TESIS - EE185401

PERBANDINGAN POLA EEG ANTARA GERAKAN NYATA DENGAN GERAKAN IMAGERY MENGGUNAKAN ANALISA STATISTIK

HARYANI AMBARWATI
07111850067002

DOSEN PEMBIMBING
Dr. Adhi Dharma Wibawa, ST., MT.
Prof. Dr. Ir. Mauridhi Hery Purnomo, M.Eng.

PROGRAM MAGISTER
BIDANG KEAHLIAN TELEMATIKA - PETIK
DEPARTEMEN TEKNIK ELEKTRO
FAKULTAS TEKNOLOGI ELEKTRO DAN INFORMATIKA CERDAS
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
SURABAYA
2020

TESIS – EE185401

PERBANDINGAN POLA EEG ANTARA GERAKAN NYATA DENGAN GERAKAN IMAGERY MENGGUNAKAN METODE STATISTIK

HARYANI AMBARWATI
07111850067002

DOSEN PEMBIMBING
Dr. Adhi Dharma Wibawa, ST., MT.
Prof. Dr. Ir. Mauridhi Hery Purnomo, M.Eng.

PROGRAM MAGISTER
BIDANG KEAHLIAN TELEMATIKA - PETIK
DEPARTEMEN TEKNIK ELEKTRO
FAKULTAS TEKNOLOGI ELEKTRO DAN INFORMATIKA CERDAS
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
SURABAYA
2020

LEMBAR PENGESAHAN TESIS

Tesis disusun untuk memenuhi salah satu syarat memperoleh gelar
Magister Teknik (MT)
di
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Oleh:
HARYANI AMBARWATI
NRP: 07111850067002

Tanggal Ujian: 3 Juli 2020
Periode Wisuda: September 2020

Disetujui oleh:
Pembimbing:

1. Dr. Adhi Dharma Wibawa, ST., MT. .....
   NIP 19760505 200812 1 003

2. Prof. Dr. Ir. Mauridhi Hery Purnomo, M.Eng. .....
   NIP 19580916 198601 1 001

Penguji:

1. Dr. Ir. Wirawan, DEA .....
   NIP 19631109 198903 1 011

2. Eko Setijadi, S.T., M.T., Ph.D. .....
   NIP 19721001 200312 1 002

3. Dr. Diah Puspito Wulandari, S.T., M.Sc. .....
   NIP 19801219 200501 2 001

Kepala Departemen Teknik Elektro
Fakultas Teknologi Elektro dan Informatika Cerdas

Dedet Candra Riawan, ST., M.Eng., Ph.D.
NIP 19731119 200003 1 001

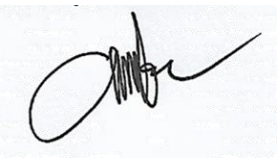
Halaman ini sengaja dikosongkan

PERNYATAAN KEASLIAN TESIS

Dengan ini saya menyatakan bahwa isi keseluruhan Tesis saya dengan judul "**PERBANDINGAN POLA EEG ANTARA GERAKAN NYATA DENGAN GERAKAN IMAGERY MENGGUNAKAN ANALISA STATISTIK**" 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 2020



Haryani Ambarwati

NRP 07111850067002

Halaman ini sengaja dikosongkan

PERBANDINGAN POLA EEG ANTARA GERAKAN NYATA DENGAN GERAKAN IMAGERY MENGGUNAKAN ANALISA STATISTIK

Nama mahasiswa : Haryani Ambarwati
NRP : 07111850067002
Pembimbing : 1. Dr. Adhi Dharma Wibawa, ST., MT.
2. Prof. Dr. Ir. Mauridhi Hery Purnomo, M.Eng.

ABSTRAK

Elektroencephalogram (EEG) merupakan sinyal otak yang banyak digunakan pada sistem Brain-Computer Interface (BCI), dimana pengambilan data sinyal EEG dilakukan dengan metode non-invasive. Fokus dalam penelitian ini adalah menemukan parameter terbaik yang digunakan sebagai dasar pengukuran pengembangan sistem BCI. Parameter terbaik didapatkan dengan membandingkan pola aktivasi sinyal EEG pergerakan motorik nyata dengan membayangkan gerakan (*motor imagery motion*). Tahap awal pengolahan data adalah melakukan preprocessing sinyal EEG untuk membatasi low pass dan high pass dengan menggunakan metode Finite Impulse Response (FIR). Selanjutnya, data raw dibersihkan dari artefak untuk mendapatkan sinyal bersih dengan menggunakan metode Automatic Subspace Reconstruction (ASR). Sinyal bersih diuraikan ke dalam sub-band alpha dan beta dengan menggunakan metode Butterworth. Proses ekstraksi fitur untuk mengeluarkan parameter terbaik menggunakan metode statistik pada domain waktu, yaitu Mean, Mean Absolute Value (MAV), Standar Deviasi (STD), dan Varian. Proses analisa dilakukan dengan cara membandingkan hasil ekstraksi parameter gerakan motorik nyata dengan membayangkan gerakan. Nilai ekstraksi parameter diharapkan menghasilkan nilai yang ‘sama’ atau mempunyai selisih nilai kecil (toleransi selisih nilai adalah ≤ 2). Hasil percobaan menunjukkan bahwa STD menghasilkan jumlah segmen dengan nilai ‘sama’ paling banyak dibandingkan dengan parameter lain. Nilai hasil ekstraksi STD pada band-frekuensi alpha di chanel C3 adalah 654 segmen (85.16%) dan chanel C4 adalah 672 segmen (87.45%), sedangkan pada band-frekuensi beta di chanel C3 adalah 528 segmen (68.75%) dan di chanel C4 adalah 536 segmen (69.82%).

Kata kunci: fitur domain waktu, gerakan imagery, gerakan nyata.

Halaman ini sengaja dikosongkan

COMPARISON OF EEG PATTERNS BETWEEN REAL MOTION AND IMAGERY MOTION USING STATISTICAL ANALYSIS

By	: Haryani Ambarwati
Student Identity Number	: 07111850067002
Supervisor(s)	: 1. Dr. Adhi Dharma Wibawa, ST., MT. 2. Prof. Dr. Ir. Mauridhi Hery P., M.Eng.

ABSTRACT

Electroencephalogram (EEG) is a brain signal which widely used in the Brain-Computer Interface (BCI) system, where the data collection of EEG signals is done by a non-invasive method. Motor imagery recently has been an interesting issue since the development of many cognitive studies including neuromuscular disorder rehabilitation. This research is focusing on comparing two motions, one with real motion, and the other is with no motion, but by using imagery motion. C3 and C4 channels are used to record the EEG data. The data processing is done by filtering the EEG band by using Finite Impulse Response (FIR) to limit the low pass and high pass frequency. The raw data is then cleared from the artifact by using the Automatic Subspace Reconstruction (ASR) method. The clean EEG is then decomposed into sub-band alpha and beta using the Butterworth filter. For comparing the two kinds of motions, time-domain feature extraction is used with parameters: Mean, Mean Absolute Value (MAV), Standard Deviation (STD), and Variants. The analysis is carried out by comparing the results of extraction parameters of real motor motion with imagery motion. The experimental results show that STD produces the highest number of data frames with a similar value between the real motion and imagery motion compared to other parameters. The value of the STD extraction on the alpha band (mu-rhythm) frequency in C3 channel is 654 segment (85.16%), and C4 channel is 672 segment (87.45%), while the beta band frequency in C3 channel is 528 segment (68.75%), and in C4 channel is 536 segment (69.82%). The conclusion is standard deviation shows the best parameter with a similar pattern between real motion and imagery motion.

Key words: motor imagery motion, real motor motion, statistical methods, time-domain feature

Halaman ini sengaja dikosongkan

KATA PENGANTAR

Alhamdulillah, segala puji dan syukur bagi Allah SWT atas segala karunia dan pertolongan-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan Tesis dengan judul "Perbandingan Pola EEG Antara Gerakan Nyata Dengan Gerakan Imagery Menggunakan Analisa Statistik". Shalawat dan salam semoga senatiasa tercurahkan ke hadirat Rasulullah SAW. Tesis ini disusun untuk memenuhi salah satu syarat kelulusan pada Program Magister Bidang Keahlian Telematika, Departemen Teknik Elektro, Fakultas Teknologi Elektro dan Sistem Cerdas, Institut Teknologi Sepuluh Nopember, Surabaya.

Penyusunan dan penyelesaian tesis ini tidak terlepas dari bantuan berbagai pihak. Pada kesempatan ini penulis mengucapkan terima kasih dan penghormatan kepada:

1. Bapak Dr. Adhi Dharma Wibawa, ST., MT. selaku koordinator Bidang Keahlian Telematika-PETIK sekaligus pembimbing pertama tesis, terima kasih atas waktu, bimbingan, arahan dan masukan yang telah diberikan dalam penyelesaian dan penyusunan tesis.
2. Bapak Prof. Dr. Ir. Mauridhi Hery Purnomo, M.Eng. selaku dosen pembimbing kedua yang selalu sabar dalam membimbing, memberikan semangat dan doa, serta saran dalam berbagai hal.
3. Para Dosen Program Magister, Bidang Keahlian Telematika, Departemen Teknik Elektro, atas ilmu, inspirasi, motivasi, dan pengalaman selama penulis menempuh studi.
4. Anakku Qaisar Razqa, suami Mas Ryu, kedua orang tua Ibu Bariyah dan Bapak Sunarno, kedua mertua Ibu Puniyati dan Bapak Sarno, kakak-kakak dan adik-adik, terima kasih atas cinta, doa, pengertian dan dukungan semangat yang selalu diberikan kepada penulis.
5. Sahabat Berbagi Kisah Hidup tetapi bukan Kisah Kasih, mbak Made Dwi Novitasari, yu Ma'lufatul Maisuroh, mas Muh. Anas Faishol dan mas Aries Findra Setiawan, terima kasih telah menjadi sahabat sekaligus keluarga baru, menjadi tempat bercerita dan berbagi, kalianlah pengisi cerita terbanyak perjalanan saya selama di Surabaya.

6. Adikku Ibrahim Aji, terima kasih atas persaudaraan, support dan bantuan yang telah diberikan kepada kakakmu ini, tetep semangat buatmu.
7. Teman-teman PETIK 2018, mas Danang, mas Narmo, mas Henry, mas Yasmad, mas Lucan, mas Jamal, mas Angga, mas Ferry, dek Firman, mbak Ika, mbak Rachma, terimakasih atas pengalaman dan kebersamaan yang luar biasa dua tahun ini, semoga silaturahmi tetap terjaga.
8. Kementerian Komunikasi dan Informatika yang telah memberikan beasiswa untuk mengikuti pendidikan Program Magister Bidang Keahlian Telematika Pengelola TIK di Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya.
9. Kementerian Lingkungan Hidup dan Kehutanan dan Badan Litbang Inovasi KLHK yang telah memberikan ijin tugas belajar kepada penulis.
10. Keluarga Besar Balai Penelitian dan Pengembangan Teknologi Pengelolaan DAS, khususnya kepada Bapak Henri Supriyanto, S.Hut.T selaku Kepala Sub Bagian Tata Usaha dan teman-teman Sub Bagian Tata Usaha terima kasih atas bantuan dan dukungan selama penyelesaian studi.
11. Mas Rahmat Dwi Mulyanto “Mbah Mul”, mas Hendra Setiawan, mbak Agnes Estuning Tyas, mas Khaitami dan tim EEG lainnya, terima kasih atas mentoring dan kesabarannya dalam membantu pembelajaran EEG.
12. Seluruh Dosen dan staf sekretariat Program Magister Departemen Teknik Elektro, Fakultas Teknologi Elektro dan Sistem Cerdas, atas dukungan dan kerjasamanya selama penyelesaian studi.
13. Semua pihak yang telah membantu dalam proses penyelesaian studi dan tesis yang tidak dapat penulis sebutkan satu per satu.

Penulis menyadari bahwa tesis ini masih jauh dari penyusunan dan penelitian yang sempurna karena keterbatasan waktu serta ilmu yang digunakan. Oleh karena itu, penulis sangat mengharapkan kritik dan saran yang bersifat membangun agar pada penelitian selanjutnya menjadi lebih baik. Akhir kata, penulis berharap tesis ini bisa memberikan manfaat bagi kita semua terutama untuk pengembangan ilmu pengetahuan.

Surabaya, Juli 2020

Penulis

DAFTAR ISI

LEMBAR PENGESAHAN TESIS iii
PERNYATAAN KEASLIAN TESIS v
ABSTRAK vii
ABSTRACT ix
KATA PENGANTAR xi
DAFTAR ISI xiii
DAFTAR GAMBAR xv
DAFTAR TABEL xvii
BAB 1 PENDAHULUAN 1
1.1 Latar Belakang 1
1.2 Rumusan Masalah 3
1.3 Tujuan 3
1.4 Batasan Masalah 4
1.5 Kontribusi 4
BAB 2 KAJIAN PUSTAKA 5
2.1 Penelitian Terkait 5
2.2 Teori Dasar 7
2.2.1 Otak 7
2.2.2 Electroencepalograph 10
2.2.3 Sinyal EEG *Motor Execution* dan *Motor Imagery* 12
2.2.4 Standar Peletakan Elektroda EEG 13
2.2.5 Perangkat OpenBCI (*Open Source Brain-Computer Interface*) 15
2.2.6 Bandpass Filter 17
2.2.7 Penghapusan Artefak 18
2.2.8 Dekomposisi Sinyal EEG 22
2.2.9 Ekstraksi Fitur 23
2.2.10 Sistem Brain-Computer Interface (BCI) 25
BAB 3 METODE PENELITIAN 33
3.1 Perekaman Data EEG 33

3.1.1 Partisipan 33
3.1.2 Alat dan Bahan Penelitian 34
3.1.3 Alur Perekaman Data 36
3.2 Preprocessing Data EEG 37
3.2.1 Data Raw EEG 38
3.2.2 Bandpass Filtering 38
3.2.3 Penghapusan Artefak 40
3.2.4 Pemotongan Data 42
3.2.5 Dekomposisi Band 43
3.3 Ekstraksi Fitur 44
3.4 Analisa Fitur 45
BAB 4 HASIL DAN PEMBAHASAN 47
4.1 Hasil Perekaman Data EEG 47
4.2 Hasil Preprocessing Data EEG 49
4.2.1 Hasil Bandpass Filter 49
4.2.2 Hasil Penghapusan Artefak 52
4.2.3 Hasil Pemotongan Data 53
4.2.4 Hasil Dekomposisi Band 54
4.3 Hasil Ekstraksi Fitur 56
4.4 Hasil Analisa Data 59
BAB 5 PENUTUP 73
5.1 Kesimpulan 73
5.2 Saran 73
DAFTAR PUSTAKA 75
LAMPIRAN 83

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Struktur Bagian Otak 8
Gambar 2.2 Contoh Gelombang Sinyal EEG 12
Gambar 2.3 Bagian Otak yang Aktif untuk Aktifitas Motor Imagery 13
Gambar 2.4 Penempatan Elektroda dengan Pengaturan Sistem Posisi 14
Gambar 2.5 Metode pengukuran lokasi electrode 15
Gambar 2.6 Ultracortex Mark IV Headset 16
Gambar 2.7 OpenBCI Cyton Board dan dongle USB 17
Gambar 2.8 Contoh sinyal gerakan mata (*Eye Movements*) 19
Gambar 2.9 Contoh sinyal kedipan mata (*Blinks*) 19
Gambar 2.10 Contoh sinyal aktivasi otot (*Electromyography/EMG*) 20
Gambar 2.11 Bagian-bagian sistem BCI 26
Gambar 3.1 Diagram Alur Penelitian 33
Gambar 3.2 Tampilan Awal OpenBCI GUI 35
Gambar 3.3 Tampilan Utama OpenBCI GUI 36
Gambar 3.4 Alur Perekaman Data EEG 36
Gambar 3.5 Skema Preprocessing Data 37
Gambar 3.6 Bandpass Filter dengan FIR 38
Gambar 3.7 Pengaturan Batas Bawah dan Atas Filter FIR 39
Gambar 3.8 Tampilan Plot Frekuensi Respons Filter FIR 39
Gambar 3.9 Penyimpanan Dataset Hasil Filter FIR 39
Gambar 3.10 Pembersihan Artefak dengan ASR 40
Gambar 3.11 Pengaturan Pembersihan Artefak dengan ASR 41
Gambar 3.12 Tampilan Proses Pembersihan Artefak dengan ASR 41
Gambar 3.13 Hasil Pembersihan Artefak dengan ASR 41
Gambar 3.14 Tampilan Pemotongan Data 42
Gambar 3.15 Pengaturan Pemotongan Data 43
Gambar 3.16 Script Dekomposisi Band 43
Gambar 3.17 Script Perhitungan Ekstraksi Fitur 45
Gambar 4.1 Perekaman Data Sinyal EEG 48

Gambar 4.2 Raw Data Perekaman EEG 49
Gambar 4.3 Plotting Data Gerakan Nyata filtering FIR 50
Gambar 4.4 Plotting Data Gerakan Imagery filtering FIR 51
Gambar 4.5 Ploting Data Penghapusan Artefak ASR Gerakan Nyata 52
Gambar 4.6 Plotting Data Penghapusan Artefak ASR Gerakan Imagery 52
Gambar 4.7 Plotting Hasil Pemotongan Data Gerakan Nyata..... 53
Gambar 4.8 Plotting Hasil Pemotongan Data Gerakan Imagery..... 54
Gambar 4.9 Gelombang Hasil Proses Dekomposisi..... 56
Gambar 4.10 Grafik Prosentase SNS antar Parameter 68
Gambar 4.11 Perbandingan SNS dan SNB Parameter STD Gelombang Alpha .. 70
Gambar 4.12 Perbandingan SNS dan SNB Parameter STD Gelombang Beta..... 71

DAFTAR TABEL

Tabel 3.1 Ilustrasi Perhitungan Selisih Parameter Mean Band Alpha 46
Tabel 3.2 Analisa Parameter Mean 46
Tabel 4.1 Detail Partisipan 47
Tabel 4.2 Ekstraksi Mean pada Band Alpha Partisipan 1 57
Tabel 4.3 Ekstraksi Mean pada Band Beta Partisipan 1 57
Tabel 4.4 Ekstraksi MAV pada Band Alpha Partisipan 1 57
Tabel 4.5 Ekstraksi MAV pada Band Beta Partisipan 1 58
Tabel 4.6 Ekstraksi STD pada Band Alpha Partisipan 1 58
Tabel 4.7 Ekstraksi STD pada Band Beta Partisipan 1 58
Tabel 4.8 Ekstraksi Varian pada Band Alpha Partisipan 1 59
Tabel 4.9 Ekstraksi Varian pada Band Beta Partisipan 1 59
Tabel 4.10 Nilai parameter Mean pada Band Alpha Partisipan 1 61
Tabel 4.11 Nilai parameter Mean pada Band Beta Partisipan 1 61
Tabel 4.12 Analisa Data Parameter Mean 62
Tabel 4.13 Nilai parameter MAV pada Band Alpha Partisipan 1 63
Tabel 4.14 Nilai parameter MAV pada Band Beta Partisipan 1 63
Tabel 4.15 Analisa Data Parameter MAV 63
Tabel 4.16 Nilai parameter STD pada Band Alpha Partisipan 1 64
Tabel 4.17 Nilai parameter STD pada Band Beta Partisipan 1 65
Tabel 4.18 Analisa Data Parameter STD 65
Tabel 4.19 Nilai parameter Varian pada Band Alpha Partisipan 1 66
Tabel 4.20 Nilai parameter Varian pada Band Beta Partisipan 1 66
Tabel 4.21 Analisa Data Parameter Varian 67
Tabel 4.22 Analisa Data Parameter Terpilih 68

Halaman ini sengaja dikosongkan

BAB 1
PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Otak merupakan organ rumit yang sangat berperan penting dalam kehidupan [1]. Manusia menggunakan otak untuk memproses setiap pemikiran, tindakan, perasaan, dan pengalaman dunia. Ratusan miliar neuron dalam otak menjadi dasar arus informasi aktivasi otak. Perubahan pola dan kekuatan koneksi membuat otak mampu menyimpan ingatan, kebiasaan dan membentuk kepribadian. Aktivasi otak mengeluarkan sinyal biolistrik yang sering disebut Elektroencephalogram (EEG) [2].

Pada bidang kedokteran, diagnosa kondisi seorang pasien dapat dikuatkan dengan sinyal EEG [3]. Seiring dengan perkembangan teknologi, pemanfaatan sinyal gelombang otak dapat digunakan sebagai kendali untuk melakukan komunikasi ataupun kontrol terhadap suatu perangkat luar. Teknologi ini dikenal dengan nama Brain-Computer Interface (BCI) [2]. Menurut penelitian [4] sistem BCI mampu menerjemahkan gelombang otak ke dalam perintah terhadap aplikasi interaktif. Gelombang otak tersebut diterjemahkan melalui sebuah perangkat keras dan perangkat lunak. Dengan demikian, perangkat sistem BCI diharapkan dapat membantu interaksi seseorang yang mempunyai keterbatasan fisik terhadap lingkungan lebih mudah.

Menurut penelitian [5] konsep BCI secara umum adalah menjadikan gelombang otak sebagai masukan sistem, komputer sebagai pengolah dan penerjemah pola, dan sinyal perintah sebagai keluaran sistem pada alat tertentu (aktuator). Gelombang otak yang dapat dijadikan sebagai masukan sistem adalah sinyal EEG gerakan imagery, yaitu keadaan seseorang yang sedang membayangkan menggerakkan organ motorik. Misalnya membayangkan menggerakkan tangan kiri, tangan kanan, kaki, atau lidah [6]. Dalam sistem BCI, sinyal EEG gerakan imagery diaplikasikan untuk mengendalikan peralatan luar, khususnya bagi penderita neuromuscular disorders [7].

Pada saat ini, pengembangan sistem BCI masih sangat parsial karena sulitnya melakukan penerjemahan gelombang EEG menjadi sinyal kendali. Namun seiring dengan kemajuan zaman, sistem BCI diharapkan mampu menerjemahkan setiap apa yang dibayangkan oleh manusia menjadi sinyal kendali. Sehingga seseorang yang mengalami kelumpuhan diharapkan dapat berinteraksi terhadap orang lain dan lingkungan dengan lebih mudah. Perkembangan sistem BCI di masa depan juga diharapkan dapat dimanfaatkan untuk mengendalikan peralatan pengganti organ tubuh yang dipasang pada manusia [8]. Organ pengganti tersebut dikendalikan melalui chip yang ditanamkan dalam otak manusia. Sinyal kendali yang dihasilkan dari otak akan langsung diumpankan ke organ pengganti tersebut. Perkembangan lebih lanjut lagi, sistem BCI diharapkan mampu membantu manusia dalam kehidupan sehari-hari menjadi lebih mudah. Sebagai contoh, seseorang dapat menyalakan lampu secara jarak jauh hanya dengan membayangkan saja.

Penelitian dan review tentang EEG motor imagery telah banyak dilakukan. Pada penelitian [9] menjelaskan bahwa penggunaan kombinasi metode Movement Related Cortical Potentials (MRCP) dan Common Spatial Patterns (CSP) dalam ekstraksi fitur. Hasil dari penggabungan metode tersebut dapat menjadikan tingkat akurasi pengklasifikasian yang lebih baik dibandingkan dengan penggunaan metode MRCP saja ataupun CSP saja. Sedangkan menurut [10] menyebutkan bahwa ekstraksi fitur dengan menggunakan metode CSP yang dipadukan dengan metode Error Correcting Output Codes (ECOC) menghasilkan akurasi yang tinggi dalam klasifikasi. Pada penelitian [11], klasifikasi sinyal otak Motor Imagery dengan menggunakan metode Extreme Learning Machine dan Discrete Fourier Transform, menghasilkan nilai akurasi sebesar 44% untuk 5 kelas, 90% untuk 2 kelas dengan datasets Muse, 75% untuk 4 kelas dengan datasets BCI Competition IIIA dan 93.33% untuk 2 kelas dengan datasets BCI Competition IIIB. Penelitian [12] menyebutkan bahwa ekstraksi fitur pada domain waktu seperti Mean Absolute Value (MAV), Zero Crosssing (ZC), Slope Sign Changes (SSC) dan Waveform Length (WL) dengan metode klasifikasi Linear Discriminant Analysis (LDA) menghasilkan akurasi sebesar 67-100%.

Penelitian ini bertujuan untuk mendapatkan parameter terbaik dari EEG motor imagery yang dapat digunakan sebagai acuan dalam pengembangan aplikasi

sistem BCI yang lebih mudah diaplikasikan oleh manusia. Metode yang digunakan untuk mendapatkan parameter terbaik adalah dengan membandingkan nilai hasil ekstraksi gerakan motorik nyata (*motor execution*) dengan gerakan imagery (*motor imagery*). Kami berhipotesa bahwa nilai fitur sinyal EEG dari kedua gerakan tersebut adalah 'sama' atau paling tidak mempunyai selisih yang kecil.

1.2 Rumusan Masalah

Pengembangan aplikasi sistem BCI selama ini berkaitan dengan rehabilitasi pasien stroke maupun perangkat yang difasilitaskan bagi penderita neuromuscular disorders untuk mengendalikan perangkat luar dalam mempermudah komunikasi. Konsep sistem BCI secara umum adalah menjadikan gelombang otak sebagai masukan sistem, komputer sebagai pengolah dan penerjemah pola, dan sinyal perintah sebagai keluaran sistem pada alat tertentu. Namun seiring dengan kemajuan zaman, aplikasi sistem BCI diharapkan mampu membantu manusia sehat dalam kehidupan sehari-hari menjadi lebih mudah. Sistem BCI diharapkan menerjemahkan perintah yang dibayangkan oleh manusia menjadi sinyal kendali peralatan pengganti organ tubuh. Kendali dapat diterjemahkan melalui chip yang ditanamkan dalam otak manusia kemudian langsung diumpankan ke organ pengganti tersebut untuk melakukan perintah.

Dalam pengembangan sistem ini diperlukan informasi pola aktivitas otak yang bersifat menonjol dan konstan untuk dijadikan sebagai acuan yang bisa diadopsi oleh sistem. Pola gerakan imagery ini diharapkan diperoleh dari sinyal yang paling mendekati kemiripan dengan pola gerakan nyata. Dalam upaya menemukan pola aktivitas otak tersebut, diperlukan identifikasi pola aktivasi sinyal EEG yang tepat untuk menemukan parameter terbaik yang menunjukkan kemiripan antara gerakan nyata dengan gerakan imagery.

1.3 Tujuan

Penelitian ini bertujuan untuk mendapatkan informasi parameter EEG terbaik antara gerakan nyata dengan gerakan imagery yang dapat digunakan sebagai acuan pengembangan aplikasi BCI yang lebih canggih.

1.4 Batasan Masalah

Mengingat pembahasan mengenai topik ini sangat luas, maka perlu adanya batasan masalah. Adapun batasan-batasan masalah pada penelitian ini sebagai berikut:

a. Penelitian difokuskan pada pola aktivasi sinyal EEG dari pergerakan motorik nyata dan gerakan *imagery* dengan perintah gerakan yang sama pada manusia sehat.
b. Ekstraksi fitur statistik berdasarkan domain waktu (Mean, MAV, STD dan Varian).

1.5 Kontribusi

Hasil penelitian ini diharapkan dapat memberikan kontribusi pada pengembangan aplikasi sistem BCI yang lebih canggih dengan menerapkan parameter paling dominan sesuai percobaan yang dilakukan dalam penelitian ini. Di masa mendatang, pengembangan aplikasi sistem BCI diharapkan dapat membantu pemenuhan kebutuhan dalam kehidupan sehari-hari secara lebih *realtime*, misalnya kebutuhan untuk menyalakan lampu secara otomatis terjadi hanya dengan kita membayangkannya. Serta diharapkan dapat memberikan literatur baru dari penggunaan sinyal EEG manusia sehat khususnya dalam pengembangan aplikasi sistem BCI.

BAB 2
KAJIAN PUSTAKA

Kajian pustaka menjelaskan beberapa penelitian sebelumnya terkait dengan analisa gerakan nyata dan gerakan imagery menggunakan alat electroencephalography (EEG) serta beberapa teori dasar yang mendukung proses pengukuran dan analisa pada penelitian saat ini.

2.1 Penelitian Terkait

Penelitian terdahulu tentang gerakan motor imagery menggunakan alat EEG telah beberapa kali dilakukan. Tujuan, objek, peralatan maupun metode penelitian yang digunakan juga bermacam-macam. Salah satunya adalah penelitian [13], mengungkapkan bahwa pengembangan sistem BCI digunakan untuk mengevaluasi kemajuan proses rehabilitasi stroke. Penerapan teknologi BCI dalam rehabilitasi stroke berfokus pada pengumpulan data dari pasien stroke dan sebagai studi klinis tentang monitoring perkembangan motorik pasien rehabilitasi stroke. Kedua penelitian tersebut diharapkan dapat memajukan teknologi BCI dalam rehabilitasi stroke, serta memantau keefektifan sistem BCI secara klinis.

Pada penelitian [14], teknologi BCI juga diperuntukkan bagi pasien rehabilitasi stroke, namun dengan menggunakan sebuah kursi roda sebagai alat pengembangan sistem BCI. Dalam penelitian ini, mereka menggunakan EEG untuk menunjukkan aktivitas otak real time kepada pasien. Sinyal otak tersebut digunakan untuk mengontrol sebuah kursi roda yang didesain untuk pasien stroke dalam melakukan aktifitas sehari-hari. Penggunaan sinyal EEG untuk aktifitas sehari-hari diharapkan mampu mempercepat dalam proses rehabilitas pasien stroke. Otak akan terus menerus dilatih untuk mengontrol kursi roda sehingga fungsi otak bisa kembali seperti semula.

Sedangkan tujuan yang dimaksud dari penelitian [15] adalah untuk mendeteksi aktivasi otak berbasis Electroencephalogram (EEG) untuk antarmuka komputer otak (BCI) menggunakan robot kontrol nirkabel. EEG diukur pada 8 orang normal sebagai subjek untuk melakukan perintah gerakan maupun diam.

Perangkat yang menjadi penghubung antara subjek dengan robot nirkabel adalah sebuah elektroda yg ditempelkan pada kulit kepala. Percobaan dilakukan secara spontan tanpa sesi pelatihan pada subjek untuk melakukan tugas dan mengendalikan robot nirkabel. Percobaan dilakukan untuk menentukan satu lokasi pada bagian kepala yang memberikan sinyal yang dapat digunakan untuk mengontrol robot nirkabel menggunakan BCI dan EEG, menggunakan non invasif dan tanpa subjek latihan. Dalam kondisi diam, subjek diminta untuk rileks, sedangkan pada saat perintah, subjek diminta untuk bayangkan sebuah bintang berputar searah jarum jam pada posisi 45 derajat ke arah yang ditunjukkan. Dari perintah tersebut, apakah robot nirkabel juga dapat menunjukkan di mana letak sudut yang dimaksudkan. Hasil yang didapatkan adalah robot dapat diarahkan menuju lokasi target. Posisi pada bagian kepala yang memberikan arahan pada robot tersebut adalah daerah frontal kanan pada frekuensi alpha. Dari hasil penelitian tersebut terlihat bahwa sinyal EEG dapat diimplementasikan pada sebuah robot.

Penelitian [16] merupakan review literatur tentang dampak besar sinyal EEG terhadap pengembangan alat bantu rehabilitasi terutama yang berkaitan dengan fungsi kontrol anggota tubuh baik anggota tubuh bagian atas maupun bagian bawah. Tujuan dari review ini adalah mengumpulkan, merangkum, mengevaluasi, dan mensistesis informasi mengenai keakuratan literatur terkait yang dilakukan oleh beberapa peneliti dari tahun 2011 hingga 2014. Salah satunya adalah review paper tentang EEG motorik. Dalam penelitian ini menjelaskan bahwa terdapat dua jenis modulasi amplitudo yang dikenal sebagai Event-Related Desynchronization (ERD) dan Event-Related synchronization (ERS). Ritme motorik sensori terdiri dari ritme mu dan beta, yang merupakan osilasi dalam aktivitas otak yang terlokalisasi dalam band mu (7-13 Hz) dan band beta (13-30 Hz). ERD diindikasikan oleh penurunan daya (amplitudo) EEG yang terkait dengan tugas terkait gerakan baik gerak secara nyata maupun membayangkan melakukan gerakan.

Sementara pada penelitian [17] membahas tentang pola ERD/ERS gerakan imagery dalam berbagai durasi waktu gerakan. Penelitian ini juga membahas tentang dampak potensial yang terjadi akibat dari perbedaan durasi waktu gerakan

pada pola ERD/ERS. Gerakan yang diujikan adalah membayangkan pergerakan tangan untuk gerakan singkat dan gerakan berkelanjutan. Gerakan singkat dibayangkan dalam waktu 1 detik, sedangkan gerakan berkelanjutan dibayangkan dalam waktu 5 detik. Hasil dari penelitian ini adalah pola ERD/ERS mu dan beta ditimbulkan selama membayangkan gerakan tangan. Hasil lainnya menyatakan bahwa pola ERS dapat dipengaruhi oleh durasi gerakan imagery yang berbeda, sedangkan ERD tidak terpengaruh oleh durasi gerakan.

Dari beberapa penelitia tersebut, penulis mencoba menerapkan konsep baru terhadap pengembangan sistem BCI, yaitu pengembangan sistem yang tidak hanya dapat digunakan untuk rehabilitasi stroke. Namun sebuah sistem yang dapat digunakan pula oleh manusia sehat untuk membantu aktitifitas dalam kehidupan sehari-hari. Pengembangan sistem dengan menerapkan fungsi motorik manusia sehat dengan parameter pengukuran selain pola ERD/ERS gerakan imagery. penulis berharap bahwa hasil penelitian ini nantinya bisa dijadikan sebagai dasar untuk menentukan parameter apa saja yang bisa dijadikan sebagai pedoman dalam pembuatan aplikasi Brain-Computer Interface yang lebih canggih.

2.2 Teori Dasar

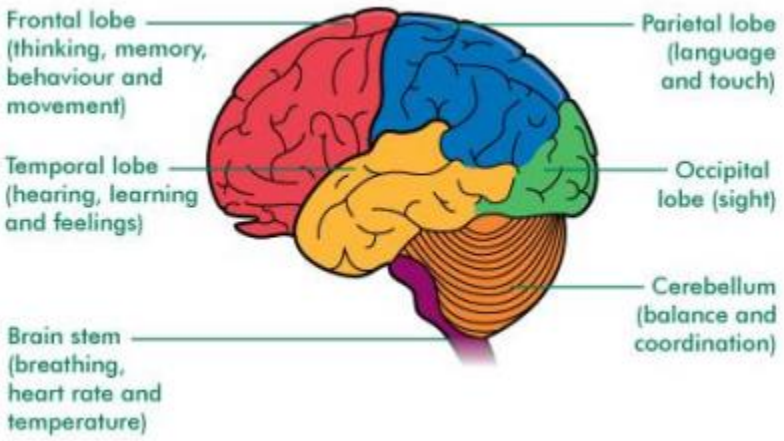
2.2.1 Otak

Menurut [1], otak merupakan organ vital maha rumit yang sangat berperan penting dalam kehidupan manusia. Otak mempunyai berat kira-kira tiga pon terletak pada rongga kepala. Otak berfungsi sebagai pusat sistem saraf manusia, sehingga otak memiliki peran yang sangat penting bagi tubuh. Manusia menggunakan otak untuk memproses setiap pemikiran, tindakan, perasaan, dan pengalaman dunia. Berat otak hanya 2% dari berat tubuh manusia namun memikul beban metabolik yang tinggi mencapai 20%. Terdapat ratusan miliar neuron dalam otak yang menjadi dasar dari arus informasi. Setiap neuron bisa menghubungkan hingga 10.000 neuron lainnya sehingga otak manusia bisa membentuk satu juta koneksi baru setiap detik dalam kehidupan kita. Kompleksitas koneksi antar neuron dalam otak bisa dilihat dari terus berubahnya pola dan kekuatan koneksi. Perubahan inilah yang membuat otak mampu menyimpan ingatan, kebiasaan yang dipelajari

dan kepribadian terbentuk dengan memperkuat pola aktivitas otak tertentu dan menghilangkan yang lain.

Berdasarkan fungsinya, sel neuron dapat dibedakan menjadi empat macam, yakni neuron sensorik yang berfungsi menghantarkan rangsangan, neuron motorik yang berfungsi menghantarkan impuls syaraf motorik, neuron konektor yang merupakan penghubung antara satu neuron dengan neuron lainnya, dan neuron adjustor yang berfungsi untuk menghubungkan neuron sensorik dan motorik yang terdapat di otak atau sumsum tulang belakang manusia.

Secara anatomis, bagian utama otak terdiri dari otak besar (*cerebrum*), otak kecil (*cerebellum*) dan batang otak (*brainsteam*) seperti terlihat pada gambar 2.1. Bagian-bagian tersebut masih dibagi menjadi bagian yang lebih kecil. Ruang antar bagian dibatasi oleh cairan otak (*cere-brospinal fluid*), sementara bagian luar terlindungi oleh tiga lapis selaput otak (*meninges*) dan tulang tengkorak [18].



Gambar 2.1 Struktur Bagian Otak [18]

Bagian-bagian otak:

1. *Cerebrum* (Otak besar)

   Merupakan bagian otak yang paling besar areanya, berhubungan dengan proses pembelajaran. Otak besar berfungsi untuk mengontrol semua fungsi mental yang lebih tinggi seperti mengingat dan berfikir. *Cerebrum* terdiri dari dua bagian yaitu belahan kanan yang mengendalikan bagian tubuh di sisi kiri dan belahan kiri yang mengendalikan sisi tubuh bagian kanan.

Setiap belahan *Cerebrum* dibagi menjadi empat area yang dikenal dengan nama lobus, dengan penjelasan sebagai berikut.

a. Lobus Frontalis (*Prefrontal Cortex*)

   Lobus Frontalis terletak di daerah sekitar dahi, lobus ini berperan penting sebagai pusat fungsi intelektual yang lebih tinggi, seperti kemampuan berpikir abstrak, nalar, berbicara, mengingat, menyimpan memori jangka pendek, mengatur gerakan sadar, perilaku sosial, inisiatif dan emosi. Selain itu lobus ini juga bertanggung jawab atas perencanaan serangkaian perilaku dan untuk beberapa aspek ekspresi memori dan emosional [19]. Lobus Frontalis ditunjukkan pada area merah gambar 2.1.

b. Lobus Parietalis (*Parietal Lobe*)

   Lobus parietalis terletak di antara lobus oksipitalis dan sulkus sentral. Lobus ini berperan untuk pengolahan informasi spasial dan numerik. Selain itu berfungsi untuk memantau seluruh informasi yang berkaitan dengan mata, kepala, dan posisi tubuh dan meneruskannya ke bagian otak lain yang mengatur pergerakan [20]. Lobus perietalis terletak pada area biru Gambar 2.1

c. Lobus Temporalis (*Temporal Lobe*)

   Lobus temporalis mencakup kedua bagian belahan otak besar yaitu otak kanan dan kiri. Lobus ini berperan dalam beberapa aspek visual (penglihatan yang lebih kompleks), termasuk di dalamnya adalah persepsi gerakan dan pengenalan wajah. Selain itu juga dalam perilaku yang berkaitan dengan emosi, motivasi dan pemahaman pada bahasa lisan [21]. Lobus temporal ditunjukkan pada area kuning gambar 2.1

d. Lobus Oksipitalis (*Ocipital Lobe*)

   Lobus oksipitalis memiliki peran yang berfungsi untuk pengolahan dan menyampaikan isyarat visual seperti warna, bentuk dan jarak. Lobus ini sebagai salah satu bagian penyusun dari korteks serebral yang lebih besar [21]. Menerima informasi dari mata dan saraf optik, kemudian mengarahkan sinyal yang baik korteks visual primer atau salah satu dari dua tingkat visual korteks asosiasi. Lobus oksipitalis terletak pada area hijau gambar 2.1.

2. *Cerebellum* (Otak kecil atau otak belakang)

   berkaitan dengan keseimbangan dan koordinasi. Aktivitas ini dilakukan secara otomatis (di bawah sadar) dan memang tidak di bawah kendali seseorang. *Cerebellum* terletak pada area warna orange gambar 2.1

3. *Brain stem* (Batang otak)

   Batang otak merupakan bagian otak yang sangat sensitif dan penting serta menghubungkan belahan otak ke sumsum tulang belakang. Bagian otak ini mengendalikan fungsi dasar yang penting untuk menjaga kehidupan, seperti pernafasan, suhu tubuh, denyut jantung dan tekanan darah. Selain itu batang otak juga berfungsi untuk mengendalikan gerakan mata dan menelan. Batang otak terletak pada area warna ungu gambar 2.1

2.2.2 Electroencepalograph

Electroencephalograph (EEG) merupakan suatu metode yang digunakan untuk merekam aktivitas listrik di sepanjang kulit kepala dengan mengukur fluktuasi tegangan yang dihasilkan oleh sel-sel saraf korteks serebral otak [22]. Sedangkan menurut [7] EEG adalah suatu metode perekaman aktivitas elektrik otak berdasarkan neuron yang menyalurkan informasi dari satu sel ke sel lainnya. Menurut [23] EEG merupakan teknik perekaman sinyal otak manusia secara non invasif dengan menggunakan elektroda yang diletakkan pada kulit kepala untuk mengukur tegangan yang disebabkan oleh aktivitas neuron listrik.

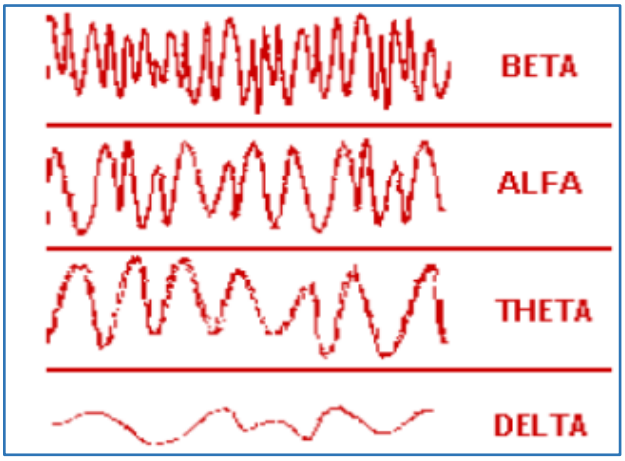
Secara garis besar, EEG melakukan 2 hal pokok, yaitu 1) menguatkan sinyal listrik pada otak yang bertegangan sangat rendah, 2) menampilkan aktivitas listrik pada otak manusia dalam bentuk grafik. Sinyal EEG adalah rekaman sinyal elektronik otak selama periode waktu tertentu. Dalam dunia medis, EEG lebih sering digunakan oleh dokter sebagai alat untuk mendiagnosis gangguan neurologis, fisiologis, dan memonitoring penyakit atau kelainan pada saraf. Diagnosa yang digunakan biasanya fokus pada spectral EEG, yaitu osilasi saraf yang disebut gelombang otak yang dapat diamati pada sinyal EEG [22].

Sinyal EEG yang diukur mencerminkan aktivitas ritmis yang bervariasi dengan keadaan otak, respon otak tertentu dapat diperoleh dengan presentasi rangsangan eksternal. Dalam konteks klinis, terdapat dua pendekatan umum untuk

mendapatkan sinyal EEG, yaitu secara invasif (*Intracranial*) dan secara non-invasif (*Scalp*). *Intracranial* merupakan perekaman sinyal EEG dengan menanam elektroda yang sangat kecil secara langsung di atas selaput otak, biasanya melalui bedah saraf. Intracranial hanya digunakan pada waktu tertentu, contohnya sebelum operasi untuk mendiagnosis atau memetakan lebih detail kelainan pada otak. Kelebihan dari pendekatan ini adalah mampu memberikan sinyal EEG dengan kualitas sangat baik dan relevan. Pendekatan Scalp merupakan perekaman sinyal EEG yang dilakukan dengan menempatkan elektroda ke lokasi yang berbeda pada permukaan kulit kepala selama periode tertentu. Waktu peletakan elektroda biasanya selama 20 sampai 40 menit. Setiap elektroda terhubung ke amplifier, sedangkan koneksi EEG dengan perangkat menggunakan kabel, bluetoth atau wireless. Hasil akhir rekaman sinyal listrik yang diperoleh dari otak diubah menjadi garis-garis bergelombang dengan pola tertentu. Pola ini bisa dilihat pada layar komputer (perangkat) yang terhubung. Contoh perangkat *scalp* EEG adalah openBCI dan Emotiv Epoc+.

Menurut [24] gelombang sinyal EEG berdasarkan frekuensinya dapat diklasifikasikan menjadi empat, yaitu alpha, beta, theta, dan delta. Adapun penjelasan masing-masing adalah sebagai berikut.

a. Gelombang beta memiliki rentang frekuensi 12-30 Hz dan biasanya muncul ketika seseorang sedang aktif berfikir, fokus dalam memecahkan suatu masalah atau sedang dalam konsentrasi. Gelombang beta yang akan digunakan pada penelitian ini.
b. Gelombang alpha memiliki rentang frekuensi 8-13 Hz dan biasanya muncul ketika seseorang sedang dalam kondisi rileks. Gelombang alpha yang akan digunakan pada penelitian ini.
c. Gelombang theta memiliki rentang frekuensi 4-8 Hz dan biasanya muncul ketika seseorang sedang mengalami stress secara emosional.
d. Gelombang delta memiliki rentang frekuensi 0.5-4 Hz dan biasanya muncul ketika seseorang dalam kondisi kondisi kantuk, tertidur lelap, dan pada bayi.



Gambar 2.2 Contoh Gelombang Sinyal EEG [24]

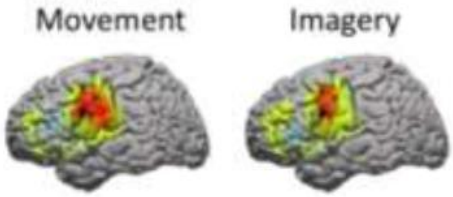
2.2.3 Sinyal EEG *Motor Execution* dan *Motor Imagery*

Setiap gerakan yang dilakukan atau yang direncanakan akan tergambarkan 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 [25].

Menurut [26], 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.

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*) [27].

Salah satu dari guna dari sinyal MI adalah dapat berguna untuk terapi dan rehabilitasi pasien stroke. Sinyal MI dan ME bekerja aktif pada tempat yang sama, yaitu berada pada bagian otak pre-motorik cortex sebagaimana terlihat pada Gambar 2.3 [28].



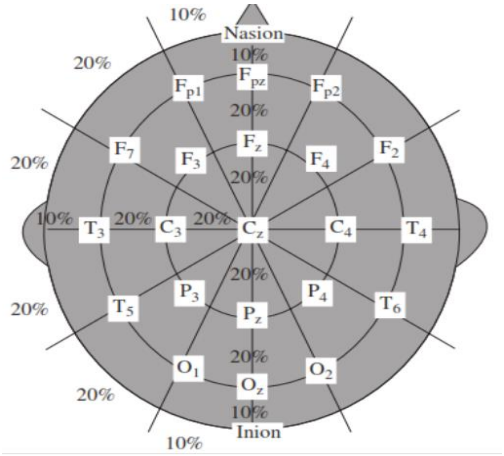
Gambar 2.3 Bagian Otak yang Aktif untuk Aktifitas Motor Imagery [28]

Sinyal EEG *motor imagery* berbeda dengan sinyal *motor execution*, walaupun ada bagian otak aktif yang sama. *Motor imagery* dapat dibuat melalui beberapa stimulus yang diantaranya melalui stimulus visual atau stimulus audio. Jenis stimulus yang diberikan akan menentukan lokasi *channel* mana saja yang aktif. Sebagai contoh jika stimulus visual yang diberikan, maka komposisi *channel* yang aktif adalah di antara bagian visual dan motorik, begitu pula jika stimulus yang diberikan berasal dari audio, maka komposisi *channel* yang aktif akan berada diantara daerah audio dan motorik pada otak.

2.2.4 Standar Peletakan Elektroda EEG

Penempatan elektroda merupakan salah satu faktor yang sangat menentukan keberhasilan perekaman sinyal EEG. Salah satu standar peletakan elektroda EEG yang umum digunakan adalah Sistem Internasional 10-20 yang dikeluarkan oleh International Federation of Societes for Electroencephalografy and Clinical Neurophysiology.

Sistem pengaturan 10-20 merupakan pengaturan elektroda secara konvensional untuk 21 elektroda (tidak termasuk elektroda dekat telinga) [7]. Peletakan elektrode-elektrode scalp pada manusia berdasarkan usulan Dr. Hebert H. Jasper, yaitu menggunakan standar anatomi tengkorak manusia seperti *nasion*, *inion*, dan *preauricular* sebelah kanan dan kiri [29]. Peletakan elektroda sistem pengaturan posisi 10-20 menghindari penempatan bola mata dan mempertimbangkan beberapa jarak konstan dengan menggunakan penanda anatomi tertentu dari mana pengukuran akan dilakukan dan kemudian menggunakan 10 atau 20% dari jarak yang ditentukan sebagai interval elektroda. Gambar 2.4 menunjukkan peletakan posisi elektroda menurut [7].

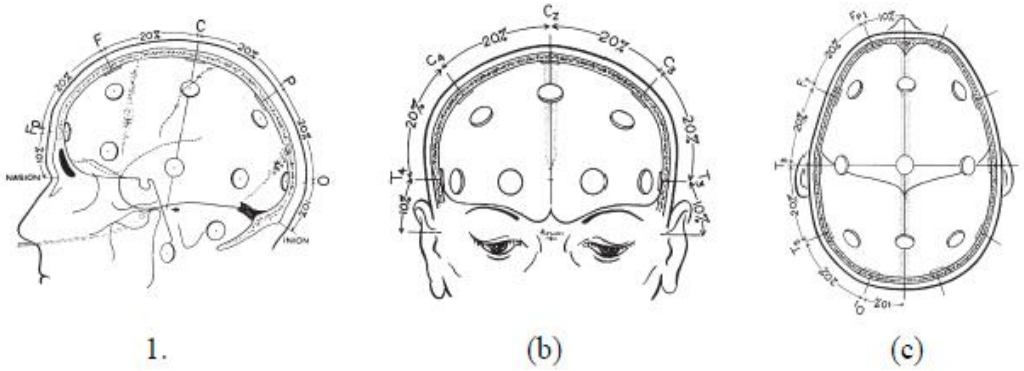


Gambar 2.4 Penempatan Elektroda dengan Pengaturan Sistem Posisi 10-20 [7]

Pengukuran berdasarkan bidang anterior-posterior dibagi menjadi 5 bagian dan dilambangkan dengan kode huruf. Bagian 10% pertama dari total pengukuran bidang yaitu *fronto polar* (Fp), sedangkan bagian selanjutnya memiliki interval sebesar 20%. Secara berurutan bagian kedua hingga kelima adalah *frontal* (F), *central* (C), *parietal* (P) dan *ocipital* (O) [26]. Ilustrasi peletakan elektroda berdasarkan bidang *anterior-posterior* dapat dilihat pada Gambar 2.5a dimana bagian central hanya digunakan sebagai penanda pada sistem 10-20 karena tidak memiliki referensi khusus yang sesuai dengan standar anatomi tengkorak manusia.

Pengukuran kedua berdasarkan bidang *central coronal* mulai dari *preauricular* kiri hingga kanan. Bagian 10% pertama dari *preauricular* kiri maupun kanan merupakan bagian temporal (T). Bagian kedua yaitu 20% setelah bagian temporal baik dari temporal kanan maupun kiri merupakan bagian *central* (C). Sedangkan bagian *central* yang merupakan pertemuan antara temporal kanan dan kiri diberi kode *central z* (Cz). Z dapat diartikan sebagai zero. Ilustrasi peletakan elektroda berdasarkan bidang coronal dapat dilihat pada Gambar 2.5b.

Pengukuran ketiga berdasarkan pada bidang keliling antara bagian tengah *fronto polar* (Fp) hingga *occipital* (O). Bagian 10% dari tengah Fp merupakan Fp kiri dan kanan. Sedangkan bagian 20% selanjutnya secara berurutan adalah bagian *inferior frontal*, *temporal tengah* dan *posterior temporal*. Bagian 10% sisa adalah bagian *ocipital* kanan dan kiri. Ilustrasi pengukuran pada bidang keliling dapat dilihat pada Gambar 2.5c



Gambar 2.5 Metode pengukuran untuk menentukan lokasi electrode berdasarkan sistem 10-20 pengukuran bidang anterior-posterior (a), pengukuran bidang central coronal (b), pengukuran berdasarkan lingkar tengkorak (c) [29]

Kode angka pada sistem 10-20 digunakan untuk menunjukkan posisi elektroda tersebut. Kode angka ganjil (1,3,5,7) pada elektroda menunjukkan posisi elektroda berada pada belahan bagian kiri. Sedangkan kode angka genap (2,4,6,8) pada electroda menunjukkan posisi electroda berada pada belahan bagian kanan [30].

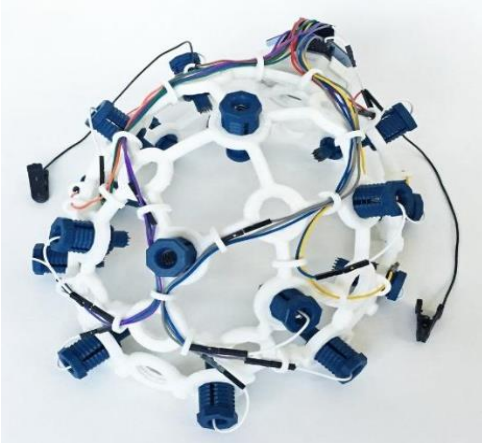
2.2.5 Perangkat OpenBCI (*Open Source Brain-Computer Interface*)

Alat EEG yang akan digunakan pada penelitian ini adalah produk dari OpenBCI (*Open Source Brain-Computer Interface*). Alat ini dipilih karena mampu mengakomodir kebutuhan penelitian terhadap area *motor cortex*. Alat ini bersifat *portable*, mudah digunakan dan tidak terlalu mahal dibandingkan alat EEG untuk standar kedokteran. Penggunaan metode *invasive* dalam penempatan elektroda pada kulit kepala sangat mudah untuk diterapkan pada skala penelitian. Elektroda dipasangkan pada kulit kepala tanpa harus menggunakan gel atau cairan karena bentuk elektroda yang sedikit runcing, setiap elektroda dipasangkan pada lubang pada headset lengkap dengan per untuk mengatur tekanan pada kulit kepala.

Berdasarkan riset [31], alat EEG ini memiliki akurasi pembacaan sinyal EEG yang cukup baik, mendekati alat EEG standar medis. Jadi hasil pembacaan EEG dari alat ini bisa dipertanggungjawabkan. Pemilihan channel pada alat ini bisa dirubah-rubah sesuai kebutuhan. Alat EEG ini terdiri dari 2 bagian.

1. Ultracortex "Mark IV" sebagai headset.

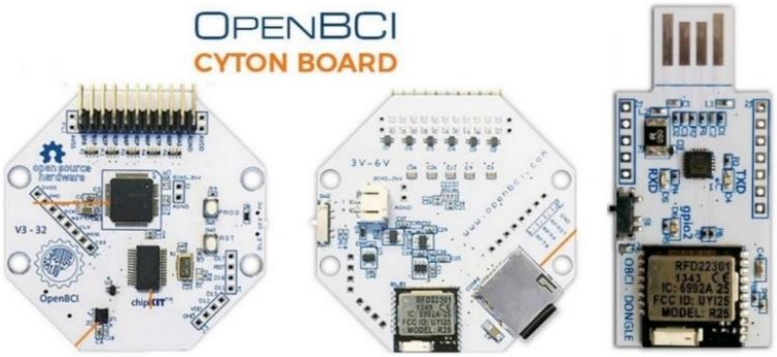
   Headset Ultracortex Mark IV terpasang pada kepala. Alat ini mampu mengambil sampel EEG mulai dari 16-35 Channel yang berbeda dan kompetabel dengan semua OpenBCI board, dimana konfigurasi penempatan elektroda disesuikan dengan kebutuhan peneliti. Penempatan elektroda pada headset ini mengacu pada sistem internasional 10-20. Headset ini menggunakan sensor EEG kering (*dry EEG*) yang bentuknya seperti gerigi.



   Gambar 2.6 Ultracortex Mark IV Headset (sumber: openbci.com)

2. OpenBCI Cyton Board 8 channel sebagai *device processing*.

   OpenBCI Cyton Board adalah Arduino dengan processor 32bit yang dirancang sebagai neural interface 8channel. Alat ini mengimplementasikan mikrokontroler PIC32MX250F128B. Board dilengkapi dengan pre-flash dengan chipKIT ™ bootloader, dan firmware OpenBCI terbaru. Board ini mengambil sampel data sebesar 256 Hz. OpenBCI Cyton Board dapat digunakan untuk merekam aktivitas otak (EEG), aktivitas otot (EMG), dan aktivitas jantung (EKG). Board ini berkomunikasi secara nirkabel ke komputer melalui dongle USB menggunakan modul radio RFDuino. Alat ini juga dapat berkomunikasi secara nirkabel ke perangkat seluler atau tablet yang kompatibel dengan Bluetooth Low Energy (BLE).



Gambar 2.7 OpenBCI Cyton Board dan dongle USB (sumber: openbci.com)

Pada saat penggunaan pertama kali kita harus memasang Cyton Board pada Ultracortex headset dan mengkonfigurasi peletakan elektroda sesuai kebutuhan penelitian. Pada penelitian ini digunakan 6 elektroda dengan peletakan pada Channel F3, F4, C3, C4, P3, dan P4. Channel F3 dan F4 terletak pada kepala bagian depan (frontal) yang mana mampu mendeteksi noise EOG yang diakibatkan gerakan mata. Channel C3 dan C4 terletak pada area motor cortex yang mana memiliki relevansi langsung dengan perintah motorik. Channel P3 dan P4 terletak pada kepala bagian belakang. Selanjutnya menghubungkan elektroda yang telah terpasang pada Cyton Board menurut warna kabel yang telah ditentukan. Sekaligus memasang baterai sebagai sumber tenaga. Baterai yang digunakan adalah baterai AA sebanyak 4 buah. Apabila semua komponen telah terpasang dengan sempurna, maka alat siap digunakan untuk melakukan perekaman EEG. Ukuran headset bisa disesuaikan (longgar – sempit) dengan memutar elektroda yang dipilih.

2.2.6 Bandpass Filter

Filtering merupakan proses merupakan suatu proses mengubah bentuk gelombang, karakteristik amplitudo-frekuensi atau fasa-frekuensi suatu sinyal dengan cara-cara tertentu [32]. Tujuan dari bandpass filter adalah menentukan frekuensi batas atas dan batas bawah yang diinginkan. Filter yang digunakan dalam penelitian ini adalah filter digital, yaitu dengan menggunakan suatu program (algoritma) yang dibuat sedemikian sehingga karakteristiknya menyerupai filter analog yang bersesuaian. Metode filter digital yang dipilih adalah Finite Impulse Response (FIR).

Proses FIR berkaitan dengan panjang respons impuls, yaitu *lowpass* dan *highpass* dari gelombang. Pemilihan jenis filter ini didasarkan kepada informasi yang diamati pada sinyal berupa frekuensi. Dari respons impuls/batasan frekuensi yang dimasukkan, filter FIR menghasilkan keluaran stabil. Selain itu, pemrosesan sinyal EEG FIR tidak dilakukan secara real-time dan memiliki respon fasa yang linier [32]. Filter FIR dasar dicirikan oleh dua Persamaan (2.1) dan (2.2) berikut.

$$y[n] = \sum_{k=0}^{N-1} h[\mathrm{k}]x[n-k] \tag{2.1}$$

$$H(z) = \sum_{k=0}^{N-1} h[z]^{-k} \tag{2.2}$$

Dimana:

k = 0, 1, …N-1; h[k] = koefisien-koefisien respons impuls filter; H(z) = fungsi sistem filter (fungsi alih filter) yang didapatkan dengan melakukan transformasi z pada h[k]; N = panjang filter.

Dari persamaan tersebut di atas, panjang filter dari FIR adalah terbatas (finite). Penerapan FIR pada penelitian ini dilakukan dengan mengisikan batasan frekuensi, yaitu pada inputan "*Lower edge of the frequency pass band* (Hz)" sebagai batas bawah adalah 1 Hz, sedangkan pada inputan "*Higher edge of the frequency pass band* (Hz)" sebagai batas atas adalah 40 Hz.

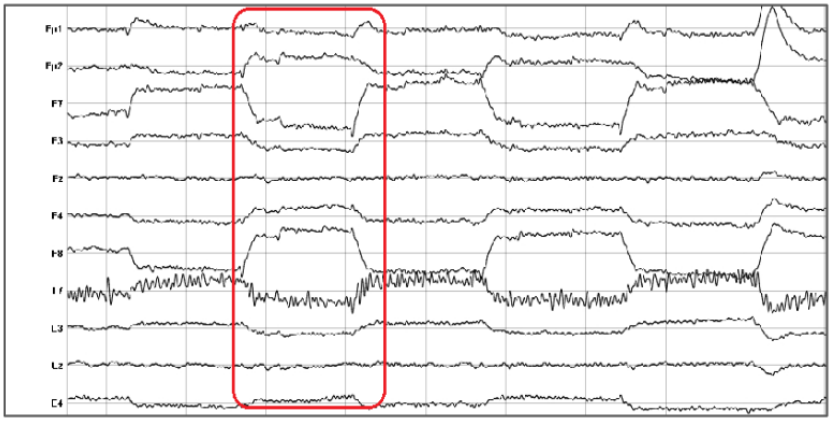
2.2.7 Penghapusan Artefak

Penghapusan artefak merupakan salah satu proses untuk memastikan data EEG benar-benar bersih sebelum diolah lebih lanjut. Data raw hasil perekaman hanya mencerminkan dan menginterpretasi aktivitas otak saja, sehingga memiliki kelemahan yaitu rentan terkontaminasi terhadap gangguan atau *noise*. Oleh Karena itu penting untuk menghindari, meminimalkan, dan mengendalikan artefak dengan proses pembersihan sebaik mungkin.

Jenis-jenis data artefak yang terdapat dalam sinyal EEG antara lain, yaitu gerakan mata (*Eye Movements*), kedipan mata (*Blinks*), dan aktivitas otot (*Electromyography*/EMG) [33].

a. Gerakan Mata (*Eye Movements*)

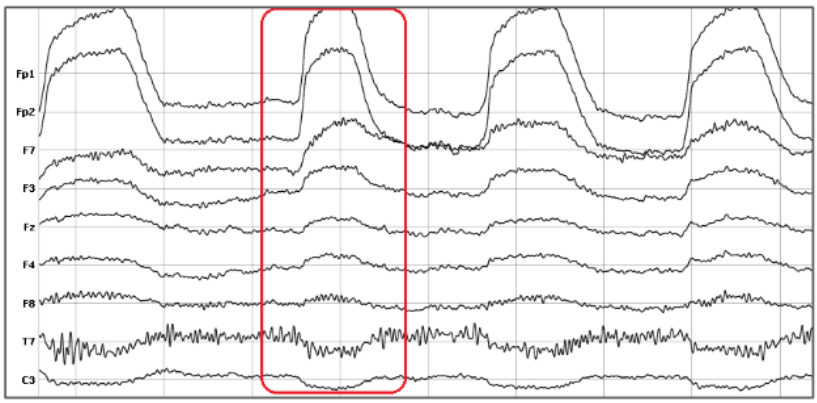
Gerakan mata secara horizontal dan vertikal dapat memengaruhi medan listrik yang diambil oleh elektroda. Gerakan mata vertikal (atas-bawah) terlihat lebih sinusoidal, sedangkan gerakan mata horizontal (kanan-kiri) terlihat lebih berbentuk kotak. Mata memiliki medan elektromagnetik yang kuat yang dibangun oleh jutaan neuron di retina. Menggerakkan mata dapat menggeser medan listrik yang dihasilkan oleh bola mata, sehingga mempengaruhi kualitas sinyal EEG selama perekaman. Contoh sinyal gerakan mata dapat dilihat pada Gambar 2.8.



Gambar 2.8 Contoh sinyal gerakan mata (*Eye Movements*) [33]

b. Kedipan Mata (*Blinks*)

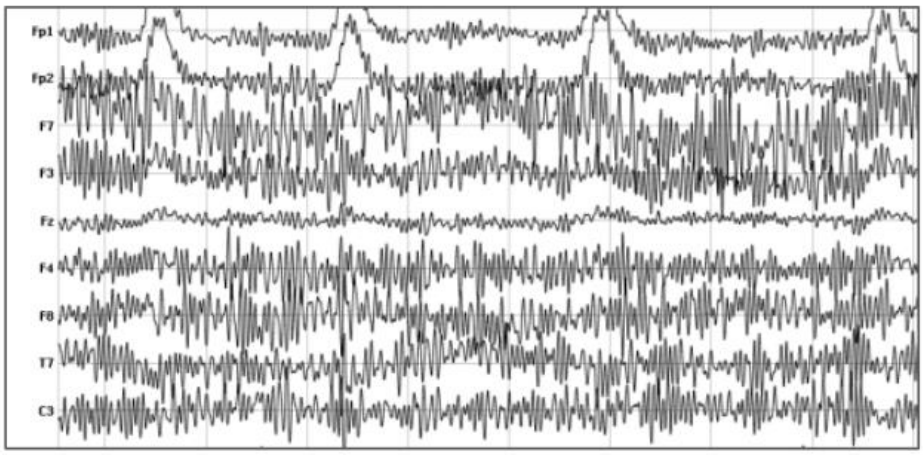
Seperti halnya dengan gerakan mata, kedipan mata dapat mengganggu sinyal otak saat stimulus diberikan, sehingga kedipan mata pada saat perekaman sinyal EEG juga harus dihindari untuk memperoleh informasi yang relevan. Contoh sinyal kedipan mata dapat dilihat pada Gambar 2.9.



Gambar 2.9 Contoh sinyal kedipan mata (*Blinks*) [33]

c. Aktivitas Otot (*Electromyography*/EMG)

Aktivitas otot akan menghasilkan arus listrik yang diambil oleh elektroda, semakin dekat otot dengan elektroda, maka akan semakin kuat dampaknya terhadap perekaman sinyal EEG. Contoh aktivitas otot, seperti otot-otot wajah (dahi, pipi, mulut), otot leher dan otot rahang memiliki efek yang parah pada perekaman sinyal EEG. Mengepal tangan, mengunyah permen karet, dan makan juga harus dihindari oleh subjek selama proses perekaman sinyal EEG. Selain itu, jantung juga memengaruhi kualitas data EEG karena jantung juga merupakan otot. Contoh sinyal aktivitas otot dapat dilihat pada Gambar 2.10.



Gambar 2.10 Contoh sinyal aktivasi otot (*Electromyography/EMG*) [33]

Selain faktor artefak fisiologis seperti yang telah dijelaskan di atas, data artefak pada sinyal EEG juga dapat disebabkan oleh faktor eksternal seperti gerakan elektroda atau gerakan headset di salah satu saluran tertentu atau di semua saluran. Penyebabnya bisa karena headset menjadi longgar atau elektroda kehilangan kontak dengan soket. Sehingga sangat disarankan untuk memastikan bahwa headset terpasang pas dan semua elektroda terpasang dengan aman ke kulit kepala saat perekaman sinyal EEG.

Teknik paling umum dalam proses pembersihan noise artefak pada data rekaman EEG adalah menggunakan dekomposisi linear sinyal EEG menjadi sejumlah komponen sumber. Tujuan utamanya adalah untuk memisahkan noise artefak dari aktivitas saraf dalam komponen yang berbeda, sehingga komponen noise bisa dibuang dan sinyal EEG yang lebih bersih dapat direkonstruksi dari

komponen sinyal EEG saja. Teknik yang digunakan dalam penelitian ini adalah Automatic Subspace Reconstruction (ASR).

ASR pada awalnya dikembangkan oleh Christian Kothe, yang merupakan bagian dari pembersihan data online pada BCILAB. Selanjutnya, pada tahun 2013, dibuat untuk penggunaan versi offline, yaitu dengan penerapan fungsi "clean_rawdata ()" pada plugin EEGLAB.

ASR merupakan salah satu metode pembersihan secara otomatis pada data EEG yang mampu menghilangkan noise artefak dalam jumlah besar [34]. Algoritma ASR memiliki performa yang lebih baik dalam membersihan *flat-line channel, low frequency drift, noisy channels, sort-time burst artifact* dan segmen yang tidak sepenuhnya dikoreksi dari data EEG. Algoritma ASR akan secara otomatis mengidentifikasi dan menerapkan segmen data bersih untuk menentukan ambang batas dalam menolak *noise artifact* kemudian menggunakan komponen yang tersisa untuk merekonstruksi data channel.

Pembersihan artefak dengan menggunakan metode ASR ini dilakukan dengan pengaturan parameter berikut.

a. *Flat channel*, merupakan durasi maksimum garis datar (tidak ada data EEG) yang dapat ditoleransi dalam hitungan detik. Jika saluran memiliki garis datar yang lebih panjang dari ini (durasi yang diseting), maka channel tersebut akan dianggap abnormal sehingga harus dihapus.
b. *Highpass*, merupakan pengaturan nilai highpass filter.
c. *Poor Correlation Channel*, merupakan nilai ambang korelasi antara kanal satu dengan kanal lainnya. Jika suatu saluran berkorelasi kurang dari nilai yang diperkirakan kuatnya (berdasarkan kanal lainnya), maka kanal tersebut dianggap abnormal.
d. *Line Noise Channel*, jika suatu kanal memiliki noise relative terhadap sinyal yang disetting, dalam standar deviasi dari nilai rata-rata maka kanal tersebut abnormal.
e. *Burst Criterion*, merupakan *cut off* nilai standar deviasi untuk menghilangkan semburan (kenaikan nilai amplitude yang tidak normal) melalui algoritma ASR. Bagian data yang variasinya lebih besar dari ambang relative terhadap data yang dikalibrasi maka dianggap data tersebut hilang dan akan dihapus.

f. *Window Criterion*, merupakan kriteria untuk menghapus jendela waktu yang tidak diperbaiki sepenuhnya. Ini dapat terjadi jika artefak terdiri dari terlalu banyak sumber yang tidak berkorelasi secara simultan.

2.2.8 Dekomposisi Sinyal EEG

Dekomposisi sinyal EEG merupakan perubahan sinyal menjadi bentuk yang lebih sederhana. Proses ini dilakukan setelah selesainya pembersihan data artefak atau sinyal noise. Sinyal EEG dipecah menjadi beberapa subband frekuensi sinyal, yaitu frekuensi delta (δ), theta (θ), alpha (α), beta (β) dan gamma (γ).

Metode ekstraksi sinyal EEG menjadi subband frekuensi dapat melalui proses filterisasi atau dekomposisi level. Pada penelitian ini, metode dalam dekomposisi band menggunakan bandpass filter Butterworth. Butterworth adalah jenis filter pemrosesan sinyal yang dirancang untuk memiliki respons frekuensi sedatar mungkin dalam passband atau disebut sebagai filter magnitude rata maksimal.

Menurut [35], Butterworth pertama kali dideskripsikan pada tahun 1930 oleh “Stephen Butterworth”. filter ini memiliki domain waktu yang lebih baik sehingga output lebih stabil (tidak memuncak), memiliki keseimbangan yang lebih baik antara kehalusan dan akurasi daripada filter Chebyshev. Selain itu filter Butterworth memiliki sifat respons frekuensi datar maksimal dan tidak ada riak di bandpass, yaitu bergulir menuju nol saat band berhenti. Responsnya menurun secara linear menuju tak terhingga negative pada plot Bode logaritmik. Seperti tipe filter lainnya yang memiliki riak non-monotonik pada passband atau stopband, filter ini memiliki fungsi magnitudo yang berubah secara monoton dengan ω dan roll off yang lebih lambat bila dibandingkan dengan filter tipe I/ tipe II Chebyshev atau filter Anelliptic.

Untuk langkah pengimplementasian desain Butterworth dengan sinyal dapat dilihat berurutan pada Persamaan (2.3) sampai (2.8).

$$\omega = 2\pi \frac{fc}{fs} \tag{2.3}$$

$$\omega = \tan\left(\frac{\omega}{2}\right) \tag{2.4}$$

$$P_k = \omega_c \, e^{\pi j(2k+1)/2N} \tag{2.5}$$

$$Z = e^{sT} \tag{2.6}$$

$$H\,(z) \;=\; \frac{b_0 + b_{1.}z^{-1} + b_{2.}z^{-2}}{a_0 + a_{1.}z^{-1} + a_{2.}z^{-2}} \tag{2.7}$$

$$y[n] = \frac{1}{a_0}(b_0x[n] + b_1x[n] + \cdots + b_px[n-P] - a_1y[n-1] - a_2y[n-2] - \cdots - a_Qy[n-P] \tag{2.8}$$

Persamaan (2.3) digunakan untuk menghitung omega. Pada Persamaan (2.4) untuk mencari omega cut off bawah dan cut off atas. Persamaan (2.5) digunakan untuk menghitung nilai-nilai pole untuk melihat posisi pole pada grafik. Persamaan (2.6) digunakan untuk melakukan Transformasi Bilinear nilai-nilai Pole dan omega *cut off*. Bentuk umum dari *transfer function* H(z) yang digunakan untuk mencari nilai-nilai biQuads Sections dapat ditulis dengan Persamaan (2.7) dan untuk melakukan Infinite Impulse Response dapat dilakukan menggunakan Persamaan (2.8).

2.2.9 Ekstraksi Fitur

Pada pengolahan sinyal EEG, ekstraksi fitur merupakan bagian tahapan yang sangat penting dilakukan untuk mengeluarkan pola khusus dari data EEG asli untuk proses klasifikasi ataupun visualisasi data. Ekstraksi fitur pada sinyal EEG dilakukan dalam rangka menghapus proses yang bersifat *redundancy*. Pemilihan metode ekstraksi fitur yang tepat akan menghasilkan karakteristik sinyal yang baik. Oleh karena itu, penting untuk mengetahui fitur-fitur utama yang mewakili seluruh dataset, tergantung pada karakteristik dataset yang dimiliki.

Secara umum terdapat dua metode ekstraksi fitur yang dapat digunakan untuk menganalisa sinyal EEG yaitu berdasarkan *Time Domain* (domain waktu) dan *Frequency Domain* (domain frekuensi). Domain waktu merupakan metode

yang digunakan untuk menganalisis data EEG selama periode waktu tertentu. Dalam analisis domain waktu, variabel selalu diukur terhadap waktu, grafik dan data numerik mentah dapat digunakan untuk menganalisis data pada domain waktu. Ploting sinyal dalam domain waktu menampilkan antara amplitudo (μV) terhadap waktu (t).

Sedangkan domain frekuensi merupakan metode yang digunakan untuk menganalisis data EEG yang mengacu pada analisis fungsi matematis atau sinyal yang berkenaan dengan frekuensi. Analisis domain frekuensi sebagian besar digunakan untuk sinyal atau fungsi yang periodik dari waktu ke waktu. Ini tidak berarti bahwa analisis domain frekuensi tidak dapat digunakan dalam sinyal yang tidak periodik. Konsep yang paling penting dalam analisis domain frekuensi adalah transformasi. Transformasi digunakan untuk mengubah fungsi domain waktu menjadi fungsi domain frekuensi dan sebaliknya.

Dalam penelitian ini, metode ekstraksi fitur yang digunakan adalah domain waktu. Menurut [36] yang mengutip dari analisis Hilbert, menyebutkan bahwa domain waktu sering melibatkan penggunaan fungsi basis untuk sub ruang sinyal yang memiliki bentuk tidak beraturan, sinyal yang dipandang hanya dalam fungsi waktu (atau variabel spasial independen lainnya). Cara sederhana untuk mendapatkan informasi dari sinyal yang merupakan sekumpulan data diplot dalam domain waktu adalah dengan menggunakan analisa statistik. Dengan estimasi parameter statistik diperoleh analisa dan interpretasi dari sejumlah data sinyal EEG.

Salah satu metode yang terdapat dalam domain waktu adalah menggunakan fitur statistik (*Statistical Feature*). Fitur-fitur yang dihitung adalah mean, MAV, standar deviasi dan varian. Beberapa persamaan parameter dari fitur statistik tersebut dapat dilihat dalam Persamaan 2.9 sampai dengan Persamaan 2.12.

1. Rata-rata atau mean merupakan parameter variabel array untuk mencari nilai rata-rata dalam suatu distribusi [37].

$$\bar{x} = \frac{\sum_{i=1}^{n} x_i}{n} \tag{2.9}$$

dimana:

$\bar{x}$ = Mean; x = nilai data; n = banyak data; i = perulangan (dilakukan dari data ke-1 sampai data ke-n); ∑ = sigma (simbol operator penjumlahan).

2. MAV merupakan nilai absolut dari mean [12].

$$MAV = \frac{\sum_{i=1}^{n} |x_i|}{n} \tag{2.10}$$

dimana:

x = nilai data; n = banyak data; i = perulangan (dilakukan dari data ke-1 sampai data ke-n); |...| = nilai absolut; ∑ = sigma (simbol operator penjumlahan).

3. Standar deviasi atau simpangan baku merupakan jarak rata-rata dari mean ke titik data yang digunakan untuk mengetahui sebaran distribusi data [37]. Simpangan baku juga menyatakan keragaman sampel dari suatu populasi.

$$STD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{n}(x - \bar{x})^2}{n - 1}} \tag{2.11}$$

dimana:

x = nilai data; $\bar{x}$ = Mean; n = banyak data; i = perulangan (dilakukan dari data ke-1 sampai data ke-n); ∑= sigma (simbol operator penjumlahan); $(\ldots)^2$ = simbol kuadrat/pangkat 2; $\sqrt{\ldots}$ = simbol akar kuadrat.

4. Varian digunakan untuk mengukur persebaran data dalam satu set data. Varian hampir identik dengan standar deviasi, tetapi varian merupakan kuadrat dari standar deviasi [37].

$$Var = (STD)^2 \tag{2.12}$$

dimana:

STD = nilai standart deviasi; $(\ldots)^2$= simbol pangkat 2/ kuadrat

2.2.10 Sistem Brain-Computer Interface (BCI)

BCI merupakan suatu komunikasi antara otak dan alat gerak yang dilakukan tanpa melalui jaringan saraf normal otak [38]. Sistem ini merupakan pemanfaatan dari gelombang otak dijadikan sebagai sinyal kendali. BCI mengubah sinyal EEG yang berupa aktifitas refleksi dari pusat system saraf menjadi sebuah pesan atau perintah. BCI diibaratkan menggantikan fungsi otot dan saraf. 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 dijalur ini diperlukan untuk menghasilkan aktifitas otak yang membawa pesan tersebut.

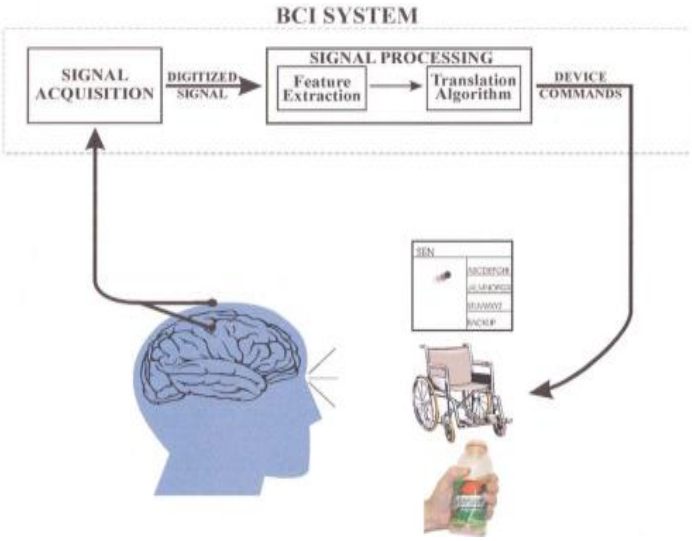
2. *Independent* BCI

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

Secara umum, konsep BCI adalah menggunakan gelombang otak sebagai masukan sistem, komputer sebagai pengolah dan penerjemah pola, dan sinyal perintah kepada alat tertentu (aktuator) sebagai keluaran sistem. Konsep umum ini dapat dipakai pada sistem apapun asalkan algoritma yang digunakan mampu mengenali pola dari gelombang otak sesuai dengan kebutuhan sistem.

2.2.10.1 Bagian-bagian Sistem BCI

BCI memiliki input dan output layaknya seperti sistem komunikasi dan kontrol lainya. Inputan dari BCI adalah aktifitas elektrofisiologis dari pengguna sedangkan output dari BCI berupa perintah ke suatu *device*. Selain itu BCI juga terdiri dari komponen yang mengubah input menjadi output, dan protokol yang menentukan *onset*, *offset*, dan *timing* dari operasi sistem [38]. Bagian-bagian dasar dari sistem BCI dapat diliat pada Gambar 2.11.



Gambar 2.11 Bagian-bagian sistem BCI [38]

1. *Signal Acquitisiton*

   Pada tahap ini, BCI menerima masukan dari EEG. Proses perekaman dapat dilakukan melalui dua cara yaitu *invansive* dan *non-invansive*. Pada BCI *invansive* proses perekaman dilakukan pada cortical, sedangkan pada BCI *non-invansive* 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 amplitude pada ritme mu atau beta.

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. Kedua 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 dar 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 dari pembangkit atau langsung oleh pengguna.

2.2.10.2 Perkembangan Sistem BCI

BCI dengan basis EEG terbagi menjadi 5 kelompok. Pertama adalah kelompok *dependent* BCI yang menggunakan *Visual Evoked Potentials* (VEP). Sedangkan kelompok dua sampai lima merupakan kelompok *independent* BCI yang menggunakan *Slow Cortical Potentials, P300 Evoked Potential*, ritme mu dan beta, dan *Cortical Neuronal Action Potentials* [38]. Berikut adalah penjelasan untuk tiap-tiap kelompok tersebut.

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 layer 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 audio, visual, atau sensori dapat membangkitkan puncak positif pada EEG di bagian *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 *microeletrode* untuk merekam potensial aksi dari neuron tunggal dari *cerebral cortices*. Biasanya diujikan pada hewan sadar selama melakukan pergerakan. Metode ini bisa disebut dengan metode invansive karena elektrode yang digunakan ditanam pada otak. Beberapa penelitian menggunakan multielectrode 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.

Aplikasi dari sistem BCI sangat beragam. Aplikasi medis maupun aplikasi tambahan untuk membantu mempermudah aktivitas manusia telah banyak dikembangkan. Bahkan dengan sistem BCI yang disederhanakan, telah banyak dikembangkan permainan berbasis pada pembacaan gelombang otak manusia. Pada penelitian [39], sistem BCI dirancang untuk membuat jalur dan kendali jalan sebuah kursi roda. Kontrol kursi roda dengan perancangan jalur dilakukan dengan memberikan pelatihan terlebih dahulu melalui sebuah simulasi.

Sedangkan pada penelitian [40], perancangan BCI dibuat secara *mobile* sehingga 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. Selain itu kursi roda yang dirancang juga menggunakan kamera infrared untuk mendeteksi rintangan di jalan.

Penelitian [41], sistem BCI dibangun pada sebuah kursi roda dengan 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 pada kursi roda dengan menggerakkan ke kiri, kanan, depan, belakang, mempercepat dan memperlambat.

2.2.10.3 Pengembangan Sistem BCI Mendatang

Sistem BCI sekarang yang dikembangkan sekarang masih bersifat parsial, maka diharapkan pengembangan di masa mendatang menjadi lebih sempurna dengan menjadikan gelombang otak menjadi sinyal kendali langsung pada sistem, yaitu dimana suatu sistem BCI yang mampu menerjemahkan setiap apa yang dibayangkan oleh manusia menjadi sinyal kendali yang dapat diarahkan ke suatu sistem eksternal dari tubuh manusia. Selain itu, perkembangan lain yang diharapkan dari sistem BCI di masa depan adalah sebuah Android atau *Cyborg*, dimana hasil penerjemahan EEG tidak hanya dimanfaatkan untuk mengendalikan peralatan lain namun juga mengendalikan peralatan pengganti tubuh yang langsung dipasang

pada tubuh pasien. Organ pengganti dari manusia dapat dikendalikan secara langsung melalui chip yang ditanamkan dalam otak pasien dan sinyal kendali yang dihasilkan langsung diumpankan ke organ pengganti tersebut. Konsep *cyborg* yang lebih maju adalah dimana organ pengganti tidak hanya menerima perintah dari otak, namun juga dapat mengirimkan hasil penginderaan kepada otak melalui chip yang tertanam tersebut.

Perkembangan lebih lanjut yang mungkin dilakukan adalah dengan memanfaatkan konsep *Internet of Thing* (IoT), yang sudah sangat berkembang, ke dalam sistem BCI eksternal maupun dalam seorang *cyborg*. Konsep IoT secara sederhana adalah konsep dimana setiap benda dapat terhubung dengan dunia internet. Sebagai contoh, dengan cukup dilengkapi bantuan kamera, seseorang dapat melakukan pengamatan dan pengendalian terhadap kondisi rumah secara jarak jauh hanya dengan membayangkan saja.

Pengembangan teknologi BCI saat ini masih terkendala pada proses ekstraksi ciri dari gelombang EEG dan algoritma pengenalan pola untuk menterjemahkan hasil pembacaan gelombang EEG menjadi sinyal kendali ke luaran sistem. Karena kendala tersebut, pada penelitian ini berusaha untuk menemukan ciri dari gelombang EEG yang dapat dijadikan sebagai inputan sistem melalui ekstraksi fitur dengan metode statistik pada domain waktu. Proses ekstraksi fitur yang dilakukan pada penelitian ini hanya sebatas pada penemuan fitur apa yang menunjukkan kemiripan antara gerakan nyata dengan gerakan imagery, belum termasuk pada pada proses penerjemahan fitur untuk menjadi sistem kendali. Sehingga diperlukan penelitian lebih lanjut untuk mendapatkan pola sinyal kendali yang dapat diterjemahkan menjadi inputan sistem.

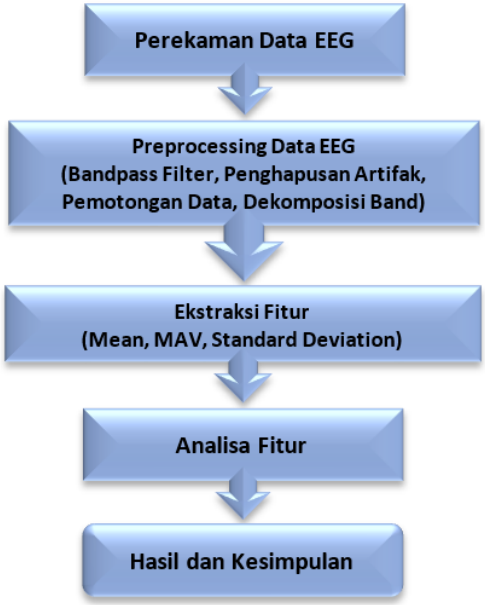
Adapun metode yang diterapkan dalam menemukan parameter masukan sistem diawali proses *Signal Acquitisiton* dengan cara pengambilan data EEG secara non-invasif, yaitu penggunaan alat openBCI Ultracortex yang diletakkan pada permukaan kulit kepala untuk mendapatkan gelombang EEG. Data hasil pengukuran data ini dapat dikategorikan ke dalam BCI *independent*, karena hasil yang diharapkan adalah dapat menemukan aktifitas *sensorimotor cortex* pada saat gerakan nyata dan gerakan imagery. Aktifitas sensorimotor ini berupa ritme sinyal gelombang otak pada saat melakukan gerakan.

Selanjutnya, pada tahap *signal processing* (pada saat proses ekstraksi fitur), sinyal yang telah diakusisi sebelumnya akan dilakukan ekstraksi dari fitur-fitur untuk mengkodekan pesan atau perintah. Prosedur ekstraksi fitur yang dilakukan adalah pengukuran amplitudo tegangan dengan menggunakan fitur statistik pada domain waktu. Hasil dari ekstraksi ini dianalisis untuk menentukan fitur mana yang menunjukkan kemiripan antara gerakan nyata dengan gerakan imagery. Analisa dilakukan dengan mencari selisih nilai hasil ekstraksi gerakan nyata dan gerakan imagery, kemudian mengelompokkan hasil selisih menurut tingkat kemiripan antar gerakan tersebut. Fitur yang menunjukkan nilai kemiripan terbanyak inilah yang menjadi kesimpulan dari penelitian ini, yang diharapkan mampu menjadi fitur yang dapat diterjemahan lebih lanjut menjadi sinyal kendali sistem BCI.

Penelitian lebih lanjut diperlukan dalam proses *translation algoritm* untuk menghasilkan *output device* sesuai yang diharapkan dan dilengkapi dengan *protocol* operasi sistem. Translasi algoritma digunakan untuk menerjemahkan maksud dari fitur sinyal ke dalam suatu perintah. Algoritma yang digunakan dapat berupa metode linear atau metode nonlinear, dimana setiap algoritma mengubah variabel *independent* (fitur sinyal) menjadi variabel *dependent* (perintah kontrol). *Output device* dari BCI dapat didesain sesuai keinginan, misalnya berupa tampilan pada layar komputer berupa target atau huruf. Output yang diharapkan dari BCI juga dapat berupa pergerakan peralatan secara langsung. Selain itu, tidak kalah penting adalah menyusun protokol operasi untuk mendefinisikan bagaimana sistem tersebut mati atau hidup, apakah komunikasi berupa kontinyu atau diskontinyu, apakah transmisi pesan dipicu oleh sistem seperti menggunakan stimulus dari pembangkit atau langsung oleh pengguna.

BAB 3
METODE PENELITIAN

Pada bab ini menjelaskan gambaran umum metodologi penelitian yang digunakan untuk mencapai tujuan penelitian yang diinginkan. Gambar 3.1 merupakan diagram alur penelitian yang menggambarkan tahapan-tahapan yang dilakukan dalam penelitian ini.



Gambar 3.1 Diagram Alur Penelitian

3.1 Perekaman Data EEG

Pada tahap ini menjelaskan tentang proses pengambilan data berupa sinyal EEG dari setiap partisipan, yaitu penjelasan mengenai profil partisipan, alat dan bahan dalam pengambilan data, dan metode pengambilan data hingga diperoleh sinyal EEG.

3.1.1 Partisipan

Sesuai dengan tujuan penelitian ini yaitu mengetahui pola sinyal EEG pada orang sehat, maka kami memilih orang sehat jasmani dan rohani sebagai partisipan. Partisipan yang dipilih terdiri dari laki-laki dan perempuan dan bersedia untuk menjadi partisipan dengan sukarela tanpa paksaan apapun.

Penelitian ini melibatkan sebanyak 15 partisipan, terdiri dari 8 laki-laki dan 7 perempuan. Rentang usia partisipan adalah 20 hingga 40 tahun. Kondisi partisipan harus dipastikan sehat jasmani dan rohani serta cukup tidur. Partisipan juga tidak diperbolehkan minum obat dan alkohol dalam waktu 24 jam sebelum pengambilan data. Selain itu, seluruh partisipan dalam penelitian ini adalah seseorang yang terbiasa melakukan aktifitas dengan tangan kanan (bukan kidal).

Kriteria partisipan dalam penelitian ini sebagai berikut:

1) Orang sehat jasmani dan rohani berusia 20 hingga 40 tahun.
2) Tidak pernah memiliki riwayat gangguan pada syaraf baik tangan maupun kaki.
3) Tidak pernah menderita stroke.
4) Terbiasa melakukan aktifitas motorik dengan tangan kanan (bukan kidal).
5) Tidak memiliki ketergantungan pada obat-obatan dan alcohol.
6) Tidak memiliki gangguan tidur.
7) Memiliki cukup tidur di malam sebelum pengambilan data.

Waktu tidur minimal 7 jam (paling malam tidur jam 22.00 WIB) seperti yang dikonfirmasi pada penelitian [42] bahwa orang sehat dewasa secara normal waktu tidur yang cukup antara 7 hingga 9 jam. Setiap partisipan diberi informasi kapan proses pengambilan data dilakukan sehingga bisa mempersiapkan diri termasuk waktu tidur di malam sebelum pengambilan data.

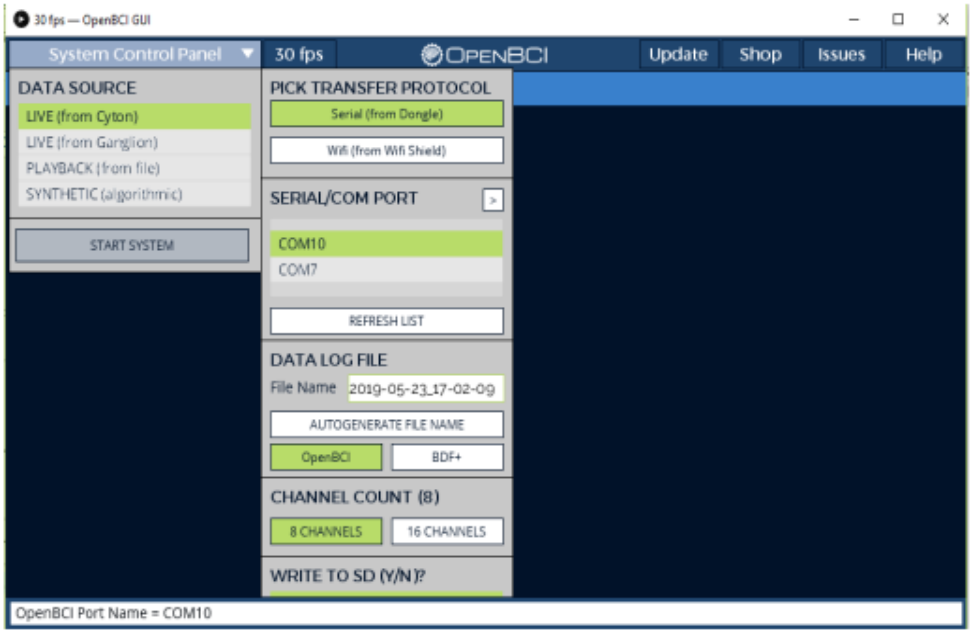
Sebelum pengukuran gelombang otak dengan alat EEG, partisipan dikenalkan terlebih dahulu mengenai proses pengukuran dan segala aktivitas yang akan terjadi saat pengukuran termasuk tahapan-tahapan perekaman data. Serta menjelaskan bahwa pengukuran dengan alat EEG tidak memberikan dampak negarif bagi partisipan. Hal ini diperlukan untuk menghindarkan kekhawatiran partisipan. Kondisi khawatir ini dapat mempengaruhi gelombang otak saat pengukuran dilakukan.

3.1.2 Alat dan Bahan Penelitian

Penelitian ini menggunakan perangkat OpenBCI Ultracortex Mark IV with ganglion board 8 channel. Alat ini terdiri dari 2 bagian yaitu ultracortex mark IV sebagai headset yang dipasang pada kepala partisipan dan cyton board 8 channel

sebagai alat pemroses sinyal. OpenBCI Ultracortex Mark IV dengan ganglion board 8 channel bersifat *portable*, mudah digunakan dan tidak terlalu mahal dibandingkan alat untuk standar kedokteran, sehingga cocok untuk penelitian. Detail tentang peralatan telah dibahas pada bab sebelumnya.

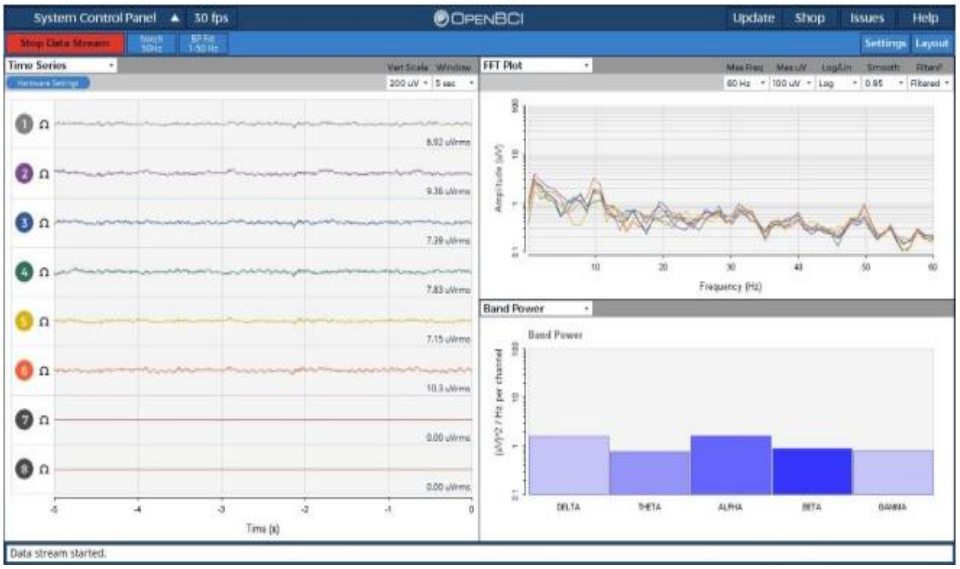
Perekaman data EEG dilakukan dengan memasang headset pada kepala partisipan, menghidupkan cyton board dan menghubungkannya dengan komputer melalui bluetooth dongle yang tersedia. Sebelum dilakukan perekaman data terlebih dahulu menginstal software OpenBCI GUI v4.1.2 dan OpenBCI Hub. Pada gambar 3.2 terlihat tampilan awal OpenBCI GUI. Dalam proses perekaman, klik Live (from Cyton) pada Data Source, kemudian pada Pick Transfer Protocol pilih Serial (from Dongle) dan pilih port yang tersedia. Setelah itu isikan nama file pada kotak File Name, klik Start Sistem umtuk memulai perekaman.



Gambar 3.2 Tampilan Awal OpenBCI GUI

Pada gambar 3.3 berikut menampilkan jendela perekaman data dengan OpenBCI Cyton Board. Terdapat 3 jendela yang dapat disesuaikan dalam dua belas tata letak. Pada jendela Time Series menampilkan data stream EEG secara realtime. Pengaturan yang digunakan pada penelitian ini adalah resolusi 30 FPS, Notch filter 50 Hz, BP filter 1-50 Hz, Vert Scale 100 µV dan time window 5 sec.

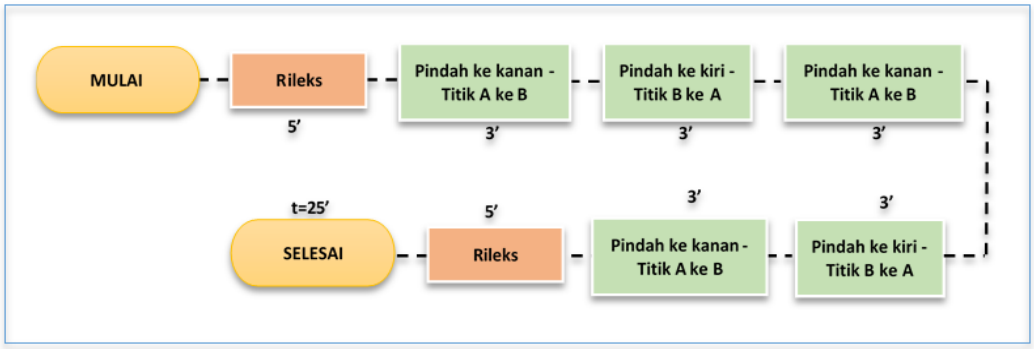
Tombol Stop Data Stream digunakan untuk mengakhiri proses perakaman data. Kemudian pada Sistem Control Panel pilih Save Data untuk menyimpan data yang telah terekam. Data tersimpan dalam bentuk *.txt. dan siap untuk diolah lebih lanjut.



Gambar 3.3 Tampilan Utama OpenBCI GUI

3.1.3 Alur Perekaman Data

Gerakan yang dilakukan dalam penelitian ini adalah memindahkan sebuah gelas berwarna dari titik A ke titik B dan sebaliknya. Gerakan memindahkan gelas berwarna dilakukan dengan mata terbuka (untuk gerakan nyata) dan mata tertutup (untuk gerakan imagery). Setiap gerakan memindahkan gelas dilakukan dalam posisi duduk tegak dan rileks. Alur gerakan perekaman sinyal EEG antara gerakan pada saat mata terbuka dan tertutup adalah sama. Detail alur perekaman sebagaimana pada Gambar 3.4.



Gambar 3.4 Alur Perekaman Data EEG

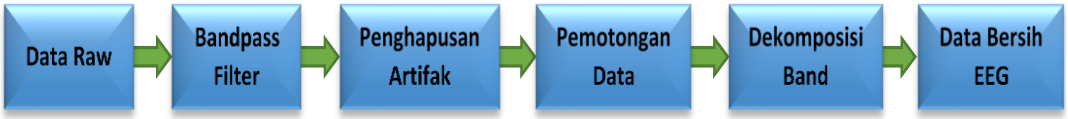
Posisi awal gelas berwarna adalah di titik A. Urutan gerakan 1 set perekaman adalah memindahkan gelas berwarna ke sebelah kanan (dari titik A ke titik B) sebanyak tiga kali dan memindahkan gelas berwarna ke sebelah kiri (dari titik B ke titik A) sebanyak dua kali. Gerakan tersebut masing-masing mempunyai durasi waktu selama 3 detik dan dilakukan secara bergantian.

Sebelum memulai gerakan memindahkan gelas, partisipan melakukan relaksasi selama 5 detik pada awal perekaman sinyal EEG. Pada akhir perekaman sinyal EEG, partisipan juga melakukan relaksasi selama 5 detik, sehingga total waktu perekaman data adalah 25 detik.

3.2 Preprocessing Data EEG

Data mentah EEG hasil perekaman sinyal EEG akan dilakukan proses preprocessing. Tujuan dari preprocessing adalah menghasilkan band frekuensi yang diinginkan. Band frekuensi yang diharapkan dari penelitian ini adalah alpha dan beta. Sinyal EEG yang didapat dari pengukuran harus dibersihkan dahulu dari noise (artefak). Artefak merupakan sinyal yang tidak diinginkan yang dapat menunjukkan perubahan yang signifikan pada sinyal otak [43]. Artefak berasal dari rekaman *non-cerebral* oleh elektroda-elektroda EEG [44]. Hal ini sebagian besar disebabkan oleh aktivitas yang tidak dapat dikendalikan oleh responden, misalnya pada gerakan bola mata, gerakan otot kulit kepala, dan gerakan tubuh lainnya yang tidak dimaksudkan.

Artefak yang dihilangkan dalam sinyal EEG disebut raw data [45]. Tujuan dari menghilangkan artefak ini adalah untuk memperoleh sebuah sinyal yang "*clean*" sehingga dapat dianalisis lebih lanjut [46]. Oleh karena itu, diperlukan suatu proses pereduksi noise (*denoising*). Sinyal EEG normal berada pada kisaran mikrovolt, sedangkan artefak dan suara biasanya memiliki amplitudo sepuluh sampai seratus kali lebih besar [47]. Oleh karena itu, banyak peneliti menerapkan pemotongan amplitudo EEG yang melebihi kisaran normal ± 100uV [48] untuk menghapus artefak. Gambar 3.5 mengilustrasikan skema preprocessing data.



Gambar 3.5 Skema Preprocessing Data

3.2.1 Data Raw EEG

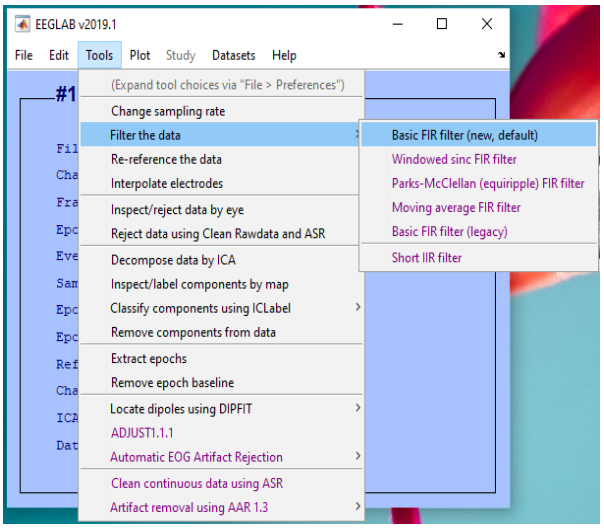
Data raw hasil dari proses perekaman sinyal EEG dengan perangkat openBCI berupa data *.txt. Pengolahan data dalam penelitian ini menggunakan Matlab versi 2015a dan tools EEGLab 2019v1. Sebelum dapat diolah lebih lanjut, data raw berupa *.txt ini harus disesuaikan dengan format data pada EEGLab berupa *.mat. Data raw diimport dan ditranspose terlebih dahulu dengan matlab Setelah dalam bentuk *.mat, kemudian data diimport ke EEGLab menjadi dataset. Dataset yang diolah dengan EEGLab menggunakan frekuensi sampling 256 Hz dalam 1 detik.

3.2.2 Bandpass Filtering

Proses preprocessing diawali dengan melakukan bandpass filter menggunakan metode Finite Impulse Response (FIR). Tujuan dari bandpass filter adalah menentukan frekuensi batas atas dan batas bawah yang diinginkan. Pembatasan frekuensi yang digunakan pada penelitian ini adalah low pass sebesar 1 Hz dan high pass sebesar 40 Hz.

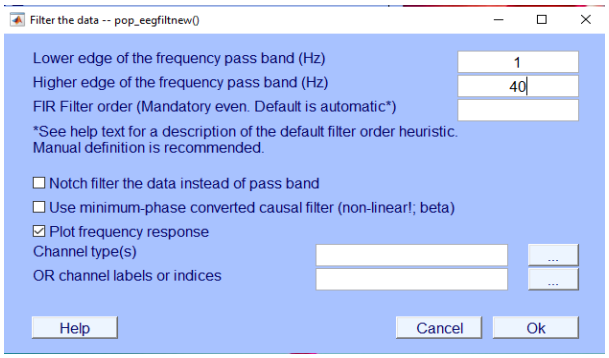
Bandpass filter FIR dilakukan dengan menggunakan pluggin FIR pada tools EEGLab 2019. Adapun langkah-langkah dalam melakukan bandpass filter dengan FIR adalah sebagai berikut.

a. Pilih dataset yang akan diolah, kemudian pilih Tools → Filter the data → Basic FIR filter.



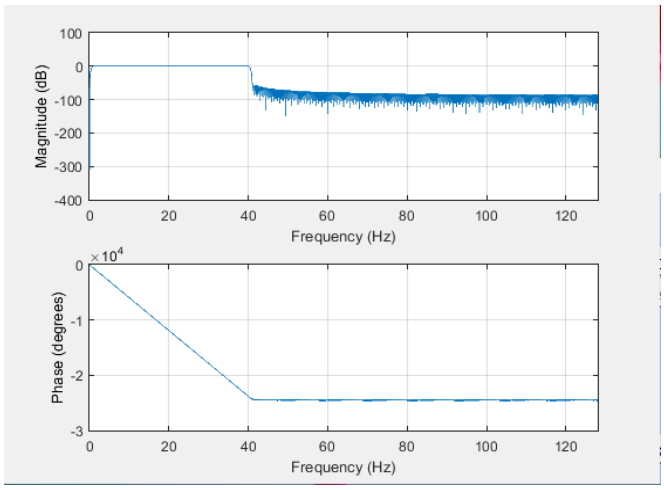
Gambar 3.6 Bandpass Filter dengan FIR

b. Mengisikan batasan frekuensi, yaitu pada inputan “Lower edge of the frequency pass band (Hz)” sebagai batas bawah dimasukkan angka 1 dan pada inputan “Higher edge of the frequency pass band (Hz)” sebagai batas atas dimasukkan angka 40.



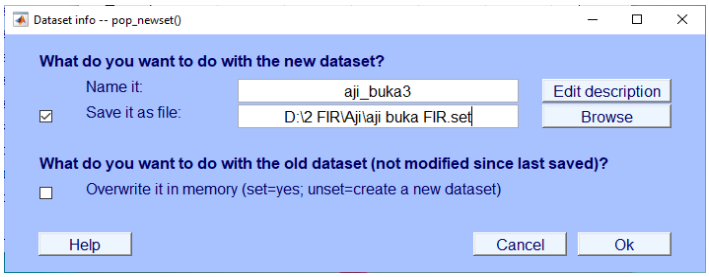
Gambar 3.7 Pengaturan Batas Bawah dan Batas Atas Bandpass Filter FIR

c. Hasil dari pengaturan bandpass filter pada huruf b di atas, akan menunjukkan plot frekuensi respons pada frekuensi 1 – 40 Hz.



Gambar 3.8 Tampilan Plot Frekuensi Respons Bandpass Filter FIR

d. Simpan dataset hasil bandpass filter tersebut dengan memberi nama file kemudian klik Ok.



Gambar 3.9 Penyimpanan Dataset Hasil Bandpass Filter FIR

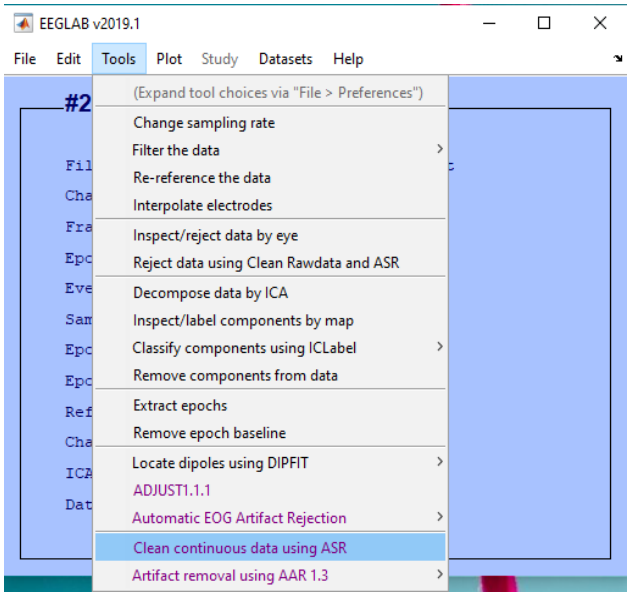
3.2.3 Penghapusan Artefak

Sinyal EEG yang telah melalui proses bandpass filter kemudian dibersihkan dari artefak dengan menggunakan metode Automatic Subspace Reconstruction (ASR). Menurut [49], ASR dapat menjadi pendekatan penghapusan artefak yang kuat dan otomatis untuk analisis data offline atau aplikasi EEG online real-time. Tujuan dari menghilangkan artefak adalah untuk memperoleh sebuah sinyal bersih sehingga dapat dianalisis lebih lanjut [46].

Proses pembersihan artefak ASR dilakukan dengan menggunakan pluggin ASR yang sebelumnya diinstal pada tools EEGLab 2019. Adapun langkah-langkah dalam membersihkan artefak dengan ASR adalah sebagai berikut.

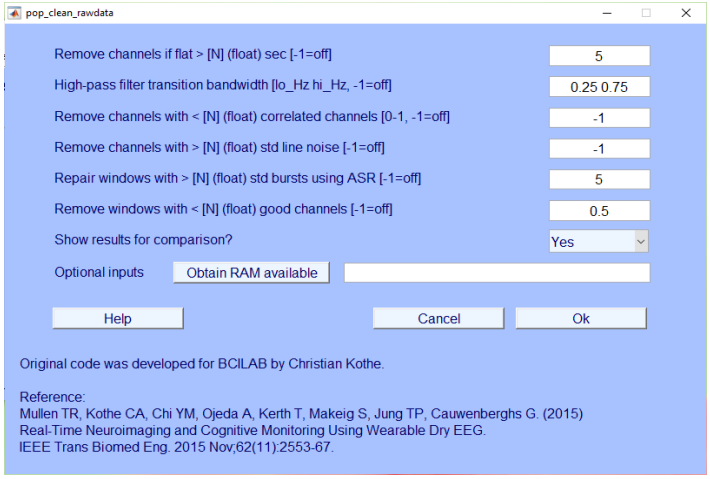
a. Pilih dataset yang akan diolah dengan cara klik File → Load Existing Dataset → pilih dataset yang sudah dilakukan bandpass filter dengan FIR → Open.

b. Kemudian pilih Tools → Clean continuous data using ASR.



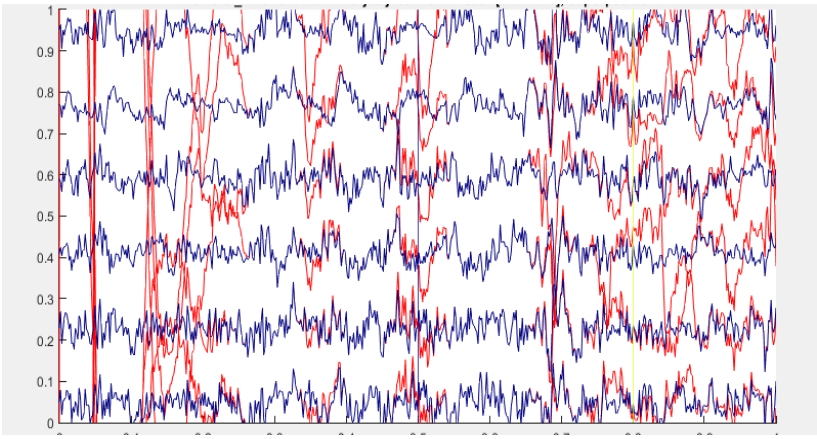
Gambar 3.10 Pembersihan Artefak dengan ASR

c. Mengisikan pengaturan dalam ASR, correlated channels dan std line noise diisi -1 agar apabila data pada suatu chanel yang dibersihkan dengan ASR menunjukkan line merah, data tersebut tidak secara otomatis terhapus semua.



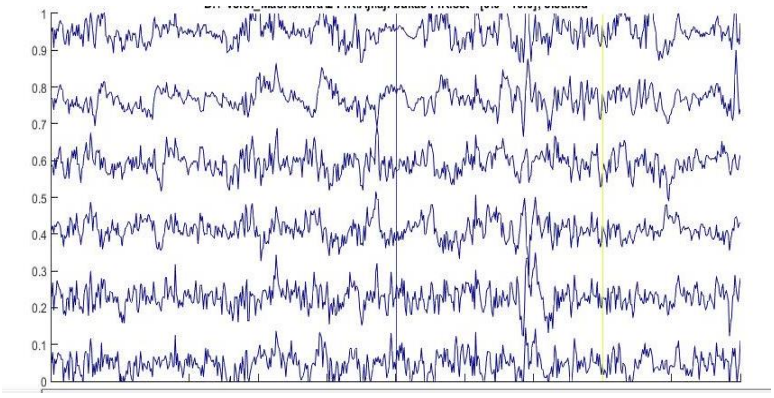
Gambar 3.11 Pengaturan Pembersihan Artefak dengan ASR

d. Proses pembersihan artefak dengan ASR terlihat pada Gambar 3.12 berikut. Warna merah pada grafik menunjukkan artefak yang akan dihapus oleh ASR.



Gambar 3.12 Tampilan Proses Pembersihan Artefak dengan ASR

e. Hasil dari penghapusan artefak dengan ASR ditampilkan pada Gambar 3.13 berikut. Simpan hasil pembersihan artefak menjadi dataset baru.



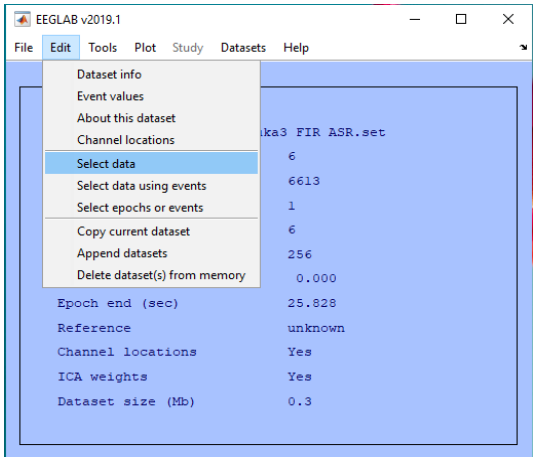
Gambar 3.13 Hasil Pembersihan Artefak dengan ASR

3.2.4 Pemotongan Data

Langkah selanjutnya dari proses ini adalah pemotongan data (segmentasi data). Tahap segmentasi data akan memotong data menurut event dan waktu yang ditentukan, sehingga data yang tersisa hanya data yang mengandung gerakan yang dikehendaki. Data yang dipilih untuk diolah lebih lanjut adalah data pada saat melakukan gerakan memindahkan gelas berwarna saja. Data bersih tersebut dipotong pada saat keadaan rileks di awal dan akhir gerakan masing-masing selama 5 detik. Sehingga total waktu setelah pemotongan data menjadi 15 detik. Dengan penggunaan frekuensi sampling 256 Hz dalam 1 detik, maka data frame yang dihasilkan setelah pemotongan data adalah sebanyak 3.840 pada tiap-tiap chanel.

Pemotongan data dalam penelitian ini dilakukan dengan tools EEGLab 2019 pada Matlab2015a dengan langkah-langkah sebagai berikut.

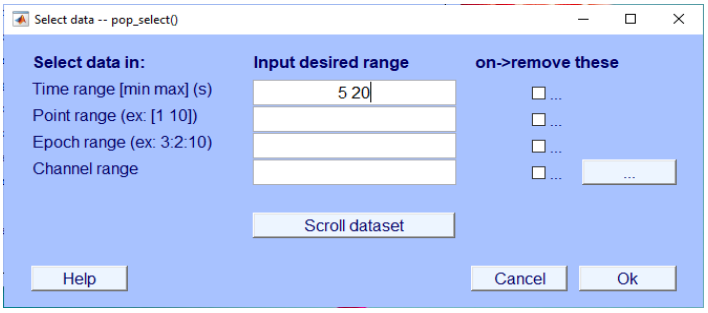
a. Pilih dataset yang akan diolah dengan cara klik Edit → Select Data.



Gambar 3.14 Tampilan Pemotongan Data

b. Mengisikan pengaturan dalam pemotongan data, Time range diisi angka 5 spasi 20 → klik OK untuk menyimpan.

Maksud dari pengisian angka tersebut adalah memilih data yang hanya berisi gerakan saja yaitu pada detik ke 6 hingga 20, sedangkan data keadaan rileks di awal gerakan dan akhir gerakan masing-masing selama 5 detik yang akan dipotong. Sehingga total waktu setelah data dipotong menjadi 15 detik. Gambar 3.15 memperlihatkan bagian yang harus diisi sebagai pengaturan pemotongan data.



Gambar 3.15 Pengaturan Pemotongan Data

3.2.5 Dekomposisi Band

Tahap selanjutnya adalah melakukan proses dekomposisi band dataset hasil pemotongan data. Tujuan dari dekomposisi adalah untuk mengurai sinyal ke dalam sub-band tertentu berdasarkan nilai rentang frekuensi. Rentang frekuensi gelombang sinyal otak dipisahkan menjadi 4 band frekuensi, yaitu yaitu delta (δ), theta (Θ), alpha (α), dan beta (β).

Metode dekomposisi yang digunakan dalam penelitian ini adalah filter Butterworth pada orde 4. Proses dekomposisi metode butterworth dilakukan dengan mengatur batas atas dan batas bawah frekuensi yang dilalui. Filter butterworth dipilih karena filter ini memiliki respon yang relatif datar sehingga hasil keluaran hampir sama dengan sinyal asli. Proses dekomposisi metode butterworth ini dilakukan dengan menggunakan python dengan script berikut ini.

```
#Set frekuensi cutoff yang diinginkan (dalam Hz)
x = np.array([[ 0.5, 4, 8, 13]])
y = np.array([[ 4, 8, 13, 30]])
x = np.asmatrix(x)
y = np.asmatrix(y)

#Fungsi filterband butterworth
def butter_bandpass(lowcut, highcut, fs, order=4):
    nyq = 0.5 * fs
    low = lowcut / nyq
    high = highcut / nyq
    b, a = butter(order, [low, high], btype='band')
    return b, a

def butter_bandpass_filter(data, lowcut, highcut, fs, order=4):
    b, a = butter_bandpass(lowcut, highcut, fs, order=order)
    y = lfilter(b, a, data)
    return y
```

Gambar 3.16 Script Dekomposisi Band

3.3 Ekstraksi Fitur

Tahapan selanjutnya setelah preprocessing adalah ekstraksi fitur untuk menghasilkan parameter yang akan dianalisis lebih lanjut. Metode yang digunakan dalam ekstraksi fitur adalah metode statistik fitur pada domain waktu. Analisa domain waktu ini dimaksudkan untuk menguji perubahan sinyal EEG selama melakukan gerakan nyata maupun gerakan imagery. Nilai tiap parameter pada waktu perekaman data (15 detik) inilah yang digunakan untuk menentukan perubahan pola sinyal EEG.

Sebelum dilakukan proses ekstraksi fitur, data bersih yang telah dihasilkan dari preprocessing dipotong-potong dengan segmentasi 20ms (milisekon). Pemotongan 20ms ini telah dilakukan pada penelitian [50]. Dalam 1 detik (1.000 ms) terdapat 256 data frame, maka setiap 20ms terdiri dari ± 5.12 data frame. Sehingga data EEG bersih berdurasi selama 15 detik (3.840 data frame), akan menghasilkan 768 data frame setelah dilakukan proses pemotongan dengan segmentasi 20 ms. Data frame hasil segmentasi inilah yang akan diolah lebih lanjut dalam proses ekstraksi fitur.

Fitur statistik atau parameter yang dihitung dalam penelitian ini adalah Mean, Mean Absolut Value (MAV), Standar Deviasi (STD) dan Varian. Fitur tersebut dipilih karena menurut penelitian [54] menyatakan bahwa fitur statistik tersebut mudah diimplementasikan dan paling umum digunakan. Fitur Mean, MAV dan STD juga digunakan dalam penelitian [55] dalam mengukur efektivitas fitur statistik dalam ekstraksi sinyal EEG. Dalam penelitian [56] menggunakan fitur statistik Mean dan STD dalam proses ekstraksi fitur serta metode Support Vector Machine dan Naïve Bayes untuk pengelompokan data sinyal EEG pada penderita gangguan. Pada penelitian [58], penggunaan fitur statistik STD dalam proses ekstraksi sub band sinyal EEG pergerakan kursor dengan metode Discrete Wavelet menghasilkan tingkat keakuratan klasifikasi sebesar 78,7% dengan metode Backpropagation sebagai metode klasifikasi. Selain itu, pemilihan fitur Mean, MAV, STD dan Varian dirasa lebih sesuai dalam pengolahan data hasil segmentasi 20ms.

Proses ekstraksi fitur dilakukan dengan perhitungan statistik menggunakan library numpy pada python sesuai dengan Persamaan (2.9) sampai (2.12). Adapun script perhitungan ekstraksi fitur terlihat pada Gambar 3.17 berikut.

```
#-------------Mean-------------#
mean = np.mean(seg20ms)
x = np.array(mean)
list = x.tolist()
list_isi_mean.append(list)
#------------------------------#
```

```
#---------Mean Absolut---------#
meanabs = np.mean(abs(seg20ms))
x = np.array(meanabs)
list = x.tolist()
list_isi_meanabs.append(list)
#------------------------------#
```

```
#-------Standart Deviasi-------#
std = np.std(seg20ms)
x = np.array(std)
list = x.tolist()
list_isi_std.append(list)
#------------------------------#
```

```
#-------------Varian-----------#
varian = np.var(seg20ms)
x = np.array(varian)
list = x.tolist()
list_isi_varian.append(list)
#------------------------------#
```

Gambar 3.17 Script Perhitungan Ekstraksi Fitur

3.4 Analisa Fitur

Tahap akhir penelitian ini adalah proses analisa fitur. Proses ini bertujuan untuk menemukan parameter paling stabil yang digunakan dalam penilaian kemiripan antara gerakan nyata dengan gerakan imagery. Metode yang digunakan adalah dengan membandingkan selisih nilai ekstraksi tiap parameter (Mean, MAV, STD, dan Varian) antara gerakan nyata dengan gerakan imagery. Nilai selisih parameter antara kedua gerakan tersebut diharapkan ‘sama’ atau paling tidak mempunyai selisih yang kecil. Selisih nilai yang bisa diterima adalah 2, sehingga apabila nilai selisih parameter antara gerakan nyata dengan gerakan imagery lebih kecil sama dengan (≤) 2 maka pola antara kedua gerakan tersebut dianggap ‘sama’. Dari keempat parameter tersebut dipilih yang menunjukkan ‘sama’ paling banyak. Hasil analisis inilah, nantinya akan diambil kesimpulan sesuai tujuan penelitian.

Tabel 3.1 berikut menjelaskan ilustrasi perhitungan nilai selisih parameter antara gerakan nyata dengan gerakan imagery. Perhitungan parameter dilakukan pada semua band untuk setiap partisipan. Nilai parameter ini adalah hasil dari ekstraksi fitur yang telah dibahas pada sub bab sebelumnya. Contoh ilustrasi pada Tabel 3.1 merupakan perhitungan nilai selisih parameter Mean pada band Alpha. Setelah perhitungan nilai selisih parameter diketahui, selanjutnya jumlah segmen yang bernilai ‘sama’ dan ‘beda’ dihitung dan dikelompokkan seperti terlihat pada Tabel 3.2.

Tabel 3.1 Ilustrasi Perhitungan Selisih Parameter Mean Band Alpha

Mean pada band Alpha Partisipan 1

Segmen	Gerakan nyata (GN)		Gerakan imagery (GI)		Selisih GN dengan GI (GN-GI)		Hasil Selisih (GN-GI)	
	C3	C4	C3	C4	C3 (GN-GI)	C4 (GN-GI)	C3 (GN-GI)	C4 (GN-GI)
0	-0.00521	-0.00498	0.00374	-0.00491	0.00895	0.00006	sama	sama
1	-0.05468	-0.03160	0.04244	-0.06250	0.09712	0.03090	sama	sama
2	-0.02337	-0.04946	0.00062	-0.03229	0.02400	0.01717	sama	sama
3	0.32569	0.05478	-0.21366	0.47841	0.53936	0.42363	sama	sama
4	0.30950	0.34451	-0.01948	0.47478	0.32898	0.13026	sama	sama
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮
767	-3.81913	-4.68611	-1.73708	-1.37340	2.08204	3.31271	Sama	beda

Tabel 3.2 Analisa Parameter Mean

Ps	C3				C4			
	α		B		A		β	
	Sama	Beda	Sama	Beda	Sama	Beda	Sama	Beda
P01	231	537	301	467	225	543	342	426
P02	277	491	310	458	290	478	407	361
P03	213	555	221	547	200	568	197	571
P04	192	576	220	548	209	559	183	585
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮
P15	267	501	358	410	210	558	372	396
Jumlah Segmen	3494	8026	4177	7343	3738	7782	4380	7140
Rata-rata Segmen	233	535	278	490	249	519	292	476
Prosentase	30.33%	69.67%	36.26%	63.74%	32.45%	67.55%	38.02%	61.98%

BAB 4
HASIL DAN PEMBAHASAN

Bab ini menjelaskan hasil dan analisa terkait penelitian. Hasil penelitian merupakan penerapan dari metode pada bab sebelumnya. Pembahasan dalam bab ini bertujuan untuk memperoleh parameter paling mirip antara gerakan nyata dengan gerakan imagery.

4.1 Hasil Perekaman Data EEG

Penelitian ini melibatkan sebanyak 15 partisipan, terdiri dari 8 laki-laki dan 7 perempuan. Rentang usia partisipan adalah 20 hingga 40 tahun. Kondisi partisipan telah dipastikan sehat jasmani dan rohani serta cukup tidur. Partisipan juga tidak minum obat dan alkohol dalam waktu 24 jam sebelum pengambilan data. Seluruh partisipan dalam penelitian ini adalah seseorang yang terbiasa melakukan aktifitas dengan tangan kanan (bukan kidal). Hal ini telah dipastikan dengan pengisian formulir persetujuan oleh setiap partisipan. Formulir persetujuan seperti pada Lampiran 1, diisi oleh setiap partisipan sebelum memulai perekaman data. Tabel 4.1 menjelaskan secara rinci tiap partisipan.

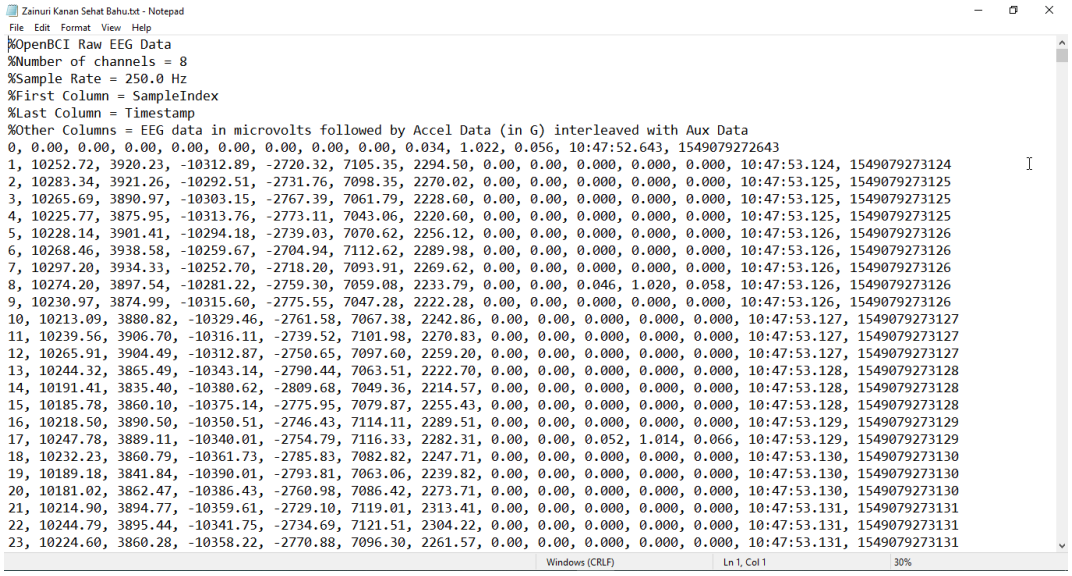
Tabel 4.1 Detail Partisipan

Kode Partisipan	Umur	Jenis Kelamin	Pengguna Tangan Kanan	Riwayat Disfungsi Motorik
S01	29	Laki-Laki	Ya	Tidak
S02	32	Laki-Laki	Ya	Tidak
S03	35	Laki-Laki	Ya	Tidak
S04	29	Laki-Laki	Ya	Tidak
S05	34	Laki-Laki	Ya	Tidak
S06	32	Perempuan	Ya	Tidak
S07	29	Laki-Laki	Ya	Tidak
S08	35	Laki-Laki	Ya	Tidak
S09	35	Perempuan	Ya	Tidak
S10	26	Perempuan	Ya	Tidak
S11	30	Perempuan	Ya	Tidak
S12	37	Perempuan	Ya	Tidak
S13	37	Laki-Laki	Ya	Tidak
S14	30	Perempuan	Ya	Tidak
S15	26	Laki-Laki	Ya	Tidak

Proses perekaman data EEG dilakukan menggunakan headset UltraCortex "Mark IV" dengan sistem operasi openBCI yang dipasang pada mainboard Cyton. Alat ini merupakan perangkat portable yang digunakan dengan cara menempatkan elektroda pada kulit kepala. Elektroda ditempelkan tanpa menggunakan gel atau cairan. Dari alat yang terpasang pada kulit kepala tersebut, sinyal EEG direkam menggunakan dongle bluetooth yang terhubung dengan aplikasi OpenBCI GUI v4.1.2 pada laptop.

Gambar 4.1 Perekaman Data Sinyal EEG

Gerakan yang dilakukan dalam penelitian ini adalah memindahkan sebuah gelas berwarna dari titik A ke titik B dan sebaliknya. Proses perekaman data dilakukan 2 tahap untuk setiap partisipan, yaitu perekaman data EEG gerakan nyata dan gerakan imagery. Setiap gerakan dilakukan 3 kali perulangan pengambilan data. Ketentuan dan alur gerakan perekaman sinyal EEG telah dijelaskan pada bab sebelumnya. Bentuk keluaran hasil perekaman data tersimpan dalam bentuk *.txt. Gambar 4.2 menunjukkan data raw hasil perekaman.



```
Zainuri Kanan Sehat Bahu.txt - Notepad
File  Edit  Format  View  Help
%OpenBCI Raw EEG Data
%Number of channels = 8
%Sample Rate = 250.0 Hz
%First Column = SampleIndex
%Last Column = Timestamp
%Other Columns = EEG data in microvolts followed by Accel Data (in G) interleaved with Aux Data
0, 0.00, 0.00, 0.00, 0.00, 0.00, 0.00, 0.00, 0.00, 0.034, 1.022, 0.056, 10:47:52.643, 1549079272643
1, 10252.72, 3920.23, -10312.89, -2720.32, 7105.35, 2294.50, 0.00, 0.00, 0.000, 0.000, 0.000, 10:47:53.124, 1549079273124
2, 10283.34, 3921.26, -10292.51, -2731.76, 7098.35, 2270.02, 0.00, 0.00, 0.000, 0.000, 0.000, 10:47:53.125, 1549079273125
3, 10265.69, 3890.97, -10303.15, -2767.39, 7061.79, 2228.60, 0.00, 0.00, 0.000, 0.000, 0.000, 10:47:53.125, 1549079273125
4, 10225.77, 3875.95, -10313.76, -2773.11, 7043.06, 2220.60, 0.00, 0.00, 0.000, 0.000, 0.000, 10:47:53.125, 1549079273125
5, 10228.14, 3901.41, -10294.18, -2739.03, 7070.62, 2256.12, 0.00, 0.00, 0.000, 0.000, 0.000, 10:47:53.126, 1549079273126
6, 10268.46, 3938.58, -10259.67, -2704.94, 7112.62, 2289.98, 0.00, 0.00, 0.000, 0.000, 0.000, 10:47:53.126, 1549079273126
7, 10297.20, 3934.33, -10252.70, -2718.20, 7093.91, 2269.62, 0.00, 0.00, 0.000, 0.000, 0.000, 10:47:53.126, 1549079273126
8, 10274.20, 3897.54, -10281.22, -2759.30, 7059.08, 2233.79, 0.00, 0.00, 0.046, 1.020, 0.058, 10:47:53.126, 1549079273126
9, 10230.97, 3874.99, -10315.60, -2775.55, 7047.28, 2222.28, 0.00, 0.00, 0.000, 0.000, 0.000, 10:47:53.126, 1549079273126
10, 10213.09, 3880.82, -10329.46, -2761.58, 7067.38, 2242.86, 0.00, 0.00, 0.000, 0.000, 0.000, 10:47:53.127, 1549079273127
11, 10239.56, 3906.70, -10316.11, -2739.52, 7101.98, 2270.83, 0.00, 0.00, 0.000, 0.000, 0.000, 10:47:53.127, 1549079273127
12, 10265.91, 3904.49, -10312.87, -2750.65, 7097.60, 2259.20, 0.00, 0.00, 0.000, 0.000, 0.000, 10:47:53.127, 1549079273127
13, 10244.32, 3865.49, -10343.14, -2790.44, 7063.51, 2222.70, 0.00, 0.00, 0.000, 0.000, 0.000, 10:47:53.128, 1549079273128
14, 10191.41, 3835.40, -10380.62, -2809.68, 7049.36, 2214.57, 0.00, 0.00, 0.000, 0.000, 0.000, 10:47:53.128, 1549079273128
15, 10185.78, 3860.10, -10375.14, -2775.95, 7079.87, 2255.43, 0.00, 0.00, 0.000, 0.000, 0.000, 10:47:53.128, 1549079273128
16, 10218.50, 3890.50, -10350.51, -2746.43, 7114.11, 2289.51, 0.00, 0.00, 0.000, 0.000, 0.000, 10:47:53.129, 1549079273129
17, 10247.78, 3889.11, -10340.01, -2754.79, 7116.33, 2282.31, 0.00, 0.00, 0.052, 1.014, 0.066, 10:47:53.129, 1549079273129
18, 10232.23, 3860.79, -10361.73, -2785.83, 7082.82, 2247.71, 0.00, 0.00, 0.000, 0.000, 0.000, 10:47:53.130, 1549079273130
19, 10189.18, 3841.84, -10390.01, -2793.81, 7063.06, 2239.82, 0.00, 0.00, 0.000, 0.000, 0.000, 10:47:53.130, 1549079273130
20, 10181.02, 3862.47, -10386.43, -2760.98, 7086.42, 2273.71, 0.00, 0.00, 0.000, 0.000, 0.000, 10:47:53.130, 1549079273130
21, 10214.90, 3894.77, -10359.61, -2729.10, 7119.01, 2313.41, 0.00, 0.00, 0.000, 0.000, 0.000, 10:47:53.131, 1549079273131
22, 10244.79, 3895.44, -10341.75, -2734.69, 7121.51, 2304.22, 0.00, 0.00, 0.000, 0.000, 0.000, 10:47:53.131, 1549079273131
23, 10224.60, 3860.28, -10358.22, -2770.88, 7096.30, 2261.57, 0.00, 0.00, 0.000, 0.000, 0.000, 10:47:53.131, 1549079273131
Windows (CRLF)   Ln 1, Col 1   30%
```

Gambar 4.2 Raw Data Perekaman EEG

4.2 Hasil Preprocessing Data EEG

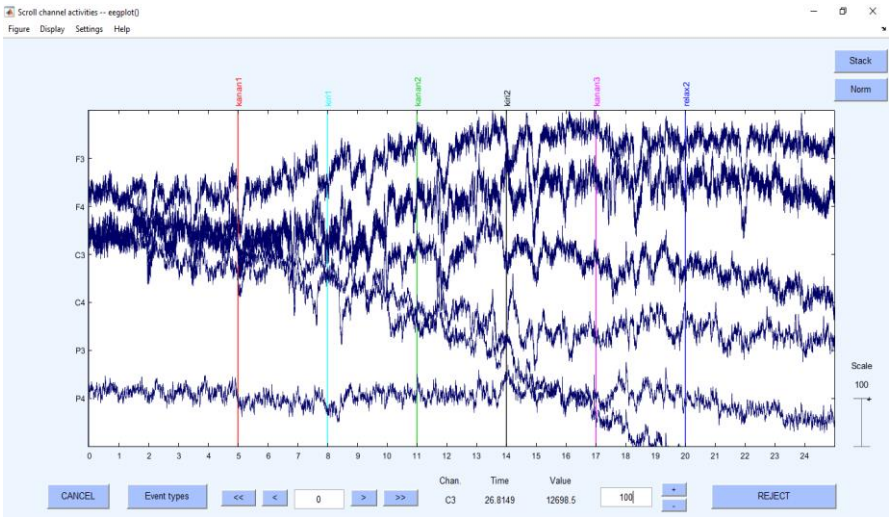
Preprocessing merupakan bagian dari pengolahan data EEG. Proses preprocessing dalam penelitian ini terdiri dari beberapa tahapan, yaitu bandpass filter, penghapusan artefak, pemotongan data dan dekomposisi band. Hasil dari setiap tahapan tersebut akan dijelaskan pada sub bab berikut.

4.2.1 Hasil Bandpass Filter

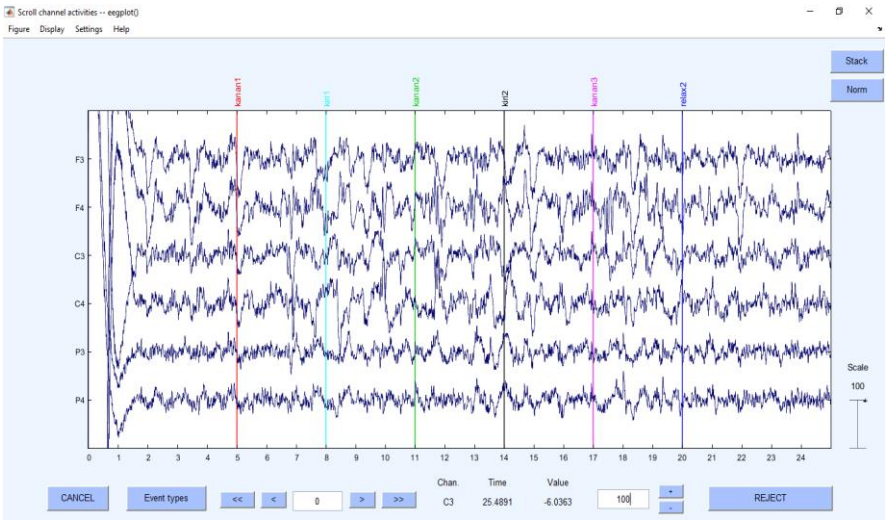
Bandpass filter merupakan tahap awal dari seluruh rangkaian preprocessing. Dalam penelitian ini bandpass filter dilakukan dengan metode Finite Impulse Response (FIR). Metode ini digunakan karena merupakan metode simpel dan stabil serta mampu membersihkan data tanpa menghilangkan informasi penting dari sinyal EEG [51]. Pembatasan frekuensi dalam metode FIR dalam penelitian ini adalah *low pass* sebesar 1 Hz dan *high pass* sebesar 40 Hz.

Gambar 4.3 dan 4.4 memperlihatkan perbandingan ploting data sebelum dilakukan bandpass filter dengan sesudah dilakukan bandpass filter pada salah satu partisipan. Gambar 4.3 merupakan ploting data gerakan nyata dan gambar 4.4 merupakan ploting data gerakan imagery. Masing-masing data sinyal EEG tersebut ditampilkan dalam 25 detik.

a. Ploting data gerakan nyata



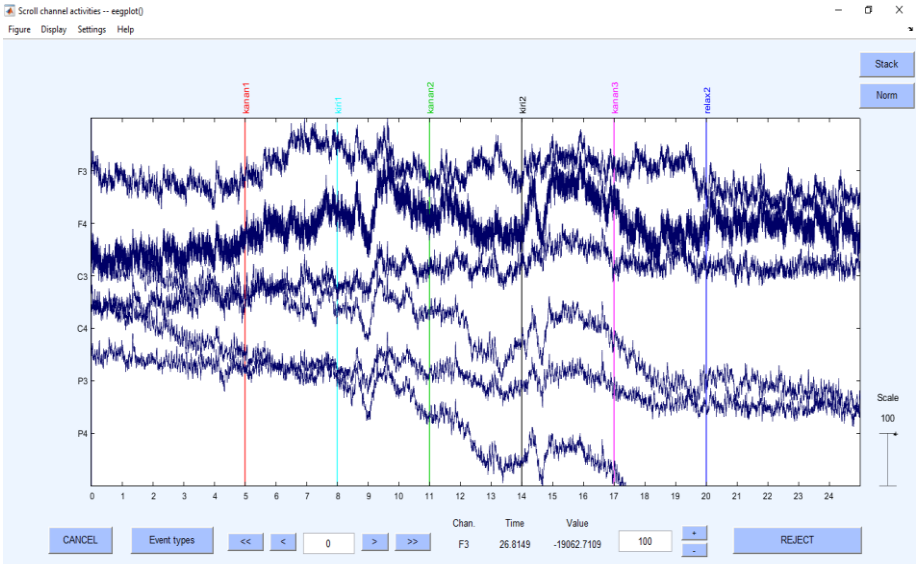
(a) Ploting Data Raw



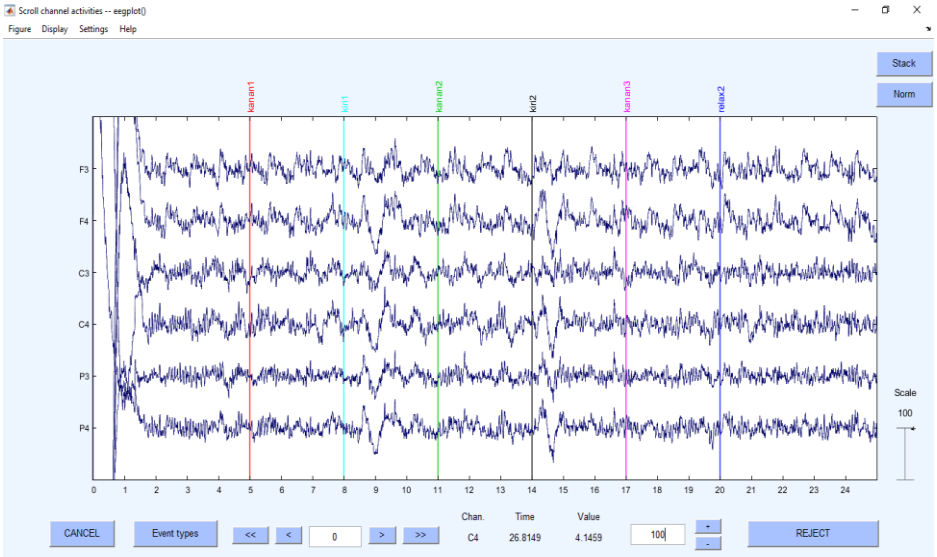
(b) Ploting Data setelah FIR

Gambar 4.3 Plotting Data Gerakan Nyata Partisipan 1, (a) merupakan ploting data raw sebelum filtering FIR, (b) merupakan ploting data setelah filtering FIR

b. Ploting data gerakan imagery



(a) Ploting Data Raw



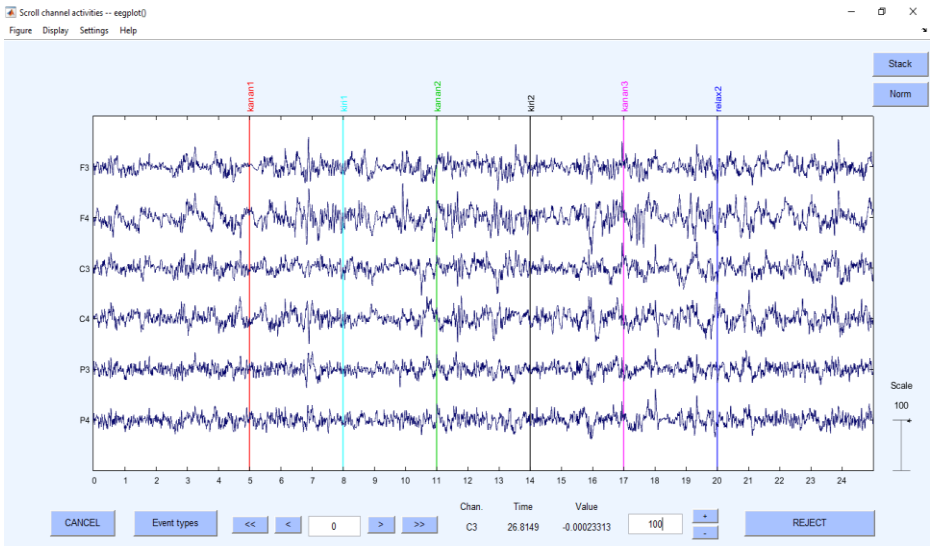
(b) Ploting Data setelah FIR

Gambar 4.4 Plotting Data Gerakan Imagery Partisipan 1, (a) merupakan ploting data raw sebelum filtering FIR, (b) merupakan ploting data setelah filtering FIR

4.2.2 Hasil Penghapusan Artefak

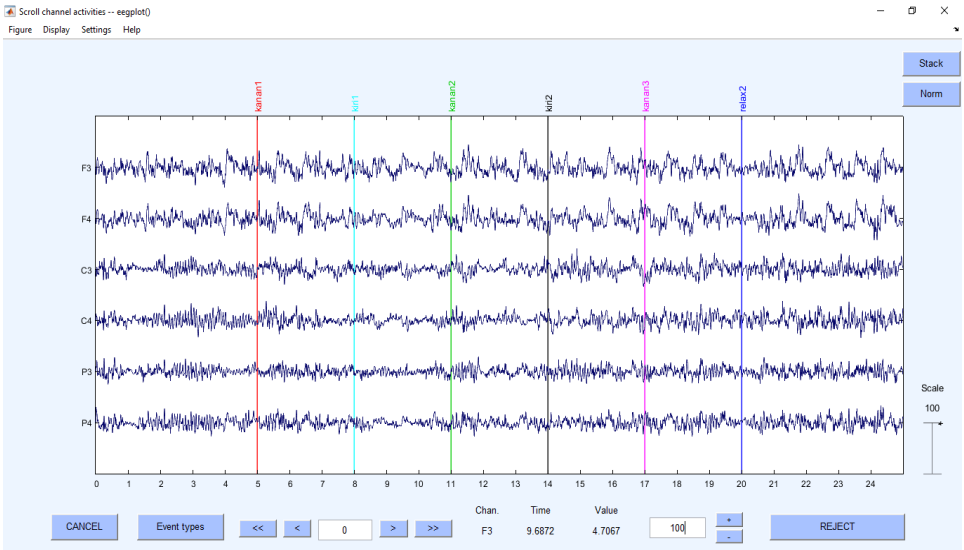
Sinyal EEG yang telah melalui proses bandpass filter dengan metode FIR, kemudian dilakukan penghapusan artefak untuk memperoleh sinyal bersih. Metode yang digunakan adalah ASR. Hasil dari pembersihan menggunakan pluggin ASR pada tools EEGLab ditunjukkan pada Gambar 4.5 dan 4.6.

a. Ploting data gerakan nyata



Gambar 4.5 Ploting Data Penghapusan Artefak ASR Gerakan Nyata

b. Ploting data gerakan imagery



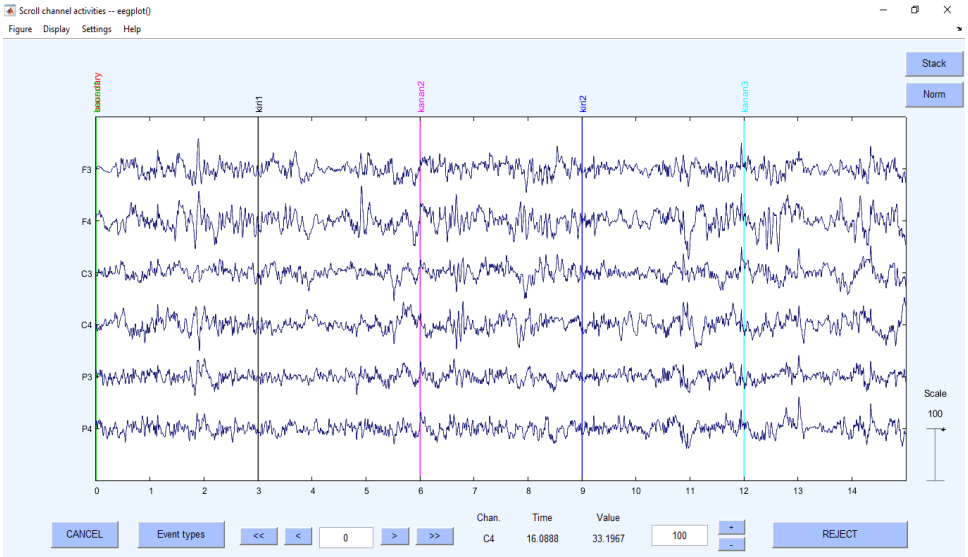
Gambar 4.6 Plotting Data Penghapusan Artefak ASR Gerakan Imagery

4.2.3 Hasil Pemotongan Data

Selanjutnya, data yang telah bersih dari noise artefak dilakukan proses pemotongan data (segmentasi data). Pemotongan data dilakukan menurut event dan waktu yang dikehendaki. Data yang dipilih adalah data pada saat melakukan gerakan memindahkan gelas saja. Sehingga data pada saat keadaan rileks di awal dan akhir gerakan memindahkan gelas inilah yang dipotong.

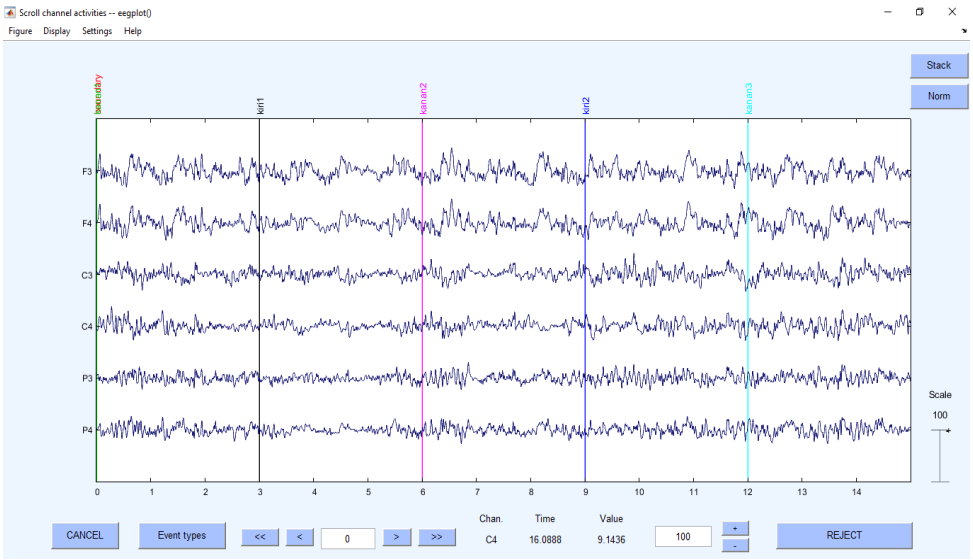
Pemotongan data EEG dilakukan pada 5 detik keadaan rileks di awal sebelum gerakan memindahkan gelas berwarna dan 5 detik setelah gerakan memindahkan gelas. Dalam 1 kali perekaman terdapat 5 gerakan yang terdiri dari 3 kali gerakan memindahkan gelas ke sebelah kanan (titik B) dan 2 kali gerakan memindahkan gelas ke kiri (titik A). Data awal yang panjangnya ± 25 detik (±6.400 data segmen), kemudian dipotong sepanjang 10 detik (2.560 data segmen). Sehingga data akhir akan memiliki durasi waktu selama 15 detik (3.840 data segmen). Gambaran hasil proses segmentasi dapat dilihat pada Gambar 4.7 dan 4.8.

a. Ploting data gerakan nyata



Gambar 4.7 Plotting Hasil Pemotongan Data Gerakan Nyata

b. Ploting data gerakan imagery



Gambar 4.8 Plotting Hasil Pemotongan Data Gerakan Imagery

4.2.4 Hasil Dekomposisi Band

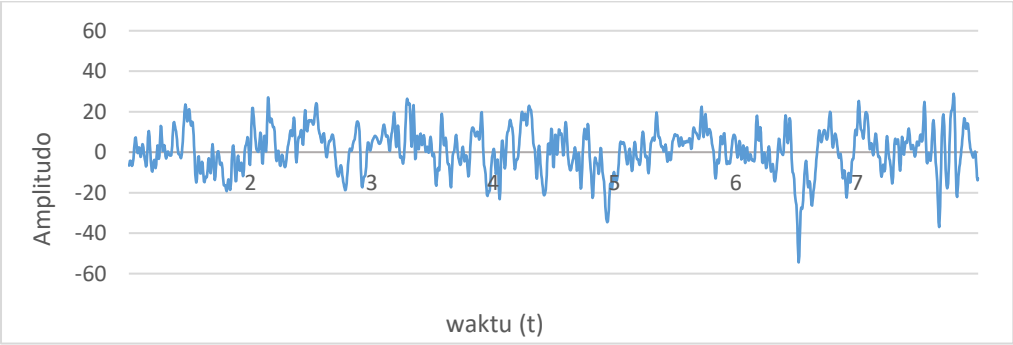
Sinyal EEG bersih yang telah disegmentasi kemudian akan dilakukan proses dekomposisi band. Proses dekomposisi mengunakan metode butterworth, yaitu dengan mengatur batas atas dan batas atas frekuensi yang dilalui. Hasil dari dekomposisi terdiri dari gelombang, yaitu delta (δ), theta (Θ), alpha (α), dan beta (β). Namun gelombang yang akan dianalisa lebih lanjut dalam proses ekstraksi adalah alpha dan beta, serta mu-rhythm (terletak sama dengan gelombang alpha).

Gelombang alpha memiliki korelasi fungsional yang diasosiasikan dengan fungsi sensorik, motor, dan memori pada rentang frekuensi 8-12 Hz. Jangkauan frekuensi gelombang alpha menyerupai dengan mu-rhythm. Namun antara gelombang alpha dengan mu-rhythm terdapat perbedaan fisiologis, yaitu mu-rhythm mempunyai keterkaitan kuat dengan aktivitas motorik yang muncul bersama gelombang beta [52].

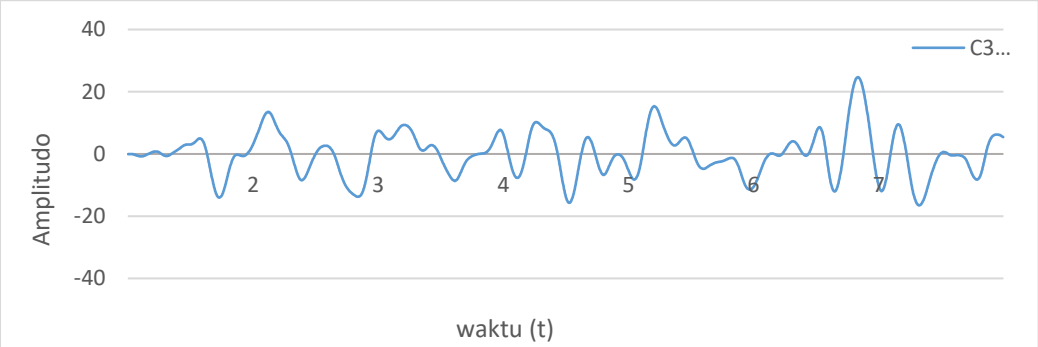
Gelombang beta memiliki korelasi dengan kegiatan aktif, sibuk berpikir atau cemas, serta berkonsentrasi penuh pada rentang frekuensi 12-30 Hz. Level beta menjadi lebih kuat di sepanjang korteks tengah pada saat seseorang merencanakan atau melakukan gerakan, terutama dalam gerakan meraih atau menggenggam.

Gelombang beta mengalami desinkronisasi pada saat melakukan gerakan nyata (*motor execution*) maupun pada saat gerakan imagery (*motor imagery*).

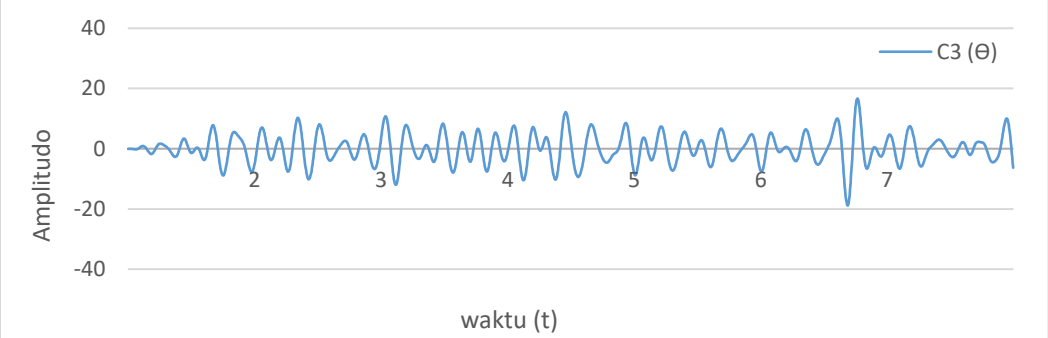
Data yang dipilih hanya data EEG pada channel C3 dan C4 karena channel ini memiliki relevansi kuat dengan perintah motorik. Gambar 4.9 merupakan hasil dekomposisi sinyal menggunakan metode butterworth. Data yang ditampilkan adalah sinyal EEG channel C3 dari partisipan 1 pada saat melakukan gerakan nyata memindahkan gelas berwarna, ditampilkan dalam waktu 8 detik.



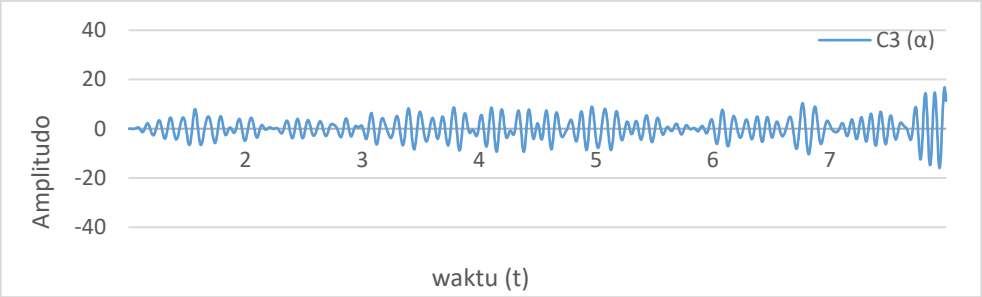
(a) Sinyal EEG Asli



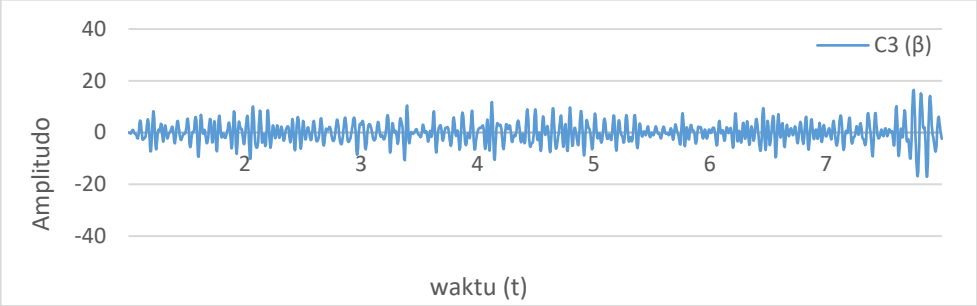
(b) Gelombang Delta



(c) Gelombang Theta



(d) Gelombang Alpha



(e) Gelombang Beta

Gambar 4.9 Gelombang Hasil Proses Dekomposisi, (a) merupakan sinyal EEG sebelum dekomposisi, (b) merupakan sinyal pada gelombang delta, (c) merupakan sinyal pada gelombang theta, (d) merupakan sinyal pada gelombang alpha, dan (e) merupakan sinyal pada gelombang beta

4.3 Hasil Ekstraksi Fitur

Setelah tahapan preprocessing selesai, proses selanjutnya adalah ekstraksi fitur. Sinyal EEG bersih diekstraksi dengan menggunakan metode statistik pada domain waktu. Fitur statistik atau parameter yang dihitung dalam penelitian ini adalah Mean, Mean Absolut Value (MAV), Standar Deviasi (STD) dan Varian.

Penelitian ini melibatkan 15 orang partisipan, dimana setiap partisipan memiliki 2 data hasil perekaman yang terdiri dari rekaman gerakan nyata dan gerakan imagery, maka ada 30 dataset yang diekstraksi. Setiap dataset gerakan terdiri dari data pada 2 chanel, yaitu chanel C3 dan C4 pada 2 band, yaitu alpha dan beta. Dataset bersih untuk satu gerakan memiliki panjang 15 detik (3.840 data segmen) kemudian dilakukan pemotongan per 20 ms (5 data segmen), sehingga untuk tiap dataset diperoleh 768 segmen.

a. Hasil Ekstraksi Mean

Tabel 4.2 dan Tabel 4.3 merupakan contoh hasil ekstraksi Mean pada Partisipan 1. Hasil ekstraksi terdiri dari ekstraksi pada gerakan nyata dan gerakan imagery pada chanel C3 dan C4. Masing-masing ekstraksi pada band Alpha dan Beta.

Tabel 4.2 Ekstraksi Mean pada Band Alpha Partisipan 1

Segmen	Gerakan nyata (GN)		Gerakan imagery (GI)	
	C3	C4	C3	C4
0	-0.00522	-0.00498	0.00374	-0.00491
1	-0.05468	-0.03161	0.04244	-0.06251
2	-0.02338	-0.04947	0.00062	-0.03230
3	0.32570	0.05478	-0.21367	0.47842
4	0.30950	0.34452	-0.01949	0.47478
. . .	. . .	. . .	. . .	. . .
767	-3.81914	-4.68612	-1.73709	-1.37341

Tabel 4.3 Ekstraksi Mean pada Band Beta Partisipan 1

Segmen	Gerakan nyata (GN)		Gerakan imagery (GI)	
	C3	C4	C3	C4
0	-0.18530	-0.14654	0.14720	-0.18358
1	0.49195	0.33243	-0.49541	0.40317
2	0.12582	-0.21367	0.30316	0.80834
3	-1.30055	0.43594	0.93117	-2.60494
4	0.22727	-1.02561	-1.53445	0.03174
. . .	. . .	. . .	. . .	. . .
767	-3.12865	-0.36191	-2.35613	-1.04919

b. Hasil Ekstraksi MAV

Tabel 4.4 dan Tabel 4.5 merupakan contoh hasil ekstraksi MAV pada Partisipan 1. Hasil ekstraksi terdiri dari ekstraksi pada gerakan nyata dan gerakan imagery pada chanel C3 dan C4. Masing-masing ekstraksi pada band Alpha dan Beta.

Tabel 4.4 Ekstraksi MAV pada Band Alpha Partisipan 1

Segmen	Gerakan nyata (GN)		Gerakan imagery (GI)	
	C3	C4	C3	C4
0	0.005218	0.004982	0.003741	0.004913
1	0.054681	0.031607	0.042445	0.062508
2	0.051931	0.049468	0.041931	0.068923
3	0.325695	0.068221	0.213668	0.478419
4	0.312868	0.344519	0.149572	0.484345
. . .				
767	4.072752	4.686120	1.845265	3.773937

Tabel 4.5 Ekstraksi MAV pada Band Beta Partisipan 1

Segmen	Gerakan nyata (GN)		Gerakan imagery (GI)	
	C3	C4	C3	C4
0	0.185300	0.146540	0.147201	0.183580
1	0.590925	0.399546	0.608176	0.586622
2	0.437431	0.979881	0.810240	0.917880
3	1.300548	1.809786	0.931174	2.604944
4	1.871852	1.795740	1.534449	2.223214
⋮				
767	3.128653	1.993042	4.775868	5.560804

c. Hasil Ekstraksi STD

Tabel 4.6 dan Tabel 4.7 merupakan contoh hasil ekstraksi STD pada Partisipan 1. Hasil ekstraksi terdiri dari ekstraksi pada gerakan nyata dan gerakan imagery pada chanel C3 dan C4. Masing-masing ekstraksi pada band Alpha dan Beta.

Tabel 4.6 Ekstraksi STD pada Band Alpha Partisipan 1

Segmen	Gerakan nyata (GN)		Gerakan imagery (GI)	
	C3	C4	C3	C4
0	0.005681	0.005059	0.004255	0.005461
1	0.018811	0.006636	0.013917	0.025242
2	0.053721	0.003710	0.047409	0.071207
3	0.120612	0.070902	0.048688	0.185713
4	0.188444	0.066900	0.165915	0.291596
⋮				
767	2.956108	2.951350	1.324627	4.074519

Tabel 4.7 Ekstraksi STD pada Band Beta Partisipan 1

Segmen	Gerakan nyata (GN)		Gerakan imagery (GI)	
	C3	C4	C3	C4
0	0.145723	0.097483	0.129217	0.153104
1	0.496406	0.322323	0.558909	0.598763
2	0.499283	1.052771	0.842707	0.648043
3	0.569268	1.900999	0.332184	0.955449
4	2.145344	1.782348	1.063429	2.541352
⋮				
767	0.143725	2.281251	4.951344	6.285303

d. Hasil Ekstraksi Varian

Tabel 4.8 dan Tabel 4.9 merupakan contoh hasil ekstraksi MAV pada Partisipan 1. Hasil ekstraksi terdiri dari ekstraksi pada gerakan nyata dan gerakan imagery pada chanel C3 dan C4. Masing-masing ekstraksi pada band Alpha dan Beta.

Tabel 4.8 Ekstraksi Varian pada Band Alpha Partisipan 1

Segmen	Gerakan nyata (GN)		Gerakan imagery (GI)	
	C3	C4	C3	C4
0	0.000032	0.000026	0.000018	0.000030
1	0.000354	0.000044	0.000194	0.000637
2	0.002886	0.000014	0.002248	0.005070
3	0.014547	0.005027	0.002371	0.034489
4	0.035511	0.004476	0.027528	0.085028
⋮				
767	8.738573	8.710468	1.754636	16.601703

Tabel 4.9 Ekstraksi Varian pada Band Beta Partisipan 1

Segmen	Gerakan nyata (GN)		Gerakan imagery (GI)	
	C3	C4	C3	C4
0	0.021235	0.009503	0.016697	0.023441
1	0.246419	0.103892	0.312379	0.358517
2	0.249283	1.108327	0.710156	0.419959
3	0.324066	3.613796	0.110346	0.912884
4	4.602502	3.176765	1.130882	6.458468
⋮				
767	0.020657	5.204106	24.515803	39.505028

4.4 Hasil Analisa Data

Setelah melalui proses ekstraksi fitur, kemudian dilakukan analisa hasil tersebut. Proses ini merupakan analisa untuk menemukan parameter paling stabil dalam penilaian antara gerakan nyata dengan gerakan imagery. Sekaligus membuktikan hipotesa apakah terdapat kesamaan antara gerakan nyata dengan gerakan imagery. Analisa dilakukan dengan menghitung nilai selisih ekstraksi fitur gerakan nyata (GN) dengan gerakan imagery (GI). Masing-masing partisipan memiliki hasil selisih sebanyak 768 pada setiap parameter di chanel C3 dan C4. Tiap parameter tersebut terbagi lagi menjadi dua band frekuensi.

Selanjutnya hasil selisih ini dihitung nilai yang menunjukkan ‘sama’ dan ‘beda’. Hasil selisih yang menunjukkan nilai ‘sama’ disebut dengan Selisih Nilai Sama (SNS) dan hasil selisih yang menunjukkan nilai ‘beda’ disebut dengan Selisih Nilai Beda (SNB). SNS terjadi apabila selisih nilai lebih kecil sama dengan (≤) 2, sehingga apabila selisih nilai di atas 2 maka otomatis dianggap sebagai SNB. Hasil selisih nilai ekstraksi ini yang dijadikan sebagai nilai setiap parameter.

Secara rinci perumusan untuk Analisa hasil dapat dijelaskan dengan persamaan berikut.

$$\boldsymbol{Hasil\ Analisa = GN - GI}$$

Dimana:

Jika (GN – GI) ≤ 2, maka disebut SNS

Jika (GN – GI) > 2, maka disebut SNB

Keterangan:

GN = gerakan nyata; GI = gerakan imagery; SNS = nilai selisih sama; SNB = nilai selisih beda.

Dasar penetapan batas toleransi sebesar 2, adalah melihat dari nilai maksimum dan minimum hasil ekstraksi masing-masing fitur. Nilai hasil ekstraksi paling tinggi dari semua fitur adalah sebesar 952.72675, sehingga batas toleransi range sebesar 2 masih dianggap relevan untuk mewakili selisih yang bernilai sama. Adapun rincian nilai maksimum dan minimum pada setiap fitur ditunjukkan pada Lampiran 2.

4.4.1 Hasil Analisis Nilai Parameter

Berdasarkan tabel hasil ekstraksi pada Tabel 4.2 hingga Tabel 4.9, selanjutnya dilakukan analisa hasil perhitungan nilai selisih pada 15 partisipan untuk mendapatkan nilai parameter. Berikut ini akan dijelaskan lebih rinci nilai dan analisa pada setiap parameter.

a. Hasil Analisa Parameter Mean

Tabel 4.10 dan Tabel 4.11 memperlihatkan nilai ekstraksi Mean serta selisih nilai antara gerakan nyata dengan gerakan imagery pada gelombang Alpha dan Beta pada Partisipan 1.

Tabel 4.10 Nilai parameter Mean pada Band Alpha Partisipan 1

Segmen	Gerakan nyata (GN)		Gerakan imagery (GI)		Selisih GN dengan GI (GN-GI)		Hasil Selisih (GN-GI)	
	C3	C4	C3	C4	C3 (GN-GI)	C3	C4	C3
0	-0.00522	-0.00498	0.00374	-0.00491	0.00896	0.00007	sama	sama
1	-0.05468	-0.03161	0.04244	-0.06251	0.09713	0.03090	sama	sama
2	-0.02338	-0.04947	0.00062	-0.03230	0.02400	0.01717	sama	sama
3	0.32570	0.05478	-0.21367	0.47842	0.53936	0.42364	sama	sama
4	0.30950	0.34452	-0.01949	0.47478	0.32899	0.13026	sama	sama
⋮								
767	-3.81914	-4.68612	-1.73709	-1.37341	2.08205	3.31271	beda	beda

Tabel 4.11 Nilai parameter Mean pada Band Beta Partisipan 1

Segmen	Gerakan nyata (GN)		Gerakan imagery (GI)		Selisih GN dengan GI (GN-GI)		Hasil Selisih (GN-GI)	
	C3	C4	C3	C4	C3 (GN-GI)	C3	C4	C3
0	-0.18530	-0.14654	0.14720	-0.18358	0.33250	0.03704	sama	sama
1	0.49195	0.33243	-0.49541	0.40317	0.98736	0.07074	sama	sama
2	0.12582	-0.21367	0.30316	0.80834	0.17735	1.02202	sama	sama
3	-1.30055	0.43594	0.93117	-2.60494	2.23172	3.04088	beda	beda
4	0.22727	-1.02561	-1.53445	0.03174	1.76172	1.05735	sama	sama
⋮								
767	-3.12865	-0.36191	-2.35613	-1.04919	0.77253	0.68728	sama	sama

Selanjutnya melakukan perhitungan jumlah segmen SNS dan SNB untuk mencari nilai parameter Mean pada setiap band berdasarkan Tabel 4.10 dan Tabel 4.11. Hasil perhitungan nilai parameter Mean dituangkan pada Tabel 4.12.

Nilai parameter Mean pada Tabel 4.12, terlihat bahwa pada frekuensi band Alpha dan Beta menunjukkan banyak perbedaan pada keseluruhan partisipan seperti terlihat pada tabel 4.12. Pada frekuensi band Alpha , SNS di chanel C3 sebanyak 233 segmen dan di chanel C4 sebanyak 249 segmen. Sedangkan SNB di chanel C3 sebanyak 535 segmen dan di chanel C4 sebanyak 519 segmen.

Pada frekuensi band Beta, SNS di chanel C3 sebanyak 278 segmen dan di chanel C4 sebanyak 292 segmen. Sedangkan SNB di chanel C3 sebanyak 490 segmen dan di chanel C4 sebanyak 476 segmen.

Tabel 4.12 Analisa Data Parameter Mean

Ps	C3				C4			
	A		β		α		β	
	SNS	SNB	SNS	SNB	SNS	SNB	SNS	SNB
P01	231	537	301	467	225	543	342	426
P02	277	491	310	458	290	478	407	361
P03	213	555	221	547	200	568	197	571
P04	192	576	220	548	209	559	183	585
P05	223	545	211	557	240	528	289	479
P06	199	569	320	448	208	560	295	473
P07	230	538	286	482	255	513	309	459
P08	292	476	288	480	267	501	275	493
P09	167	601	259	509	208	560	193	575
P10	198	570	267	501	223	545	252	516
P11	224	544	246	522	312	456	289	479
P12	307	461	321	447	352	416	327	441
P13	241	527	278	490	234	534	331	437
P14	233	535	291	477	305	463	319	449
P15	267	501	358	410	210	558	372	396
Jumlah Segmen	3494	8026	4177	7343	3738	7782	4380	7140
Rata-rata Segmen	233	535	278	490	249	519	292	476
Prosentase	30.33%	69.67%	36.26%	63.74%	32.45%	67.55%	38.02%	61.98%

Keterangan:

Ps: partisipan, α: frekuensi band alpha, β: frekuensi band beta, SNS: selisih nilai sama, dan SNB: selisih nilai beda.

Dari hasil tersebut terlihat nilai SNS lebih kecil daripada nilai SNB. Sehingga dapat diartikan bahwa tingkat kesamaan pada parameter Mean kecil, yaitu dengan prosentase SNS pada band frekuensi alpha menunjukkan sebanyak 30.33% di chanel C3 dan sebanyak 32.45% di chanel C4. Sedangkan pada band frekuensi beta menunjukkan sebanyak 36.26% di chanel C3 dan sebanyak 38.02% di chanel C4.

b. Hasil Analisa Parameter MAV

Tabel 4.13 dan Tabel 4.14 memperlihatkan nilai ekstraksi MAV serta selisih nilai antara gerakan nyata dengan gerakan imagery pada gelombang Alpha dan Beta pada Partisipan 1. Selanjutnya dilakukan perhitungan jumlah segmen SNS dan SNB untuk mencari nilai parameter MAV pada setiap band yang dituagkan pada Tabel 4.15.

Tabel 4.13 Nilai parameter MAV pada Band Alpha Partisipan 1

Segmen	Gerakan nyata (GN)		Gerakan imagery (GI)		Selisih GN dengan GI		Hasil Selisih (GN-GI)	
	C3	C4	C3	C4	C3 (GN-GI)	C4 (GN-GI)	C3 (GN-GI)	C4 (GN-GI)
0	0.005218	0.004982	0.003741	0.004913	0.001477	0.000068	sama	sama
1	0.054681	0.031607	0.042445	0.062508	0.012237	0.030902	sama	sama
2	0.051931	0.049468	0.041931	0.068923	0.010000	0.019455	sama	sama
3	0.325695	0.068221	0.213668	0.478419	0.112027	0.410197	sama	sama
4	0.312868	0.344519	0.149572	0.484345	0.163296	0.139826	sama	sama
⋮								
767	4.072752	4.686120	1.845265	3.773937	2.227487	0.912183	beda	beda

Tabel 4.14 Nilai parameter MAV pada Band Beta Partisipan 1

Segmen	Gerakan nyata (GN)		Gerakan imagery (GI)		Selisih GN dengan GI		Hasil Selisih (GN-GI)	
	C3	C4	C3	C4	C3 (GN-GI)	C4 (GN-GI)	C3 (GN-GI)	C4 (GN-GI)
0	0.185300	0.146540	0.147201	0.183580	0.038099	0.037039	sama	sama
1	0.590925	0.399546	0.608176	0.586622	0.017251	0.187076	sama	sama
2	0.437431	0.979881	0.810240	0.917880	0.372809	0.062001	sama	sama
3	1.300548	1.809786	0.931174	2.604944	0.369374	0.795158	sama	sama
4	1.871852	1.795740	1.534449	2.223214	0.337403	0.427474	sama	sama
⋮								
767	3.128653	1.993042	4.775868	5.560804	1.647215	3.567762	sama	beda

Tabel 4.15 Analisa Data Parameter MAV

Ps	C3				C4			
	α		β		α		β	
	SNS	SNB	SNS	SNB	SNS	SNB	SNS	SNB
P01	393	375	515	253	404	364	506	262
P02	425	343	485	283	482	286	581	187
P03	340	428	369	399	352	416	351	417
P04	346	422	338	430	386	382	333	435
P05	364	404	338	430	399	369	437	331
P06	358	410	520	248	343	425	451	317
P07	397	371	464	304	417	351	487	281
P08	459	309	460	308	489	279	428	340
P09	286	482	419	349	383	385	322	446
P10	331	437	354	414	365	403	335	433
P11	360	408	362	406	519	249	473	295
P12	500	268	523	245	506	262	484	284
P13	422	346	463	305	416	352	472	296
P14	345	423	484	284	441	327	440	328
P15	442	326	518	250	349	419	558	210
Jumlah Segmen	5768	5752	6612	4908	6251	5269	6658	4862
Rata-rata	385	383	441	327	417	351	444	324
Prosentase	50.07%	49.93%	57.40%	42.60%	54.26%	45.74%	57.80%	42.20%

Dari hasil perhitungan nilai parameter MAV yang dituangkan pada Tabel 4.15, terlihat bahwa nilai parameter MAV pada frekuensi band alpha dan beta menunjukkan hasil bervariasi. Pada frekuensi band alpha, SNS di chanel C3 sebanyak 385 segmen dan di chanel C4 sebanyak 417 segmen. SNB di chanel C3 sebanyak 383 segmen dan di chanel C4 sebanyak 351 segmen. Sedangkan pada frekuensi band Beta, SNS di chanel C3 sebanyak 441 segmen dan di chanel C4 sebanyak 444 segmen. SNB di chanel C3 sebanyak 327 segmen dan di chanel C4 sebanyak 324 segmen.

Dari hasil tersebut terlihat nilai SNS dan SNB hampir sama. Tingkat kesamaan pada parameter MAV hampir sama dengan tingkat perbedaannya meskipun nilai tingkat kesamaan lebih besar daripada tingkat perbedaan. Prosentase SNS pada band frekuensi alpha menunjukkan sebanyak 50.07% di chanel C3 dan sebanyak 54.26% di chanel C4. Sedangkan pada band frekuensi beta menunjukkan sebanyak 57.40% di chanel C3 dan sebanyak 57.80% di chanel C4.

c. Hasil Analisa Parameter STD

Tabel 4.16 dan Tabel 4.17 memperlihatkan nilai ekstraksi STD serta selisih nilai antara gerakan nyata dengan gerakan imagery pada gelombang Alpha dan Beta pada Partisipan 1.

Tabel 4.16 Nilai parameter STD pada Band Alpha Partisipan 1

Segmen	Gerakan nyata (GN)		Gerakan imagery (GI)		Selisih GN dengan GI (GN-GI)		Hasil Selisih (GN-GI)	
	C3	C4	C3	C4	C3 (GN-GI)	C4 (GN-GI)	C3 (GN-GI)	C4 (GN-GI)
0	0.005681	0.005059	0.004255	0.005461	0.001426	0.000402	sama	sama
1	0.018811	0.006636	0.013917	0.025242	0.004894	0.018606	sama	sama
2	0.053721	0.003710	0.047409	0.071207	0.006311	0.067497	sama	sama
3	0.120612	0.070902	0.048688	0.185713	0.071924	0.114811	sama	sama
4	0.188444	0.066900	0.165915	0.291596	0.022529	0.224696	sama	sama
⋮								
767	2.956108	2.951350	1.324627	4.074519	1.631481	1.123169	sama	sama

Tabel 4.17 Nilai parameter STD pada Band Beta Partisipan 1

Segmen	Gerakan nyata (GN)		Gerakan imagery (GI)		Selisih GN dengan GI (GN-GI)		Hasil Selisih (GN-GI)	
	C3	C4	C3	C4	C3 (GN-GI)	C3	C4	C3
0	0.145723	0.097483	0.129217	0.153104	0.016506	0.055621	sama	sama
1	0.496406	0.322323	0.558909	0.598763	0.062502	0.276439	sama	sama
2	0.499283	1.052771	0.842707	0.648043	0.343425	0.404728	sama	sama
3	0.569268	1.900999	0.332184	0.955449	0.237084	0.945549	sama	sama
4	2.145344	1.782348	1.063429	2.541352	1.081915	0.759003	sama	sama
⋮								
767	0.143725	2.281251	4.951344	6.285303	4.807619	4.004052	beda	beda

Berdasarkan Tabel 4.16 dan Tabel 4.17, selanjutnya dilakukan perhitungan jumlah segmen SNS dan SNB untuk mencari nilai parameter STD pada setiap band. Hasil perhitungan nilai parameter STD dituangkan pada Tabel 4.18.

Tabel 4.18 Analisa Data Parameter STD

Ps	C3				C4			
	α		β		α		β	
	SNS	SNB	SNS	SNB	SNS	SNB	SNS	SNB
P01	669	99	617	151	679	89	578	190
P02	666	102	586	182	707	61	664	104
P03	622	146	454	314	630	138	443	325
P04	632	136	408	360	659	109	411	357
P05	663	105	418	350	647	121	525	243
P06	635	133	588	180	605	163	565	203
P07	645	123	573	195	657	111	587	181
P08	697	71	537	231	710	58	525	243
P09	570	198	493	275	663	105	413	355
P10	618	150	449	319	625	143	443	325
P11	630	138	487	281	734	34	559	209
P12	739	29	599	169	743	25	582	186
P13	696	72	534	234	692	76	554	214
P14	626	142	588	180	687	81	549	219
P15	703	65	589	179	636	132	645	123
Jumlah Segmen	9811	1709	7920	3600	10074	1446	8043	3477
Rata-rata	654	114	528	240	672	96	536	232
Prosentase	85.16%	14.84%	68.75%	31.25%	87.45%	12.55%	69.82%	30.18%

Hasil Analisa nilai parameter STD menunjukkan nilai ‘sama’ pada seluruh partisipan. Pada band frekuensi Alpha, SNS di chanel C3 sebanyak 654 segmen dan di chanel C4 sebanyak 672 segmen. Sedangkan SNB di chanel C3 sebanyak 114 segmen dan di chanel C4 sebanyak 96 segmen.

Pada band frekuensi Beta, SNS di chanel C3 sebanyak 528 segmen dan di chanel C4 sebanyak 536 segmen. Sedangkan SNB di chanel C3 sebanyak 240 segmen dan di chanel C4 sebanyak 232 segmen.

Dari hasil tersebut terlihat nilai SNS lebih besar daripada nilai SNB. Sehingga dapat diartikan bahwa tingkat kesamaan pada parameter STD besar, yaitu dengan prosentase SNS pada band frekuensi alpha menunjukkan sebanyak 85.16% di chanel C3 dan sebanyak 87.45% di chanel C4. Sedangkan pada band frekuensi beta menunjukkan sebanyak 68.75% di chanel C3 dan sebanyak 69.82% di chanel C4.

d. Hasil Analisa Parameter Varian

Tabel 4.19 dan Tabel 4.20 memperlihatkan nilai ekstraksi STD serta selisih nilai antara gerakan nyata dengan gerakan imagery pada gelombang Alpha dan Beta pada Partisipan 1.

Tabel 4.19 Nilai parameter Varian pada Band Alpha Partisipan 1

Segmen	Gerakan nyata (GN)		Gerakan imagery (GI)		Selisih GN dengan GI (GN-GI)		Hasil Selisih (GN-GI)	
	C3	C4	C3	C4	C3 (GN-GI)	C4 (GN-GI)	C3 (GN-GI)	C4 (GN-GI)
0	0.000032	0.000026	0.000018	0.000030	0.000014	0.000004	sama	sama
1	0.000354	0.000044	0.000194	0.000637	0.000160	0.000593	sama	sama
2	0.002886	0.000014	0.002248	0.005070	0.000638	0.005057	sama	sama
3	0.014547	0.005027	0.002371	0.034489	0.012177	0.029462	sama	sama
4	0.035511	0.004476	0.027528	0.085028	0.007983	0.080552	sama	sama
⋮								
767	8.738573	8.710468	1.754636	16.601703	6.983937	7.891236	beda	beda

Tabel 4.20 Nilai parameter Varian pada Band Beta Partisipan 1

Segmen	Gerakan nyata (GN)		Gerakan imagery (GI)		Selisih GN dengan GI (GN-GI)		Hasil Selisih (GN-GI)	
	C3	C4	C3	C4	C3 (GN-GI)	C4 (GN-GI)	C3 (GN-GI)	C4 (GN-GI)
0	0.021235	0.009503	0.016697	0.023441	0.004538	0.013938	sama	sama
1	0.246419	0.103892	0.312379	0.358517	0.065960	0.254624	sama	sama
2	0.249283	1.108327	0.710156	0.419959	0.460872	0.688367	sama	sama
3	0.324066	3.613796	0.110346	0.912884	0.213720	2.700912	sama	sama
4	4.602502	3.176765	1.130882	6.458468	3.471620	3.281703	beda	beda
⋮								
767	0.020657	5.204106	24.515803	39.505028	24.495146	34.300922	beda	beda

Berdasarkan Tabel 4.19 dan Tabel 4.20, selanjutnya dilakukan perhitungan jumlah segmen SNS dan SNB untuk mencari nilai parameter Varian pada setiap band. Nilai parameter Varian pada frekuensi band alpha dan beta mempunyai hasil yang bervariasi.

Pada band frekuensi alpha, SNS di chanel C3 sebanyak 427 segmen dan di chanel C4 sebanyak 456 segmen. Sedangkan SNB di chanel C3 adalah 341 segmen dan di chanel C4 adalah 312 segmen.

Pada band frekuensi Beta, SNS di chanel C3 sebanyak 214 segmen dan di chanel C4 sebanyak 223 segmen. Sedangkan SNB di chanel C3 adalah 554 segmen dan di chanel C4 adalah 545 segmen. Tabel 4.21 menampilkan secara rinci hasil perhitungan nilai parameter Varian.

Tabel 4.21 Analisa Data Parameter Varian

Ps	**C3**				**C4**			
	α		**β**		**α**		**β**	
	SNS	**SNB**	**SNS**	**SNB**	**SNS**	**SNB**	**SNS**	**SNB**
P01	424	344	269	499	440	328	272	496
P02	493	275	274	494	554	214	376	392
P03	347	421	138	630	357	411	152	616
P04	373	395	148	620	407	361	110	658
P05	397	371	135	633	404	364	195	573
P06	364	404	285	483	362	406	232	536
P07	424	344	226	542	434	334	269	499
P08	522	246	191	577	523	245	179	589
P09	323	445	164	604	383	385	106	662
P10	387	381	185	583	412	356	170	598
P11	407	361	195	573	588	180	244	524
P12	568	200	262	506	582	186	246	522
P13	454	314	187	581	466	302	208	560
P14	419	349	235	533	518	250	221	547
P15	504	264	317	451	405	363	359	409
Jumlah Segmen	6406	5114	3211	8309	6835	4685	3339	8181
Rata-rata	427	341	214	554	456	312	223	545
Prosentase	55.61%	44.39%	27.87%	72.13%	59.33%	40.67%	28.98%	71.02%

Dari hasil tersebut terlihat nilai SNS lebih besar daripada SNB pada band frekuensi Alpha, sedangkan pada band frekuensi beta nilai SNS lebih kecil daripada SNB. Prosentase SNS pada band frekuensi alpha menunjukkan sebanyak 55.61% di chanel C3 dan sebanyak 59.33% di chanel C4. Sedangkan pada band frekuensi beta menunjukkan sebanyak 27.87% di chanel C3 dan sebanyak 28.98% di chanel C4.

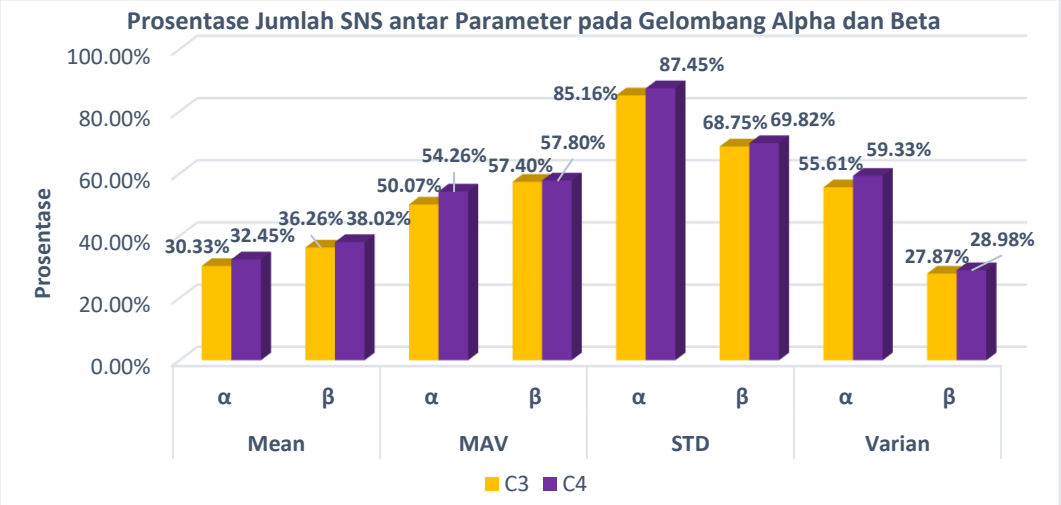
4.4.2 Hasil Analisa Parameter Terpilih

Mengacu dari hasil analisa parameter di atas, telah dapat menjawab hipotesa bahwa terdapat kemiripan antara gerakan nyata dengan gerakan imagery meskipun tingkat kemiripan antar parameter berbeda-beda. Selanjutnya, analisis parameter terpilih dilakukan dengan membandingkan nilai SNS yang lebih banyak atau dominan. Secara rinci dapat dilihat pada Tabel 4.22.

Tabel 4.22 Analisa Data Parameter Terpilih

Parameter	Band Frekuensi	C3		C4	
		SNS	Prosentase	SNS	Prosentase
Mean	α	233	30.33%	249	32.45%
	β	278	36.26%	292	38.02%
MAV	α	385	50.07%	417	54.26%
	β	441	57.40%	444	57.80%
STD	α	654	85.16%	672	87.45%
	β	528	68.75%	536	69.82%
Varian	α	427	55.61%	456	59.33%
	β	214	27.87%	223	28.98%

Dari ke empat parameter yang diujikan, Standar Deviasi memiliki nilai SNS paling banyak dibandingkan dengan parameter lainnya, yaitu pada band frekuensi alpha sebanyak 654 segmen di chanel C3 dan sebanyak 672 segmen di chanel C4. Sedangkan pada band frekuensi beta sebanyak 528 segmen di chanel C3 dan sebanyak 536 segmen di chanel C4. Dari hasil tersebut menunjukkan bahwa STD menghasilkan tingkat kemiripan antara gerakan nyata dengan gerakan imagery lebih tinggi dibandingkan dengan parameter lain.



Gambar 4.10 Grafik Prosentase SNS antar Parameter

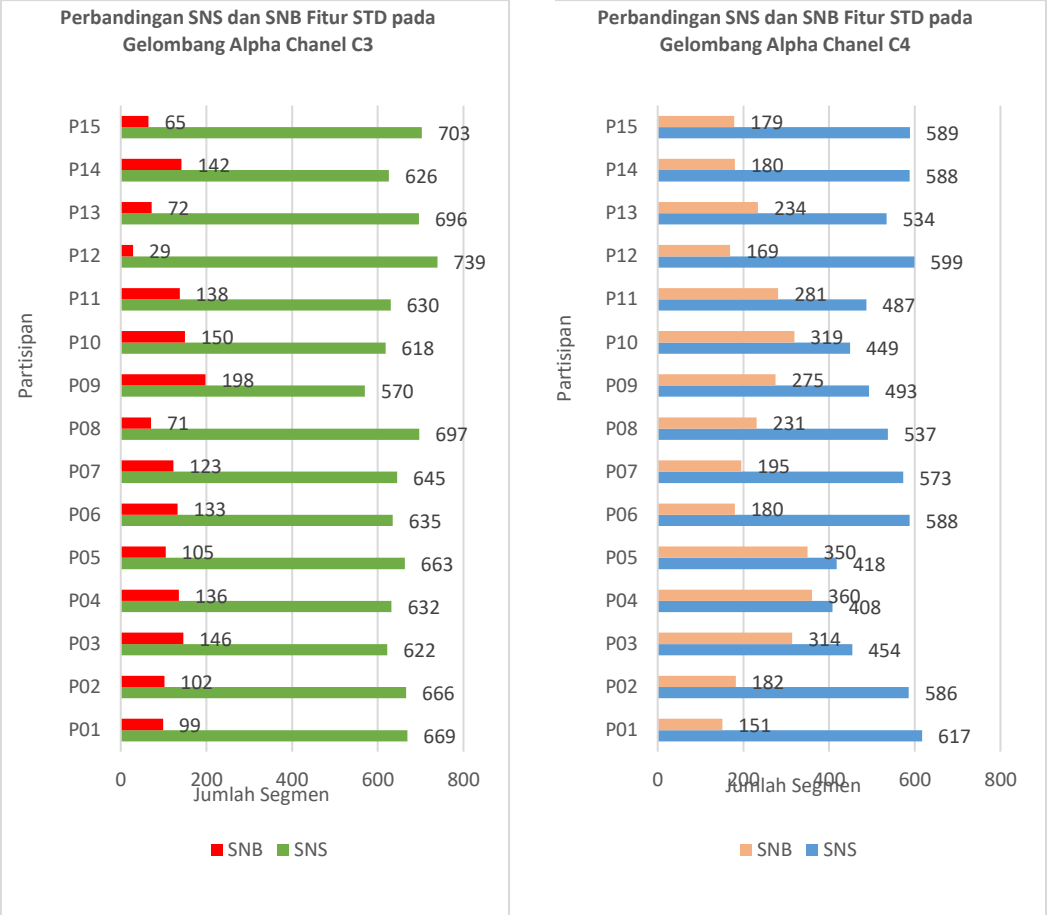
Berdasarkan Gambar 4.10, terlihat bahwa menurut band frekuensi nilai prosentase SNS parameter STD pada band frekuensi Alpha mempunyai nilai lebih tinggi daripada band frekuensi beta. Nilai SNS dari parameter STD pada band frekuensi Alpha adalah sebanyak 654 segmen (85.16%) di chanel C3 dan sebanyak 672 segmen (87.45%) di chanel C4.

Band frekuensi Alpha ini terletak pada rentang frekuensi yang sama dengan band frekuensi mu-rhythm. Sehingga dapat disimpulkan pula bahwa nilai SNS pada band frekuensi mu-rhythm lebih tinggi daripada band frekuensi beta. Hal ini juga menunjukkan bahwa perintah pergerakan motorik berkaitan erat dengan sinyal EEG pada rentang frekuensi mu-rhythm (7 – 12 Hz) yang dihasilkan dari bagian tengah otak, seperti diungkapkan pada penelitian [53].

Nilai parameter STD yang dominan pada gelombang alpha juga sejalan dengan penelitian [57] yang menunjukkan hasil bahwa STD memiliki rata-rata akurasi tertinggi untuk sinyal alpha dalam membedakan sinyal EEG dari orang berbeda dengan menggunakan metode ekstraksi Discrete Wavelet Transform (DWT) dan klasifikasi Jaringan Syaraf Tiruan (JST). Fitur statistik yang diuji pada proses ekstraksi penelitian tersebut adalah varian, standar deviasi, dan entropi.

Perbandingan jumlah SNS dan SNB pada parameter terpilih STD juga dilakukan menurut partisipan. Perbandingan akan dijelaskan menurut band frekuensi alpha dan beta, seperti terlihat pada Gambar 4.11 dan Gambar 4.12 berikut.

a. Perbandingan SNS dan SNB pada Gelombang Alpha

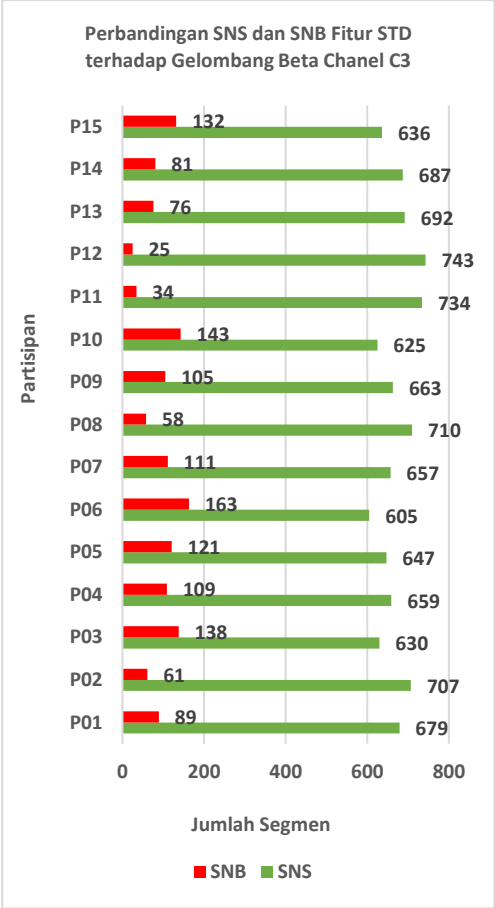


(a) (b)

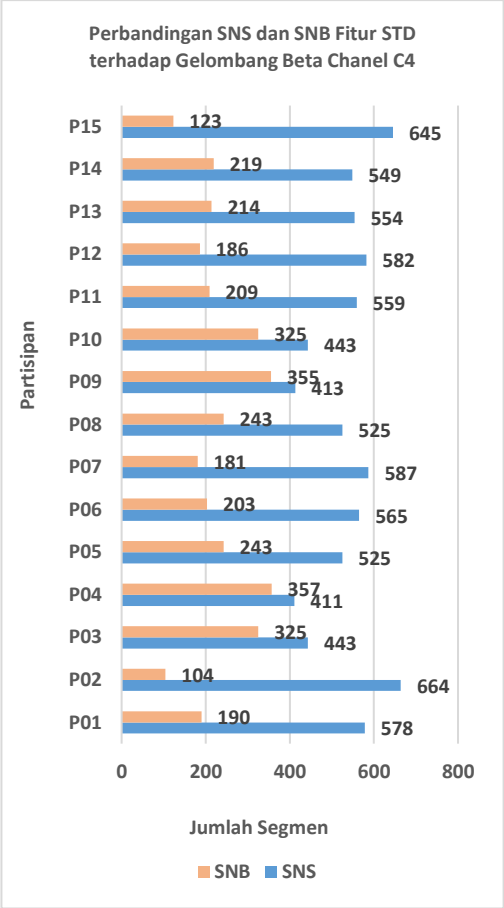
Gambar 4.11 Grafik Perbandingan SNS dan SNB Parameter STD Terhadap Gelombang Alpha, (a) pada chanel C3, (b) pada chanel C4

Dari Gambar 4.11 terlihat bahwa jumlah SNS pada keseluruhan partisipan (15 orang) lebih besar dibandingkan SNB. Jumlah SNS dominan pada kedua chanel. Pada chanel C3, jumlah SNS terbanyak oleh partisipan nomor 12, yaitu sebanyak 739 segmen. Sedangkan jumlah SNS terkecil oleh partisipan nomor 9, yaitu sebanyak 570 segmen. Pada chanel C4, jumlah SNS terbanyak oleh partisipan nomor 1, yaitu sebanyak 617 segmen. Sedangkan jumlah SNS terkecil oleh partisipan nomor 4, yaitu sebanyak 408 segmen.

b. Perbandingan SNS dan SNB pada Gelombang Beta



(a)



(b)

Gambar 4.12 Grafik Perbandingan SNS dan SNB Parameter STD Terhadap Gelombang Beta, (a) pada chanel C3, (b) pada chanel C4

Dari Gambar 4.12 terlihat bahwa jumlah SNS pada keseluruhan partisipan (15 orang) di kedua chanel menunjukkan nilai lebih besar dibandingkan SNB. Jumlah SNS dominan pada kedua chanel. Pada chanel C3, jumlah SNS terbanyak oleh partisipan nomor 12, yaitu sebanyak 743 segmen. Sedangkan jumlah SNS terkecil oleh partisipan nomor 6, yaitu sebanyak 605 segmen.

Pada chanel C4, jumlah SNS terbanyak oleh partisipan nomor 2, yaitu sebanyak 664 segmen. Sedangkan jumlah SNS terkecil oleh partisipan nomor 4, yaitu sebanyak 411 segmen.

Dari Gambar 4.11 dan Gambar 4.12 tersebut terlihat bahwa dalam fitur STD, keseluruhan partisipan (15 partisipan) menunjukkan jumlah SNS lebih besar dibandingkan SNB. Jumlah SNS dominan pada gelombang Alpha dan Beta di kedua chanel.

BAB 5
PENUTUP

5.1 Kesimpulan

Penelitian ini mencoba mengidentifikasi parameter terbaik sinyal EEG yang dapat digunakan untuk menunjukkan kemiripan antara gerakan nyata dan gerakan imagery. Identifikasi dilakukan dengan cara membandingkan nilai selisih parameter gerakan nyata dengan gerakan imagery pada setiap partisipan. Nilai hasil parameter antara kedua gerakan tersebut diharapkan 'sama' atau paling tidak mempunyai selisih yang kecil (maksimal selisih nilai parameter yang bisa diterima adalah 2). Berdasarkan dari empat parameter statistik pada domain waktu yang diujikan, dapat disimpulkan bahwa parameter yang paling bagus untuk menunjukkan kemiripan antara gerakan nyata dengan gerakan imagery adalah Standar Deviasi (STD). Pemilihan parameter ini dapat ditunjukkan dari nilai selisih parameter antara gerakan nyata dan gerakan imagery yang menunjukkan 'sama' pada STD lebih tinggi dibandingkan dengan parameter lain yang diujikan. Nilai selisih ini dominan sama pada seluruh partisipan. Nilai parameter STD frekuensi band alpha yang menunjukkan 'sama' pada chanel C3 adalah 654 segmen (85.16%) dan pada chanel C4 adalah 672 segmen (87.45%). Sedangkan nilai parameter STD frekuensi band beta pada chanel C3 adalah 528 segmen (68.75%) dan pada chanel C4 adalah 536 segmen (69.82%). Dari nilai tersebut terlihat juga bahwa band frekuensi alpha lebih dominan dibandingkan dengan beta, yaitu tepatnya pada gelombang mu. Sehingga hasil ini memenuhi dari hipotesa awal bahwa terdapat kemiripan antara gerakan nyata dengan gerakan imagery.

5.2 Saran

Penelitian ini merupakan studi pendahuluan, sehingga penelitian lebih lanjut diharapkan dapat dikembangkan dengan gerakan lebih variatif. Proses perekaman data EEG juga harus memperhatikan konsistensi perlakuan pada setiap partisipan. Selain itu pengembangan penelitian dapat dilakukan dengan menerapkan pemilihan fitur EEG dan metode ektraksi fitur lain.

Halaman ini sengaja dikosongkan

DAFTAR PUSTAKA

[1] C. Wade and C. Tavris, “Psikologi Edisi Kesembilan Jilid 2”, Jakarta : Erlangga, 2007.

[2] E. Yulianto, A. Susanto, T.S. Widodo, and S. Wibowo, “Spektrum Frekuensi Sinyal EEG Terhadap Pergerakan Motorik dan Imajinasi Pergerakan Motorik”, Forum Teknik vol.35 no.1. January, 2013.

[3] J.F. Gabriel, “Fisika Kedokteran, Buku Kedokteran ECG”, 1996.

[4] Y.T. Putranto, T.A. Sardjono, M. Hariadi, and M.H. Purnomo, “Modifikasi Fitur dengan Differential Asymmetry untuk Meningkatkan Akurasi Klasifikasi EEG Motor Imagery”, JNTETI, Vol. 8, No. 1, February 2019.

[5] F. Nijboer, T. Matuz, A. Kubler and N. Birbaumer, “Ethical, Psychological, and Social Implications of Brain-Computer Interface Application in Paralyzed Patients”, in DANS AAI Workshop. 2006.

[6] M. Tangermann, K-R.Muller, A. Aertsen, N. Birbaumer, C. Braun, C. Brunner, R. Leeb, C. Mehring, K. Miller, G. Mueller-Putz, G. Nolte, G. Pfurtscheller, H. Preissl, G. Schalk, A. Schlögl, C. Vidaurre, S. Waldert, and B. Blankertz, “Review of the BCI Competition IV”, Frontiers in Neuroscience vol.6 article, July 2012.

[7] S. Sanei and J.A. Chambers, “EEG Signal Processing”, Reprinted with corr. Chichester, UK: Wiley, 2009.

[8] P.R. Wolpe, "Ethical and Social Challenges of Brain-Computer Interface," Virtual Mentor, American Medical Association Journal of Ethics 9, 2007, pp 129-131.

[9] K. Wang, M. Xu, S. Zhang, Y. Ke, D. Ming, "Analysis and Classification for EEG Patterns of Force Motor Imagery Using Movement Related Cortical Potentials," IEEE Journal no.978-1-5386-3646-6/18, 2018.

[10] S. Shahtalebi and A. Mohammadi, "Ternary ECOC Classifiers Coupled with Optimized Spatio-Spectral Patterns for Multiclass Motor Imagery

Classification," 2017 IEEE International Conference on Sistems, Man and Cybernetics (SMC), October 2017.

[11] F.C.P. Pranoto, A.W. Widodo, M.A. Rahman, "Klasifikasi Sinyal Otak Motor Imagery Menggunakan Extreme Learning Machine Dan Discrete Fourier Transform," Jurnal Pengembangan Teknologi Informasi dan Ilmu Komputer vol.3, no.3, E-ISSN: 2548-964X, March 2019, pp 2215– 2224.

[12] P. Geethanjali, Y.K. Mohan, J. Sen, "Time Domain Feature Extraction and Classification of EEG Data for Brain-Computer Interface," in 9th International Conference on Fuzzy Sistems and Knowledge Discovery, Chongqing, Sichuan, China, 2012.

[13] K. K. Ang and C. Guan, “Brain-Computer Interface in Stroke Rehabilitation,” J. Comput. Sci. Eng., Vol. 7, No. 2, pp. 139–146, Jun. 2013.

[14] J. J. Daly and J. R. Wolpaw, “Brain–computer interfaces in neurological rehabilitation,” Lancet Neurol., Vol. 7, No. 11, pp. 1032–1043, Nov. 2008.

[15] H. Azmy and N. M. Safri, “EEG Based BCI Using Visual Imagery Task for Robot Control”, Jurnal Teknologi. Vol.61, No.2, pp. 7-11. eISSN 2180–3722 | ISSN 0127–9696.2013.

[16] M. AL-Quraishi, I. Elamvazuthi, S. Daud, S. Parasuraman, and A. Borboni, “EEG-Based Control for Upper and Lower Limb Exoskeletons and Prostheses: A Sistematic Review,” Sensors, Vol. 18, No. 10, pp. 3342, Oct. 2018.

[17] Y. Jeon, C.S. Nam, Y.J. Kim, and M.C. Whang, “Event-Related (De) Synchronization (ERD/ERS) During Motor Imagery Tasks: Implications for Brain-Computer Interfaces," In: International Journal of Industrial Ergonomics 41, 2011. DOI: 10.1016/j.ergon. 2011.03.005.

[18] J.Pinel, Biopsikologi, Yogyakarta: Pustaka Pelajar, 2009.

[19] A. M. Graybiel, T. Aosaki, and A. W. Flaherty, “The Basal Ganglia and Motor Control Adaptive,” Vol. 265, No. 5180, 2013, pp. 1826–1831.

[20] C. Gross and R. Hen, “The developmental origins of anxiety,” Nat. Rev. Neurosci., Vol. 5, No. 7, 2004, pp. 545–552.

[21] N. Daulay, “Struktur Otak dan Keberfungsiannya pada Anak dengan Gangguan Spektrum Autis: Kajian Neuropsikologi,” Bul. Psikol., Vol. 25, No. 1, pp. 11, 2017.

[22] E. Niedermeyer and F. L. da Silva, “Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields”. Lippincott Williams & Wilkins, 2005.

[23] R. Bartsch, J.W. Kantelhardt, T. Penzel, S. Havlin, “Experimental Evidence for Phase Synchronization Transitions in the Human Cardiorespiratory Sistem”. Physical Review Letters 98, 2007.

[24] M. Teplan, “Fundamentals of EEG Measurement”. Measurement Science Review 2, 11. 2002.

[25] R. Dickstein, dan J.E. Deutsch, “Motor Imagery in Physical Therapist Practice”, Physther, Vol. 87, pp. 942-953, 2007.

[26] M. Jeannerod, “The Representing Brain: Neural Correlates of Motor Intention and Imagery”, Brain Behav. Vol. 17, pp. 187–245, 1994.

[27] M. Lotze, U. Halsband, “Motor Imagery”. Journal of Physiology, Vol. 99. pp. 386–395, 2006.

[28] S.I. Utama, “Perancangan Sistem Optimasi Algoritma Common Spatial Pattern Menggunakan Perhitungan Energy Selection Pada Sinyal Electroencephalogram (EEG). e-Proceeding of Engineering : Vol. 4, No. 3 Desember 2017. pp. 3735.

[29] G.H. Klem,H.O. Luders, H.H. Jasper, C. Elger, “The ten–twenty electrode sistem of the International Federation”. The International Federation of Clinical Neurophysiology. Electroencephalogr. Clin.Neurophysiol., Suppl. 52, pp. 3–6. 1999.

[30] Trans Cranial Technologies Ltd., “10 / 20 Sistem Positioning Manual,” Technol. Trans Cranial, No. 1, pp. 20, 2012.

[31] J. Frey, "Comparison of an Open-hardware Electroencephalography Amplifier with Medical Grade Device in Brain-Computer Interface Applications," 2016.

[32] D. Gunawan dan F.H. Juwono, “Pengolahan Sinyal Digital dengan Pemrograman Matlab,” Edisi Pertama, Graha Ilmu, Yogyakarta, 2012. ISBN: 978-979-756-814-6. pp. 175-181.

[33] IMotions Biometric Research Platform, “EEG Pocket Guide,” pp. 64, 2016.

[34] C. Y. Chang, S. H. Hsu, L. Pion-Tonachini, and T. P. Jung, “Evaluation of Artifact Subspace Reconstruction for Automatic EEG Artifact Removal,” Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS, Vol. 2018–July, pp. 1242–1245, 2018.

[35] F. C. P. Pranoto, A. W. Widodo, dan M. A. Rahman, “Klasifikasi Sinyal Otak Motor Imagery Menggunakan Extreme Learning Machine Dan Discrete Fourier Transform,” Jurnal Pengembangan Teknologi Informasi dan Ilmu Komputer, Vol. 3 No. 3, Maret 2019, pp. 2215-2224, e-ISSN: 2548-964X.

[36] Allen, R.L and Duncan W. Mills. 2004. Signal Analysis Time, Frequency, Scale and Structure. ISBN: 0-471-23441-9. Canada : IEEE Press 445.

[37] J.P. Herdaning, I. Wijayanto, S. Hadiyoso, "Analysis Alpha and Beta EEG Signal Pattern in Trypophobia Condition With Wavelet Method," e-Proceeding of Engineering Vol.6 No.1, ISSN: 2355-9365, April 2019, pp 313-320.

[38] Wolpaw, et all, “Brain–Computer Interfaces for Communication and Control,” Clinical Neurophysiology 113, pp. 767–791, 2002.

[39] Tsui, C. S. Louis., Q, John., and Hu, Huosheng, “A Self-Placed Motor Imagery Based Brain-Computer Interface for Robotic Wheelchair Control”, Clinical EEG and Neuroscience, Vol. 42, pp. 236 – 240, 2011.

[40] G.N. Jayabhavani, N.R. Raajan, and R. Rubini, “Brain Mobile Interfacing (BMI) System Embedded with Wheelchair”, Proceeding of IEEE Conference on Information and Communication Technologies (ICT 2013), hal. 1129-1133, 2013.

[41] M. Devi, S. Anousouya, R. Sharmila., and V. Saranya, “Hybrid Brain Computer Interface in Wheelchair Using Voice Recognition Sensor”,

International Conference on Computer Communication and Informatics (ICCCI), 2014.

[42] M. Hirshkowitz et al., “National Sleep Foundation’s Sleep Time Duration Recommendations: Methodology and Results Summary,” Sleep Health, Vol. 1, No. 1, pp. 40–43, Mar. 2015.

[43] M. Fatourechi, A. Bashashati, R. K.Ward, G. E.Birch, “EMG and EOG Artifacts in Brain-Computer Interface System: A survey,” Clinical Neurophysiology 118, pp. 480-494, 2007.

[44] A. Jafarifarmand, M. A. Badamchizadeh, “Artifacts Removal in EEG signal using a new Neural Network Enchanced Adaptive Filter,” Neurocomputing 103, pp. 222-231, 2013.

[45] S. Olbrich, J. Jodicke, C. Sander, H. Himmerich, U. Hegeri. "ICA-based Muscle Artefact Correction of EEG Data: What is a muscle and what is a brain? Comment on McMenamin et al. Neuroimage 54, 2011, pp 1-3.

[46] V. Lawhern, W. David Hairston, K. McDowell, M. Westerfield, K. Robbins. "Detection and Classification of Subject-Generated Artifacts in EEG Signals Using Autoregressive Models." Journal of Neuroscience Methods 208, 2012, pp 181-189.

[47] M. H. Soomro, N. Badruddin, M. Z. Yusoff, and M. A. Jatoi, “Automatic Eye-Blink Artifact Removal Method Based on EMD-CCA," in 2013 ICME International Conference on Complex Medical Engineering, Beijing, 2013, pp.186–190.

[48] A.H. Jahidin, M.N. Taib, M.S.A. Megat Ali, N. Md Tahir, S. Lias, MH. Haron, R. Mohdlsa, W.R.W. Omar, N. Fuad, "Evaluation of Brainware Sub-band Spectral Centroid in Human Intelligence," in IEEE 9th International Colloquium On Signal Processing and its Applications, March 2013, pp 295-298.

[49] C. Chang, S. Hsu, L. Pion-Tonachini, and T. Jung, "Evaluation of Artifact Subspace Reconstruction for Automatic EEG Artifact Removal," 2018 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and

Biology Society (EMBC), Honolulu, HI, 2018, pp. 1242-1245. DOI: 10.1109/EMBC.2018.8512547.

[50] D.R. Mulyanto, E.S. Pane., W.R. Islamiyah, M.H. Purnomo, A.D. Wibawa, EEG-based Motion Task for Healthy Subjects Using Time Domain Feature Extraction: A Preliminary Study for Finding Parameter for Stroke Rehabilitation Monitoring, ISITIA, 2019.

[51] A. G. Correa, E. Laciar, H. D. Patiño, and M. E. Valentinuzzi, “Artifact Removal from EEG Signals Using Adaptive Filters in Cascade,” J. Phys. Conf. Ser., Vol. 90, pp. 012081, Nov. 2007.

[52] L.F. Nicolas-Alonso and J. Gomez-Gil, "Brain-Computer Interfaces: A Review." Sensors Vol.12 No.12 January 2012, pp 1211-1279.

[53] B. G. Xu dan A.G. Song, "Pattern Recognition of Motor Imagery EEG Using Wavelet Transform," J. Biomedica1 Science an Engineering Vol.1, Scientific Research, 2008, pp 64-67.

[54] C. T. Yuen, W. S. San, J.H. Ho and M. Rizon, “Effectiveness of Statistical Features for Human Emotions Classification using EEG Biosensors,” Research Journal of Applied Sciences, Engineering and Technology 5(21): 5083-5089, 2013, ISSN: 2040-7459, e-ISSN: 2040-7467.

[55] C. Altın and Orhan Er, “Comparison of Different Time and Frequency Domain Feature Extraction Methods on Elbow Gesture’s EMG,” European Journal of Interdisciplinary Studies, Vol. 2, Issue 3, May-August 2016, ISSN 2411-958X, e-ISSN 2411-4138.

[56] S.K. Ilmiyati, "AnalisaPengolahan Data Sinyal EEG Pada Penderita Gangguan Tidur Menggunakan Metode Support Vector Machine dan Naïve Bayes," Prosiding Seminar Nasional Unimus Vol. 2, 2019, ISSN:2654-766X.

[57] A.M. Agusti, I. Wijayanto, S. Hadiyoso, "Anaisis Pemetaan Biometrik Menggunakan EEG Brainware dan Stimuli berupa Gambar," e-Proceeding of Engineering Universitas Telkom Vol.5, No.3, Desember 2018. ISSN: 2355-9365. pp.4414-4421.

[58] Hindarto and A.Muntasa, "The Value of The Standard Deviation of Wavelet Subband Coefficients as Feature Extraction for Electroencephalograph (EEG) Signal," in 1st International Conference on Advance and Scientific Innovation (ICASI). 2019. DOI:10.1088/1742-6596/1175/1/012039.

Halaman ini sengaja dikosongkan

LAMPIRAN

Lampiran 1. Kuisioner Partisipan

Kuisioner Partisipan

Nama : …….

Usia : ……Tahun

Pekerjaa : …….

Pendidikan : …….

Jenis Kelamin : ……..

Pertanyaan :

1 Apakah saat ini Anda dalam keadaan sehat?

☐ Ya ☐ Tidak

2 Apakah Anda sudah sarapan pagi ini?

☐ Ya ☐ Tidak

3 Kira-kira pada pukul berap Anda tidur tadi malam? _____

4 Apakah anda saat ini mengantuk?

☐ Ya ☐ Tidak

5 Apakah Anda pernah mengalami cedera pada tangan kanan atau kiri seperti patah, keseleo dalam kurun waktu 3 bulan terakhir?

☐ Ya ☐ Tidak

6 Apakah Anda pernah mengalami cedera pada tangan kanan atau kiri seperti patah, keseleo dalam kurun waktu 6 bulan terakhir?

☐ Ya ☐ Tidak

7 Apakah Anda pernah mengalami cedera pada tangan kanan atau kiri seperti patah, keseleo?

☐ Ya ☐ Tidak

8 Apakah saat ini anda mengkonsumsi atau ketergantungan terhadap obat-obatan tertentu?

☐ Ya ☐ Tidak

Lampiran 2. Nilai maksimum dan minimum hasil ekstraksi tiap fitur

a. Nilai maksimum dan minimum pada fitur Mean

Dari Tabel Lampiran 2.1 terlihat bahwa rata-rata nilai maksimum fitur Mean pada band Alpha 27.169271 dan pada band Beta adalah 32.711074. Sedangkan nilai minimum pada band Alpha adalah 0.0029194 dan pada band Beta adalah 0.003569.

Tabel Lampiran 2.1 Nilai maksimum dan minimum pada fitur Mean

Partisipan	**Mean**			
	Max		**Min**	
	Alpha	**Beta**	**Alpha**	**Beta**
P01	26.242875	26.30785	0.0006833	0.0019263
P02	21.287125	27.046532	0.0004447	0.0011483
P03	31.043449	27.309993	0.0008121	0.0209019
P04	30.108429	32.661156	0.0088222	0.0027424
P05	33.718795	34.779723	0.0025268	0.0017344
P06	23.573835	17.413517	0.0033047	0.0001306
P07	31.023912	25.905413	0.0051041	0.0026376
P08	25.766186	27.30938	0.0010677	0.0080256
P09	24.564192	25.296364	0.0018912	0.0020559
P10	36.237067	81.690016	0.0024142	0.0007798
P11	24.08658	27.20164	0.0047341	0.0020883
P12	27.697493	71.657521	0.0037416	0.0014243
P13	22.197085	17.822675	0.0022422	0.0025678
P14	27.451765	22.11792	0.0006652	0.0018283
P15	22.540277	26.146403	0.005337	0.0035434
	27.169271	**32.711074**	**0.0029194**	**0.003569**

b. Nilai maksimum dan minimum pada fitur MAV

Dari Tabel Lampiran 2.2 terlihat bahwa rata-rata nilai maksimum fitur MAV pada band Alpha 20.920486 dan pada band Beta adalah 27.356251. Sedangkan nilai minimum pada band Alpha adalah 0.0021953 dan pada band Beta adalah 0.0022255.

Tabel Lampiran 2.2 Nilai maksimum dan minimum pada fitur MAV

Partisipan	**MAV**			
	Max		**Min**	
	Alpha	**Beta**	**Alpha**	**Beta**
P01	16.04751	16.07141	0.0006834	0.0012706
P02	18.587586	36.620225	0.0004447	0.002
P03	17.067557	18.02326	0.0010238	0.0002676
P04	17.936031	25.012614	0.0015345	0.0076261
P05	23.114536	28.330404	0.0078203	0.003009
P06	21.083603	9.4789241	0.0030756	0.0002505
P07	20.879021	19.790737	0.0004913	0.0019955

Partisipan	MAV			
	Max		Min	
	Alpha	Beta	Alpha	Beta
P08	20.41658	22.551063	0.0010674	0.0008378
P09	24.493445	15.133186	0.0059897	0.0018238
P10	36.237067	86.880299	0.006677	0.0050969
P11	13.575002	15.405288	0.0016403	0.0023808
P12	25.847777	62.988181	0.0003123	0.0031106
P13	16.818907	11.669916	0.0008968	0.0010672
P14	20.639361	14.467006	0.0008491	0.0015511
P15	21.063304	27.921248	0.0004227	0.0010943
	20.920486	**27.356251**	**0.0021953**	**0.0022255**

c. Nilai maksimum dan minimum pada fitur STD

Dari Tabel Lampiran 2.3 terlihat bahwa rata-rata nilai maksimum fitur STD pada band Alpha 8.0307707 dan pada band Beta adalah 24.212817. Sedangkan nilai minimum pada band Alpha adalah 0.0014774 dan pada band Beta adalah 0.0028165.

Tabel Lampiran 2.3 Nilai maksimum dan minimum pada fitur STD

Partisipan	STD			
	Max		Min	
	Alpha	Beta	Alpha	Beta
P01	7.2449784	25.169272	0.0004016	0.016506
P02	6.9879248	42.136709	0.0002268	0.0014983
P03	7.515154	19.076325	0.000114	0.0008998
P04	6.930614	19.200673	0.0008094	0.0023687
P05	9.8246481	30.07914	0.0001075	0.0023185
P06	7.6956435	9.9925884	0.0028752	0.0023698
P07	8.0939682	17.120976	0.0010144	0.001971
P08	7.7482949	11.16953	0.0002274	0.0002425
P09	8.3483476	13.392093	0.0006411	0.0007066
P10	12.965388	64.533846	0.0053421	0.0018551
P11	5.5353271	12.448019	0.000987	0.000796
P12	10.596332	60.765383	0.0038145	0.0014472
P13	5.1484102	9.3376483	0.0012192	0.0030737
P14	8.0230315	11.322153	0.0010495	0.003849
P15	7.803499	17.447893	0.003331	0.0023456
	8.0307707	24.212817	0.0014774	0.0028165

d. Nilai maksimum dan minimum pada fitur Varian

Dari Tabel Lampiran 2.4 terlihat bahwa rata-rata nilai maksimum fitur Varian pada band Alpha 79.979636 dan pada band Beta adalah 952.72675. Sedangkan nilai minimum pada band Alpha adalah 0.0023002 dan pada band Beta adalah 0.0061746.

Tabel Lampiran 2.4 Nilai maksimum dan minimum pada fitur Varian

Partisipan	Varian			
	Max		Min	
	Alpha	Beta	Alpha	Beta
P01	70.140031	166.18567	0.004225	0.0045381
P02	52.004679	1893.0046	0.0028218	0.024942
P03	66.657325	551.65258	0.0002582	0.0069125
P04	77.61131	395.28582	0.0006869	0.0122601
P05	113.34232	1272.2983	0.0001279	0.0097302
P06	73.821675	133.20425	0.0019596	0.0023506
P07	90.583173	395.48189	0.0007187	0.0040875
P08	71.914581	213.49213	0.0002293	0.000944
P09	82.580785	291.25276	0.0001643	0.0028978
P10	169.98949	4187.9624	0.0083655	0.0055736
P11	32.132396	173.9532	0.0046934	0.0019546
P12	117.59118	4042.3345	0.0030355	0.0054889
P13	42.039716	92.640945	0.0015204	0.0035938
P14	74.554269	157.86321	0.0011422	0.0052881
P15	64.731613	324.2891	0.0045551	0.0020567
	79.979636	**952.72675**	**0.0023002**	**0.0061746**