



TESIS - TE142599

PENDETEKSIAN NILAI *EVENT RELATED DESYNCHRONIZATION* (ERD) ATAU *EVENT RELATED SYNCHRONIZATION* (ERS) SAAT MELAKUKAN *MOTOR IMAGERY* DARI GERAKAN TANGAN KANAN DAN KIRI

ACHMAD NUR ALIANSYAH
2214204008

DOSEN PEMBIMBING
Dr. ACHMAD ARIFIN, S.T., M.Eng.
Ir. DJOKO PURWANTO, M.Eng. Ph.D

PROGRAM MAGISTER
BIDANG KEAHLIAN TEKNIK ELEKTRONIKA
DEPARTEMEN TEKNIK ELEKTRO
FAKULTAS TEKNOLOGI ELEKTRO
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
SURABAYA
2017



TESIS - TE142599

PENDETEKSIAN NILAI *EVENT RELATED DESYNCHRONIZATION* (ERD) ATAU *EVENT RELATED SYNCHRONIZATION* (ERS) SAAT MELAKUKAN *MOTOR IMAGERY* DARI GERAKAN TANGAN KANAN DAN KIRI

ACHMAD NUR ALIANSYAH
2214204008

DOSEN PEMBIMBING
Dr. ACHMAD ARIFIN, S.T., M.Eng.
Ir. DJOKO PURWANTO, M.Eng. Ph.D

PROGRAM MAGISTER
BIDANG KEAHLIAN TEKNIK ELEKTRONIKA
DEPARTEMEN TEKNIK ELEKTRO
FAKULTAS TEKNOLOGI ELEKTRO
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
SURABAYA
2017

LEMBAR PENGESAHAN

Tesis disusun untuk memenuhi salah satu syarat memperoleh gelar
Magister Teknik (M.T)
di
Institut Teknologi Sepuluh Nopember

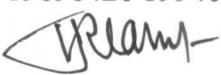
oleh:

Achmad Nur Aliansyah
NRP. 2214204008

Tanggal Ujian : 31 Mei 2017
Periode Wisuda : September 2017

Disetujui oleh:

- 
1. Dr. Achmad Arifin, S.T., M.Eng. (Pembimbing I)
NIP: 19710314 199702 1 001
 2. Ir. Djoko Purwanto, M.Eng., Ph.D. (Pembimbing II)
NIP: 19651211 199002 1 002

 3. Dr. Muhammad Rivai, ST., MT (Penguji)
NIP: 19690426 199403 1 003

 4. Dr. Tri Arief Sardjono, ST., MT (Penguji)
NIP: 19700212 199512 1 001
 5. Rommy Mardiyanto, ST., MT., Ph.D (Penguji)
NIP: 19810118 200312 1 003




Dekan Fakultas Teknologi Elektro


Dr. Tri Arief Sardjono, S.T., M.T.
NIP: 197002121995121001

Halaman ini sengaja dikosongkan

PERNYATAAN KEASLIAN TESIS

Dengan ini saya menyatakan bahwa isi keseluruhan Tesis saya dengan judul **“PENDETEKSIAN NILAI *EVENT RELATED DESYNCHRONIZATION* (ERD) ATAU *EVENT RELATED SYNCHRONIZATION* (ERS) SAAT MELAKUKAN *MOTOR IMAGERY* DARI GERAKAN TANGAN KANAN DAN KIRI”** adalah benar-benar hasil karya intelektual mandiri, diselesaikan tanpa menggunakan bahan-bahan yang tidak diijinkan dan bukan merupakan karya pihak lain yang saya akui sebagai karya sendiri.

Semua referensi yang dikutip maupun dirujuk telah ditulis secara lengkap pada daftar pustaka. Apabila ternyata pernyataan ini tidak benar, saya bersedia menerima sanksi sesuai peraturan yang berlaku.

Surabaya, Juli 2017



Achmad Nur Aliansyah

2214204008

Halaman ini sengaja dikosongkan

**PENDETEKSIAN NILAI *EVENT RELATED
DESYNCHRONIZATION (ERD)* ATAU *EVENT RELATED
SYNCHRONIZATION (ERS)* SAAT MELAKUKAN *MOTOR
IMAGERY* DARI GERAKAN TANGAN KANAN DAN KIRI**

Nama mahasiswa : Achmad Nur Aliansyah
NRP : 2214204008
Pembimbing : 1. Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.
2. Ir. Djoko Purwanto, M. Eng. Ph.D

ABSTRAK

Kelumpuhan merupakan suatu penyakit yang dapat mengakibatkan hilangnya fungsi satu atau beberapa otot. Penyakit ini biasanya disebabkan oleh stroke, polio, penyakit Parkinson, dan lain lain yang dapat mengakibatkan hilangnya fungsi otot tubuh bagian atas dan bagian bawah. Ketika seseorang mengalami kelumpuhan, otak masih memperoleh informasi mengenai aktivitas tubuh. Dalam melakukan atau membayangkan gerakan, terjadi respon yang hampir sama pada otak bagian motor korteks. Melakukan gerakan atau membayangkan gerakan dikenal sebagai *event*. Tujuan dari penelitian ini adalah mendeteksi adanya perubahan nilai dari *event related desynchronization/Event Related Synchronization (ERD/ERS)*. Analisa dominan frekuensi digunakan untuk menentukan frekuensi yang dominan saat terjadinya event. Informasi ini digunakan sebagai Band Pass Filter untuk menentukan nilai ERD/ERS. Pada penelitian ini, sinyal EEG difokuskan pada *channel C3* untuk mendeteksi gerakan tangan kanan dan *channel C4* untuk mendeteksi gerakan tangan kiri berdasarkan sistem internasional dari peletakan elektroda EEG 10/20. Hasil yang diperoleh pada penelitian ini menunjukkan frekuensi dominan saat subjek membayangkan gerakan tangan kanan dan tangan kiri berada pada frekuensi 8-12 Hz. Persentasi pendeteksian perubahan nilai ERD/ERS pada *channel C3* sebesar 53.332% sedangkan pada *channel C4* sebesar 55.998%. Hasil uji selektivitas dari subjek uji menunjukkan rata-rata tingkat *sensitivity* sebesar 65% dan tingkat *specificity* sebesar 60%. Metode ini masih perlu dikembangkan agar memperoleh tingkat pendeteksian nilai ERD/ERS lebih tinggi sehingga nantinya dapat dijadikan sebagai perintah control pada navigasi kursi roda.

Kata kunci: *Brain Computer Interface (BCI), Elektroencephalography (EEG), Even Related Desynchronization (ERD) / Even Related Synchronization (ERS).*

Halaman ini sengaja dikosongkan

DETECTION VALUE OF EVENT RELATED DESYNCHRONIZATION (ERD) OR EVENT RELATED SYNCHRONIZATION (ERS) DURING MOTOR IMAGERY TASK FROM RIGHT AND LEFT HAND MOVEMENT

Nama mahasiswa : Achmad Nur Aliansyah
NRP : 2214204008
Pembimbing : 1. Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.
2. Ir. Djoko Purwanto, M. Eng. Ph.D

ABSTRACT

Paralysis is a disease that causes loss of function from one or more muscle. This disease usually caused by stroke, polio, Parkinson's disease and others which can loss of function upper or lower limb. When someone is paralyzed, the brain still works to obtain information about body activities. While doing or imagining movement, the similar response occurs in the brain. The purpose of this study was to detect any change the value of Event Related Desynchronization/Event Related Synchronization (ERD/ERS) during event. Time-frequency domain analysis was used to determine the frequency dominant when it occurred. This information would be used as a Band Pass Filter for calculating the value of ERD/ERS. In this research, EEG signals were acquired from channel C3 for right hand movement and C4 for left hand movement base on international system 10/20 from EEG. The findings show that the range of frequency dominant from selected channels on all subject is 8-12Hz. The value of ERD/ERS was changed 53.332% in channel C3 whereas in channel C4 was 55.998%. The result of selectivity test from Subjects show the average of sensitivity level is 65% and the specificity level is 60%. This method must be enhanced to obtain the highest value of ERD/ERS so that can be used as control command for wheelchair in the next research topic.

Keywords: Brain Computer Interface (BCI), Electroencephalography (EEG), Even Related Desynchronization (ERD) / Even Related Synchronization (ERS).

Halaman ini sengaja dikosongkan

KATA PENGANTAR

Puji syukur penulis panjatkan kepada Allah Subhanahu Wa Ta'ala atas limpahan nikmat Islam, Iman, ilmu dan kesehatan kepada penulis sehingga penulis dapat menyelesaikan tesis yang berjudul “Ekstraksi Sinyal Otak Sebagai Navigasi Kursi Roda”. Tesis ini disusun untuk memenuhi persyaratan dalam menyelesaikan Program Pascasarjana Teknik Elektronika di Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya. Tesis ini tidak dapat tersusun dengan baik tanpa bimbingan, bantuan dan dukungan dari banyak pihak yang diberikan kepada penulis. Oleh karena itu penulis memberikan ucapan terimakasih dan penghargaan yang sebesar-besarnya kepada :

1. Bapak Achmad Arifin, ST., M.Eng., Ph.D selaku dosen pembimbing pertama yang telah membimbing penulis dengan penuh kesabaran dan dedikasi yang tinggi sehingga penulis dapat menyelesaikan tesis ini dengan baik. Terima kasih kami ucapkan kepada beliau atas kesempatan yang diberikan kepada penulis untuk bergabung sebagai anggota Biomedical Engineering serta atas kenyamanan dan fasilitas yang lengkap di laboratorium Biomedik B205 Jurusan Teknik Elektro Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya.
2. Bapak Ir. Djoko Purwanto, M.Eng., Ph.D selaku dosen pembimbing ke dua yang telah membimbing penulis dengan penuh kesabaran dan dedikasi yang tinggi sehingga penulis dapat menyelesaikan tesis ini dengan baik.
3. Bapak Dr. Muhammad Rivai, ST., MT selaku dosen penguji dalam ujian tesis yang telah memberikan saran-saran yang sangat bermanfaat bagi penulis.
4. Bapak Dr. Tri Arief Sardjono, ST., MT selaku dosen wali dan sebagai dosen penguji dalam ujian tesis yang telah memberikan saran-saran yang sangat bermanfaat bagi penulis.
5. Bapak Ronny Mardiyanto, ST., MT., Ph.D selaku dosen penguji dalam ujian tesis yang telah memberikan saran-saran yang sangat bermanfaat bagi penulis.

6. Kepada Koordinator Pascasarjana Teknik Elektronika, Koordinator Pascasarjana Jurusan Teknik Elektro dan Ketua Jurusan Teknik Elektro serta karyawan Pascasarjana Teknik Elektro yang telah membantu penulis dalam segala urusan administrasi selama menempuh kuliah di ITS.
7. Kepada Ibu (Narfia), Ayah (La Ndia) dan Kakak (Nurul Atma) yang sudah memberikan banyak dukungan dan semangat untuk menyelesaikan tesis ini.
8. Rekan-rekan S2 Elektronika angkatan 2014 juga rekan-rekan Lab.B205 yang telah banyak membantu dalam menyelesaikan tesis ini.
9. Kepada Nita Zelfia Dinianti Luzi Mulyawati yang selalu memberikan semangat dalam mengerjakan tesis
10. Seluruh pihak yang membantu penulis dalam menyelesaikan tesis ini dengan baik.

Menyadari bahwa tesis ini masih jauh dari kata sempurna, maka kritik dan saran sangat penulis harapkan untuk perbaikan dimasa datang. Penulis berharap agar tesis ini dapat bermanfaat.

Surabaya, Juni 2017

Penulis

DAFTAR ISI

LEMBAR PENGESAHAN.....	iii
PERNYATAAN KEASLIAN TESIS.....	v
ABSTRAK	vii
ABSTRACT	ix
KATA PENGANTAR	xi
DAFTAR ISI	xiii
DAFTAR GAMBAR	xvii
DAFTAR TABEL	xix
BAB 1 PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang.....	1
1.2 Rumusan Masalah.....	3
1.3 Tujuan	3
1.4 Batasan Masalah.....	4
BAB 2 KAJIAN PUSTAKA DAN LANDASAN TEORI	5
2.1 Kelumpuhan	5
2.2 Otak.....	6
2.2.1 <i>Cerebrum</i>	6
2.2.2 <i>Cerebellum</i>	9
2.2.3 Batang Otak.....	9
2.3 <i>Motor Execution</i> dan <i>Motor Imagery</i> Pada Otak	9
2.4 <i>Electroencephalography</i> (EEG)	11
2.4.1 Perekaman sinyal EEG	12
2.5 <i>Brain Computer Interface</i> (BCI)	14
2.5.1 Bagian dari BCI.....	15
2.5.2 BCI Saat Ini.....	16
2.5.3 Penelitian Tentang BCI.....	19
2.6 Event Related Desynchronization/Event Related Synchronization (ERD/ERS).....	21
2.7 Analisa Domain Time-Frequency	22
2.8 Kursi Roda.....	23

2.9	Kontrol Motor DC	25
2.10	Fishbone Diagram	26
BAB 3 METODE PENELITIAN		29
3.1	Studi Pustaka dan Literatur	30
3.2	Rancangan penelitian	30
3.3	Perangkat Akuisisi Sinyal EEG	31
3.3.1	Rangkaian filter pasif	32
3.3.2	Rangkaian Proteksi	32
3.3.3	Rangkaian Penguat Instrumentasi	32
3.3.4	Rangkaian Penguat <i>Non-inverting</i>	33
3.3.5	Band Pass Filter	34
3.3.6	<i>Variable Amplifier</i>	36
3.3.7	Rangkaian <i>Notch Filter</i>	37
3.3.8	<i>Isolation Amplifier</i>	38
3.3.9	Rangkaian <i>Adder</i>	39
3.3.10	Mikrokontroler	40
3.4	Pengolahan Sinyal	40
3.4.1	Penentuan Frekuensi Dominan	40
3.4.2	Proses Pendeteksian Nilai ERD/ERS	44
3.5	Ekstraksi Sinyal EEG	45
3.6	Subjek dan Prosedur Perekaman	46
3.6.1	Subjek	46
3.6.2	Prosedur Perekaman	46
3.7	Pengujian Sistem	47
3.8	Proses Verifikasi	48
BAB 4 HASIL DAN PEMBAHASAN		51
4.1	Pengujian Perangkat Keras	51
4.1.1	Pengujian Penguat Instrumentasi	51
4.1.2	Pengujian Rangkaian <i>Main Amplifier</i>	52
4.1.3	Pengujian Rangkaian <i>Band Pass Filter</i>	52
4.1.4	Pengujian <i>Variable Amplifier</i>	55
4.1.5	Pengujian Rangkaian <i>Notch Filter</i>	55
4.1.6	Pengujian Rangkaian Penguat Isolasi	56

4.1.7	Pengujian Rangkaian Penjumlah	58
4.2	Pengolahan Sinyal	59
4.2.1	Penentuan Frekuensi Dominan	59
4.2.2	Proses Penentuan Persentase Nilai ERD/ERS	63
4.3	Pendeteksian Nilai ERD/ERS	64
4.4	Uji Selektivitas	69
BAB 5 PENUTUP		73
5.1	Kesimpulan	73
5.2	Saran	73
DAFTAR PUSTAKA		75
LAMPIRAN		77

Halaman ini sengaja dikosongkan

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Bagian –bagian <i>cerebrum</i>	8
Gambar 2.2 Penampakan Motor Imagery dan Motor Execution pada Beberapa Subyek (Lotze, 2006).	10
Gambar 2.3 Karakteristik Ritme EEG Pada Manusia Normal (dalam μV). (a) Ritme Delta, (b) Theta, (c) Alpha, dan (d) Beta (Donald, 2015).	12
Gambar 2.4 Sistem Perekaman EEG Internasional 10/20 (Tyner, 1983).	13
Gambar 2.5 Bagian-bagian Dasar dari Desain Sistem BCI (Walpow, 2002).	14
Gambar 2.6 Tipe Sistem BCI Saat Ini (Walpow dkk, 2002).	18
Gambar 2.7 Prinsip dalam Menentukan Nilai ERD (kiri) dan ERS (kanan) (Pfurtscheller, 1999).	22
Gambar 2.8 Rancangan Kursi Roda yang Digunakan Oleh Peneliti Sebelumnya (Ermando, 2012).	24
Gambar 2.9 Struktur dari <i>H bridge</i> (en.wikipedia.org).	26
Gambar 2.10 Bentuk Sinyal PWM (www.ni.com).	26
Gambar 2.11 Fishbone diagram penelitian.	27
Gambar 3.1 Tahapan Penelitian.	29
Gambar 3.2 Alur Studi Pustaka.	30
Gambar 3.3 Blok Diagram Rancangan Penelitian yang Digunakan.	31
Gambar 3.4 Titik-titik <i>Channel</i> yang digunakan (warna merah) Pada Sistem Internasional 10-20	31
Gambar 3.5 Blok Diagram Perancangan <i>Hardware</i> EEG	32
Gambar 3.6 (a) Rangkaian Filter Pasif, (b) Rangkaian Proteksi, dan (c) Rangkaian Penguat Instrumentasi.	33
Gambar 3.7 Rangkaian Penguat Non-Inverting.	34
Gambar 3.8 Rangkaian <i>Low Pass Filter</i> -40dB/dec.	35
Gambar 3.9 Rangkaian <i>High Pass Filter</i> -40 dB/dec	36
Gambar 3.10 Rangkaian <i>Variable Amplifier</i>	37
Gambar 3.11 Rangkaian <i>Notch Filter</i>	38
Gambar 3.12 Rangkaian <i>Isolation Amplifier</i>	39
Gambar 3.13 Rangkaian <i>Adder</i>	39
Gambar 3.14 Blok Diagram Penentuan Frekuensi Dominan	41
Gambar 3.15 Blok Diagram Proses Pendeteksian Nilai ERD/ERS	45
Gambar 3.16 Prosedur Perekaman	46
Gambar 3.17 Prosedur Perekaman dari Uji Selektivitas	47
Gambar 3.18 Blok Diagram Proses Verifikasi yang Dilakukan	49
Gambar 4.1 Hubungan Antara Frekuensi dan Gain Pada <i>Low Pass Filter</i>	53
Gambar 4.2 Hubungan Antara Frekuensi dan Gain Pada <i>High Pass Filter</i>	55
Gambar 4.3 Grafik Pengujian <i>Notch Filter</i>	56

Gambar 4.4 Sinyal Raw <i>Channel C3</i> saat Subjek Membayangkan Gerakan Tangan Kanan.....	59
Gambar 4.5 Sinyal Hasil BPF <i>Channel C3</i>	60
Gambar 4.6 Hasil FFT dari Sinyal Raw	60
Gambar 4.7 Hasil FFT dari Sinyal Hasil Pemfilteran.....	60
Gambar 4.8 Hasil STFT dari Sinyal Hasil Pemfilteran.	61
Gambar 4.9 Sinyal Raw dari <i>Channel C4</i>	61
Gambar 4.10 Sinyal Hasil Pemfilteran <i>Channel C4</i>	62
Gambar 4.11 Hasil FFT dari Data Raw	62
Gambar 4.12 Hasil FFT dari Hasil Pemfilteran.....	62
Gambar 4.13 Hasil STFT dari Sinyal Hasil Pemfilteran.....	62
Gambar 4.14 Proses Penentuan Nilai ERD/ERS (a) Plot Sinyal Raw dari Hasil Akuisisi, (b) Plot Sinyal Hasil BPF, (c) Plot Sinyal <i>Square</i> (warna biru) dan <i>Moving Average</i> (warna merah), (d) Plot Sinyal ERD/ERS.	64

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1 Penelitian BCI yang Telah Dilakukan.....	20
Tabel 3.1 Indeks Data Subjek.....	46
Tabel 4.1 Hasil Pengujian Rangkaian <i>Low Pass Filter</i>	53
Tabel 4.2 Hasil Pengujian <i>High Pass Filter</i>	54
Tabel 4.3 Pengujian Rangkaian <i>Notch Filter</i>	56
Tabel 4.4 Pengujian Rangkaian Penguat Isolasi.....	57
Tabel 4.5 Hasil Pengujian Rangkaian Penguat Penjumlah.	58
Tabel 4.6 Persentase Nilai ERD/ERS saat Melakukan Gerakan Tangan Kanan Dari Subjek 2 dan Subjek 5	65
Tabel 4.7 Persentase Nilai ERD/ERS saat Melakukan Gerakan Tangan Kiri Dari Subjek 2 dan Subjek 5.....	66
Tabel 4.8 Persentase Nilai ERD/ERS Saat Membayangkan Gerakan Tangan Kanan dari Subjek 2 dan Subjek 5.....	67
Tabel 4.9 Persentase Nilai ERD/ERS Saat Membayangkan Gerakan Tangan Kiri Dari Subjek 2 dan Subjek 5.....	67
Tabel 4.10 Persentase Keberhasilan ERD/ERS dari Keseluruhan Subjek Uji Saat Membayangkan Gerakan Tangan Kanan	68
Tabel 4.11 Persentase Keberhasilan ERD/ERS dari Keseluruhan Subjek Uji Saat Membayangkan Gerakan Tangan Kiri	69
Tabel 4.12 Pengkondisian uji selektifitas.....	70
Tabel 4.13 Uji Selektifitas Subjek 5 Sesi 1	71
Tabel 4.14 Hasil uji selektivitas dari dua subjek uji.....	72

Halaman ini sengaja dikosongkan

BAB 1

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Kelumpuhan atau paralisis adalah hilangnya fungsi otot untuk satu atau banyak otot. Kelumpuhan dapat menyebabkan hilangnya perasaan atau hilangnya mobilitas di wilayah yang terpengaruh. Kelumpuhan paling sering disebabkan oleh kerusakan pada sistem saraf, terutama sumsum tulang belakang. Kelumpuhan biasanya disebabkan oleh stroke, trauma dengan cedera saraf, poliomyelitis, amyotrophic lateral sclerosis (ALS), botulisme, spina bifida, multiple sclerosis, dan sindrom Guillain-Barré (www.news-medical.net).

Sistem saraf merupakan suatu sistem dalam tubuh yang sangat penting. Sistem saraf terdiri dari otak, sumsum tulang belakang, dan jaringan kompleks neuron. Sistem ini bertanggung jawab untuk mengirim, menerima, dan menafsirkan informasi dari semua bagian tubuh. Informasi yang diterima oleh sistem saraf sensorik akan diintegrasikan ke otak yang kemudian dikirim ke sistem saraf motorik untuk mengontrol pergerakan. Namun pada saraf motorik sering terjadi kendala dimana banyaknya penyakit yang menyerang saraf ini sehingga informasi yang diterima oleh saraf sensorik tidak selamanya direspon dengan baik oleh saraf motorik. Salah satu penyakit yang menyerang saraf motorik adalah stroke.

Stroke termasuk penyakit serebrovaskuler (pembuluh darah otak) yang ditandai dengan kematian jaringan otak (infark serebral) yang terjadi karena berkurangnya aliran darah dan oksigen ke otak. WHO mendefinisikan bahwa stroke adalah gejala-gejala defisit fungsi susunan saraf yang diakibatkan oleh penyakit pembuluh darah otak dan bukan oleh yang lain dari itu. Kurangnya aliran darah pada jaringan otak dapat menyebabkan reaksi biokimia yang dapat mematikan sel-sel saraf di otak. Kematian jaringan otak dapat menyebabkan hilangnya fungsi yang dikendalikan oleh jaringan tersebut. Salah satu contohnya adalah seseorang yang mengalami stroke akan kehilangan kemampuan untuk menggerakkan sebagian atau bahkan seluruh organ tubuhnya. Dibutuhkan suatu alat bantu untuk berpindah dari

suatu tempat ke tempat yang lain. Alat bantu yang sering digunakan oleh pasien penderita kelumpuhan adalah kursi roda.

Menurut yayasan stroke Indonesia (Yastorki), Indonesia mengalami peningkatan jumlah penyandang cacat dalam kurun waktu dasawarsa terakhir. Di Indonesia, stroke merupakan penyakit mematikan ke tiga setelah jantung dan kanker. Menurut survey 2004, stroke merupakan pembunuh nomor 1 di Rumah Sakit Pemerintah diseluruh Indonesia. Diperkirakan ada 500.000 penduduk yang terkena stroke. Dari jumlah tersebut, sepertiganya bisa pulih kembali, dan sepertiga berikutnya mengalami gangguan fungsional ringan sampai sedang, serta sepertiga sisanya mengalami gangguan fungsional berat yang mengakibatkan penderita tidak bisa bergerak.

Saat ini, kursi roda sebagai alat bantu yang sering digunakan untuk penderita lumpuh didesain sedemikian rupa sehingga mampu membuat penggunanya lebih mandiri. Salah satu contohnya adalah dengan menambahkan joystick untuk mengontrol pergerakan kursi roda. Selain itu ada juga kursi roda yang dikontrol dengan memanfaatkan gerakan pada beberapa bagian tubuh yang dikenal dengan sebutan bioimpedance. Namun alat bantu tersebut belum optimal bagi penderita yang mengalami gangguan cukup serius pada sistem saraf motoriknya sehingga mengalami disfungsi dari alat gerak bagian atas dan bawah (upper limb dan lower limb) serta tidak mempunyai kekuatan untuk menggerakkan beberapa bagian tubuhnya.

Beberapa tahun terakhir telah dikembangkan teknologi antar muka komputer dengan otak atau dikenal dengan sebutan Brain Computer Interface (BCI). BCI menggunakan gelombang otak yang dihasilkan oleh manusia yang direkam dengan menggunakan Electroencephalography (EEG). Gelombang otak yang dihasilkan oleh manusia akan diakusisi kemudian diekstraksi untuk selanjutnya diproses sehingga nantinya dapat mengontrol sebuah divais. Pemanfaatan teknologi ini dapat digunakan oleh pasien yang memiliki gangguan cukup serius seperti dijelaskan pada paragraf sebelumnya untuk mengontrol kursi roda dengan memanfaatkan otak yang dimilikinya.

Berangkat dari permasalahan tersebut, penelitian yang akan dilakukan adalah bagaimana mengontrol gerakan kursi roda dengan menggunakan gelombang

otak. Sinyal otak akan direkam dengan menggunakan beberapa elektroda dari EEG. Pasien akan dilatih untuk menghasilkan gelombang otak yang konstan untuk menggerakkan kursi roda. Diharapkan dengan adanya penelitian ini mampu membantu penderita kelumpuhan akibat stroke untuk lebih mandiri dalam melakukan kontrol kursi roda.

Latar belakang memuat studi awal atau berbagai teori utama yang relevan dan baru (*recent*) yang dipadukan sehingga mengerucut pada suatu persoalan unik yang kemudian disusun dalam bentuk perumusan masalah. Lazimnya bagian ini diawali dengan menguraikan kesenjangan, teoritik, maupun praktis, antara harapan dan kenyataan.

1.2 Rumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang yang telah disajikan, permasalahan yang diangkat pada penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Bagaimanakah respon frekuensi saat subjek membayangkan gerakan dari *upper limb*.
2. Bagaimana mengekstraksi sinyal otak dengan menggunakan metode penentuan nilai ERD/ERS saat subjek membayangkan gerakan *upper limb*.

1.3 Tujuan

Berdasarkan latar belakang yang telah disajikan, tujuan dari penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Untuk mengetahui respon frekuensi saat subjek membayangkan gerakan *upper limb*.
2. Untuk mendapatkan nilai ERD/ERS saat subjek membayangkan gerakan *upper limb*.

Manfaat dari penelitian ini adalah untuk mengekstraksi sinyal otak dengan menggunakan metode persentase nilai ERD/ERS saat subjek membayangkan gerakan *upper limb*. Hasil dari persentase nilai ERD/ERS nantinya dapat dijadikan sebagai *control command*.

1.4 Batasan Masalah

Pada penelitian ini terdapat batasan masalah diantaranya:

1. Subjek penelitian berupa subjek normal agar pola gerakan lebih dikenali
2. Informasi motorik yang digunakan adalah bagian *upper limb* yang terdiri dari gerakan tangan kanan dan gerakan tangan kiri.

BAB 2

KAJIAN PUSTAKA DAN LANDASAN TEORI

2.1 Kelumpuhan

Kelumpuhan atau paralisis adalah hilangnya fungsi otot untuk satu atau banyak otot. Kelumpuhan dapat menyebabkan hilangnya perasaan atau hilangnya mobilitas di wilayah yang terpengaruh. Istilah ini berasal dari kata Yunani yang berarti menonaktifkan saraf. Hal ini terjadi karena biasanya kerusakan pada sistem saraf dapat mengakibatkan hilangnya fungsi motorik atau informasi sensorik.

Ada beberapa alasan yang mungkin bahwa seseorang mungkin mengalami kelumpuhan sementara atau permanen. Biasanya kelumpuhan diakibatkan dari kerusakan pada sumsum tulang belakang atau bagian lain dari sistem saraf seperti: stroke, trauma, polio, Neuropati perifer, penyakit Parkinson, botulisme, Spina bifida, *multiple sclerosis*, Sindrom Guillain-Barré. Selain itu beberapa obat juga dapat mempengaruhi sistem saraf sehingga dapat menyebabkan kelumpuhan. Penyebab paralisis adalah terputusnya jaringan syaraf *fiber myelin* yang menghubungkan jaringan syaraf otak dan jaringan syaraf motorik. Adapun paralisis terbagi beberapa jenis, seperti yang diungkapkan Achmad Arifin yaitu:

1. *Monoplegia* : paralisis hanya pada satu anggota gerak saja, disebabkan oleh kerusakan sistem syaraf otak.
2. *Diplegia* : paralisis pada bagian tubuh yang sama pada salah satu sisi tubuh, misalnya kedua tangan atau kedua sisi wajah.
3. *Hemiplegia* : paralisis pada salah satu sisi tubuh. Paralisis ini disebabkan oleh kerusakan pada otak, yaitu *cerebral palsy*.
4. *Paraplegia* : paralisis pada kedua anggota gerak, dan penopangnya, disebabkan oleh kerusakan saraf tulang belakang.
5. *Quadriplegia* : paralisis pada keempat anggota gerak tubuh, dan penopangnya yang disebabkan oleh kerusakan saraf tulang belakang (Achmad Arifin, 2005).

Beberapa kelumpuhan pada organ tubuh dapat membatasi kemampuan subjek untuk berpindah tempat. Kelumpuhan organ bagian atas mengakibatkan subjek tidak mampu melakukan aktifitas seperti mengambil, memegang, dan menggerakkan sesuatu, sedangkan kelumpuhan organ bagian bawah mengakibatkan subjek tidak mampu berpindah dari suatu tempat ke tempat yang lain. Untuk berpindah tempat, subjek biasanya menggunakan kursi roda, baik itu kursi roda elektrik maupun kursi roda manual. Kebanyakan subjek menggunakan kursi roda elektrik dikarenakan lebih mudah dan cepat untuk bergerak. Selain itu kursi roda elektrik juga mudah untuk dikontrol dengan menggunakan *joystick*. Bagi subjek yang menderita kelumpuhan organ bagian atas, untuk menggerakkan joystick merupakan suatu hal yang tidak mungkin untuk dilakukan sehingga dibutuhkan opsi lain untuk melakukan kontrol pada kursi roda elektrik. Bagi subjek yang mengalami kelumpuhan organ tubuh bagian atas dan bawah dapat memanfaatkan antarmuka otak dan komputer untuk menggerakkan kursi roda elektrik. Sinyal yang dihasilkan oleh otak akan direkam oleh EEG yang selanjutnya akan diproses sehingga dapat mengontrol kursi roda listrik.

2.2 Otak

Otak merupakan organ vital pada tubuh manusia yang terletak pada rongga kepala. Otak berfungsi sebagai pusat sistem saraf manusia, sehingga otak memiliki peran yang sangat penting bagi tubuh. Otak tersusun atas 3 bagian utama, yaitu: *Cerebrum*, *cerebellum*, dan batang otak.

2.2.1 Cerebrum

Otak besar atau *cerebrum* merupakan bagian terbesar dari otak manusia yang memproses semua kegiatan intelektual, seperti kemampuan berpikir, penalaran, mengingat, membayangkan, serta merencanakan masa depan. Otak besar dibagi menjadi belahan kiri dan belahan kanan, atau yang lebih dikenal dengan otak kiri dan otak kanan. Masing-masing belahan mempunyai fungsi yang berbeda. Otak kiri berfungsi dalam hal-hal yang berhubungan dengan logika, rasio, kemampuan menulis dan membaca, serta merupakan pusat matematika. Beberapa pakar menyebutkan bahwa otak kiri merupakan pusat *Intelligence Quotient* (IQ). Sementara itu otak kanan berfungsi dalam perkembangan *Emotional Quotient*

(EQ). Misalnya sosialisasi, komunikasi, interaksi dengan manusia lain serta pengendalian emosi. Pada otak kanan ini pula terletak kemampuan intuitif, kemampuan merasakan, memadukan, dan ekspresi tubuh, seperti menyanyi, menari, melukis dan segala jenis kegiatan kreatif lainnya.

Cerebrum sering juga disebut sebagai *cerebral cortex* yang terdiri dari 5 lobus yaitu: *Frontal lobe*, *Parietal Lobe*, *Temporal Lobe*, *Occipital Lobe*, dan *Central Sulcus*. Dari kelima lobus ini tugasnya masing masing.

1. *Frontal Lobe*

Frontal lobe merupakan bagian paling depan dari otak besar. *Lobus* ini berkaitan dengan kemampuan motorik, kognitif, perencanaan, penyelesaian masalah, kreativitas, emosi, dan kemampuan bahasa.

2. *Parietal Lobe*

Parietal lobe berada di tengah otak besar. *Lobus* ini terletak dibelakang *frontal lobe*. *Lobus* ini memiliki kaitan dengan proses sensor perasaan seperti tekanan, sentuhan, dan rasa sakit.

3. *Occipital Lobe*

Occipital lobe berada di bagian paling belakang dari otak besar. *Lobus* ini terletak di belakang *parietal lobe*. *Lobus* ini berhubungan dengan kemampuan visualisasi yang memungkinkan manusia untuk menginterpretasikan objek di sekitarnya yang tertangkap oleh retina mata.

4. *Temporal Lobe*

Temporal lobe berada di bagian bawah dari otak besar. *Lobus* ini memiliki hubungan dengan kemampuan auditori serta pengertian informasi.

Secara fisiologi, *cerebral cortex* terbagi menjadi beberapa *area*, yaitu *motor area*, *sensory area*, dan *association area*.

1. *Motor area*

Motor area merupakan bagian pada *cerebral cortex* yang terdapat pada bagian kiri dan kanan dari *cortex*. Terdapat *area vital* pada *motor area* yang berkaitan dengan aktivitas motorik, yaitu *primary motor cortex*, *supplementary motor area*, dan *premotor cortex*. *Primary motor cortex* berkaitan dengan eksekusi

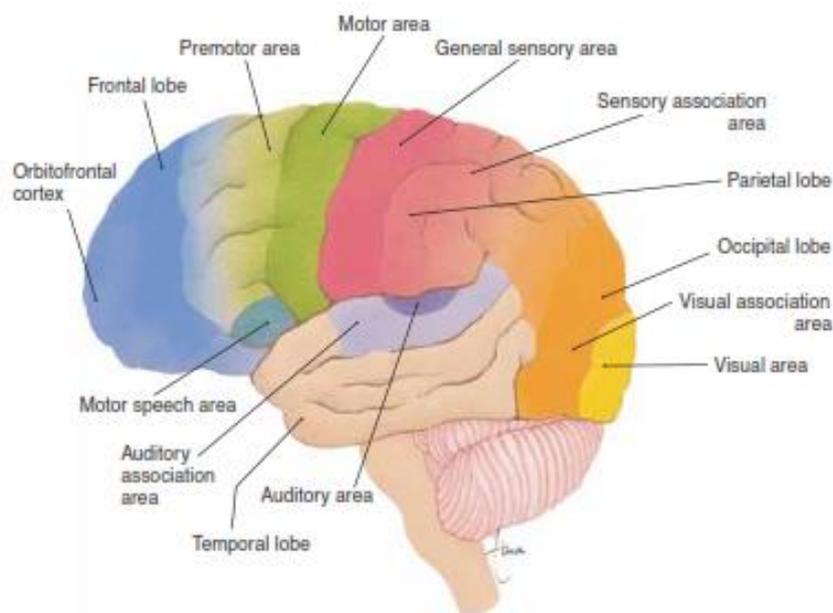
dari pergerakan sadar, sedangkan *supplementary motor area* dan *premotor cortex* berkaitan dengan perencanaan pergerakan sadar.

2. *Sensory area*

Sensory area merupakan bagian pada *cerebral cortex* yang menerima serta memproses informasi dari reseptor. Informasi mengenai *somatic sensory* dari penglihatan, auditori, serta sentuhan berkaitan erat dengan *primary visual cortex*, *primary auditory cortex*, dan *primary somatosensory cortex*.

3. *Association area*

Association area merupakan area yang berfungsi menerima dan menganalisa informasi yang didapatkan dari berbagai area baik motorik maupun sensorik. Tiap area pada *association area* memiliki peran tersendiri seperti, *somatic sensory association area*, *visual association area*, dan *auditori association area*. *Somatic motor association area* atau *premotor cortex* memiliki peran dalam koordinasi gerakan yang dipelajari. Ketika terdapat gerakan, instruksi mengenai gerakan tersebut disampaikan ke *primary motor cortex* oleh *premotor cortex*. Apabila terjadi pengulangan gerakan, maka stimulasi tersebut akan tersimpan pada *premotor cortex*.



Gambar 2.1 Bagian –bagian *cerebrum*.

2.2.2 Cerebellum

Cerebellum atau dikenal dengan Otak kecil terletak di bagian belakang kepala. Bagian ini memiliki fungsi penting dalam mengontrol posisi tubuh dalam melakukan, keseimbangan, gerakan tubuh, serta koordinasi otot.

2.2.3 Batang Otak

Batang otak merupakan struktur pada bagian posterior (belakang) otak. Batang otak terdiri dari tiga bagian, yaitu: *mesencephalon* (otak tengah), *medulla oblongata*, dan *pons*. Batang otak mengatur fungsi dasar darimanusia seperti proses pernapasan, pencernaan, denyut jantung, dan suhu tubuh.

2.3 Motor Execution dan Motor Imagery Pada Otak

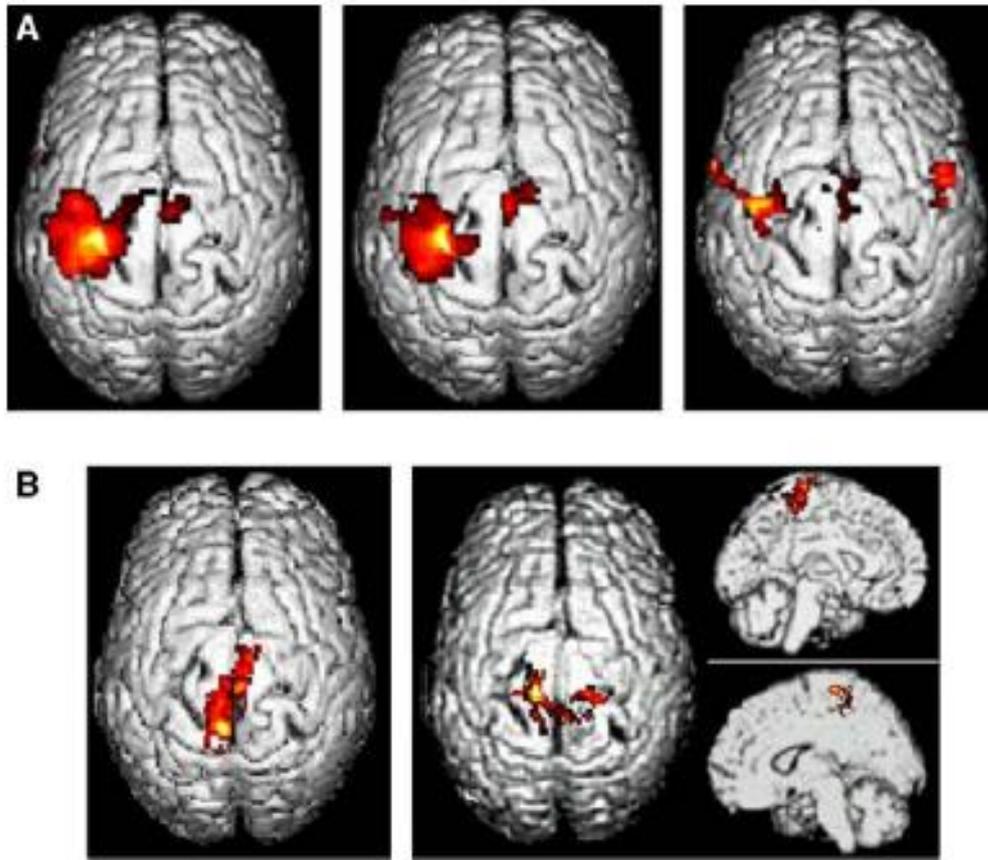
Setiap gerakan yang dilakukan atau yang direncanakan akan tergambar dengan jelas pada otak manusia. *Motor Execution* (ME) adalah suatu proses menggerakkan anggota gerak secara nyata. Sedangkan *Motor Imagery* (MI) adalah representasi mental dari sebuah gerakan tanpa adanya gerakan dari anggota tubuh (Dickstein, 2007).

Menurut Jeannerod, gerakan yang dilakukan secara sadar dan tidak sadar mempunyai mekanisme yang hampir sama pada *Motor Imagery*. MI memproses gambaran dari gerakan yang akan dilakukan tanpa adanya gerakan dari anggota tubuh akan terlihat secara jelas.

Studi menggunakan *positron emission tomography* dan *functional magnetic resonance imaging* menunjukkan bahwa sistem *cortical sensorimotor* aktif selama MI. Eksperimen lain mendemonstrasikan bahwa *supplementary motor area* (SMA), *prefrontal area*, *premotor cortex*, *cerebellum*, dan *basal ganglia* aktif selama eksekusi gerakan dan pengimajinasian gerakan (Fatoni, 2014).

Pada saat merencanakan dan mengeksekusi gerakan, terjadi perubahan sesaat pada ritme mu (8-12 Hz) dan pusat beta (13-28 Hz) yang dikenal sebagai *Event-Related Desynchronization* (ERD) dan *Event-Related Desynchronization* (ERS) yang memiliki peran penting pada studi BCI (*brain-computer interface*) (Lotze, 2006).

Bagian-bagian otak seperti *supplementary motor area* (SMA), *prefrontal area*, dan *premotor cortex* yang aktif baik saat ME maupun MI terletak di antara



Gambar 2.2 Penampakan Motor Imagery dan Motor Execution pada Beberapa Subyek (Lotze, 2006).

channel C3, C4, dan Cz pada sistem internasional 10-20. Penampakan dari *Motor Imagery* dan *Motor Execution* pada otak ditunjukkan pada Gambar 2.1.

Pada Gambar 2.2 dijelaskan gambar sebelah kiri atas merupakan aktifitas otak dari 7 orang yang diamputasi selama membayangkan gerakan tangan. Gambar tengah atas adalah aktifitas otak dari tujuh orang pasien yang membayangkan hal sama, sedangkan pada gambar kanan atas adalah aktifitas otak tujuh orang normal yang membayangkan tangan kiri (bukan tangan dominan). Pada bagian kiri bawah adalah aktifitas otak dari lima orang sehat yang melakukan gerakan kaki kanan sedangkan pada gambar kanan bawah menunjukkan aktifitas dari empat pasien dengan cedera tulang belakang yang membayangkan untuk mengangkat kaki. Pada gambar tersebut dapat disimpulkan bahwa daerah yang aktif selama *motor imagery* berada disekitar *channel* C3, C4, dan Cz (Lotze, 2006).

2.4 *Electroencephalography* (EEG)

Electroencephalography (EEG) adalah rekaman *fluctuating* dari bebentuk gelombang listrik di kulit kepala. *Electrocorticogram* (ECOG) merupakan rekaman serupa dengan EEG yang dibuat langsung dari korteks. *Electroencephalography* adalah disiplin menganalisis dan menafsirkan bentuk gelombang tersebut, biasanya dalam konteks klinis (Donald, 2015).

Sinyal EEG dapat diukur dengan cara menempatkan elektroda pada kulit kepala atau langsung pada korteks. Perekaman EEG dilakukan melalui ada tidaknya stimulus yang diberikan. EEG yang dihasilkan sebagai respon terhadap stimulus eksternal atau internal disebut *Event-Related Potensial* (ERP). Pada subjek normal, amplitudo EEG yang direkam pada kuli kepala adalah 10-100 μV , sedangkan pada kasus epilepsi amplitudo EEG dapat meningkat hampir satu orde dengan mencapai kisaran 500-1500 μV (Wiley, 2006).

Berdasarkan aktivitas otak, fungsi, dan patologinya sinyal EEG dibagi menjadi beberapa frekuensi. Pada tahun 1929 Berger menyampaikan bahwa osilasi pada sinyal otak terdiri dari gelombang *alpha* dan *beta*. Namun seiring berkembangnya riset mengenai EEG, muncul beberapa gelombang tambahan yang mencerminkan fungsi dan patologi dari otak seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.3. Adapun osilasi dari gelombang otak adalah sebagai berikut:

1. Delta (0,5 Hz – 4 Hz)

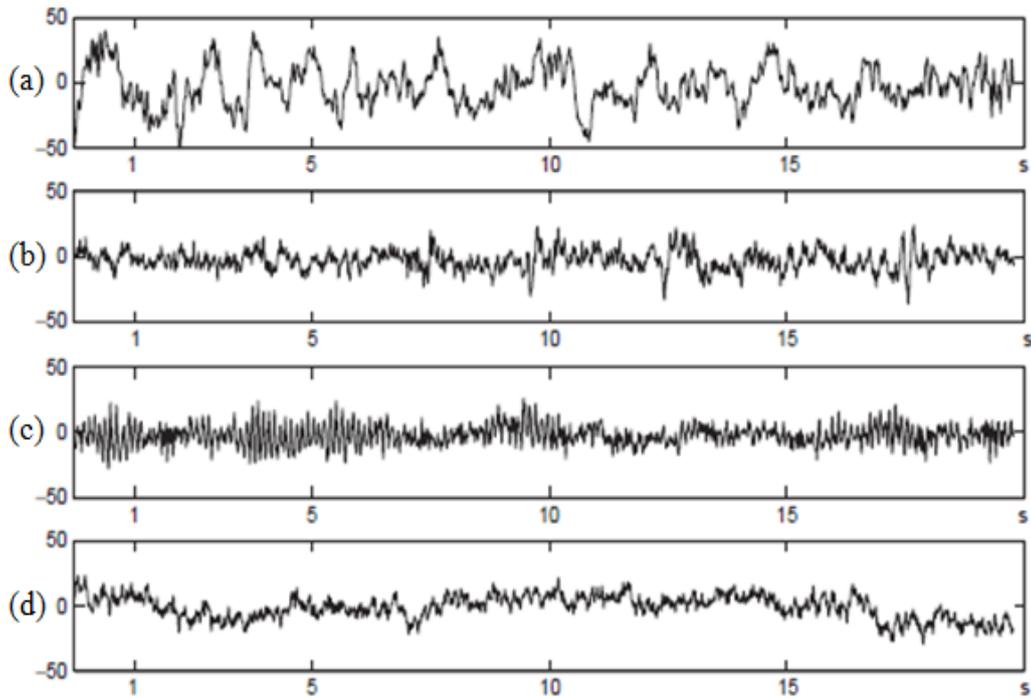
Gelombang ini muncul ketika seseorang dalam keadaan tidur dan di dalam proses yang tidak normal.

2. Theta (4 Hz – 8 Hz)

Gelombang ini muncul ketika seseorang tertidur. Gelombang ini berperan penting pada saat masa kanak-kanak. Sedangkan pada orang dewasa, aktivitas gelombang theta yang tinggi berkaitan dengan ketidak normalan atau kelainan otak.

3. Alpha (8 Hz – 13 Hz)

Pada orang dewasa normal, gelombang ini akan muncul secara spontan ketika terjaga dalam keadaan istirahat dan dalam kondisi aktivitas mental. Gelombang



Gambar 2.3 Karakteristik Ritme EEG Pada Manusia Normal (dalam μV). (a) Ritme Delta, (b) Theta, (c) Alpha, dan (d) Beta (Donald, 2015).

ini dapat terlihat jelas ketika seseorang menutup mata dan bersumber pada bagian occipital otak.

4. Beta (13Hz – 30 Hz)

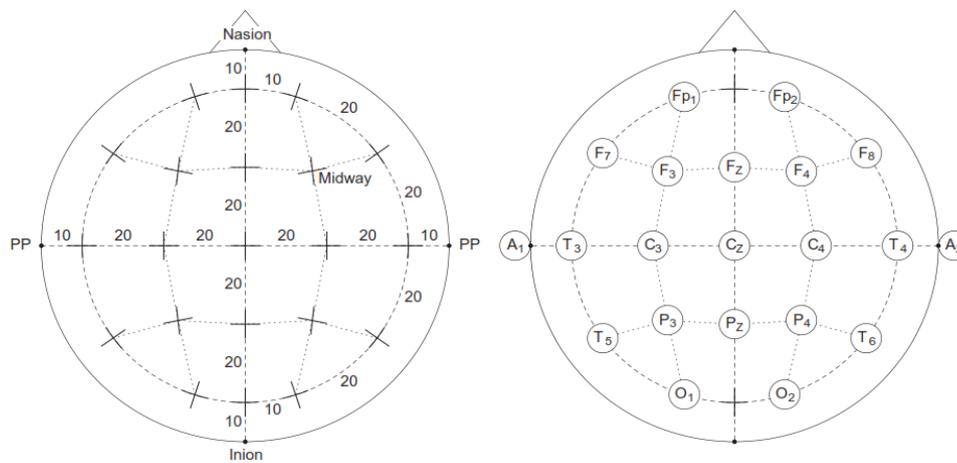
Gelombang ini terlihat jelas pada lokasi central dan frontal otak. Gelombang ini akan meningkat pada keadaan ketika memperhatikan sesuatu.

5. Gamma (30 Hz Ke atas)

Gelombang ini hampir ditemukan diseluruh bagian otak. Gelombang ini dihipotesa bahwa terjadi aktivitas gelombang 40 Hz yang berkaitan dengan daya ingat seseorang.

2.4.1 Perekaman sinyal EEG

Perekaman dari sinyal EEG dilakukan dengan mengikuti sistem yang telah ditetapkan oleh Federasi Internasional dalam bidang *Electroencephalography* dan *Clinical Neurophysiology* yaitu sistem 10/20. Sistem perekaman 10/20 terdiri dari 21 elektroda dimana penempatan dari elektroda mendefinisikan posisi standar



Gambar 2.4 Sistem Perekaman EEG Internasional 10/20 (Tyner, 1983).

koordinat yang berasal dari empat *landmark* anatomi yaitu nasion, inion, dan dua titik *preauricular* (Tyner et all, 1983). Sistem perekaman 10/20 dapat dilihat pada Gambar 2.4.

Dari Gambar 2.4 dapat dijelaskan Fp adalah *frontopolar*, F adalah *frontal*, C adalah *central*, P adalah *parietal*, O adalah *occipital*, dan A adalah *auricular*. Posisi elektroda nomor ganjil berada di kiri dan genap berada di kanan sedangkan z berada di bagian tengah. Untuk menentukan koordinat ditentukan dari 10 atau 20 persen jarak antara nasion dan inion, antara dua *preauricular points* (PP), dan sepanjang *hemi-circumference*. Setengah dari jarak disepanjang parasaggital planes (terdiri dari Fp2 sampai O2 termasuk C4 dan Fp1 sampai O1 termasuk C3), bagian *frontal plane* (terdiri dari F8 sampai F7 termasuk Fz), dan bagian *parietal planes* (terdiri dari T6 sampai T5 termasuk Pz). Koordinat F4 adalah persimpangan garis antara koordinat Fp2 dan C4 dengan F8 dan Fz. Sehingga F8 ke C4 memiliki jarak yang sama dengan C4 ke Fz. Selain itu jarak antara Fp2 ke F4 juga sama dengan jarak antara F4 ke C4. Proses untuk menentukan koordinat dari F3, P3, dan P4 dilakukan pendekatan yang sama. A2 dan A1 berada pada tulang telinga (mastoid).

2.5 Brain Computer Interface (BCI)

BCI merupakan suatu komunikasi antara otak dan alat gerak yang dilakukan tanpa melalui jaringan saraf normal otak (Walpow dkk, 2002). BCI dibagi menjadi dua kelas yaitu:

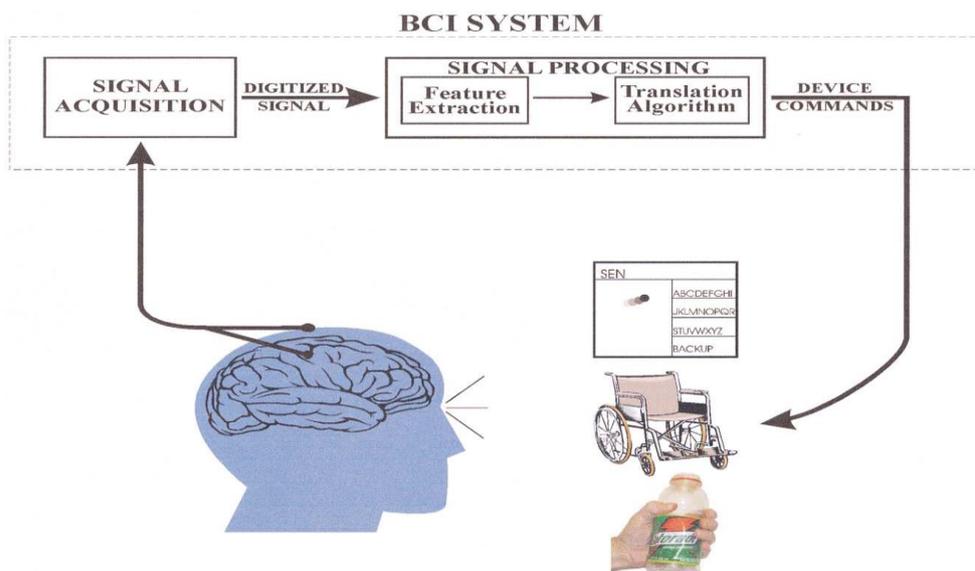
1. Dependent BCI

Pada kelas ini, BCI tidak menggunakan jalur normal dari otak untuk membawa perintah gerak kepada anggota gerak, tetapi aktivitas di jalur ini diperlukan untuk menghasilkan aktifitas otak yang membawa pesan tersebut.

2. Independent BCI

Pada kelas ini, BCI bekerja secara independen. Dalam hal ini BCI tidak bergantung pada jalur output normal otak dalam membawa pesan kepada anggota gerak.

BCI mengubah sinyal EEG yang berupa aktifitas refleksi dari pusat sistem saraf menjadi sebuah pesan atau perintah. BCI diibaratkan menggantikan fungsi otot dan saraf. Operasi BCI dinyatakan sukses jika pengguna berhasil mengembangkan dan mempertahankan keterampilan baru dimana keterampilan baru yang dimaksud adalah keterampilan dalam menghasilkan sinyal EEG yang stabil secara kontinyu.



Gambar 2.5 Bagian-bagian Dasar dari Desain Sistem BCI (Walpow, 2002).

2.5.1 Bagian dari BCI

BCI memiliki *input* dan *output* layaknya seperti sistem komunikasi dan kontrol lainnya. *Inputan* dari BCI adalah aktifitas elektrofisiologis dari pengguna sedangkan *output* dari BCI berupa perintah ke suatu divais. Selain itu BCI juga terdiri dari komponen yang mengubah *input* menjadi *output*, dan protokol yang menentukan *onset*, *offset*, dan *timing* dari operasi sistem (Walpow dkk, 2002). Bagian-bagian dasar dari sistem BCI dapat dilihat pada Gambar 2.5.

1. *Signal Acquisition*

Pada tahap ini, BCI menerima masukan dari EEG. Proses perekaman dapat dilakukan melalui dua cara yaitu *invasive* dan *non-invasive*. Pada BCI *invasive* proses perekaman dilakukan pada *cortical*, sedangkan pada BCI *non-invasive* proses perekaman dilakukan pada permukaan kepala menggunakan EEG. Selain itu BCI juga dapat dikategorikan apakah BCI menggunakan *input* berupa *evoked* (misalnya EEG yang diproduksi akibat huruf yang berkedip merupakan hasil dari stimulasi sensorik oleh BCI) atau *spontaneous* (misalnya ritme EEG pada bagian *sensorimotor cortex* yang tidak bergantung pada pembangkitan suatu stimulasi).

2. *Signal Processing: Feature Extraction*

Pada tahap ekstraksi fitur, sinyal yang telah diakusisi sebelumnya akan dilakukan ekstraksi dari fitur-fiturnya untuk mengkodekan pesan atau perintah. Prosedur ekstraksi fitur yang dilakukan misalnya *spatial filtering*, pengukuran amplitudo tegangan, *spectral analysis*, atau *single-neuron separation*. BCI juga dapat menggunakan fitur sinyal yang terdapat pada domain waktu atau domain frekuensi. Domain waktu misalnya *amplitude evoked potential* atau *neuronal firing rates* sedangkan domain frekuensi misalnya amplitudo pada ritme μ atau β .

3. *Signal Processing: Translation Algorithm*

Pada tahap ini, sinyal yang telah diekstrak akan ditranslasikan untuk menerjemahkan maksud dari fitur sinyal yang telah diperoleh sebelumnya yang membawa maksud dari pengguna. Algoritma yang digunakan dapat berupa metode linear seperti analisa statistik klasik atau metode nonlinear seperti *neural network*.

Ke dua metode tersebut memiliki persamaan dimana setiap algoritma mengubah variabel *independent* (fitur sinyal) menjadi variabel *dependent* (perintah kontrol).

Algoritma yang efektif mampu beradaptasi dengan pengguna melalui tiga tahapan. Pertama, ketika pengguna pertama kali mengakses BCI maka algoritma akan beradaptasi terhadap fitur sinyal yang dihasilkan oleh pengguna. Kedua, pengaturan *online* untuk menyesuaikan perubahan fitur dari pengguna yang sewaktu-waktu bisa berubah. Ketiga, interaksi yang efektif dari BCI dan otak pengguna.

4. *Output Device*

Kebanyakan *output* dari BCI akan tampil ke layar komputer berupa target atau huruf. Selain itu BCI juga menyediakan *output* tambahan seperti pergerakan kursor.

5. *Protokol Operasi*

Protokol ini mendefinisikan bagaimana sistem mati atau hidup, apakah komunikasi berupa kontinu atau diskontinu, apakah transmisi pesan dipicu oleh sistem seperti menggunakan stimulus yang membangkitkan P300 atau oleh pengguna. Urutan dan kecepatan interaksi pengguna dan sistem, dan umpan balik apa yang disediakan pengguna.

2.5.2 **BCI Saat Ini**

BCI dengan basis EEG terbagi menjadi 5 kelompok. Pertama adalah kelompok *dependent BCI* yang menggunakan *Visual Evoked Potentials* (VEP). Kedua sampai ke lima merupakan kelompok *independent BCI* yang menggunakan *slow cortical potentials*, *P300 evoked potential*, ritme mu dan beta, dan *cortical neuronal action potentials* yang merupakan (Walpow dkk, 2002).

1. *Visual Evoked Potentials (VEP)*

Sistem ini bergantung pada arah tatapan mata yang direkam pada kulit kepala. Pada sistem ini, pengguna disediakan sebuah layar dimana pada layar tersebut terdapat huruf, angka, atau simbol yang dipilih oleh pengguna. Huruf,

angka, atau simbol tersebut akan berkedip setiap rentang waktu tertentu. Amplitudo VEP terbesar muncul ketika pengguna memandang ke arah simbol tertentu.

2. *Slow Cortical Potentials (SCP)*

Slow cortical potentials adalah perubahan tegangan secara perlahan yang timbul di *cortex* yang direkam dari *scalp*. Secara umum SCP terdiri dari dua bagian yaitu negatif SCP dan positif SCP. Negatif SCP dihubungkan dengan gerakan dan fungsi lain yang melibatkan aktivasi *cortical*, sementara positif SCP biasanya dihubungkan dengan pengurangan aktivasi *cortical*.

3. *P300 Evoked Potentials*

Pemberian rangsangan baik secara signifikan maupun jarang pada audiotri, visual, atau somatosensori dapat membangkitkan puncak positif pada EEG dibagian parietal cortex selama 300ms. BCI berbasis P300 memiliki kelebihan tidak memerlukan pelatihan bagi pengguna awal. Pada saat yang sama, P300 dan potensial yang terkait mampu menanggapi perubahan kondisi protocol.

4. Ritme Mu dan Beta (aktifitas dari *sensorimotor cortex*)

Pada keadaan sadar, tanpa adanya pergerakan dari anggota tubuh, daerah *primary sensory* atau *motor cortical* sering menunjukkan aktifitas EEG 8-12 Hz. Ketika difokuskan pada daerah *somatosensory* atau *motor cortex* keadaan ini disebut sebagai *mu rhythm*, sedangkan ketika difokuskan pada daerah *visual cortex* keadaan ini disebut *visual alpha rhythm*.

Ritme mu biasanya diasosiasikan dengan ritme beta 18-26 Hz. Terdapat beberapa ritme beta yang harmonik dengan ritme mu, beberapa juga terpisah berdasarkan topografi, dan/atau *timing*, dan mereka merupakan fitur *independent* EEG. Beberapa faktor menunjukkan bahwa ritme mu dan beta baik digunakan untuk melakukan komunikasi.

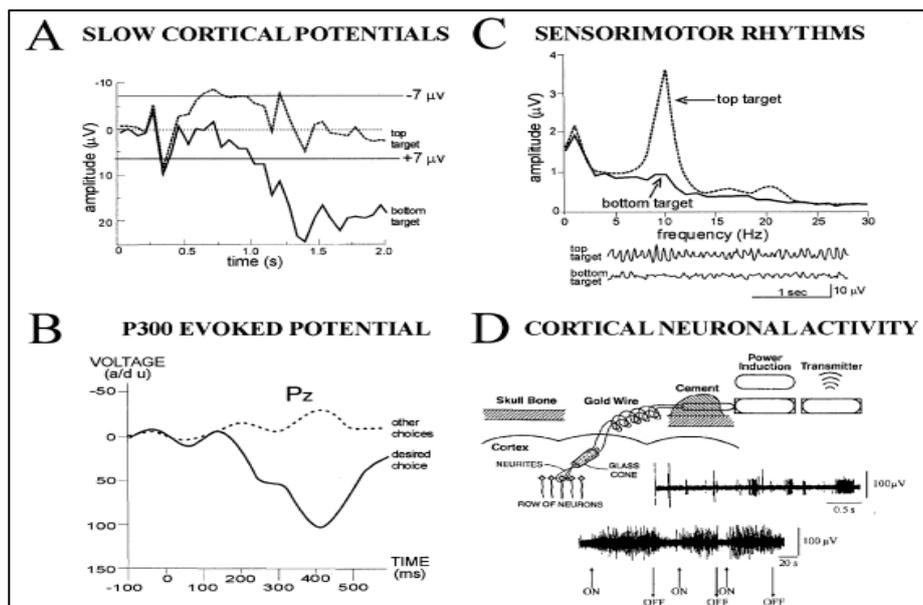
Dalam melakukan pergerakan atau persiapan gerakan umumnya diikuti dengan penurunan pada ritme mu dan beta, yang bersifat *contralateral* terhadap pergerakan. Penurunan ritme ini dikenal sebagai *Event-Related Desynchronization*

(ERD). Sebaliknya, peningkatan ritme ini disebut *Event-Related Synchronization* (ERS) terjadi setelah gerakan dan bersama dengan relaksasi.

5. Cortical Neuron

Pada BCI *cortical neuron* menggunakan *microelectrode* untuk merekam potensial aksi dari neuron tunggal dari *cerebral cortices*. Biasanya diujikan pada hewan sadar selama melakukan pergerakan. Metode ini bisa disebut dengan metode *invasive* karena elektrode yang digunakan ditanam pada otak. Beberapa penelitian menggunakan *mutielectrode array* untuk merekam neuron tunggal pada *motor cortex* dari monyet dan tikus selama belajar melakukan pergerakan. Hasil yang diperoleh menunjukkan bahwa *firing rates* dari satu set *cortical neuron* dapat menterjemahkan arah dan sifat gerakan. Kontrol dari *firing rates* juga dapat digunakan untuk mengontrol gerakan kursor untuk memilih huruf atau item yang ada pada layar monitor.

Proses perekaman yang dilakukan pada Gambar 2.6 A – C dilakukan dengan metode *non-invasive* sedangkan D dilakukan dengan metode *invasive*. Gambar 2.6 A merupakan SCP BCI dimana perekaman EEG dilakukan dari *vertex*. Gambar 2.6 B merupakan P300 BCI dimana perekaman EEG dilakukan area



Gambar 2.6 Tipe Sistem BCI Saat Ini (Walpow dkk, 2002).

centroparietal. Gambar 2.6 C merupakan ritme *Sensorimotor* BCI dimana perekaman EEG dilakukan pada *sensorimotor cortex*. Gambar 2.6 D merupakan *cortical neurons* BCI dimana elektroda ditanamkan pada motor *cortex* untuk mendeteksi *action potentials* dari *neuron cortical* tunggal.

2.5.3 Penelitian Tentang BCI

Penelitian tentang *Brain computer interface* telah banyak dilakukan diantaranya penelitian yang dilakukan oleh Chun Sing Louis Tsui tahun 2011 tentang *Self-Paced Motor Imagery*. Pada penelitian ini, peneliti membagi penelitiannya menjadi 2 bagian yaitu *Self-Paced* kontrol kursi roda dengan perancangan jalur dan mengendalikan kursi roda secara sepenuhnya. Kontrol kursi roda dengan perancangan jalur dilakukan dengan memberikan pelatihan terlebih dahulu melalui sebuah simulasi. Hasil yang diperoleh adalah cara ini lebih efektif dibandingkan dengan pengujian secara langsung tanpa melalui simulasi.

Pada tahun 2013, Jayabhavani G.N. dkk melakukan riset tentang bagaimana merancang sebuah BCI yang sifatnya *mobile* yang dapat dibawa kemana saja untuk mengontrol navigasi kursi roda. Jenis EEG yang digunakan adalah EEG *wireless headset* dimana pemrosesan sinyalnya dilakukan di dalam *smartphone* dengan bantuan *software* EEGLAB. Dari hasil pengujian yang dilakukan, sistem terbukti akurat dan efisien dalam menyelesaikan jalur yang ditentukan pada saat uji coba. Selain itu kursi roda yang dirancang juga menggunakan kamera *infra red* untuk mendeteksi rintangan di jalan. Namun riset ini lebih menekankan bagaimana membuat BCI dalam bentuk *mobile*.

Riset selanjutnya dilakukan oleh Naveen.R.S dkk pada tahun 2013 mengenai *Brain Computer Interface* untuk kontrol kursi roda. Namun pada riset ini, peneliti baru mengekstraksi dan melakukan filter sinyal yang akan dijadikan sebagai input dari BCI untuk mengontrol navigasi kursi roda.

Pada awal tahun 2014, M.Anousouya Devi dkk, melakukan penelitian tentang *hybrid brain computer interface* untuk kursi roda dengan menggunakan sensor *voice recognition*. Riset ini menggabungkan antara sinyal otak dan sensor suara. Ketika sinyal otak dan sensor suara telah tersinkronisasi antara satu dan yang

lain, maka itu akan diubah menjadi sebuah gerakan dikursi roda dengan menggerakkan ke kiri, kanan, depan, belakang, mempercepat dan memperlambat.

Selain mengontrol kursi roda, BCI juga dapat digunakan untuk kendali *humanoid* robot pada sistem kontrol otomatis. Pada penelitian yang dilakukan oleh Fitri Afiadi, BCI digunakan untuk mempelajari hubungan antara perilaku robot *humanoid* yang kompleks dan kegiatan mental manusia. Sistem BCI dapat digunakan untuk mengontrol perilaku berjalan robot baik *off-line* dan *on-line*. Hasil yang didapatkan adalah robot *humanoid* berhasil dicapai dengan hanya menggunakan kontrol mental oleh subjek yang terletak di tempat yang berbeda.

Dari beberapa penelitian tentang BCI yang diaplikasikan pada kursi roda, peneliti juga akan melakukan hal yang sama, tetapi pada penelitian ini hanya menggunakan sinyal otak yang diproses untuk melakukan navigasi pada kursi roda sehingga sistem akan lebih sederhana jika dibandingkan dengan penelitian sebelumnya. Perbandingan dari setiap penelitian BCI ditunjukkan pada Tabel 2.1.

Tabel 2.1 Penelitian BCI yang Telah Dilakukan

Nama Peneliti	Tahun penelitian	Hasil penelitian
Chun Sing Louis Tsui	2011	Penelitian yang dilakukan adalah <i>Self-Paced</i> kontrol kursi roda dengan perancangan jalur dan mengendalikan kursi roda secara sepenuhnya. <i>Self-Paced</i> kontrol kursi roda dengan perancangan jalur dinilai lebih efektif jika dibandingkan kendali secara langsung.
Jayabhavani G.N. dkk	2013	BCI <i>mobile</i> untuk kursi roda, dimana proses pengolahan sinyal dilakukan pada <i>smartphone</i> . Sistem terbukti akurat dan efisien dalam menyelesaikan jalur yang ditentukan pada saat uji coba.
M.Anousouya Devi dkk	2014	<i>Hybrid</i> BCI sebagai navigasi kursi roda, dimana pada penelitian ini BCI dipadukan dengan <i>voice recognition</i> . Jika kedua sinyal tersebut sama maka akan dijadikan sebagai perintah untuk kursi roda.
Fitri Afiadi	2014	Implementasi perilaku robot <i>humanoid</i> dari kegiatan mental manusia. Robot <i>humanoid</i> dapat dikontrol dengan menggunakan mental subjek pada tempat yang berbeda.

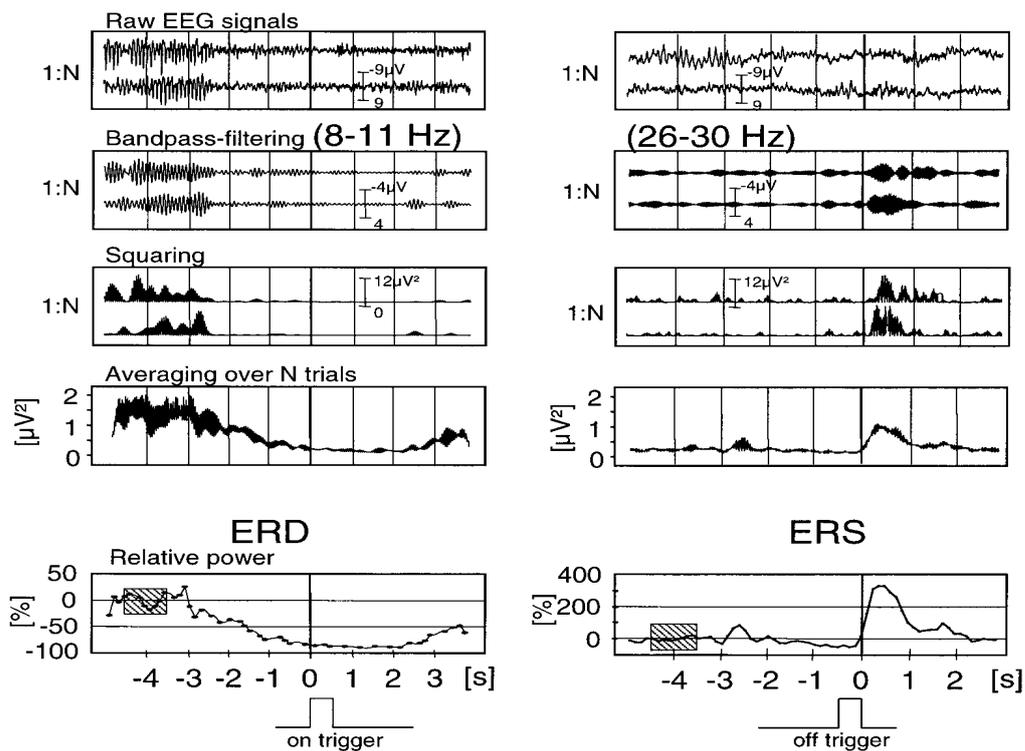
2.6 Event Related Desynchronization/Event Related Synchronization (ERD/ERS)

Pada saat melakukan sebuah gerakan atau perencanaan gerakan, maka akan membangkitkan *even related potential* (ERP) pada sinyal EEG. Refleksi dari fenomena aktifitas otak pada sensorimotor dapat menghasilkan peningkatan (ERS) dan penurunan (ERD) amplitudo alfa dan beta.

Power dari frekuensi yang direkam selama periode referensi beberapa detik sebelum terjadinya *event* yang dihasilkan oleh EEG merupakan fitur dasar untuk melakukan pengukuran dari nilai ERD/ERS. Untuk memperoleh nilai persentase ERD/ERS *power* dalam *band* frekuensi sebelum terjadinya *event* dimisalkan dengan R, sedangkan *power* setelah *event* dimisalkan dengan A sehingga diperoleh Persamaan 2.1, jika hasil yang diperoleh dari Persamaan 2.1 adalah *negative* maka nilai persentase yang diperoleh adalah ERD sedangkan jika nilainya *positive* maka nilai persentase yang diperoleh adalah ERS.

$$ERD (\%) = \frac{A-R}{R} \times 100\% \quad (2.1)$$

Prinsip dari pemrosesan ERD dan ERS dapat dilihat pada Gambar 2.7. Terdapat beberapa hal yang perlu diketahui dalam melakukan penelitian mengenai ERD/ERS yaitu menspesifikasikan rentang frekuensi dari sinyal EEG, mengukur ERD pada rentang beberapa detik sebelum kejadian (*event*) sehingga diperoleh puncak gelombang yang baik pada *spectrum power*. Untuk memperoleh ERS dilakukan hal yang sama namun puncak gelombang tersebut tidak dideteksi. Dalam melakukan penelitian mengenai gerakan dari anggota tubuh, interval waktu yang direkomendasikan adalah 10 detik.



Gambar 2.7 Prinsip dalam Menentukan Nilai ERD (kiri) dan ERS (kanan) (Pfurtscheller, 1999).

Berikut adalah langkah-langkah untuk menentukan *time course* dari ERD (Pfurtscheller, 1999):

1. Untuk semua percobaan akan dilakukan *Band pas filter*.
2. Untuk mendapatkan *power* sampel amplitudo dikuadratkan.
3. Untuk semua percobaan dilakukan rata-rataan *power* sampel.
4. Untuk mendapatkan data yang halus serta mengurangi variabilitas dilakukan rata-rataan terhadap waktu.

2.7 Analisa Domain Time-Frequency

Untuk mengekstraksi fitur sebuah sinyal, dapat dilakukan dengan berbagai cara, diantaranya adalah dengan mengetahui fitur sinyal dalam domain *time-frequency*. Metode ekstraksi fitur sinyal dalam domain *time-frequency* terdiri dari *Short Time Frequency Transform* (STFT) dan *Continous Wavelet Transform* (CWT). Pada penelitian ini akan menggunakan metode STFT agar dapat mengekstraksi fitur informasi motorik dari sinyal otak yang dihasilkan.

STFT merupakan suatu metode transformasi yang dikembangkan dari metode *fourier transform* dimana metode ini memiliki kemampuan untuk mentransformasikan sinyal *non-stationary*. Dengan memasukkan suatu fungsi *window* sinyal *non-stationary* akan diubah menjadi suatu representasi sinyal *stationary*. Sinyal EEG yang diperoleh akan dibagi menjadi beberapa *segment* dimana *segmen* yang didapatkan, diasumsikan terdiri dari sinyal *stationary* (Fatoni, 2014). Persamaan umum STFT Diskrit dituliskan seperti pada Persamaan 2.2 dan Persamaan 2.3,

$$\begin{aligned} X_m(\omega) &= \sum_{n=-\infty}^{\infty} x(n+mR) \cdot \omega(n) e^{-j\omega(n+mR)} \\ &= e^{-j\omega mR} \sum_{n=-\infty}^{\infty} x(n+mR) \cdot \omega(n) e^{-j\omega n} \end{aligned} \quad (2.2)$$

$$X_m(\omega_k) = e^{-j\omega_k mR} \sum_{n=-N/2}^{\frac{N}{2}-1} x(n+mR) \cdot \omega(n) e^{-j\omega_k n} \quad (2.3)$$

$$\omega = \omega_k = \frac{2\pi k}{N}, k = 0, 1, 2, \dots, N-1$$

dimana nilai mR adalah pusat dari *window*, $\omega(n)$ adalah *window*, dan X_m adalah STFT dari sinyal.

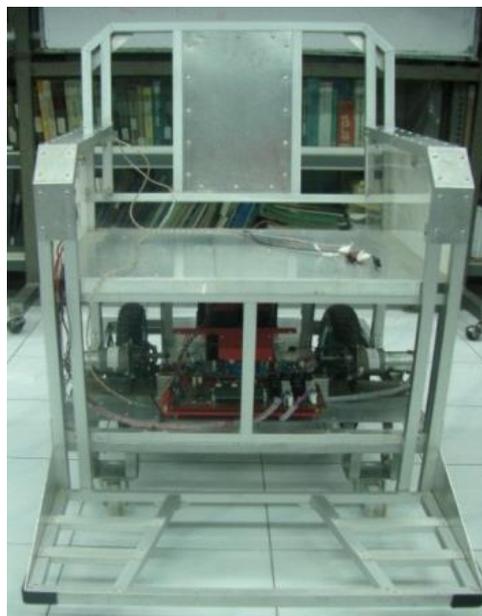
2.8 Kursi Roda

Kursi roda merupakan suatu alat bantu yang digunakan bagi seseorang yang tidak bisa berjalan menggunakan kak yang diakibatkan oleh penyakit, cedera, maupun cacat. Kursi roda biasanya digerakkan dengan tangan pengguna atau dengan bantuan orang lain. Kursi roda terbagi menjadi dua jenis yaitu kursi roda manual dan listrik. Kursi roda manual adalah kursi roda yang digerakkan secara manual oleh pengguna kursi roda, sedangkan kursi roda listrik atau kursi roda elektrik adalah kursi roda yang biasanya mempunyai dua buah motor untuk menggerakkan roda dari kursi. Biasanya kursi roda elektrik dilengkapi dengan *joystick* sebagai kendali untuk menggerakannya.

Beberapa penelitian tentang kontrol kursi roda elektrik telah dilakukan diantaranya oleh Yassine Rabhi, dkk tahun 2013. Dimana pada penelitian yang dilakukan, dikembangkan sebuah metode baru untuk mengemudi kursi roda dengan menggunakan *joystick* bagi penyandang cacat sehingga dapat memberikan

kenyamanan bagi penggunanya. Pergerakan dari *joystick* didasarkan pada algoritma kontrol cerdas sehingga memungkinkan sistem dapat bekerja menghindari rintangan yang tak terduga. Tindakan dari *joystick* yang diberikan oleh pengguna akan dibandingkan dengan jarak hambatan dengan kursi roda sehingga ketika hambatannya dekat maka kursi roda akan melambat dan ketika hambatannya sangat membahayakan maka kursi roda tidak dapat bergerak. Untuk mendeteksi hambatan, peneliti menggunakan sensor LIDAR.

Selain menggunakan *joystick*, kursi roda elektrik juga dapat dikontrol dengan menggunakan sinyal *bioimpedance* tubuh, dimana sinyal *bioimpedance* tubuh akan berubah ketika terjadi perubahan gerakan. Seperti penelitian yang dilakukan oleh Rico Ermando pada tahun 2012 tentang aplikasi dari *bioelectrical impedance* sebagai perintah untuk mengontrol gerakan pada kursi roda elektrik. Pada penelitian ini sinyal *bioimpedance* diperoleh dari jaringan otot tubuh pada punggung. Perubahan gerakan pada otot punggung mampu mengontrol kursi roda dimana pada pengujian yang dilakukan tingkat keberhasilan mencapai 80%. Bentuk kursi roda yang digunakan pada penelitian ini ditunjukkan pada Gambar 2.8.



Gambar 2.8 Rancangan Kursi Roda yang Digunakan Oleh Peneliti Sebelumnya (Ermando, 2012).

Pada tahun berikutnya 2013 Juli Sardi juga mengembangkan sinyal *bioimpedance* sebagai kontrol dari kursi roda. Pada penelitian ini kecepatan kursi roda diklasifikasikan menjadi tiga bagian yaitu: kecepatan lambat, sedang dan cepat. Sinyal *bioimpedance* yang digunakan sebagai referensi dalam mengontrol arah dan kecepatan dari kursi roda memiliki tingkat keberhasilan mencapai 86.7%.

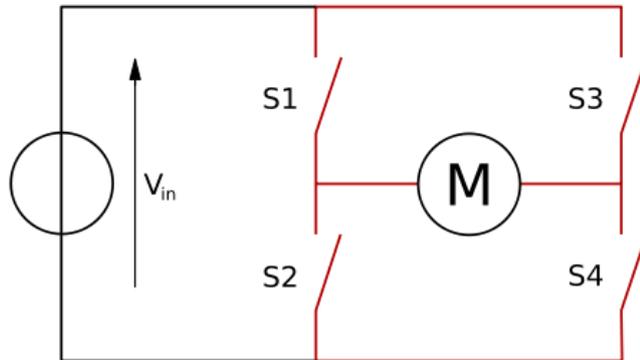
2.9 Kontrol Motor DC

Motor DC merupakan komponen utama dari kursi roda elektrik. Motor DC merubah energi listrik dari *supply* kursi roda menjadi energy gerak rotasi dalam hal ini menggerakkan roda kursi roda. Pada penelitian ini, memanfaatkan motor DC sebagai divais yang akan dikontrol oleh sinyal otak. Kecepatan putar dari motor DC dapat dirumuskan dengan persamaan seperti yang ditunjukkan pada Persamaan 2.4,

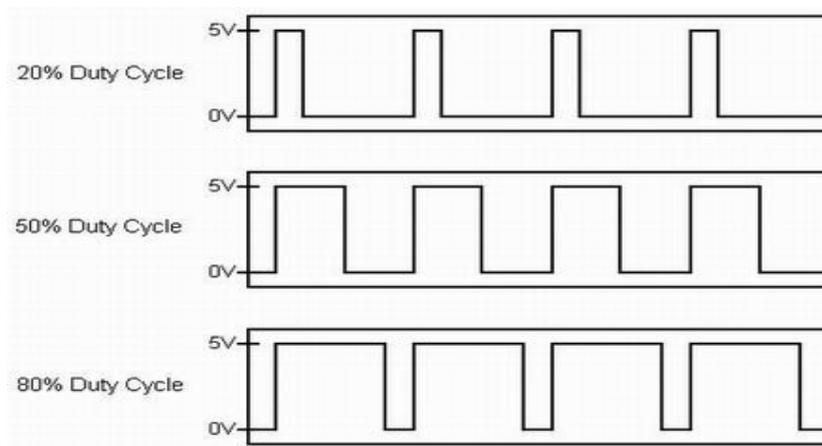
$$N = \frac{V_{tm} - I_A R_A}{K\Phi} \quad (2.4)$$

dari Persamaan 2.4, N merupakan kecepatan motor DC, V_{tm} merupakan tegangan terminal, I_A adalah arus jangkar motor, R_A adalah hambatan jangkar motor, K adalah konstanta motor, dan Φ merupakan fluks magnet.

Arah putaran dari motor DC dapat ditentukan dengan menggunakan prinsip *H bridge*. Pada dasarnya rangkaian *H bridge* terdiri dari 4 buah *switch* yang nantinya akan dikombinasikan sehingga dapat membuat motor DC berputar *clockwise* dan *counter clockwise*. Apabila *switch* 1 (S1) dan *switch* 4 (S4) dalam keadaan terhubung serta *switch* 2 (S2) dan *switch* 3 (S3) dalam keadaan terbuka maka motor DC akan berputar *clockwise*. Apabila *switch* 2 (S2) dan *switch* 3 (S3) dalam keadaan terhubung serta *switch* 1 (S1) dan *switch* 4 (S4) dalam keadaan terbuka maka motor DC akan berputar *counter clockwise*. Rangkaian dari *H bridge* ditunjukkan pada Gambar 2.9.



Gambar 2.9 Struktur dari *H bridge* (en.wikipedia.org).



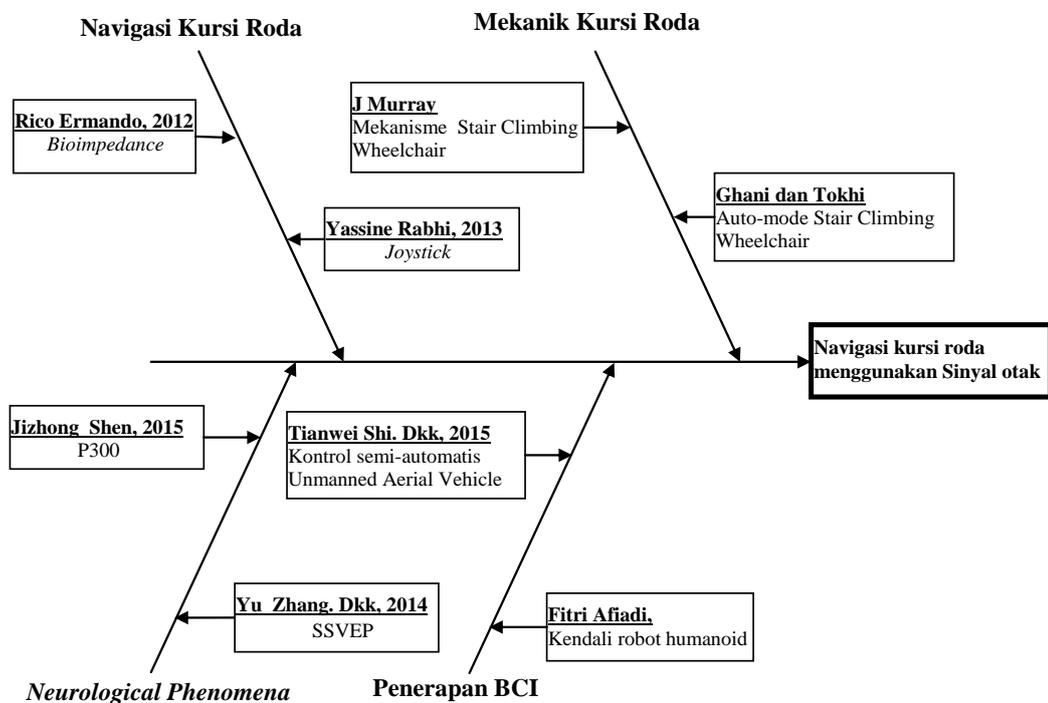
Gambar 2.10 Bentuk Sinyal PWM (www.ni.com).

Kecepatan dari motor DC akan dikontrol dengan menggunakan metode *Pulse Width Modulation* (PWM). Metode PWM atau modulasi lebar pulsa merupakan salah satu cara yang dapat digunakan untuk mengatur kecepatan dari motor DC dengan cara menentukan lebar pulsa yang akan diberikan. Bentuk pulsa dari PWM dapat ditunjukkan pada Gambar 2.10.

2.10 Fishbone Diagram

Fishbone atau biasa disebut dengan diagram tulang ikan merupakan suatu diagram yang menunjukkan penyebab-penyebab dari suatu even atau kejadian yang spesifik. Pada bagian kepala dituliskan even atau topik yang akan dilakukan, sedangkan dibagian tulang ikan dituliskan kategori yang bisa berpengaruh terhadap even tersebut.

Fishbone dari penelitian ini ditunjukkan pada Gambar 2.10. Diagram ini disusun berdasarkan referensi yang berkaitan dengan topik yang akan diangkat pada penelitian yang akan dilakukan. Topik yang akan diangkat pada penelitian ini adalah navigasi kursi roda menggunakan sinyal otak. Dalam merealisasikan topik ini, terdapat beberapa kategori yang bisa mempengaruhinya diantaranya navigasi dari kursi roda dan mekanik dari kursi roda, sedangkan untuk penerapan sinyal otak sebagai navigasi berkaitan tentang BCI yang ada saat ini, dan bagaimana penerapan BCI yang telah dilakukan.



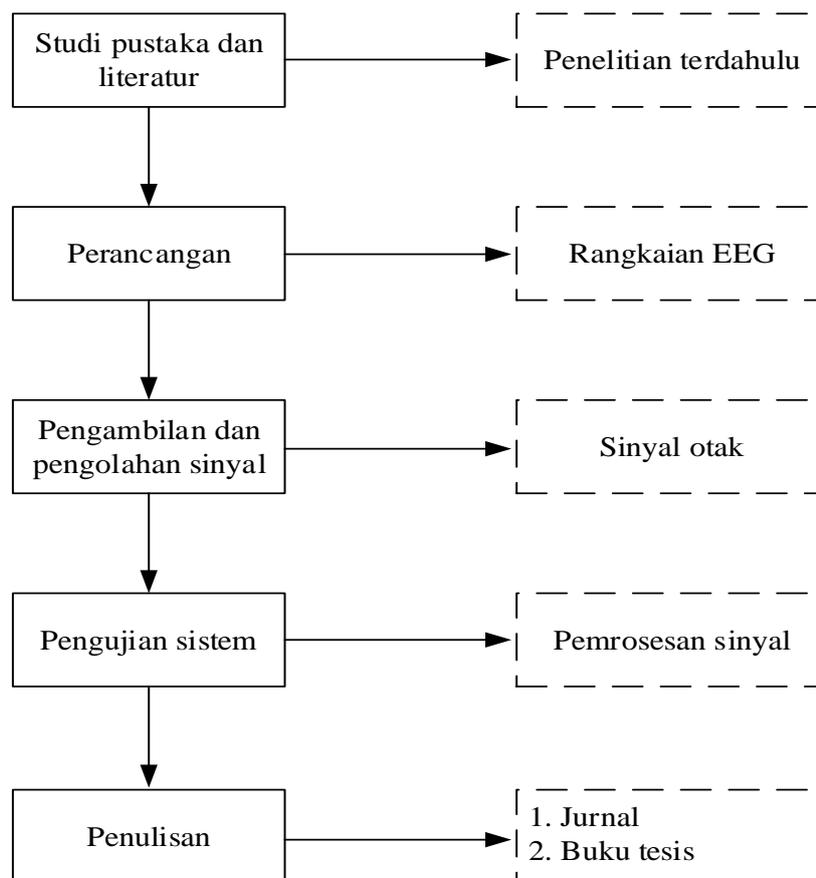
Gambar 2.11 Fishbone diagram penelitian.

Halaman ini sengaja dikosongkan

BAB 3 METODE PENELITIAN

Pada penelitian ini, dilakukan ekstraksi sinyal otak saat membayangkan gerakan tangan dimana nantinya sinyal hasil ekstraksi akan digunakan sebagai *control command* untuk navigasi kursi roda. Tahapan penelitian yang dilakukan adalah sebagai berikut:

1. Studi literatur.
2. Perancangan sistem.
3. Pengambilan dan pengolahan sinyal.
4. Pengujian sistem.
5. Penulisan.



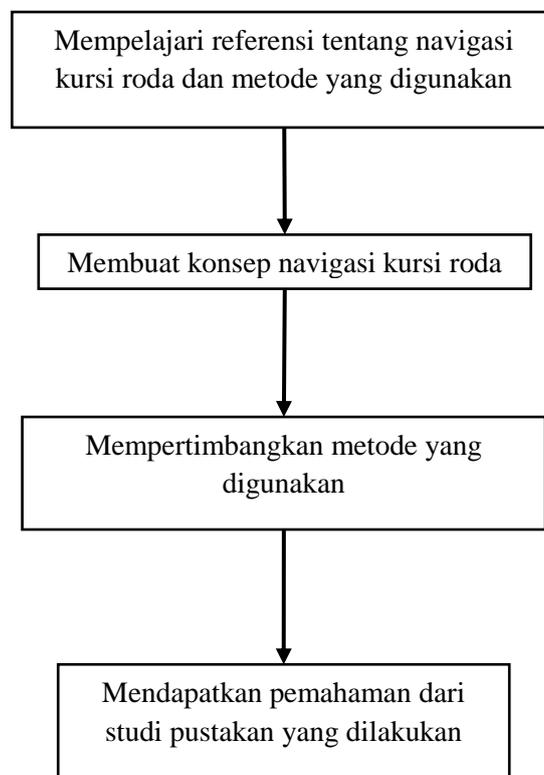
Gambar 3.1 Tahapan Penelitian.

3.1 Studi Pustaka dan Literatur

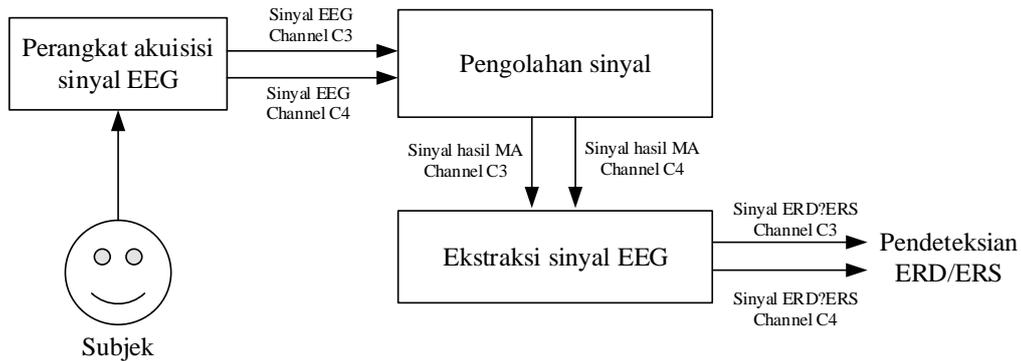
Pada tahap yang pertama, penulis akan mencari serta mempelajari literatur dan pustaka yang relevan dengan penelitian yang akan dilakukan. Pustaka dan literatur yang relavan diantaranya penggunaan metode ekstraksi sinyal otak saat melakukan motor imagery dari gerakan upper limb. Gambar 3.2 menunjukkan alur dari studi pustaka dan literatur yang akan dilakukan.

3.2 Rancangan penelitian

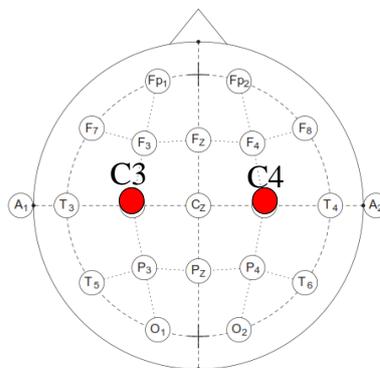
Blok rancangan penelitian yang digunakan ditunjukkan pada Gambar 3.3. Penelitian ini dimulai dari sinyal otak yang dihasilkan oleh Subjek uji diakuisi dengan menggunakan rangkaian EEG. Selanjutnya sinyal yang telah diakuisisi dilakukan proses pengolahan sinyal. Pada tahap ini, sinyal mengalami proses pemfilteran yang terdiri dari *notch filter* yang berfungsi untuk menghilangkan interferensi dari jala-jala listrik dan *band pass filter* yang berfungsi untuk meredam



Gambar 3.2 Alur Studi Pustaka.



Gambar 3.3 Blok Diagram Rancangan Penelitian yang Digunakan.



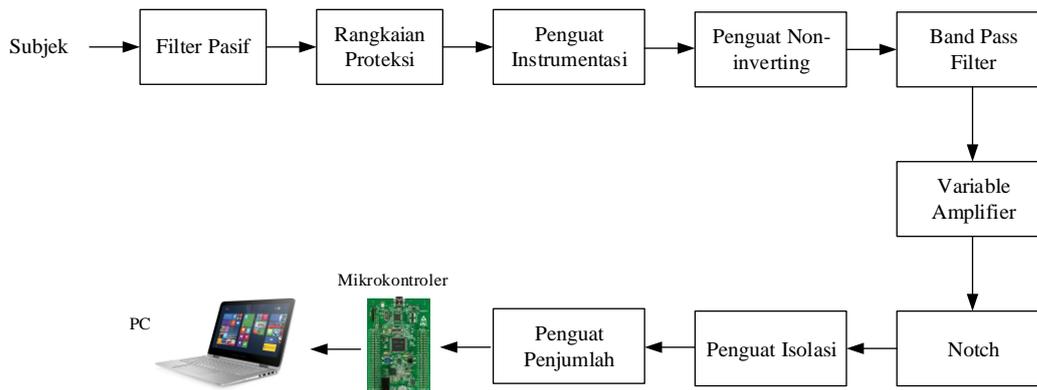
Gambar 3.4 Titik-titik *Channel* yang digunakan (warna merah) Pada Sistem Internasional 10-20

sinyal dengan rentan frekuensi tertentu. Selanjutnya sinyal mengalami proses *squaring*, *moving average*, dan perhitungan persentase nilai ERD/ERS dari sinyal EEG.

Titik akuisisi sinyal difokuskan pada *channel* C3 untuk membayangkan gerakan tangan kanan dan *channel* C4 untuk membayangkan gerakan tangan kiri. Gambar 3.4 menunjukkan system international EEG untuk 10/20 dimana warna merah menunjukkan *channel* yang digunakan.

3.3 Perangkat Akuisisi Sinyal EEG

Proses pengambilan sinyal dilakukan dengan menggunakan rangkaian EEG yang dilengkapi dengan filter-filter analog. Setiap *channel* yang diakuisisi menggunakan 1 rangkaian EEG. Gambar 3.5 menunjukkan blok diagram perancangan *hardware* EEG yang digunakan.



Gambar 3.5 Blok Diagram Perancangan *Hardware* EEG

3.3.1 Rangkaian filter pasif

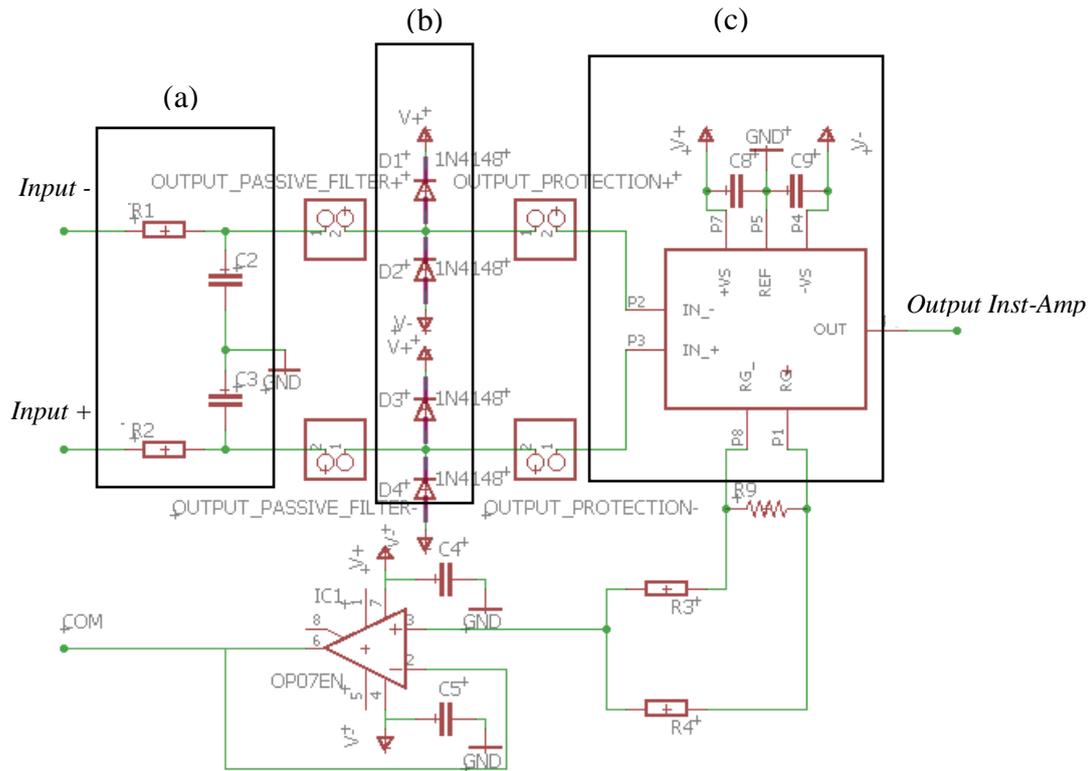
Rangkaian awal pada instrumentasi EEG adalah rangkaian filter pasif. Rangkaian ini terdiri dari *low pass filter* orde 1 dengan frekuensi cut-off 100 Hz. Filter ini berfungsi untuk meredam sinyal frekuensi tinggi diatas 100Hz. Gambar dari rangkaian filter pasif ditunjukkan pada Gambar 3.6 a.

3.3.2 Rangkaian Proteksi

Rangkaian proteksi pada instrumentasi EEG yang digunakan berupa dioda yang terletak sebelum rangkaian penguat instrumentasi. Rangkaian ini berfungsi untuk membatasi sinyal input yang dapat masuk kedalam rangkaian instrumentasi sebesar $\pm 9V$. Ketika tegangan input lebih besar dari 9 V atau lebih kecil dari -9V, maka dioda aktif secara otomatis sehingga tegangan input dari kaki (+) dan (-) instrumentasi adalah $\pm 9V$. Rangkaian proteksi ditunjukkan pada Gambar 3.6 b.

3.3.3 Rangkaian Penguat Instrumentasi

Penguat instrumentasi merupakan penguat diferensial yang mempunyai keuntungan sangat tinggi, dan memiliki impedansi masukan tinggi serta memiliki keluaran tunggal. Rangkaian penguat instrumentasi berfungsi untuk menguatkan sinyal EEG agar nantinya dapat diolah dengan mudah saat pengolahan sinyal lanjut. Rangkaian penguat instrumentasi menggunakan IC INA 128 karena memiliki nilai *Common Mode Rejection Ratio* (CMRR) yang tinggi. Rangkaian penguat



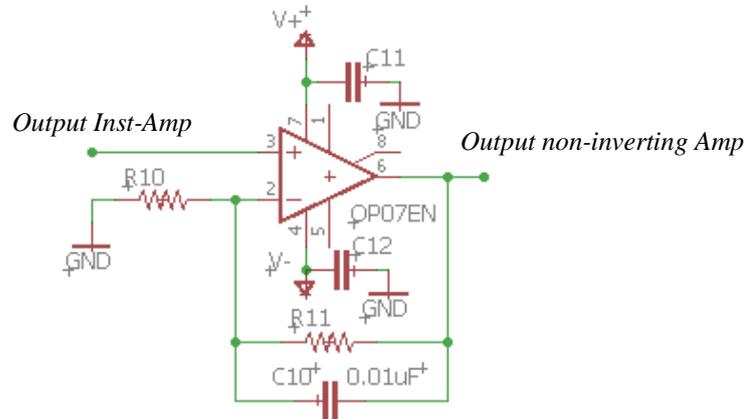
Gambar 3.6 (a) Rangkaian Filter Pasif, (b) Rangkaian Proteksi, dan (c) Rangkaian Penguat Instrumentasi.

instrumentasi ditunjukkan pada Gambar 3.6 c. Dengan mengetahui nilai $R_G = 5K\Omega$ maka diperoleh penguatan sesuai dengan Persamaan 3.1.

$$G = \frac{50K\Omega}{R_G} = \frac{50K\Omega}{5K\Omega} + 1 = 11X \tag{3.1}$$

3.3.4 Rangkaian Penguat Non-inverting

Rangkaian ini berfungsi untuk menguatkan kembali keluaran dari rangkaian penguat instrumentasi. Rangkaian ini bersifat tidak membalik, sehingga keluaran sinyal dari rangkaian ini masih memiliki polaritas yang sama dengan sinyal masukan. Rangkaian penguat non-inverting ditunjukkan pada Gambar 3.7. Penguatan dari rangkaian ini diperoleh dari perbandingan nilai antara R_f (R_{10}) dan R_i (R_{11}). Dengan menggunakan R_f sebesar $56K\Omega$ dan R_i sebesar $1K\Omega$ maka penguatan dari rangkaian ini dapat dihitung dengan menggunakan Persamaan 3.2.



Gambar 3.7 Rangkaian Penguat Non-Inverting.

$$Gain = \left(\frac{R_f}{R_i} + 1 \right) \quad (3.2)$$

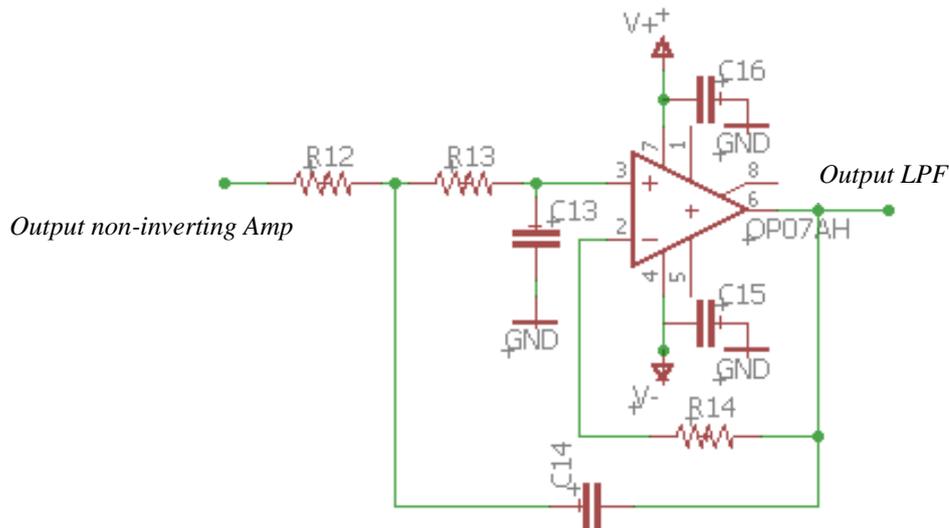
$$Gain = \left(\frac{56K\Omega}{1K\Omega} + 1 \right) = 57X$$

3.3.5 Band Pass Filter

Pada rangkaian instrumentasi yang digunakan, band pass filter terdiri dari low pass filter dan high pass filter butterworth orde 2. Frekuensi cut-off pada low pass filter didesign sebesar 35Hz dan frekuensi cut-off high pass filter didesign sebesar 0.5Hz.

3.3.5.1 Low Pass Filter

Pada perancangan EEG yang digunakan, rangkaian *low pass filter* berfungsi untuk meredam sinyal diatas frekuensi *cut-off* dan meloloskan sinyal dibawah frekuensi *cut-off*. Rangkaian ini dirancang dengan frekuensi *cut-off* sebesar 30Hz. Rangkaian low pass filter yang dirancang menggunakan topologi Sallen-key yang ditunjukkan pada Gambar 3.6. Berdasarkan Gambar 3.8, jika nilai kapasitansi dari C_{13} dan $C_{14} = 330nF$, maka nilai resistansi pada R_{12} dan R_{13} dapat dihitung dengan menggunakan Persamaan 3.3.



Gambar 3.8 Rangkaian *Low Pass Filter* -40dB/dec.

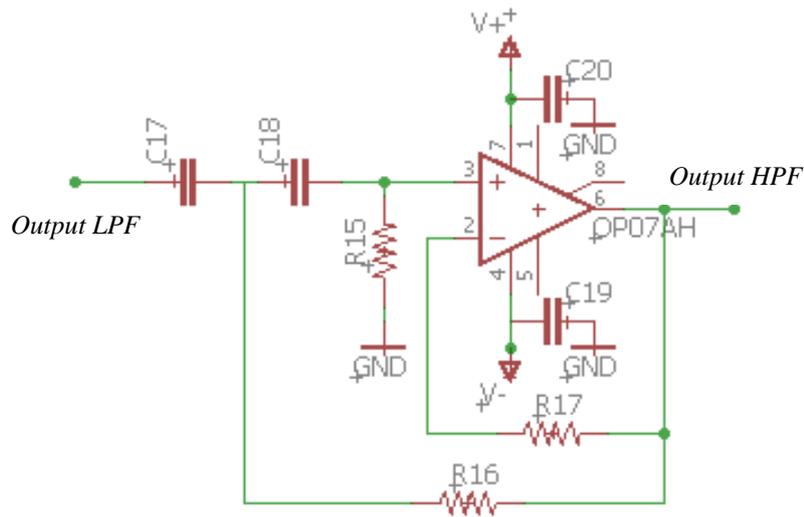
$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{C_{13}C_{14}R_{12}R_{13}}} \quad (3.3)$$

$$30\text{Hz} = \frac{1}{2\pi\sqrt{330\text{nF} \cdot 330\text{nF} \cdot R_{12} \cdot R_{13}}}$$

$$R_{12} = R_{13} = 16.076\text{K}\Omega$$

3.3.5.2 High Pass Filter

Pada perancangan EEG yang digunakan, rangkaian *high pass filter* berfungsi untuk meredam sinyal dibawah frekuensi *cut-off* dan meloloskan sinyal diatas frekuensi *cut-off*. Rangkaian ini dirancang dengan frekuensi *cut-off* sebesar 0.23Hz. Rangkaian *high pass filter* yang dirancang menggunakan topologi Sallen-key yang ditunjukkan pada Gambar 3.9. Berdasarkan Gambar 3.9, jika nilai kapasitansi dari C_{13} dan $C_{14} = 100\text{nF}$, maka nilai resistansi pada R_{12} dan R_{13} dapat dihitung dengan menggunakan persamaan 3.4.



Gambar 3.9 Rangkaian *High Pass Filter* -40 dB/dec

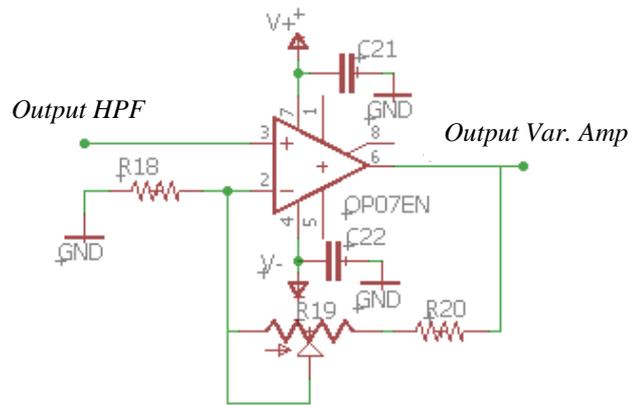
$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{C_{13}C_{14}R_{12}R_{13}}} \quad (3.4)$$

$$0.5\text{Hz} = \frac{1}{2\pi\sqrt{100\text{nF} \cdot 100\text{nF} \cdot R_{15} \cdot R_{16}}}$$

$$R_{15} = R_{16} = 6.8\text{M}\Omega$$

3.3.6 *Variable Amplifier*

Pada rangkaian EEG yang digunakan, blok rangkaian *variable amplifier* berfungsi sebagai penguatan tahap akhir dari rangkaian agar sinyal EEG memiliki amplitud yang cukup untuk disampling dengan ADC. Rangkaian ini menggunakan resistor variable yang berfungsi untuk memberikan penguatan dikarenakan karakteristik dari sinyal EEG setiap subjek yang diakuisisi berbeda-beda. Rangkaian *variable amplifier* ditunjukkan pada Gambar 3.10. Rangkaian ini memiliki penguatan minimal dan maksimal.



Gambar 3.10 Rangkaian *Variable Amplifier*.

3.3.7 Rangkaian *Notch Filter*

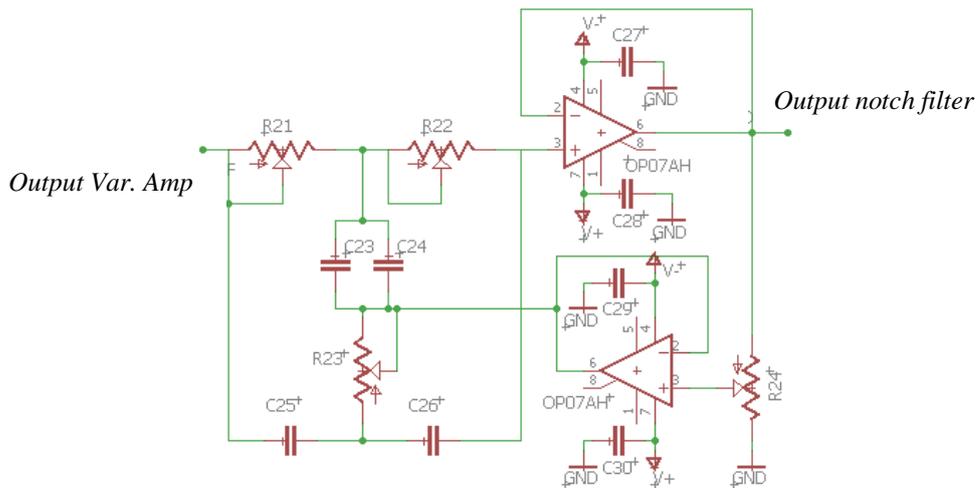
Rangkaian *notch filter* berfungsi untuk meredam sinyal jala-jala listrik dengan frekuensi 50 Hz. Rangkaian ini dirancang dengan konfigurasi *Twin-T* dengan resonansi frekuensi sebesar 50Hz. Rangkaian notch filter yang digunakan ditunjukkan pada Gambar 3.11. Berdasarkan Gambar 3.11, jika nilai C_{23} , C_{24} , C_{25} dan $C_{26} = 100 \text{ nF}$ serta frekuensi resonansi adalah 50Hz, maka besarnya nilai R_{21} , R_{22} , dan R_{23} dapat dihitung berdasarkan Persamaan 3.5.

$$f_o = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{\left(\frac{1}{C_{25}} + \frac{1}{C_{26}}\right)}{C_{23} \cdot C_{24} \cdot R_{21} \cdot R_{22}}} \quad (3.5)$$

$$50\text{Hz} = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{\left(\frac{1}{100\text{nF}} + \frac{1}{100\text{nF}}\right)}{100\text{nF} \cdot 100\text{nF} \cdot R \cdot R}}$$

Sehingga $R_{21} = R_{22} = R = 31.93\text{K}\Omega$

$$f_o = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{1}{C_{25} \cdot C_{26} \cdot R_{23}(R_{21} + R_{22})}}$$



Gambar 3.11 Rangkaian *Notch Filter*

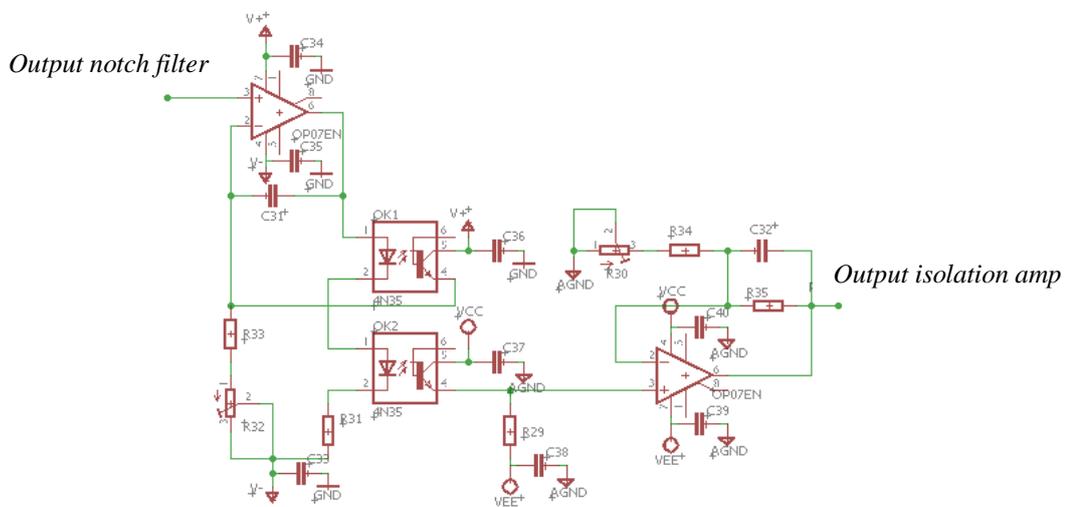
$$50\text{Hz} = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{1}{100\text{nF} \cdot 100\text{nF} \cdot R_{23}(31.93\text{K}\Omega + 31.93\text{K}\Omega)}}$$

Sehingga, $R_{23} = 15.91\text{K}\Omega$

3.3.8 *Isolation Amplifier*

Rangkaian *isolation amplifier* merupakan rangkaian yang berfungsi sebagai pengaman antara EEG dan PC yang digunakan sehingga subjek aman dari adanya arus balik. Rangkaian ini memanfaatkan 2 buah optocoupler untuk mentransmisikan sinyal antara kedua rangkaian secara terpisah. Rangkaian *isolation amplifier* ditunjukkan pada Gambar 3.12. Dari Gambar 3.12, IC *optocoupler* OK2

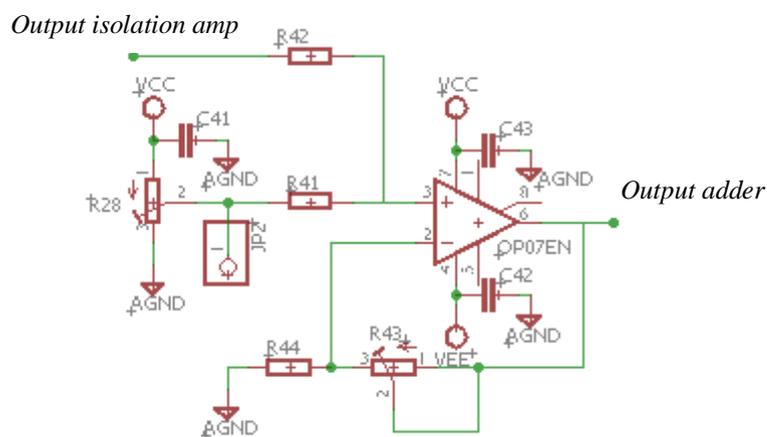
Terdapat 2 buah *optocoupler* dengan tipe 4N35 dimana OK 2 bertindak sebagai pengisolasi elektrik antar kedua rangkaian, sedangkan OK 1 sebagai feedback dan pengoreksi ketidak linearan. *Optocoupler* 4N35 merupakan komponen yang tidak linear akibat dari pemanfaatan peralatan optic seperti led yang merupakan komponen non-linear.



Gambar 3.12 Rangkaian *Isolation Amplifier*

3.3.9 Rangkaian *Adder*

Sinyal EEG yang diperoleh dari penguat instrumentasi yang berupa tegangan analog akan diubah menjadi data digital menggunakan ADC. Namun hasil tegangan analog dari sinyal yang diperoleh memiliki rentang nilai tegangan negatif sehingga diperlukan rangkaian *adder* atau rangkaian penjumlah. Rangkaian ini berfungsi menaikkan sinyal tegangan EEG yang semula berada pada rentang tegangan positif-negatif menjadi tegangan positif sehingga sinyal dapat terbaca oleh ADC. Rangkaian ini terletak sebelum masuk ADC mikrokontroler. Rangkaian *adder* ditunjukkan pada Gambar 3.13.



Gambar 3.13 Rangkaian *Adder*

3.3.10 Mikrokontroler

Mikrokontroler yang digunakan adalah modul mikrokontroler STM32F407VG. Mikrokontroler ini digunakan sebagai proses pengkonversian nilai ADC dari rangkaian analog EEG yang digunakan sehingga nantinya sinyal analog mampu diproses oleh computer yang digunakan.

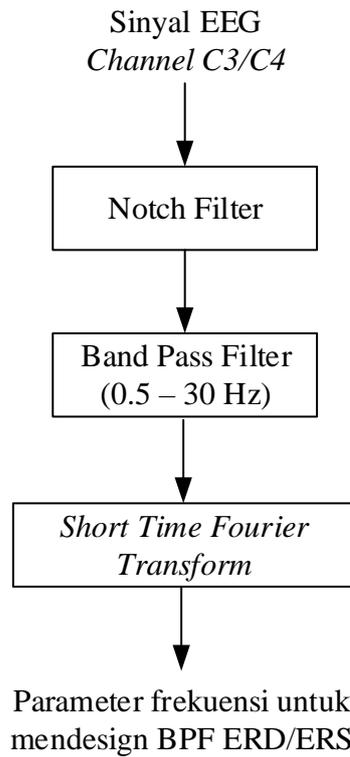
3.4 Pengolahan Sinyal

Proses pengolahan sinyal dilakukan melalui dua tahapan yaitu penentuan frekuensi dominan saat subjek membayangkan gerakan dan penentuan nilai ERD/ERS. Adapun penjelasan dari tiga tahapan tersebut adalah sebagai berikut.

3.4.1 Penentuan Frekuensi Dominan

Penentuan frekuensi dominan dilakukan saat subjek membayangkan gerakan tangan kanan dan membayangkan gerakan tangan kiri. Hasil yang diperoleh dari tahapan ini nantinya digunakan sebagai frekuensi *cut-off* dari *band pass filter* yang digunakan dalam menentukan nilai ERD/ERS. Adapun blok diagram dari penentuan frekuensi dominan ditunjukkan pada Gambar 3.14

Sinyal EEG yang telah diakuisi dengan menggunakan perangkat akuisisi, dilakukan pemfilteran dengan menggunakan *notch filter* untuk mengurangi interferensi dari jala jala listrik. Selanjutnya, dilakukan proses *Band Pass Filter* (BPF) dengan rentang frekuensi 0.5 – 30 Hz berdasarkan sinyal EEG pada umumnya. Akibat dari proses pemfilteran dengan rentang frekuensi ini maka frekuensi dari jala-jala listrik (50 Hz) akan hilang. *Band pass filter* dilakukan dengan menggunakan *Low Pass Filter* (LPF) dan *High Pass Filter* (HPF). Dimana untuk



Gambar 3.14 Blok Diagram Penentuan Frekuensi Dominan

persamaan umum dari LPF dan HPF butterworth orde 3 ditunjukkan pada Persamaan 3.6.

$$y_k = c_0 \cdot x_k + c_1 \cdot x_{k-1} + c_2 \cdot x_{k-2} + c_3 \cdot x_{k-3} + d_1 \cdot y_{k-1} + d_2 \cdot y_{k-2} + d_3 \cdot y_{k-3}$$

LPF dan HPF memiliki persamaan yang sama namun memiliki koefisien yang berbeda-beda. Untuk nilai koefisien dari LPF ditunjukkan secara berturut-turut pada Persamaan 3.7 hingga 3.11.

$$c_0 = c_3 = \frac{T^3 \cdot \omega_{c\omega}^3}{A_0} \quad (3.7)$$

$$c_1 = c_2 = \frac{3T^3 \cdot \omega_{c\omega}^3}{A_0} \quad (3.8)$$

$$d_1 = \frac{-A_1}{A_0} \quad (3.9)$$

$$d_2 = \frac{-A_2}{A_0} \quad (3.10)$$

$$d_3 = \frac{-A_3}{A_0} \quad (3.11)$$

Sedangkan untuk nilai koefisien dari HPF ditunjukkan secara berturut-turut pada Persamaan 3.12 hingga 3.18.

$$c_0 = \frac{8}{A_0} \quad (3.12)$$

$$c_1 = -\frac{24}{A_0} \quad (3.13)$$

$$c_2 = \frac{24}{A_0} \quad (3.14)$$

$$c_3 = \frac{-8}{A_0} \quad (3.15)$$

$$d_1 = \frac{-A_1}{A_0} \quad (3.16)$$

$$d_2 = \frac{-A_2}{A_0} \quad (3.17)$$

$$d_3 = \frac{-A_3}{A_0} \quad (3.18)$$

Nilai dari A_0, A_1, A_2, A_3 pada perhitungan koefisien untuk LPF dan HPF diperoleh dari penyederhanaan Persamaan 3.19 hingga 3.2, dimana T merupakan

$$A_0 = 8 + 8\omega_{cw}T + 4\omega_{cw}^2T^2 + \omega_{cw}^3T^3 \quad (3.19)$$

$$A_1 = -24 - 8\omega_{cw}T + 4\omega_{cw}^2T^2 + 3\omega_{cw}^3T^3 \quad (3.20)$$

$$A_2 = 24 - 8\omega_{cw}T - 4\omega_{cw}^2T^2 + 3\omega_{cw}^3T^3 \quad (3.21)$$

$$A_3 = -8 + 8\omega_{cw}T - 4\omega_{cw}^2T^2 + \omega_{cw}^3T^3 \quad (3.22)$$

periode sampling yang dinyatakan dalam detik dan ω_{cw} merupakan frekuensi *warping* yang dihitung dari frekuensi *cut off* (ω_c) seperti pada Persamaan 3.23.

$$\omega_{cw} = \frac{2}{T} \tan\left(\frac{\omega_c T}{2}\right) \quad (3.23)$$

Dengan menset frekuensi *cut off* dari LPF sebesar 30 Hz dan frekuensi *cut off* dari HPF sebesar 0.5 Hz maka akan didapatkan persamaan LPF dan HPF. Adapun persamaan dari LPF dan HPF ditunjukkan pada Persamaan 3.24 dan 3.25.

$$y[n] = 0.049 \times x[n] + 0.148 \times x[n-1] + 0.148 \times x[n-2] + 0.049 \times x[n-3] + 1.162 \times y[n-1] - 0.696 \times y[n-2] + 0.138 \times y[n-3] \quad (3.24)$$

$$y[n] = 0.984 \times x[n] - 2.953 \times x[n-1] + 2.953 \times x[n-2] - 0.984 \times x[n-3] + 2.968 \times y[n-1] - 2.937 \times y[n-2] + 0.969 \times y[n-3] \quad (3.25)$$

Setelah dilakukan band pass filter dengan rentang frekuensi 0.5 Hz – 30 Hz, selanjutnya dilakukan proses *Short Time Fourier Transform* (STFT). Tujuan dari proses ini adalah untuk mengetahui besarnya frekuensi dominan dari sinyal yang telah diakuisisi. Dari proses STFT diperoleh frekuensi dominan saat subjek melakukan gerakan atau membayangkan gerakan. Frekuensi dominan ini nantinya digunakan sebagai parameter dalam merancang *band pass filter* untuk menentukan ERD/ERS.

3.4.2 Proses Pendeteksian Nilai ERD/ERS

Proses pendeteksian persentase nilai ERD/ERS dilakukan melalui beberapa tahapan. Blok diagram dari tahapan ini ditunjukkan pada Gambar 3.15. Tahapan awal yang dilakukan setelah sinyal EEG diakuisisi adalah proses *notch filter*. Tahapan ini dilakukan untuk menghilangkan interferensi jala-jala listrik yang tidak diinginkan. Setelah dilakukan *notch filter*, selanjutnya dilakukan proses *band pass filter* dengan frekuensi *cut-off* berdasarkan frekuensi dominan yang telah diperoleh dari tahapan 3.4.1. dengan menset frekuensi *cut-off* berdasarkan parameter frekuensi yang diperoleh, maka diperoleh persamaan LPF dan HPF. Adapun persamaan LPF dan HPF ditunjukkan pada Persamaan 3.26 dan 3.27.

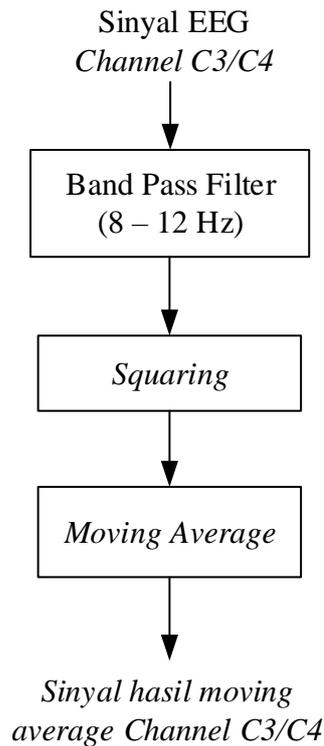
$$y[n] = 0.005 \times x[n] + 0.142 \times x[n-1] + 0.142 \times x[n-2] + 0.047 \times x[n-3] + 2.25 \times y[n-1] - 1.756 \times y[n-2] + 0.468 \times y[n-3] \quad (3.26)$$

$$y[n] = 0.777 \times x[n] - 2.332 \times x[n-1] + 2.332 \times x[n-2] - 0.777 \times x[n-3] + 2.499 \times y[n-1] - 2.115 \times y[n-2] + 0.604 \times y[n-3] \quad (3.27)$$

Sinyal hasil *band pass filter* selanjutnya dikuadratkan (*squaring*) untuk mendapatkan *power sample*. Namun nilai dari *power sample* yang diperoleh masih berisikasi sehingga dilakukan proses perata-rataan (*moving averaging*). Persamaan dari *Moving Averaging* (MAV) yang digunakan ditunjukkan pada Persamaan 3.28,

$$y[i] = \frac{1}{M} \sum_{j=0}^{M-1} x[i+j] \quad (3.28)$$

nilai M adalah orde dari *moving average*, x adalah sinyal *input*, sedangkan sinyal y adalah *output* dari *moving average*.



Gambar 3.15 Blok Diagram Proses Pendeteksian Nilai ERD/ERS

3.5 Ekstraksi Sinyal EEG

Pada tahap ekstraksi fitur, sinyal *output* dari *moving average* akan dilakukan proses perhitungan nilai ERD/ERS berdasarkan Persamaan 2.1. Dari persamaan tersebut, A adalah *power* sesaat sebelum atau setelah *event* sedangkan R adalah *power* pada periode sebelumnya yang digunakan sebagai referensi atau *baseline*. Jika hasil yang didapatkan bernilai negatif maka terjadi peristiwa *event-related desynchronization*, dimana pada peristiwa ini subjek membayangkan gerakan. Sedangkan jika hasil yang didapatkan bernilai positif maka terjadi peristiwa *event-related synchronization*, dimana pada peristiwa ini subjek kembali ke keadaan istirahat. Pada sistem BCI ini, sinyal hasil ERD/ERS dihitung dengan *baseline* R dari sinyal hasil MAV. R dihitung berupa rata-rata pada detik ke-5 hingga detik ke-2 sebelum *event* pada setiap instruksi. Sedangkan A merupakan tiap poin data dari sinyal hasil MAV. Sehingga *output* dari penghitungan ERD/ERS adalah plot sinyal yang berupa persentase dari perbandingan sinyal hasil MAV

dengan nilai R. Oleh karena itu Persamaan 2.1 bisa dituliskan ulang menjadi Persamaan 3.28.

$$ERD(\%) = \frac{A - R_{-5-2}}{R_{-5-2}} \times 100\% \quad (3.28)$$

Untuk menentukan apakah sebuah gerakan terdeteksi atau tidak, maka plot sinyal hasil perhitungan ERD/ERS dicari rata-ratanya pada detik ke-0.25 sebelum hingga detik ke-2 setelah *event*. Apabila bernilai negatif, maka sistem mendeteksi adanya gerakan (ERD) sedangkan apabila bernilai positif, maka sistem tidak mendeteksi adanya gerakan (kondisi relaksasi /ERS).

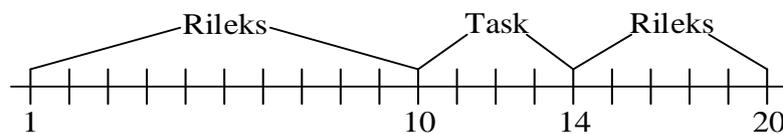
3.6 Subjek dan Prosedur Perekaman

3.6.1 Subjek

Subjek dalam penelitian ini merupakan manusia normal dan tanpa adanya kelainan motorik dengan rentang usia antara 22-25 tahun. Tabel 3.1 menunjukkan indeks data subjek yang nantinya akan digunakan pada saat pembahasan saat ingin merujuk subjek.

3.6.2 Prosedur Perekaman

Proses perekaman dilakukan dalam keadaan subjek duduk di depan layar monitor dalam keadaan rileks. Pada layar terdapat instruksi-instruksi yang akan diikuti oleh subjek. Prosedur pengambilan data ditunjukkan pada Gambar 3.16.



Gambar 3.16 Prosedur Perekaman

Tabel 3.1 Indeks Data Subjek.

Subjek	Usia	Nasion – Inion (cm)	Ear – Ear (cm)
1.	24	37	37
2.	23	36	37

3.	22	36	36
4.	22	35	35
5.	21	36	38

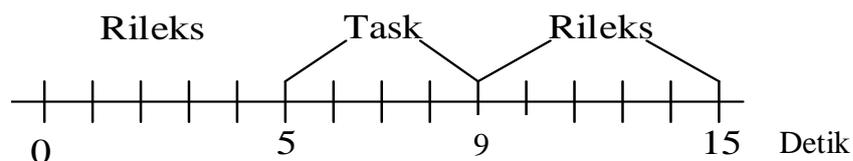
Proses pengambilan data dilakukan selama 20 detik yang diulangi sebanyak 15 kali. Detik 0-10 subjek berada dalam posisi rileks. Detik 11-14, subjek membayangkan proses gerakan tangan. Detik 15-20 subjek kembali kedalam posisi rileks.

3.7 Pengujian Sistem

Pengujian sistem dilakukan dengan kondisi subjek yang bervariasi. Tujuan dari variasi subjek tersebut adalah untuk mengetahui bagaimana tingkat keandalan sistem dari berbagai informasi motorik yang dihasilkan tiap subjek dimana setiap subjek menghasilkan informasi motorik yang berbeda-beda.

Pengujian sistem dilakukan dengan menggunakan uji selektivitas. Pengujian ini dilakukan untuk mengetahui tingkat *sensitivity* dan *specificity* dari system yang telah dibuat. Metode pengujian dilakukan selama 2 sesi dimana setiap sesi terdiri dari 30 instruksi. Untuk sesi 1, subjek membayangkan gerakan tangan kanan sebanyak dua kali lalu membayangkan gerakan tangan kiri sebanyak dua kali secara bergantian hingga total 30 instruksi. Untuk sesi 2, subjek membayangkan gerakan tangan kanan dan membayangkan gerakan tangan kiri secara bergantian. Prosedur perekaman dari pengujian sistem ditunjukkan pada Gambar 3.17.

Proses pengambilan data pada uji selektivitas dilakukan selama 15 detik. Detik 0-5 subjek berada pada posisi rileks, detik 6-9 subjek membayangkan gerakan, lalu pada detik selanjutnya subjek kembali ke posisi rileks.

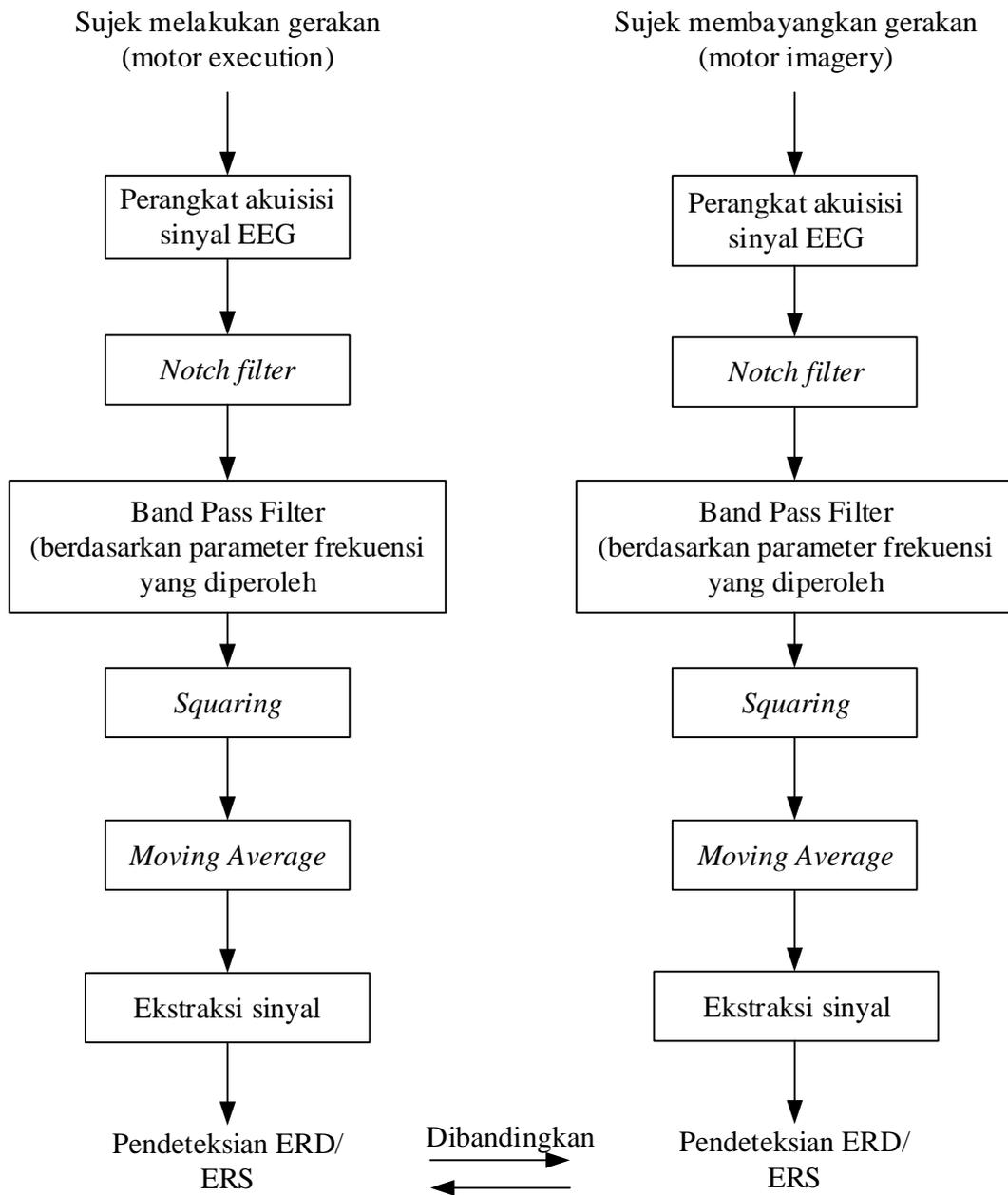


Gambar 3.17 Prosedur Perekaman dari Uji Selektivitas

3.8 Proses Verifikasi

Proses verifikasi dilakukan untuk mengecek apakah subjek menghasilkan sinyal otak yang sesuai dengan sinyal yang diinginkan atau tidak. Proses verifikasi diawali dengan subjek melakukan gerakan secara nyata (*motor execution*). Selama subjek melakukan gerakan, sinyal akan direkam dan diproses.

Setelah melakukan gerakan secara nyata, subjek akan membayangkan gerakan yang sama dengan yang dilakukan. Selama membayangkan proses gerakan, sinyal akan direkam dan diproses. Proses yang dilakukan adalah proses *notch filter*, *band pass filter* dengan rentang frekuensi yang diperoleh dari STFT, *squaring*, *moving average*, dan perhitungan nilai ERD/ERS. Hasil pendeteksian nilai ERD/ERS saat subjek melakukan gerakan akan dibandingkan dengan hasil pendeteksian saat subjek membayangkan gerakan. Jika nilai yang diperoleh saat pendeteksian sama-sama negative, maka subjek membayangkan gerakan yang sesuai dengan yang telah dilakukan. Blok diagram dari proses verifikasi ditunjukkan pada Gambar 3.18.



Gambar 3.18 Blok Diagram Proses Verivikasi yang Dilakukan

Halaman ini sengaja dikosongkan

BAB 4

HASIL DAN PEMBAHASAN

Pada bab ini akan dijelaskan hasil yang telah diperoleh dalam melakukan penelitian. Bab ini terbagi menjadi beberapa bagian pembahasan berdasarkan metode penilitan yang diinginkan.

4.1 Pengujian Perangkat Keras

Pada tahap ini, dilakukan pengujian dari setiap blok rangkaian EEG untuk mengetahui apakah rangkaian yang telah dibuat sesuai dengan yang rancang untuk bisa mengakuisisi sinyal EEG dari subjek. Pengujian perangkat keras dilakukan dengan cara membandingkan hasil keluaran dari rangkaian dengan masukkan dari rangkaian tersebut.

4.1.1 Pengujian Penguat Instrumentasi

Pengujian rangkaian instrumentasi bertujuan untuk mengetahui besarnya penguatan dari rangkaian yang telah dibuat berdasarkan perancangan yang dilakukan sebelumnya. Pengujian rangkaian instrumentasi dilakukan dengan memberikan tegangan pada bagian masukkan dan mengukur tegangan pada bagian keluaran. Pada bagian *input* (+) penguat instrumentasi diberikan tegangan sedangkan pada bagian *input* (-) dihubungkan ke ground. Besarnya penguatan pada rangkaian dapat diketahui dengan membandingkan besarnya tegang keluaran dan tegangan masukkan. Jika diketahui $V_{in} = 72\text{mV}$, dan $V_{out} = 756.8\text{ mV}$, maka diperoleh penguatan seperti Persamaan 4.1. Persamaan ini menunjukkan hasil penguatan berdasarkan percobaan. Jika dibandingkan dengan perancangan penguatan instrumentasi seperti pada Persamaan 3.1 makan hasil yang diperoleh mengalami sedikit perbedaan dengan selisih penguatan 0.19 kali.

$$Gain = \frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{756.8\text{mV}}{72\text{mV}} = 10.81 \quad (4.1)$$

4.1.2 Pengujian Rangkaian *Main Amplifier*

Pengujian rangkaian *main amplifier* dilakukan untuk mengetahui besarnya penguatan dari rangkaian, apakah telah sesuai dengan perancangan yang dilakukan sebelumnya atau tidak. Pengujian rangkaian dilakukan dengan memberikan tegangan pada *input* (+) sedangkan pada bagian *input* (-) dihubungkan ke ground. Jika diketahui V_{in} sebesar 44.2 mV dan V_{out} sebesar 2505mV maka penguatan dari rangkaian dapat diketahui. Besarnya penguatan dari pengujian rangkaian ditunjukkan pada Persamaan 4.2, dimana terjadi selisih antara besarnya penguatan yang dirancang sebelumnya (Persamaan 3.2) dengan hasil pengujian. Besarnya selisih penguatan dari hasil pengujian dan hasil perancangan adalah 0.3 kali.

$$Gain = \frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{2505mV}{44.2mV} = 56.67 \quad (3.2)$$

4.1.3 Pengujian Rangkaian *Band Pass Filter*

Pada sub bab ini dijelaskan hasil pengujian dari *band pass filter* yang terdiri dari *low pass filter* dan *high pass filter*.

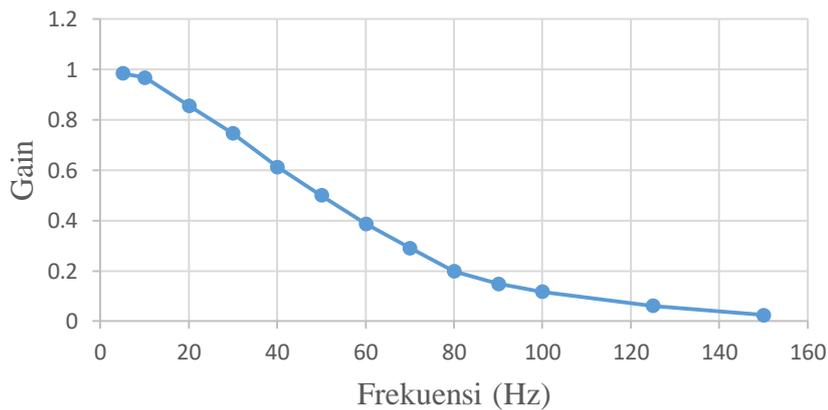
4.1.3.1 *Low Pass Filter*

Pengujian filter analog *low pass filter* dilakukan dengan memberikan sinyal input berupa gelombang sinus dengan amplitude sebesar $5V_{p-p}$ dengan besar frekuensi yang berbeda-beda untuk mengamati respon dari filter. Filter ini dirancang dengan frekuensi *cut-off* sebesar 30Hz. Secara teoritis, rangkaian ini memiliki penguatan sebesar 0.707 atau -3dB pada frekuensi *cut-off*. Hasil pengujian dari *low pass filter* ditunjukkan pada tabel 4.1.

Tabel 4.1 Hasil Pengujian Rangkaian *Low Pass Filter*

Frekuensi (Hz)	$V_{in\ p-p}$ (mV)	$V_{out\ p-p}$ (mV)	Gain
5	5040	4960	0.98
10	4960	4800	0.97
20	5040	4320	0.86
30	5040	3760	0.75
40	4960	3040	0.61
50	4960	2480	0.5
60	4960	1920	0.39
70	4960	1440	0.29
80	4960	980	0.2
90	4960	740	0.15
100	4960	580	0.12
125	4960	300	0.06
150	4960	120	0.02

Dari hasil pengujian yang dilakukan, diperoleh frekuensi saat penguatan 0.707 adalah 35Hz. Terjadi pergeseran frekuensi *cut-off* sebesar 5Hz dari frekuensi *cut-off* yang diinginkan. Hubungan antara frekuensi dan gain ditunjukkan pada Gambar 4.1.



Gambar 4.1 Hubungan Antara Frekuensi dan Gain Pada *Low Pass Filter*

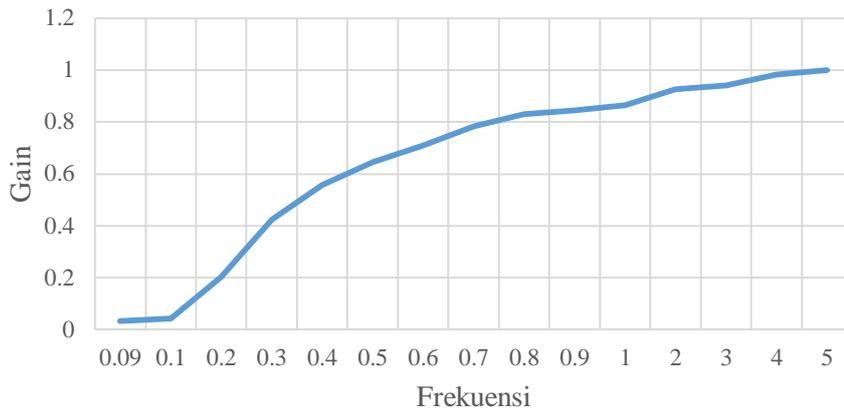
4.1.3.2 High Pass Filter

Pengujian filter analog *high pass filter* dilakukan dengan memberikan sinyal input berupa gelombang sinus dengan amplitudo sebesar $5V_{p-p}$ dengan besar frekuensi yang berbeda-beda untuk mengamati respon dari filter. Filter ini dirancang dengan frekuensi *cut-off* sebesar 0.23Hz. Secara teoritis, rangkaian ini memiliki penguatan sebesar 0.707 atau -3dB pada frekuensi *cut-off*. Hasil pengujian dari *low pass filter* ditunjukkan pada tabel 4.2.

Tabel 4.2 Hasil Pengujian *High Pass Filter*

Frekuensi (Hz)	Vin p-p (mV)	Vout p-p (mV)	Gain
0.09	4960	160	0.032
0.1	4960	208	0.042
0.2	4960	1010	0.204
0.3	4960	2110	0.425
0.4	5000	2790	0.558
0.5	5190	3350	0.645
0.6	5190	3680	0.709
0.7	5000	3920	0.784
0.8	5000	4150	0.830
0.9	5000	4230	0.846
1	5000	4320	0.864
2	5000	4630	0.926
3	5000	4710	0.942
4	4960	4880	0.984
5	4960	4960	1.000

Dari hasil pengujian yang dilakukan, diperoleh frekuensi saat penguatan 0.707 adalah 0.62Hz. Terjadi pergeseran frekuensi *cut-off* sebesar 0.39Hz dari frekuensi *cut-off* yang diinginkan. Hubungan antara frekuensi dan gain ditunjukkan pada Gambar 4.2.



Gambar 4.2 Hubungan Antara Frekuensi dan Gain Pada *High Pass Filter*

4.1.4 Pengujian Variable Amplifier

Pengujian rangkaian variable amplifier dilakukan seperti pada pengujian rangkaian penguat sebelumnya, dengan memberikan tegangan pada *input (+)* dan *input (-)* dihubungkan ke ground. Jika diketahui V_{in} sebesar $208mV$ dan V_{out} sebesar $8320mV$ maka penguatan dari rangkaian dapat diketahui. Besarnya penguatan dari pengujian rangkaian ditunjukkan pada Persamaan 4.3, dimana diperoleh hasil yang sama antara pengujian dan perancangan yang telah dilakukan.

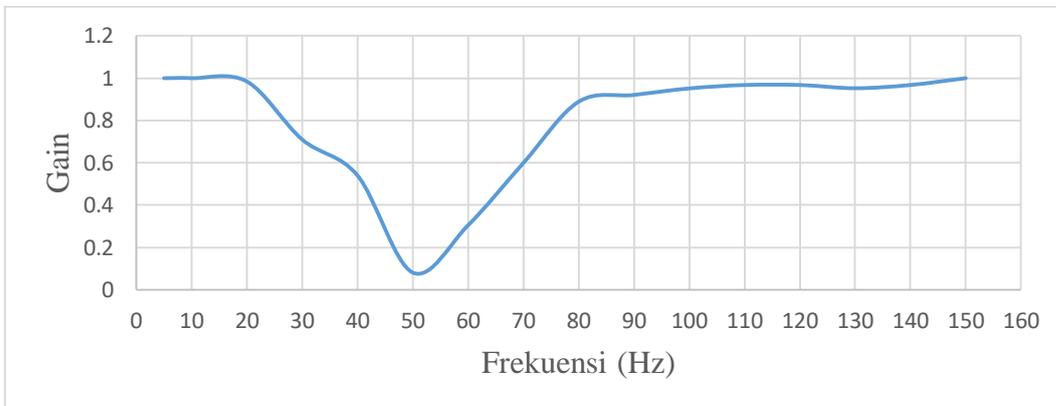
$$Gain = \frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{8320mV}{208mV} = 40 \quad (4.3)$$

4.1.5 Pengujian Rangkaian Notch Filter

Pengujian *notch filter* dilakukan dengan memberikan sinyal input berupa gelombang sinus dengan besar amplitude $5V_{p-p}$ dan frekuensi yang bervariasi mulai dari 5-150 Hz. Tujuannya yaitu untuk mengamati respon frekuensi dari *notch filter* yang telah dibuat. Tabel 4.3 menunjukkan hasil pengamatan dari *notch filter*. Gambar 4.3 menunjukkan hubungan antara gain dan frekuensi dari *notch filter*.

Tabel 4.3 Pengujian Rangkaian *Notch Filter*

Frekuensi (Hz)	V _{in} p-p (mV)	V _{out} p-p (mV)	Gain
5	5040	5040	1
10	5040	5040	1
20	5040	4960	0.984127
30	4960	3520	0.709677
40	5040	2720	0.539683
50	4960	400	0.080645
60	5120	1560	0.304688
70	5040	3020	0.599206
80	5040	4480	0.888889
90	5040	4640	0.920635
100	4960	4720	0.951613
110	4960	4800	0.967742
120	4960	4800	0.967742
130	5040	4800	0.952381
140	4960	4800	0.967742
150	5040	5040	1
200	4960	5040	1.016129



Gambar 4.3 Grafik Pengujian *Notch Filter*

4.1.6 Pengujian Rangkaian Penguat Isolasi

Rangkaian penguat isolasi digunakan sebagai pengaman antara rangkaian instrumentasi EEG dengan PC yang digunakan. Pada pengujian rangkaian ini dilakukan dengan memberikan sinyal input yang memiliki amplitude dan frekuensi yang bervariasi. Tabel 4.4 menunjukkan hasil dari pengujian rangkaian penguat

isolasi dimana pada beberapa frekuensi yang diberikan memiliki nilai amplitudo yang berbeda antara tegangan input dan tegangan output. Besarnya *error* dari rangkaian ini dibawah 2%.

Tabel 4.4 Pengujian Rangkaian Penguat Isolasi.

Frekuensi (Hz)	V _{in} p-p (mV)	V _{out} p-p (mV)	Error (mV)	Error (%)
1	244	244	0	0
5	244	244	0	0
10	244	244	0	0
20	244	244	0	0
30	244	244	0	0
40	244	240	-4	1.639
50	244	244	0	0
60	244	244	0	0
70	244	240	-4	1.639
80	244	244	0	0
90	244	244	0	0
100	244	244	0	0
1	4080	4060	20	0.49
5	4080	4080	0	0
10	4080	4080	0	0
20	4080	4080	0	0
30	4080	4080	0	0
40	4080	4080	0	0
50	4080	4080	0	0
60	4080	4080	0	0
70	4080	4060	-20	0.49
80	4080	4080	0	0
90	4080	4080	0	0
100	4080	4080	0	0

4.1.7 Pengujian Rangkaian Penjumlah

Rangkaian penjumlah (*adder*) berfungsi sebagai penambah level tegangan sinyal sebelum diproses oleh ADC dari mikrokontroller yang digunakan. Tabel 4.5 menunjukkan hasil pengujian rangkaian ini.

Tabel 4.5 Hasil Pengujian Rangkaian Penguat Penjumlah.

Frekuensi (Hz)	V _{in} p-p (mV)	V _{out} p-p (mV)	Error (mV)	Error (%)
1	560	560	0	0
5	560	560	0	0
10	560	560	0	0
20	560	560	0	0
30	560	560	0	0
40	560	556	-4	0.71
50	560	560	0	0
60	560	560	0	0
70	560	560	0	0
80	560	560	0	0
90	560	560	0	0
100	560	560	0	0
1	1080	1080	0	0
5	1080	1080	0	0
10	1080	1080	0	0
20	1080	1080	0	0
30	1080	1080	0	0
40	1080	1060	-20	1.851
50	1080	1080	0	0
60	1080	1080	0	0
70	1080	1060	0	0
80	1080	1080	0	0
90	1080	1080	0	0
100	1080	1080	0	0

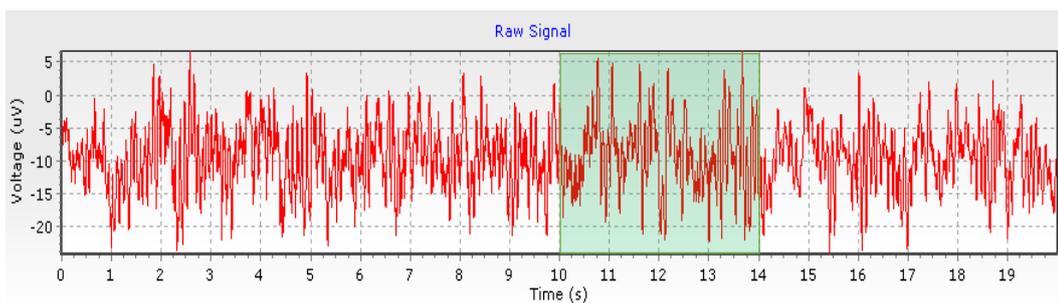
Pengujian dilakukan dengan memberikan sinyal sinus dengan besar amplitude 560 mV p-p dan 1080 mV p-p serta frekuensi yang bervariasi. Dari hasil pengujian, diperoleh bahwa sinyal input dan output dari rangkaian memiliki karakteristik yang sama. Namun di frekuensi tertentu memiliki *error* kurang dari 2%.

4.2 Pengolahan Sinyal

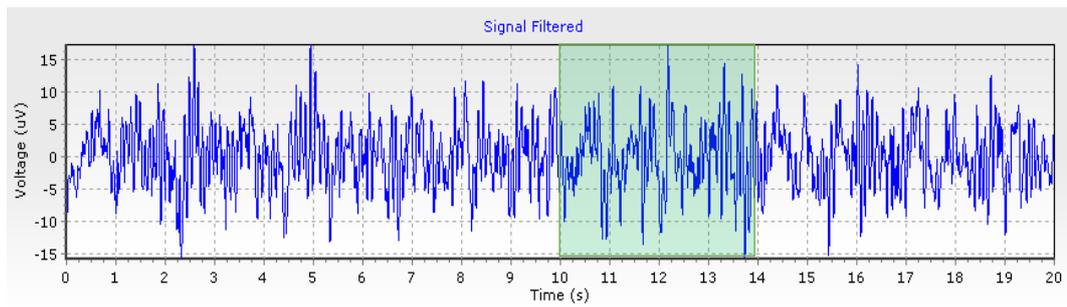
Pengolahan sinyal EEG dibagi menjadi 2 tahapan yaitu tahap penentuan frekuensi dominan saat subjek membayangkan gerakan dan tahap penentuan nilai ERD/ERS. Berikut adalah penjelasan dari kedua tahapan pengolahan sinyal EEG.

4.2.1 Penentuan Frekuensi Dominan

Penentuan parameter frekuensi dominan saat subjek membayangkan gerakan tangan kanan difokuskan pada channel C3. Proses terjadinya event berada pada detik 10-14 yang ditandai dengan warna hijau gelap. Raw data dari sinyal EEG saat subjek membayangkan gerakan tangan kanan ditunjukkan pada Gambar 4.4. Sinyal yang telah diakuisisi, selanjutnya difilter dengan menggunakan BPF *Butterworth 3 pole* dengan rentang frekuensi *cut-off* sebesar 0.5-30Hz. Penentuan frekuensi *cut-off* pada tahapan ini didasarkan pada rentang frekuensi sinyal EEG pada umumnya. Gambar 4.5 menunjukkan sinyal hasil BPF dari sinyal Raw EEG *channel C3*.

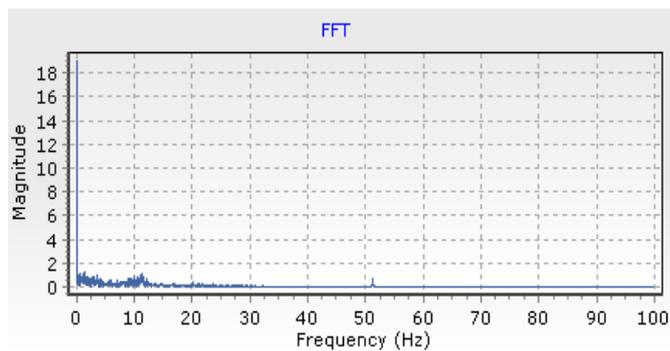


Gambar 4.4 Sinyal Raw *Channel C3* saat Subjek Membayangkan Gerakan Tangan Kanan

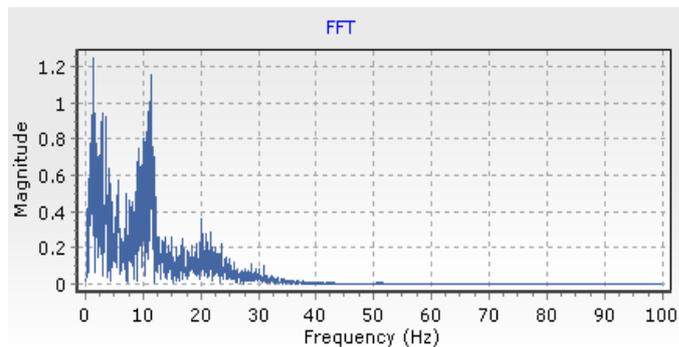


Gambar 4.5 Sinyal Hasil BPF *Channel C3*

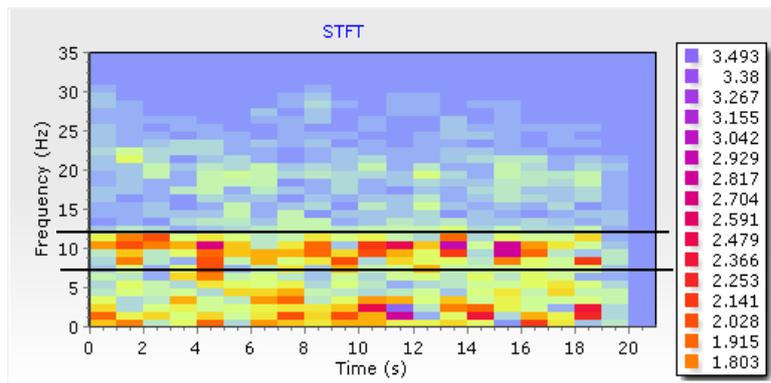
Sinyal yang telah difilter selanjutnya dilakukan proses FFT untuk menentukan frekuensi dominan saat subjek membayangkan gerakan tangan kanan. Gambar 4.6 menunjukkan sinyal hasil FFT dengan menggunakan sinyal raw sedangkan Gambar 4.7 menunjukkan sinyal hasil FFT dengan menggunakan sinyal hasil pemfilteran.



Gambar 4.6 Hasil FFT dari Sinyal Raw



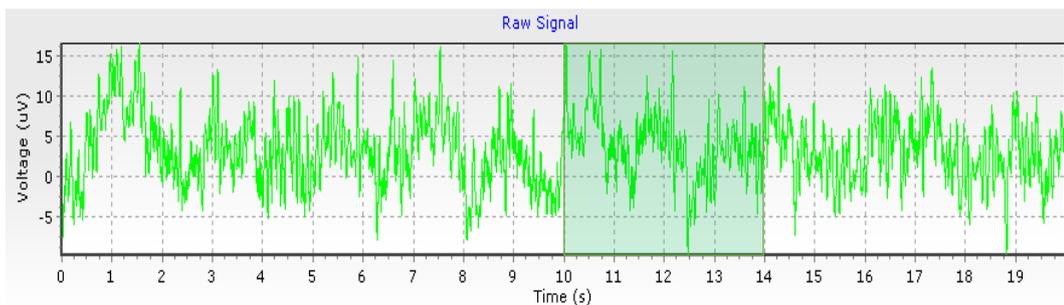
Gambar 4.7 Hasil FFT dari Sinyal Hasil Pemfilteran.



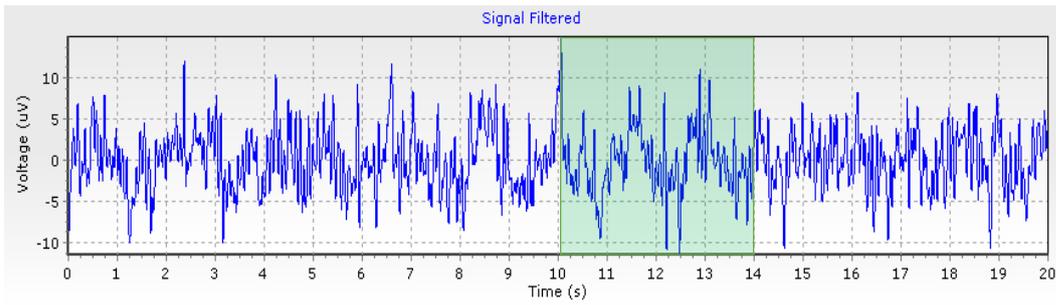
Gambar 4.8 Hasil STFT dari Sinyal Hasil Pemfilteran.

Dari Gambar 4.6 menunjukkan bahwa terjadi peningkatan magnitude sinyal pada rentang frekuensi 8 hingga 12 Hz. Sedangkan sinyal yang telah melalui proses pemfilteran juga mengalami peningkatan pada frekuensi yang sama tetapi memiliki tingkat magnitude yang lebih tinggi seperti ditunjukkan pada Gambar 4.7. Sedangkan dari hasil STFT yang ditunjukkan pada Gambar 4.8 juga menunjukkan warna dominan (ditandai dengan garis hitam) direntang frekuensi 8-12Hz saat subjek membayangkan gerakan tangan kanan.

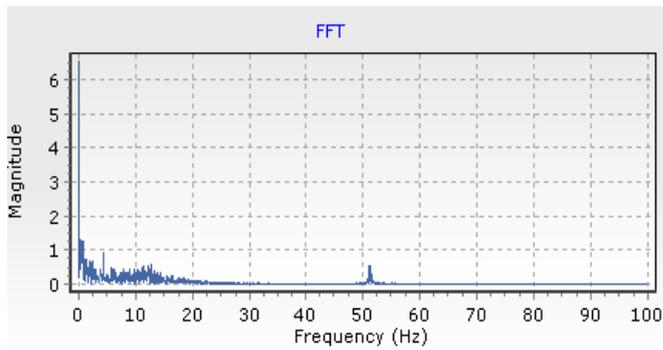
Untuk menentukan parameter frekuensi dominan saat subjek membayangkan gerakan tangan kiri memiliki tahapan yang sama tetapi difokuskan pada channel yang berbeda. Saat membayangkan gerakan tangan kiri, *channel* difokuskan pada titik C4. Gambar 4.9 merupakan sinyal raw dari *channel* C4. Sinyal hasil pemfilteran *band pass* dari *channel* C4 ditunjukkan pada Gambar 4.10. Untuk menentukan frekuensi dominan dari sinyal yang diperoleh maka dilakukan proses FFT. Gambar 4.11 menunjukkan hasil FFT dari data raw *channel* C4 dan Gambar 4.12 menunjukkan hasil FFT dari sinyal hasil pemfilteran.



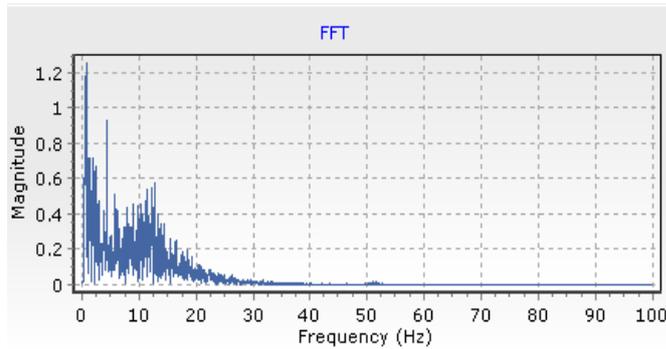
Gambar 4.9 Sinyal Raw dari *Channel* C4.



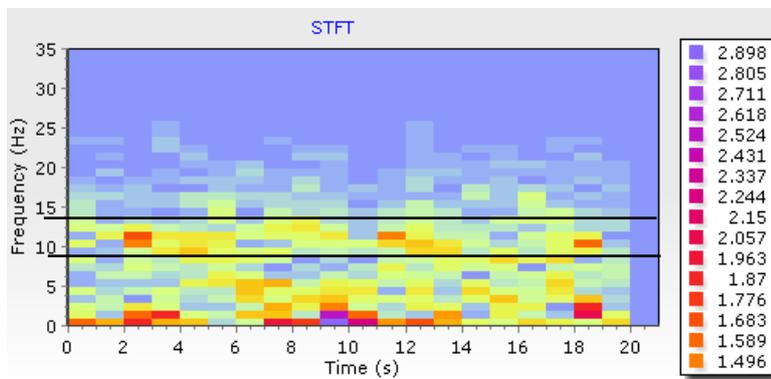
Gambar 4.10 Sinyal Hasil Pemfilteran *Channel C4*



Gambar 4.11 Hasil FFT dari Data Raw



Gambar 4.12 Hasil FFT dari Hasil Pemfilteran.



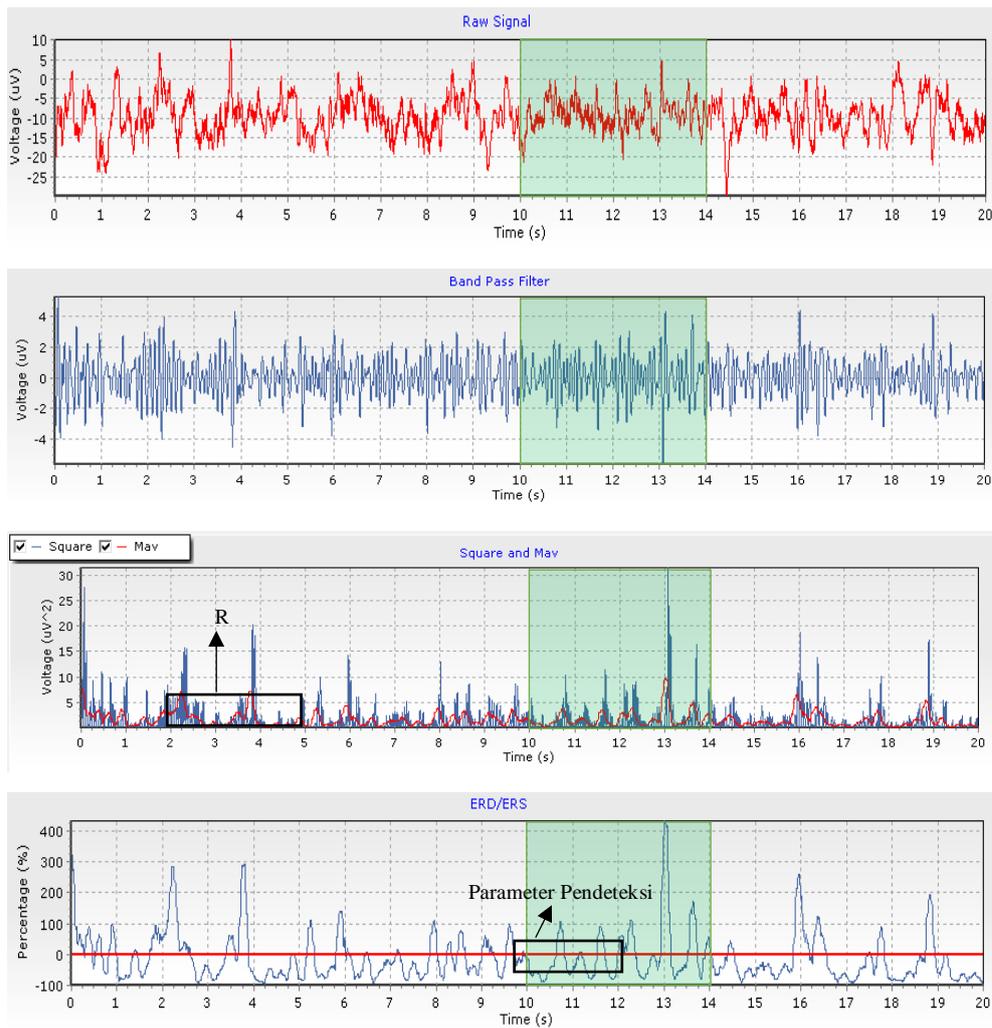
Gambar 4.13 Hasil STFT dari Sinyal Hasil Pemfilteran.

Proses penentuan frekuensi dominan pada *channel C4* menunjukkan hasil yang sama dengan *channel C3* yaitu berada pada frekuensi 8-12 Hz seperti yang ditunjukkan pada Gambar 4.12. Hasil dari proses STFT pada *channel C4* (Gambar 4.13) juga menunjukkan hasil yang sama dengan *channel C3*.

4.2.2 Proses Penentuan Persentase Nilai ERD/ERS

Frekuensi dominan yang diperoleh saat subjek membayangkan gerakan tangan kanan dan membayangkan gerakan tangan kiri (8-12Hz) dijadikan sebagai dasar untuk merancang *band pass filter* untuk menentukan persentase nilai ERD/ERS dari setiap gerakan yang dilakukan. Proses pendeteksian nilai persentase ERD/ERS ditunjukkan pada Gambar 4.14 untuk subjek 1 saat membayangkan gerakan tangan kanan.

Gambar 4.14 (a) menunjukkan plot sinyal asli hasil akuisisi dari *hardware* yang digunakan. Sinyal pada Gambar 4.14 (a) kemudian difilter dengan menggunakan *band pass filter* dengan frekuensi *cut-off* berdasarkan frekuensi dominan (8-12 Hz) saat subjek membayangkan gerakan. Sinyal hasil pemfilteran ditunjukkan pada Gambar 4.14 (b) dimana pada tahapan ini terjadi penurunan amplitude dari sinyal asli. Sinyal yang telah difilter selanjutnya dikuadratkan untuk meningkatkan power sample. Sinyal hasil *square* ditunjukkan pada Gambar 4.14(c) ditandai dengan berwarna biru. Sinyal hasil *square* selanjutnya dilakukan proses *moving average* sebanyak 31 poin. Sinyal hasil *moving average* ditunjukkan pada Gambar 4.14 (c) ditandai dengan warna kuning. Setelah melalui beberapa tahapan, selanjutnya dilakukan perhitungan ERD/ERS sesuai dengan persamaan 3.28. Gambar 4.14 (d) menunjukkan plot sinyal ERD sepanjang satu instruksi. Nilai referensi (R) pada persamaan 3.28 diambil dari detik ke-2 hingga detik ke-5 yang dirata-ratakan. Untuk mendeteksi nilai ERD/ERS dari sinyal maka dihitung rata-rata antara 0.25 detik sebelum event hingga detik ke 2 setelah event.



Gambar 4.14 Proses Penentuan Nilai ERD/ERS (a) Plot Sinyal Raw dari Hasil Akuisisi, (b) Plot Sinyal Hasil BPF, (c) Plot Sinyal *Square* (warna biru) dan *Moving Average* (warna merah), (d) Plot Sinyal ERD/ERS.

4.3 Pendeteksian Nilai ERD/ERS

Pendeteksian nilai ERD/ERS dilakukan melalui dua tahapan yaitu saat subjek melakukan gerakan tangan dan saat subjek membayangkan gerakan tangan. Pendeteksian nilai ERD/ERS dilakukan dengan membandingkan nilai ERD/ERS antara *channel C3* dan *channel C4* saat subjek melakukan instruksi. Saat subjek membayangkan gerakan tangan kanan, pendeteksian difokuskan pada *channel C3*, sedangkan untuk mendeteksi gerakan tangan kiri difokuskan pada *channel C4*. Proses ini dilakukan untuk membandingkan jumlah ERD/ERS yang terdeteksi dari *channel* yang telah dipilih saat subjek melakukan gerakan dan membayangkan

gerakan. Tabel 4.6 merupakan tabel hasil pendeteksian nilai ERD/ERS dari gerakan tangan kanan, dimana setiap subjek melakukan gerakan tangan kanan (*right hand extension*) sebanyak 15 kali. Sedangkan hasil pendeteksian nilai ERD/ERS dari gerakan tangan kiri ditunjukkan pada tabel 4.7 dimana setiap subjek melakukan gerakan tangan kiri (*left hand extension*) sebanyak 15 kali. Untuk hasil pendeteksian nilai ERD/ERS saat subjek melakukan *motor imagery* dari gerakan *right hand extentsion* ditunjukkan pada tabel 4.8 dan saat subjek melakukan *motor imagery* dari *left hand extension* ditunjukkan pada tabel 4.9. Nilai ERD/ERS yang ditunjukkan pada tabel 4.6 hingga tabel 4.9 merupakan hasil pendeteksian yang dilakukan oleh subjek 2 dan subjek 5.

Tabel 4.6 Persentase Nilai ERD/ERS saat Melakukan Gerakan Tangan Kanan Dari Subjek 2 dan Subjek 5

Instruksi	Nilai ERD/ERS (%)			
	Subjek 2		Subjek 5	
	Channel			
	C3	C4	C3	C4
1	-1.034	6.202	-77.107	40.223
2	-6.360	57.897	-44.425	-23.543
3	-41.199	7.272	-65.622	54.537
4	-42.645	-30.429	1.981	-16.395
5	5.582	-17.957	-28.721	25.061
6	-46.421	2.244	-16.272	14.309
7	-28.448	66.178	-1.817	25.363
8	43.130	69.633	-7.649	6.596
9	-34.560	55.455	-4.971	51.098
10	44.652	-47.293	-28.539	44.939
11	37.760	-42.775	8.128	-18.502
12	-16.272	14.309	-22.954	26.042
13	-47.679	3.864	-46.524	25.768
14	-16.842	5.517	33.460	-40.221
15	-41.202	33.346	-18.025	45.498
Jumlah Deteksi	11		12	

Tabel 4.7 Persentase Nilai ERD/ERS saat Melakukan Gerakan Tangan Kiri Dari Subjek 2 dan Subjek 5

Instruksi	Nilai ERD/ERS (%)			
	Subjek 2		Subjek 5	
	Channel			
	C3	C4	C3	C4
1	-47.923	12.288	33.980	-55.648
2	-17.957	-52.198	-33.061	-56.956
3	28.518	-72.100	-19.825	-40.418
4	34.091	-31.614	18.137	-56.469
5	-72.787	51.318	23.860	-55.281
6	-59.631	-72.876	13.377	22.620
7	-1.612	-6.328	53.331	-24.930
8	-40.565	39.695	18.316	-28.062
9	-29.457	-66.051	-22.751	71.846
10	27.114	-59.595	38.128	-14.213
11	-0.583	-26.830	32.991	-14.449
12	42.529	-71.548	13.068	35.452
13	-39.718	7.326	55.412	84.140
14	25.417	-17.236	40.239	-78.646
15	30.949	-11.692	12.061	-38.153
Jumlah Deteksi		11		11

Hasil pendeteksian nilai ERD/ERS saat subjek melakukan gerakan tangan kanan dan tangan kiri yang ditunjukkan pada tabel 4.6 dan tabel 4.7 dimana warna kuning menunjukkan nilai ERD yang dominan. Dari 15 kali percobaan untuk setiap gerakan subjek 2 memiliki tingkat keberhasilan 73.33% (11 dari 15 kali) saat melakukan gerakan tangan kanan dan 73.33% (11 dari 15 kali) saat melakukan gerakan tangan kiri. Sedangkan pada subjek 5 memiliki tingkat keberhasilan 80% (12 dari 15 kali) untuk tangan kanan dan 73.33% (11 dari 15 kali) untuk tangan kiri.

Tabel 4.8 Persentase Nilai ERD/ERS Saat Membayangkan Gerakan Tangan Kanan dari Subjek 2 dan Subjek 5

Instruksi	Persentase Nilai ERD/ERS (%)			
	Subjek 2		Subjek 5	
	Channel			
	C3	C4	C3	C4
1	30.627	51.316	-25.363	10.734
2	-64.927	-68.078	-29.250	-39.135
3	-46.202	10.950	-32.936	-23.726
4	14.540	-23.093	-46.764	-24.852
5	25.253	-26.534	13.981	-13.995
6	-37.670	127.661	13.212	111.625
7	-33.063	64.507	75.948	52.149
8	-14.727	41.076	78.902	116.449
9	-11.729	9.087	7.680	-6.030
10	45.581	-63.084	-17.577	24.652
11	-1.781	21.377	32.482	5.340
12	-19.755	39.768	-30.965	-11.880
13	14.418	28.913	-2.216	12.125
14	77.489	5.340	-7.704	48.687
15	-19.137	24.537	-38.076	77.489
Jumlah Deteksi	8		9	

Tabel 4.9 Persentase Nilai ERD/ERS Saat Membayangkan Gerakan Tangan Kiri Dari Subjek 2 dan Subjek 5

Instruksi	Persentase Nilai ERD/ERS (%)			
	Subjek 2		Subjek 5	
	Channel			
	C3	C4	C3	C4
1	-36.424	-40.197	-32.202	-56.141
2	11.551	-50.995	-39.417	-17.611
3	-5.757	-23.169	17.342	-9.361
4	46.602	30.197	7.363	-24.434
5	-75.037	59.045	-35.465	13.078
6	-33.342	-79.069	-13.165	-56.280
7	-28.918	20.278	30.439	-14.351
8	-26.991	15.155	15.785	24.506
9	-40.632	19.092	29.641	27.865

10	22.786	-70.095	90.854	-32.888
11	-17.236	-43.479	68.278	28.431
12	21.754	24.601	59.581	61.711
13	52.219	-38.677	-23.173	-57.531
14	-7.361	-33.852	9.645	-21.475
15	23.398	13.528	26.513	10.081
Jumlah Deteksi		8		8

Hasil pendeteksian nilai ERD/ERS saat subjek membayangkan gerakan tangan kanan dan tangan kiri yang ditunjukkan pada tabel 4.8 dan tabel 4.9 menunjukkan hasil yang lebih rendah jika dibandingkan saat subjek melakukan gerakan. Dari 15 kali percobaan untuk setiap gerakan subjek 2 memiliki tingkat keberhasilan 53.33% (8 dari 15 kali) saat melakukan gerakan tangan kanan dan 53.33% (8 dari 15 kali) saat melakukan gerakan tangan kiri. Sedangkan pada subjek 5 memiliki tingkat keberhasilan 60% (9 dari 15 kali) untuk tangan kanan dan 53.33% (8 dari 15 kali) untuk tangan kiri.

Persentase keberhasilan dalam mendeteksi nilai ERD/ERS dari keseluruhan subjek uji saat membayangkan gerakan tangan kanan ditunjukkan pada tabel 4.10. Sedangkan saat subjek membayangkan gerakan tangan kiri ditunjukkan pada tabel 4.11.

Tabel 4.10 Persentase Keberhasilan ERD/ERS dari Keseluruhan Subjek Uji Saat Membayangkan Gerakan Tangan Kanan

Subjek	Jumlah deteksi	Persentase Keberhasilan (%)
1	8 dari 15	53.33
2	8 dari 15	53.33
3	7 dari 15	46.67
4	8 dari 15	53.33
5	9 dari 15	60

Tabel 4.11 Persentase Keberhasilan ERD/ERS dari Keseluruhan Subjek Uji Saat Membayangkan Gerakan Tangan Kiri

Subjek	Jumlah deteksi	Persentase Keberhasilan (%)
1	9 dari 15	60
2	8 dari 15	53.33
3	9 dari 15	60
4	8 dari 15	53.33
5	8 dari 15	53.33

4.4 Uji Selektivitas

Uji selektivitas dilakukan untuk mengetahui tingkat *sensitivity* dan *specificity* dari system yang telah dibuat. Pengujian system dilakukan secara langsung (*real-time*) sebanyak 2 sesi dimana setiap sesinya terdiri dari 30 kali instruksi. Sesi pertama, subjek membayangkan gerakan tangan kanan sebanyak 2 kali lalu membayangkan gerakan tangan kiri sebanyak 2 kali. Sedangkan pada sesi ke-dua, subjek membayangkan gerakan tangan kanan dan tangan kiri secara bergantian.

Dalam pengujian selektivitas, terdapat 4 pengkondisian yaitu *True Positive* (TP), *True Negative* (TN), *False Positive* (FP), dan *False Negative* (FN). *True Positive* (TP) merupakan kondisi dimana subjek membayangkan gerakan tangan kanan dan pada monitor menunjukkan gambar kotak berwarna biru (kanan) yang menunjukkan *channel* C3 bernilai ERD. *True Negative* (TN) merupakan kondisi dimana subjek membayangkan gerakan tangan kiri dan pada monitor menunjukkan gambar kotak berwarna merah (kiri) yang menunjukkan *channel* C4 bernilai ERD. Kondisi *False Positive* (FP) dan *False Negative* (FN) menunjukkan *error* dari system yang dirancang. *False Positive* (FP) merupakan keadaan dimana subjek membayangkan gerakan tangan kiri tetapi display monitor menunjukkan keadaan biru (kanan) sedangkan *False Negative* (FN) merupakan keadaan dimana subjek membayangkan gerakan tangan kanan tetapi pada layar monitor menunjukkan

keadaan merah (kiri). Tabel pengkodisian uji sensitivitas ditunjukkan pada tabel 4.12.

Tabel 4.12 Pengkondisian uji selektifitas.

		Membayangkan Gerakan	
		Kanan	Kiri
Display pada komputer	Biru (kanan)	True Positive (TP)	False Positive (FP)
	Merah (kiri)	False Negative (FN)	True Negative (TN)

Tingkat *sensitivity* dan *specificity* dari pengujian dapat dihitung setelah mendapatkan hasil dari kondisi pendeteksian. Tingkat *sensitivity* merupakan kemampuan sistem dalam mendeteksi banyaknya subjek membayangkan gerakan tangan kanan, sedangkan tingkat *specificity* merupakan kemampuan sistem dalam mendeteksi banyaknya subjek membayangkan gerakan tangan kiri. Dengan mengetahui tingkat *sensitivity* dan *specificity* dari suatu sistem, maka dapat diketahui seberapa selektif system tersebut. Untuk mencari nilai *sensitivity* dan *specificity* digunakan persamaan 4.1 dan persamaan 4.2. Sedangkan untuk menentukan nilai akurasi dari sistem digunakan persamaan 4.3. Hasil uji selektifitas dilakukan oleh Subjek 5 sesi 1 ditunjukkan pada tabel 4.13.

$$Sensitivity = \frac{\sum TP}{\sum TP + \sum FN} \times 100\% \quad (4.1)$$

$$Spesificity = \frac{\sum TN}{\sum TN + \sum FP} \times 100\% \quad (4.2)$$

$$Accuracy = \frac{\sum TP + \sum TN}{\sum TP + \sum TN + \sum FN + \sum FP} \times 100\% \quad (4.3)$$

Tabel 4.13 Uji Selektifitas Subjek 5 Sesi 1

No.	Kondisi Subjek (Membayangkan gerakan)	Nilai ERD (%)	Hasil Pendeteksian	Kondisi Pendeteksian
1	Kanan	-4.073	Biru (kanan)	True Positive
2	Kanan	80.931	Merah (kiri)	False Negative
3	Kiri	21.014	Biru (kanan)	False Postitive
4	Kiri	-30.414	Merah (kiri)	True Negative
5	Kanan	-24.970	Biru (kanan)	True Positive
6	Kanan	-32.314	Biru (kanan)	True Positive
7	Kiri	38.911	Biru (kanan)	False Negative
8	Kiri	-38.296	Merah (kiri)	True Negative
9	Kanan	-42.681	Biru (kanan)	True Positive
10	Kanan	7.692	Merah (kiri)	False Negative
11	Kiri	-7.391	Merah (kiri)	True Negative
12	Kiri	-36.730	Merah (kiri)	True Negative
13	Kanan	-31.205	Biru (kanan)	True Positive
14	Kanan	-42.861	Biru (kanan)	True Positive
15	Kiri	17.676	Biru (kanan)	False Negative
16	Kiri	-15.882	Merah (kiri)	True Negative
17	Kanan	-34.368	Biru (kanan)	True Positive
18	Kanan	36.717	Merah (kiri)	False Negative
19	Kiri	-40.202	Merah (kiri)	True Negative
20	Kiri	8.323	Biru (kanan)	False Negative
21	Kanan	-31.029	Biru (kanan)	True Positive
22	Kanan	29.093	Merah (kiri)	False Negative
23	Kiri	13.029	Biru (kanan)	False Positive
24	Kiri	42.031	Biru (kanan)	False Positive
25	Kanan	10.932	Merah (kiri)	False Negative
26	Kanan	-45.302	Biru (kanan)	True Positive

27	Kiri	-32.039	Merah (kiri)	True Negative
28	Kiri	-59.482	Merah (kiri)	True Negative
29	Kanan	-54.965	Biru (kanan)	True Positive
30	Kiri	24.019	Biru (kanan)	False Positive
Tingkat <i>Sensitivity</i>				66.67%
Tingkat <i>Spesificity</i>				53.33%

Hasil uji selektivitas dari dua sampel uji (subjek 3 dan subjek 5) saat sesi 1 dan sesi 2 ditunjukkan pada Tabel 4.14. Hasil uji selektivitas dari subjek 5 saat sesi 1 diperoleh tingkat *sensitivity* sebesar 73.33% sedangkan tingkat *specificity* diperoleh sebesar 53.33%. Pada sesi 2 terjadi penurunan dalam pendeteksian saat membayangkan gerakan tangan kanan yang ditunjukkan dengan tingkat *sensitivity* sebesar 60% dan terjadi peningkatan pada tingkat *specificity* sebesar 60%. Hasil uji selektivitas dari subjek 3 saat sesi 1 diperoleh tingkat *sensitivity* sebesar 66.67% sedangkan tingkat *specificity* diperoleh sebesar 60%. Pada sesi 2 terjadi penurunan dalam pendeteksian saat membayangkan gerakan tangan kanan yang ditunjukkan dengan tingkat *sensitivity* sebesar 60% dan terjadi peningkatan pada tingkat *specificity* sebesar 66.67%.

Tabel 4.14 Hasil uji selektivitas dari dua subjek uji.

Subjek	Sesi	Sensitivity	Spesificity	Accuracy
3	1	66.67%	60%	63.33%
	2	60%	66.67%	63.33%
5	1	73.33%	53.33%	63.33%
	2	60%	60%	60%

BAB 5

PENUTUP

5.1 Kesimpulan

Dari penelitian yang telah dilakukan, diperoleh beberapa kesimpulan diantaranya:

1. Frekuensi dominan saat subjek melakukan gerakan tangan kanan dan tangan kiri mempunyai nilai yang sama ketika subjek membayangkan gerakan tangan kanan dan tangan kiri yaitu berada pada kisara 8-12Hz.
2. Persentase keberhasilan dari *channel* C3 dalam mendeteksi perubahan nilai ERD/ERS saat membayangkan gerakan tangan kanan sebesar 53.332% sedangkan persentasi keberhasilan dari *channel* C4 dalam mendeteksi perubahan nilai ERD/ERS saat membayangkan gerakan tangan kiri sebesar 55.998%.

5.2 Saran

Dari hasil penelitian yang dilakukan tentang pendeteksian nilai ERD/ERS saat melakukan *motor imagery* dari gerakan tangan kanan dan kiri masih perlu ditingkatkan baik itu dengan menggunakan beberapa *channel* untuk mendeteksi gerakan atau dengan menggabungkan metode yang baru untuk meningkatkan pedeteksian nilai ERD/ERS.

Dalam proses pengambilan sinyal, perlu dilakukan dalam kondisi lingkungan yang hening dengan cahaya lampu normal agar terhindar dari adanya interferensi yang tidak diinginkan. Selain itu perlu diperhatikan juga adanya artefak-artefak yang dihasilkan dari subjek itu sendiri yang dapat merusak sinyal. Penjelasan awal mengenai artefak dapat diredam dengan cara memberikan penjelasan awal terhadap subjek uji agar tetap fokus saat pengambilan data. Penggunaan *cap* EEG yang pas juga perlu diperhatikan, karena mempengaruhi titik penentuan dari sinyal yang akan diakuisisi.

Halaman ini sengaja dikosongkan

DAFTAR PUSTAKA

- Devi, M. Anousouya Sharmila, R. Sharmila., dan Saranya, V. (2014), “Hybrid Brain Computer Interface in Wheelchair Using Voice Recognition Sensor”, *International Conference on Computer Communication and Informatics (ICCCI)*.
- Dickstein, R. dan Deutsch, J. E. (2007), “Motor Imagery in Physical Therapist Practice”, *Phyther*, Vol. 87, Hal. 942-953.
- Ermado, Rico. “Aplikasi Bioelectrical Impedance Sebagai Perintah Kontrol Gerakan Pada Kursi Roda Elektrik”, Tugas Akhir., Institut Teknologi Sepuluh Nopember, Surabaya. 2012.
- Fatoni, Muhammad Hilman. “Studi Eksperimental Sistem Brain Computer Interface Menggunakan Informasi Motorik Bagian Lower Limb”, Tesis., Institut Teknologi Sepuluh Nopember, Surabaya. 2014.
- H bridge. <https://en.wikipedia.org>. diakses tanggal 2 juni 2015.
- Jayabhavani, G.N., Raajan, N.R., dan Rubini, R. (2013), “Brain Mobile Interfacing (BMI) System Embedded with Wheelchair”, *Proceeding of IEEE Conference on Information and Communication Technologies (ICT 2013)*, hal. 1129-1133.
- Jeannerod, M.(1994). “The representing brain: neural correlates of motor intention and imagery”. *Brain Behav.* Vol. 17, hal. 187–245.
- Lotze, Martin. Halsband, Ulrike. (2006). “Motor Imagery”. *Journal of Physiology*, vol. 99. hal. 386–395.
- MacDonald, D. B. (2015). “Electroencephalography: Basic Principles and Applications”. *International Encyclopedia of the Social & Behavioral Sciences*, 2nd edition, vol. 7, Hal. 353-363.
- Penyebab kelumpuhan. www.news-medical.net. diakses tanggal 20 mei 2015.
- Pfurtscheller, G. Silva, F.H. Lopes da. (1999), “Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles”. *Clinical Neurophysiology*, vol. 110. hal. 1842-1857.
- Pulse width modulation. www.ni.com. diakses tanggal 1 juni 2015.

- Putra, I Gede Eka Wiantara. “Analisis Pola Sinyal EEG saat Gerakan Tangan yang didasarkan pada Kemunculan Event Related Desynchronization (ERD) dan Event Related Synchronization (ERS)”, Tesis., Institut Teknologi Sepuluh Nopember, Surabaya. 2014.
- Rabhi, Yassine., Mrabet, Makrem., Fnaiech, Farhat., dan Gorce, Philippe. (2013), Intelligent Joystick for Controlling Power Wheelchair Navigation, “*International Conference on System and Control*”, vol.3.
- S, Naveen. R dan Julian, Anitha. (2013), “Brain Computer Interface for Wheel Chair Control”, *International Conference on Computer Communication and Informatics (ICCCNT)*, vol 4.
- Sardi, Juli. "Pengembangan Bioelectrical Impedance Sebagai Control Command Pengaturan Kecepatan Gerak Kursi Roda Dengan Metoda Kontrol Hirarki", Tesis., Institut Teknologi Sepuluh Nopember, Surabaya. 2013.
- Tsui, chun sing Louis., Q, John., dan Hu, Huosheng. (2011), “A Self-Paced Motor Imagery Based Brain-Computer Interface for Robotic Wheelchair Control”, *Clinical EEG and Neuroscience*, Vol. 42, hal. 236 – 240.
- Tyner, F.S., Knott, J.R., Mayer, W.B., (1983), Electrode placement. In: Tyner, F.S., Knott, J.R., Mayer, W.B. (Eds.), *Fundamentals of EEG Technology, Basic Concepts and Methods*, Vol. 1. hal. 136–145.
- Wiley. (2006). “*Encyclopedia of Biomedical Engineering*”. Vol 6.
- Wolpaw, et all. (2002). “Brain–computer interfaces for communication and control”. *Clinical Neurophysiology* 113. hal. 767–791.

LAMPIRAN

Dalam penelitian ini dilampirkan beberapa data yang tidak dicantumkan dalam penjelasan diantaranya:

- A. Hasil persentase nilai ERD/ERS saat subjek melakukan gerakan tangan kanan.
- B. Hasil persentase nilai ERD/ERS saat subjek melakukan gerakan tangan kiri.
- C. Hasil persentase nilai ERD/ERS saat subjek membayangkan gerakan tangan kanan.
- D. Hasil persentase nilai ERD/ERS saat subjek membayangkan gerakan tangan kiri
- E. Hasil uji selektivitas Subjek 3 sesi 1
- F. Hasil uji selektivitas Subjek 3 sesi 2
- G. Hasil uji selektivitas Subjek 5 sesi 2

Halaman ini sengaja dikosongkan

A. Hasil persentase nilai ERD/ERS saat subjek melakukan gerakan tangan kanan

Instruksi	Nilai ERD/ERS (%)					
	Subjek 1		Subjek 3		Subjek 4	
	Channel					
	C3	C4	C3	C4	C3	C4
1	-50.306	22.796	-36.621	0.841	47.327	-6.369
2	43.997	-52.890	-37.263	9.518	-29.459	-19.414
3	-61.612	-36.670	-67.916	-34.959	-56.791	-1.035
4	-21.415	27.506	36.581	-20.393	-50.999	26.787
5	55.407	-72.818	-45.045	-12.880	-42.100	62.626
6	-49.881	-22.804	-37.292	-10.576	-28.418	-51.492
7	-61.733	8.070	-76.568	4.214	-64.607	-35.039
8	-73.119	66.091	-49.181	-20.423	-25.043	38.791
9	-53.197	19.998	-37.403	58.790	-83.521	53.596
10	-52.932	-15.916	9.162	24.188	-63.301	-37.769
11	55.412	-43.061	-38.153	72.711	16.903	3.602
12	-28.721	13.068	-78.646	55.335	-1.373	12.497
13	84.140	-3.126	-32.991	16.485	-0.172	1.237
14	-34.382	35.452	-14.449	13.452	-6.664	19.492
15	-25.061	13.068	6.186	70.108	-23.338	44.156
Jumlah Deteksi	11		12		12	

B. Hasil persentase nilai ERD/ERS saat subjek melakukan gerakan tangan kiri

Instruksi	Nilai ERD/ERS (%)					
	Subjek 1		Subjek 3		Subjek 4	
	Channel					
	C3	C4	C3	C4	C3	C4
1	-30.752	-51.724	17.991	-29.310	46.566	48.025
2	33.323	-66.688	69.622	-57.892	-14.276	-55.657
3	-24.319	-42.420	480.994	601.566	20.874	-66.342
4	-28.662	28.483	-29.217	-49.915	-48.145	-66.460
5	-19.182	-32.708	57.281	-53.011	9.384	6.525
6	39.957	-52.871	61.979	-46.178	38.385	-52.325
7	14.718	-32.714	72.439	-48.613	2.671	-76.537
8	-13.520	-67.279	44.421	-48.059	-0.504	-17.630
9	57.722	-71.816	32.181	-26.984	-58.919	44.085
10	-18.054	-62.364	-8.828	-34.190	-20.832	-66.322
11	3.602	42.103	51.309	-30.625	16.903	3.602
12	16.903	31.204	28.320	4.201	32.814	-72.312
13	26.069	-24.977	13.090	-7.344	6.542	-28.035
14	125.675	-25.633	31.298	9.819	-2.306	-34.218
15	89.496	21.495	82.301	-12.770	31.098	-2.187
Jumlah Deteksi		11		12		11

C. Hasil persentase nilai ERD/ERS saat subjek membayangkan gerakan tangan kanan

Instruksi	Nilai ERD/ERS (%)					
	Subjek 1		Subjek 3		Subjek 4	
	Channel					
	C3	C4	C3	C4	C3	C4
1	-2.344	111.299	-23.776	24.422	43.745	-70.328
2	-45.979	27.826	-24.137	-45.331	-57.695	52.551
3	-49.973	8.032	-69.331	-25.251	81.665	-24.189
4	-26.969	60.107	15.303	-16.859	0.743	-4.579
5	0.978	-17.966	32.737	-44.299	6.361	12.097
6	-25.227	50.477	-57.726	-26.661	50.567	88.320
7	124.896	119.985	63.335	-19.832	-68.709	42.943
8	-55.132	-30.091	29.629	-27.754	-55.629	15.062
9	-44.098	4.616	-9.323	-35.224	26.478	20.382
10	113.834	-29.060	-53.520	-6.493	-38.041	21.092
11	60.819	59.988	-41.358	-4.488	-35.471	31.293
12	45.253	91.108	0.718	7.860	-44.824	32.827
13	-27.683	-5.819	32.260	-22.559	12.647	43.948
14	-4.866	42.966	-69.590	90.433	-48.314	21.736
15	17.173	35.705	-57.470	25.400	-56.234	89.439
Jumlah Deteksi	8		7		8	

D. Hasil persentase nilai ERD/ERS saat subjek membayangkan gerakan tangan kiri

Instruksi	Nilai ERD/ERS (%)					
	Subjek 1		Subjek 3		Subjek 4	
	Channel					
	C3	C4	C3	C4	C3	C4
1	-0.089	27.712	-61.274	62.892	40.182	-28.213
2	-22.512	43.460	-2.474	-20.174	2.309	-10.270
3	30.563	27.611	-51.591	56.627	36.717	28.996
4	76.160	22.049	15.303	-16.859	-34.369	10.633
5	24.332	-53.262	85.374	-84.554	31.106	-38.630
6	3.318	14.037	64.783	140.123	10.407	129.806
7	42.983	-46.803	47.546	-26.262	3.929	-15.288
8	106.240	61.641	131.280	143.972	-20.531	-30.438
9	34.385	24.779	62.369	-30.502	2.027	7.283
10	14.609	-74.720	46.222	-45.538	-1.705	-38.843
11	-17.450	29.430	-2.559	10.718	-31.205	-14.579
12	85.012	-20.765	28.270	-27.781	12.729	-32.289
13	18.929	-10.434	33.701	-42.497	-42.681	36.934
14	-20.574	21.716	64.912	-41.775	-9.917	-20.471
15	15.391	-4.044	157.781	249.647	19.251	-22.763
Jumlah Deteksi		9		9		8

E. Hasil uji selektivitas Subjek 3 sesi 1

No.	Kondisi Subjek (Membayangkan gerakan)	Nilai ERD (%)	Hasil Pendeteksian	Kondisi Pendeteksian
1	Kanan	29.613	Merah (kiri)	False Negative
2	Kanan	-30.203	Biru (kanan)	True Positive
3	Kiri	-50.459	Merah (kiri)	True Negative
4	Kiri	39.089	Biru (kanan)	False Positive
5	Kanan	-69.302	Biru (kanan)	True Positive
6	Kanan	-51.093	Biru (kanan)	True Positive
7	Kiri	-31.296	Merah (kiri)	True Negative
8	Kiri	-19.321	Merah (kiri)	True Negative
9	Kanan	-28.461	Biru (kanan)	True Positive
10	Kanan	43.207	Merah (kiri)	False Negative
11	Kiri	32.043	Biru (kanan)	False Positive
12	Kiri	-62.195	Merah (kiri)	True Negative
13	Kanan	21.424	Merah (kiri)	False Negative
14	Kanan	53.541	Merah (kiri)	False Negative
15	Kiri	-12.295	Merah (kiri)	True Negative
16	Kiri	45.205	Biru (kanan)	False Positive
17	Kanan	-19.254	Biru (kanan)	True Positive
18	Kanan	-64.324	Biru (kanan)	True Positive
19	Kiri	-15.403	Merah (kiri)	True Negative
20	Kiri	17.294	Biru (kanan)	False Positive
21	Kanan	-16.531	Biru (kanan)	True Positive
22	Kanan	-42.302	Biru (kanan)	True Positive
23	Kiri	23.421	Biru (kanan)	False Positive
24	Kiri	-52.194	Merah (kiri)	True Negative
25	Kanan	21.253	Merah (kiri)	False Negative
26	Kanan	-16.973	Biru (kanan)	True Positive
27	Kiri	-37.439	Merah (kiri)	True Negative
28	Kiri	-22.088	Merah (kiri)	True Negative
29	Kanan	-43.203	Biru (kanan)	True Positive
30	Kiri	45.559	Biru (kanan)	False Negative
Tingkat <i>Sensitivity</i>				66.67%
Tingkat <i>Spesificity</i>				60.00%

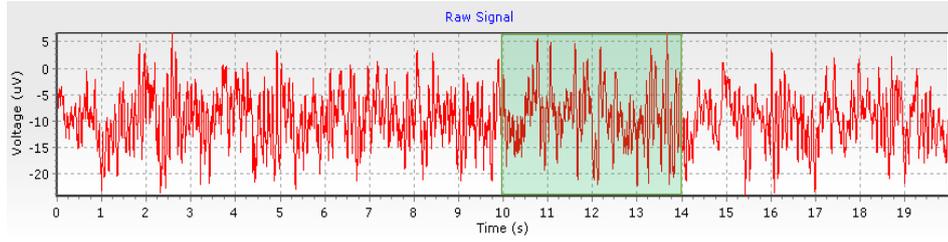
F. Hasil uji selektivitas Subjek 3 sesi 2

No.	Kondisi Subjek (Membayangkan gerakan)	Nilai ERD (%)	Hasil Pendeteksian	Kondisi Pendeteksian
1	Kanan	-31.304	Biru (kanan)	True Positive
2	Kiri	78.412	Biru (kanan)	False Positive
3	Kanan	-27.537	Biru (kanan)	True Positive
4	Kiri	-34.201	Merah (kiri)	True Negative
5	Kanan	78.817	Merah (kiri)	False Negative
6	Kiri	-50.426	Merah (kiri)	True Negative
7	Kanan	-9.725	Biru (kanan)	True Positive
8	Kiri	-31.562	Merah (kiri)	True Negative
9	Kanan	50.434	Merah (kiri)	False Negative
10	Kiri	-45.685	Merah (kiri)	True Negative
11	Kanan	-30.561	Biru (kanan)	True Positive
12	Kiri	-5.885	Merah (kiri)	True Negative
13	Kanan	44.217	Merah (kiri)	False Negative
14	Kiri	-62.301	Merah (kiri)	True Negative
15	Kanan	33.944	Merah (kiri)	False Negative
16	Kiri	37.445	Biru (kanan)	False Positive
17	Kanan	-57.086	Biru (kanan)	True Positive
18	Kiri	-12.956	Merah (kiri)	True Negative
19	Kanan	-15.204	Biru (kanan)	True Positive
20	Kiri	-7.615	Merah (kiri)	True Negative
21	Kanan	12.679	Merah (kiri)	False Negative
22	Kiri	4.972	Biru (kanan)	False Positive
23	Kanan	-52.884	Biru (kanan)	True Positive
24	Kiri	-12.655	Merah (kiri)	True Negative
25	Kanan	-47.578	Biru (kanan)	True Positive
26	Kiri	54.392	Biru (kanan)	False Positive
27	Kanan	25.182	Merah (kiri)	False Negative
28	Kiri	-34.921	Merah (kiri)	True Negative
29	Kanan	-31.275	Biru (kanan)	True Positive
30	Kiri	23.928	Biru (kanan)	False Positive
Tingkat <i>Sensitivity</i>				60.00%
Tingkat <i>Spesificity</i>				66.67%

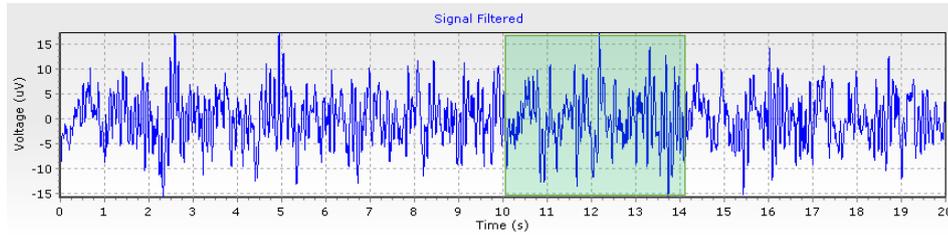
G. Hasil uji selektivitas Subjek 5 sesi 2

No.	Kondisi Subjek (Membayangkan gerakan)	Nilai ERD (%)	Hasil Pendeteksian	Kondisi Pendeteksian
1	Kanan	-24.912	Biru (kanan)	True Positive
2	Kiri	-42.317	Merah (kiri)	True Negative
3	Kanan	-39.483	Biru (kanan)	True Positive
4	Kiri	-54.932	Merah (kiri)	True Negative
5	Kanan	19.382	Merah (kiri)	False Negative
6	Kiri	-8.293	Merah (kiri)	True Negative
7	Kanan	-54.392	Biru (kanan)	True Positive
8	Kiri	-87.439	Merah (kiri)	True Negative
9	Kanan	54.483	Merah (kiri)	False Negative
10	Kiri	23.094	Biru (kanan)	False Positive
11	Kanan	98.561	Merah (kiri)	False Negative
12	Kiri	65.724	Biru (kanan)	False Positive
13	Kanan	-6.398	Biru (kanan)	True Positive
14	Kiri	-64.512	Merah (kiri)	True Negative
15	Kanan	-67.548	Biru (kanan)	True Positive
16	Kiri	32.928	Biru (kanan)	False Positive
17	Kanan	-21.312	Biru (kanan)	True Positive
18	Kiri	-87.263	Merah (kiri)	True Negative
19	Kanan	75.342	Merah (kiri)	False Negative
20	Kiri	-12.958	Merah (kiri)	True Negative
21	Kanan	43.286	Merah (kiri)	False Negative
22	Kiri	29.038	Biru (kanan)	False Positive
23	Kanan	-46.321	Biru (kanan)	True Positive
24	Kiri	34.203	Biru (kanan)	False Positive
25	Kanan	-53.241	Biru (kanan)	True Positive
26	Kiri	-54.382	Merah (kiri)	True Negative
27	Kanan	-31.285	Biru (kanan)	True Positive
28	Kiri	43.296	Biru (kanan)	False Positive
29	Kanan	39.285	Merah (kiri)	False Negative
30	Kiri	-54.342	Biru (kanan)	True Positive
Tingkat <i>Sensitivity</i>				60.00%
Tingkat <i>Spesificity</i>				60.00%

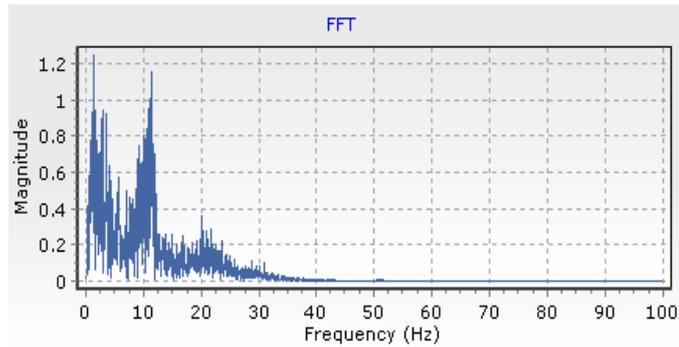
Bentuk sinyal RAW saat subjek membayangkan gerakan tangan kanan



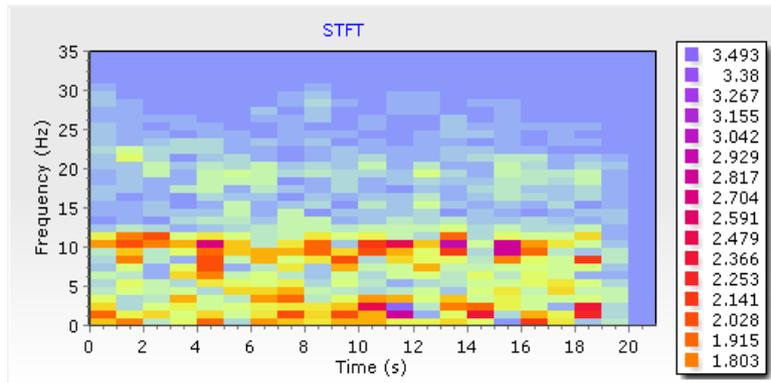
Bentuk sinyal hasil pemfilteran dari sinyal raw saat membayangkan gerakan tangan kanan.



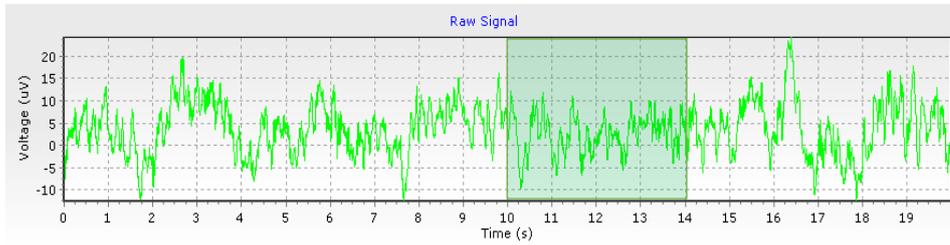
Hasil FFT dari sinyal hasil pemfilteran.



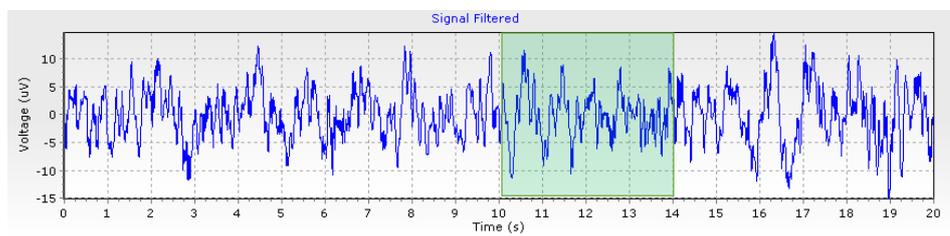
Hasil STFT saat membayangkan gerakan tangan kanan.



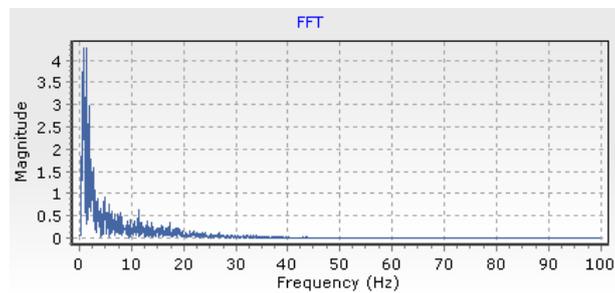
Bentuk sinyal RAW saat subjek membayangkan gerakan kaki kanan



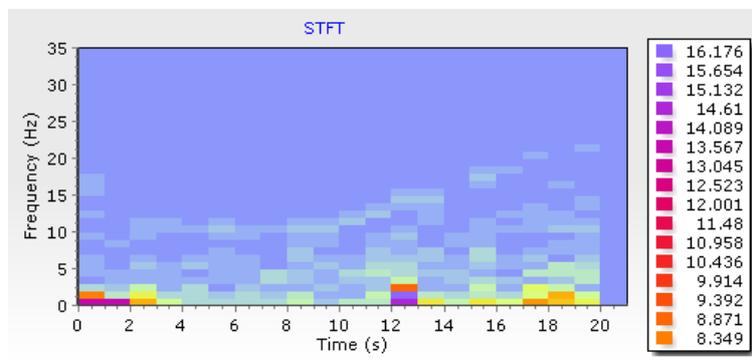
Bentuk sinyal hasil pemfilteran dari sinyal raw saat membayangkan gerakan kaki kanan.



Hasil FFT dari sinyal hasil pemfilteran.



Bentuk STFT saat membayangkan gerakan kaki kanan.



Hasil persentase nilai ERD/ERS saat Subjek membayangkan gerakan tangan kanan

Instruksi	Nilai ERD/ERS (%)					
	Subjek 1		Subjek 2		Subjek 3	
	Channel					
	C3	C4	C3	C4	C3	C4
1	-32.938	12.319	38.291	12.034	-43.554	22.183
2	29.012	9.302	-33.234	9.103	-31.230	11.032
3	39.038	12.301	12.034	35.498	-39.299	19.933
4	53.219	39.201	-21.246	4.023	-11.218	3.291
5	-18.291	11.586	43.231	-12.314	35.443	-21.233
6	-30.294	-2.193	-19.549	11.144	59.554	31.229
7	43.294	-32.389	-37.633	9.823	79.659	-10.392
8	9.203	45.342	-60.233	32.454	-22.089	6.511
9	-20.394	9.232	24.499	-2.313	-19.293	54.443
10	-59.471	34.923	-15.494	39.911	-9.102	43.195
11	82.391	11.203	-30.293	49.594	35.493	11.243
12	14.931	-23.393	-65.553	33.203	65.552	33.296
13	-54.395	43.231	3.245	76.233	-49.302	21.331
14	-11.291	33.204	9.934	31.293	-55.543	8.029
15	-35.291	43.449	-44.541	34.338	98.995	39.922
Jumlah Deteksi	8		9		9	

Hasil persentase nilai ERD/ERS saat Subjek membayangkan gerakan kaki kanan

Instruksi	Nilai ERD/ERS (%)					
	Subjek 1		Subjek 2		Subjek 3	
	Channel					
	C3	C4	C3	C4	C3	C4
1	20.031	45.405	9.331	29.038	80.932	5.078
2	33.299	11.204	77.466	18.764	7.693	32.298
3	11.213	55.411	68.969	31.289	17.880	15.382
4	40.320	19.442	19.903	93.293	27.818	21.293
5	37.609	23.294	52.639	83.283	39.458	48.198
6	9.934	54.543	62.294	15.772	-59.324	39.994
7	-24.304	29.403	-54.107	43.812	26.978	45.433
8	76.596	-29.005	-16.413	65.302	26.290	54.561
9	84.305	49.229	5.882	32.281	54.954	41.248
10	10.594	39.294	-34.876	12.322	20.394	51.285
11	-39.950	11.344	34.204	35.483	41.203	37.533
12	55.322	9.033	11.299	9.203	39.455	49.382
13	25.493	15.495	43.219	17.881	67.508	19.483
14	28.220	51.294	54.331	59.291	19.293	35.943
15	15.485	87.483	19.209	37.749	8.332	95.375
Jumlah Deteksi	2	1	3	0	1	0

Dari hasil pengujian dalam menentukan frekuensi dominan saat subjek membayangkan gerakan kaki kanan dan membayangkan gerakan tangan kanan pada *channel* C3 terjadi perbedaan yang dominan. Pada saat membayangkan gerakan tangan kanan, frekuensi dominan yang ditunjukkan pada *channel* C3 berada pada rentang 8-12Hz sedangkan pada saat membayangkan gerakan kaki kanan pada *channel* C3 frekuensi dominan tidak terlihat.

Dari percobaan mendeteksi perubahan nilai ERD/ERS saat subjek membayangkan gerakan tangan kanan menunjukkan hasil yang baik. Dari 15 kali percobaan untuk subjek 1 nilai ERD pada *channel* C3 terdeteksi sebanyak 8. Pada subjek 2 nilai ERD yang terdeteksi pada *channel* C3 terdeteksi sebanyak 9. Pada subjek 3, nilai ERD yang terdeteksi pada *channel* C3 terdeteksi sebanyak 9.

Dari percobaan mendeteksi perubahan nilai ERD/ERS saat subjek membayangkan gerakan kaki kanan menunjukkan bahwa, hasil pendeteksian yang sangat sedikit. Dari 15 kali percobaan untuk subjek 1 nilai ERD pada *channel* C3 terdeteksi sebanyak 2 sedangkan pada *channel* C4 terdeteksi sebanyak 1. Pada subjek 2 nilai ERD yang terdeteksi pada *channel* C3 terdeteksi sebanyak 3 sedangkan pada *channel* C4 tidak terdeteksi. Pada subjek 3, nilai ERD yang terdeteksi pada *channel* C3 terdeteksi sebanyak 1 sedangkan pada *channel* C4 tidak terdeteksi. Rendahnya tingkat pendeteksian persentase nilai ERD saat membayangkan gerakan kaki kanan diakibatkan oleh peletakan elektroda yang tidak tepat. Untuk gerakan kaki kanan atau kaki kiri, *channel* yang digunakan untuk akuisisi berada pada titik Cz.

RIWAYAT HIDUP PENULIS



Nama : Achmad Nur Aliansyah
Alamat : Jl. Kelapa Lr. Nangka No. 19A Anduonohu,
Poasia, Kota Kendari, Sulawesi Tenggara 93232
Tempat, Tanggal Lahir : Kendari, 18 Juli 1994
Jenis Kelamin : Laki-laki.
Status : Belum Menikah.
No Telpon : +6285299499045
e-mail : alinuraliansyah@gmail.com
Pendidikan : 1. SDN 1 Poasia (1999-2005)
2. SMPN 5 Kendari (2005-2008)
3. SMAN 1 Kendari (2008-2010)
4. Strata-1, Program Studi Teknik Elektro,
Fakultas Teknik Universitas Halu Oleo (2010-2014)

