangatlah ketat, hanya arus kurang dari $10\mu\text{A}$ yang boleh melewati subyek. [4]

Bayangkan jika subyek secara tidak sengaja menyentuh tegangan tinggi, atau jika ia menyentuh ground



Gambar 2.18 Rangkaian isolation amplifier[4]

Selain itu, setiap instrument dapat memiliki arus bocor akibat dari ketidaksempurnaan isolasi *power supply* oleh *transformer*. Jika arus bocor cukup tinggi, arus mematikan dapat melewati tubuh subyek. Untuk mencegah resiko pada pasien, arus yang melewati tubuh subyek harus dijaga agar berada pada nilai terbatas. Cara utama untuk mengatasi arus bocor adalah dengan menggunakan *electrical insulation*.

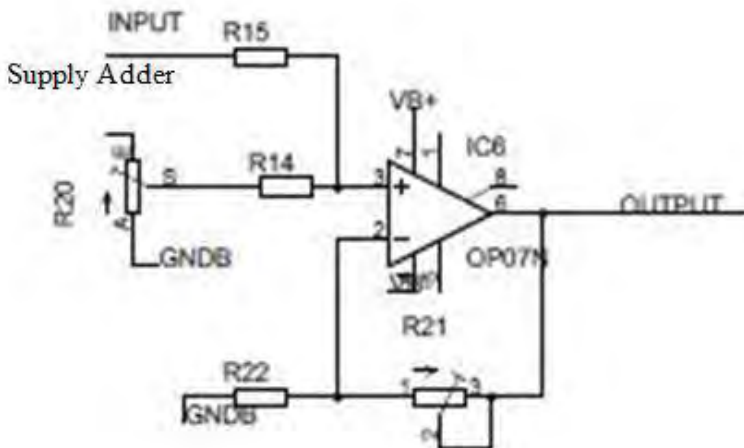
Rangkaian *electrical insulation* menyediakan impedansi tinggi dan arus bocor rendah antara bagian dari amplifier yang terhubung dengan subyek dan output rangkaian yang terhubung dengan peralatan monitoring. Rangkaian insulation melindungi penguat terhadap tegangan tinggi tak terduga yang bisa melewati subyek. Teknik *insulation* secara umum ada dua, yaitu :

- *Optical insulation* dengan photocouplers, seperti pada gambar 2.18.
- *Magnetic insulation* dengan transformers

2.6. Adder Amplifier

Rangkaian *adder amplifier* pada umumnya memiliki fungsi yang sama dengan rangkaian adder biasa, yaitu berfungsi untuk menaikkan level tegangan dari suatu sinyal AC dengan menambahkan tegangan DC agar bisa di konversi menjadi sinyal digital. Penambahan tegangan DC disesuaikan hingga semua level sinyal EEG bernilai positif sehingga nantinya dapat diproses oleh ADC. Pada gambar 2.19, selain berfungsi sebagai adder, rangkaian tersebut berfungsi sebagai penguat dimana penguatannya tergantung dari komponen R21 dan R22. Rumus penguatan dari rangkaian adder amplifier pada gambar 2.19 adalah

$$Gain = 1 + \frac{R21}{R22}$$

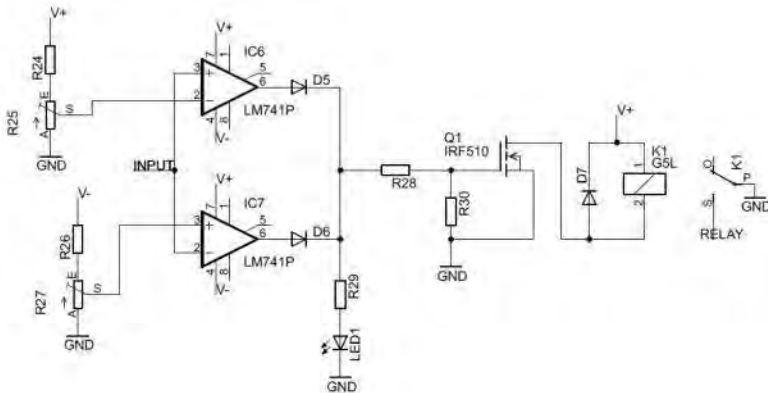


Gambar 2.19 Rangkaian adder amplifier

2.7. Baseline Restoration

Baseline restoration digunakan untuk mempercepat reset dari suatu filter *high pass* yang memiliki *time konstan* yang tinggi. *Input* dari rangkaian ini adalah hasil dari band pass filter. Apabila tegangan sinyal EEG yang didapatkan telah jauh melebihi batas nilai minimal dan maksimal dari tegangan yang dapat dikonversi ADC, maka rangkaian ini akan *re-set* filter *high pass*. Filter *high pass* di-*re-set* dengan cara kapasitor di-*bypass* menuju ke *ground* sehingga waktu *discharge* akan lebih cepat. Dengan demikian sinyal EEG akan menuju ke *baseline* lebih cepat. [4]

Rangkaian pada gambar 2.20 menggunakan relay sebagai *switch* karena relay tidak akan merubah resistansi dari rangkaian filter *high pass*. Hal tersebut dilakukan agar frekuensi *cut-off* dari filter *high pass* tidak bergeser.



Gambar 2. 20 Rangkaian analog baseline restoration[4]

2.8. Instrumentasi Pengukuran *Bioimpedance*

Ada dua bagian rangkaian yang digunakan dalam pengukuran *bioimpedance*, yaitu rangkaian stimulasi dan rangkaian instrumentasi pengukur. Rangkaian stimulasi merupakan rangkaian pembangkit sumber arus bolak-balik dengan frekuensi 50 khz dan amplitudo maksimum sebesar 0,5 mA_{rms}. Sumber arus ini kemudian akan diinjeksikan ke tubuh melalui sebuah elektroda. Bagian yang lainnya yaitu rangkaian instrumentasi. Rangkaian ini digunakan untuk mengukur beda potensial pada tubuh yang distimulasi. Besar tegangan yang terukur tersebut mewakili besarnya *bioimpedance*.

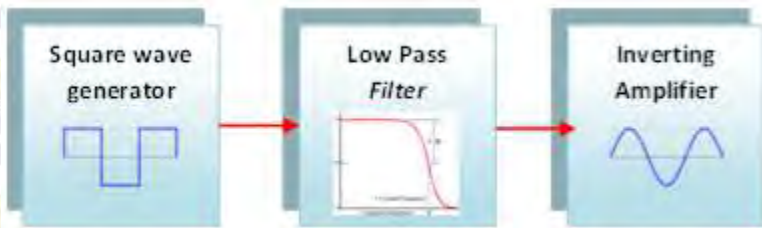
2.8.1. Rangkaian Stimulasi (*Current Source*)

Rangkaian ini terdiri dari dua bagian yaitu *sine wave generator* dan *voltage controlled current source (VCCS)*. Rangkaian sine wave generator berfungsi untuk membangkitkan tegangan sinusoidal dengan frekuensi yang konstan. Tegangan keluaran dari rangkaian ini kemudian diumpankan ke rangkaian VCCS untuk diubah menjadi sumber arus bolak-balik.

1. Rangkaian Sine Wave Generator

Untuk menghasilkan sebuah tegangan sinusoidal dengan frekuensi yang konstan digunakan kombinasi rangkaian *square wave generator*, *low pass filter* (seperti yang dijelaskan pada subbab 2.4.2), dan *inverting amplifier*. Rangkaian *square wave generator* berfungsi untuk menghasilkan gelombang kotak, pengaturan frekuensi bisa dilakukan pada rangkaian ini. Gelombang kotak yang dihasilkan oleh rangkaian ini

kemudian diteruskan ke rangkaian *low pass filter* dengan frekuensi *cut off* yang sama dengan nilai frekuensi gelombang kotak. Hal ini bertujuan untuk mendapatkan sinyal sinusoidal murni karena pada dasarnya gelombang kotak merupakan kombinasi dari banyak gelombang sinus dengan frekuensi yang bermacam-macam. Frekuensi dasarnya sama dengan frekuensi gelombang kotak tersebut. Pada frekuensi ini, gelombang sinusoidal memiliki amplitudo yang paling besar dan akan dilewatkan oleh rangkaian *filter*. Sedangkan frekuensi yang lainnya akan diredam. Pada bagian akhir terdapat *inverting amplifier* yang digunakan untuk mengatur amplitudo tegangan agar sesuai dengan kebutuhan. Berikut diagram blok dari rangkaian *sine wave generator*.

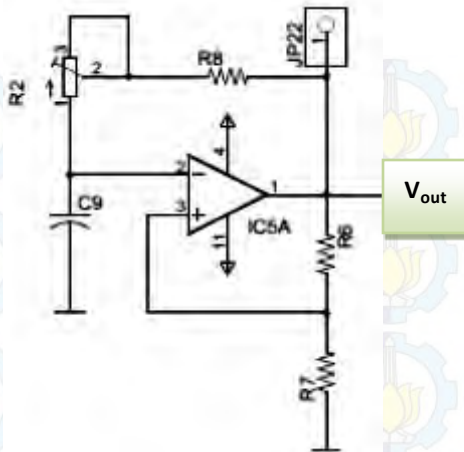


Gambar 2.21 Diagram blok *sine wave generator*

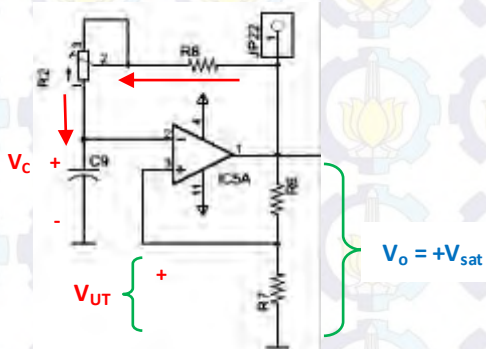
a. Square Wave Generator

Rangkaian *square wave generator* pada dasarnya sama dengan rangkaian *astable multivibrator*. Rangkaian ini menghasilkan gelombang persegi yang terus beresilasi (kondisi *free running*). Bentuk gelombang yang dihasilkan yaitu berupa gelombang kotak dengan level tegangan antara $+V_{sat}$ dan $-V_{sat}$. Skematik rangkaian *square wave generator* ditunjukkan pada gambar dibawah ini.

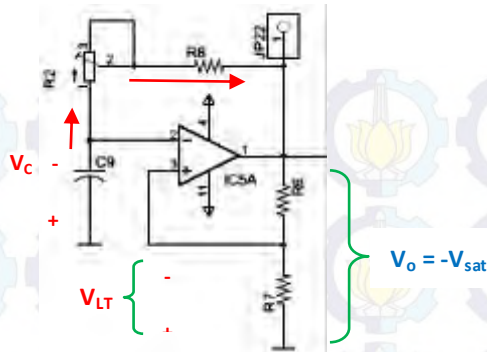
Tahanan R8 dan kapasitor C9 membentuk sebuah *loop* dan memberikan tegangan umpan balik ke input negatif op-amp. Tahanan R6 dan R7 membentuk sebuah rangkaian pembagi tegangan yang mengumpanbalikkan sebagian keluarannya ke input positif op-amp. Besarnya kedua tahanan ini menentukan besar *duty cycle* pada tegangan keluaran. Apabila keduanya bernilai sama maka *duty cycle* yang dihasilkan akan 50%, namun jika tidak sama *duty cycle* yang dihasilkan akan tidak 50% lagi. Untuk memahami cara kerja dari rangkain di atas, sekarang asumsikan bila V_o bernilai $+V_{sat}$, seperti yang terlihat pada gambar 2.23a. Tegangan umpan baliknya disebut dengan tegangan ambang atas (V_{UT}).



Gambar 2.22 Skematik rangkaian *square wave generator*



(a) $V_o = +V_{sat}$, kapasitor terisi tegangan positif mendekati harga V_{ut}



(b) $V_o = -V_{sat}$, kapasitor terisi tegangan negatif mendekati harga V_{LT}

Gambar 2.23 Cara kerja rangkaian generator sinyal kotak

Arus mengalir dari pin output melalui resistor R8 menuju ke kapasitor. Kapasitor akan mengalami pengisian dan tegangannya (V_C) menyuplai input negatif op-amp. Bila V_C lebih dari V_{UT} , maka tegangan pada input negatif akan lebih besar daripada tegangan pada input positif sehingga tegangan keluaran berubah menjadi $-V_{sat}$. Besar tegangan V_{UT} ditentukan oleh persamaan berikut.

$$V_{UT} = \frac{R_7}{R_7 + R_6} (+V_{sat})$$

Saat V_o bernilai $-V_{sat}$, seperti pada gambar 2.23b, tegangan umpan baliknya disebut tegangan ambang bawah (V_{LT}) dengan polaritas berkebalikan dengan V_{UT} . Pada kondisi ini, kapasitor akan mengalami pengosongan. Arus akan mengalir dari kapasitor menuju ke pin keluaran op-amp sampai muatan pada kapasitor habis dan mengalami pengisian kembali dengan polaritas yang berbalik dari sebelumnya. Saat V_C sedikit lebih kecil dari V_{LT} , tegangan pada input negatif akan lebih kecil dari pada tegangan pada input positif op-amp. Hal ini akan menyebabkan keluaran berubah menjadi $+V_{sat}$ kembali. Besar tegangan V_{LT} ditentukan oleh persamaan berikut.

$$V_{LT} = \frac{R_7}{R_7 + R_6} (-V_{sat})$$

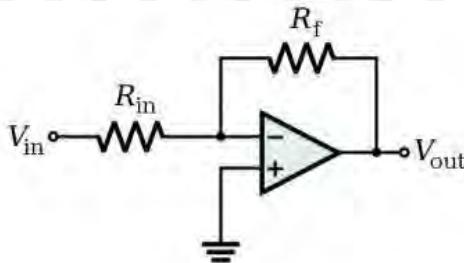
Berikut rumus frekuensi dari rangkaian *square wave generator* yang telah disederhanakan:

$$f_{out} = \frac{1}{2(R_2 + R_8)C \ln\left(\frac{2R_6}{R_7} + 1\right)}$$

b. Inverting Amplifier

Rangkaian *inverting amplifier* berfungsi untuk menguatkan amplitudo tegangan keluaran dari LPF agar didapatkan nilai tegangan yang dibutuhkan. Gambar 2.24 menunjukkan skematik rangkaian dari *inverting amplifier*. Pada rangkaian ini, tegangan keluaran (V_{out}) mempunyai polaritas yang sama dengan tegangan masukannya dan amplitudonya bisa diatur dengan mengubah-ubah besar tahanan *feedback* R_f . Penguatan yang dihasilkan dari rangkaian ini dapat dirumuskan sebagai berikut :

$$Gain = -\frac{R_f}{R_i}$$



Gambar 2. 24 Skematik rangkaian *inverting amplifier*

2. Voltage Controlled Current Source (VCCS)

Dalam desain rangkaian sumber arus untuk pengukuran *bioimpedance*, hal-hal utama yang harus diperhatikan ialah : impedansi *output* yang tinggi, amplitudo yang konstan, frekuensi yang stabil, dan *bandwidth* frekuensi yang lebar. Rangkaian modifikasi Howland VCCS dengan *voltage follower* yang terlihat pada gambar 2.25 telah memenuhi semua kondisi tersebut. Fungsi *voltage follower* dalam rangkaian ini ialah untuk mereduksi kebutuhan arus pada cabang *feedback* negatif. Rangkaian ini terusun dari lima buah resistor *metal film* dan dua buah *operational amplifier* yang memiliki karakteristik *bandwidth* yang tinggi serta *noise*-nya yang rendah (LF412CN).

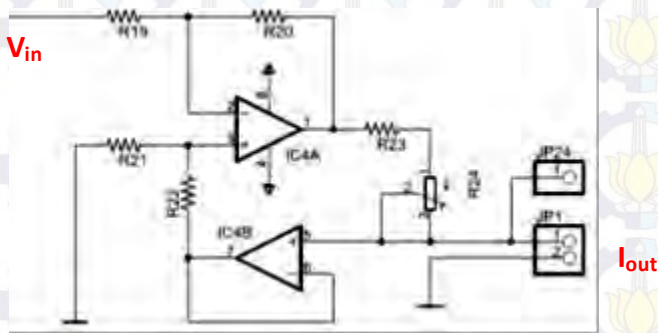
Ketika rangkaian tersebut memiliki kondisi dimana nilai komponen

$$\frac{R_{20}}{R_{19}} = \frac{R_{22}}{R_{21}}$$

Impedansi outputnya akan bernilai tidak terhingga ($R_o = \infty$) dan arus beban dapat dihitung menggunakan persamaan berikut :

$$I_{out} = \frac{V_i}{R_{23} + R_{24}}$$

Dimana V_i merupakan nilai *root mean square* (rms) dari tegangan *input*.



Gambar 2.25 Skematik rangkaian VCCS

2.8.2. Rangkaian Instrumentasi

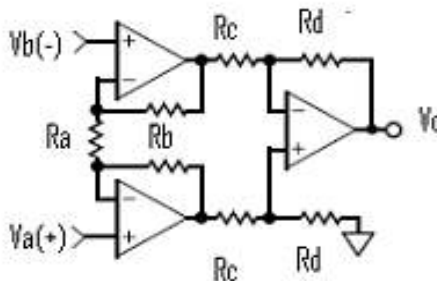
Rangkaian instrumentasi ini digunakan untuk mendeteksi besar tegangan di antara dua titik pada bagian tubuh. Besar *bioimpedance* dapat diketahui dengan memanfaatkan hukum ohm, yaitu dengan membagi tegangan terukur dengan besar arus yang distimulasikan. Ada beberapa rangkaian yang digunakan pada bagian ini, yaitu *instrumentation amplifier*, *band pass filter* (BPF), penyearah tegangan, dan *differential amplifier*. Tegangan yang dikeluarkan dari rangkaian instrumentasi ini berupa tegangan DC antara 0 Volt sampai 5 Volt, sebanding dengan besar perubahan *bioimpedance*.

1. Instrumentation Amplifier (IA)

Berdasarkan hasil riset yang dilakukan oleh Huang Yunfei [3], magnitudo tegangan pada bahu yang terukur sangat kecil yaitu sekitar 0,8 Volt. Tegangan yang terukur tersebut merupakan tegangan *differential* antara dua titik yang referensinya bukan terhadap *ground*.

Penggunaan *instrumentation amplifier* sangat cocok untuk aplikasi ini. Rangkaian IA merupakan rangkaian penguat tegangan dengan tegangan *input*-nya yaitu tegangan *differential* antara dua *node*. Besar penguatan ditentukan pada tahanan-tahanan yang ada pada rangkaian ini. Gambar 2.26 di bawah ini menunjukkan skematik rangkaian dari *instrumentation amplifier*. Besar tegangan keluaran dari rangkaian ini dapat dirumuskan sebagai berikut :

$$\frac{V_o}{V_a - V_b} = \left[1 + \frac{2R_b}{R_a} \right] \left[\frac{R_d}{R_c} \right]$$



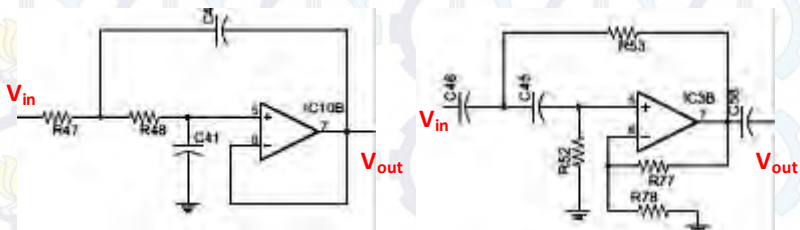
Gambar 2.26 Skematik rangkaian *instrumentation amplifier*

Rangkaian penguat instrumentasi ini merupakan penguat awal, oleh karena itu penguatan yang dihasilkan oleh rangkaian ini tidak boleh terlalu besar. Hal ini bertujuan untuk menghindari *offset* yang menyebabkan polaritas pada elektroda, sehingga terjadi *overpotential* polarisasi dan menimbulkan tegangan *offset* DC yang besar pada input op-amp.

2. Band Pass Filter (BPF)

Tegangan yang dihasilkan oleh rangkaian IA merupakan tegangan bolak-balik. Frekuensi yang terdapat pada tegangan tersebut sama dengan frekuensi dari arus stimulasi namun terdapat interferensi dari sinyal otot (EMG) dan beberapa *noise* yang lain. Sinyal EMG dan memiliki frekuensi yang lebih kecil dari frekuensi arus stimulasi, sedangkan *noise* dari gelombang radio memiliki frekuensi yang lebih tinggi. Oleh karena itu digunakan rangkaian BPF untuk meredam frekuensi-frekuensi selain frekuensi yang dihasilkan dari proses stimulasi.

Rangkaian BPF terdiri dari dua bagian yaitu LPF dan *High Pass Filter* (HPF). Frekuensi *cut-off* dari BPF ditentukan dari *cut-off* kedua *filter* tersebut. Frekuensi *cut-off* LPF harus lebih besar daripada HPF. Gambar 2.27a dan 2.27b di bawah ini menunjukkan rangkaian dari LPF dan HPF orde dua dengan menggunakan konfigurasi *sallen-key*. Pada gambar a, penguatan *filter* sebesar 1 kali (*unity gain*) sedangkan pada gambar b penguatannya bergantung pada nilai resistor R77 dan R78.



- a) Skematik rangkaian LPF orde dua b) Skematik rangkaian HPF orde dua

Gambar 2. 27 Skematik rangkaian penyusun BPF

Frekuensi *cut-off* dari LPF (f_{cl}) dan HPF (f_{ch}) ditentukan berdasarkan persamaan sebagai berikut :

$$F_{cl} = \frac{1}{2\pi RC}$$

$$F_{ch} = \frac{1}{2\pi RC}$$

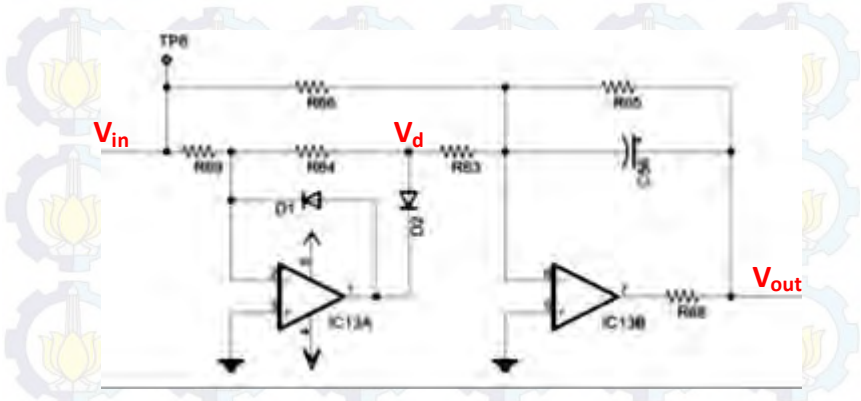
$$Gain = \frac{R77 + R78}{R78}$$

Dengan $R47=R48$, $C4=C41$, $R52=R53$, $C45=C46$.

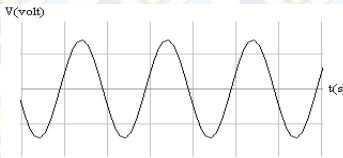
3. AC to DC converter

Sinyal *bioimpedance* yang didapat dari sensor elektroda tegangan masih berupa tegangan bolak-balik dengan frekuensi sebesar 50KHz. Agar mempermudah kerja *analog to digital* (ADC) dalam memroses sinyal, tegangan ini perlu disearahkan terlebih dahulu. Pada gambar 2.28 ditunjukkan skematik dari rangkaian *AC to DC converter*. Terdapat dua blok bagian pada rangkaian ini, yaitu penyearah gelombang penuh pada op-amp kiri dan rangkaian perata-rata tegangan pada op-amp kanan.

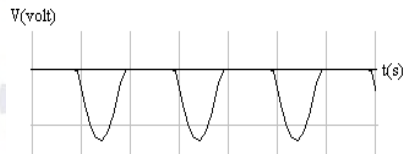
Cara kerja rangkaian ini dapat diilustrasikan oleh urutan ketiga gambar berikut ini yaitu gambar 2.29, gambar 2.30, dan gambar 2.31.



Gambar 2.28 Rangkaian AC to DC converter



Gambar 2.29 Sinyal V_{in} berupa Sinyal Sinusoidal



Gambar 2.30 Sinyal V_d berupa Sinyal Setengah Gelombang Terbalik



Gambar 2.31 Sinyal V_{out} berupa Sinyal DC Rata-rata

Sinyal V_{in} berupa sinyal sinusoidal dengan tegangan V_{p-p} tertentu. Lalu sinyal V_{in} tersebut disearahkan dan lalu menjadi setengah gelombang namun memiliki polaritas yang terbalik dari inputnya. Setelah mendapatkan sinyal setengah gelombang terbalik, proses

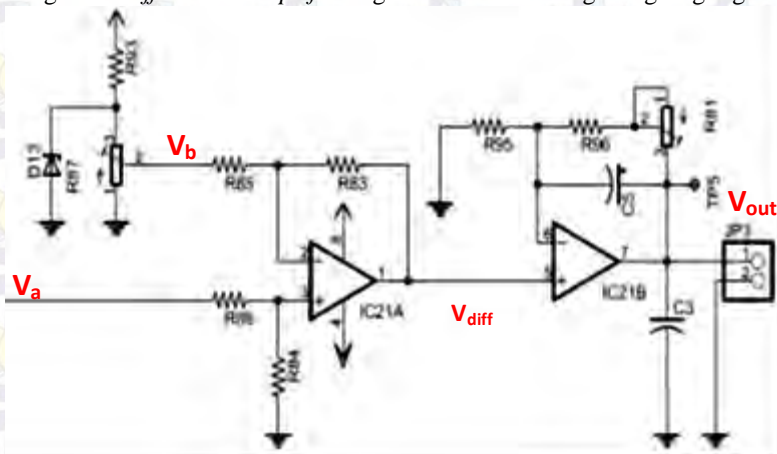
pengubahan ke dalam tegangan DC rata-rata dari sinyal setengah gelombang terbalik tersebut dilakukan. Sinyal V_{in} yang disearahkan hanya yang berpolaritas positif sedangkan yang berpolaritas negatif tidak diloloskan. Untuk mencari nilai tegangan DC rata-rata dari sinyal sinusoidal dapat dihitung dengan rumus 2.13 seperti di bawah ini

$$V_{DC} = \frac{2V_m}{\pi}$$

dimana V_m adalah nilai tegangan maksimum dari V_{in} .

4. Differential Amplifier dan Penguat Akhir

Tegangan yang telah disearahkan memiliki amplitudo yang masih belum sesuai dengan level tegangan ADC. Selain itu masih terdapat tegangan *offset* saat kondisi bahu belum terangkat karena *bioimpedance* pada saat itu tetap ada dan terukur oleh rangkaian instrumentasi. Rangkaian *differential amplifier* digunakan untuk mengurangi tegangan



Gambar 2. 32 Rangkaian *differential amplifier* dan penguat akhir

offset yang terjadi dan sekaligus memberikan penguatan. Keluaran rangkaian ini masuk ke *non-inverting amplifier*. Pada bagian ini tegangan akan dikuatkan kembali dan dipasang sebuah LPF pasif untuk meredam tegangan *ripple* yang mungkin terjadi. Skematik kedua rangkaian ini ditunjukkan pada gambar 2.32. Besar penguatan pada rangkaian *differential amplifier* yaitu sebagai berikut.

$$V_{diff} = m (V_a - V_b)$$

Dimana $R83=R84$, $R85=R86$, dan $m=R83/R85$

2.9. Arduino Uno

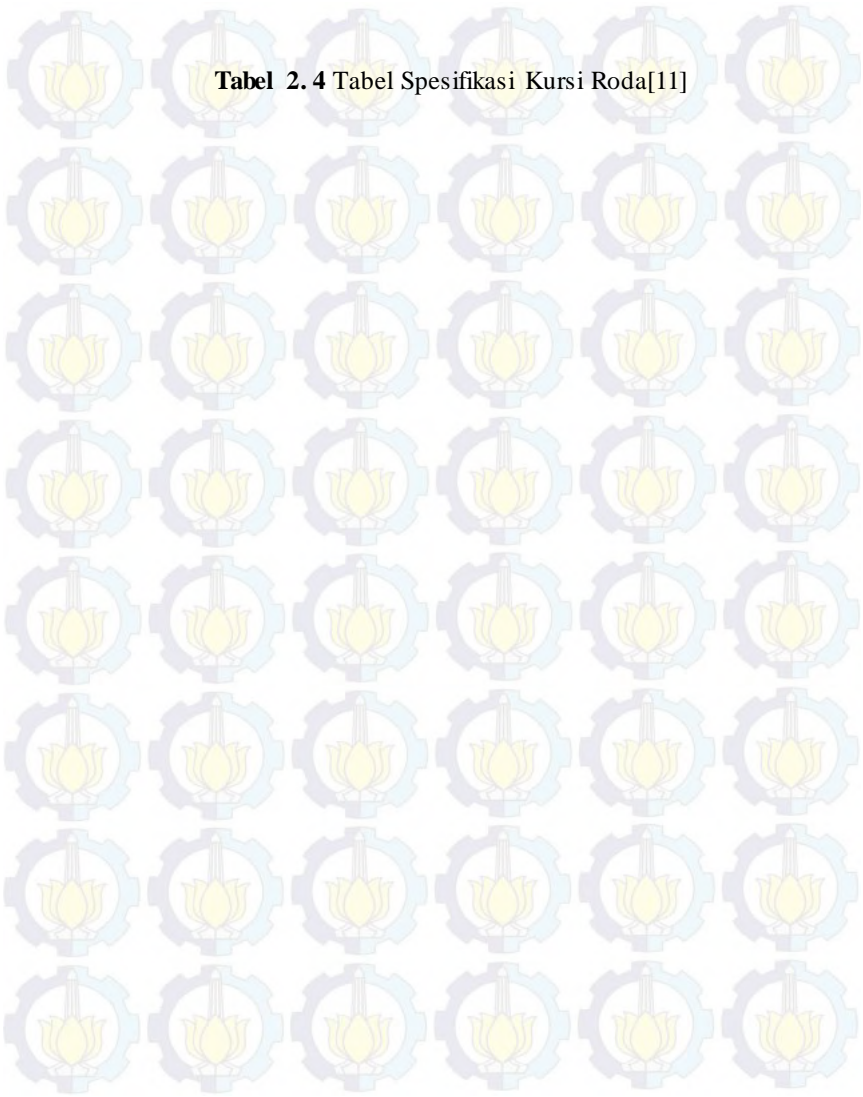
Arduino Uno merupakan sebuah mikrokontroler berbasis ATmega328p. memiliki 14 pin digital I/O (6 diantaranya dapat digunakan sebagai output PWM), 6 Analog input, 16MHz quartz crystal, koneksi USB, ICSP header, dan sebuah tombol reset. Spesifikasinya dapat dilihat pada table 2.3. [10]

Tabel 2.3 Tabel Spesifikasi Arduino Uno. [10]

Microcontroller	ATmega328P
Operating Voltage	5V
Input Voltage (recommended)	7-12V
Input Voltage (limit)	6-20V
Digital I/O Pins	14 (of which 6 provide PWM output)
PWM Digital I/O Pins	6
Analog Input Pins	6
DC Current per I/O Pin	20 mA
DC Current for 3.3V Pin	50 mA
Flash Memory	32 KB (ATmega328P) of which 0.5 KB used by bootloader
SRAM	2 KB (ATmega328P)
EEPROM	1 KB (ATmega328P)
Clock Speed	16 MHz
Length	68.6 mm
Width	53.4 mm
Weight	25 g

2.10. Kursi Roda Listrik

Kursi roda yang digunakan adalah kursi roda listrik Pride Jet 3 Ultra. Dengan spesifikasi seperti yang ditunjukkan pada Tabel 2.4[11]



Tabel 2.4 Tabel Spesifikasi Kursi Roda[11]

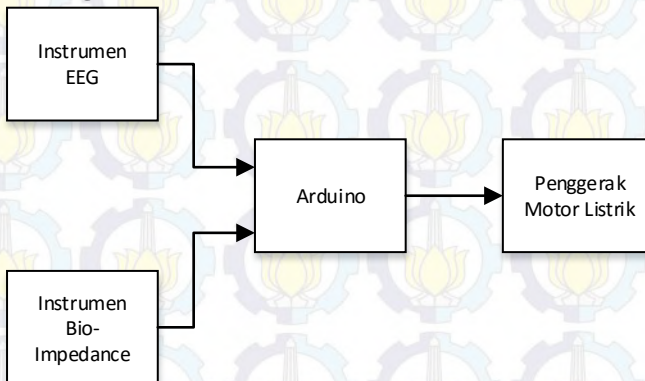
SPECIFICATIONS

Weight capacity	136 kg (300 lbs.)
Maximum speed	Up to 6.44 km/h (4 mph)
Ground clearance	7 cm (2.75")
Turning radius	50.80 cm (20")
Overall length	102.87 cm (40.5")
Overall width	57.15 cm (22.5")
Wheels	Drive: 25.4 cm (10") pneumatic or solid
Front anti-tips	15.24 cm (6") solid
Rear castors	20.32 cm (8") solid
Suspension	Active-Trac®
Drive train	Two-motor, mid-wheel drive
Braking system	Intelligent braking (electronic, regenerative disc park brake)
Standard electronics	50 amp, PG VSI controller
Specialty controls	N/A
Battery charger	Off-board, 3 amp (standard)
Per-charge range	Up to 17.7 km (11 miles)
Battery requirements	(2) 12 volt, deep cycle
Battery size	32 AH
Battery weight	11 kg (24.5 lbs.) each
Base weight	41.74 kg (92 lbs.)
Standard seat weight	19 kg (42.5 lbs.) (high-back)
Std. seat dimensions	46 cm x 46 cm (18" x 18")
Warranty	2-year limited

BAB III PERANCANGAN SISTEM

Bab ini membahas perancangan sistem pengendali kursi roda dengan sinyal EEG dan *Bio-impedance*. pada gambar 3.1 menunjukkan diagram blok sistem secara keseluruhan. Secara umum, sistem terdiri atas dua buah alat instrumentasi yaitu instrumentasi EEG dan *Bio-Impedance*. Instrumentasi EEG disini digunakan untuk menggerakkan kursi roda kearah depan. Sementara instrument bio impedance dimanfaatkan untuk memberikan perintah kearah kiri dan kanan.

3.1. Diagram Blok Sistem

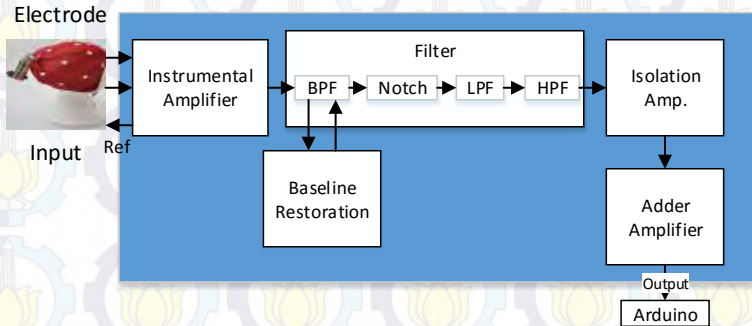


Gambar 3.1 Diagram Blok Sistem

Awalnya beberapa elektroda dipasang pada subjek. Elektroda tersebut dimanfaatkan untuk mengambil sinyal listrik pada permukaan kepala dan punggung. Sinyal dari elektroda kemudian diterima oleh instrumentasi. Keluaran dari instrumentasi tersebut diteruskan ke pengolah yang berupa Arduino Uno. Di dalam Arduino Uno tersebut dimasukkan program ADC dengan *threshold* yang berfungsi untuk membatasi sinyal keluaran dari kedua alat instrumentasi. Output Arduino Uno berupa sinyal PWM dengan *Duty Cycle* yang diatur sesuai dengan tegangan yang diinginkan. Tegangan keluaran dari Arduino Uno akan diteruskan ke sistem penggerak motor listrik yang terdapat pada kursi roda listrik

yang digunakan.

3.2. Instrumen EEG



Gambar 3.2 Diagram Blok EEG

Perangkat keras dari blok ini terdiri atas rangkaian-rangkaian elektronika yang berfungsi untuk menangkap sinyal EEG, menghilangkan sinyal lain yang tidak diinginkan dan mengirimkan hasilnya ke Arduino UNO agar dapat diolah dengan menggunakan perangkat lunak yang di-program pada Arduino UNO. Perangkat keras ini berupa *instrumentation amplifier*, *filter analog*, *baseline restoration*, *isolation amplifier*, *adder amplifier*.

3.2.1. Instrumentation Amplifier

Instrumentation amplifier dasar terdiri atas tiga buah op amp, dimana op amp pertama dan kedua digunakan untuk menguatkan sinyal input pada kedua op amp tersebut. Konfigurasi penguatan dari kedua op amp adalah *non inverting*, output dari kedua op amp ini menjadi input untuk op amp ketiga yang berfungsi sebagai *differential amplifier*. Desain instrumentation amplifier pada tugas akhir ini dilengkapi dengan satu buah op amp yang difungsikan sebagai *channel* referensi sinyal. Selain itu, pada desain rangkaian terdapat *protection circuit* yang berfungsi membatasi tegangan sehingga melindungi subyek maupun *instrumentasi amplifier*. Gambar rangkaian dapat dilihat pada gambar 2.12.

Pada bagian *protection circuit*, tegangan dibatasi diantara $\pm V_m$, dimana besar V_m didapatkan dengan mengatur potensiometer R5

dan R6 sehingga

$$+V_m \max = +V \text{ supply}$$

$$-V_m \max = -V \text{ supply}$$

Selain itu pada protection circuit terdapat filter *low pass* pasif, dimana dengan memilih $R1=R3=10k$ dan $C1=C2=100n$ maka

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2\pi \cdot 10k \cdot 100n}$$
$$f_c = 159,15 \text{ Hz}$$

Sedangkan pada bagian penguatan, besar penguatan dari desain instrumentation amplifier diatur dengan memilih komponen berikut :

$$R7 = R8 = 10k \quad R9 = 2k2$$

$$R10 = R11 = 1k$$

$$R12+R17 = R19 = 10k,$$

Maka

$$\text{Gain} = \left(\frac{10k}{1k}\right) \left(1 + \frac{2 \times 10k}{2k2}\right) = 10 \times (1 + 9.09)$$

$$\text{Gain} = 100.9 \times$$

Pada bagian penguatan terakhir, terdapat multitone R18 yang berfungsi mengatur offset dari sinyal. Op Amp (IC3) berfungsi sebagai channel referensi dimana konfigurasiya adalah penguat *inverting* dengan input adalah output dari IC1 dan IC2. Besar penguatan dari penguat ini adalah

$$\text{Gain max} = \left(-\frac{R16}{R13}\right) = \left(-\frac{100k}{10k}\right) = -10 \times$$

$$\text{Gain min} = \left(-\frac{R16}{R13}\right) = \left(-\frac{0}{10k}\right) = 0 \times$$

Penguatan negatif disini berfungsi sebagai pembalik fasa dari sinyal input yang ada, sehingga sinyal noise dapat dihilangkan dengan beda fasa sebesar 180° .

3.2.2. Filter Analog

Filter analog berfungsi untuk menyaring sinyal-sinyal yang tidak diinginkan yang ikut masuk dalam sistem. Filter analog yang dirancang terdiri atas *bandpass filter* dengan penguatan, *notch filter*, *lowpass filter* dan *highpass filter*. Adapun penjelasan dari filter-filter tersebut adalah sebagai berikut.

3.2.3. Band Pass Filter dengan penguatan

Setelah penguatan pertama pada *instrumentation amplifier*, sinyal EEG masuk ke rangkaian filter *band pass*. Filter ini dirancang untuk melewatkan sinyal pada rentang frekuensi antara 0.3 Hz dan 70 Hz. Frekuensi *cut off high* (f_{ch}) 0.3 Hz berfungsi untuk meredam sinyal DC sedangkan *cut off low* (f_{cl}) berfungsi untuk meredam sinyal di atas 70Hz karena sinyal *motor imagery* berada pada gelombang μ (7-12) dan beta (13-30Hz). Dengan pemilihan f_{cl} dan f_{ch} tersebut, maka komponen yang digunakan pada gambar 2.13 adalah :

Dengan $f_{ch} = 0.3$ Hz dan $R_{20} = 100k$ maka

$$f_{ch} = \frac{1}{2\pi \left(\frac{C_3 \times C_4}{C_3 + C_4} \right) R_{20}} = \frac{1}{\pi C 100k}$$

$$C = \frac{1}{\pi f_{ch} 100k} = \frac{1}{\pi 0.3 100k}$$
$$C = C_4 = C_3 = 10,61 \mu F \approx 10 \mu F$$

$$f_{cl} = \frac{1}{2\pi C_5 \times R_{22}} = \frac{1}{2\pi C_5 \times 100k}$$
$$C_5 = \frac{1}{2\pi f_{cl} 100k} = \frac{1}{2\pi 70 100k}$$
$$C_5 = 22,736 nF \approx 22nF$$

Pada dasarnya, filter *band pass* ini lebih difungsikan sebagai penguatan dari pada sebagai filter. Penguatan yang dirancang ini cukup besar, dengan memanfaatkan R_{23} atau R_{31} maka akan didapatkan penguatan yang berbeda.

Penguatan dengan R_{23}

$$Gain = \left(\frac{R_{22} + R_{23}}{R_{23}} \right) = \left(\frac{100k + 1k}{1k} \right) = 101 \times$$

Penguatan dengan R_{31}

$$Gain = \left(\frac{R_{22} + R_{31}}{R_{31}} \right) = \left(\frac{100k + 10k}{10k} \right) = 11 \times$$

3.2.4. Notch Filter

Notch filter pada tugas akhir ini difungsikan untuk meredam sinyal jala-jala listrik. Sehingga frekuensi yang akan di-*reject* adalah

50 Hz. Gambar 2.17 adalah gambar desain rangkaian *notch filter*. Pemilihan komponen dengan $R_{16}=R_{17}=33 \text{ k}$, maka

$$f_{reject} = \frac{1}{2 \pi R C} = \frac{1}{2 \pi 33k C}$$

$$C = \frac{1}{2 \pi 33k f_{reject}} = \frac{1}{2 \pi 33k 50}$$

$$C = \frac{1}{2 \pi 33k f_{reject}} = \frac{1}{2 \pi 33k 50}$$

$$C_{10} = C_{11} = C_{12} = C_{13} = 90.6 \text{ nF} \approx 100 \text{ nF}$$

3.2.5. Low Pass Filter

Desain rangkaian yang digunakan pada gambar 2.14 untuk *low pass filter* adalah *butterworth* orde 2 dengan frekuensi *cut off* 100 Hz. Dengan frekuensi *cut off* tersebut, maka komponen yang digunakan jika $R_3=R_{10}=R=10k$ adalah

$$f_c = \frac{1}{2\sqrt{2} \pi R C} = \frac{1}{2\sqrt{2} \pi 10k C}$$

$$C = \frac{1}{2\sqrt{2} \pi 10k f_c} = \frac{1}{2\sqrt{2} 10k \pi 100}$$

$$C = 112 \text{ nF} \approx 100 \text{ nF}$$

Sehingga $C_7=C_8=C_9=100 \text{ nF}$

3.2.6. High Pass Filter

Desain rangkaian yang digunakan pada gambar 2.16 untuk *high pass filter* adalah *butterworth* orde 2 dengan frekuensi *cut off* 0.4 Hz. Pemilihan frekuensi *cut off* tersebut bertujuan untuk menghilangkan sinyal DC (0 Hz). Dengan frekuensi *cut off* tersebut, maka komponen yang digunakan jika $C_3=C_4=1 \text{ } \mu\text{F}$ adalah

$$f_c = \frac{\sqrt{2}}{2 \pi R C} = \frac{\sqrt{2}}{2 \pi R 1\mu}$$

$$R = \frac{\sqrt{2}}{2 \pi f_c 1\mu} = \frac{\sqrt{2}}{2 \pi 0.4 1\mu}$$

$$R = 562,7k \approx 560k$$

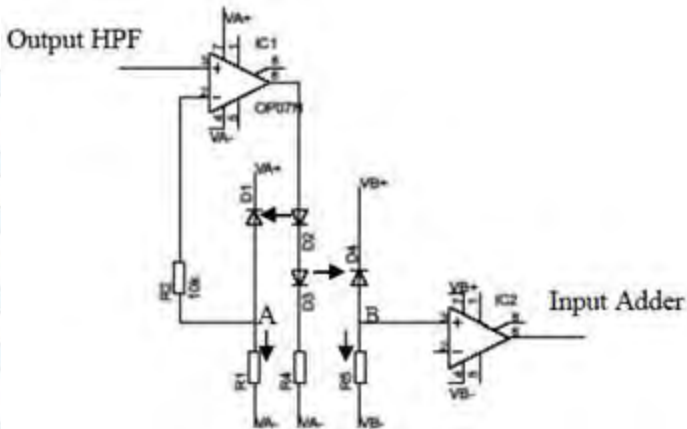
Sehingga $R_{11}=R_{12}=560k$

3.2.7. Baseline restoration

Desain rangkaian *baseline restoration* pada gambar 2.20 yang digunakan adalah *baseline restoration analog* yang memanfaatkan dua buah op amp yang difungsikan sebagai komparator. Tegangan hasil filter *high pass* yang dibandingkan adalah tegangan yang diatur dengan Rpot (R27 dan R25). Dengan mengatur Rpot tersebut, maka Vkomparasi dibuat agar berada pada ± 5 V. Apabila keluaran dari filter *high pass* lebih besar dari +5 V atau lebih kecil dari -5V maka output dari IC5 dan IC7 adalah +Vsat dan akan menghidupkan lampu dan mendrive MOSFET IRF510 sehingga relay akan sort dan kapasitor dari filter *high pass* akan mengalami *discharge* lebih cepat. Penggunaan MOSFET daripada transistor BJT adalah untuk meminimalisir *loss* tegangan. Hal ini sama dengan penggunaan relay yaitu agar tegangan yang digunakan tidak terlalu besar.

3.2.8. Isolation Amplifier

Pada tugas akhir ini, rangkaian pengisolasi untuk instrumentasi EEG dirancang agar subyek yang diukur aman. Desain rangkaian *isolation amplifier* yang digunakan adalah tipe *optical insulation*. Dimana *optical insulation* adalah sistem paling sederhana dalam kasus sinyal non sinusoidal. Optocoupler digunakan untuk mentransmisikan sinyal antara kedua rangkaian yang secara elektrik terpisah Pada desain rangkaian gambar 2.18, diketahui bahwa sebenarnya optocoupler OK2 yang bertindak sebagai isolasi elektrik dan transmisi optik dari sinyal antara kedua rangkaian yang terpisah. Oleh karena optocoupler adalah komponen yang tidak linear (hal ini dikarenakan peralatan optik seperti led adalah komponen non linear) maka dibutuhkan optocoupler lain yaitu OK1 sebagai *feedback* dan koreksi ketidak-linearan.



Gambar 3.3 Diagram *isolation amplifier*

Pada desain rangkaian, op amp IC1 berfungsi sebagai pengontrol kedua optocoupler dan berfungsi sebagai penerima sinyal input dan penerima sinyal *feedback* dari optocoupler OK1. Sedangkan op amp IC2 berfungsi sebagai penguat sinyal dari OK2. Diagram kelistrikan rangkaian yang lebih sederhana ditunjukkan pada gambar 3.3. Arus pada I_A dan I_B dapat diturunkan sebagai berikut :

$$I_A = \frac{V_a}{R1} = \frac{V_i}{R1}$$

$$I_B = \frac{V_b}{R5} = \frac{V_o}{R5} \cdot \frac{1}{K}$$

Dimana

$$I_A = I_B$$

Sehingga

$$V_o = K \cdot \frac{R5}{R1} V_i$$

Output tegangan pada V_o adalah proporsional terhadap input tegangan V_i . Konstanta proporsional tergantung pada resistansi luar $R1$ dan $R5$ serta independen terhadap optocoupler itu sendiri. Sesuai dengan namanya, rangkaian *isolation amplifier* memiliki penguatan, dimana penguatan yang dirancang tergantung dari $R23$, dimana

penguatan dari rangkaian ini adalah :

$$\text{Gain max} = 1 + \frac{R6}{R7 + R23} = 1 + \frac{10k}{0 + 1k} = 11 \times$$

$$\text{Gain min} = 1 + \frac{R6}{R7 + R23} = 1 + \frac{10k}{5k + 1k} = 2.6 \times$$

Multitune R8 digunakan sebagai pengatur level dari output OK2, dimana pada saat sinyal input tidak ada, maka tegangan output adalah nol.

3.2.9. Adder Amplifier

Rangkaian adder amplifier pada gambar 2.19 digunakan untuk menaikkan level tegangan dari sinyal keluaran *isolation amplifier* dengan menambahkan tegangan DC agar bisa di konversi menjadi sinyal digital. Penambahan tegangan DC disesuaikan hingga semua level sinyal EEG bernilai positif sehingga nantinya dapat diproses oleh ADC. Penambahan level tegangan pada desain rangkaian diatur oleh potensiometer R20 yang mengatur tegangan DC antara 0 hingga +Vsupply. Adder disini juga dirancang agar memiliki penguatan, adapun penguatan dari adder amplifier bisa diatur dengan mengubah-ubah besar resistansi pada multitune R21 sehingga terdapat gain max dan gain min yaitu :

$$\text{Gain max} = 1 + \frac{R21}{R22} = 1 + \frac{10k}{1k} = 11 \times$$

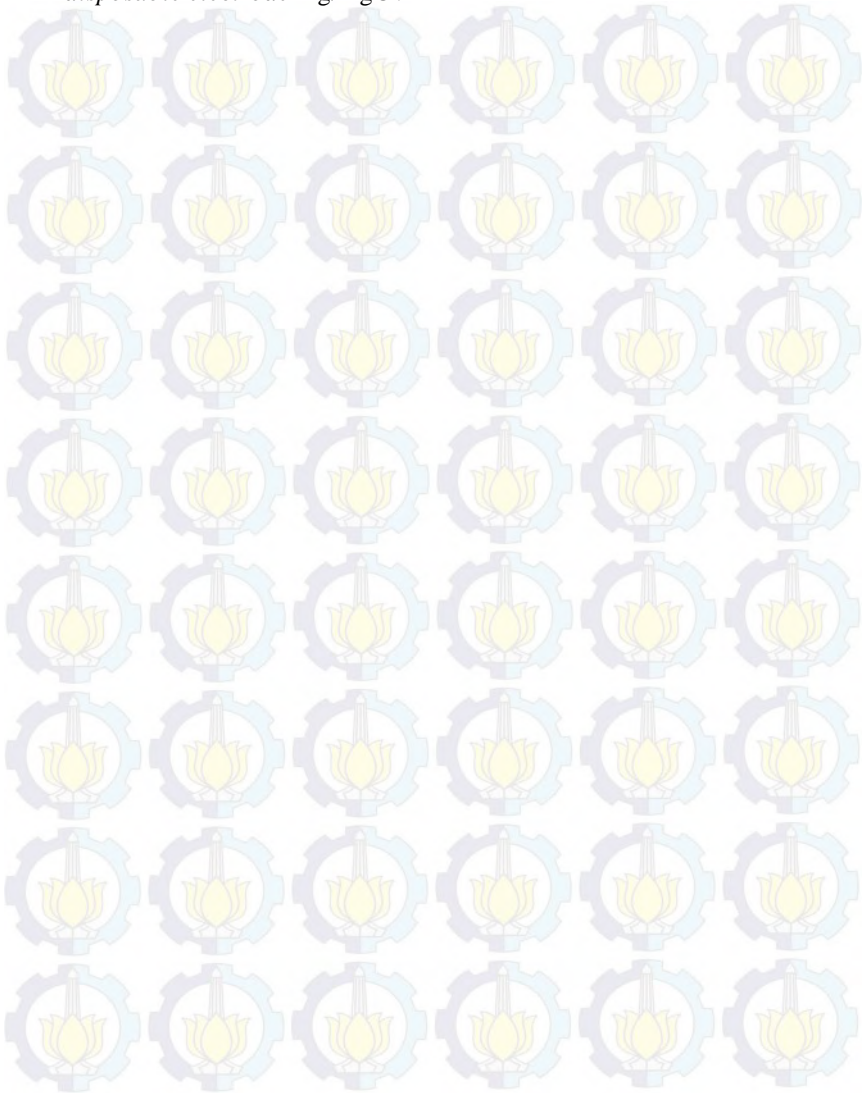
$$\text{Gain min} = 1 + \frac{R21}{R22} = 1 + \frac{1k}{1k} = 1 \times$$

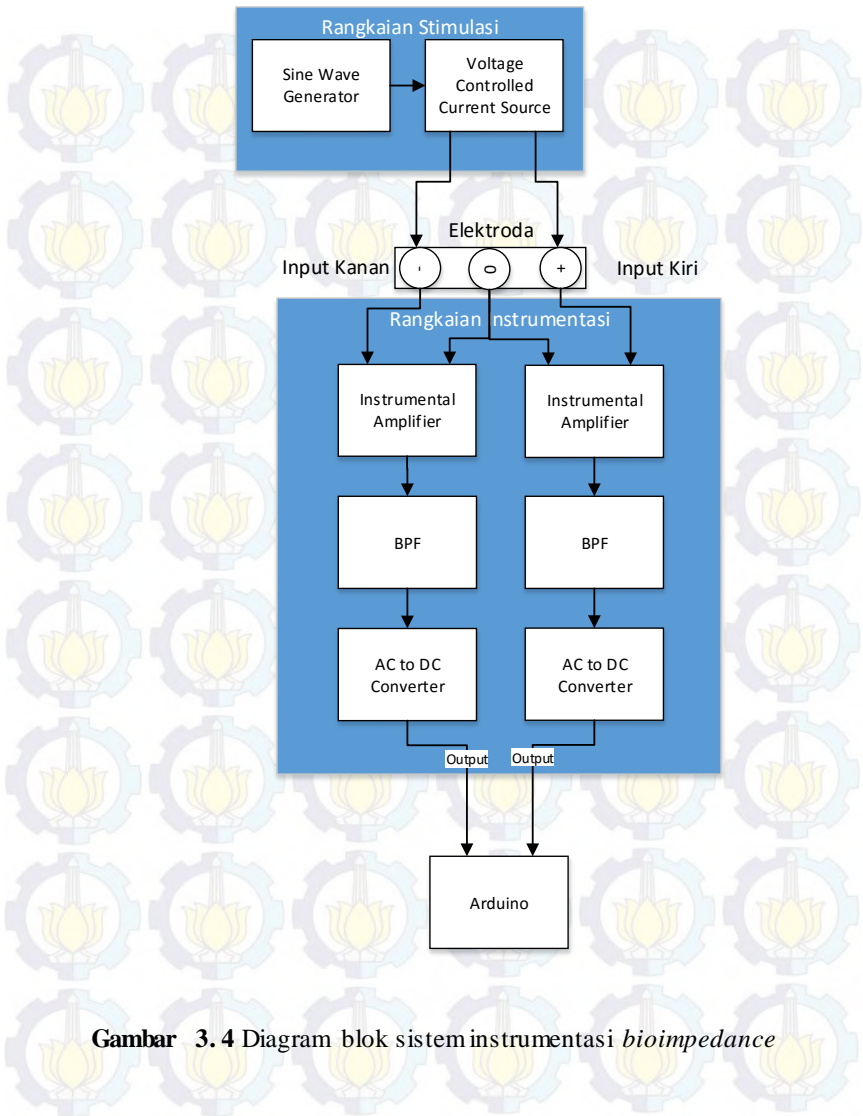
3.3. Instrumen *Bio-impedance*

Diagram blok perangkat keras sistem instrumentasi *bioimpedance* ditunjukkan pada gambar 3.4. Pada dasarnya sistem ini terbagi menjadi dua bagian rangkaian, yakni bagian sumber arus sinusoidal dengan frekuensi sebesar 50 kHz dan nilai amplitudo peak 0,5mA, serta bagian pengukur tegangan yang berfungsi untuk mengolah sinyal hasil pengukuran tegangan *bioimpedance*.

Rangkaian sumber arus tersusun dari rangkaian *sine wave generator* dan rangkaian *Voltage Controlled Current Source* (VCCS). Sinyal tegangan sinusoidal dengan frekuensi 50Khz dihasilkan oleh rangkaian sine wave generator yang kemudian dikonversi menjadi sinyal arus yang memiliki amplitudo konstan serta frekuensi yang sama pada rangkaian VCCS. Sinyal arus

sinusoidal tersebut kemudian dialirkan ke tubuh melalui dua buah *disposable electrode Ag/AgCl*.





Gambar 3.4 Diagram blok sistem instrumentasi *bioimpedance*

Perubahan *bioimpedance* yang dihasilkan kemudian diukur menggunakan dua buah elektroda pengukur tegangan dengan tipe yang sama. Tegangan tersebut dikuatkan dengan menggunakan rangkaian *instrumentation amplifier* yang memiliki kemampuan *common mode rejection ratio* (CMRR) yang tinggi. Setelah dikuatkan, tegangan dilewatkan ke rangkaian *band pass filter* untuk diambil frekuensi yang diinginkan, yaitu $\pm 50\text{KHz}$. Dengan demikian data tegangan akan terhindar dari gangguan sinyal *electromyography* (EMG) yang berkisar antara 20Hz sampai 500 Hz, gangguan pergerakan artefak, dan gangguan gelombang radio. Tegangan keluaran dari rangkaian *filter* ini kemudian masuk ke rangkain penyearah tegangan agar mempermudah mikrokontroler dalam mengambil dan memroses data. Hasil pembacaan data tegangan oleh ADC kemudian diproses dengan metode *thresholding* dan diteruskan menjadi sinyal kendali kursi roda.

3.4. Perancangan Rangkaian Stimulasi

3.4.1. Sine Wave Generator

Seperti yang telah dijelaskan sebelumnya pada sub bab 2.8.1, rangkaian penghasil sinyal sinusoidal disusun dari rangkaian *square wave generator* yang diikuti rangkaian *low pass filter* dan rangkaian *non-inverting amplifier*. Berikut akan dijelaskan secara bertahap fungsi dari tiap-tiap bagian:

1. Square Wave Generator

Rangkaian berfungsi untuk menghasilkan sinyal persegi secara *free running* dengan tambahan adanya pengaturan frekuensi dari sinyal keluarannya. Rangkaian ini sering disebut juga sebagai rangkaian *astable multivibrator*. Skematik rangkaian ini ditunjukkan pada gambar 2.22.

Agar dihasilkan gelombang dengan *duty cycle* 50%, nilai V_{UT} dan V_{LT} harus berimbang. Oleh karea itu nilai R_6 harus sama dengan R_7 . Dalam rancangan ini ditetapkan R_6 dan R_7 sebesar 3,3 k Ω . Nilai kapasitor C_9 ditentukan sebesar 1 nF. Agar frekuensi tegangan yang dihasilkan sebesar 50Khz, maka nilai R_2+R_8 dapat cari dari persamaan 2.4, sebagai berikut :

$$f_{out} = \frac{1}{2(R_2 + R_8)C \ln\left(\frac{2R_6}{R_7} + 1\right)}$$

$$R_2 + R_8 = \frac{1}{2f_{out} C \ln\left(\frac{2R_6}{R_7} + 1\right)}$$

$$R_2 + R_8 = \frac{1}{2.50 \times 10^3 \cdot 1 \times 10^{-9} \ln\left(\frac{2.3k\Omega}{3k\Omega} + 1\right)}$$

$$R_2 + R_8 \approx 9102,39\Omega$$

Berdasarkan hasil perhitungan di atas, didapat nilai tahanan R2+R8 sebesar ±9,1 kΩ. R8 merupakan tahanan tetap dan ditentukan nilainya sebesar 1 kΩ, sedangkan R2 merupakan tahanan variabel. Agar bisa didapatkan frekuensi sebesar 50 kHz, tahanan R2 paling tidak harus bisa di-tune sebesar 8,1 kΩ. Oleh karena itu, R2 ditentukan nilainya sebesar 10 kΩ. Karena pada rangkaian ini tidak ada sebuah pembatas tegangan, maka amplitudo sinyal keluarannya akan beresilasi sebesar ±Vsat.

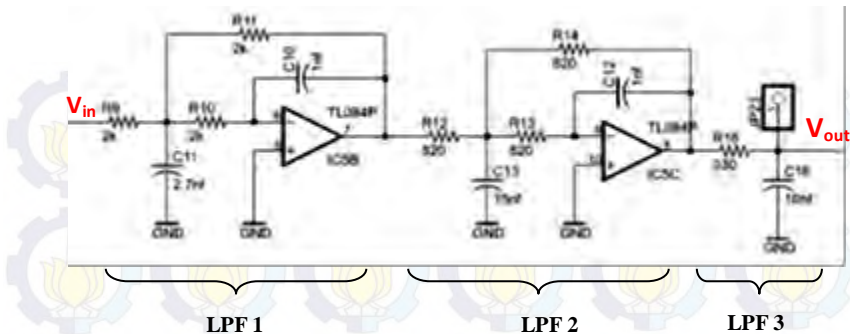
IC op-amp yang digunakan pada sub-rangkaian ini ialah IC op-amp TL-084 yang memiliki karakteristik *gain bandwidth product* 4 MHz serta *slew rate* 16 V/μs. Dengan pengaturan frekuensi keluaran 50Khz maka hasil sinyal output akan memiliki pelememahan amplitudo tegangan atau dengan kata lain amplitudo sinyal output tidak akan mencapai titik saturasi.

2. Low Pass Filter (LPF)

Rangkaian ini digunakan untuk mendapatkan keluaran berupa sinyal sinusoidal dari masukan sinyal persegi dari rangkaian *Square wave generator*. Frekuensi *Cut off* dari rangkaian LPF ini diatur agar sama dengan frekuensi sinyal yang dihasilkan oleh rangkaian *square wave generator*, yakni 50Khz. Rangkaian LPF yang digunakan yaitu LPF orde dua dengan arsitektur *multiple-feedback* (MFB) yang dikaskade sebanyak dua kali. Rangkaiannya ditunjukkan pada gambar 3.5 di bawah. Penentuan nilai resistansi dan kapasitansi agar didapatkan frekuensi *cut-off* yang diinginkan dapat dicari dengan menggunakan persamaan berikut :

$$FSF \times f_c = \frac{1}{2\pi RC \sqrt{m \cdot n}}$$

Dengan ketentuan :



Gambar 3.5 Rangkaian *low pass filter* orde dua yang dikaskade

LPF 1 $\rightarrow R9 = R11 = R$, $R10 = mR$, $C10 = C$, $C11 = nC$

LPF 2 $\rightarrow R12 = R14 = R$, $R13 = mR$, $C12 = C$, $C13 = nC$

Sekarang perhatikan rangkaian LPF1 dan LPF 2. Keduanya merupakan *filter* orde 2 yang sama dan dikaskadekan. Dengan demikian orde *filter* menjadi 4. Berdasarkan daftar tabel 2.2, pada LPF1 ditentukan $FSF=1$ dan $Q=0,5412$ sedangkan LPF2 ditentukan nilai $FSF=1$ dan $Q=1,3065$.

- **Desain LPF1**

Ditentukan nilai m sebesar 1. Dengan faktor kualitas (Q) sebesar 0,5412, dapat dihitung harga n sebagai berikut.

$$Q = \frac{\sqrt{mn}}{1 + 2m}$$

$$0,5412 = \frac{\sqrt{1 \cdot n}}{1 + 2 \cdot 1}$$

$$n = 2,636$$

Dipilih kapasitor C sebesar 1nF, sehingga dapat ditentukan $C10 = C = 1nF$ dan $C11 = nC = 2,636 \cdot 1nF = 2,636nF$. Nilai $C11$ didekati dengan harga kapasitor yang ada di pasaran, yaitu 2,7nF. Perhitungan besar resistansi agar didapatkan frekuensi *cut-off* 50 kHz yaitu sebagai berikut.

$$FSF \times f_c = \frac{1}{2\pi RC\sqrt{m \cdot n}}$$

$$R = \frac{1}{FSF \cdot f_c \cdot 2\pi \cdot C\sqrt{m \cdot n}}$$

$$R = \frac{1}{1.50 \times 10^3 \cdot 2 \cdot 3,14 \cdot 10^{-9} \sqrt{1 \cdot 2,636}}$$

$$R = 1961,51 \Omega$$

Dari hasil perhitungan resistansi di atas, dipilih resistor yang ada di pasaran yaitu 2 k Ω . Dengan demikian bisa ditentukan nilai R9 dan R11 yaitu sebesar R=2 k Ω dan R10 sebesar m.R=1.2 k Ω =2 k Ω .

- **Desain LPF2**

Ditentukan nilai m sebesar 1. Dengan faktor kualitas (Q) sebesar 1,3065, dapat dihitung harga n sebagai berikut.

$$Q = \frac{\sqrt{mn}}{1 + 2m}$$

$$1,3065 = \frac{\sqrt{1 \cdot n}}{1 + 2 \cdot 1}$$

$$n = 15,362$$

Dipilih kapasitor C sebesar 1nF, sehingga dapat ditentukan C12=C=1nF dan C13=nC=15,362.1nF=15,362nF. Nilai C13 didekati dengan harga kapasitor yang ada di pasaran, yaitu 15 nF. Kemudian perhitungan besar resistansi agar didapatkan frekuensi *cut-off* 50 kHz yaitu sebagai berikut.

$$FSF \times f_c = \frac{1}{2\pi RC\sqrt{m \cdot n}}$$

$$R = \frac{1}{FSF \cdot f_c \cdot 2\pi \cdot C\sqrt{m \cdot n}}$$

$$R = \frac{1}{1.50 \times 10^3 \cdot 2.3,14 \cdot 10^{-9} \sqrt{1.15,362}}$$

$$R = 812,634 \Omega$$

Dari hasil perhitungan resistansi di atas, dipilih resistor yang ada di pasaran yaitu 820 Ω . Dengan demikian bisa ditentukan nilai R12 dan R14 yaitu sebesar R=820 Ω dan R13 sebesar m.R=1.820 Ω = 820 Ω .

- **Desain LPF3**

LPF 3 merupakan *filter* RC pasif. Rangkaian ini berfungsi untuk meningkatkan redaman pada frekuensi tinggi yang tidak mampu diredam oleh *filter* aktif akibat keterbatasan *bandwidth* op-amp. IC op-amp yang digunakan adalah tipe TL-084. Pada LPF 3, dipilih kapasitor sebesar 10 nF. Berbeda dengan perhitungan sebelumnya, perhitungan resistor pada *filter* RC pasif agar didapatkan frekuensi *cut-off* sebesar 50 kHz yaitu sebagai berikut.

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

$$R = \frac{1}{2\pi f_c C}$$

$$R = \frac{1}{2 \times 3,14 \times 50.10^3 \times 1.10^{-8}}$$

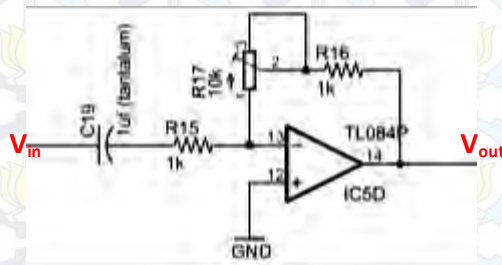
$$R = 318,471 \Omega$$

Pada prakteknya, dipilih pendekatan resistor yang ada di pasaran sebesar 330 Ω .

3. Inverting Amplifier

Rangkaian ini digunakan sebagai pengatur amplitudo tegangan dari sinyal sinusoidal yang telah dihasilkan oleh rangkaian *low pass filter*. Rangkaian *inverting amplifier* ditunjukkan pada gambar 3.6 dan besar penguatan dari rangkaian ini dirumuskan pada persamaan 2.8. Kapasitor C19 digunakan untuk menghilangkan tegangan *offset* dan ditentukan nilainya sebesar 1 uF. Nilai ini didapatkan dari hasil

uji coba rangkaian. Tahanan R15 dan R16 ditentukan sebesar 1 k Ω . Resistor variabel R17 yang digunakan sebesar 10 k Ω . Penguatan minimum didapat saat resistor variabel mencapai nilai minimum (0 k Ω), sedangkan penguatan maksimum didapat saat resistor variabel mencapai nilai maksimum (10 k Ω). Dengan demikian, dapat diketahui penguatan minimum dan maksimum dari rangkaian ini yaitu :



Gambar 3.6 Rangkaian *inverting amplifier*

$$G(\min) = -\frac{R16 + R17}{R15}$$

$$G(\max) = -\frac{R16 + R17}{R15}$$

$$G(\min) = -\frac{1k + 0}{1k}$$

$$G(\max) = -\frac{1k + 10k}{1k}$$

$$G(\min) = -1$$

$$G(\max) = -11$$

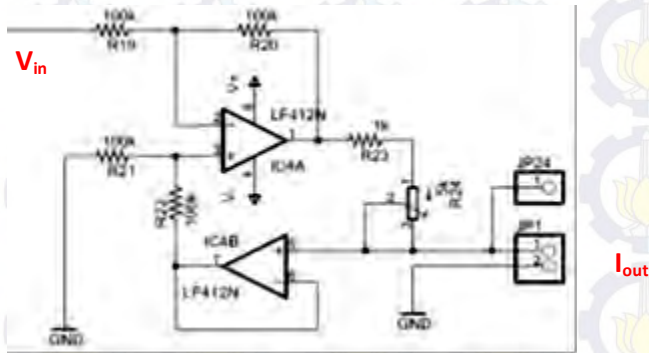
Pada sub rangkaian ini, digunakan pula IC op-amp TL-084. Dengan pengaturan nilai frekuensi serta besar amplitudo tegangan yang bisa diatur sesuai dengan keinginan kita, gabungan ketiga rangkaian ini akan mampu menghasilkan sinyal output sinusoidal yang sempurna. Output dari rangkaian ini dirancang untuk menghasilkan tegangan AC maksimum sebesar 3V_{rms}. Pengaturan ini akan diatur menggunakan multitune R17 dengan melihat hasil *output*-nya menggunakan osiloskop.

1.4.2. Voltage Controlled Current Source (VCCS)

Rangkaian ini berfungsi untuk mengubah sinyal tegangan sinusoidal menjadi sinyal arus sinusoidal yang nantinya akan diinjeksikan ke tubuh pasien melalui elektroda. Secara garis besar, dalam pengukuran *bioimpedance*, hal-hal yang harus diperhatikan

dari rangkaian VCCS ialah rangkaian ini memiliki impedansi output yang tinggi, serta memiliki *bandwidth* yang lebar.

Rangkaian ini terdiri dari terusun dari dua buah op-amp yang terkemas dalam satu IC LF412. IC ini memiliki *gain bandwidth* sebesar 3 MHz, input bias current yang rendah (50 pA), serta *slew rate* yang tinggi (10 V/ μ s).



Gambar 3.7 Rangkaian VCCS

ketika nilai-nilai dari resistor :

$$\frac{R_{20}}{R_{19}} = \frac{R_{22}}{R_{21}}$$

Impedansi *output*-nya akan bernilai tidak terhingga ($R_o = \infty$). Pada desain rangkaian kali ini dipilih nilai $R_{19}=R_{20}=R_{21}=R_{22}=100 \text{ k}\Omega$.

Arus beban dapat dihitung menggunakan persamaan berikut :

$$I_{out} = \frac{V_i}{R_{23} + R_{24}}$$

Dimana V_i merupakan nilai *root mean square* dari tegangan *input*. R_{23} ditentukan sebesar 1 k Ω dan R_{24} sebesar 5 k Ω . Resistor variabel R_{24} digunakan untuk kalibrasi arus keluaran agar didapatkan arus sebesar 0.5mA_{rms}. Arus tersebut merupakan arus maksimum yang diperbolehkan masuk ke tubuh manusia, sesuai dengan standar IEC 48481. Penentuan harga R_{23} dan R_{24} ini

berdasarkan hasil percobaan yang dilakukan pada rangkaian. Rangkaian stimulasi keseluruhan yang sudah tercetak dan terangkai ditunjukkan pada gambar 3.8 di bawah ini.



Gambar 3.8 Papan rangkaian stimulasi yang sudah terangkai

3.5. Perancangan Rangkaian Instrumentasi *Bioimpedance*

3.5.1. Instrumentation Amplifier

Rangkaian instrumentasi amplifier ditunjukkan pada gambar 3.9. Terdapat tiga buah IC op-amp yang digunakan pada rangkaian ini. IC op-amp yang digunakan yaitu LF412 yang di dalamnya terdapat dua buah op-amp dan LF355. Selain *low cost*, kedua IC ini dipilih juga karena memiliki respon yang cukup baik terhadap *input* dengan frekuensi yang tinggi. Selain itu, IC ini juga memiliki CMRR yang tinggi hingga 100 dB. Penguatan instrumentasi ditentukan oleh nilai R36. Pada perancangan ini, agar nilai penguatan dapat diatur selama proses penelitian maka resistor R36 digunakan multitune 50K Ω . sesuai rumus perhitungan *gain* dari rangkaian ini:

$$\frac{V_o}{V_a - V_b} = \left[1 + \frac{2R_{30}}{R_{35} + R_{36}} \right] \left[\frac{R_{34}}{R_{31}} \right]$$

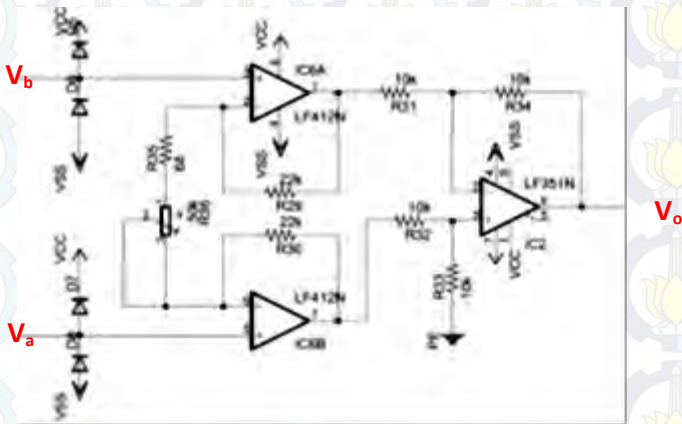
Dengan R31=R32, R33=R34, dan R29=R30.

R35 ditentukan sebesar 100 Ω untuk menghindari penguatan terlalu besar yang berakibat tegangan menjadi tidak stabil. R31, R32, R34 dan R35 ditentukan sebesar 10 k Ω . Sedangkan R29 dan R30 ditentukan sebesar 22 k Ω . Dengan demikian penguatan maksimal akan didapat saat R36 mencapai nilai minimum ($\pm 0 \Omega$) yaitu sebesar :

$$\text{Gain (max)} = \left[1 + \frac{2R_{30}}{R_{35} + R_{36}} \right] \left[\frac{R_{34}}{R_{31}} \right]$$

$$\text{Gain (max)} = \left[1 + \frac{2 \cdot 22k}{100 + 0} \right] \left[\frac{10k}{10k} \right]$$

$$\text{Gain (max)} = 441$$



Gambar 3.9 Rangkaian *Instrumentation Amplifier*

Dua pasang diode dipasang pada masing-masing masukan (V_a dan V_b). Rangkaian ini digunakan untuk membatasi tegangan sinyal *input*, terutama sebagai perlindungan pada rangkaian *instrumentation amplifier* agar tidak mengalami kerusakan saat dilakukan pengukuran tegangan pada bagian tubuh. Batas tegangan yang diijinkan untuk dapat masuk ke bagian input IC LF412 ini dapat dihitung sebagai berikut:

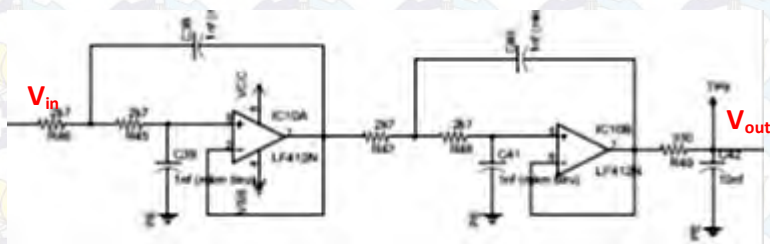
$$V_{\text{maks}} = +V_{CC} + V_d$$

$$V_{\text{min}} = -V_{CC} - V_d$$

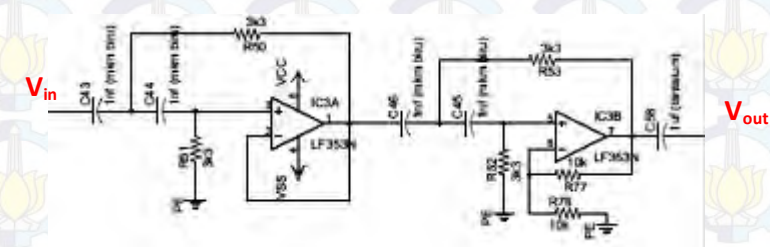
Dimana $\pm V_{CC} = \pm 12V$ (tegangan suplai rangkaian) dan $V_d = 0,7V$ (tegangan dioda silikon 1N4148 saat *forward bias*). Dengan demikian, batas tegangan maksimum yang dapat dilewati ialah sebesar $+12,7 V$ dan batas minimumnya sebesar $-12,7 V$.

3.5.2. Band Pass Filter (BPF)

Rangkaian BPF yang akan digunakan dalam tugas akhir ini yaitu *Wide BPF*. Rangkaian ini terdiri dari dua buah tipe *filter* yaitu LPF dan HPF dengan frekuensi *cut-off* yang berbeda. Frekuensi yang ingin dilewatkan yaitu antara 48 kHz sampai 55 kHz. Frekuensi *cut-off* atas BPF (55 kHz) merupakan frekuensi *cut-off* dari LPF (f_{cl}) sedangkan frekuensi *cut-off* bawahnya (48 kHz) merupakan frekuensi *cut-off* dari HPF (f_{ch}). Rangkaian LPF dan HPF yang akan digunakan yaitu *filter* orde dua yang dikaskade sebanyak dua kali. pengkaskadean ini akan meningkatkan orde dan daya redam *filter*. Secara teori, *filter* orde dua akan memberikan daya redam sebesar $\pm 40\text{dB/decade}$. Bila dua *filter* jenis ini dikaskade sebanyak dua kali, maka daya redamnya akan meningkat menjadi $\pm 80\text{dB/decade}$. Arsitektur rangkaian yang digunakan yaitu tipe *sallen-key*, seperti yang terlihat pada gambar 3.10 berikut.



a) Skematik rangkaian LPF



b) Skematik rangkaian HPF

Gambar 3.10 Skematik rangkaian penyusun BPF *Bio-Impedance*

Rangkaian LPF ditentukan frekuensi *cut-off*-nya sebesar 55 kHz. Pada bagian *filter* aktif, Kapasitor-kapasitor yang ada di rangkaian ini ditentukan kapasitansinya yaitu 1 nF. Sesuai dengan cara perhitungan *filter* sebelumnya, maka dapat ditentukan besarnya resistansi yang harus dipakai. Perhitungannya yaitu sebagai berikut :

$$R = \frac{1}{2\pi f_{cl} C}$$
$$R = \frac{1}{2 \times 3,14 \times 55 \cdot 10^3 \times 1 \cdot 10^{-9}}$$

$$R = 2895,19 \Omega$$

$$R \approx 2,7 k \Omega$$

Filter RC pasif yang ada pada ujung rangkaian LPF merupakan bagian tersendiri. Pengaturan frekuensi *cut-off* digeser lebih sempit dari sebelumnya yaitu kurang lebih 51 kHz. Kapasitor ditentukan sebesar 10 nF. Harga resistor dapat dicari dengan perhitungan sebagai berikut :

$$R = \frac{1}{2\pi f_{cl} C}$$
$$R = \frac{1}{2 \times 3,14 \times 51 \cdot 10^3 \times 10 \cdot 10^{-9}}$$

$$R = 312,23 \Omega$$

$$R \approx 330 \Omega$$

Berikutnya yaitu rangkaian HPF. Pada rangkaian HPF ditentukan frekuensi *cut-off*-nya sebesar 48 kHz. Kapasitor-kapasitor yang ada di rangkaian ini ditentukan kapasitansinya yaitu 1 nF.

Kapasitor yang ada pada ujung rangkaian bukan merupakan bagian dari *filter*. Kapasitor ini digunakan untuk meredam *offset* tegangan yang mungkin terjadi. Berdasarkan hasil uji coba, kapasitor ini ditentukan nilainya sebesar 1 μF . Perhitungan nilai resistansi agar didapat frekuensi *cut-off* yang diinginkan yaitu sebagai berikut :

$$R = \frac{1}{2\pi f_{ch} C}$$

$$R = \frac{1}{2 \times 3,14 \times 48.10^3 \times 10.10^{-9}}$$

$$R = 3317,41\Omega$$

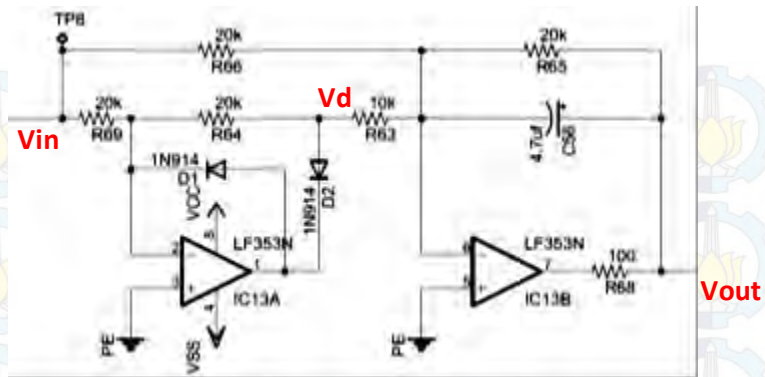
$$R \approx 3,3 \text{ k}\Omega$$

3.5.3. AC to DC Converter

Nilai sinyal tegangan kompleks dari *bioimpedance* yang terukur setelah melalui penyangaran masih berupa tegangan AC dengan frekuensi 50 kHz. Apabila sinyal ini langsung dimasukkan ke mikrokontroler, maka kerja mikrokontroler akan menjadi lebih berat karena harus menghitung tegangan rata-rata di tiap periodenya. Selain itu, perubahan tegangan pada hasil pengukuran juga masih sangat kecil. Oleh karena itu dibutuhkan rangkaian pengondisi sinyal terlebih dahulu. Dalam rancangan ini digunakan rangkaian *AC to DC converter* yang berfungsi untuk mengubah sinyal *input* AC menjadi tegangan *output* DC. Tegangan output ini dirancang agar dihasilkan tegangan RMS dari sinyal input AC nya. Gambar 3.11 menunjukkan rangkaian *AC to DC converter* yang digunakan dalam sistem ini.

Sinyal masukan yang diubah hanya yang berpolaritas positif saja, sedangkan polaritas negatifnya tidak diloloskan. Seperti yang telah dijelaskan pada sub bab 2.8.2 point ketiga sebelumnya, untuk mencari nilai tegangan rms dari suatu sinyal sinusoidal dapat menggunakan rumus.

$$V_{rms} = \frac{V_m}{\sqrt{2}} = 0.707V_m$$



Gambar 3.11 Rangkaian AC to DC Converter

Rumus untuk mendapatkan tegangan DC rata-ratanya:

$$V_{dc} = \frac{2V_m}{\pi} = 0.637V_m$$

Rangkaian ini terdiri dari dua buah op-amp dengan tipe LF353. IC13A berfungsi untuk menyearahkan gelombang sinusoidal dengan penguatan sebesar

$$G = -\frac{R_{64}}{R_{69}} = -\frac{20k}{20k} = -1$$

IC13B merupakan rangkaian *summing amplifier* dengan penguatan sebesar

$$-\frac{R_{65}}{R_{63}} = -\frac{20k}{10k} = -2$$

dan

$$-\frac{R_{65}}{R_{66}} = -\frac{20k}{20k} = -1$$

Untuk menganalisa rangkaian di atas, kita ambil contoh gambar sinyal V_{in} dan V_d pada gambar 2.29 dan 2.30. Kita ambil satu titik

dari kedua sinyal tersebut misal $V_{in}=V_m$ dan $V_d= -V_m$ maka nilai dari outputnya dapat dihitung sebagai berikut:

$$V_{out} = -\frac{20k}{10k}x(-V_m) - \frac{20k}{20k}x(V_m) = V_m$$

Untuk kondisi kedua misal $V_{in}=-V_m$ dan $V_d=0$ maka nilai tegangan *output*-nya adalah

$$V_{out} = -\frac{20k}{10k}x(0) - \frac{20k}{20k}x(-V_m) = V_m$$

Output dari IC13B diratakan dengan kapasitor dengan nilai 4,7 μF agar dihasilkan sinyal DC yang lebih halus.

3.5.4. Differential Amplifier dan Penguat Akhir

Setelah melalui rangkaian *AC to DC converter*, berikutnya akan masuk ke rangkaian *differential amplifier*. Gambar 3.12 menunjukkan skematik dari rangkaian ini.

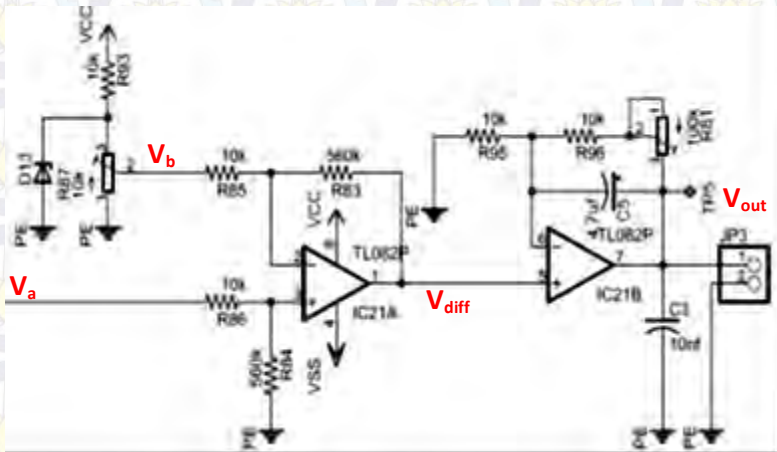
Pada saat bahu belum bergerak ke atas atau otot punggung belum berkontraksi, *bioimpedance* masih tetap ada sehingga tegangan akan terdeteksi oleh rangkaian instrumentasi. Agar mikrokontroler mendeteksi tegangan nol saat tidak ada pergerakan dari bahu, tegangan akan dikurangi dengan menggunakan rangkaian *differential amplifier*. Tegangan pengurang diambil dari rangkaian pembagi tegangan yang terhubung ke suplai positif (VCC) dan bisa diatur dengan menggunakan resistor variabel R87. Diode zener 5V1 dipasang paralel dengan resistor R87, dengan demikian tegangan pengurang bisa di-*tune* antara 0 sampai 5,1 Volt. Tegangan keluaran yang dihasilkan (V_{diff}) dapat dihitung dengan menggunakan persamaan berikut

$$V_{diff} = m (V_a - V_b)$$

Dimana $R_{83}=R_{84}$, $R_{85}=R_{86}$, dan $m=R_{83}/R_{85}$

R83 dan R84 ditentukan sebesar 560 k Ω , sedangkan R85 dan dan R86 ditentukan sebesar 10 k Ω . Dengan demikian didapatkan

penguatan tetap sebesar 56 kali. R93 dipasang sebesar 10 kΩ sebagai *pull-up resistor* pada diode zener.



Gambar 3.12 Skematik rangkaian *differential amplifier*

Untuk membuat tegangan keluaran berkisar antara 0 sampai 5 volt, dipasang sebuah rangkaian *non-inverting amplifier* di depan rangkaian *differential amplifier*. R95 dan R96 ditentukan resistansinya sebesar 10 kΩ. Resistor variabel R81 yang terpasang seri dengan R96 digunakan untuk mengatur besar penguatan yang diperlukan. Berdasarkan hasil uji coba, resistor ini ditentukan nilainya sebesar 100 kΩ. Dengan demikian penguatan minimum dan maksimumnya dapat dicari dengan perhitungan sebagai berikut :

$$G(\min) = 1 + \frac{R81 + R96}{R95}$$

$$G(\max) = 1 + \frac{R81 + R96}{R95}$$

$$G(\min) = 1 + \frac{10k + 0}{10k}$$

$$G(\max) = 1 + \frac{10k + 100k}{10k}$$

$$G(\min) = 2$$

$$G(\max) = 12$$

Gambar papan rangkaian instrumentasi *bioimpedance* yang sudah terangkai diperlihatkan pada gambar 3.13 berikut



Gambar 3.13 Papan rangkaian instrumentasi *bioimpedance* yang telah terpasang komponen

3.6. Perancangan Perangkat Lunak Sistem

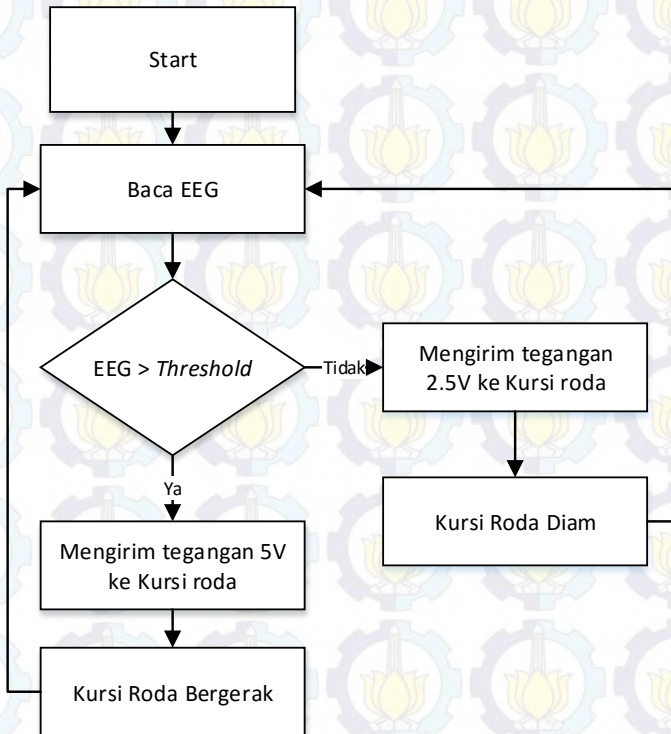
Pada sistem ini, Arduino Uno berfungsi sebagai penghubung antara instrumentasi EEG dan kursi roda. Arduino Uno disini bertugas untuk membaca sinyal analog dari instrumentasi EEG dan *bio-impedance*, membatasi sinyal dari kedua instrumentasi tersebut, mengkonversi menjadi bit digital, dan mengirimkan sinyal PWM sebagai keluaran. Keluaran tersebut kemudian diteruskan ke pin-pin yang terdapat pada joystick dari kursi roda listrik.

Perangkat lunak yang dirancang adalah perangkat lunak Arduino Uno. Perangkat lunak pada Arduino berupa perangkat lunak untuk melakukan proses ADC dan DAC. Diagram alirnya dapat digambarkan pada gambar 3.14 dan 3.15.

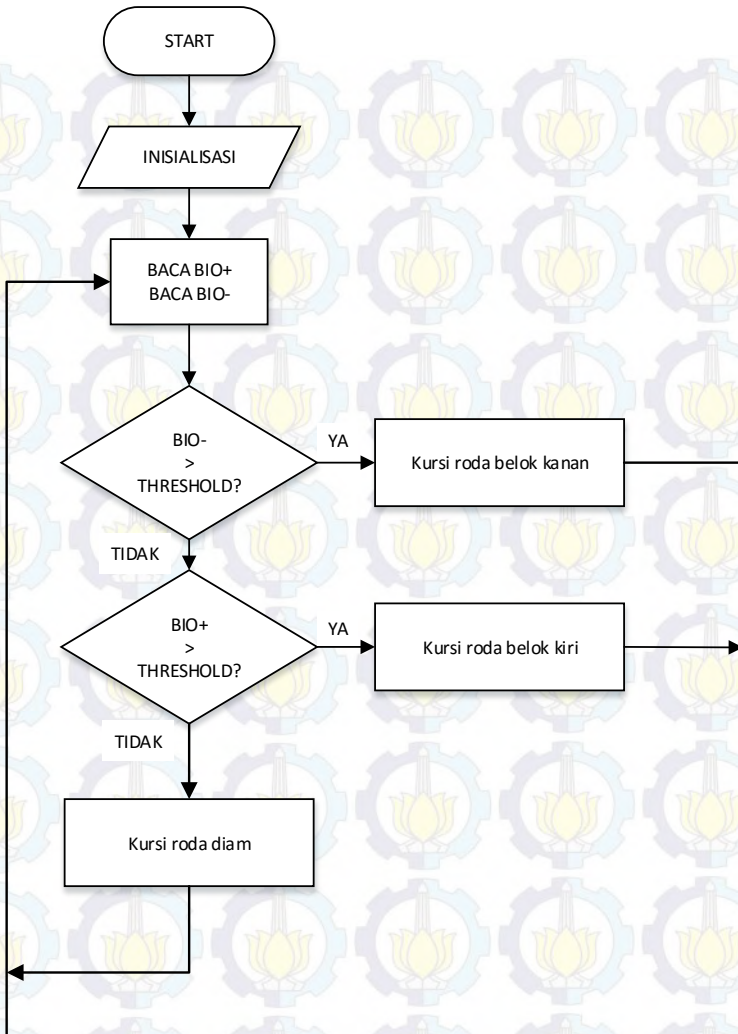
Berdasarkan diagram pada gambar 3.14 dirancangnya sebuah sistem yang meneruskan keluaran EEG ke kursi roda. Disini sistem akan mendeteksi apakah ada gerakan dari pasien atau tidak. Jika terdeteksi bahwa ada gerakan yang berasal dari pasien maka arduino akan mengirimkan PWM dengan duty cycle 100% sehingga tegangan yang masuk pada pin *joystick* kursi roda tersebut bernilai 5 V DC. Dengan tegangan sebesar 5 V DC yang masuk ke pin 4 dan 5 pada joystick maka kursi roda akan bergerak maju.

Sementara jika gerakan pasien tidak terdeteksi maka Arduino akan mengirimkan PWM dengan duty cycle 50% sehingga tegangan yang masuk pada pin *joystick* kursi roda tersebut bernilai 2.5 V DC.

Dengan tegangan sebesar 2.5 V DC yang masuk ke pin 4 dan 5 pada joystick maka kursi roda tidak akan bergerak (diam).



Gambar 3.14 Diagram alir kendali maju mikrokontroler



Gambar 3.15 Diagram alir kendali berbelok mikrokontroler
 Berdasarkan diagram ini dirancanglah sebuah sistem yang meneruskan keluaran *Bio-impedance* ke kursi roda. Disini sistem akan mendeteksi apakah ada gerakan bahu kanan atau kiri dari

pasien atau tidak ada sama sekali. Gerakan bahu kanan akan mempengaruhi perubahan impedansi dari sisi bahu sebelah kanan sehingga menyebabkan tegangan berubah naik ataupun turun sesuai dengan gerakan dan posisi elektroda pada otot *trapezius*. Begitu pula dengan gerakan bahu sebelah kiri, pergerakan yang terjadi akan menyebabkan perubahan dari posisi elektroda yang mengakibatkan nilai impedansi berubah. perubahan nilai impedansi akan berdampak pada kenaikan atau penurunan nilai tegangan keluaran dari instrumentasi *bio-impedance*.

Jika terdeteksi bahwa ada gerakan yang berasal dari bahu kanan pasien maka arduino akan mengirimkan PWM dengan duty cycle 78% sehingga tegangan yang masuk pada pin *joystick* kursi roda tersebut bernilai 3.9 V DC. Dengan tegangan sebesar 3.9 VDC yang masuk ke pin 2 dan 7 pada joystick maka kursi roda akan bergerak kanan.

Jika terdeteksi bahwa ada gerakan yang berasal dari bahu kiri pasien maka arduino akan mengirimkan PWM dengan duty cycle 21.4% sehingga tegangan yang masuk pada pin *joystick* kursi roda tersebut bernilai 1.07 V DC. Dengan tegangan sebesar 1.07 V DC yang masuk ke pin 2 dan 7 pada joystick maka kursi roda akan bergerak kiri.

Sementara jika gerakan pasien tidak terdeteksi maka Arduino akan mengirimkan PWM dengan duty cycle 50% sehingga tegangan yang masuk pada pin *joystick* kursi roda tersebut bernilai 2.5 V DC. Dengan tegangan sebesar 2.5 V DC yang masuk ke pin 2 dan 7 pada joystick maka kursi roda tidak akan bergerak (diam).

BAB IV PENGUJIAN DAN PEMBAHASAN SISTEM

Bab ini membahas tentang desain sistem yang sudah dirancang, dimana desain sistem tersebut akan diuji dan dibahas secara menyeluruh. Metode pengujian dan pembahasan pada bab ini adalah dengan membahas tiap blok dari perangkat lunak dan perangkat keras dengan disertai tabel dan gambar yang mendukung pengujian dan pembahasan sistem.

4.1. Pengujian Instrumentasi EEG

Pengujian perangkat keras dilakukan dengan cara meng-inputkan sinyal tertentu kepada masing-masing blok dan memperhatikan bagaimana respon dari blok tersebut. Pembahasan dan pengujian sistem pada subbab ini terdiri atas pengujian *instrumentation amplifier*, filter-filter analog, *isolation amplifier*, *adder amplifier*, dan pengujian keseluruhan perangkat keras. Gambar 4.1 merupakan gambar dari rangkaian instrumentasi EEG secara keseluruhan.



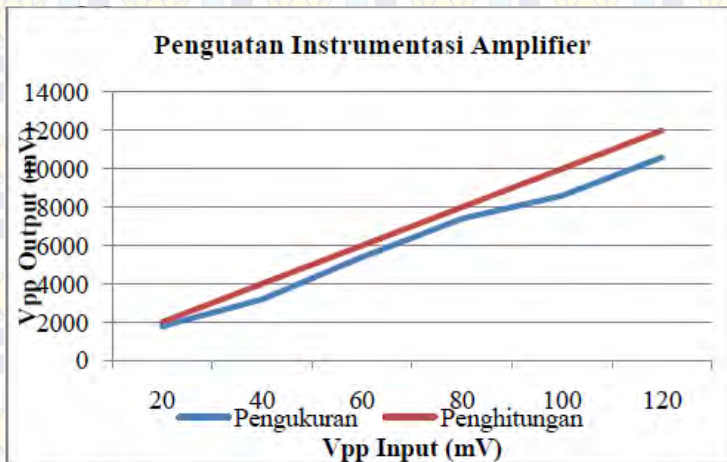
Gambar 4.1 Rangkaian instrumentasi EEG

4.1.1. Pengujian Instrumentation amplifier

Instrumentation amplifier diuji besar penguatannya dengan cara memasukkan beberapa sinyal input yang dihasilkan oleh *function generator*. Hasil pengujian beberapa penguatan dari beberapa sinyal input beserta hasil perhitungan ditunjukkan pada tabel 4.1.

Tabel 4.1 Pengujian rangkaian *instrumentation amplifier*

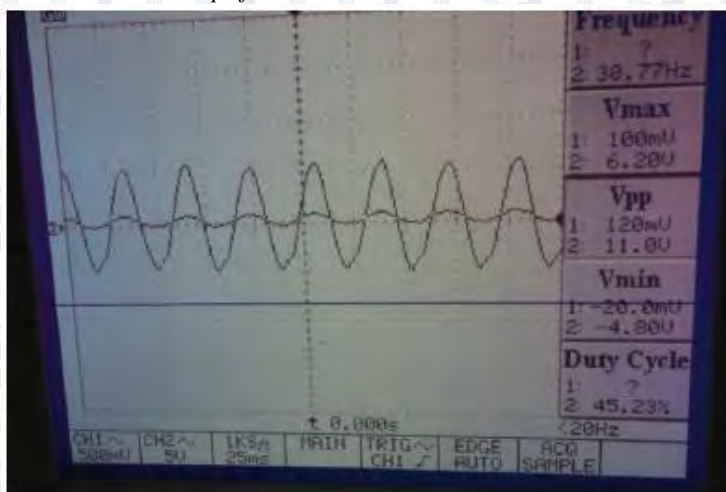
Pengukuran			Penghitungan			
Vpp Input (mV)	Vpp Output (mV)	Gain	Vpp Output (mV)	Gain	Error Gain (%)	Error Output (%)
20	1800	90	2001.8	100.09	10.080	10.080
40	3200	80	4003.6	100.09	20.071	20.071
60	5400	90	6005.4	100.09	10.081	10.080
80	7400	92.5	8007.2	100.09	7.5832	7.5831
100	8600	86	10009	100.09	14.077	14.077
120	10600	88.33	12010.8	100.09	11.746	11.746



Gambar 4.2 Grafik pengujian dan penghitungan *instrumentation amplifier*

Dari tabel 4.1 terlihat bahwa gain berada disekitar 80 hingga 92 kali dengan target gain hitung yaitu 100.09 kali. Sehingga dengan perhitungan didapatkan bahwa *error gain* berada di rentang 7%

hingga 20%. Sedangkan dari gambar 4.2 terlihat bahwa penguatan dari instrumentasi bersifat linear, mendekati kelinearan penghitungan . Penguatan pada rangkaian ini merupakan penguatan pertama dari keseluruhan sistem sehingga sinyal yang dikuatkan dengan gain pada rangkaian disini akan dikuatkan kembali pada rangkaian dengan penguat selanjutnya. Gambar 4.3 merupakan salah satu pengujian dengan membandingkan sinyal input dan output dari *instrumentation amplifier*.



Gambar 4.3 Pengujian rangkaian *instrumentation amplifier*

4.1.2. Pengujian Filter-Filter Analog

Dalam pengujian filter-filter analog ini, sinyal input yang digunakan adalah sinyal dengan besar amplitudo tertentu dan frekuensi tertentu. Dari amplitudo dan frekuensi tersebut diamati bagaimana respon dari output rangkaian. Pembahasan pengujian filter analog terdiri atas *bandpassfilter* dengan penguatan dan pengujian filter *low pass*, *high pass*, dan *notch*

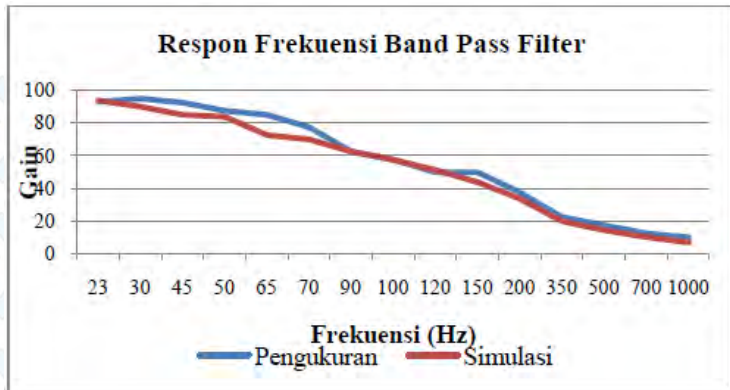
1. Band Pass Filter Dengan Penguatan

Seperti pada desain, *band pass filter* dirancang agar mampu melewati sinyal dengan frekuensi antara 0.3 Hz dan 70 Hz. Selain itu *band pass filter* juga difungsikan sebagai penguat kedua dengan gain sebesar 101 kali (menggunakan $R=1k$). Hasil pengujian dapat

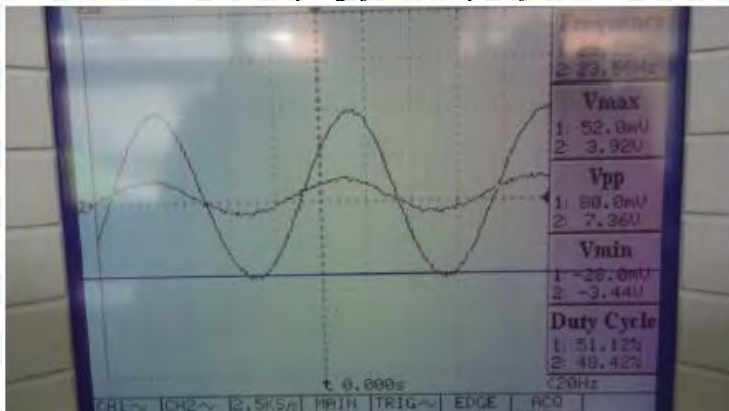
dilihat pada tabel 4.2, dimana sinyal input dari rangkaian adalah sinusoidal dengan 80 mV Vpp.

Tabel 4. 2 Pengujian rangkaian *bandpass filter*

Vpp Input (mV)	Frekuensi Input (Hz)	Pengukuran		Simulasi		Penghitungan
		Vpp Output (V)	Gain	Vpp Output (V)	Gain	Error Gain (%)
80	23	7.44	93	7.5	93.75	0.8
80	30	7.6	95	7.2	90	5.56
80	45	7.4	92.5	6.8	85	8.82
80	50	7	87.5	6.7	83.75	4.48
80	65	6.8	85	5.8	72.5	17.24
80	70	6.2	77.5	5.6	70	10.71
80	90	5	62.5	5	62.5	0
80	100	4.6	57.5	4.6	57.5	0
80	120	4	50	4.1	51.25	2.44
80	150	4	50	3.5	43.75	14.29
80	200	3	37.5	2.7	33.75	11.11
80	350	1.8	22.5	1.6	20	12.5
80	500	1.4	17.5	1.15	14.375	21.74
80	700	1	12.5	0.82	10.25	21.95
80	1000	0.8	10	0.56	7	42.86



Gambar 4.4 Grafik pengujian *band pass filter*



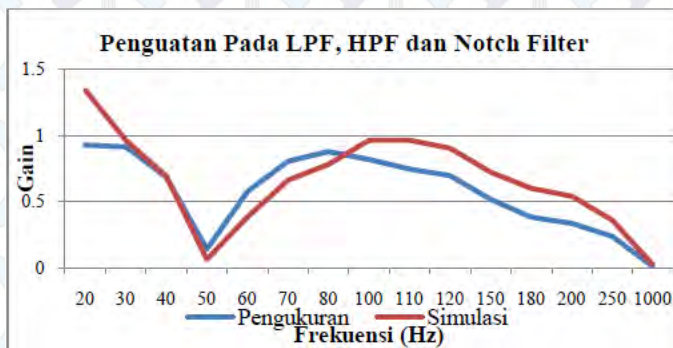
Gambar 4.5 Pengujian rangkaian *bandpass filter*

Dari data pada tabel 4.2 terlihat bahwa semakin besar frekuensi input, maka semakin teredam output rangkaian. Dimana hal ini terlihat pada Vpp output dan gain. Gain terbesar terjadi saat frekuensi input sebesar 30Hz dimana gain rangkaian adalah 95. Respon lebih jelas antara gain dan frekuensi dapat dilihat pada gambar 4.4 (grafik perbandingan simulasi dan pengukuran). Gambar 4.5 menunjukkan salah satu hasil pengujian dari rangkaian *bandpass filter*.

2. Low Pass – High Pass – Notch Filter

Pada sub bab ini akan dibahas hasil dari pemfilteran analog, yaitu pada titik output *highpass filter* atau setelah sinyal melewati filter *low pass*, *high pass*, dan *notch* atau *bandstop*. Sinyal input dari rangkaian adalah sinusoidal dengan amplitudo V_{pp} sebesar 3.32 V saat kondisi awal 30 Hz. Saat pengujian frekuensi sinyal input diubah-ubah pada *range* 20 Hz hingga 1 kHz. Penjelasan lebih detil dari hasil pengujian filter analog ini dapat dilihat pada tabel 4.3. Dari tabel 4.3, terlihat bahwa pada saat frekuensi 50 Hz dan diatas 150 Hz sinyal input teredam. Dimana pada saat 50 Hz, sinyal input teredam hingga memiliki gain sebesar 0.144 kali sedangkan pada saat sinyal diatas 150 Hz sinyal teredam mulai dari gain 0.518 kali pada saat 150 Hz hingga 0.012 kali saat 1kHz. Pengujian frekuensi dimulai dari 20 Hz karena osiloskop yang digunakan tidak bisa mendeteksi sinyal di bawah 20Hz.

Respon frekuensi input pada pengujian ini dan perbandingannya dengan simulasi dapat dilihat pada gambar 4.6. Pada grafik gambar 4.6 terlihat jelas bahwa frekuensi 50 Hz teredam tajam sedangkan frekuensi di atas 100 Hz cukup teredam. Hal ini sesuai dengan desain filter LPF, HPF, dan *Notch filter* yang dirancang.



Gambar 4.6 Grafik pengujian rangkaian LPF, HPF, dan Notch Filter.

Tabel 4.3 Hasil pengujian rangkaian LPF, HPF, dan Notch

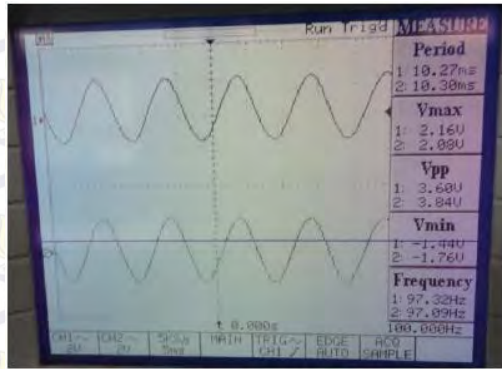
Frekuensi Input (Hz)	Pengukuran		Simulasi		Penghitungan
	Vpp Output (V)	Gain	Vpp Output (V)	Gain	Error Gain (%)
20	3.08	0.93	4.46	1.34	30.94
30	3.04	0.92	3.2	0.97	5
40	2.28	0.69	2.3	0.70	0.87
50	0.48	0.15	0.22	0.07	118.18
60	1.92	0.58	1.28	0.39	50
70	2.68	0.81	2.2	0.67	21.82
80	2.92	0.88	2.6	0.79	12.31
100	2.72	0.82	3.2	0.97	15
110	2.48	0.75	3.2	0.97	22.5
120	2.32	0.70	3	0.90	22.67
150	1.72	0.52	2.4	0.72	28.33
180	1.28	0.39	2	0.60	36
200	1.12	0.34	1.8	0.54	37.78
250	0.8	0.24	1.2	0.36	33.33
1000	0.04	0.01	0.08	0.024	50

4.1.3. Pengujian Isolation Amplifier

Isolation amplifier difungsikan sebagai pengisolasi antara rangkaian instrumentasi EEG dan Laptop / PC. Oleh karena rangkaian ini juga difungsikan sebagai penguat, maka pada pengujian rangkaian ini terdapat uji kalibrasi dan uji penguat. Kalibrasi dimaksudkan untuk mengatur agar tegangan sebelum isolasi dan setelah isolasi sama sehingga informasi yang dimiliki oleh sinyal sebelum isolasi dan setelah isolasi sama. Dengan informasi yang sama, maka proses analisis menggunakan Laptop / PC dapat diakui keakuratannya. Tabel 4.4 menunjukkan hasil pengujian kalibrasi pada rangkaian *isolation amplifier*. Pada tabel 4.4, terlihat bahwa antara sinyal input dari rangkaian (sebelum isolasi) sama dengan sinyal output rangkaian (setelah isolasi). Kesamaan ini ditunjukkan dengan besar amplitudo dan frekuensi yang mirip. Gambar 4.7 merupakan salah satu hasil pengujian kalibrasi. Selain itu, rangkaian ini memiliki penguatan, uji penguatan pada rangkaian ini ditunjukkan pada tabel 4.5 dimana sinyal input adalah sinusoidal sebesar 1 V. Hasil uji penguatan dari rangkaian *isolation amplifier* ditunjukkan pada tabel 4.5 dimana pengujian dilakukan dengan mengatur resistansi multitune R23 pada rangkaian. Perbandingan uji penguatan dan penghitungan ditunjukkan pada gambar 4.8. Dimana rangkaian hasil (pengukuran) menghasilkan output yang mirip dengan hasil penghitungan yaitu semakin besar nilai resistansi multitune R23 maka semakin kecil besar penguatan *isolation amplifier*.

Tabel 4.4 Hasil uji kalibrasi *isolation amplifier*

Vpp Input (V)	Frekuensi Input (Hz)	Vpp Output (V)	Frekuensi Output (Hz)
1.9	30	1.86	30
2.5	40	2.28	40
3	50	2.72	50
3.5	60	3	60
4	70	3.44	70

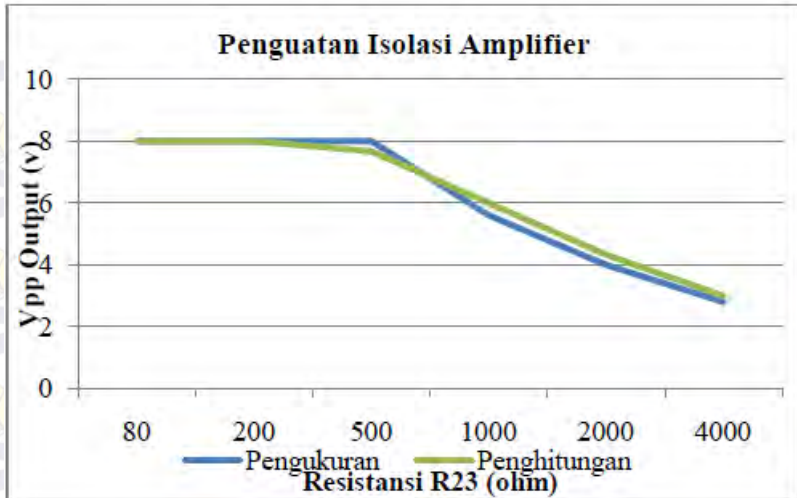


Gambar 4.7 Pengujian kalibrasi rangkaian *isolation amplifier*

Tabel 4.5 Hasil uji penguatan pada *isolation amplifier*

Vpp Input (V)	Resistansi Multitune (Ohm)	Pengukuran		Penghitungan	
		Vpp Output (V)	Gain	Vpp Output (V)	Gain
1	80	saturasi	saturasi	saturasi	10.25
1	200	saturasi	saturasi	saturasi	9.3
1	500	saturasi	saturasi	7.67	7.67
1	1000	5.6	5.6	6	6
1	2000	4	4	4.33	4.33
1	4000	2.8	2.8	3	3

*saturasi = 8V



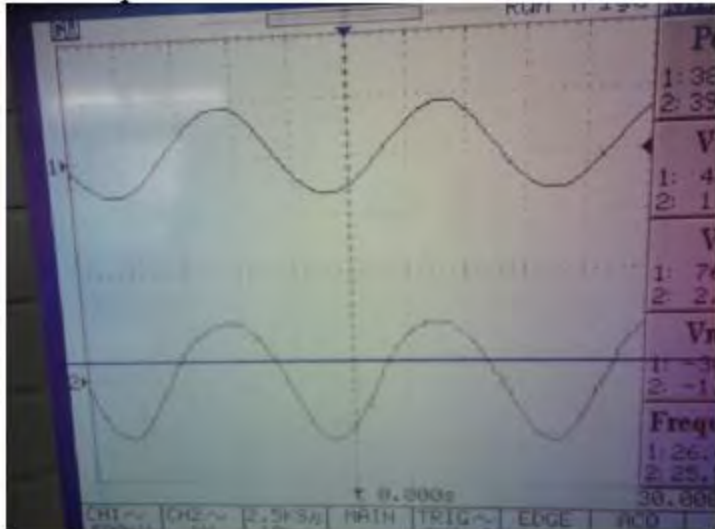
Gambar 4.8 Grafik pengujian penguatan rangkaian *isolation amplifier*

4.1.4. Pengujian Adder Amplifier

Adder difungsikan sebagai penambah level tegangan pada sinyal input sebelum dilakukan proses konversi ADC. Pengujian *adder* dilakukan dengan mengamati nilai minimal dari output seiring dengan ditambahkannya level tegangan dan besar kenaikan amplitudo output.

Sinyal input yang digunakan adalah sinusoidal dengan V_{pp} 1.88 V. Hasil pengujian rangkaian dapat dilihat pada tabel 4.6. Sedangkan gambar 4.9 menunjukkan hasil pengujian rangkaian *adder amplifier*.

Dari hasil pengujian dapat dilihat bahwa seiring dengan ditambahkan level tegangan, maka besar amplitudo minimal input bertambah. Begitu juga dengan amplitudo output, dimana terdapat peningkatan gain dari sinyal output terhadap input. Sehingga dapat dikatakan bahwa rangkaian telah mampu menaikkan level tegangan dan menguatkan sinyal input. Namun, error V_{min} rangkaian tertinggi terhadap perhitungan hingga mencapai 500%, yaitu saat seharusnya V_{min} bernilai -80 mV, output rangkaian adalah -480 mV.



Gambar 4.9 Pengujian penguatan rangkaian *isolation amplifier*

Tabel 4.6 Hasil pengujian *adder amplifier*

VR (V)	Pengukuran			Penghitungan			
	Vpp Output (V)	Vmin Out (mV)	Gain	Vpp Output (V)	Vmin Out (mV)	Gain	Error Vmin (%)
0	1.88	-880	1	1.88	-880	1	0
0.2	2.08	-880	1.11	1.88	-680	1	29.41
0.4	2	-760	1.06	1.88	-480	1	58.33
0.6	2.08	-600	1.11	1.88	-280	1	114.29
0.8	2.08	-480	1.11	1.88	-80	1	500
1	2	-280	1.06	1.88	120	1	333.33

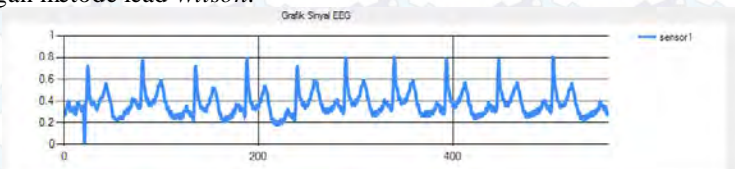
1.2	1.88	-160	1	1.88	320	1	150
1.4	2	80	1.06	1.88	520	1	84.61
1.6	2	320	1.06	1.88	720	1	55.55
1.8	2.08	480	1.106	1.88	920	1	47.83

4.1.5. Pengujian Keseluruhan Perangkat Keras

Pengujian rangkaian secara menyeluruh adalah dengan mengambil data pada subyek dan menampilkannya pada osiloskop. Pengujian ini menggunakan program untuk menampilkan sinyal yang terbaca di ADC. Pengujian ini ada dua yaitu uji sinyal ECG, dan uji sinyal EEG pada beberapa channel tertentu. Uji ECG pertama kali dilakukan untuk mengecek apakah instrumentasi sudah aman dan cukup baik sebelum melakukan uji sinyal EEG.

a. Uji ECG

Pengujian ECG menggunakan metode lead *wilson*. Pengujian dilakukan sebanyak 1 kali dengan 1 subyek. Dengan pengujian ECG, maka resistor R31 yang di gunakan pada rangkaian *bandpass filter*. Gambar 4.10 menunjukkan hasil pengujian rangkaian ECG dengan metode lead *Wilson*.



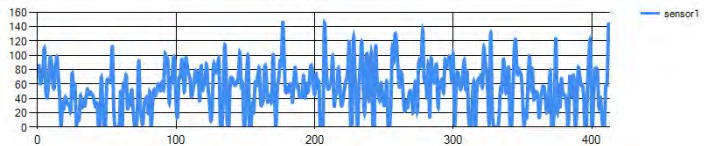
Gambar 4.10 Hasil uji ECG

Dari gambar 4.10, dapat disimpulkan bahwa instrumentasi dapat bekerja dengan baik yang dibuktikan dengan kemampuan instrument dalam menangkap sinyal ECG.

b. Uji EEG

Uji EEG dilakukan untuk menguji apakah rangkaian mampu menangkap sinyal EEG. Dengan pengujian EEG, maka resistor R23 yang digunakan pada rangkaian *bandpass filter*. Gambar 4.11 menunjukkan hasil pengujian pada channel C3 dan C4 dengan Cz sebagai referensinya. Dari gambar dapat disimpulkan bahwa bentuk dari sinyal sudah menyerupai bentuk sinyal pada EEG yaitu

random dan *chaos*. Pemilihan pengujian menggunakan titik C3 dan C4 dikarenakan channel merupakan channel yang diharapkan untuk menghasilkan sinyal kendali. Selama pengujian sinyal EEG ini, dilihat bagaimana respon dan bentuk sinyal pada program. Saat subyek diam dan bergerak, terdapat perbedaan dari bentuk sinyal yaitu amplitudo sinyal berubah seiring dengan gerak dari subjek.



Gambar 4.11 Hasil uji EEG

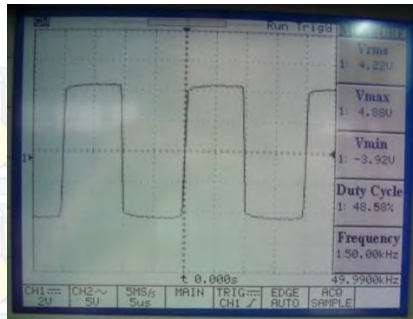
4.2. Pengujian Bio-Impedance

4.2.1. Pengujian Sine Wave Generator

Pengujian rangkaian ini dilakukan untuk melihat sinyal sinusoidal yang dihasilkan dari rangkaian. Pengujian dilakukan secara bertahap sesuai dengan rangkaian penyusun dari sine wave generator, yakni *square wave generator*, *low pass filter*, dan *non-inverting amplifier*.

a. Square Wave Generator

Dengan pengaturan resistansi pada multitone dalam rangkaian *square wave generator*, kita dapat mengatur besar frekuensi sinyal yang diinginkan dengan lebih presisi. Sesuai kebutuhan dalam instrumentasi *bioimpedance*, yakni frekuensi yang paling optimal dalam pengukuran adalah 50Khz. Gambar 4.12 menunjukkan hasil output dari rangkaian *square wave generator*. Karena pada rangkaian tidak diberi pembatas tegangan, maka amplitudo sinyal yang dihasilkan antara $\pm V_{sat}$. Op-amp yang digunakan yaitu di jenis TL084 yang memiliki kecepatan *switching* dan *slew rate* yang



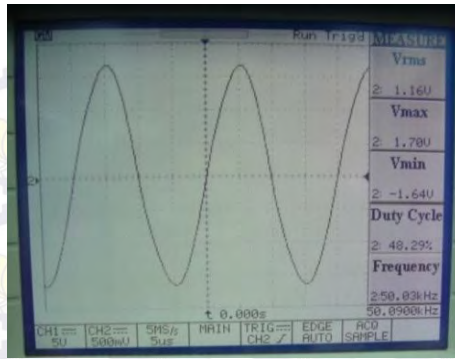
Gambar 4.12 Sinyal keluaran rangkaian *square wave generator*

tinggi hingga $16\text{V}/\mu\text{s}$. Penggunaan IC op-amp dengan kemampuan *switching* dan *slew rate* yang rendah akan menghasilkan bentuk gelombang yang tidak kotak sempurna seperti gambar di atas, melainkan akan mendekati bentuk gelombang segitiga.

b. Low Pass Filter (LPF)

Sinyal yang dihasilkan oleh *square wave generator* kemudian diteruskan ke rangkaian LPF agar dihasilkan sinyal sinusoidal yang sempurna. Dengan frekuensi *cut-off* yang sama dengan frekuensi sinyal inputnya, yaitu 50KHz , maka akan dihasilkan sinyal sinusoidal seperti pada gambar 4.13 di bawah ini.

Dengan menggunakan IC op-amp yang sama dengan sebelumnya, yaitu TL084, didapatkan gelombang sinus yang halus. Pada proses desain di sub bab sebelumnya, tegangan masukan rangkaian LPF diberikan sedikit penguatan. Namun, tegangan keluaran dari rangkaian ini mengalami pelemahan. Hal ini bisa disebabkan oleh keterbatasan *bandwidth* pada op-amp. Selain itu pada ujung *filter* aktif terdapat *filter* pasif RC yang juga akan mengurangi amplitudo pada tegangan keluaran. Hal ini tidak menjadi masalah karena setelah rangkaian ini ada rangkaian penguat yang akan menguatkan tegangan sesuai dengan kebutuhan. Berikut ini adalah data hasil pengujian respon frekuensi dari rangkaian LPF.

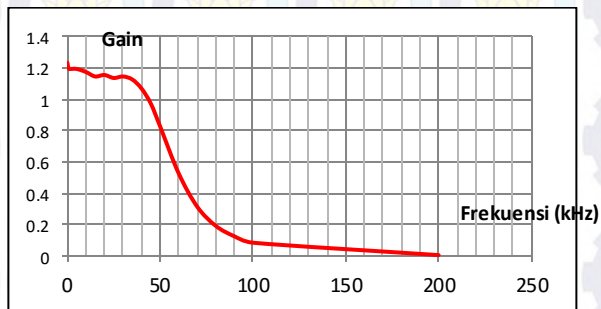


Gambar 4.13 Sinyal keluaran rangkaian LPF

Tabel 4.7 Hasil pengujian rangkaian LPF

V_{in} (mV _{rms})	F_{in} (Hz)	V_{out} (mV _{rms})	Gain (V_{out}/V_{in})
1040	100	1280	1.230769231
1040	500	1250	1.201923077

1040	1000	1240	1.192307692
1040	5000	1240	1.192307692
1040	10000	1220	1.173076923
1040	15000	1190	1.144230769
1040	20000	1200	1.153846154
1040	25000	1180	1.134615385
1040	30000	1190	1.144230769
1040	35000	1170	1.125
1040	40000	1110	1.067307692
1040	45000	1010	0.971153846
1040	50000	859	0.825961538
1040	60000	548	0.526923077
1040	70000	327	0.314423077
1040	80000	200	0.192307692
1040	90000	131	0.125961538
1040	100000	88.7	0.085288462
1040	200000	6.38	0.006134615
1040	300000	1.74	0.001673077
1040	400000	0.814	0.000782692
1040	500000	0	0

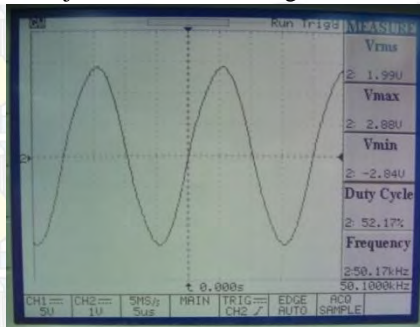


Gambar 4.14 Grafik respon frekuensi rangkaian LPF

c. Inverting Amplifier

Rangkaian ini berfungsi untuk mengatur penguatan dari sinyal sinusoidal yang dihasilkan oleh LPF sehingga kita dapat dengan mudah mengatur amplitudo sinyal yang dibutuhkan. Pada sistem ini

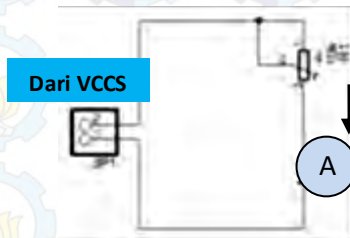
dirancang sinyal sinusoidal yang dihasilkan memiliki nilai $2 V_{rms}$. Gambar 4.15 menunjukkan hasil dari rangkaian ini.



Gambar 4.15 Sinyal keluaran rangkaian *inverting amplifier*

4.2.2. Pengujian Rangkaian VCCS

Sesuai dengan karakteristik arus sinusoidal yang dibutuhkan dalam pengukuran *bioimpedance*, keluaran pada rangkaian ini diatur agar menghasilkan arus sinusoidal dengan frekuensi 50 KHz, serta amplitudo konstan sebesar 0,5mA. Dengan amplitudo sinyal input 2V maka multitone diatur agar memiliki hambatan sebesar 3 K Ω . Pengujian rangkaian ini dilakukan dengan menggunakan resistor variabel berupa multitone 10 K Ω yang dirangkai seperti pada gambar 4.16.



Gambar 4.16 Rangkaian pengujian VCCS

Tabel 4.8 Data hasil pengujian rangkaian VCCS

Hambatan (Ω)	Arus tanpa beban (mA_{rms})	Arus pengukuran (mA_{rms})	error (%)
100	0.5	0.499	0.2
200	0.5	0.498	0.4
300	0.5	0.497	0.6
400	0.5	0.496	0.8
500	0.5	0.495	1
600	0.5	0.494	1.2
700	0.5	0.492	1.6
800	0.5	0.49	2
900	0.5	0.49	2
1000	0.5	0.488	2.4
2000	0.5	0.459	8.2
3000	0.5	0.411	17.8
4000	0.5	0.361	27.8
5000	0.5	0.324	35.2

Pada saat R1 belum terpasang, rangkaian VCCS hanya terhubung ke amperemeter. Pada kondisi awal tersebut, I_{out} diatur nilainya sebesar 0.5mA dengan memutar resistor variabel R24 pada rangkaian VCCS. data hasil uji coba diperlihatkan pada tabel 4.8 di atas.

Dari hasil pengujian terlihat jika nilai resistor semakin tinggi, *error* yang dihasilkan juga semakin besar. Hal ini menandakan bahwa rangkaian *voltage controlled current source* ini masih belum cukup stabil untuk menghasilkan arus yang konstan dengan beban yang bervariasi. Namun pada aplikasi pengukuran *bioimpedance* di daerah punggung, hal ini tidak menjadi masalah karena perubahan impedansinya tidak begitu besar yaitu sekitar $250\Omega - 270\Omega$ [1].

1. Pengujian Instrumentation Amplifier

R_{gain} yang digunakan pada rangkaian ini yaitu berupa resistor variabel yang diseri dengan resistor tetap 100Ω sehingga besar penguatan pada instrumentasi amplifier ini dapat diubah-ubah. Hal ini bertujuan agar hasil keluaran dari pengukuran tegangan *bioimpedance* dapat diatur untuk mendapatkan nilai yang paling maksimal dalam penelitian ini. Pengujian dilakukan dengan

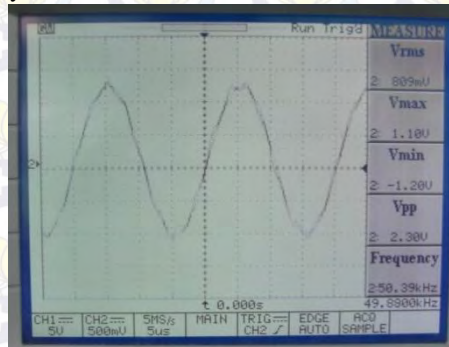
mengukur tingkat kelinearan dari penguatan instrumentasi ini dengan menggunakan input dari *function generator* sinyal sinusoidal. Pada proses pengujian multitone diatur menjadi agar memiliki penguatan sebesar 10 kali, sehingga $R_{gain} = 2 \times 22k\Omega / (10 - 1) = 4,89k\Omega$. Hasil pengujian untuk beberapa sinyal input ditunjukkan pada tabel 4.9.

Tabel 4.9 Hasil pengujian rangkaian *instrumentation amplifier*

V_{in} (mV _{rms})	V_{out} (mV _{rms})	Gain (V_{out}/V_{in})
98	988	10.08163265
154	1590	10.32467532
201	2080	10.34825871
250	2570	10.28
306	3150	10.29411765
349	3600	10.31518625
403	4150	10.29776675
453	4660	10.28697572
501	5170	10.31936128
551	5470	9.927404719
605	6000	9.917355372

Dari data hasil percobaan di atas dapat disimpulkan penguatan dari instrumentasi amplifier yang dihasilkan oleh tiga buah op-amp dengan tipe LF412 dan LF351 menunjukkan hasil penguatan yang cukup linear. Besar R_{gain} untuk mendapatkan penguatan 10 kali tidak sama dengan perhitungan. R_{gain} yang dibutuhkan agar didapat penguatan 10 kali yaitu 2,41k Ω . Ketidaktepatan nilai resistansi tersebut bisa saja disebabkan karena terdapat toleransi dari beberapa resistor yang terpasang pada konfigurasi tiga buah op-amp sehingga dapat mengubah persamaan. Hal semacam ini bisa diatasi dengan menggunakan IC khusus yang sudah terdapat *instrumentation amplifier* di dalamnya seperti AD620. IC ini akan menghasilkan unjuk kerja yang lebih baik dibandingkan dengan menggunakan tiga buah IC op-amp. Namun pada saat uji coba keseluruhan rangkaian, penggunaan *instrumentation amplifier* dengan tiga buah op-amp tidak menjadi masalah karena penguatan yang dibutuhkan tidak terlalu besar. Tegangan keluaran dari rangkaian ini ketika

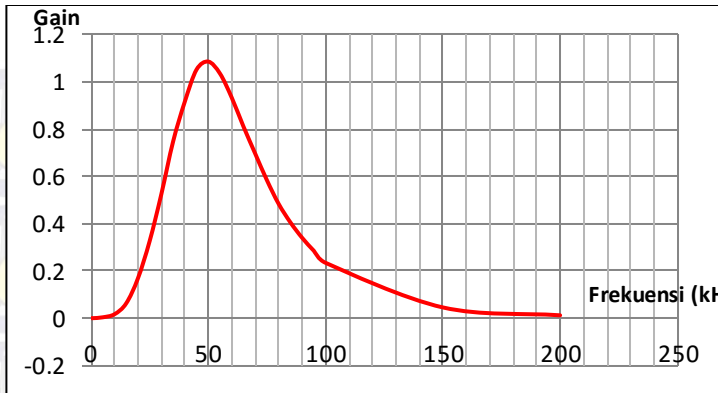
dihubungkan ke *bioimpedance* di daerah punggung diperlihatkan pada gambar 4.17. Pada gambar hasil uji coba ini terlihat bahwa masih terdapat noise yang menyebabkan bentuk gelombang sinus tidak rata. Oleh karena itu dibutuhkan rangkaian *filter* untuk memperbaikinya.



Gambar 4.17 Tegangan keluaran rangkaian *instrumentation amplifier*

2. Pengujian Band Pass Filter (BPF)

Pengujian pada rangkaian ini dilakukan untuk melihat respon frekuensi dari rangkaian BPF yang secara perhitungan dari sub bab sebelumnya memiliki frekuensi *cut-off* antara 48kHz sampai 55kHz, atau *center frequency*-nya ada di 50 kHz. Sinyal input yang digunakan yaitu gelombang sinus yang berasal dari *function generator* dengan tegangan input sebesar 1 V_{rms} . Frekuensi diubah-ubah dari 1 kHz hingga 500 kHz dan diukur tegangan keluarannya dengan menggunakan avometer. Hasil pengujian dari rangkaian HPF ini ditunjukkan pada gambar grafik 4.18 dan tabel 4.10 berikut.

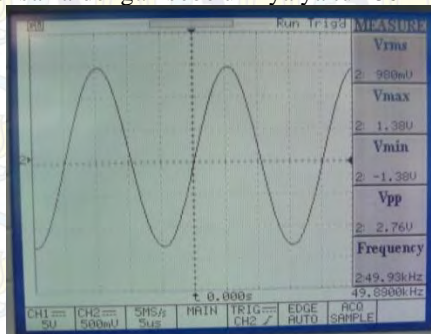


Gambar 4. 18 Grafik respon frekuensi rangkaian BPF

Tabel 4. 10 Data hasil pengujian rangkaian BPF

V_{in} (mV _{rms})	f_{in} (kHz)	V_{out} (mV _{rms})	Gain (V_{out}/V_{in})
5940	1	0	0
5940	5	20.86146	0.00351203
5940	10	97.7566	0.01645734
5940	15	370.3665	0.062351263
5940	20	997.722	0.167966667
5940	25	1934.976	0.325753535
5940	30	3119.141	0.525107912
5940	35	4439.359	0.747366835
5940	40	5442.12	0.916181818
5940	45	6248.36	1.051912458
5940	50	6449.92	1.085845118
5940	60	5542.9	0.933148148
5940	70	4137.019	0.696467845
5940	80	2872.23	0.483540404
5940	90	2020.639	0.340174916
5940	100	1390.764	0.234135354
5940	150	269.0826	0.045300101
5940	200	70.546	0.011876431
5940	300	0	0
5940	400	0	0
5940	500	0	0

Dari grafik hasil pengujian BPF di atas menunjukkan bahwa frekuensi tengah terletak pada 50 kHz. Hal ini terbukti pada frekuensi tersebut tegangan mendapatkan penguatan yang paling besar. Bentuk tegangan keluaran pada rangkaian ini diperlihatkan pada gambar 4.19. Pada gambar ini terlihat bahwa *noise* yang sebelumnya ada pada keluaran rangkaian *instrumentation amplifier* diredam sehingga didapatkan bentuk gelombang sinus yang halus dengan frekuensi sama dengan sebelumnya yaitu ± 50 kHz.



Gambar 4. 19 Sinyal keluaran dari rangkaian BPF

3. Pengujian AC to DC Converter

Pengujian ini dilakukan dengan memberikan input pada rangkaian berupa sinyal sinusoidal 50Khz yang dihasilkan dari *function generator* dengan beberapa variasi amplitudo tegangan. Hasil keluaran yang berupa tegangan DC dibaca oleh voltmeter yang kemudian dibandingkan dengan tegangan rms dari sinyal *input*-nya untuk mengetahui tingkat *error* dari rangkaian ini. Tabel 4.11 menunjukkan hasil pengujiannya.

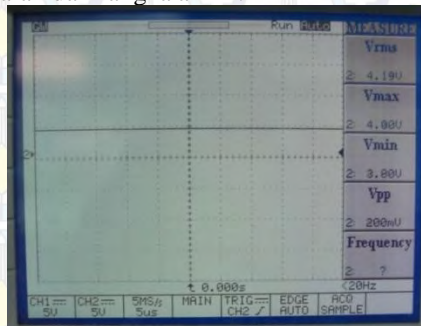
Tabel 4. 11 Hasil pengujian rangkaian AC to DC converter

V_{in} AC (Vrms)	V_{out} DC (Volt)	error (%)
0.5	0.46	8
1	0.94	6
1.5	1.52	1.333333333
2	2	0
2.5	2.48	0.8

2.98	3.04	2.013422819
3.53	3.52	0.283286119
4	4	0
4.52	4.4	2.654867257
4.99	4.96	0.601202405
error rata-rata		2.168611193

4. Pengujian Rangkaian Differential Amplifier dan Penguat Akhir

Rangkaian ini digunakan untuk menyesuaikan keluaran tegangan DC dari rangkaian AC to DC converter agar nilainya berkisar antara 0 sampai 5 Volt. Jadi, keluaran dari rangkaian ini adalah tegangan DC dengan tegangan maksimum 5 Volt dan siap untuk dimasukkan ke ADC mikrokontroler. Berikut adalah gambar tegangan keluaran dari rangkaian ini.



Gambar 4.20 Tegangan keluaran DC rangkaian *differential amplifier* dan penguat akhir

4.3. Pengujian Sistem

Pembahasan dan pengujian sistem terdiri atas pengujian frekuensi sampling.

4.3.1. Pengujian frekuensi sampling ADC

Pengujian frekuensi sampling dan ADC dilakukan dengan melihat waktu interrupt dari Timer yang digunakan pada proses ADC. Pengujian dilakukan dengan cara menambahkan fungsi untuk

menampilkan pulsa pada Pin 13 Arduino pada *routine interrupt* Timer. Pulsa tersebut kemudian ditampilkan pada *oscilloscope* untuk diamati frekuensinya. Gambar pulsa pada *oscilloscope* ditampilkan pada gambar 4.21. Terlihat bahwa frekuensi dari pulsa yang keluar dari 13 adalah sekitar 100 Hz.



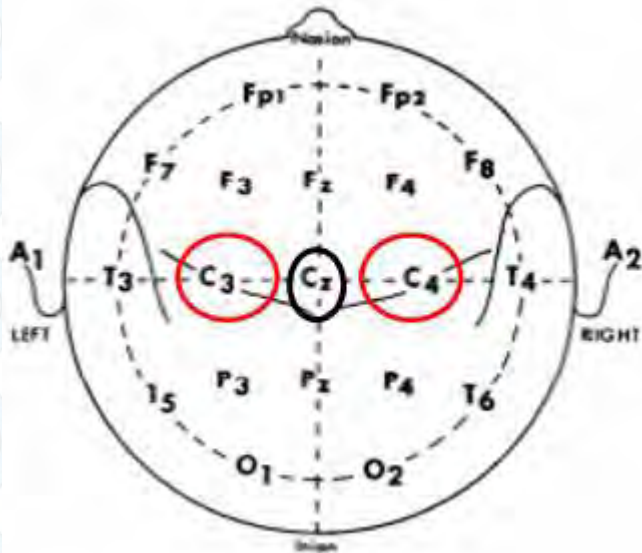
Gambar 4. 21 Pengujian frekuensi sampling ADC

4.4. Pengidentifikasian Sinyal EEG

Sistem dirancang untuk mendeteksi sinyal EEG saat subyek bergerak. Pada pembahasan ini akan diamati dan dianalisis perubahan dari sinyal EEG ketika subyek tidak melakukan aktifitas apapun dan saat subyek bergerak. Perekaman sinyal EEG dilakukan dengan cara memasang elektroda pada channel C3 dan C4 dengan referensi Cz.

4.5. Pengetesan Sistem Kendali EEG Kursi Roda.

Proses pengetesan sistem dilakukan menggunakan metode bipolar dengan menggunakan elektroda permukaan. Pada metode bipolar, amplifier dihubungkan di antara dua elektroda pada *scalp* dan satu elektroda yang dipasang sebagai referensi. Konfigurasi yang digunakan adalah C3-C4 dengan Cz sebagai referensi seperti gambar 4.22.



Gambar 4.22 Peletakan elektroda EEG



Gambar 4. 23 Pengetesan kendali kursi roda

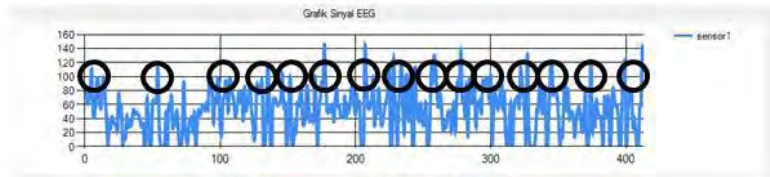
Proses Pengetesan sistem dilakukan pada subyek yang duduk pada kursi. Subyek berada di depan alat instrumentasi dan kursi roda. Komputer disini digunakan untuk menyimpan data EEG. Subyek diberi perintah untuk bergerak kemudian berdasarkan grafik pada komputer threshold ditentukan selanjutnya diamati pergerakan roda dari kursi roda tersebut.

Hasil pengamatan menunjukkan bahwa pergerakan mata dapat mempengaruhi pembacaan EEG dan menyebabkan kursi roda dapat bergerak.

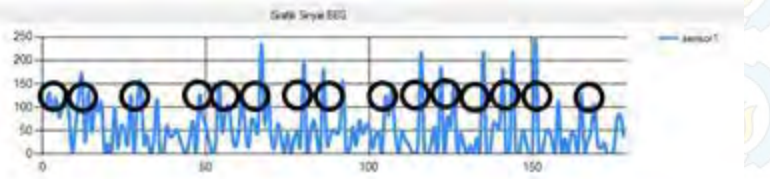
Hasil Data subyek

Pengambilan subjek dibedakan menjadi beberapa kategori berdasarkan panjang rambutnya:

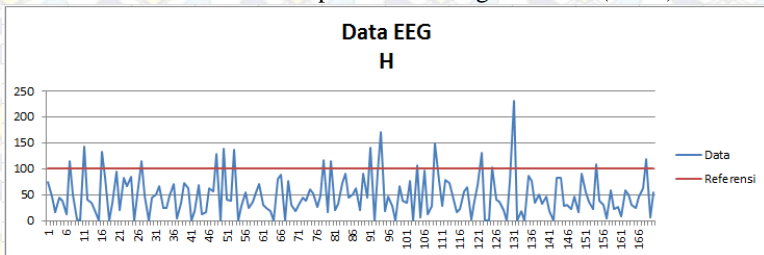
- Pendek



Gambar 4.24 Hasil uji EEG Subjek A
Berhasil 15 × dari 15 × percobaan dengan ref 100 (100%)

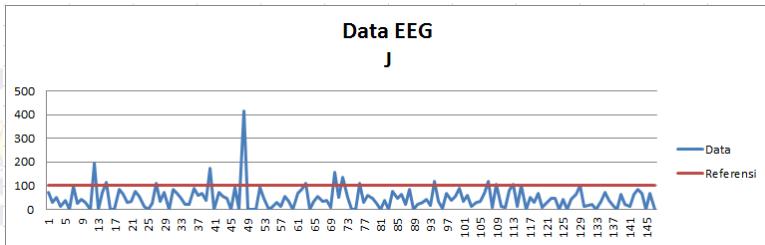


Gambar 4.25 Hasil uji EEG Subjek D
Berhasil 15 × dari 15 × percobaan dengan ref 120 (100%)

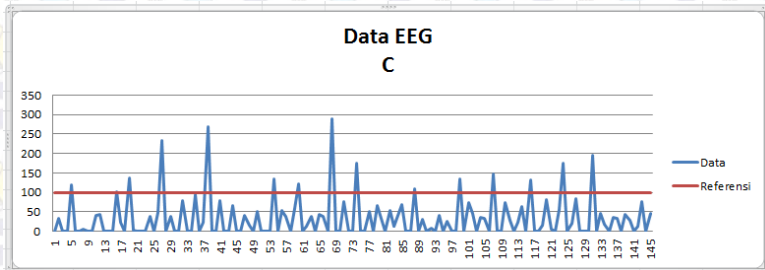


Gambar 4.26 Hasil uji EEG Subjek H
Berhasil 15 × dari 15 × percobaan dengan ref 100 (100%)

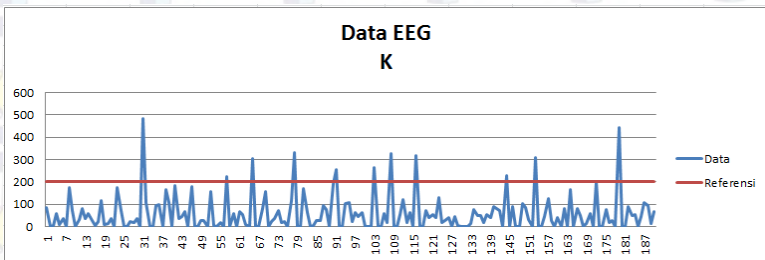
- Sedang



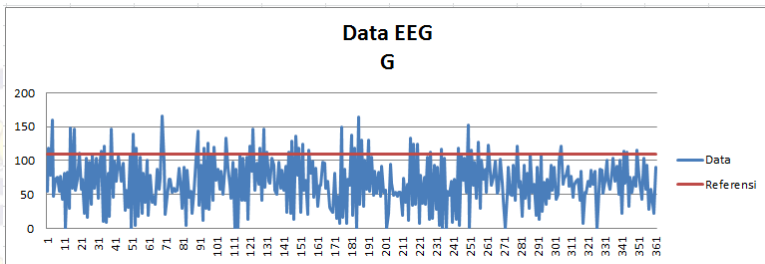
Gambar 4.27 Hasil uji EEG Subjek J
Berhasil $10 \times$ dari $15 \times$ percobaan dengan ref 100 (66.67%)



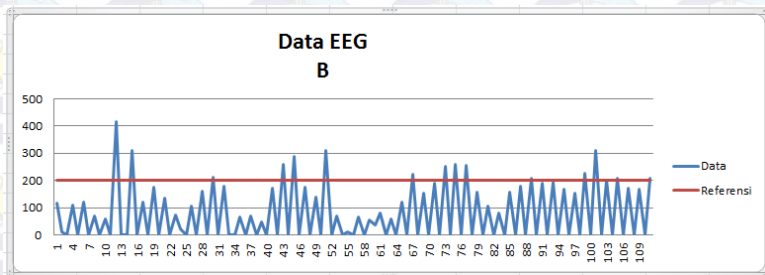
Gambar 4.28 Hasil uji EEG Subjek C
Berhasil $14 \times$ dari $15 \times$ percobaan dengan ref 100 (93.33%)



Gambar 4.29 Hasil uji EEG Subjek K
Berhasil $11 \times$ dari $15 \times$ percobaan dengan ref 200 (73.33%)

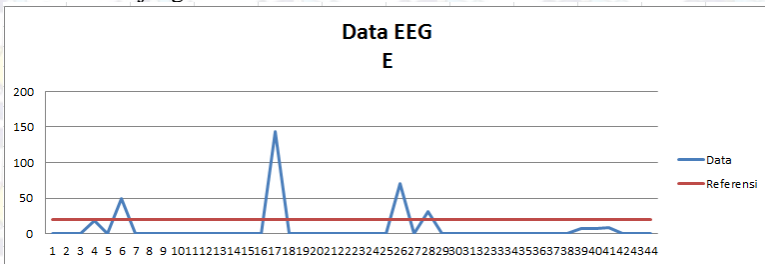


Gambar 4.30 Hasil uji EEG Subjek G
Berhasil $14 \times$ dari $15 \times$ percobaan dengan ref 110 (93.33%)

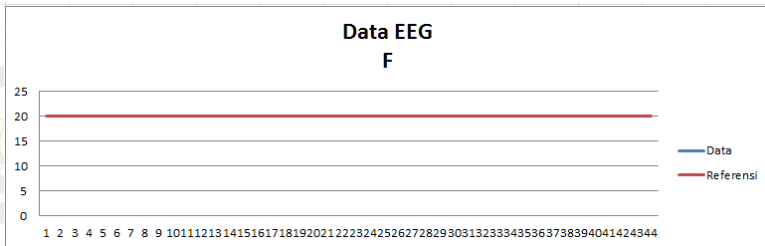


Gambar 4.31 Hasil uji EEG Subjek B
Berhasil $9 \times$ dari $15 \times$ percobaan dengan ref 200 (60%)

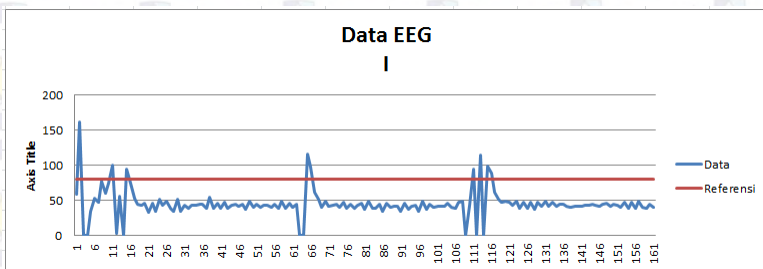
- Panjang



Gambar 4.32 Hasil uji EEG Subjek E
Berhasil $4 \times$ dari $15 \times$ percobaan dengan ref 20 (26.67%)



Gambar 4.33 Hasil uji EEG Subjek F
Berhasil $0 \times$ dari $15 \times$ percobaan dengan ref 20 (0%)



Gambar 4.34 Hasil uji EEG Subjek I
Berhasil $5 \times$ dari $15 \times$ percobaan dengan ref 80 (33.33%)

4.6. Pengetesan Sistem Kendali *Bio-impedance* Kursi Roda.

Proses pengetesan sistem dilakukan menggunakan metode bipolar dengan menggunakan *disposable electrode* yang diberikan gel tambahan. Pada metode bipolar, amplifier dihubungkan di antara dua elektroda pada bahu belakang dan satu elektroda yang dipasang pada sebagai referensi. Konfigurasi yang digunakan seperti gambar 2.11.

Proses Pengetesan sistem dilakukan pada subyek yang duduk pada kursi. Subyek berada di depan alat instrumentasi *bio-impedance* dan kursi roda seperti gambar 4.35.



Gambar 4.35 Pengujian *Bio-impedance*

Tegangan keluaran akan tercatat pada multimeter. Subjek diminta untuk mengerakan bahu ke depan dan belakang kemudian dengan mengamati perubahan tegangan yang muncul *threshold* dapat ditentukan selanjutnya diamati pergerakan roda dari kursi roda tersebut.

Hasil Data subjek dapat dilihat pada tabel-tabel berikut:

Tabel 4.12 Data Subjek A

A											
Kiri		Stop		ΔZ	no	Kanan		Stop		ΔZ	
V(v)	Z(mOhm)	V	Z(mOhm)			V	Z(mOhm)	V	Z(mOhm)		
5.04	10.08	0.8	1.6	8.48	1	4.35	8.7	0.3	0.6	8.1	
4.52	9.04	0.5	1	8.04	2	3.99	7.98	0.1	0.2	7.78	
4.323	8.646	1.7	3.4	5.246	3	4.02	8.04	0.76	1.52	6.52	
4.354	8.708	0.3	0.6	8.108	4	3.79	7.58	0.71	1.42	6.16	
4.685	9.37	0.87	1.74	7.63	5	3.94	7.88	0.43	0.86	7.02	
4.686	9.372	1.07	2.14	7.232	6	3.97	7.94	0.49	0.98	6.96	
4.78	9.56	0.49	0.98	8.58	7	3.79	7.58	0.26	0.52	7.06	
4.39	8.78	0.88	1.76	7.02	8	4.06	8.12	0.34	0.68	7.44	
4.4	8.8	0.59	1.18	7.62	9	3.91	7.82	0.69	1.38	6.44	
4.5	9	0.91	1.82	7.18	10	4.06	8.12	0.74	1.48	6.64	
4.61	9.22	0.84	1.68	7.54	11	3.99	7.98	0.57	1.14	6.84	
4.5	9	0.66	1.32	7.68	12	4.12	8.24	0.74	1.48	6.76	
4.1	8.2	0.4	0.8	7.4	13	4.21	8.42	0.38	0.76	7.66	
3.8	7.6	0.77	1.54	6.06	14	3.86	7.72	1.14	2.28	5.44	
4.05	8.1	0.76	1.52	6.58	15	4.24	8.48	1.03	2.06	6.42	
max ΔZ				8.58	max ΔZ				8.1		
I =	0.5	mA									

Threshold tegangan yang digunakan bernilai 2.5v untuk bahu kiri dan 2.5v untuk bahu kanan dari tabel 4.11 terlihat tingkat keberhasilan dari 15 × percobaan sudah mencapai 100%. (tb: 183cm , bb: 95 kg)

Tabel 4.13 Data Subyek B

B										
Kiri		Stop		ΔZ	no	Kanan		Stop		ΔZ
V(v)	Z(mOhm)	V	Z(mOhm)			V	Z(mOhm)	V	Z(mOhm)	
2.85	5.7	2.11	4.22	1.48	1	2.81	5.62	2.22	4.44	1.18
1.73	3.46	1.19	2.38	1.08	2	2.8	5.6	1.79	3.58	2.02
0.08	0.16	1.36	2.72	-2.6	3	2.79	5.58	1.95	3.9	1.68
1.8	3.6	1.35	2.7	0.9	4	2.55	5.1	2.01	4.02	1.08
2.19	4.38	1.24	2.48	1.9	5	2.52	5.04	1.96	3.92	1.12
2.4	4.8	0.95	1.9	2.9	6	2.38	4.76	1.98	3.96	0.8
1.33	2.66	0.3	0.6	2.06	7	1.91	3.82	2.11	4.22	-0.4
4.35	8.7	4.02	8.04	0.66	8	1.95	3.9	2.02	4.04	-0.14
4.24	8.48	3.97	7.94	0.54	9	2.78	5.56	1.93	3.86	1.7
3.81	7.62	-4	-8.06	15.7	10	2.84	5.68	1.98	3.96	1.72
3.61	7.22	4.07	8.14	-0.9	11	1.84	3.68	1.54	3.08	0.6
3.59	7.18	3.78	7.56	-0.4	12	1.81	3.62	1.02	2.04	1.58
3.43	6.86	4.09	8.18	-1.3	13	1.4	2.8	0.99	1.98	0.82
4.04	8.08	3.82	7.64	0.44	14	0.66	1.32	0.67	1.34	-0.02
3.47	6.94	4.04	8.08	-1.1	15	0.79	1.58	0.04	0.08	1.5
max ΔZ				15.7	max ΔZ				2.02	
I =	0.5	mA								

Threshold tegangan yang digunakan bernilai 2.5v untuk bahu kiri dan 2.5v untuk bahu kanan dari tabel 4.12 terlihat untuk bahu kiri keberhasilan dari 15 × percobaan hanya 9× (60%) dan untuk bahu kiri dan 7× untuk bahu kanan (46.67%). Hal ini dipengaruhi oleh besar otot, tingkat kelelahan otot, dan juga pakaian yang dikenakan subjek mengganggu elektroda yang tertempel pada tubuh. (tb: 165cm, bb: 61kg)

Tabel 4. 14 Data Subyek C

C										
Kiri		Stop		ΔZ	no	Kanan		Stop		ΔZ
V(v)	Z(mOhm)	V	Z(mOhm)			V	Z(mOhm)	V	Z(mOhm)	
4.14	8.28	1.61	3.22	5.06	1	3.77	7.54	1.27	2.54	5
3.53	7.06	1.43	2.86	4.2	2	3.87	7.74	0.77	1.54	6.2
4.31	8.62	1.33	2.66	5.96	3	3.34	6.68	0.9	1.8	4.88
4.04	8.08	1.71	3.42	4.66	4	2.93	5.86	1.21	2.42	3.44
3.51	7.02	1.3	2.6	4.42	5	2.42	4.84	1.22	2.44	2.4
3.46	6.92	1.26	2.52	4.4	6	2.07	4.14	1.35	2.7	1.44
3.13	6.26	1.13	2.26	4	7	2.73	5.46	1.16	2.32	3.14
2.95	5.9	0.96	1.92	3.98	8	1.92	3.84	1.36	2.72	1.12
2.54	5.08	0.7	1.4	3.68	9	1.31	2.62	2.14	4.28	-1.66
3.06	6.12	1.35	2.7	3.42	10	2.84	5.68	2.69	5.38	0.3
2.89	5.78	0.79	1.58	4.2	11	3.07	6.14	2.5	5	1.14
2.71	5.42	1.34	2.68	2.74	12	2.41	4.82	2.42	4.84	-0.02
2.73	5.46	0.45	0.9	4.56	13	3.91	7.82	2.76	5.52	2.3
2.74	5.48	0.54	1.08	4.4	14	2.96	5.92	2.56	5.12	0.8
2.58	5.16	0.4	0.8	4.36	15	2.56	5.12	2.01	4.02	1.1
max ΔZ				5.96		max ΔZ				6.2
I =	0.5	mA								

Threshold tegangan yang digunakan bernilai 2.5v untuk bahu kiri dan 2.5v untuk bahu kanan dari tabel 4.13 terlihat tingkat keberhasilan dari 15 × percobaan sudah mencapai 100%. (tb:183cm, bb: 75kg)

Tabel 4.15 Data Subyek D

D											
Kiri		Stop		ΔZ	no	Kanan		Stop		ΔZ	
V(v)	Z(mOhm)	V	Z(mOhm)			V	Z(mOhm)	V	Z(mOhm)		
3.13	6.26	0.41	0.82	5.44	1	4.22	8.44	1.92	3.84	4.6	
3.12	6.24	0.72	1.44	4.8	2	4.13	8.26	1.78	3.56	4.7	
3	6	1.41	2.82	3.18	3	2.87	5.74	0.12	0.24	5.5	
4.92	9.84	1.77	3.54	6.3	4	4.77	9.54	2.92	5.84	3.7	
4.88	9.76	2.23	4.46	5.3	5	4.78	9.56	3.1	6.2	3.36	
5.9	11.8	2	4	7.8	6	4.48	8.96	2.47	4.94	4.02	
4.52	9.04	2.55	5.1	3.94	7	3.67	7.34	1.62	3.24	4.1	
5.3	10.6	2.35	4.7	5.9	8	4	8	1.92	3.84	4.16	
5.04	10.08	2.47	4.94	5.14	9	3.73	7.46	2.07	4.14	3.32	
3.71	7.42	2.32	4.64	2.78	10	3.98	7.96	0.17	0.34	7.62	
5.13	10.26	2.35	4.7	5.56	11	7.51	15.02	4.99	9.98	5.04	
4.36	8.72	2.14	4.28	4.44	12	4.42	8.84	3.4	6.8	2.04	
5.22	10.44	2.04	4.08	6.36	13	5.97	11.94	4.55	9.1	2.84	
3.14	6.28	1.68	3.36	2.92	14	5.08	10.16	2.35	4.7	5.46	
3.79	7.58	1.65	3.3	4.28	15	4.55	9.1	2.26	4.52	4.58	
max ΔZ				7.8	max ΔZ				7.62		
I =	0.5	mA									

Threshold tegangan yang digunakan bernilai 2.5v untuk bahu kiri dan 2.5v untuk bahu kanan dari tabel 4.14 terlihat tingkat keberhasilan dari 15× percobaan sudah mencapai 100% untuk bahu kiri tetapi untuk bahu kanan mengalami kegagalan seitar 4x (73.33%) akibat kelelahan otot. (tb : 165cm, bb: 60kg)

Tabel 4.16 Data Subyek E

Kiri		Stop		ΔZ	no	Kanan		Stop		ΔZ
V(v)	Z(mOhm)	V	Z(mOhm)			V	Z(mOhm)	V	Z(mOhm)	
2.95	5.9	1.57	3.14	2.76	1	4.97	9.94	1.11	2.22	7.72
3	6	1.85	3.7	2.3	2	4.82	9.64	0.53	1.06	8.58
3.2	6.4	1.81	3.62	2.78	3	4.69	9.38	0.51	1.02	8.36
2.94	5.88	1.87	3.74	2.14	4	4.56	9.12	0.44	0.88	8.24
3.04	6.08	1.8	3.6	2.48	5	4.3	8.6	0.41	0.82	7.78
3	6	1.61	3.22	2.78	6	4.47	8.94	0.61	1.22	7.72
2.92	5.84	1.74	3.48	2.36	7	4.38	8.76	0.44	0.88	7.88
2.95	5.9	1.58	3.16	2.74	8	4.42	8.84	0.61	1.22	7.62
2.86	5.72	1.67	3.34	2.38	9	4.38	8.76	0.51	1.02	7.74
2.87	5.74	1.67	3.34	2.4	10	4.42	8.84	0.13	0.26	8.58
2.91	5.82	1.61	3.22	2.6	11	3.91	7.82	0.44	0.88	6.94
2.85	5.7	1.66	3.32	2.38	12	3.71	7.42	0.25	0.5	6.92
2.76	5.52	1.71	3.42	2.1	13	3.91	7.82	0.27	0.54	7.28
2.83	5.66	1.66	3.32	2.34	14	4.1	8.2	0.26	0.52	7.68
2.77	5.54	1.68	3.36	2.18	15	4.03	8.06	0.37	0.74	7.32
max ΔZ				2.78	max ΔZ					8.58

I = 0.5 mA

Threshold tegangan yang digunakan bernilai 2.5v untuk bahu kiri dan 2.5v untuk bahu kanan dari tabel 4.15 terlihat tingkat keberhasilan dari 15× percobaan sudah mencapai 100%. (tb: 165cm, bb: 75kg)

Tabel 4. 17 Data Subyek F

F										
Kiri		Stop		ΔZ	no	Kanan		Stop		ΔZ
V(v)	Z(mOhm)	V	Z(mOhm)			V	Z(mOhm)	V	Z(mOhm)	
3.04	6.08	0.41	0.82	5.26	1	4.74	9.48	1.14	2.28	7.2
3.01	6.02	0.38	0.76	5.26	2	3.52	7.04	0.75	1.5	5.54
2.98	5.96	0.5	1	4.96	3	4.82	9.64	1.27	2.54	7.1
2.82	5.64	0.36	0.72	4.92	4	3.47	6.94	1.06	2.12	4.82
3.06	6.12	0.44	0.88	5.24	5	3.9	7.8	0.77	1.54	6.26
2.97	5.94	2.7	5.4	0.54	6	4.79	9.58	0.69	1.38	8.2
2.92	5.84	0.22	0.44	5.4	7	4.81	9.62	0.54	1.08	8.54
2.35	4.7	0.3	0.6	4.1	8	3.57	7.14	0.42	0.84	6.3
3.01	6.02	0.58	1.16	4.86	9	3.79	7.58	1.02	2.04	5.54
2.99	5.98	0.28	0.56	5.42	10	4.31	8.62	0.5	1	7.62
2.94	5.88	0.3	0.6	5.28	11	3.99	7.98	0.37	0.74	7.24
2.64	5.28	0.79	1.58	3.7	12	3.23	6.46	0.17	0.34	6.12
1.82	3.64	0.24	0.48	3.16	13	1.99	3.98	0.28	0.56	3.42
2.7	5.4	0.3	0.6	4.8	14	2.05	4.1	0.19	0.38	3.72
2.85	5.7	0.25	0.5	5.2	15	3.48	6.96	0.2	0.4	6.56
max ΔZ				5.42	max ΔZ					8.54
I =	0.5	mA								

Threshold tegangan yang digunakan bernilai 2.5v untuk bahu kiri dan 2.5v untuk bahu kanan dari tabel 4.16 terlihat tingkat keberhasilan dari 15× percobaan mengalami kegagalan 2x (86.67%) untuk bahu kiri dan kanan akibat kelelahan otot. (bb : 62kg tb: 173cm)

Tabel 4.18 Data Subyek G

G											
Kiri		Stop		ΔZ	no	Kanan		Stop		ΔZ	
V(v)	Z(mOhm)	V	Z(mOhm)			V	Z(mOhm)	V	Z(mOhm)		
4.03	8.06	2.73	5.46	2.6	1	2.45	4.9	0.86	1.72	3.18	
3.9	7.8	2.73	5.46	2.34	2	3.1	6.2	1.37	2.74	3.46	
3.59	7.18	2.5	5	2.18	3	2.89	5.78	1.33	2.66	3.12	
2.98	5.96	1.54	3.08	2.88	4	3.85	7.7	0.55	1.1	6.6	
2.6	5.2	1.45	2.9	2.3	5	3.7	7.4	1.6	3.2	4.2	
2.9	5.8	1.33	2.66	3.14	6	1.81	3.62	0.99	1.98	1.64	
1.84	3.68	-0.2	-0.42	4.1	7	3.4	6.8	1.5	3	3.8	
1.74	3.48	0.5	1	2.48	8	3.14	6.28	0.54	1.08	5.2	
2.16	4.32	0.45	0.9	3.42	9	2.3	4.6	0.23	0.46	4.14	
2.36	4.72	0.88	1.76	2.96	10	2.96	5.92	0.5	1	4.92	
2.29	4.58	1.27	2.54	2.04	11	1.81	3.62	0.04	0.08	3.54	
2.14	4.28	0.64	1.28	3	12	2.02	4.04	-0.06	-0.12	4.16	
1.64	3.28	0.98	1.96	1.32	13	1.78	3.56	-0.56	-1.12	4.68	
1.27	2.54	0.17	0.34	2.2	14	1.83	3.66	-0.34	-0.68	4.34	
1.74	3.48	0.9	1.8	1.68	15	2.42	4.84	-0.02	-0.04	4.88	
max ΔZ				4.1	max ΔZ				6.6		
I =	0.5	mA									

Threshold tegangan yang digunakan bernilai 2.0v untuk bahu kiri dan 2.0v untuk bahu kanan dari tabel 4.17 terlihat tingkat keberhasilan dari 15× percobaan mengalami kegagalan 8x (46.67%) untuk bahu kiri dan 4x (73.33%) untuk bahu kanan akibat kelelahan otot. (tb:163cm, bb:47kg)

Tabel 4. 19 Data Subyek H

H										
Kiri		Stop		ΔZ	no	Kanan		Stop		ΔZ
V(v)	Z(mOhm)	V	Z(mOhm)			V	Z(mOhm)	V	Z(mOhm)	
3.72	7.44	1.27	2.54	4.9	1	1.59	3.18	0.76	1.52	1.66
3.6	7.2	0.95	1.9	5.3	2	1.79	3.58	0.75	1.5	2.08
2.03	4.06	0.72	1.44	2.62	3	1.60	3.2	0.89	1.78	1.42
2.27	4.54	0.68	1.36	3.18	4	1.61	3.22	0.64	1.28	1.94
2.22	4.44	0.65	1.3	3.14	5	1.79	3.58	0.67	1.34	2.24
1.81	3.62	0.44	0.88	2.74	6	1.4	2.8	0.58	1.16	1.64
1.98	3.96	0.46	0.92	3.04	7	1.28	2.56	0.5	1	1.56
2.6	5.2	0.52	1.04	4.16	8	1.37	2.74	0.43	0.86	1.88
1.76	3.52	0.3	0.6	2.92	9	1.18	2.36	0.16	0.32	2.04
1.81	3.62	0.54	1.08	2.54	10	0.96	1.92	0.5	1	0.92
1.96	3.92	0.28	0.56	3.36	11	1.27	2.54	0.6	1.2	1.34
1.68	3.36	0.33	0.66	2.7	12	1.19	2.38	0.51	1.02	1.36
1.35	2.7	0.2	0.4	2.3	13	1.33	2.66	0.55	1.1	1.56
1.06	2.12	0.3	0.6	1.52	14	1.29	2.58	0.47	0.94	1.64
1.57	3.14	0.12	0.24	2.9	15	1.49	2.98	0.48	0.96	2.02
max ΔZ				5.3	max ΔZ					2.24
I =	0.5	mA								

Threshold tegangan yang digunakan bernilai 1.5v untuk bahu kiri dan 1.5v untuk bahu kanan dari tabel 4.18 terlihat tingkat keberhasilan dari 15× percobaan mengalami kegagalan 2x (86.67%) untuk bahu kiri dan 10x (33.33%) untuk bahu kanan akibat kelelahan otot. (tb: 167cm, bb: 85 kg)

Tabel 4.20 Data Subyek I

I											
Kiri		Stop		ΔZ	no	Kanan		Stop		ΔZ	
V(v)	Z(mOhm)	V	Z(mOhm)			V	Z(mOhm)	V	Z(mOhm)		
3.01	6.02	1.99	3.98	2.04	1	4.63	9.26	1.55	3.1	6.16	
2.91	5.82	1.97	3.94	1.88	2	5.41	10.82	1.64	3.28	7.54	
2.86	5.72	1.9	3.8	1.92	3	3.88	7.76	1.21	2.42	5.34	
2.92	5.84	1.87	3.74	2.1	4	4.72	9.44	1.45	2.9	6.54	
2.94	5.88	1.65	3.3	2.58	5	4.62	9.24	1.53	3.06	6.18	
3.03	6.06	1.74	3.48	2.58	6	0.83	1.66	1.51	3.02	-1.36	
3.25	6.5	1.87	3.74	2.76	7	1.56	3.12	1.46	2.92	0.2	
3.18	6.36	1.66	3.32	3.04	8	1.81	3.62	1.61	3.22	0.4	
2.99	5.98	1.53	3.06	2.92	9	2.03	4.06	1.78	3.56	0.5	
2.88	5.76	1.56	3.12	2.64	10	2.19	4.38	1.73	3.46	0.92	
3.03	6.06	1.47	2.94	3.12	11	1.99	3.98	1.59	3.18	0.8	
2.98	5.96	1.55	3.1	2.86	12	4.23	8.46	1.48	2.96	5.5	
2.9	5.8	1.56	3.12	2.68	13	1.72	3.44	1.65	3.3	0.14	
2.72	5.44	1.48	2.96	2.48	14	1.62	3.24	1.78	3.56	-0.32	
2.61	5.22	1.42	2.84	2.38	15	1.67	3.34	1.58	3.16	0.18	
max ΔZ				3.12	max ΔZ						7.54
I =	0.5	mA									

Threshold tegangan yang digunakan bernilai 2.5v untuk bahu kiri dan 2.5v untuk bahu kanan dari tabel 4.19 terlihat tingkat keberhasilan dari 15× percobaan mencapai 100% untuk bahu kiri dan 9x (40%) untuk bahu kanan akibat kelelahan otot dan pengaruh pakaian yang digunakan. (tb: 174cm, bb: 85 kg)

Tabel 4.21 Data Subyek J

J											
Kiri		Stop		ΔZ	no	Kanan		Stop		ΔZ	
V(v)	Z(mOhm)	V	Z(mOhm)			V	Z(mOhm)	V	Z(mOhm)		
3.67	7.34	0.39	0.78	6.56	1	1.74	3.48	-1.38	-2.76	6.24	
3.49	6.98	0.44	0.88	6.1	2	1.48	2.96	-2.05	-4.1	7.06	
3.15	6.3	0.36	0.72	5.58	3	0.89	1.78	-2.44	-4.88	6.66	
2.28	4.56	0.29	0.58	3.98	4	0.6	1.2	-2.5	-5	6.2	
2.68	5.36	0.43	0.86	4.5	5	0.3	0.6	-2.21	-4.42	5.02	
3.3	6.6	0.45	0.9	5.7	6	-0.57	-1.14	-2.63	-5.26	4.12	
2.99	5.98	0.55	1.1	4.88	7	4.37	8.74	2.75	5.5	3.24	
2.69	5.38	0.46	0.92	4.46	8	4.83	9.66	1.54	3.08	6.58	
2.46	4.92	0.53	1.06	3.86	9	4.5	9	1.8	3.6	5.4	
3.39	6.78	0.88	1.76	5.02	10	4.23	8.46	1.62	3.24	5.22	
3.72	7.44	0.61	1.22	6.22	11	4.3	8.6	1.69	3.38	5.22	
3.23	6.46	0.32	0.64	5.82	12	3.74	7.48	1.23	2.46	5.02	
3.3	6.6	0.7	1.4	5.2	13	4.3	8.6	1.73	3.46	5.14	
3.29	6.58	0.57	1.14	5.44	14	4.34	8.68	1.46	2.92	5.76	
3.28	6.56	0.48	0.96	5.6	15	3.96	7.92	1.06	2.12	5.8	
max ΔZ				6.56	max ΔZ						7.06

I = 0.5 mA

Threshold tegangan yang digunakan bernilai 2.5v untuk bahu kiri dan 2.5v untuk bahu kanan dari tabel 4.19 terlihat tingkat keberhasilan dari 15× percobaan mengalami 2x kegagalan untuk bahu kiri (86.67%) dan 6x (60%) untuk bahu kanan akibat pengaruh pakaian yang digunakan (Pakaian Subjek Agak basah). (tb: 173cm, bb: 51 kg)

Tabel 4. 22 Data Subyek K

K											
Kiri		Stop		ΔZ	no	Kanan		Stop		ΔZ	
V(v)	Z(mOhm)	V	Z(mOhm)			V	Z(mOhm)	V	Z(mOhm)		
3.15	6.3	2.07	4.14	2.16	1	7.01	14.02	2.17	4.34	9.68	
4.09	8.18	2.35	4.7	3.48	2	7.67	15.34	3.09	6.18	9.16	
3.92	7.84	1.99	3.98	3.86	3	7.86	15.72	2.41	4.82	10.9	
4.28	8.56	2.5	5	3.56	4	7.46	14.92	1.99	3.98	10.94	
3.64	7.28	2.84	5.68	1.6	5	6.25	12.5	1.24	2.48	10.02	
4.3	8.6	1.87	3.74	4.86	6	6.11	12.22	1.56	3.12	9.1	
4.05	8.1	1.69	3.38	4.72	7	8.12	16.24	2.2	4.4	11.84	
4.8	9.6	2.52	5.04	4.56	8	7.05	14.1	3.09	6.18	7.92	
4.02	8.04	1.66	3.32	4.72	9	6.85	13.7	1.84	3.68	10.02	
3.64	7.28	2.12	4.24	3.04	10	7.26	14.52	2.48	4.96	9.56	
4.09	8.18	2.28	4.56	3.62	11	7.24	14.48	2.92	5.84	8.64	
3.81	7.62	2.39	4.78	2.84	12	4.98	9.96	1.06	2.12	7.84	
4.8	9.6	2.2	4.4	5.2	13	5.79	11.58	1.33	2.66	8.92	
3.32	6.64	1.69	3.38	3.26	14	6	12	-0.33	-0.66	12.66	
3.58	7.16	1.87	3.74	3.42	15	6.07	12.14	1.19	2.38	9.76	
max ΔZ				5.2	max ΔZ						12.66
I =	0.5	mA									

Threshold tegangan yang digunakan bernilai 2.5v untuk bahu kiri dan 3.5 v untuk bahu kanan dari tabel 4.19 terlihat tingkat keberhasilan dari 15× percobaan mengalami 2x kegagalan untuk bahu kiri (86.67%) dan 0x (100%) untuk bahu kanan. Terlihat bahwa perubahan bio-impedance pada subjek ini sangat tinggi. Hal ini disebabkan karena lebar bahu yang besar sehingga nilai impedansinya tinggi. (tb 185cm ,bb: 130 kg)

BAB V PENUTUP

5.1. Kesimpulan

Dari perancangan, realisasi, dan pengujian alat pada tugas akhir ini dapat disimpulkan bahwa:

- 1) Tingkat keberhasilan alat instrumentasi EEG pada penerapan untuk kursi roda listrik lebih tinggi daripada instrumentasi *bio-impedance*.
- 2) Diperlukan jenis rambut tertentu dan rambut yang pendek untuk menaikkan tingkat keberhasilan EEG
- 3) Pengaturan Threshold untuk instrumentasi *bio-impedance* lebih sulit dan lama dibandingkan dengan Instrumentasi EEG.
- 4) Penerapan sistem *bio-impedance* jauh lebih mudah dari sistem EEG.
- 5) Untuk sistem *hibrid* perintah kendali dari EEG lebih dominan dibandingkan dari *bio-impedance*. Karena pergerakan bahu mempengaruhi sinyal dari EEG juga.

5.2. Saran

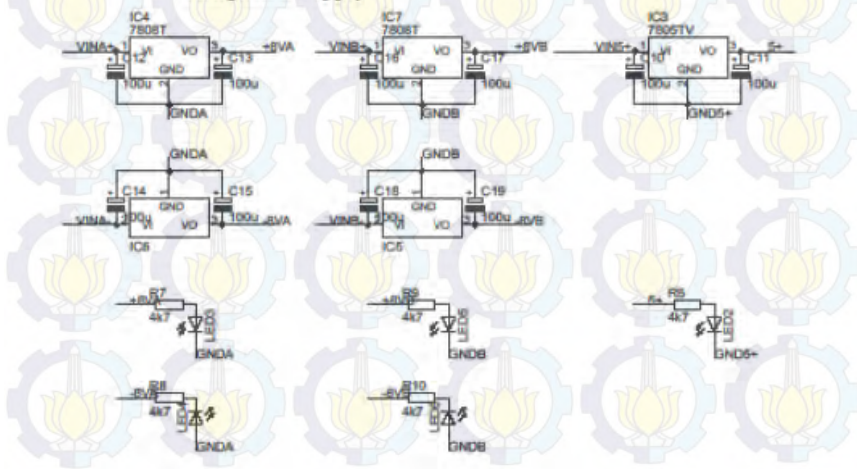
Dalam mendesain instrumentasi EEG, maka diperlukan rangkaian filter yang kuat dalam meredam sinyal yang tidak diinginkan. Penggunaan kabel lead untuk elektroda juga harus dipertimbangkan karena semakin baik kabel lead maka hasil pengambilan data EEG juga semakin baik. Selain itu, pemilihan elektroda yang tepat untuk perekaman sinyal EEG juga mempengaruhi kualitas sinyal yang direkam. Pada saat proses perekaman, perlu diperhatikan kondisi dari subyek. Untuk mendesain sistem kendali EEG yang memadai dan baik diperlukan lebih dari 1 *channel* karena untuk membayangkan gerakan kerja otak tidak hanya terikat pada channel C3 dan C4 dsaja tetapi pada *channel-channel* lain seperti F3, F4, O1, O2, P3, dan P4 secara terpisah [7].

Untuk instrumentasi *bio-impedance* diperlukan baterai yang berkapasitas tinggi karena pemanfaatan sumber arus mengakibatkan kapasitas baterai cepat habis. Peletakkan elektroda penerima tegangan pada sistem instrumentasi *bioimpedance* ini harus benar-benar diperhitungkan, karena posisi elektroda ini sangat berpengaruh terhadap hasil serta tingkat kelinearan nilai tegangan dari impedansi tubuh terhadap pergerakannya.

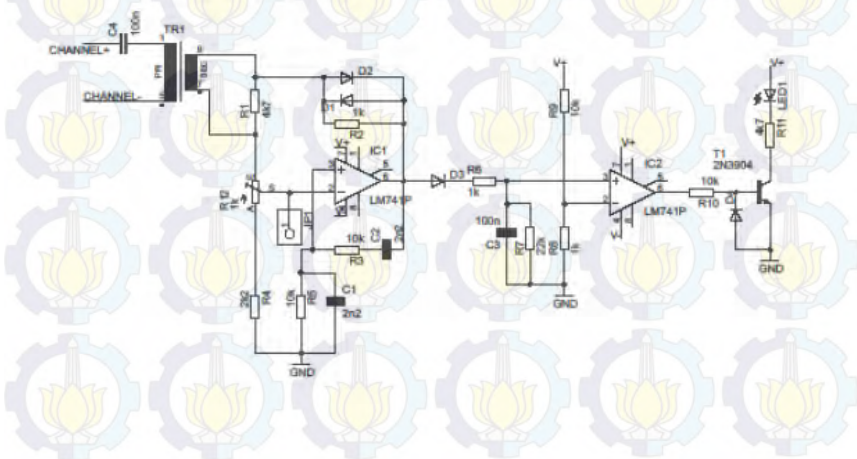
LAMPIRAN A

Rangkaian Instrumentasi EEG

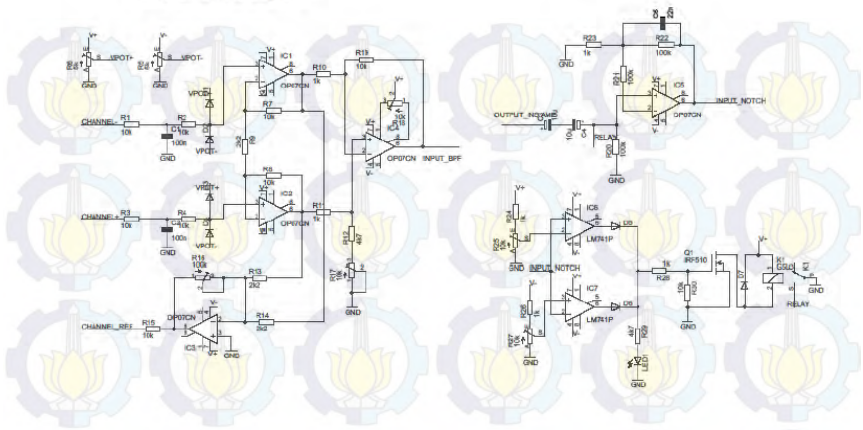
Rangkaian Supply



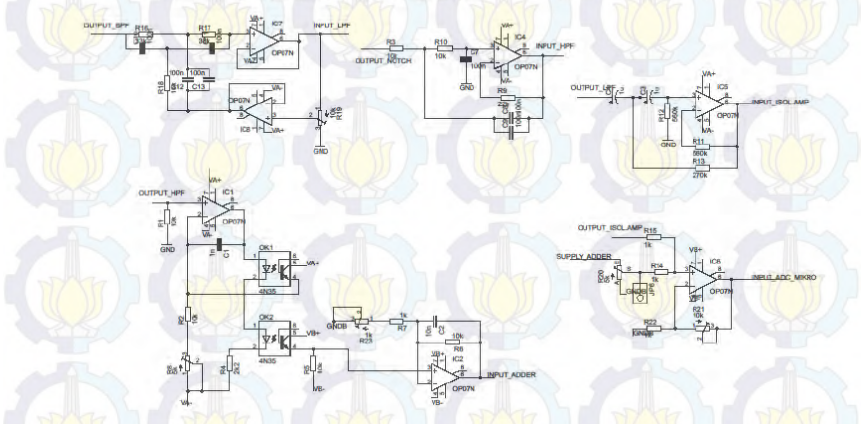
Lead Fail Detector



Instrumentation Amplifier



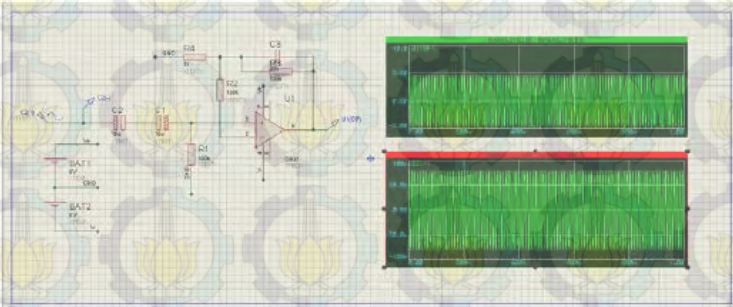
Filter Analog + Isolation Amplifier + Adder Amplifier



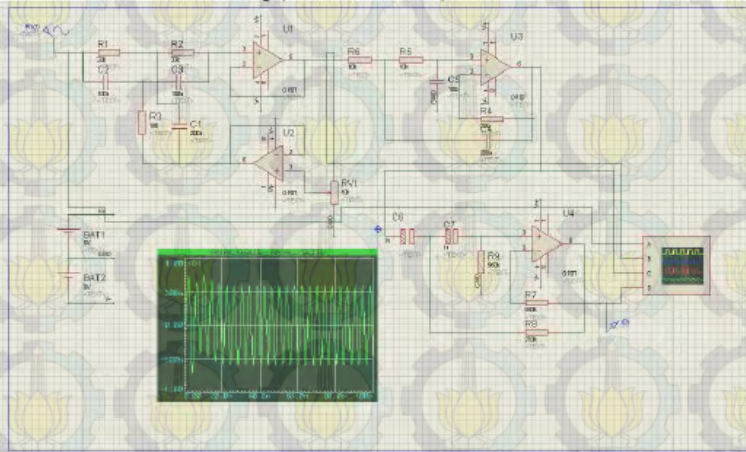
LAMPIRAN B

Simulasi Rangkaian EEG

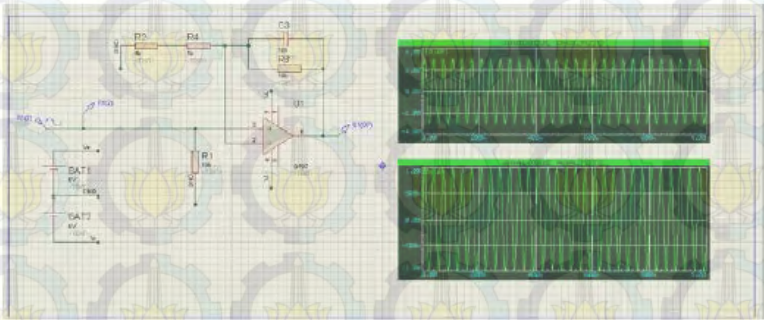
Band Pass Filter



Filter – Filter Analog (Notch, LPF, HPF)



Isolation Amplifier – Uji Penguatan



DAFTAR PUSTAKA

- [1]. Wiley, “*Encyclopedia of Biomedical Engineering - 6 Vol. Set*”, 2006
- [2]. Tabuenca, Javier Gracia, “Multichannel *Bioimpedance* Measurement, Master science Thesis”, Tampere University Of Technology, 2009
- [3]. Yunfei, H. “Wheelchair Control Based on *Bioimpedance*”. International Journal of Applied Biomedical Engineering Vol.3, No.1, pp.13-15, 2010.
- [4]. Modul **Biomedical Signal Amplifier mod EB-B1/EV**, Elektronika Veneta.
- [5]. Rivai, M. “Handout Rangkaian Elektronika Analog”. Elektro ITS.
- [6]. Karki, Jim. **Active Low Pass Filter design**, www.ti.com/lit/ans/sloa049b/sloa049b.pdf, Desember 2015.
- [7]. Khare, Vijay. “Brain Computer Interface Based Real Time Control of Wheelchair Using Electroencephalogram”. International Journal of Soft Computing and Engineering (IJSCE) SSN: 2231-2307, Volume-1, Issue-5, November 2011
- [8]. _____, “Chapter 16 Active Filter Design Techniques”, Texas Instrument.
- [9]. Teplan, M., “*Fundamentals Of EEG Measurement*”, Measurement Science Review, Volume 2, Section 2, 2002.
- [10]. _____, “*Quick Start Guide*”, 2012, <URL: <https://www.arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardUnocontent/uploads/2012/12/quick-start-guide-v1.1.pdf>>.
- [11]. _____, “*brochures*”, 2015, <URL: http://www.pridemobility.com/pdf/brochures/australia/au_jet_3_ultra_ss.pdf>.

BIODATA PENULIS



Penulis dilahirkan di Jakarta pada tanggal 27 Mei 1992. Sebagai anak kedua dari tiga bersaudara, penulis mengawali kegiatan pendidikan formal di SDK 1 BPK Penabur Bandung, yang kemudian dilanjutkan di SMPK 1 BPK Penabur Bandung, SMP Tri Ratna Jakarta, SMA Tarsisius 1 Jakarta dan pada tahun 2011 penulis diterima sebagai mahasiswa di jurusan Teknik Elektro ITS. Selama menjalani perkuliahan, penulis aktif dalam kegiatan organisasi seperti Kalpataru dan UKM. Selain itu, penulis juga turut berpartisipasi sebagai asisten praktikum di bidang studi elektronika.

Email :
edwardlumenta@gmail.com