



TESIS - EE185401

**POLA SINYAL EEG DALAM GERAKAN TANGAN PADA
FITUR DOMAIN WAKTU UNTUK MONITORING
REHABILITASI PASIEN PASCA-STROKE**

MADE DWI NOVITASARI
07111850067016

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

**POLA SINYAL EEG DALAM GERAKAN TANGAN PADA
FITUR DOMAIN WAKTU UNTUK MONITORING
REHABILITASI PASIEN PASCA-STROKE**

MADE DWI NOVITASARI
07111850067016

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:

MADE DWI NOVITASARI

NRP 07111850067016

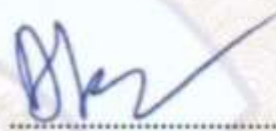
Tanggal Ujian: 03 Juli 2020

Periode Wisuda: September 2020

Disetujui oleh:

Pembimbing:

1. Dr. Adhi Dharma Wibawa, ST., MT.
NIP 197605052008121003



2. Prof. Dr. Ir. Mauridhi Hery Purnomo, M.Eng.
NIP 195809161986011001



Penguji:

1. Eko Setijadi, ST., MT., Ph.D.
NIP 197210012003121002



2. Dr. Ir. Wirawan, DEA.
NIP 196311091989031011



3. Dr. Diah Puspito Wulandari, ST., M.Sc.
NIP 198012192005012001



Kepala Departemen Teknik Elektro
Fakultas Teknologi Elektro dan Informatika Cerdas



Dedet Candra Riawan, ST., M.Eng., Ph.D.

NIP 197311192000031001

Halaman ini sengaja dikosongkan

PERNYATAAN KEASLIAN TESIS

Dengan ini saya menyatakan bahwa isi keseluruhan Tesis saya dengan judul **“POLA SINYAL EEG DALAM GERAKAN TANGAN PADA FITUR DOMAIN WAKTU UNTUK MONITORING REHABILITASI PASIEN PASCA-STROKE”** 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



Made Dwi Novitasari
NRP 07111850067016

Halaman ini sengaja dikosongkan

POLA SINYAL EEG DALAM GERAKAN TANGAN PADA FITUR DOMAIN WAKTU UNTUK MONITORING REHABILITASI PASIEN PASCA-STROKE

Nama mahasiswa : Made Dwi Novitasari
NRP : 07111850067016
Pembimbing : 1. Dr. Adhi Dharma Wibawa, ST., MT.
2. Prof. Dr. Ir. Mauridhi Hery Purnomo, M.Eng.

ABSTRAK

Stroke adalah penyakit katastrofik dengan angka kematian tertinggi kedua di dunia. Prevalensi dan beban biaya yang diakibatkan stroke juga meningkat dari tahun ke tahun. Bahkan angka resiko stroke saat ini telah mencapai 1 dari 4 orang. Program rehabilitasi stroke sangat penting dalam proses pemulihan pasien pasca-stroke. Dimana program ini harus didukung oleh pemantauan yang terukur. Monitoring rehabilitasi saat ini masih dilakukan menggunakan skala klinis standar dan pengamatan visual, sehingga hasil pengukuran belum tersaji secara nyata dan subyektif. Monitoring menggunakan EEG dapat memberikan solusi untuk permasalahan tersebut. Dalam proses monitoring, dibutuhkan eksplorasi terhadap parameter EEG yang signifikan. Penelitian ini bertujuan untuk menemukan parameter paling stabil yang dapat digunakan sebagai dasar untuk mengukur kemajuan dalam monitoring rehabilitasi stroke. Parameter dicari dengan menghitung selisih antara nilai fitur gerakan tangan sehat dengan gerakan tangan terefek stroke pada individu yang sama. Hipotesis dalam penelitian ini adalah bahwa selisih antara nilai fitur tangan sehat dan tangan terefek stroke bernilai positif, karena gerakan sisi sehat memiliki nilai amplitudo yang lebih tinggi daripada gerakan sisi terefek stroke. Data dalam penelitian ini diperoleh dari hasil pengukuran EEG pada 10 orang pasien stroke selama melakukan tugas gerakan di channel C3 dan C4. Partisipan melakukan tiga gerakan, yaitu fleksi-ekstensi bahu, fleksi-ekstensi siku, dan fleksi-ekstensi genggaman. Gerakan dilakukan di kedua sisi tangan, baik yang sehat maupun yang terefek stroke. Untuk preprocessing sinyal EEG, penelitian ini menerapkan IIR pada tahap filter bandpass. Diikuti oleh algoritma ASR dan ICA untuk menghapus artefak. EEG bersih disegmentasi menjadi 20 ms sebelum menghitung fitur Mean, Mav, STD dan Var. Selisih antara nilai fitur sisi sehat (FS) dan fitur sisi terefek stroke (FE) kemudian dihitung dan dianalisis. Hasil menunjukkan bahwa STD, selama gerakan bahu, dan dalam frekuensi alpha low adalah fitur terbaik dengan perbedaan FS dan FE paling stabil. Dari penelitian ini, dapat disimpulkan bahwa fitur STD, selama gerakan bahu, dan dalam frekuensi alpha low menunjukkan potensi tinggi untuk digunakan sebagai parameter penting dalam monitoring kemajuan rehabilitasi stroke.

Kata kunci: Analisa Sinyal EEG, Fitur Domain Waktu, Monitoring Rehabilitasi Stroke, Rehabilitasi, Stroke

Halaman ini sengaja dikosongkan

EEG PATTERN DURING DESIGNED-HAND MOVEMENT TASKS IN TIME DOMAIN FEATURES FOR REHABILITATION MONITORING OF POST-STROKE PATIENTS

By : Made Dwi Novitasari
Student Identity Number : 07111850067016
Supervisor(s) : 1. Dr. Adhi Dharma Wibawa, ST., MT.
2. Prof. Dr. Ir. Mauridhi Hery Purnomo, M.Eng.

ABSTRACT

Stroke is a catastrophic disease with the second-highest mortality rate and the third cause of disability in the world. The prevalence and burden of costs caused by stroke increase from year to year. Even the current risk of stroke has reached 1 in 4 people. A stroke rehabilitation program is crucial for the recovery process of post-stroke patients. It must be supported by measurable monitoring. Rehabilitation monitoring is currently still carried out through visual and manual observation, so the measurement results have not been well presented and subjective. Monitoring using EEG can provide solutions to these needs. During the monitoring process, significant parameters of EEG need to be explored. This study aims to find the most stable parameters that could be applied as a basis for measuring progress in stroke rehabilitation monitoring. The parameters are searched by calculating the difference between the value of the features of healthy hand movements with affected hand movements in the same individual stroke patients. The hypothesis in this study is that the difference between the healthy hand and the affected hand in stroke patients is positive because the healthy side movement has a higher amplitude value than the affected side movement. The data in this study is obtained from the EEG of 10 stroke patients during a designed task motion on C3 and C4 channels. Participants performed three movements, namely shoulder flexion-extension, elbow flexion-extension, and grasping. Motions are carried out on both sides of the hand, both the healthy and the affected side. For preprocessing the EEG, this study applies IIR at the bandpass filter stages. Followed by ASR and ICA algorithm to remove the artifact. The clean EEG is segmented into 20 ms before calculating the Mean, Mav, and STD features. The difference between the healthy side feature (FS) and the stroke side feature (FE) then will be calculated and analyzed. The results show that STD, during shoulder movements, and in low alpha frequencies is the best feature with the most positive FS and FE differences. From this study, it can be concluded that the STD feature, during shoulder movements, and in low alpha frequency band showed a high potential to be used as a crucial parameter to monitor the stroke rehabilitation progress.

Keywords: EEG Analysis, Monitoring Stroke Rehabilitation, Time Domain Feature, Rehabilitation, Stroke

Halaman ini sengaja dikosongkan

KATA PENGANTAR

Puji syukur kepada Tuhan Yesus Kristus, karena atas berkat dan penyertaan-Nya penulis dapat menyelesaikan tesis guna memenuhi salah satu syarat kelulusan pada Program Magister Bidang Keahlian Telematika, Departemen Teknik Elektro, Fakultas Teknologi Elektro dan Informatika Cerdas, Institut Teknologi Sepuluh Nopember, Surabaya.

Penyusunan dan penyelesaian tesis dilakukan dalam kondisi istimewa, dimana dunia sedang dilanda pandemi COVID-19. Keadaan luar biasa ini menciptakan pola baru dalam tatanan kehidupan, tak terkecuali dalam perjalanan penuntasan masa studi penulis di Kampus Perjuangan. Penerapan protokol keamanan menyebabkan bimbingan, sidang, bahkan proses revisi pun dilakukan secara daring dengan segala keterbatasan dan keunikannya. Namun segala pembelajaran dan penyesuaian tersebut menghasilkan akhir cukup menggembirakan, yang tidak terlepas dari bantuan dan dukungan berbagai pihak. Pada kesempatan ini penulis mengucapkan terima kasih dan penghormatan kepada:

1. Mama Kuntari Utomowati, Lik Budi “Yoyok” Santoso Setyo Widodo (Alm), Dik Agustinus “Wawan” Darmawan, Asti, Loi, Mbak Utami “Uut” Karuniawati, Mas Ngurah, Leo, Fefe, Ibu Kasminem, Bapak Djimun, Ibu Yunir, Bapak Bambang, Tata, Ken, dan semua keluarga atas pengertian, doa, cinta serta dukungan yang diberikan.
2. Bapak Dr. Adhi Dharma Wibawa, ST., MT. selaku Koordinator Bidang Telematika-Petik, Dosen Wali dan Dosen Pembimbing, atas waktu, motivasi, bimbingan, masukan dan bantuannya selama studi dan penyelesaian tesis.
3. Bapak Prof. Dr. Ir. Mauridhi Hery Purnomo, M.Eng. selaku Dosen Pembimbing kedua, atas waktu, motivasi, bimbingan, masukan dan bantuannya dalam proses penyelesaian tesis.
4. Para Dosen Program Magister, khususnya pengajar Bidang Keahlian Telematika, atas ilmu, inspirasi, motivasi, dan pengalaman yang diberikan selama penulis menempuh studi.
5. The Genkz “Berbagi Kisah Hidup”-ku, Yu Ma’lufatul Maisuroh, Haryani Ambarwati, Muh. Anas Faishol, dan Mas Aries Findra Setiawan, atas ruang

waktu berkisah yang tidak terbatas. Bantuan, dukungan, doa, dan persaudaraan kalian yang luar biasa menegaskan bahwa meluaskan zona nyaman tetaplah aman, meskipun belajar seribu tahun, kalau soalnya beda apa gunanya.

6. Teman-teman Telematika 2018: Danang “Ketua Kelas” Dismantoro, Henry Nur Cahyono, M. Jamaluddin, Ika Wulandari, Angga Dwi Prayoga, Rachmawati Findiana, Suyasmad, Lucan Yance Nanlohy, Ferry Cahyono, Ibrahim Aji, Sunarmo, Firman Matiinu Sigit, atas dua tahun dukungan dan persahabatan yang semoga tidak terputus.
7. Mas Hendra Setiawan, Mbah Mul, Mas Yusuf, Mas Khaitami, Mbak Agnes, Mbak Diah Risqiwati, atas waktu dan ilmu dalam pembelajaran EEG. Ziko dan Fauzan, grup setengah-setengah, atas beberapa bantuan terduganya. Serta teman-teman Pascasarjana di Departemen Teknik Elektro atas kebersamaannya.
8. Badan Litbang SDM Kementerian Komunikasi dan Informatika yang telah memberikan kesempatan penulis mendapatkan beasiswa.
9. Pemerintah Daerah Kabupaten Probolinggo yang telah memberikan izin sehingga penulis dapat menempuh tugas belajar.
10. Keluarga Besar Badan Kepegawaian Daerah Kabupaten Probolinggo, terutama rekan-rekan Bidang Penilaian Kinerja Aparatur dan Penghargaan, khususnya Dian “Bu e” Rachmawati, SE., MM. dan Erwin “Bos Tampan” Yulianto, S.Kom., MM., atas dukungan selama penyelesaian studi.
11. Seluruh dosen, staf, dan pegawai di Departemen Teknik Elektro, atas dukungan dan kerjasamanya selama penyelesaian studi.
12. 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 sempurna. Oleh karenanya masukan dan saran demi perbaikan sangat diharapkan. Akhir kata, semoga tesis ini bermanfaat bagi penelitian selanjutnya.

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	xvii
DAFTAR TABEL	xix
BAB 1 PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah	3
1.3 Tujuan.....	4
1.4 Batasan Masalah.....	4
1.5 Kontribusi.....	4
BAB 2 KAJIAN PUSTAKA.....	5
2.1 Kajian Penelitian Terkait.....	5
2.2 Stroke	6
2.2.1 Penyebab dan Efek Stroke	6
2.2.2 Rehabilitasi Stroke	6
2.2.3 Monitoring Rehabilitasi Stroke.....	7
2.2.3.1 Metode Monitoring Subyektif	8
2.2.3.2 Metode Monitoring Obyektif.....	8
2.3 Otak	9
2.3.1 Struktur dan Fungsi Otak	9
2.3.2 Gelombang Otak	11
2.4 <i>Electroencepalograph</i> (EEG).....	11
2.4.1 Pola, Parameter, dan Fitur Sinyal EEG.....	12
2.4.2 Sistem Internasional 10-20	12

2.4.3	<i>OpenBCI Ultracortex Mark IV with Cyton Board 8 Channel</i>	14
2.5	Pengolahan Sinyal EEG.....	16
2.5.1	<i>Preprocessing</i>	16
2.5.1.1	<i>Bandpass Filter</i>	16
2.5.1.1.1	<i>Finite Impulse Response (FIR)</i>	17
2.5.1.1.2	<i>Infinite Impulse Response (IIR)</i>	18
2.5.1.2	<i>Artifact Removal</i>	19
2.5.1.2.1	<i>Automatic Artifact Removal (AAR)</i>	20
2.5.1.2.2	<i>Artifact Subspace Reconstruction (ASR)</i>	21
2.5.1.2.3	<i>Independent Component Analysis (ICA)</i>	22
2.5.1.3	Dekomposisi.....	22
2.5.1.3.1	<i>Filter Butterworth</i>	23
2.5.2	Ekstraksi Fitur.....	24
2.5.2.1	Fitur Domain Waktu.....	25
BAB 3 METODE PENELITIAN.....		27
3.1	Metodologi Penelitian.....	27
3.2	Tahap Awal.....	27
3.2.1	Studi Literatur.....	27
3.2.2	Mempelajari Dataset.....	28
3.3	Pengolahan Data.....	31
3.3.1	<i>Preprocessing</i>	31
3.3.1.1	<i>Data Raw EEG</i>	31
3.3.1.2	<i>Channel Location dan Event Marker</i>	32
3.3.1.3	<i>Bandpass Filter</i>	33
3.3.1.4	<i>Artifact Removal</i>	33
3.3.1.5	Pemotongan Data.....	35
3.3.1.6	Dekomposisi.....	36
3.3.2	Ekstraksi Fitur.....	36
3.4	Tahap Akhir.....	37
3.4.1	Analisa Pola.....	38
BAB 4 HASIL DAN PEMBAHASAN.....		39
4.1	Hasil Pengolahan Data.....	39

4.1.1 Hasil <i>Preprocessing</i>	39
4.1.1.1 Hasil <i>Bandpass Filter</i>	39
4.1.1.2 Hasil <i>Artifact Removal</i>	46
4.1.1.2.1 Hasil <i>Artifact Removal</i> dengan AAR dan ASR.....	46
4.1.1.2.2 Hasil <i>Artifact Removal</i> Lanjutan dengan ICA	50
4.1.1.3 Hasil Pemotongan Data	52
4.1.1.4 Hasil Dekomposisi.....	53
4.1.2 Hasil Ekstraksi Fitur	56
4.2. Hasil Analisa Pola	61
4.2.1 Hasil Analisa Selisih Nilai Positif.....	61
4.2.2 Hasil Analisa Parameter Terpilih.....	70
4.3. Diskusi.....	75
BAB 5 PENUTUP	77
5.1 Kesimpulan.....	77
5.2 Saran.....	77
DAFTAR PUSTAKA	79

Halaman ini sengaja dikosongkan

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Struktur Otak Manusia	9
Gambar 2.2 Gelombang Otak	11
Gambar 2.3 Sistem Peletakan Elektrode 10-20	13
Gambar 2.4 Peta Lokasi Fungsi Otak	13
Gambar 2.5 <i>Ultracortex Mark IV Headset</i> dan <i>Cyton Board 8 Channel</i>	14
Gambar 2.6 Peletakan Elektroda dan Pemasangan Kabel	15
Gambar 2.7 Respon Ideal Filter Berdasarkan Frekuensi yang Dilewatkan	16
Gambar 2.8 Pembagian Filter Berdasarkan Teknologi Perancangan.....	17
Gambar 2.9 Respon Frekuensi Filter FIR	17
Gambar 2.10 Respon Frekuensi Filter IIR	18
Gambar 2.11 Artifak dari Gerakan Mata (Kiri) dan Kedipan Mata (Kanan).....	19
Gambar 2.12 <i>Flowchart</i> Proses <i>Artifact Removal</i> pada ASR	21
Gambar 2.12 Respon Frekuensi <i>Butterworth</i> Dibandingkan dengan <i>Chebyshev</i> .	23
Gambar 3.1 Metodologi Penelitian	27
Gambar 3.2 Gerakan yang Diujikan	30
Gambar 3.3 Alur Perekaman Data	30
Gambar 3.4 Tahapan <i>Preprocessing</i>	31
Gambar 3.5 <i>Data Raw</i> dalam Bentuk *.txt	31
Gambar 3.6 <i>Plotting</i> Data dengan Penanda <i>Channel Location</i> dan <i>Event Marker</i>	32
Gambar 3.7 Plot Frekuensi Respons Bandpass Filter FIR.....	33
Gambar 3.8 Pengaturan pada <i>Artifact Removal</i> dengan AAR	34
Gambar 3.9 Pengaturan pada <i>Artifact Removal</i> dengan ASR.....	34
Gambar 3.10 Pengaturan pada <i>Artifact Removal</i> dengan ICA.....	35
Gambar 3.11 Ilustrasi Pemotongan Data	36
Gambar 3.12 Ilustrasi Segmentasi Data	37
Gambar 3.13 Skema Ekstraksi Fitur	37
Gambar 4.1 Hasil <i>Bandpass Filter</i> Data Sehat Bahu	40
Gambar 4.2 Hasil <i>Bandpass Filter</i> Data Sehat Genggam.....	41
Gambar 4.3 Hasil <i>Bandpass Filter</i> Data Sehat Siku	42
Gambar 4.4 Hasil <i>Bandpass Filter</i> Data Stroke Bahu	43
Gambar 4.5 Hasil <i>Bandpass Filter</i> Data Stroke Genggam	44
Gambar 4.6 Hasil <i>Bandpass Filter</i> Data Stroke Siku	45
Gambar 4.7 Hasil <i>Artifact Removal</i> Data Sehat Bahu	47
Gambar 4.8 Hasil <i>Artifact Removal</i> Data Sehat Genggam	47
Gambar 4.9 Hasil <i>Artifact Removal</i> Data Sehat Siku	48
Gambar 4.10 Hasil <i>Artifact Removal</i> Data Stroke Bahu.....	48
Gambar 4.11 Hasil <i>Artifact Removal</i> Data Stroke Genggam.....	49
Gambar 4.12 Hasil <i>Artifact Removal</i> Data Stroke Siku.....	49
Gambar 4.13 Hasil ICA Data Sehat Bahu.....	51
Gambar 4.14 Hasil ICA Data Sehat Genggam.....	51
Gambar 4.15 Hasil ICA Data Sehat Siku.....	51

Gambar 4.16 Hasil ICA Data Stoke Bahu	51
Gambar 4.17 Hasil ICA Data Stoke Genggam	52
Gambar 4.18 Hasil ICA Data Sehat Bahu	52
Gambar 4.19 Hasil Proses Dekomposisi	56
Gambar 4.20 Hasil Perhitungan SNP/SNN Fitur Statistik	68
Gambar 4.21 Hasil Perhitungan SNP/SNN Fitur Gerakan	68
Gambar 4.22 Hasil Perhitungan SNP/SNN Fitur Band-Frekuensi.....	69
Gambar 4.23 Perbandingan SNP/SNN pada Fitur Statistik Terhadap Parameter Gerakan Bahu dan Alpha Low	72
Gambar 4.24 Perbandingan SNP/SNN pada Fitur Gerakan Terhadap Parameter STD dan Alpha Low	73
Gambar 4.25 Perbandingan SNP/SNN pada Fitur Band-Frekuensi Terhadap Parameter STD dan Gerakan Bahu	74

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1 Fokus Rehabilitasi Stroke Menurut ICF	7
Tabel 2.2 Klasifikasi Metode Monitoring Stroke Menurut Fungsinya	8
Tabel 2.3 Peletakan Elektroda pada <i>Cyton Board</i> Menurut Warna Kabel	15
Tabel 2.4 Sumber dan Tipe Artifak pada Sinyal EEG	19
Tabel 2.5 Algoritma Regresi untuk Penghapusan EOG di AAR	20
Tabel 3.1 Data Partisipan	29
Tabel 3.2 Daftar <i>Channel Location</i>	32
Tabel 3.3 Daftar <i>Event Marker</i>	32
Tabel 3.4 Ilustrasi Perhitungan Selisih Hasil Ekstraksi	38
Tabel 4.1 Perbandingan Nilai Amplitudo antara <i>Data Raw</i> dengan Hasil FIR & IIR	46
Tabel 4.2 Perbandingan Nilai Amplitudo antara Hasil AAR dengan ASR	50
Tabel 4.3 Perbandingan Nilai Amplitudo antar Hasil Setelah ICA	50
Tabel 4.4 Hasil Proses Pemotongan Data	52
Tabel 4.5 Nilai Amplitudo Hasil Dekomposisi Data Gerakan Bahu di Channel C3 pada P1 (Sisi Kanan Sehat)	53
Tabel 4.6 Nilai Amplitudo Hasil Dekomposisi Data Gerakan Bahu di Channel C4 pada P1 (Sisi Kanan Sehat)	53
Tabel 4.7 Pelabelan Hasil Ekstraksi Fitur	56
Tabel 4.8 Hasil Ekstraksi Sisi Sehat Fitur Mean pada 3 Gerakan, 8 Band-Frekuensi, dan 2 Channel	57
Tabel 4.9 Hasil Ekstraksi Sisi Stroke Fitur Mean pada 3 Gerakan, 8 Band-Frekuensi, dan 2 Channel	57
Tabel 4.10 Hasil Ekstraksi Sisi Sehat Fitur Mean Absolute Value pada 3 Gerakan, 8 Band-Frekuensi, dan 2 Channel	58
Tabel 4.11 Hasil Ekstraksi Sisi Stroke Fitur Mean Absolute Value pada 3 Gerakan, 8 Band-Frekuensi, dan 2 Channel	58
Tabel 4.12 Hasil Ekstraksi Sisi Sehat Fitur Standar Deviasi pada 3 Gerakan, 8 Band-Frekuensi, dan 2 Channel	59
Tabel 4.13 Hasil Ekstraksi Sisi Stroke Fitur Standar Deviasi pada 3 Gerakan, 8 Band-Frekuensi, dan 2 Channel	59
Tabel 4.14 Hasil Ekstraksi Sisi Sehat Fitur Varian pada 3 Gerakan, 8 Band-Frekuensi, dan 2 Channel	60
Tabel 4.15 Hasil Ekstraksi Sisi Stroke Fitur Varian pada 3 Gerakan, 8 Band-Frekuensi, dan 2 Channel	60
Tabel 4.16 Perhitungan Selisih Nilai Positif dan Selisih Nilai Negatif Fitur <i>Mean</i>	62
Tabel 4.17 Perhitungan Selisih Nilai Positif dan Selisih Nilai Negatif Fitur <i>Mean Absolute Value</i>	63
Tabel 4.18 Perhitungan Selisih Nilai Positif dan Selisih Nilai Negatif Fitur Standar Deviasi/Varian	64

Tabel 4.19 SNP/SNN untuk Fitur <i>Mean</i>	65
Tabel 4.20 SNP/SNN untuk Fitur <i>Mean Absolute Value</i>	66
Tabel 4.21 SNP/SNN untuk Fitur Standar Deviasi/Varian	67
Tabel 4.22 Jumlah SNP/SNN Fitur Statistik terhadap Parameter Gerakan Bahu dan Band-Frekuensi Alpha Low	70
Tabel 4.23 Jumlah SNP/SNN Fitur Gerakan terhadap Parameter Statistik STD dan Band-Frekuensi Alpha Low.....	70
Tabel 4.24 Jumlah SNP/SNN Fitur Band-Frekuensi terhadap Parameter Statistik STD dan Gerakan Bahu	71

BAB 1

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Salah satu fokus utama pemerintah dari tahun ke tahun selain masalah pendidikan adalah masalah kesehatan. Hal ini tertuang dalam poin ketiga dari 7 Agenda Pembangunan RPJMN IV tahun 2020 – 2024, yaitu Meningkatkan Sumber Daya Manusia yang Berkualitas dan Berdaya Saing. Di dalam penjelasannya disebutkan bahwa Pemerintah Indonesia berkomitmen untuk meningkatkan kualitas dan daya saing SDM yaitu sumber daya manusia yang sehat dan cerdas, adaptif, inovatif, terampil, dan berkarakter, yang salah satu caranya dengan peningkatan akses dan kualitas pelayanan kesehatan menuju cakupan kesehatan semesta [1]. Dalam rangka menyediakan pelayanan kesehatan yang prima bagi masyarakat, Pemerintah Indonesia berupaya memperkuat sistem keuangan kesehatan melalui Jaminan Kesehatan Nasional (JKN) demi terwujudnya sistem kesehatan yang tangguh [2].

Variasi tingkat kesehatan masyarakat sangat beragam, bergantung pada kesadaran mereka pada pentingnya kesehatan dan dipengaruhi juga faktor lingkungan dan ekonomi. Kepedulian masyarakat salah satunya diukur dari berkurangnya angka morbiditas dan mortalitas. Hal ini dapat dicapai melalui deteksi dini penyakit, sehingga pengobatan bisa diberikan lebih cepat dan mencegah penyakit menjadi lebih parah. Deteksi dini bisa dilakukan pada penyakit tidak menular (PTM), yang diperkirakan membunuh 41 juta orang tiap tahun di dunia [3]. PTM diantaranya seperti penyakit jantung, stroke, kanker, diabetes, dan penyakit paru obstruktif kronis [4].

Di Indonesia, angka kejadian PTM memiliki kecenderungan meningkat dari waktu ke waktu. Berdasarkan hasil riskesdas 2018 terjadi peningkatan prevalensi kanker dari 1,4% (Riskesdas 2013) menjadi 1,8%; prevalensi stroke naik dari 7% menjadi 10,9%; dan penyakit ginjal kronik naik dari 2% menjadi 3,8%. Berdasarkan pemeriksaan gula darah, diabetes melitus naik dari 6,9% menjadi

8,5%; dan hasil pengukuran tekanan darah, hipertensi naik dari 25,8% menjadi 34,1% [5].

Dilihat dari kenaikan prevalensi selama kurun waktu 5 tahun dan angka resiko yang mencapai 1 tiap 4 orang [6], stroke merupakan salah satu PTM yang membutuhkan perhatian khusus. Stroke adalah kondisi yang terjadi ketika pasokan darah ke otak terganggu atau berkurang akibat penyumbatan (stroke iskemik) atau pecahnya pembuluh darah (stroke hemoragik) [7]. Tanpa darah, otak tidak akan mendapatkan asupan oksigen dan nutrisi, sehingga sel-sel pada sebagian area otak akan mati. Kondisi ini menyebabkan bagian tubuh yang dikendalikan oleh area otak yang rusak tidak dapat berfungsi dengan baik, dan menimbulkan kelumpuhan sesisi wajah atau anggota badan, bicara tidak lancar, bicara tidak jelas (pelo), perubahan kesadaran, gangguan penglihatan, dan lain-lain [8]. Menurut definisi WHO, stroke adalah suatu tanda klinis yang berkembang cepat akibat gangguan otak fokal (atau global) dengan gejala-gejala yang berlangsung selama 24 jam atau lebih dan dapat menyebabkan kematian tanpa adanya penyebab lain yang jelas selain vaskuler [9].

Stroke dinobatkan sebagai penyakit mematikan kedua setelah penyakit jantung serta merupakan penyebab kecacatan (*disability*) urutan ketiga di dunia [10]. Tercatat bahwa dari penderita yang bertahan hidup, 20% masih membutuhkan perawatan di institusi kesehatan setelah 3 bulan dan 15-30% mengalami cacat permanen [11]. Masih menjadi salah satu penyakit katastrofik dengan jumlah kasus tertinggi, Badan Penyelenggara Jaminan Sosial (BPJS) Kesehatan menyatakan pada tahun 2016 Stroke menghabiskan biaya pelayanan kesehatan sebesar 1,43 Trilyun, tahun 2017 naik menjadi 2,18 Trilyun dan tahun 2018 mencapai 2,56 Trilyun rupiah [12]. Dengan semakin panjangnya angka harapan hidup, termasuk di Indonesia, maka konsekuensinya kasus stroke akan semakin banyak pula. Mengingat besarnya dampak yang ditimbulkan oleh stroke, upaya preventif dan terapi yang efektif akan sangat besar pengaruhnya..

Menurut WHO, tindakan yang dimaksudkan agar seorang penyandang *disabilitas/handicap* dapat kembali berbaur dengan masyarakat disebut rehabilitasi. Terapi pasien stroke atau dikenal dengan program rehabilitasi stroke bertujuan untuk membantu pasien mempelajari kembali keterampilan yang hilang ketika terkena serangan stroke, sehingga mendapatkan kembali kemandirian. Tingkat

keparahan komplikasi stroke dan kemampuan untuk memulihkan kembali kemampuan setiap orang sangat bervariasi, rehabilitasi stroke biasanya dapat membantu pasien mencapai hasil terbaik untuk jangka panjang.

Otak sebagai pusat stroke, melakukan koordinasi terhadap organ lain seperti menggerakkan tangan, kaki dan sebagainya, dengan cara mengirimkan sinyal elektrik melalui jaringan syaraf [13]. Sinyal elektrik yang dihasilkan oleh otak ini dapat ditangkap dengan alat bantu, salah satunya adalah *electroencephalograph* (EEG). EEG adalah suatu instrumen yang digunakan untuk mengukur, merekam dan memonitor aktifitas elektrik berupa fluktuasi tegangan yang dihasilkan oleh arus ion di dalam neuron otak, di sepanjang kulit kepala melalui penempatan elektroda di kepala [14]. Sinyal tersebut kemudian diolah dan dianalisa sebagai dasar pengambilan sebuah keputusan.

Fokus dari penelitian ini adalah untuk menemukan parameter paling stabil yang dapat digunakan sebagai dasar pengukuran dalam monitoring rehabilitasi stroke dengan membandingkan perbedaan pola fitur EEG sisi sehat dengan sisi terefek stroke pada individu yang sama dalam domain waktu. Hipotesis dalam penelitian ini adalah bahwa sisi sehat akan memiliki nilai fitur yang lebih tinggi daripada sisi terefek stroke, diakibatkan oleh lebih kuatnya sinyal listrik yang dihasilkan.

1.2 Rumusan Masalah

Adapun rumusan masalah pada penelitian ini adalah masih digunakannya skala klinis standar dan pengamatan visual pada monitoring rehabilitasi pasca-stroke sehingga mengakibatkan hasil pengamatan tidak tersaji secara nyata dan terukur, serta subyektif.

Mengingat besarnya dampak stroke dalam kehidupan baik bagi penderita maupun bagi keluarga, serta banyaknya waktu, tenaga, dan besarnya biaya yang harus dihabiskan, sekecil apapun informasi kemajuan yang dicapai diharapkan dapat dipresentasikan melalui hasil pengukuran yang jelas.

Dalam upaya tersebut, pada penelitian ini dilakukan investigasi terhadap fitur sinyal EEG sisi sehat dan sisi terefek stroke pada individu yang sama berdasarkan domain waktu. Dari fitur-fitur tersebut akan dipilih parameter dengan

perbedaan paling stabil antara sisi sehat dengan sisi terdampak stroke, yang nantinya akan digunakan sebagai parameter acuan pengukuran dalam monitoring pemulihan pasien pasca-stroke.

1.3 Tujuan

Penelitian ini bertujuan untuk mendapatkan informasi parameter EEG pada domain waktu yang dapat digunakan sebagai parameter acuan pengukuran dalam monitoring rehabilitasi stroke menggunakan EEG.

1.4 Batasan Masalah

Batasan masalah pada penelitian ini sebagai berikut:

- a. Penelitian dilakukan dengan menggunakan dataset dari penelitian oleh H. Setiawan et al. [15];
- b. Gerakan yang diujikan terbatas pada Fleksi-Ekstensi Bahu, Fleksi-Ekstensi Siku dan Fleksi-Ekstensi Genggaman;
- c. Ekstraksi dihitung berdasarkan fitur domain waktu (Mean, Max, Standar Deviasi dan Varian);
- d. Analisa dilakukan pada bagian otak yang berhubungan dengan motorik, yaitu bagian central (channel C3 dan C4).

1.5 Kontribusi

Diharapkan hasil penelitian ini memberi kontribusi pada program rehabilitasi dengan menemukan parameter terukur yang dapat digunakan sebagai dasar penggunaan EEG dalam proses monitoring pemulihan pasien pasca-stroke menggunakan penilaian yang lebih obyektif. Sehingga di masa yang akan datang, program rehabilitasi pasien pasca-stroke menjadi lebih efektif dan membuka peluang lebih besar bagi pasien untuk dapat pulih mendekati kondisi semula.

Hal ini juga dimaksudkan agar tim medis dapat membuat rencana penanganan yang paling tepat bagi setiap pasien. Selain itu, penilaian yang lebih terukur dapat memberi semangat pada pasien dan keluarga untuk tetap melanjutkan program rehabilitasi sampai dengan selesai, sehingga hasil yang diinginkan dapat tercapai secara optimal.

BAB 2

KAJIAN PUSTAKA

2.1 Kajian Penelitian Terkait

Beberapa penelitian telah dilakukan sehubungan dengan pemantauan rehabilitasi pasien pasca stroke dengan bantuan EEG. Sebagian besar penelitian, membandingkan sinyal otak yang dihasilkan oleh pasien stroke dengan sinyal otak orang sehat. Ada juga yang melakukan pemantauan sinyal EEG pada pasien stroke sebelum, pada saat, dan setelah melakukan rehabilitasi. Hal ini dilakukan untuk menemukan pola dan melihat perbedaan sebagai hasil program rehabilitasi.

Pada penelitian sebelumnya diketahui bahwa pola EEG di daerah motorik berkorelasi dengan pemulihan motorik setelah stroke dan dapat digunakan sebagai prediktor awal hasil fungsional motorik pasien pasca-stroke [16].

Analisis EEG dengan membandingkan pasien stroke dan orang sehat berguna untuk menentukan diagnosis dan memprediksi hasil. Aktivasi kortikal yang hampir normal dikaitkan dengan fungsionalitas yang lebih baik, dan hal ini menunjukkan bahwa terapi telah efektif [17].

Dalam identifikasi variabel terkait aktivitas listrik di otak pasien pasca stroke yang direkam menggunakan EEG selama masa rehabilitasi, ditemukan 64% pasien dengan status stroke, terkluster pada status sehat. Hasil ini diyakini sebagai pengukuran yang lebih tepat, karena kemungkinan terdapat kesembuhan ditinjau dari aktivitas listrik pada otak pasien yang tidak terlihat secara visual [18].

Monitoring dengan EEG terukur bisa berguna untuk mengungkapkan kelainan yang tidak terdeteksi oleh evaluasi klinis standar, yang dapat digunakan sebagai dasar pengujian neuropsikologis yang tepat [19].

Dalam pengukuran diperlukan parameter untuk mengamati perkembangan yang terjadi. Pilihan parameter yang digunakan sebagai referensi cukup beragam. Penguatan frekuensi alpha dan beta dikaitkan dengan pemulihan fungsi motorik [20]. Range frekuensi alpha merupakan yang paling rendah pada subyek stroke dibanding frekuensi lain [21]. Desinkronisasi frekuensi mu dan beta terkait dengan

gerakan motorik pada tangan [22]. Frekuensi alpha menunjukkan kecenderungan lebih tinggi pada subyek sehat daripada subyek stroke [23].

2.2 Stroke

2.2.1 Penyebab dan Efek Stroke

Stroke disebabkan oleh penyumbatan atau pecahnya pembuluh darah di otak, oleh karenanya disebut sebagai penyakit pembuluh darah otak. Peristiwa ini mengakibatkan kebutuhan darah yang membawa oksigen ke otak tidak terpenuhi, sehingga otak mengalami kematian sel/jaringan [24].

Otak mengontrol hampir semua aktivitas, sehingga kerusakan otak berimbas pada banyak hal tergantung pada bagian otak yang terkena stroke, seberapa serius stroke yang terjadi, dan penderitanya (usia, kondisi kesehatan, kepribadian). Beberapa efek yang terjadi akibat stroke antara lain [25]:

- a. Kelumpuhan satu sisi tubuh. Biasanya terjadi di sisi yang berlawanan dari letak lesi di otak, karena adanya pengaturan representasi silang oleh otak;
- b. Gangguan penglihatan;
- c. Afasia, yaitu kesulitan berbicara ataupun memahami pembicaraan. Gangguan lain dapat berupa disatria, yaitu gangguan artikulasi kata-kata saat berbicara;
- d. Gangguan persepsi. Penderita stroke dapat tidak mengenali obyek yang ada di sekitarnya atau tidak mampu menggunakan benda tersebut;
- e. Mudah lelah;
- f. Depresi;
- g. Emosi yang labil, bisa berarti respons emosi yang berlebihan atau tidak sesuai;
- h. Gangguan memori, termasuk kesulitan mempelajari dan mengingat hal baru;
- i. Perubahan kepribadian.

2.2.2 Rehabilitasi Stroke

Menurut WHO, rehabilitasi ialah semua tindakan yang ditujukan untuk mengurangi dampak *disabilitas/handicap*, agar memungkinkan penyandang cacat berintegrasi dengan masyarakat. Prinsip rehabilitasi medik pada stroke ialah mengusahakan agar sedapat mungkin pasien tidak bergantung pada orang lain. Bagi

pasien yang telah mendapat serangan stroke, intervensi rehabilitasi medis sangat penting untuk mengembalikan pasien pada kemandirian mengurus diri sendiri dan melakukan aktivitas kehidupan sehari-hari tanpa menjadi beban bagi keluarganya

Menurut definisi tersebut, jelaslah bahwa yang ditanggulangi rehabilitasi medis adalah problem fisik dan psikis. Untuk mengatasi problem fisik yang berperan adalah program fisioterapi dan terapi okupasi. Keduanya sebetulnya mempunyai kesamaan dalam sasaran, dengan sedikit perbedaan bahwa terapi okupasi juga melatih aktivitas kehidupan sehari-hari dan melakukan prevokasional untuk mengarahkan pasien pada latihan kerja bila terpaksa alih pekerjaan [26].

2.2.3 Monitoring Rehabilitasi Stroke

Pada dunia medis, tahap monitoring rehabilitasi stroke sering disebut dengan *stroke rehabilitation assessment* (RSA). Pada tahap ini dilakukan pengukuran serta evaluasi hasil dari proses rehabilitasi. Tahapan ini memainkan peranan penting untuk menilai efektivitas proses rehabilitasi berdasarkan bukti kesehatan yang tersedia [27].

WHO mengeluarkan *Framework ICF (International Classification of Functioning, Disability and Health)* yang mengidentifikasi 3 fungsi utama dari proses rehabilitasi, yaitu *body functions/structure*, *activities* dan *participation* [28].

Tabel 2.1 Fokus Rehabilitasi Stroke Menurut ICF [29]

Terminologi Lama	Terminologi Baru	Definisi
<i>Impairment</i> (Kerusakan)	<i>Body function / structure</i> (Fungsi / struktur tubuh)	Fungsi fisiologis sistem tubuh termasuk psikologis. Struktur adalah bagian atau anatomi tubuh dan komponennya. Kerusakan adalah masalah dalam fungsi atau struktur tubuh
<i>Disability</i> (Kecacatan)	<i>Activity</i> (Aktivitas)	Kecacatan dalam aktivitas didefinisikan sebagai kesulitan yang mungkin dialami seseorang dalam menyelesaikan (mengeksekusi) tugas yang diberikan
<i>Handicap</i> (Keterbatasan)	<i>Participation</i> (Partisipasi)	Batasan partisipasi menggambarkan kesulitan yang dialami oleh individu dalam keterlibatan dalam situasi atau peran dalam kehidupan

2.2.3.1 Metode Monitoring Subyektif

Berdasarkan [29], ada 38 metode skala standar klinis yang umum digunakan untuk monitoring rehabilitasi stroke. Metode ini bisa diklasifikasikan dalam *body functions/structure*, *activities*, dan *participation*. Metode-metode tersebut digunakan untuk identifikasi keterbatasan aktivitas dalam melakukan gerakan. Identifikasi dilakukan dengan mengamati kemampuan gerakan atau fungsi koordinasi motorik pasien terhadap serangkaian tes gerakan yang diujicobakan menurut pola tertentu.

Tabel 2.2 Klasifikasi Metode Monitoring Stroke Menurut Fungsinya

<i>Body structure (Impairment)</i>	<i>Activities (Disability)</i>	<i>Participation (Handicap)</i>
<i>Beck Depression Inventory</i> <i>Behavioral Inattention Test</i> <i>Canadian Neurological Scale</i> <i>Clock Drawing Test</i> <i>Frenchay Aphasia Screening Test</i> <i>Fugl-Meyer Assessment</i> <i>General Health Questionnaire-28</i> <i>Geriatric Depression Scale</i> <i>Line Bisection Test</i> <i>Mini Mental State Examination</i> <i>Modified Ashworth Scale</i> <i>Montreal Cognitive Assessment</i> <i>Motor-free Visual Perception Test</i> <i>National Institutes of Health Stroke Scale</i> <i>Orpington Prognostic Scale Stroke Rehabilitation Assessment of Movement</i>	<i>Action Research Arm Test</i> <i>Barthel Index</i> <i>Berg Balance Scale</i> <i>Box and Block Test</i> <i>Chedoke McMaster Stroke Assessment Scale</i> <i>Chedoke Arm and Hand Activity Inventory</i> <i>Clinical Outcome Variables Scale</i> <i>Functional Ambulation Categories</i> <i>Functional Independence Measure</i> <i>Frenchay Activities Index</i> <i>Motor Assesment Scale</i> <i>Nine-hole Peg Test</i> <i>Rankin Handicap Scale</i> <i>Rivermead Mobility Scale</i> <i>Rivermead Motor Assessment</i> <i>Six Minute Walk Test</i> <i>Timed Up and Go Wolf Motor Function Test</i>	<i>Canadian Occupational Performance Measure</i> <i>EuroQol Quality of Life Scale</i> <i>LIFE-H London Handicap Scale</i> <i>Medical Outcomes Study Short-Form 36</i> <i>Nottingham Health Profile</i> <i>Reintegration to Normal Living Index</i> <i>Stroke Adapted Sickness Impact Scale</i> <i>Stroke Specific Quality of Life</i>

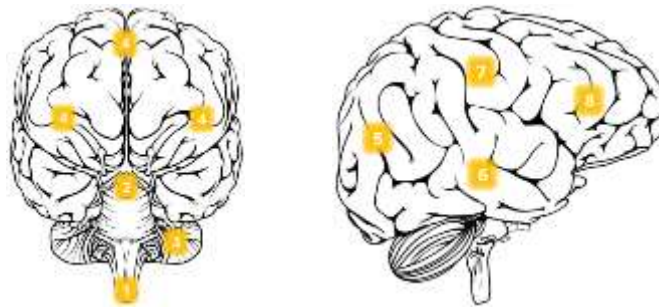
2.2.3.2 Metode Monitoring Obyektif

Neuroimaging technique menggunakan pendekatan alat-alat modern untuk monitoring rehabilitasi stroke, seperti *functional magnetic resonance imaging* (fMRI), *transcranial magnetic stimulation* (TMS), dan *positron emission tomography* (PET). Teknik ini memberikan informasi penting dalam hal diagnosis dan pengambilan keputusan klinis [30]. Analisis aktivitas kortikal menggunakan alat ini telah memperluas pengetahuan manusia tentang mekanisme rehabilitasi motorik. Alat ini membantu kita merancang strategi pengobatan baru dan memiliki hasil pengukuran yang sensitif. Namun, alat-alat ini tidak selalu dapat diakses oleh semua orang karena mahal dan ketersediaannya terbatas.

2.3 Otak

2.3.1 Struktur dan Fungsi Otak

Otak merupakan organ paling kompleks dalam tubuh manusia. Manusia menggunakan otak untuk memproses setiap pemikiran, tindakan, perasaan, dan pengalaman. Berat otak hanya 2% dari berat tubuh manusia namun memikul beban metabolik yang tinggi mencapai 20%. Otak merupakan jaringan yang paling banyak memakai energi dalam seluruh tubuh manusia, serta sangat rentan terhadap perubahan oksigen dan glukosa darah. Terputusnya aliran darah selama 10 detik mengakibatkan hilangnya kesadaran, dan dapat merusak otak secara permanen apabila berlangsung lebih lama [31].



Gambar 2.1 Struktur Otak Manusia [32]

Otak terdiri atas beberapa bagian dengan fungsinya masing-masing. Adapun struktur dan fungsi otak dijelaskan sebagai berikut [32]:

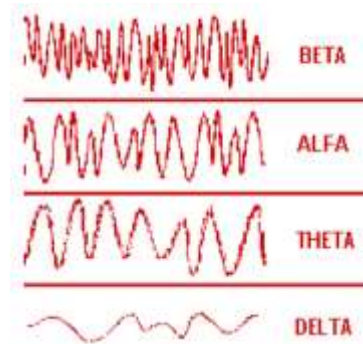
- Batang otak/*brain stem* (bagian no. 1 pada Gambar 2.1) adalah bagian bawah dari otak, terdiri dari otak tengah, *pons* dan *medula*. Sering disebut otak reptil, ia mengendalikan proses tubuh otonom seperti detak jantung, pernapasan, fungsi kandung kemih, dan keseimbangan. Pada dasarnya, batang otak mengontrol segala sesuatu yang berlangsung secara otomatis atau refleksi.
- Sistem Limbik (bagian no. 2 pada Gambar 2.1) sering disebut sebagai otak emosional. Termasuk didalamnya yaitu *thalamus*, *hipotalamus*, dan *amigdala*.
- Otak kecil/*cerebellum* (bagian no. 3 pada Gambar 2.1) memiliki dua belahan yang memiliki permukaan sangat berlipat. Otak kecil bertanggung jawab untuk pengaturan dan kontrol gerakan halus, postur, dan keseimbangan. Berperan menerima masukan dari sistem sensorik sumsum tulang belakang

dan dari area otak lainnya serta mengintegrasikan masukan tersebut untuk menyempurnakan aktivitas motorik. Otak kecil memegang sekitar 80% dari semua neuron otak.

- d. *Cerebrum* atau korteks (bagian no. 4 pada Gambar 2.1) adalah bagian paling depan dan terbesar dari otak manusia. Berkaitan dengan fungsi otak yang lebih tinggi seperti pikiran sadar, pemilihan tindakan dan kontrol. *Cerebrum* terdiri dari dua belahan yang tidak terhubung langsung. Belahan kanan dan kiri berkomunikasi secara tidak langsung dengan koneksi jarak jauh melalui *thalamus* dan struktur serebelar lainnya. *Cerebrum* dibagi lagi menjadi 4 lobus, yaitu *occipital*, *temporal*, *parietal*, dan *frontal*
- e. *Occipital lobe* (bagian no. 5 pada Gambar 2.1) adalah pusat pemrosesan visual, seperti diferensiasi warna dan persepsi gerak. Lobus ini terletak di bagian paling belakang tengkorak.
- f. *Temporal lobe* (bagian no. 6 pada Gambar 2.1) dikaitkan dengan pemrosesan *input* sensoris menjadi makna yang diturunkan, menggunakan ingatan visual, bahasa, dan asosiasi emosional. *Temporal lobe* bertanggung jawab untuk memori jangka panjang. Struktur *temporal* meliputi *hippocampus*, yang merupakan struktur sentral untuk navigasi dan penyandian memori biografi. Korteks temporal kiri bertanggung jawab untuk pemahaman, pemrosesan dan produksi bahasa (area *Broca* dan *Wernicke*). Kerusakan pada daerah ini menyebabkan kesulitan dalam membaca atau berbicara (afasia).
- g. *Parietal lobe* (bagian no. 7 pada Gambar 2.1) bertugas mengintegrasikan informasi yang berasal dari sumber eksternal dengan umpan balik sensorik internal dari otot rangka, tungkai, kepala, mata, dll. Kerusakan pada korteks parietal menyebabkan gangguan parah pada perilaku motorik.
- h. *Frontal lobe* (bagian no. 8 pada Gambar 2.1) adalah tempat sebagian besar pikiran dan keputusan sadar dibuat. Korteks frontal berisi area motorik dimana gerakan semua anggota tubuh dikendalikan. Lobus frontal mengandung sebagian besar neuron peka-dopamin yang bertanggung jawab untuk setiap proses kognitif yang terkait dengan perhatian, ingatan jangka pendek, perencanaan dan motivasi.

2.3.2 Gelombang Otak

Jaringan otak manusia menghasilkan gelombang listrik dengan amplitudo berkisar antara 0.5 s.d. 100 μ V. Berdasarkan frekuensinya, gelombang otak dikategorikan dalam 4 kelompok utama, yaitu [33]:



Gambar 2.2 Gelombang Otak [33]

- Beta dengan rentang frekuensi lebih besar dari 13 Hz dan biasanya muncul ketika seseorang sedang aktif berfikir, fokus dalam memecahkan suatu masalah atau sedang dalam konsentrasi. Gelombang beta dibagi menjadi dua kelompok frekuensi yaitu beta low (13-20 Hz) dan beta high (20-30 Hz). Gelombang beta yang akan digunakan pada penelitian ini.
- Alpha dengan rentang frekuensi 8-13 Hz dan biasanya muncul ketika seseorang sedang dalam kondisi rileks dan mata tertutup. Gelombang alpha dibagi menjadi alpha low (8-10 Hz) dan alpha high (10-13 Hz).
- Theta dengan rentang frekuensi 4-8 Hz dan biasanya muncul ketika seseorang sedang mengalami stress secara emosional.
- Delta dengan rentang frekuensi 0,5-4 Hz dan biasanya muncul ketika seseorang dalam kondisi mengantuk, tertidur lelap, dan pada bayi.

2.4 *Electroencepalograph* (EEG)

Aktivitas kelistrikan pada otak manusia dapat dilihat dan direkam dengan menggunakan suatu alat yang disebut *electroencepalograph* [34]. Sinyal otak memiliki tegangan sangat rendah, EEG berfungsi menguatkannya. Selain itu EEG juga menampilkan aktivitas listrik tersebut dalam bentuk grafik. Melalui pengamatan grafik gelombang otak, bisa diketahui adanya gangguan fisiologi fungsi otak.

2.4.1 Pola, Parameter, dan Fitur Sinyal EEG

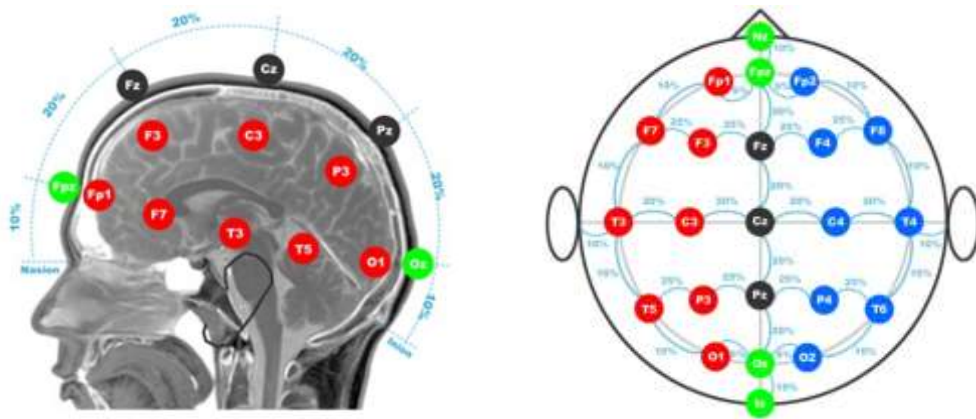
Pola didefinisikan kamus besar bahasa Indonesia sebagai bentuk (struktur) yang tetap. Pengamatan terhadap pola sinyal EEG menjadi cara yang digunakan untuk menentukan parameter paling stabil yang kemudian akan digunakan sebagai acuan dalam pengukuran pada monitoring rehabilitasi pasien pasca-stroke.

Pemilihan parameter EEG untuk proses rehabilitasi stroke menjadi pembahasan utama dalam penelitian ini. Pemilihan parameter EEG yang tepat sangat penting untuk membedakan antara gerakan sisi sehat dan sisi terefek stroke. Kamus Besar Bahasa Indonesia mendefinisikan parameter sebagai ciri khusus atau patokan dari suatu obyek yang dijadikan data masukan. Dengan kata lain, parameter merupakan fitur yang dijadikan acuan dalam pengukuran. Dimana fitur sendiri diartikan sebagai aspek atau ciri dari suatu obyek.

2.4.2 Sistem Internasional 10-20

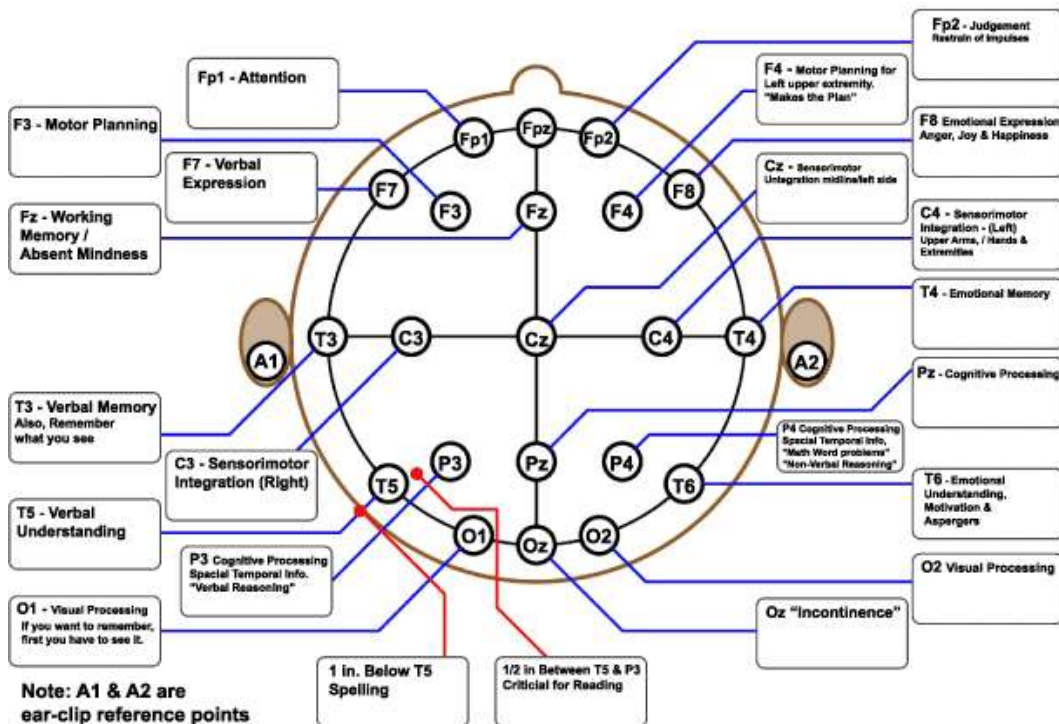
Sistem International 10-20 adalah metode yang diakui secara internasional untuk menggambarkan lokasi peletakan elektroda di kulit kepala. Sistem ini didasarkan pada hubungan antara lokasi elektroda dengan area korteks serebral. Angka 10 dan 20 merujuk pada jarak antara elektroda yang berdekatan. Angka ini dimaksudkan sebagai 10% atau 20% dari total jarak depan-belakang (*anterior-posterior*) dan kanan-kiri (*central-coronal*) kepala manusia [35]. Peletakan elektroda pada *scalp* berdasarkan pada standar anatomi tengkorak manusia yaitu *nasion* (titik antara dahi dan hidung), *inion* (titik terendah tengkorak dari belakang kepala, biasanya ditandai dengan benjolan yang menonjol), dan *preauricular* (jarak dari telinga) sebelah kanan dan kiri [35], [36].

Dalam penempatan elektroda digunakan kode huruf dan angka, dimana huruf berarti lokasi lobus otak dan angka dimaksudkan untuk sisi bagian kanan atau kiri kepala. Huruf-huruf yang digunakan adalah F (*Frontal*), T (*Temporal*), C (*Central*), P (*Parental*), dan O (*Occipital*). *Central* tidak merujuk pada lobus otak, bagian ini hanya digunakan sebagai penanda. Angka genap ditempatkan pada sisi sebelah kanan, sedangkan angka ganjil diletakkan pada sisi sebelah kiri. Huruf 'z' (*zero*) digunakan sebagai penanda bagian tengah kepala [35]. Keseluruhan peletakan elektroda berdasarkan sistem 10-20 dapat dilihat pada Gambar 2.3.



Gambar 2.3 Sistem Peletakan Elektrode 10-20 [35]

Setiap titik elektroda mewakili satu fungsi pikiran. Misalnya titik F7, F6, F5 menangkap data lobus *frontal* yang terkait dengan pilihan keputusan dan menentukan kesamaan/perbedaan antar peristiwa, titik Fp1 berperan sebagai pusat konsentrasi, dan titik O2 berfungsi sebagai pusat visual [36], [37]. Penentuan titik-titik ini merupakan standar internasional dalam dunia *Neurotherapy*. Fungsi-fungsi selengkapnya dapat dilihat pada Gambar 2.4.



Gambar 2.4 Peta Lokasi Fungsi Otak [37]

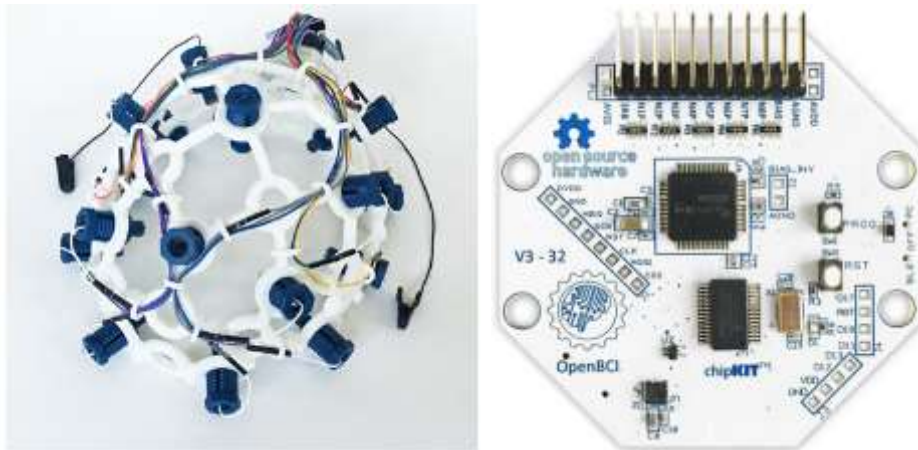
2.4.3 *OpenBCI Ultracortex Mark IV with Cyton Board 8 Channel*

OpenBCI Ultracortex Mark IV with Cyton Board 8 Channel digunakan karena *portable*, mudah dioperasikan dan tidak terlalu mahal jika dibandingkan alat untuk standar kedokteran, sehingga cocok untuk penelitian. Penelitian sebelumnya [38], mengungkapkan bahwa pembacaan sinyal EEG oleh alat ini memiliki akurasi yang cukup baik bahkan mendekati alat EEG standar medis.

Alat ini terdiri dari 2 bagian yaitu *ultracortex mark IV* sebagai *headset* yang dipasang pada kepala dan *cyton board 8 channel* sebagai alat pemroses sinyal.

a. *Ultracortex Mark IV*

Headset ultracortex mark IV mampu mengambil sampel EEG mulai dari 16 s.d. 35 channel dan kompatibel dengan semua *OpenBCI board*, dimana konfigurasi penempatan elektrodanya bisa disesuaikan dengan kebutuhan. Penempatan elektroda pada *headset* ini mengacu pada sistem internasional 10-20. *Headset* ini menggunakan sensor EEG kering (*dry EEG*) yang bentuknya seperti gerigi dan langsung kontak dengan kulit kepala sewaktu digunakan. *Headset* ini membutuhkan waktu kurang dari 1 menit untuk menyala dan beroperasi apabila sudah terpasang dengan *cyton board*-nya.

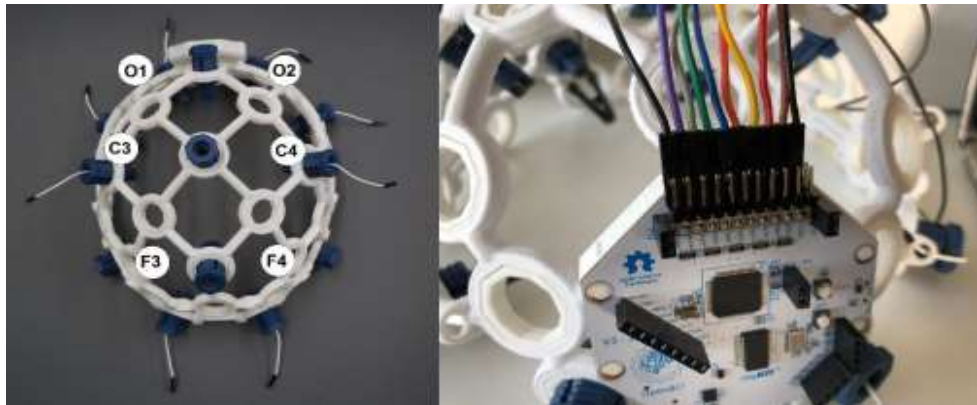


Gambar 2.5 *Ultracortex Mark IV Headset* dan *Cyton Board 8 Channel*,
sumber: openbci.com

b. *Cyton Board 8 Channel*

OpenBCI cyton board adalah arduino dengan processor 32 bit yang dirancang sebagai neural interface 8 channel. Alat ini mengimplementasikan

mikrokontroler PIC32MX250F128B dengan memori lokal yang besar dan kecepatan pada pemrosesan. Board dilengkapi dengan pre-flash 47 chipKIT™ bootloader, dan firmware OpenBCI. Board ini mengambil sampel data sebesar 256 Hz. Board ini berkomunikasi secara nirkabel ke komputer melalui dongle USB menggunakan modul radio RFDuino.



Gambar 2.6 Peletakan Elektroda dan Pemasangan Kabel

Pada penggunaan pertama kali, *cyton board* harus dipasang pada *ultracortex headset* dan dikonfigurasi peletakan elektrodanya sesuai kebutuhan. Kemudian elektroda dihubungkan dengan kabel menurut warna yang telah ditentukan sesuai dengan Tabel 2.3, sekaligus memasang baterai sebagai sumber tenaga. Baterai yang digunakan adalah baterai AA sebanyak 4 buah. Apabila semua komponen telah terpasang, maka alat siap digunakan. Sebelum melakukan perekaman terlebih dahulu harus diinstal OpenBCI software (OpenBCI GUI v4.1.2 dan OpenBCI Hub)

Tabel 2.3 Peletakan Elektroda pada *Cyton Board* Menurut Warna Kabel

<i>Electrode</i>	<i>Wire Color</i>	<i>Cyton Board Pin</i>
<i>Ear Clip</i>	<i>Black</i>	<i>Bottom SRB pin (SRB2)</i>
F3	<i>Purple</i>	<i>Bottom N1P pin</i>
F4	<i>Grey</i>	<i>Bottom N2P pin</i>
C3	<i>Green</i>	<i>Bottom N3P pin</i>
C4	<i>Blue</i>	<i>Bottom N4P pin</i>
O1	<i>Red</i>	<i>Bottom N7P pin</i>
O2	<i>Brown</i>	<i>Bottom N8P pin</i>
<i>Ear Clip</i>	<i>Black</i>	<i>Bottom BIAS pin</i>

2.5 Pengolahan Sinyal EEG

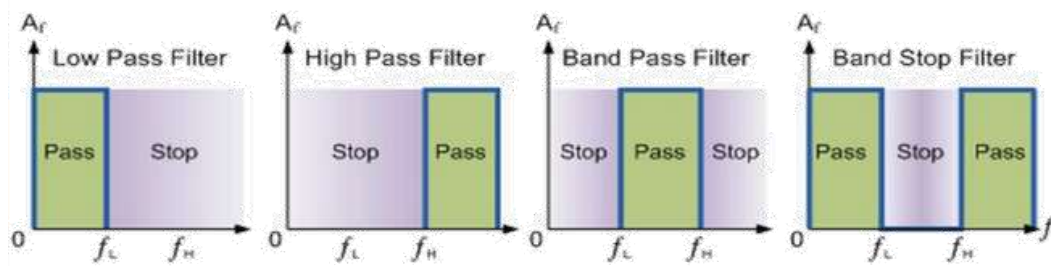
2.5.1 Preprocessing

Preprocessing dapat diartikan sebagai sebuah rangkaian proses yang harus dilakukan dalam rangka menjadikan sinyal hasil pengukuran dan perekaman (*data raw*) menjadi sinyal bersih yang dapat diolah dan dianalisa lebih lanjut.

2.5.1.1 Bandpass Filter

Filter dapat didefinisikan sebagai sebuah sistem atau jaringan yang mengubah bentuk gelombang, karakteristik amplitudo-frekuensi atau fasa-frekuensi suatu sinyal dengan cara-cara tertentu [39]. Filter berfungsi memisahkan frekuensi sinyal satu dari lainnya, dimana kemudian ada yang diteruskan dan ada yang dibuang tergantung dari konfigurasi filter yang digunakan [40].

Berdasarkan frekuensi yang dilewatkan, filter terbagi menjadi *lowpass*, *bandpass*, *highpass*, dan *bandstop filter*. Filter *lowpass* adalah filter yang melewatkan frekuensi di bawah frekuensi *threshold* f_L , filter *bandpass* adalah filter yang melewatkan frekuensi antara frekuensi f_L dan f_H , dengan $f_L < f_H$, filter *highpass* adalah filter yang melewatkan frekuensi di atas frekuensi *threshold* f_H , dan filter *bandstop* adalah filter yang melewatkan frekuensi di bawah f_L dan di atas f_H [39]. Respon ideal masing-masing filter tersebut ditunjukkan pada Gambar 2.7.



Gambar 2.7 Respon Ideal Filter Berdasarkan Frekuensi yang Dilewatkan

Berdasarkan teknologi perancangan, filter dibedakan atas dua bagian yaitu filter analog dan filter digital. Filter analog dibagi menjadi filter pasif dan aktif, sedangkan berdasarkan panjang tanggapan terhadap impuls satuannya filter digital dibagi menjadi *finite impulse response* (FIR) dan *infinite impulse response* (IIR) [41]. Filter analog dapat dibangun dengan menggunakan komponen resistor, kapasitor, dan induktor, sedangkan filter digital merupakan suatu program

(algoritma) yang dibuat sedemikian sehingga karakteristiknya menyerupai filter analog yang bersesuaian. Pembagian filter tersebut terlihat pada Gambar 2.8.



Gambar 2.8 Pembagian Filter Berdasarkan Teknologi Perancangan

2.5.1.1.1 Finite Impulse Response (FIR)

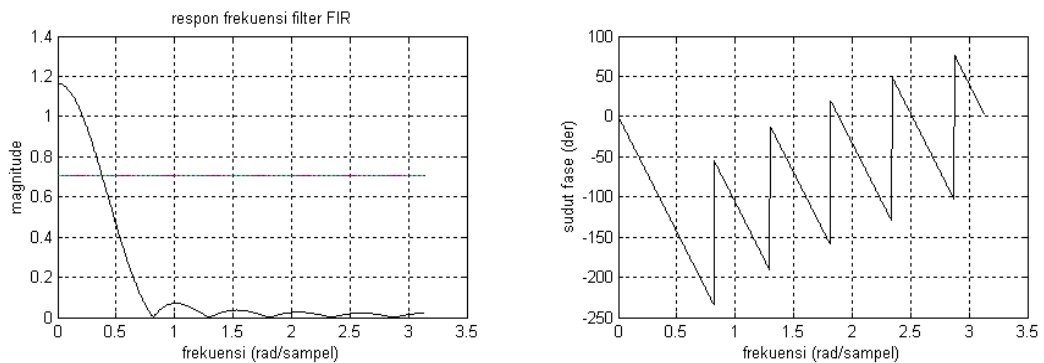
Filter FIR adalah sistem yang mempunyai tanggapan terhadap impuls satuan (*unit impulse*) dengan panjang terbatas. FIR direpresentasikan dengan dua persamaan berikut [39]:

$$y[n] = \sum_{k=0}^{N-1} h[k]x[n - k] \quad (2.1)$$

dan

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

dengan $h[k]$ adalah koefisien-koefisien respons impuls filter, $H(z)$ adalah fungsi sistem filter (fungsi alih filter) yang didapatkan dengan melakukan transformasi z pada $h[k]$, dan N adalah panjang filter. Dari persamaan (2) jelas bahwa panjang filter adalah terbatas (*finite*). Dilihat dari persamaan tersebut, filter FIR selalu stabil dan juga memiliki respons fasa yang linear. Respons frekuensi filter FIR ditunjukkan pada Gambar 2.9 [42].



Gambar 2.9 Respon Frekuensi Filter FIR

2.5.1.1.2 Infinite Impulse Response (IIR)

Filter IIR adalah sistem yang mempunyai tanggapan terhadap impuls satuan (*unit impulse*) dengan panjang tak terhingga. Filter ini dikarakterisasi oleh persamaan rekursif sebagai berikut [39]:

$$y[n] = \sum_{k=0}^{\infty} h[k] x[n - k] = \sum_{k=0}^N b_k x[n - k] - \sum_{k=1}^M a_k y[n - k] \quad (2.3)$$

dengan $h[k]$ adalah respons impuls filter yang secara teori mempunyai panjang tak terhingga, b_k dan a_k adalah koefisien filter, serta $x[n]$ dan $y[n]$ adalah masukan dan keluaran filter.

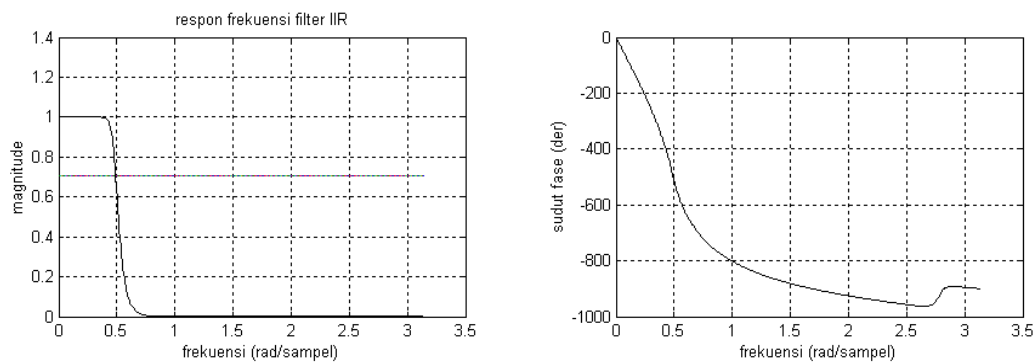
Dalam domain z , fungsi alih filter IIR dapat dituliskan sebagai:

$$H(z) = \frac{b_0 + b_1 z^{-1} + \dots + b_N z^{-N}}{1 + a_1 z^{-1} + \dots + a_M z^{-M}} = \frac{\sum_{k=0}^N b_k z^{-k}}{1 + \sum_{k=1}^M a_k z^{-k}} \quad (2.4)$$

yang dapat difaktorkan sebagai:

$$H(z) = \frac{K(z-z_1)(z-z_2)\dots(z-z_N)}{(z-p_1)(z-p_2)\dots(z-p_M)} \quad (2.5)$$

dengan z_1, z_2, \dots, z_N adalah *zero* dan p_1, p_2, \dots, p_M adalah *pole* $H(z)$. Dari persamaan (5) perlu diingat bahwa supaya filter stabil, nilai-nilai *pole* harus berada di dalam lingkaran berjari-jari 1. Oleh karena itu, filter IIR mungkin saja tidak stabil apabila kriteria tersebut tidak terpenuhi. Selain itu, karena filter IIR bersifat rekursif maka terdapat umpan balik (*feedback*), seperti pada persamaan (3) maka jumlah koefisien filter IIR lebih sedikit dibandingkan filter FIR. Respon frekuensi filter IIR ditunjukkan pada Gambar 2.10 [42].



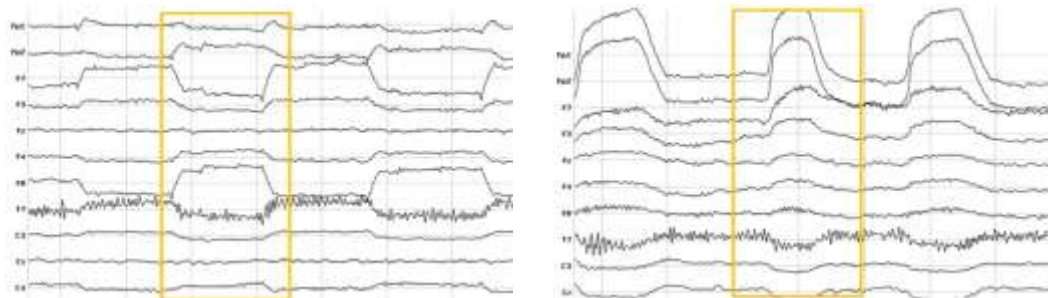
Gambar 2.10 Respon Frekuensi Filter IIR

2.5.1.2 Artifact Removal

Pengukuran dan perekaman dengan EEG menghasilkan sinyal yang bercampur dengan *noise* (artifak) [43]. Artifak merupakan sinyal yang tidak diinginkan diakibatkan oleh aktifitas diluar kontrol, dan dapat menyebabkan perubahan signifikan pada sinyal otak sehingga harus dihilangkan [44]. Artifak dapat ditimbulkan oleh faktor internal dan eksternal, seperti terlihat pada Tabel 2.4. Tabel 2.4 Sumber dan Tipe Artifak pada Sinyal EEG [45]

Artifact	Tipe	Sumber
<i>Eye blink</i> (Kedipan mata)	<i>Ocular</i> (Mata)	Internal/ <i>Physiological</i>
<i>Eye movement</i> (Gerakan mata)	<i>Ocular</i> (Mata)	Internal/ <i>Physiological</i>
<i>REM Sleep</i>	<i>Ocular</i> (Mata)	Internal/ <i>Physiological</i>
Kontraksi kulit kepala	<i>Muscle</i> (Otot)	Internal/ <i>Physiological</i>
<i>Glossokinetic artifact</i>	<i>Muscle</i> (Otot)	Internal/ <i>Physiological</i>
Mengunyah	<i>Muscle</i> (Otot)	Internal/ <i>Physiological</i>
Berbicara	<i>Muscle</i> (Otot)	Internal/ <i>Physiological</i>
Menelan	<i>Muscle</i> (Otot)	Internal/ <i>Physiological</i>
EKG	<i>Cardiac</i> (Jantung)	Internal/ <i>Physiological</i>
Bernafas	<i>Respiratory</i> (Pernapasan)	Internal/ <i>Physiological</i>
<i>Galvanic skin response</i>	<i>Skin</i> (Kulit)	Internal/ <i>Physiological</i>
Berkeringat	<i>Skin</i> (Kulit)	Internal/ <i>Physiological</i>
Gerakan elektroda	<i>Instrumental</i> (Peralatan)	Ekternal/ <i>Extra-physiological</i>
Ketidakeimbangan elektroda	<i>Instrumental</i> (Peralatan)	Ekternal/ <i>Extra-physiological</i>
Gerakan kabel	<i>Instrumental</i> (Peralatan)	Ekternal/ <i>Extra-physiological</i>
<i>Electromagnetic coupling</i>	<i>Electromagnetic</i>	Ekternal/ <i>Extra-physiological</i>
<i>Powerline</i>	<i>Electrical</i> (Kelistrikan)	Ekternal/ <i>Extra-physiological</i>
Gerakan kepala	<i>Movement</i> (Gerakan)	Ekternal/ <i>Extra-physiological</i>
Gerakan tubuh	<i>Movement</i> (Gerakan)	Ekternal/ <i>Extra-physiological</i>
Gerakan tungkai	<i>Movement</i> (Gerakan)	Ekternal/ <i>Extra-physiological</i>

Setiap artifak mempunyai karakteristik sinyal yang unik. Sebagai contoh, sinyal yang dihasilkan oleh gerakan mata vertikal (atas-bawah) akan terlihat lebih sinusoidal, sedangkan sinyal yang dihasilkan gerakan mata horisontal (kanan-kiri) akan terlihat lebih berbentuk kotak. Bentuk sinyal artifak gerakan mata diperlihatkan pada Gambar 2.7.



Gambar 2.11 Artifak dari Gerakan Mata (Kiri) dan Kedipan Mata (Kanan) [32]

Penghapusan artifak sangat penting dalam memberikan representasi dan deskripsi yang lebih baik dari sinyal EEG [46]. Proses ini membutuhkan kehati-hatian, sehingga menghasilkan sinyal bersih tanpa kehilangan informasi yang penting. Amplitudo sinyal EEG berada dalam kisaran $\pm 100\mu\text{V}$ [33], [47], sementara artifak dapat menghasilkan amplitudo sepuluh hingga seratus kali lebih besar [33], [48]. Oleh karena itu, penghilangan artifak biasanya dilakukan dengan mengurangi sinyal yang memiliki amplitudo besar. Teknik dan algoritma penanganan artifak berkembang pesat sejalan dengan semakin banyaknya penelitian di bidang ini, namun kombinasi yang tepat belum dapat dipastikan [49].

2.5.1.2.1 Automatic Artifact Removal (AAR)

AAR merupakan salah satu *toolbox* di MATLAB yang mengintegrasikan beberapa metode untuk menghilangkan artifak secara otomatis dalam electroencephalogram (EEG) [50]. Metode yang diimplementasikan sejauh ini hanya untuk menghilangkan artefak okular (EOG) dan otot (EMG). Metode penghapusan EOG meliputi teknik regresi berdasarkan *Least Mean Squares* (LMS), *Convensional Recursive Least Squares* (CRLS), *Stable Recursive Least Squares* (SRLS), dan algoritma berbasis H^∞ , yang mana memiliki keunggulan dan kelemahannya masing-masing seperti terlihat pada Tabel 2.5.

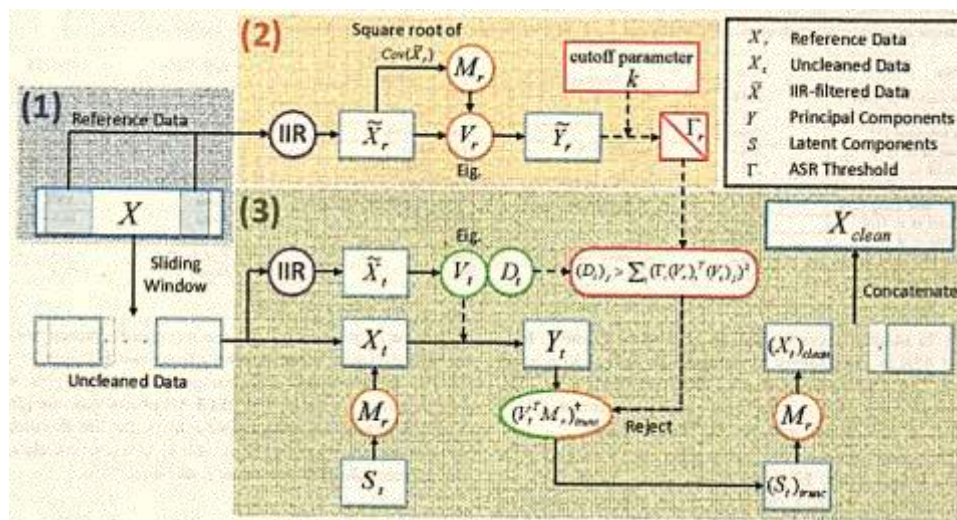
Tabel 2.5 Algoritma Regresi untuk Penghapusan EOG di AAR

Algoritma	File Matlab	Keunggulan	Kelemahan
LMS	<i>lms_regression</i> , <i>pop_lms_regression</i>	Sederhana dan stabil	Konvergensi lambat
CRLS	<i>crls_regression</i> , <i>pop_crls_regression</i>	Konvergensi cepat	Tidak stabil
SRLS	<i>srls_regression</i> , <i>pop_srls_regression</i>	Konvergensi cepat dan stabil	Waktu komputasi panjang
H^∞	<i>hinftv_regression</i> , <i>pop_hinftv_regression</i> <i>hinfew_regression</i> , <i>pop_hinfew_regression</i>	Konvergensi cepat dengan akurasi yang baik	Waktu komputasi panjang dan tidak stabil

Untuk penghapusan EMG, AAR menerapkan *spatial filtering framework* yang terdiri atas tiga langkah dasar, yaitu data EEG didekomposisi menjadi beberapa komponen spasial menggunakan *Blind Source Separation* (BSS), identifikasi artifak dengan kriteria otomatis yang sesuai, kemudian data EEG direkonstruksi ulang dengan hanya mengikutsertakan komponen non-artifaktual.

2.5.1.2.2 Artifact Subspace Reconstruction (ASR)

Algoritma ASR terbukti lebih baik dalam membersihkan *flat-line channel*, *low frequency drift*, *noisy channels*, *sort-time burst artifact* dan segmen yang tidak sepenuhnya dikoreksi dari data EEG. Dalam pengaplikasian ASR dibutuhkan beberapa penyesuaian meliputi: *Flat channel* (durasi maksimum garis datar/kondisi tidak ada sinyal EEG yang dapat ditoleransi dalam hitungan detik, dimana channel yang memiliki garis datar lebih panjang dari durasi seting akan dianggap abnormal sehingga harus dihapus), *Poor Correlation Channel* (nilai ambang korelasi antara kanal satu dengan kanal lainnya, dimana jika suatu saluran berkorelasi kurang dari nilai yang diperkirakan maka kanal tersebut dianggap abnormal dan dihapus), *Line Noise Channel* (jika suatu kanal memiliki *noise relative* terhadap sinyal yang diseting, maka kanal tersebut abnormal dan harus dihilangkan), *Burst Criterion* (*cut off* nilai standar deviasi untuk menghilangkan kenaikan nilai amplitudo yang tidak normal, dimana bagian data yang variasinya lebih besar dari ambang relatif data yang dikalibrasi akan dianggap data hilang dan akan dihapus), *Window Criterion* (kriteria untuk menghapus jendela waktu yang tidak diperbaiki sepenuhnya, yang terjadi jika artifak mengandung terlalu banyak sumber yang tidak berkorelasi secara simultan).



Gambar 2.12 Flowchart Proses Artifact Removal pada ASR [51]

Ada 3 langkah penting yang dilakukan dalam metode ASR, yaitu mengekstrak data referensi (ASR secara otomatis memilih bagian bersih dari data EEG berdasarkan distribusi varian sinyal), menentukan ambang batas untuk

mengidentifikasi komponen artifak (ASR menerapkan filter IIR untuk menekan aktivitas pita frekuensi tertentu yang biasanya terkait dengan osilasi otak), serta menolak komponen artifak dan merekonstruksi data yang telah dibersihkan (ASR menerapkan dekomposisi *eigenvalue* ke matriks kovarian yang diambil melintasi saluran *uncleaned EEG data* dan difilter dengan metode IIR). Untuk menghasilkan data bersih, ASR menerapkan formula sebagai berikut [51]:

$$(X_t)_{clean} = M_r(V_i^T M_r)_{trunc}^+ V_i^T X_t \quad (2.6)$$

dimana $V_i^T M_r$ mengacu pada *eigenvector* yang mempertahankan komponen utama yang tidak ditolak.

2.5.1.2.3 Independent Component Analysis (ICA)

ICA bekerja dengan melakukan dekomposisi sinyal ke dalam bentuk dasarnya (*independent component*) untuk mendeteksi artifak yang menyebabkan *noise*. ICA telah terbukti efisien dalam memisahkan data dari artifak seperti kedipan mata, gerakan otot, atau denyut jantung [52]. ICA juga dipercaya dapat menghilangkan artifak EOG, tanpa mengurangi aktivitas sinyal otak [53]. Akan tetapi ICA dikatakan belum mampu menghilangkan artifak yang lebih kompleks seperti misalnya kontraksi otot kepala atau leher [51]. Konsep ICA menggambarkan bahwa sinyal dapat didekomposisi menjadi komponen penyusunnya, sehingga penting dalam *denoising* sinyal [43]. Secara umum, dengan mempertimbangkan sinyal *multichannel* sebagai $y(n)$ dan komponen sinyal konstituen sebagai $y_i(n)$, maka $y_i(n)$ bersifat independen jika:

$$p_Y(y(n)) = \prod_{i=1}^m p_Y(y_i(n)) \quad \forall n \quad (2.7)$$

dimana p_Y adalah *joint probability distribution*, $p_Y(y_i(n))$ sebagai *marginal distribution*, dan m merupakan jumlah komponen independennya [43].

2.5.1.3 Dekomposisi

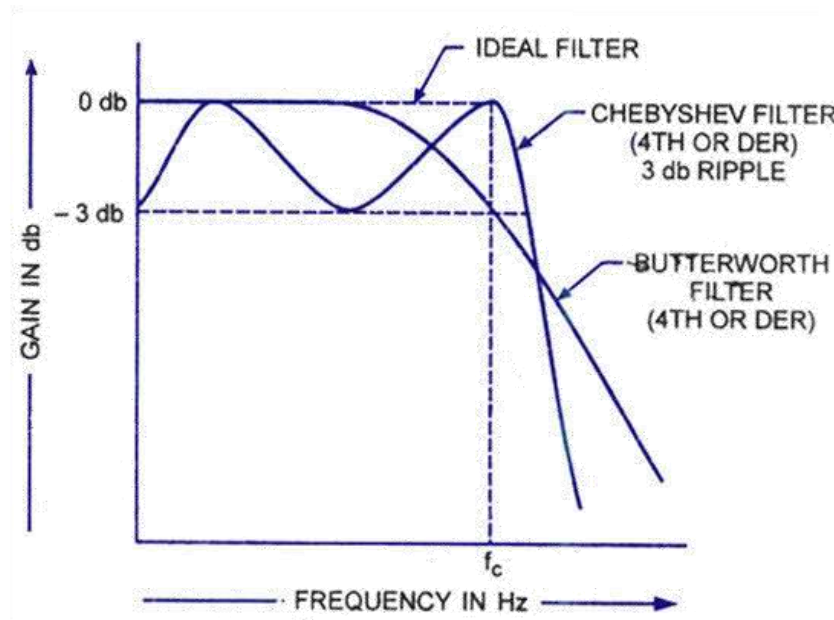
Dekomposisi sinyal EEG merupakan proses mengubah sinyal menjadi bentuk yang lebih sederhana. Proses ini dilakukan setelah sinyal bersih dari artifak. Sinyal EEG dipecah menjadi beberapa subband sesuai rentang frekuensi yang diinginkan.

2.5.1.3.1 Filter Butterworth

Salah satu metode yang biasa digunakan dalam proses dekomposisi adalah Filter *Butterworth* yang diperkenalkan oleh Stephen Butterworth pada tahun 1930. Filter ini dirancang memiliki respon frekuensi sedatar mungkin, sehingga disebut juga filter magnitudo rata maksimal [54]. *Butterworth* memiliki domain waktu yang lebih baik daripada filter *Chebyshev*, sehingga menghasilkan keluaran lebih stabil (tidak memuncak) serta memiliki keseimbangan antara kehalusan dan akurasi. Selain memiliki respon yang lebih datar dan tidak ada riak di bandpass, filter *ini* juga bergulir menuju nol saat *band* berhenti. Rumus untuk filter *Butterworth* tergantung pada *orde* ganjil atau genap. Pada penelitian ini digunakan *Butterworth orde 4* dengan formula:

$$T(s) = \prod_{i=1}^M \left(\frac{\omega_N^2}{s^2 + 2 \cos(\theta_i) \omega_N s + \omega_N^2} \right), \theta_i = (i - 0.5) \cdot 180/N \quad (2.8)$$

dimana Π mewakili serangkaian produk, serupa dengan cara Σ menunjukkan penjumlahan. Sedangkan M menunjukkan orde dari *filter Butterworth*. Untuk ω_N mengindikasikan nilai minimum dari lebar pita frekuensi filter *Butterworth*.



Gambar 2.13 Respon Frekuensi *Butterworth* Dibandingkan dengan *Chebyshev*[55]

Filter *Butterworth* menghasilkan keluaran cukup datar. Sinyal frekuensi akan melewati filter tanpa pelemahan. Ini diperlukan untuk mengkondisikan sinyal analog di mana tidak ingin terlalu banyak mengubah sinyal [55].

2.5.2 Ekstraksi Fitur

Setelah melewati tahap *preprocessing*, selanjutnya data sinyal EEG bersih di ekstraksi untuk mengeluarkan nilai fitur (pola khusus) agar bisa di analisa. 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 *frequency domain* (domain frekuensi) dan *time domain* (domain waktu).

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.

Domain waktu merupakan metode yang digunakan untuk menganalisis data EEG selama periode waktu tertentu. Sinyal EEG umumnya direkam dalam domain waktu, sehingga data sinyal hasil perekaman bisa langsung diolah menggunakan ekstraksi pada domain waktu. Kemudahan dan kecepatan ini merupakan kelebihan dari metode domain waktu, yang kemudian menjadikannya lebih sering digunakan dalam penelitian [56]. Metode domain waktu yang pada umumnya menggunakan perhitungan fitur statistik dikatakan memiliki akurasi yang baik ketika digunakan dalam klasifikasi sinyal EEG. Tidak seperti metode ekstraksi fitur lainnya, fitur statistik dapat dihitung dengan mudah untuk aplikasi *realtime* [57]. Dengan kombinasi pemilihan fitur yang tepat, tingkat klasifikasi yang dihasilkan sangat baik [58].

2.5.2.1 Fitur Domain Waktu

Metode perhitungan dalam domain waktu meliputi perhitungan nilai amplitudo menggunakan fitur statistik (*statistical feature*). Beberapa fitur statistik yang sering digunakan dalam analisa sinyal EEG dalam domain waktu, antara lain:

a. Mean

Mean adalah rata-rata dari sekumpulan nilai. Mean merupakan fitur yang paling umum dan mudah diimplementasikan dari domain waktu. Formula ini bermaksud menemukan rata-rata nilai amplitudo dari panjang sampel suatu sinyal. Mean dihitung dengan rumus:

$$\bar{x} = \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n} \quad (2.9)$$

dimana:

\bar{x} = Mean

x = nilai data

n = banyak data

i = perulangan (dilakukan dari data ke-1 sampai data ke-n)

\sum = sigma (simbol operator penjumlahan)

b. Mean Absolute Value (Mav)

Mav adalah nilai absolut dari Mean. Persamaan menghitung Mav adalah:

$$Mav = \frac{\sum_{i=1}^n |x_i|}{n} \quad (2.10)$$

dimana:

x = nilai data

n = banyak data

i = perulangan (dilakukan dari data ke-1 sampai data ke-n)

|...| = nilai absolut

\sum = sigma (simbol operator penjumlahan)

c. Standar Deviasi (STD)

STD adalah nilai statistik yang digunakan untuk menyatakan keragaman data. Dapat juga didefinisikan sebagai rata-rata jarak penyimpangan titik-titik data diukur dari nilai rata-rata data tersebut. Rumus umum dari STD yaitu:

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

dimana:

x = nilai data

\bar{x} = Mean

n = banyak data

i = perulangan (dilakukan dari data ke-1 sampai data ke-n)

\sum = sigma (simbol operator penjumlahan)

$(...)^2$ = simbol kuadrat/pangkat 2

$\sqrt{...}$ = simbol akar kuadrat

d. Varian (Var)

Sama dengan STD, Var juga menggambarkan keragaman data. Var merupakan nilai kuadrat dari STD. Var ditulis dengan persamaan:

$$Var = (STD)^2 \quad (2.12)$$

dimana:

STD = nilai standart deviasi

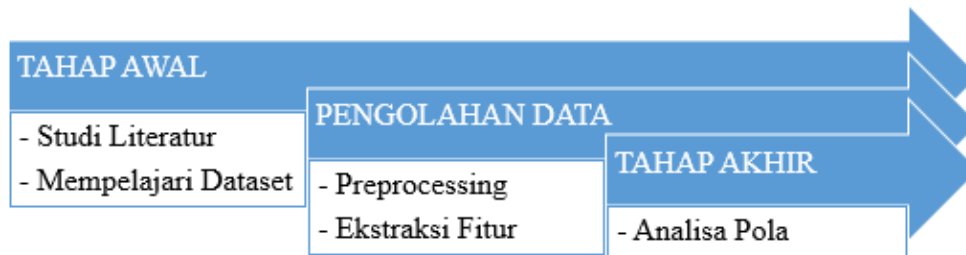
$(...)^2$ = simbol kuadrat/pangkat 2

BAB 3

METODE PENELITIAN

3.1 Metodologi Penelitian

Pada bab ini diuraikan metode yang digunakan dalam menjawab permasalahan untuk mencapai tujuan penelitian. Secara garis besar tahapan-tahapan yang dilakukan pada penelitian ini dapat dilihat pada Gambar 3.1.



Gambar 3.1 Metodologi Penelitian

3.2 Tahap Awal

3.2.1 Studi Literatur

Langkah ini difokuskan pada mencari dan membaca literatur yang bisa digunakan sebagai referensi dalam penelitian. Hal-hal terkait penelitian mengenai pengolahan sinyal, khususnya sinyal EEG untuk monitoring rehabilitasi stroke, baik dari segi langkah yang dilakukan, metode yang digunakan, sampai dengan hasil yang diperoleh dipelajari dan diujicobakan pada penelitian ini. Studi literatur dilakukan sepanjang penelitian.

Terdapat perbedaan antara penelitian ini dengan penelitian-penelitian lain yang mengamati pola EEG untuk monitoring rehabilitasi stroke, diantaranya adalah ada penelitian yang melakukan analisa pola EEG untuk mencari korelasi sinyal EEG dan tingkat pemulihan motorik dengan mengamati perubahan pola EEG sisi stroke sebelum dan sesudah rehabilitasi [16] atau beberapa sesi intervensi [20], ada juga yang melakukan pengamatan selama 3 sampai dengan 6 bulan dalam masa rehabilitasi [19]. Beberapa penelitian mengamati pola sinyal EEG dalam sesi rehabilitasi dengan teknik tertentu (*Bobath/Motor Relearning Program/lainnya*), kemudian membandingkan hasil perkembangannya dengan penilaian hasil dari

pengamatan klinis standar manual. Sedangkan penelitian ini berfokus untuk mencari parameter paling stabil yang akan digunakan sebagai acuan pengukuran dalam monitoring rehabilitasi pasien stroke sehingga pengukuran hanya dilakukan sekali dengan membandingkan sisi sehat dengan sisi stroke, kemudian menganalisa pola dan mencari perbedaannya.

Ditemukan pula penelitian yang melakukan pengukuran pada subyek sehat dan subyek stroke, dimana hasil pengukuran digunakan dalam identifikasi kondisi sehat dan stroke melalui klustering hasil ekstraksi [18], atau dimaksudkan mengukur kelayakan penggunaan EEG untuk menilai kemajuan pemulihan pasien pasca-stroke dengan gangguan motorik [23]. Bahkan ada pula penelitian yang mengamati pola sinyal EEG dari subyek sehat, dengan tujuan menemukan parameter dasar yang nantinya akan dijadikan sebagai acuan dalam evaluasi rehabilitasi stroke [59]. Sementara itu penelitian ini melakukan perbandingan kondisi sehat dan stroke pada individu yang sama, karena otak merupakan organ yang unik untuk setiap individu sehingga perbandingan dengan individu yang sama dirasa akan menghasilkan komparasi yang lebih baik.

3.2.2 Mempelajari Dataset

Dataset yang digunakan dalam penelitian ini diperoleh dari penelitian sebelumnya oleh Hendra Setiawan dkk [15]. Dataset berupa data raw dalam format *.txt (*dot txt*) dengan *sample rate* 256 Hz, hasil pengukuran menggunakan EEG yang belum mengalami proses pengolahan. Alat EEG yang digunakan adalah *openBCI ultracortex mark IV with cyton board 8 channel*, dengan pengaturan resolusi 30 FPS, *notch filter* 50 Hz, *BP filter* 1-50 Hz, *vert scale* 100 μ V dan *time window* 5 sec.

Partisipan berjumlah 10 orang, terdiri dari 6 orang pria dan 4 orang wanita, pasien pasca-stroke yang menjalani rehabilitasi di RSUD (Rumah Sakit Universitas Airlangga) Surabaya. Semua partisipan tidak kidal dan hampir semua partisipan terserang stroke lebih dari satu kali. Usia partisipan berada dalam rentang antara 48 sampai dengan 66 tahun ($\bar{x} = 55,9$; $STD = 5,6$). Data lengkap partisipan dapat dilihat pada Tabel 3.1.

Tabel 3.1 Data Partisipan

Partisipan	Usia	Jenis Kelamin	Sisi Tubuh Stroke	Diagnosis	Masalah Gerak
1	54	Pria	Kiri	Hemoragik	Hemiplegia
2	48	Pria	Kiri	Iskemik	Hemiplegia
3	66	Pria	Kiri	Iskemik	Hemiplegia
4	50	Wanita	Kanan	Iskemik	Hemiplegia
5	64	Wanita	Kiri	Iskemik	Hemiparesis
6	56	Wanita	Kiri	Iskemik	Hemiparesis
7	52	Pria	Kiri	Iskemik	Hemiparesis
8	53	Wanita	Kanan	Iskemik	Hemiparesis
9	56	Pria	Kanan	Iskemik	Hemiparesis
10	60	Pria	Kanan	Iskemik	Hemiparesis

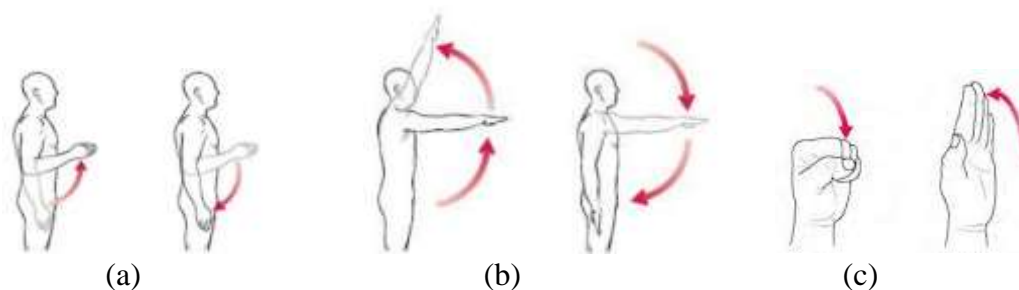
Seperti tampak dalam tabel bahwa dari 10 partisipan terdapat satu orang yang didiagnosa mengalami stroke hemoragik (stroke diakibatkan oleh pecahnya pembuluh darah), sedang 9 lainnya mengalami stroke iskemik (stroke diakibatkan oleh penyumbatan pembuluh darah). Pasien dengan kasus hemoragik memang jarang ditemukan. Menurut laporan, dari seluruh kasus stroke, sekitar 87% orang terserang stroke jenis iskemik.

Partisipan dalam penelitian ini, dipilih yang mengalami kelemahan gerak pada salah satu sisi tubuh meskipun tidak dibatasi sisi kanan atau kirinya. Tingkat keparahan dinilai dengan rekomendasi dari dokter spesialis neurologi, dan ditunjukkan kedalam dua masalah gerak yaitu hemiplegia (kondisi ketika pasien kesulitan atau tidak mampu melakukan gerakan yang diperintahkan/lumpuh) dan hemiparesis (kondisi ketika pasien mengalami kelemahan gerak atau tidak mampu bergerak sempurna pada gerakan yang diperintahkan).

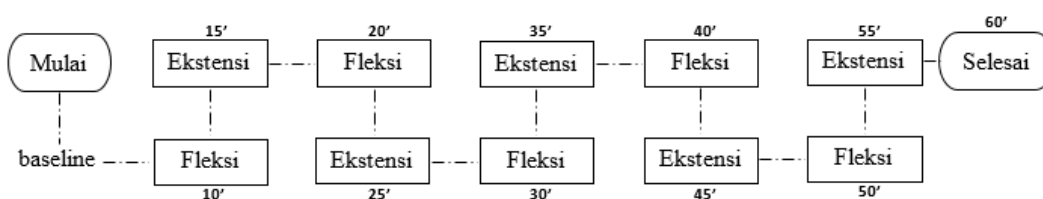
Namun dalam dataset ini tidak tercatat tahapan rehabilitasi, serta informasi terkait waktu serangan yang terjadi pada masing-masing partisipan. Meskipun tidak mempengaruhi kualitas data, karena kualitas lebih dipengaruhi oleh banyaknya *noise* pada saat pengukuran, akan tetapi kondisi tersebut diindikasikan mempengaruhi nilai data. Menurut [19], jika kondisi semakin parah yang dalam kasus ini digambarkan dengan rendahnya skor indeks *Barthel* dan keabnormalan sinyal EEG, maka waktu yang dibutuhkan untuk mendapatkan kondisi ideal akan semakin panjang. Penelitian ini juga menyebutkan bahwa kemajuan terbaik yang dicapai dalam pengukuran tercatat pada tiga bulan pertama sejak dilakukannya rehabilitasi, dimana dari 43 pasien rata-rata rehabilitasi dilakukan 28,16 hari sejak

serangan. Periode waktu tersebut merupakan durasi yang dibutuhkan pasien bebas dari komplikasi dan terapi darurat, sehingga bisa melakukan komunikasi dan persetujuan dilakukannya penelitian.

Partisipan di penelitian ini diinstruksikan untuk melakukan tiga gerakan mengacu pada *Manual Muscle Testing* (MMT). Gerakan yang dilakukan berpusat pada latihan gerak pada tangan, karena partisipan dipilih dari pasien dengan masalah *upper limb* (anggota gerak atas). Gerakan tersebut meliputi gerak fleksi-ekstensi bahu, fleksi-ekstensi siku, dan fleksi-ekstensi genggamannya seperti terlihat pada Gambar 3.2. Gerakan ini digunakan karena relatif mudah serta umum dilakukan, sehingga partisipan familiar dan nyaman dalam melakukannya. Fisioterapis banyak menggunakan MMT dalam program rehabilitasi stroke karena dapat diandalkan dalam menilai kekuatan otot secara komprehensif [60].



Gambar 3.2 Gerakan yang Diujikan (a) Fleksi-Ekstensi Siku (b) Fleksi-Ekstensi Bahu (c) Fleksi-Ekstensi Genggaman



Gambar 3.3 Alur Perekaman Data

Setiap gerakan direkam secara terpisah selama 1 menit. Rekaman dimulai dengan partisipan tidak melakukan tindakan apa pun (*baseline*) selama 10 detik. Kemudian dilanjutkan dengan melakukan 5 kali gerakan fleksi dan 5 kali gerakan ekstensi secara bergantian dengan durasi masing-masing 5 detik. Data diambil di kedua sisi tangan, yaitu sisi yang sehat dan sisi yang terdampak stroke. Detail alur perekaman data sebagaimana pada Gambar 3.3.

3.3 Pengolahan Data

Pengolahan data dilakukan dalam 2 tahap yaitu proses *preprocessing* dan ekstraksi data.

3.3.1 Preprocessing

Pengukuran menghasilkan sinyal EEG yang bercampur dengan *noise*. *Noise* disebabkan oleh sinyal listrik dan aktivitas yang tidak bisa dikendalikan oleh partisipan, seperti kedipan mata, gerakan mata, gerakan otot kulit kepala, dan gerakan tubuh lainnya diluar perintah gerakan yang ditentukan. *Noise* mengakibatkan perubahan signifikan pada sinyal otak, maka harus dihilangkan. Penghilangan *noise* (*denoising*) yang merupakan bagian dari *preprocessing* dilakukan dengan mereduksi sinyal yang memiliki amplitudo besar. Langkah *preprocessing* diilustrasikan dalam skema pada Gambar 3.4.



Gambar 3.4 Tahapan *Preprocessing*

3.3.1.1 Data Raw EEG

Data raw (data mentah) yang di dapat dari pengukuran dengan openBCI berupa data *.txt seperti tampak pada Gambar 3.5. Pada penelitian ini, pengolahan data akan dilakukan dengan menggunakan bantuan EEGLab 2019 sebuah *plugin* di Matlab R2015a. Sebelum dapat diolah lebih lanjut, data ini harus di-*import* dan di-*transpose* terlebih dahulu di-matlab sehingga menghasilkan data dalam bentuk *.mat. Setelah dalam bentuk *.mat, kemudian data di-*import* ke EEGLab menjadi dataset.

```
1 %openBCI Raw EEG Data
2 %Number of channels = 8
3 %Sample Rate = 250.0 Hz
4 %First Column = SampleIndex
5 %Last Column = Timestamp
6 %Other Columns = EEG data in microvolts followed by Accel Data (in G) interleaved with Aux Data
7 0, 0.00, 0.00, 0.00, 0.00, 0.00, 0.00, 0.00, 0.034, 1.022, 0.056, 10:47:52.643, 1549079273124
8 1, 10252.72, 3820.23, -10312.89, -2720.22, 7105.35, 2294.50, 0.00, 0.00, 0.000, 0.000, 0.000, 10:47:53.124, 1549079273124
9 2, 10283.34, 3821.26, -10292.51, -2731.76, 7098.35, 2270.02, 0.00, 0.00, 0.000, 0.000, 0.000, 10:47:53.125, 1549079273125
10 3, 10265.69, 3880.97, -10303.15, -2767.39, 7061.79, 2229.60, 0.00, 0.00, 0.000, 0.000, 0.000, 10:47:53.125, 1549079273125
11 4, 10225.77, 3875.95, -10313.76, -2773.11, 7041.06, 2220.60, 0.00, 0.00, 0.000, 0.000, 0.000, 10:47:53.125, 1549079273125
12 5, 10228.14, 3901.41, -10294.18, -2739.83, 7070.62, 2256.12, 0.00, 0.00, 0.000, 0.000, 0.000, 10:47:53.126, 1549079273126
13 6, 10268.46, 3888.58, -10259.67, -2704.64, 7112.62, 2289.88, 0.00, 0.00, 0.000, 0.000, 0.000, 10:47:53.126, 1549079273126
14 7, 10297.20, 3834.33, -10252.70, -2718.20, 7093.91, 2269.62, 0.00, 0.00, 0.000, 0.000, 0.000, 10:47:53.126, 1549079273126
15 8, 10274.20, 3897.54, -10281.22, -2759.30, 7058.08, 2233.79, 0.00, 0.00, 0.046, 1.020, 0.058, 10:47:53.126, 1549079273126
16 9, 10230.57, 3874.95, -10315.60, -2775.55, 7047.28, 2222.28, 0.00, 0.00, 0.000, 0.000, 0.000, 10:47:53.126, 1549079273126
17 10, 10213.09, 3880.22, -10329.66, -2761.58, 7067.38, 2242.86, 0.00, 0.00, 0.000, 0.000, 0.000, 10:47:53.127, 1549079273127
18 11, 10239.56, 3806.70, -10316.11, -2739.52, 7101.98, 2270.83, 0.00, 0.00, 0.000, 0.000, 0.000, 10:47:53.127, 1549079273127
19 12, 10265.91, 3804.49, -10312.87, -2750.65, 7097.60, 2259.20, 0.00, 0.00, 0.000, 0.000, 0.000, 10:47:53.127, 1549079273127
20 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
21 14, 10191.41, 3835.40, -10380.62, -2809.68, 7049.34, 2214.57, 0.00, 0.00, 0.000, 0.000, 0.000, 10:47:53.128, 1549079273128
22 15, 10185.78, 3860.10, -10375.14, -2775.95, 7076.87, 2255.43, 0.00, 0.00, 0.000, 0.000, 0.000, 10:47:53.128, 1549079273128
```

Gambar 3.5 *Data Raw* dalam Bentuk *.txt

3.3.1.2 Channel Location dan Event Marker

Data yang telah berekstensi mat selanjutnya akan melalui proses *bandpass filter* di EEGLab. Namun sebelum dilakukan *filtering*, terlebih dahulu dilakukan pemberian *channel location* dan *event marker* pada data yang akan diolah.

Tabel 3.2 Daftar Channel Location

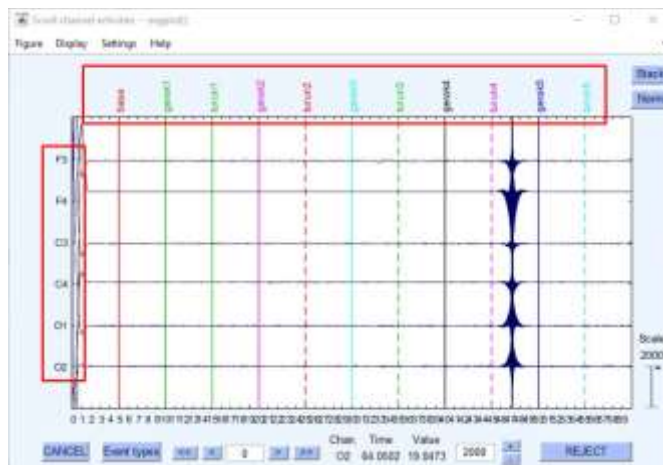
Type	Latency	Duration
gerak1	10	3
turun1	15	3
gerak1	20	3
turun1	25	3
gerak1	30	3
turun1	35	3
gerak1	40	3
turun1	45	3
gerak1	50	3
turun1	55	3

Tabel 3.3 Daftar Event Marker

F3	-5.633652	5.912506	11.180359
F4	5.379196	5.914627	11.524002
C3	-7.33922	-0.77499	11.78279
C4	6.977783	-1.1162	12.05981
O1	-2.681717	-9.658279	3.634674
O2	2.647095	-9.638092	3.818619

Pemberian *channel location* dimaksudkan untuk memudahkan dalam mengenali *channel* dari data. Pada penelitian ini, *channel* yang direkam terdiri dari 6 *channel* yaitu F3, F4, C3, C4, O1 dan O2. *Channel location* yang digunakan mengacu pada panduan yang telah disediakan oleh OpenBCI (*.sfp). *Event marker* bertujuan memberi penanda instruksi gerakan yang disesuaikan dengan urutan ketika melakukan perekaman data. Daftar *channel location* dan *event marker* seperti tertuang pada Tabel 3.2 dan Tabel 3.3.

Pemberian *channel location* dan *event marker* dilakukan melalui EEGLab sehingga menghasilkan data dengan penanda ketika dilakukan *plotting* seperti terlihat pada Gambar 3.6.

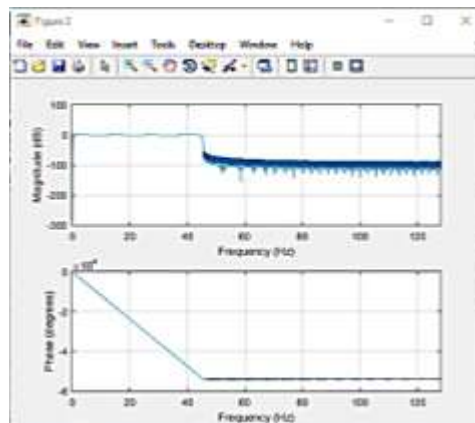


Gambar 3.6 Plotting Data dengan Penanda Channel Location dan Event Marker

3.3.1.3 Bandpass Filter

Bandpass filter adalah jenis filter yang melewatkan pita spektrum frekuensi tertentu [61], yang merupakan gabungan dari *lowpass filter* dan *highpass filter*. Proses ini bertujuan untuk memisahkan sinyal EEG dalam rentang frekuensi yang dipilih dengan rentang diatas maupun dibawahnya. Filter ini dipraktekkan dengan menetapkan frekuensi batas atas dan frekuensi batas bawah. Pada penelitian ini tepi bawah ditetapkan 0,5 Hz dan tepi atas 45 Hz, untuk mengakomodasi rentang gelombang otak. Terdapat dua jenis *bandpass filter*, yaitu FIR dan IIR. Kedua filter dipraktekkan untuk membandingkan keluarannya. Penelitian sebelumnya [62], [63] menyarankan bahwa IIR bisa menjadi pilihan yang lebih baik daripada FIR. Namun ada juga yang berpendapat bahwa FIR akan menghasilkan sinyal yang lebih bersih [64].

Pada proses di EEGLab, FIR dan IIR yang ditetapkan di rentang frekuensi 0,5-45 Hz memiliki plot fekuensi respons seperti terlihat pada Gambar 3.7.



Gambar 3.7 Plot Frekuensi Respons Bandpass Filter FIR

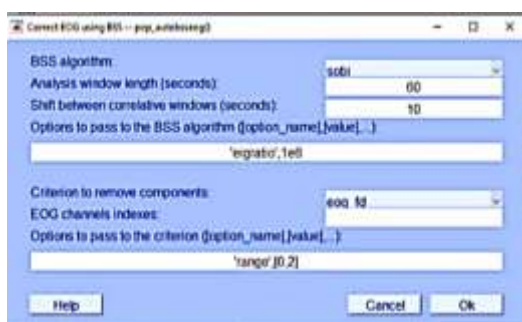
3.3.1.4 Artifact Removal

Sinyal EEG yang telah di *bandpass filter* kemudian dibersihkan dari artifak dengan bantuan *tools* di EEGLab. Tujuannya adalah memisahkan sinyal EEG dari sinyal lain yang ikut terekam. EEGLab menyediakan beberapa metode dalam membersihkan artifak, dalam penelitian ini dicoba 2 *tools* diantaranya yaitu AAR dan ASR. Dan sebagai langkah terakhir dalam pembersihan artifak, dilakukan prosedur ICA. Metode ini berguna lebih lanjut untuk memperbaiki riak yang tersisa dari langkah pembersihan sebelumnya.

Sinyal EEG hasil pengukuran pada pasien stroke diyakini mengandung artifak yang lebih banyak dibandingkan dengan pengukuran pada orang sehat. Hal ini dikarenakan seorang pasien stroke lebih tidak bisa mengendalikan gerakan tubuhnya, dimana keadaan tersebut lebih bisa dikondisikan pada orang sehat. Selain itu, pengambilan data pada orang sehat bisa dilakukan berulang-ulang jika dirasa data yang diambil belum sesuai. Pada pasien stroke situasi demikian lebih sulit dilakukan, menilik kondisi pasien dan menimbang etiket dalam penelitian. Oleh karenanya dipilih metode penghilangan artifak yang dirasa paling bisa mengakomodir persoalan tersebut.

Menurut [50], AAR diklaim dapat menghilangkan artifak berupa EMG serta EOG yang sering didapati pada penderita stroke. Dibandingkan dengan beberapa metode lain, ASR dianggap merupakan metode pembersihan otomatis andal dalam mereduksi artifak yang kompleks dan besar [49], [51]. Sedangkan ICA dikatakan mampu menyisakan hanya sinyal yang relevan [52], oleh karenanya diimplementasikan sebagai tahap terakhir dalam tahap pembersihan artifak.

Beberapa penyesuaian dibutuhkan baik dalam metode AAR, ASR maupun ICA. Pengaturan pada masing-masing metode dapat dilihat pada Gambar 3.8-3.10.

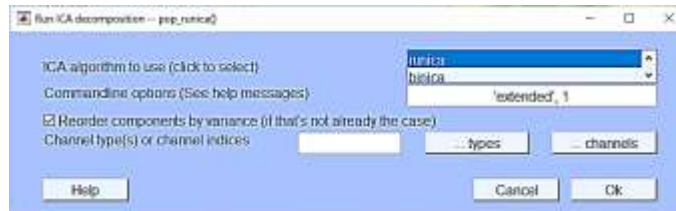


Gambar 3.8 Pengaturan pada *Artifact Removal* dengan AAR



Gambar 3.9 Pengaturan pada *Artifact Removal* dengan ASR

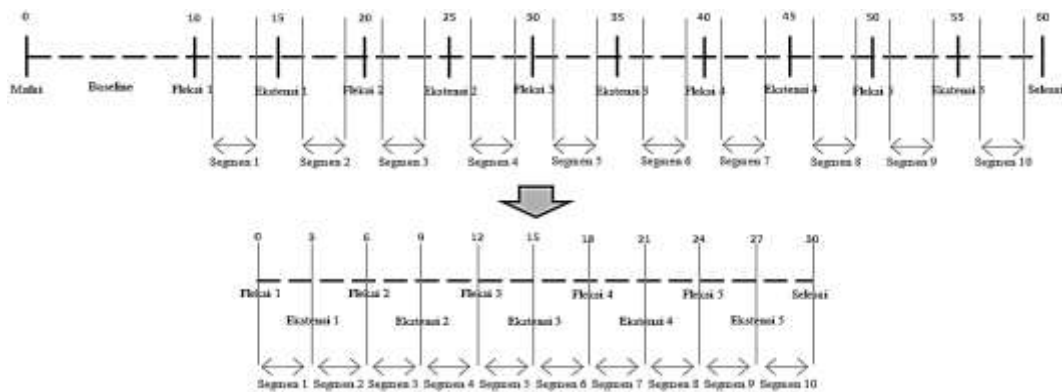
Pada metode ASR, *correlated channels* dan *std line noise* diisi nilai -1 agar apabila data pada suatu *channel* menunjukkan *line* merah seluruhnya, data tersebut tidak secara otomatis terhapus semua. Hal ini menghindari hilangnya keseluruhan data dalam satu *channel*.



Gambar 3.10 Pengaturan pada *Artifact Removal* dengan ICA

3.3.1.5 Pemotongan Data

Langkah selanjutnya adalah memotong data, yang dimaksudkan untuk mendapatkan data yang benar-benar relevan untuk diolah lebih lanjut. Data dipotong sesuai dengan even dan waktu tertentu sehingga hanya data yang diinginkan yang tersisa. Dalam 1 rangkaian data hasil perekaman terdiri 10 detik data *baseline*, 5 detik data gerakan flexi, dan 5 detik data gerakan ekstensi. Dimana masing-masing data gerakan diulang sebanyak 5 kali, sehingga 1 rangkaian data memiliki total durasi sepanjang 60 detik. Selain 60 detik gerakan utama tersebut, turut terekam detik tambahan di akhir setiap data sebagai bagian dari proses perekaman. Bagian ini tentunya harus dihilangkan. Lebih lanjut, untuk mengakomodasi kemampuan gerak pasien stroke, dirasa ada bagian-bagian tertentu yang perlu dipotong dalam 1 kali perintah gerakan. Pasien stroke dianggap lebih lambat dalam melakukan respon perintah gerakan, maka data dipotong 1 detik setelah perintah disampaikan. Menimbang bahwa sisi sehat pasien stroke kemungkinan memiliki respon yang lebih cepat dalam melakukan perintah gerakan, maka data juga dipotong pada 1 detik sebelum perintah gerakan selanjutnya diberikan. Proses ini menghasilkan 3 detik data untuk mewakili setiap 1 perintah gerakan. Dalam 1 dataset terdapat 10 perintah gerakan, maka panjang 1 dataset menjadi 30 detik. Lebih jelas dapat dilihat pada ilustrasi di Gambar. 3.11.



Gambar 3.11 Ilustrasi Pemotongan Data

3.3.1.6 Dekomposisi

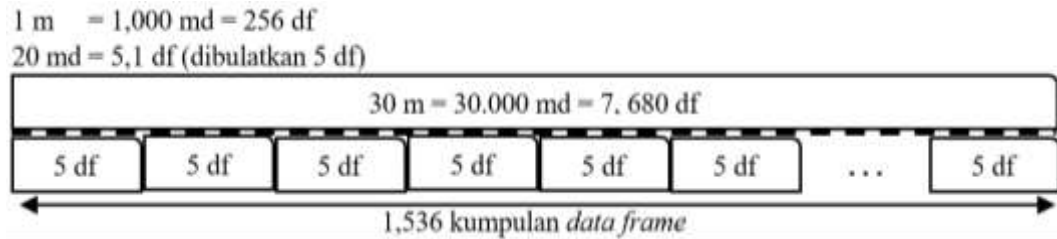
Langkah terakhir dalam proses *preprocessing* adalah dekomposisi. Dalam penelitian ini, data dipisahkan menjadi 8 band-frekuensi, yaitu delta (δ), theta (Θ), alpha (α), alpha low (α_L), alpha high (α_H), beta (β), beta low (β_L), dan beta high (β_H). Semua rentang frekuensi dipilih untuk mempelajari pola masing-masing. Metode *Butterworth* orde 4 digunakan pada langkah ini. *Butterworth* dipakai karena filter ini cenderung menghasilkan sinyal yang lebih datar sehingga keluarannya hampir sama dengan sinyal asli [54], [55].

3.3.2 Ekstraksi Fitur

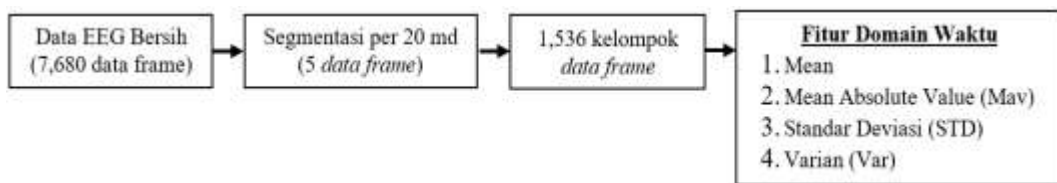
Hasil *preprocessing* berupa sinyal EEG bersih, kemudian diekstraksi dalam domain waktu dengan perhitungan statistik untuk menghasilkan fitur yang akan di analisa lebih lanjut. Sebelum menghitung nilai statistik, data di segmentasi menjadi per 20 md (mili detik), seperti yang dilakukan pada penelitian sebelumnya [59]. Menurut [65], 20 md merupakan waktu minimum yang dibutuhkan otak untuk berkoordinasi dengan organ (*short-latency response*). Penelitian ini menggunakan metode segmentasi 20 md, dengan harapan bisa mendapatkan perbandingan kondisi sehat dan stroke di segmen yang lebih kecil sehingga tidak kehilangan detail informasi dari sinyal EEG yang rapat.

Dalam 1 detik (1,000 md), ada 256 df (*data frame*), jadi 20 md menghasilkan $\pm 5,1$ df dan dibulatkan hingga 5 df. Setiap dataset memiliki durasi 30 detik, setara dengan 7,680 df. Segmentasi data per 5 df akan menghasilkan 1,536

kelompok *data frame* yang kemudian dihitung nilai statistiknya. Segmentasi diilustrasi pada Gambar 3.12 dan skema ekstraksi fitur terlihat pada Gambar 3.13.



Gambar 3.12 Ilustrasi Segmentasi Data



Gambar 3.13 Skema Ekstraksi Fitur

Perhitungan statistik masing-masing fitur dalam penelitian ini dilakukan sesuai persamaan (2.9)-(2.12). Penelitian terdahulu menyatakan bahwa formula statistik tersebut mudah diimplementasikan, serta *Mean* dan *Varian* merupakan fitur statistik paling umum digunakan, bahkan *mean* memiliki nilai *feature performance* paling tinggi [56]. Sedangkan *Mav* memiliki tingkat akurasi paling tinggi dalam klasifikasi [57]. Dalam mengukur efektivitas fitur statistik dalam ekstraksi sinyal EEG, C.T. Yuen dkk menggunakan fitur *Mean*, *Mav*, dan *STD* [58]. Menurut [66] penggunaan fitur statistik, salah satunya *Mav*, meningkatkan akurasi klasifikasi serta mengurangi ruang memori dan waktu pemrosesan. Selain itu *Mean*, *Mav*, *STD*, dan *Varian* dipilih karena data yang diolah hanya terdiri dari 5 nilai. Dengan jumlah data yang sedikit, fitur-fitur tersebut dianggap paling sesuai untuk digunakan.

3.4 Tahap Akhir

Pada tahap akhir dilakukan analisa terhadap hasil perhitungan statistik. Proses ini dilakukan untuk menemukan parameter paling stabil yang dapat digunakan dalam membedakan gerakan sisi sehat dan terefek stroke.

3.4.1 Analisa Pola

Analisa dilakukan dengan menghitung selisih antara hasil ekstraksi fitur gerakan tangan sehat dengan hasil ekstraksi fitur gerakan tangan terefek stroke. Selisih tersebut diperoleh dari pengurangan nilai fitur sehat (FS) dengan nilai fitur terefek stroke (FE). Data yang akan di proses lebih lanjut hanya data EEG pada channel C3 dan C4 karena channel ini memiliki relevansi kuat dengan perintah motorik [37]. Gerakan tangan kanan diwakili oleh channel C3, sedangkan gerakan tangan kiri diwakili oleh channel C4. Ini didasarkan pada penelitian sebelumnya, yang menyatakan bahwa gerakan tangan kanan sangat dipengaruhi oleh otak kiri yang diwakili oleh channel C3. Sebaliknya, gerakan tangan kiri secara dominan dipengaruhi oleh otak kanan, yang diwakili oleh channel C4.

Perhitungan selisih ekstraksi fitur diilustrasikan pada Tabel 3.4. Nilai positif di kolom “Selisih” menunjukkan bahwa FS lebih besar daripada FE. Sebaliknya, nilai negatif di kolom “Selisih” menunjukkan bahwa FS lebih kecil dari FE. Proses ini dilakukan pada semua fitur statistik, gerakan, dan band-frekuensi untuk semua partisipan. Kemudian dilakukan pengelompokan terhadap Selisih Nilai Positif (SNP) dan Selisih Nilai Negatif (SNN). Hasil pengelompokan ini kemudian menjadi bahan analisa, dan selanjutnya akan ditarik kesimpulan sesuai dengan hipotesa dan tujuan penelitian.

Tabel 3.4 Ilustrasi Perhitungan Selisih Hasil Ekstraksi

Partisipan dengan Tangan Kanan Sehat			
Segmen	Kanan-C3 (FS)	Kiri-C4 (FE)	Selisih = FS - FE
1	-0.001	-0.004	0.002
2	-0.029	-0.073	0.044
3	-0.159	-0.348	0.188
4	-0.463	-0.753	0.290
...			...
1.536	5.553	-12.762	18.315
Partisipan dengan Tangan Kiri Sehat			
Segmen	Kiri-C4 (FS)	Kanan-C3 (FE)	Selisih = FS - FE
1	-0.15	-0.412	0.264
2	0.317	1.237	-0.920
3	0.183	0.280	-0.097
4	-1.247	-4.138	2.891
...			...
1.536	8.025	7.560	0.465

BAB 4

HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1. Hasil Pengolahan Data

Pengolahan data terdiri dari *preprocessing* dan ekstraksi data. Setiap proses telah dilakukan dan menghasilkan hal-hal yang akan disampaikan dalam sub bab berikut.

4.1.1 Hasil *Preprocessing*

Preprocessing terdiri dari beberapa tahap, dimana masing-masing tahap memberikan hasil yang disajikan dalam bentuk gambar dan tabel hasil pengolahan sebagaimana akan diperlihatkan di bawah ini.

4.1.1.1 Hasil *Bandpass Filter*

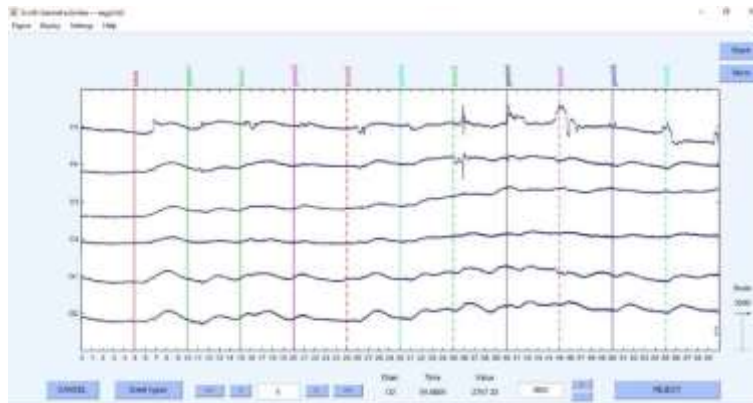
Bandpass filter sebagai tahapan awal dari seluruh rangkaian *preprocessing* dilakukan pada semua data partisipan. Masing-masing partisipan memiliki 6 rangkaian data hasil perekaman, yaitu data sisi tangan sehat dengan gerakan bahu, sisi tangan sehat dengan gerakan genggam, sisi tangan sehat dengan gerakan siku, sisi tangan stroke dengan gerakan bahu, sisi tangan stroke dengan gerakan genggam dan sisi tangan stroke dengan gerakan siku. Data sehat atau stroke untuk masing-masing partisipan bisa berbeda mewakili sisi tangan sebelah kanan atau sisi tangan sebelah kiri seperti telah dijelaskan sebelumnya.

Dalam penelitian ini dilakukan 2 metode *bandpass filter* yaitu FIR dan IIR. Selanjutnya akan ditampilkan hasil dari 2 metode tersebut untuk dapat menjadi perbandingan.

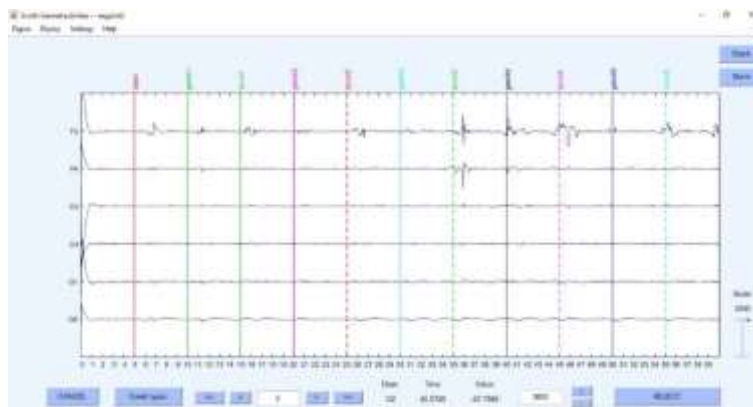
Data yang digunakan sebagai contoh untuk membandingkan hasil setiap tahapan adalah data dari partisipan nomor 1 (P1) pada gerakan bahu. P1 merupakan partisipan dengan sisi tangan sebelah kanan sehat (diwakili data C3) dan sisi tangan sebelah kiri terefek stroke (diwakili data C4).

a. Data Sehat Bahu (Kanan)

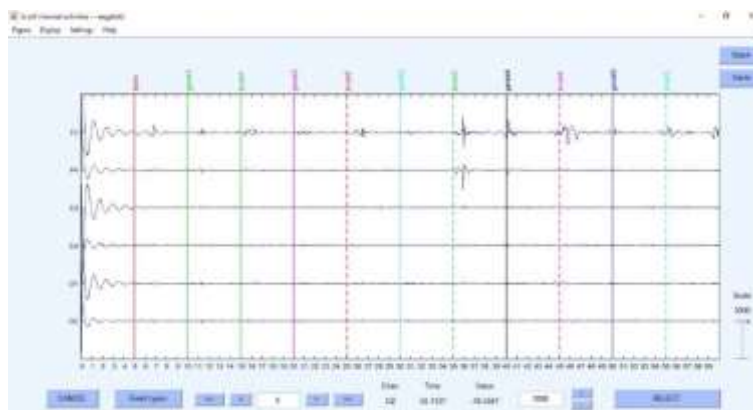
Bandpass filter pada data sehat bahu P1 menghasilkan sinyal seperti pada Gambar 4.1, dimana terlihat bahwa metode IIR menghasilkan lebih sedikit riak jika dibandingkan dengan metode FIR, meskipun perbedaannya tidak terlalu mencolok.



(a) *Data Raw*



(b) *Data Setelah FIR*

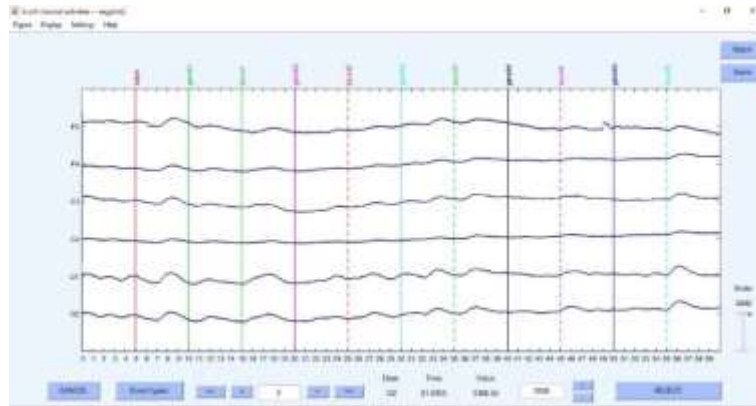


(c) *Data Setelah IIR*

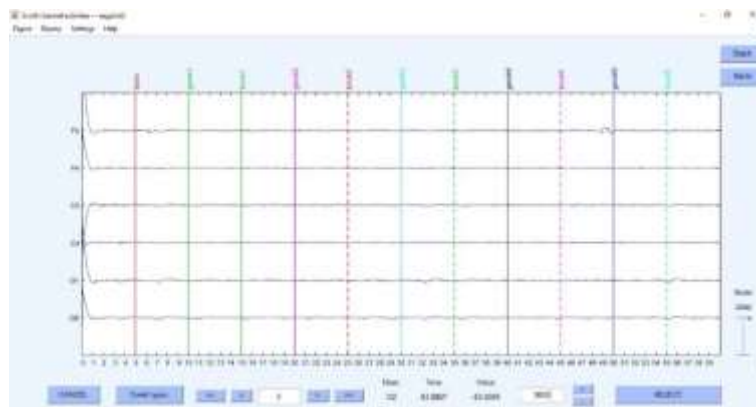
Gambar 4.1 Hasil *Bandpass Filter* Data Sehat Bahu

b. Data Sehat Genggam (Kanan)

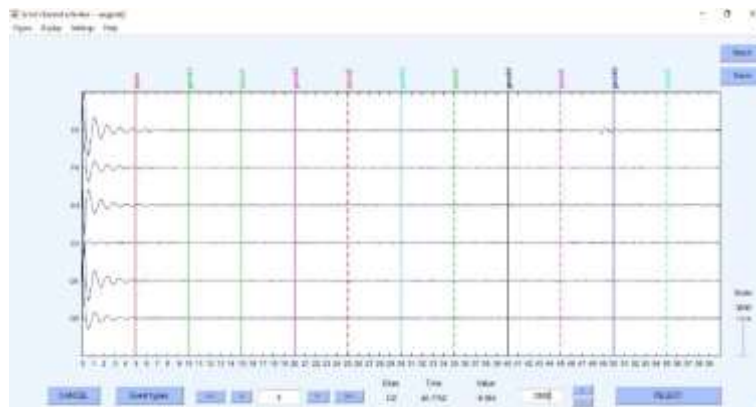
Seperti pada data sebelumnya, *bandpass filter* pada data sehat genggam juga tidak memperlihatkan perbedaan yang besar antara hasil dari metode FIR dengan hasil dari metode IIR.



(a) Data Raw



(b) Data setelah FIR

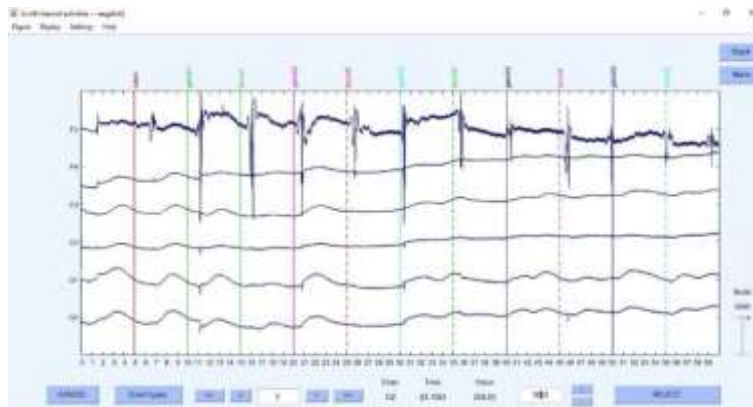


(c) Data setelah IIR

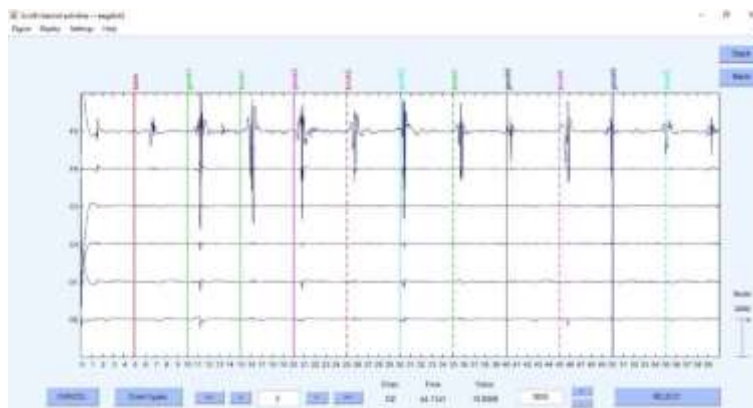
Gambar 4.2 Hasil *Bandpass Filter* Data Sehat Genggam

c. Data Sehat Siku (Kanan)

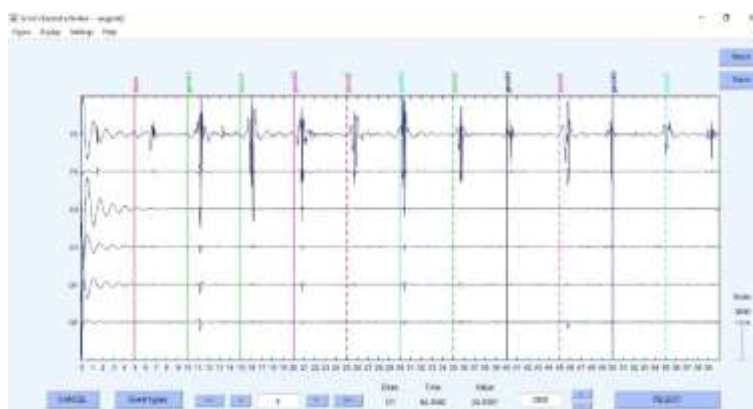
Bandpass filter pada data sehat siku memperlihatkan bahwa metode IIR menghasilkan gelombang yang lebih halus dibandingkan dengan metode FIR.



(a) Data Raw



(b) Data setelah FIR

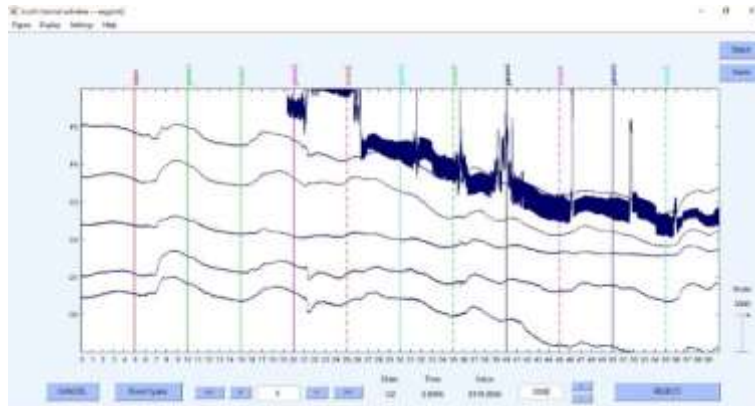


(c) Data setelah IIR

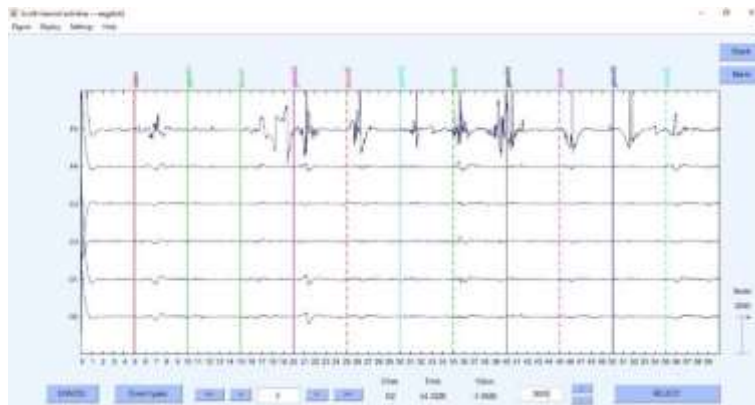
Gambar 4.3 Hasil *Bandpass Filter* Data Sehat Siku

d. Data Stroke Bahu (Kiri)

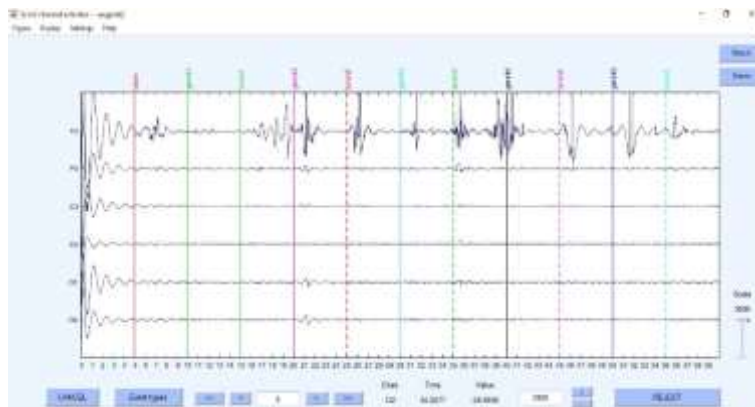
Dari hasil *bandpass filter* pada data stroke bahu P1 terlihat bahwa metode IIR tetap menghasilkan lebih sedikit *ripple* dengan perbedaan tidak terlalu kentara.



(a) Data Raw



(b) Data setelah FIR

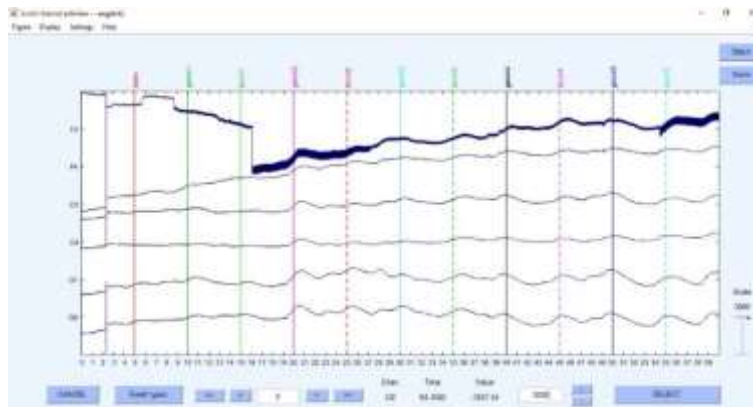


(c) Data setelah IIR

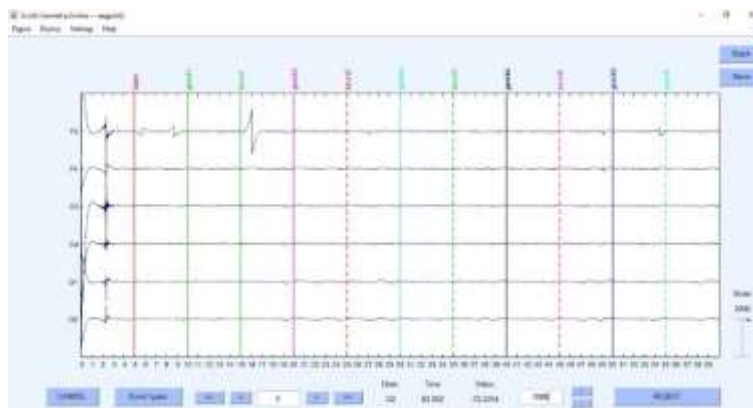
Gambar 4.4 Hasil *Bandpass Filter* Data Stroke Bahu

e. Data Stroke Genggam (Kiri)

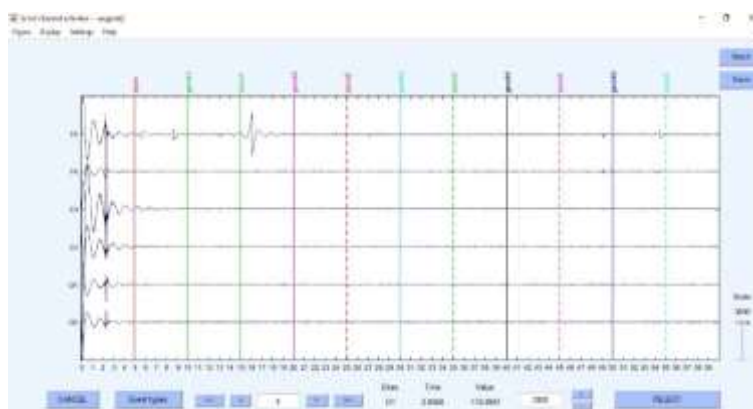
Hasil filter pada data stroke genggam menunjukkan bahwa metode IIR secara konsisten menunjukkan gelombang yang lebih halus dibanding metode FIR.



(a) Data Raw



(b) Data setelah FIR

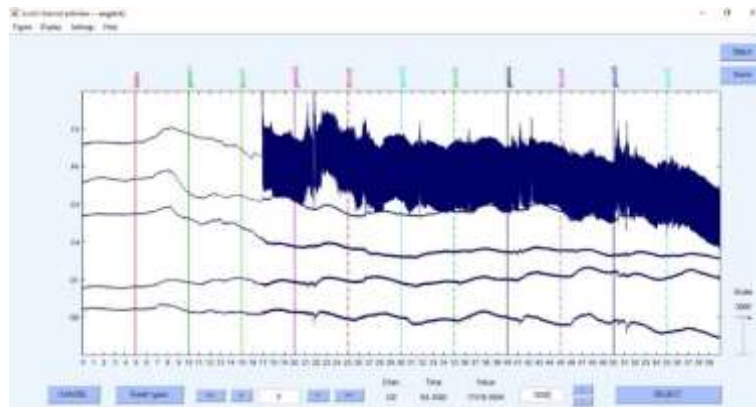


(c) Data setelah IIR

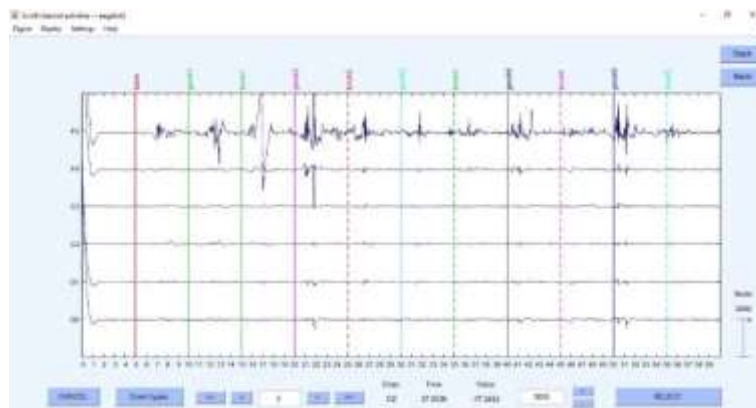
Gambar 4.5 Hasil *Bandpass Filter* Data Stroke Genggam

f. Data Stroke Siku (Kiri)

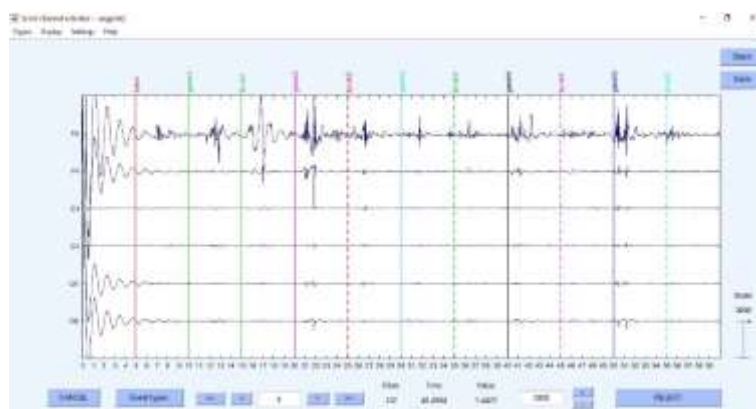
Bandpass filter pada data stroke siku juga memperlihatkan hasil yang sama dengan data yang lain.



(a) Data Raw



(b) Data setelah FIR



(c) Data setelah IIR

Gambar 4.6 Hasil *Bandpass Filter* Data Stroke Siku

Tabel 4.1 Perbandingan Nilai Amplitudo antara *Data Raw* dengan Hasil FIR & IIR

Sisi yang Diukur		μV	<i>Data Raw</i>	FIR	IIR	Selisih (FIR – IIR)
Kanan (Sehat)	Bahu	Max	12,149.58	1,342.71	1,258.34	84.37
		Min	-10,032.89	-1,560.68	-1,548.36	-12.3245
	Genggam	Max	11,483.19	276.97	203.55	73.4191
		Min	-8,112.77	-216.16	-215.54	-0.6209
	Siku	Max	14,707.29	4,011.31	4,009.41	1.8933
		Min	-14,807.83	-7,888.51	-7,474.99	-413.5225
Kiri (Stroke)	Bahu	Max	38,365.36	8,415.54	7,508.61	906.9375
		Min	-15,842.96	-8,624.74	-8,539.32	-85.4238
	Genggam	Max	11,170.46	1,848.88	1,831.49	17.3884
		Min	-19,308.71	-1,853.32	-1,810.27	-43.0483
	Siku	Max	58,731.96	6,451.28	6,217.87	233.4077
		Min	-3,560.32	-4,615.84	-4,070.66	-545.1846

Dari Tabel 4.1 dapat dilihat bahwa nilai amplitudo Max (maksimal) dan Min (minimal) dari keseluruhan data setelah FIR dan IIR sama-sama lebih rendah dari sinyal aslinya, namun masih melampaui $\pm 100 \mu\text{V}$ yaitu rentang amplitudo sinyal otak [33], [47]. Jika diperhatikan dari selisih FIR dan IIR, tampak bahwa amplitudo sinyal hasil metode IIR lebih mendekati nol (0) dibandingkan hasil dari metode FIR.

Setelah mengamati gambar sinyal EEG dan nilai amplitudo hasil *bandpass filter*, disimpulkan bahwa dalam penelitian ini metode IIR menghasilkan gelombang yang lebih halus dibandingkan dengan metode FIR. Hal ini sejalan dengan hasil penelitian sebelumnya [62], [63] yang menyarankan metode IIR sebagai pilihan yang lebih baik daripada FIR.

4.1.1.2 Hasil *Artifact Removal*

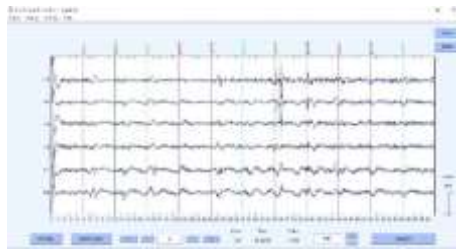
4.1.1.2.1 Hasil *Artifact Removal* dengan AAR dan ASR

Setelah *bandpass filter*, dilakukan *artifact removal* untuk mereduksi *noise*. Dua metode digunakan dalam penelitian ini, yaitu AAR dan ASR. Kedua metode diujikan pada hasil *bandpass filter* sebelumnya. Hasilnya ditampilkan di bawah ini:

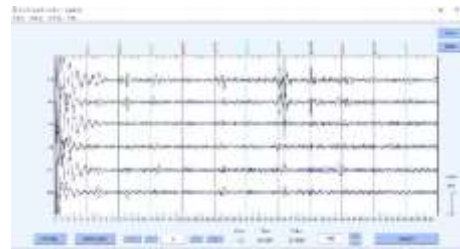
a. Data Sehat Bahu (Kanan)

Artifact removal dengan AAR dan ASR pada data sehat bahu P1 ditampilkan pada Gambar 4.7. Dapat dilihat bahwa *artifact removal* dengan metode ASR

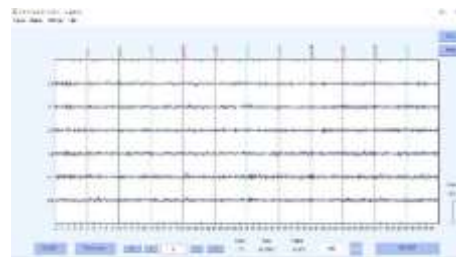
menghasilkan sinyal yang lebih halus dibanding metode AAR. Hal ini mengindikasikan bahwa sinyal yang dihasilkan lebih bersih.



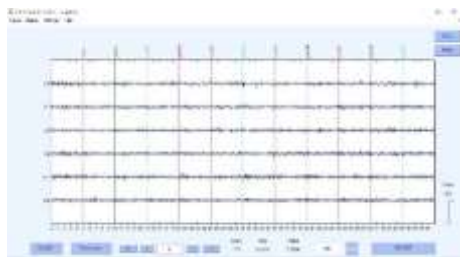
(a) Data setelah FIR-AAR



(b) Data setelah IIR-AAR



(c) Data setelah FIR-ASR

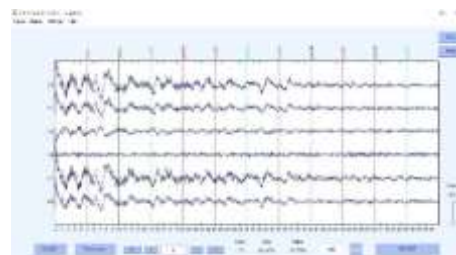


(d) Data setelah IIR-ASR

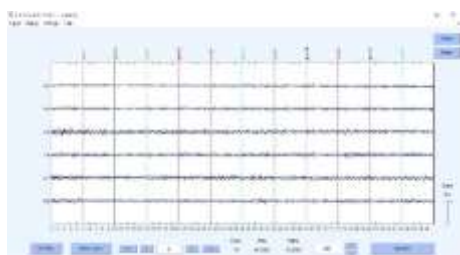
Gambar 4.7 Hasil *Artifact Removal* Data Sehat Bahu

b. Data Sehat Genggam (Kanan)

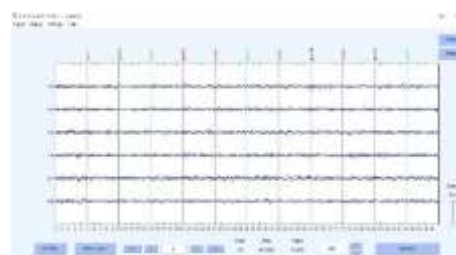
Hasil pengolahan data sehat genggam memperlihatkan bahwa metode ASR menghasilkan sinyal dengan lebih sedikit riak.



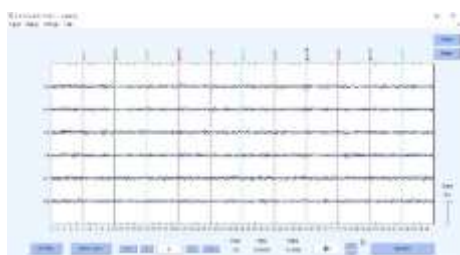
(a) Data setelah FIR-AAR



(b) Data setelah IIR-AAR



(c) Data setelah FIR-ASR

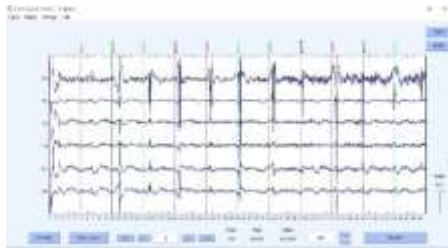


(d) Data setelah IIR-ASR

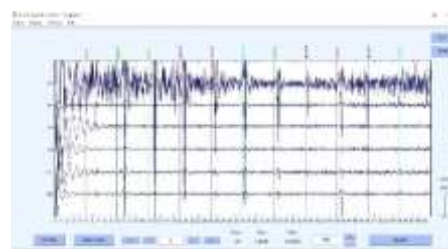
Gambar 4.8 Hasil *Artifact Removal* Data Sehat Genggam

c. Data Sehat Siku (Kanan)

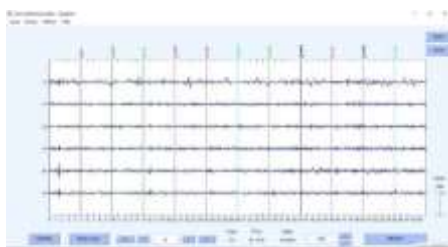
Artifact removal pada data sehat siku memperlihatkan bahwa metode ASR menghasilkan gelombang yang lebih halus.



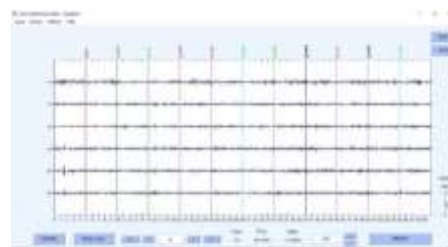
(a) Data setelah FIR-AAR



(b) Data setelah IIR-AAR



(c) Data setelah FIR-ASR

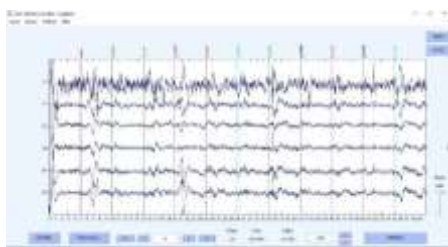


(d) Data setelah IIR-ASR

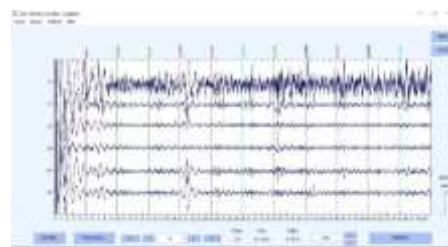
Gambar 4.9 Hasil *Artifact Removal* Data Sehat Siku

d. Data Stroke Bahu (Kiri)

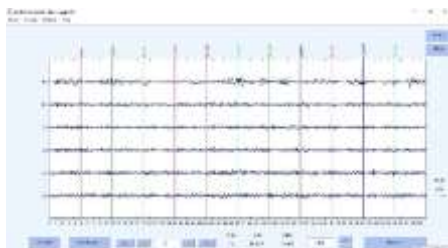
Hasil *artifact removal* pada data stroke bahu memperlihatkan bahwa metode ASR tetap menghasilkan lebih sedikit *ripple* dibandingkan dengan metode AAR.



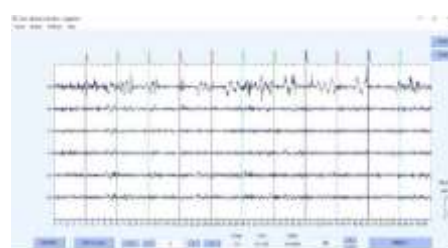
(a) Data setelah FIR-AAR



(b) Data setelah IIR-AAR



(c) Data setelah FIR-ASR

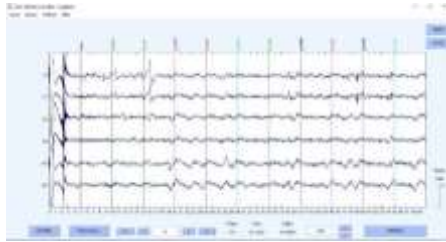


(d) Data setelah IIR-ASR

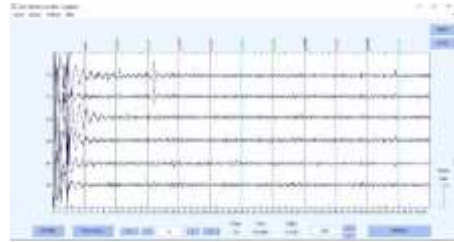
Gambar 4.10 Hasil *Artifact Removal* Data Stroke Bahu

e. Data Stroke Genggam (Kiri)

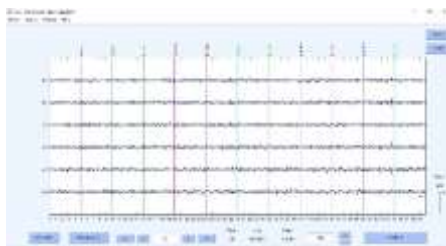
Artifact removal pada data stroke genggam menunjukkan bahwa ASR secara konsisten menunjukkan gelombang yang lebih halus dibanding AAR.



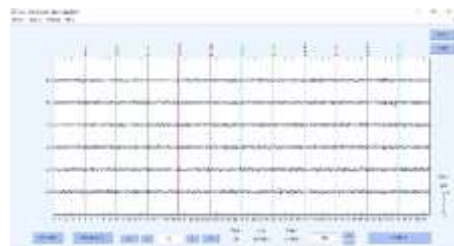
(a) Data setelah FIR-AAR



(b) Data setelah IIR-AAR



(c) Data setelah FIR-ASR

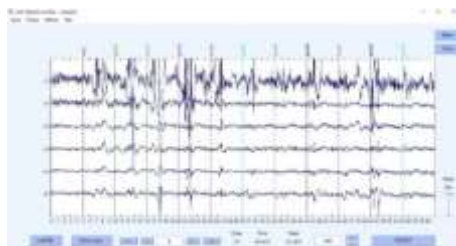


(d) Data setelah IIR-ASR

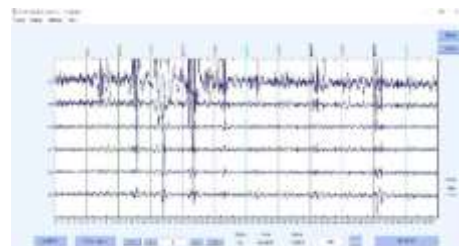
Gambar 4.11 Hasil *Artifact Removal* Data Stroke Genggam

f. Data Stroke Siku (Kiri)

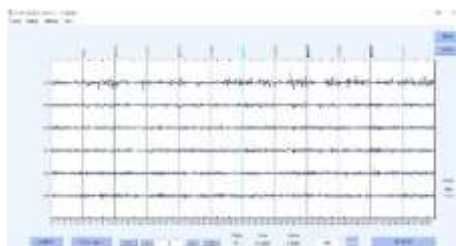
Artifact removal pada data stroke siku memperlihatkan hasil yang sama dengan data lain, yakni ASR lebih mampu mereduksi *noise* dibanding AAR.



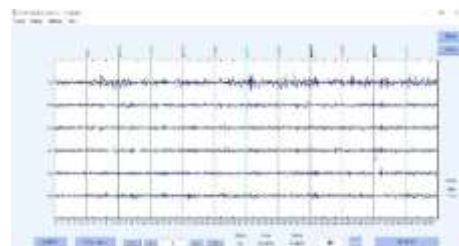
(a) Data setelah FIR-AAR



(b) Data setelah IIR-AAR



(c) Data setelah FIR-ASR



(d) Data setelah IIR-ASR

Gambar 4.12 Hasil *Artifact Removal* Data Stroke Siku

Tabel 4.2 Perbandingan Nilai Amplitudo antara Hasil AAR dengan ASR

Sisi yang Diukur		μV	FIR-AAR	FIR-ASR	IIR-AAR	IIR-ASR
Kanan (Sehat)	Bahu	Max	564.62	79.85	1,329.66	77.55
		Min	-815.67	-75.05	-1,545.48	-95.44
	Genggam	Max	244.03	90.57	107.58	77.49
		Min	-220.26	-102.89	-93.24	-107.76
	Siku	Max	692.99	108.99	1,891.37	111.41
		Min	-2,352.58	-117.33	-5,208.32	-86.99
Kiri (Stroke)	Bahu	Max	5,718.79	112.27	5,341.76	117.64
		Min	-9,178.81	-111.00	-7,929.25	-107.14
	Genggam	Max	381.36	101.61	365.92	109.99
		Min	-335.74	-107.00	-387.33	-81.67
	Siku	Max	5,979.94	102.60	6,053.46	113.29
		Min	-3,450.66	-102.29	-3,021.22	-103.42

Tabel 4.2 memuat nilai amplitudo hasil proses AAR dan ASR, yang memperlihatkan penurunan signifikan pada amplitudo hasil ASR jika dibandingkan dengan AAR. Sesuai dengan hasil penelitian [51], ASR dianggap dapat diandalkan dalam menghilangkan artifak yang besar dan kompleks. Hal ini tercermin juga pada hasil proses *artifact removal* yang dilakukan pada penelitian ini. Seperti ditunjukkan pada gambar sinyal dan nilai amplitudo diatas, tampaknya metode ASR lebih baik untuk mengurangi artifak dibandingkan metode AAR.

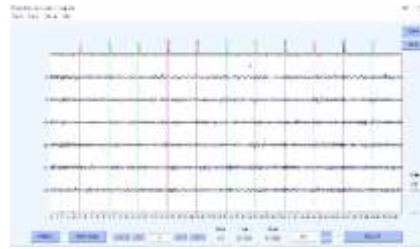
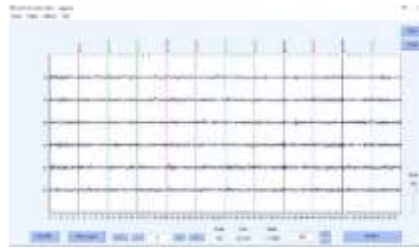
4.1.1.2.2 Hasil *Artifact Removal* Lanjutan dengan ICA

Dibawah ini disajikan hasil Run ICA dari 6 data yang sebelumnya telah melalui proses *artifact removal*. Jika diperhatikan, hasil setelah proses ICA tidak jauh berbeda dengan hasil sebelumnya. Prosedur ICA diyakini bisa menyempurnakan reduksi *noise* pada sinyal, dan menyisakan hanya sinyal yang relevan [52]. Pada penelitian ini, proses ICA tidak mengakibatkan perubahan yang signifikan terhadap hasilnya. Hal ini menandakan bahwa sinyal yang dihasilkan oleh *artifact removal* dengan metode ASR, sudah cukup baik dan menghasilkan sinyal yang bersih.

Tabel 4.3 Perbandingan Nilai Amplitudo antar Hasil Setelah ICA

Sisi yang Diukur		Bahu		Genggam		Siku	
		Max	Min	Max	Min	Max	Min
Kanan (Sehat)	FIR-ASR-ICA	79.05	-75.05	90.57	-102.09	108.79	-115.13
	IIR-ASR-ICA	77.44	-95.44	77.49	-106.76	109.01	-86.99
Kiri (Stroke)	FIR-ASR-ICA	110.95	-110.70	101.61	-107.00	102.20	-101.59
	IIR-ASR-ICA	113.44	-104.20	109.16	-81.67	111.47	-98.36

a. Data Sehat Bahu (Kanan)

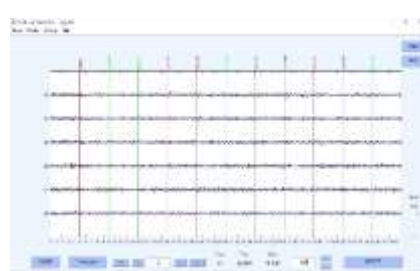
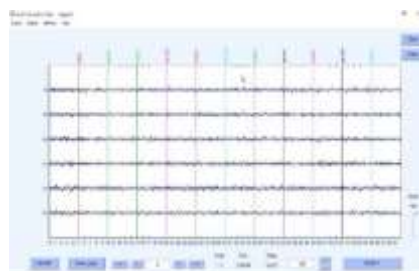


(a) Data setelah FIR-ASR-ICA

(b) Data setelah IIR-ASR-ICA

Gambar 4.13 Hasil ICA Data Sehat Bahu

b. Data Sehat Genggam (Kanan)

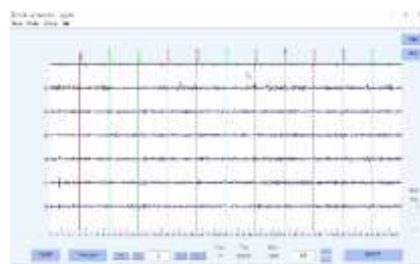
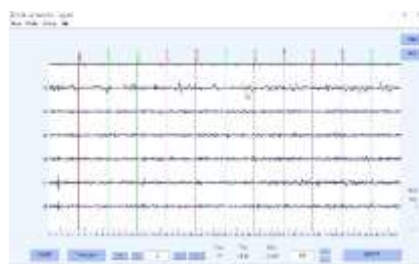


(a) Data setelah FIR-ASR-ICA

(b) Data setelah IIR-ASR-ICA

Gambar 4.14 Hasil ICA Data Sehat Genggam

c. Data Sehat Siku (Kanan)

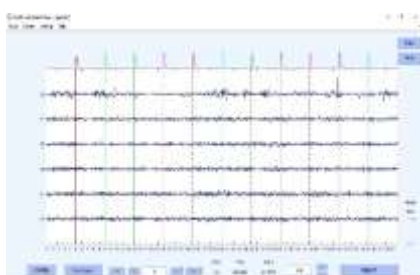
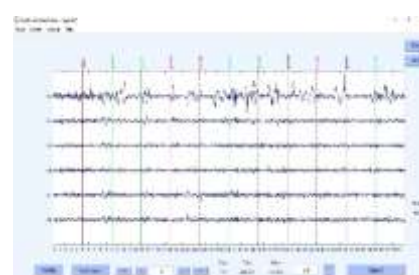


(a) Data setelah FIR-ASR-ICA

(b) Data setelah IIR-ASR-ICA

Gambar 4.15 Hasil ICA Data Sehat Siku

d. Data Stroke Bahu (Kiri)

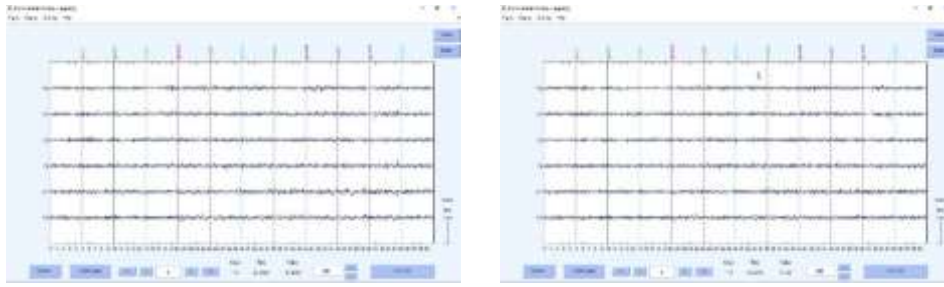


(a) Data setelah FIR-ASR-ICA

(b) Data setelah IIR-ASR-ICA

Gambar 4.16 Hasil ICA Data Stoke Bahu

e. Data Stroke Genggam (Kiri)

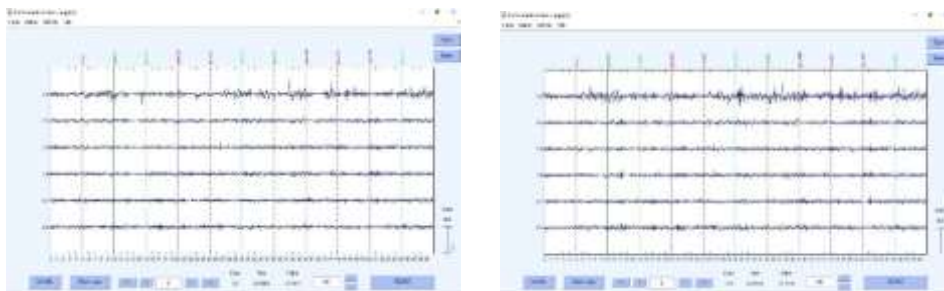


(a) Data setelah FIR-ASR-ICA

(b) Data setelah IIR-ASR-ICA

Gambar 4.17 Hasil ICA Data Stoke Genggam

f. Data Stroke Siku (Kiri)



(a) Data setelah FIR-ASR-ICA

(b) Data setelah IIR-ASR-ICA

Gambar 4.18 Hasil ICA Data Sehat Bahu

4.1.1.3 Hasil Pemotongan Data

Setelah data bersih dari artefak, kemudian di pilih data yang akan diolah lebih lanjut. Pada proses pemotongan data, data awal yang panjangnya lebih dari 60 detik (>15,360 data frame) di potong menjadi hanya sepanjang 30 detik (7,680 data frame). Gambaran hasil proses pemotongan data dapat di lihat pada Tabel 4.4.

Tabel 4.4 Hasil Proses Pemotongan Data

Data Raw Hasil Pengukuran Awal	Data Setelah Proses Pemotongan
2_csv\1 Zainuri\zainuri kanan sehat bahu.csv F3 F4 C3 C4 O1 O2 0 -0.0011 -0.0012 -0.0007 -0.0020 -0.0002 -0.0009 (17475, 6)	3_seg\1 Zainuri\zainuri kanan sehat bahu.csv F3 F4 C3 C4 O1 O2 0 0.5825 -4.2302 -4.6831 6.4053 9.8457 18.6701 (7680, 6)
2_csv\1 Zainuri\zainuri kanan sehat genggam.csv F3 F4 C3 C4 O1 O2 0 -0.0006 -0.0012 -0.0010 -0.0004 -0.0001 0.0001 (17556, 6)	3_seg\1 Zainuri\zainuri kanan sehat genggam.csv F3 F4 C3 C4 O1 O2 0 17.4945 14.4012 15.7701 17.1178 6.3148 4.8452 (7680, 6)
2_csv\1 Zainuri\zainuri kanan sehat siku.csv F3 F4 C3 C4 O1 O2 0 -0.0007 -0.0005 -0.0002 -0.0004 0.0003 -0.0005 (19962, 6)	3_seg\1 Zainuri\zainuri kanan sehat siku.csv F3 F4 C3 C4 O1 O2 0 2.0242 -6.0667 -15.3763 1.6703 5.3458 8.2589 (7680, 6)

4.1.1.4 Hasil Dekomposisi

Sinyal EEG yang telah dipotong sesuai event dan waktu yang diinginkan kemudian dipecah menjadi 8 band-frekuensi pada tahap dekomposisi, yaitu delta (δ), theta (Θ), alpha (α), alpha low (α_L), alpha high (α_H), beta (β), beta low (β_L) dan beta high (β_H). Sebagai ilustrasi ditampilkan nilai amplitudo hasil dekomposisi dari data P1 untuk gerakan bahu pada Tabel 4.5 dan Tabel 4.6.

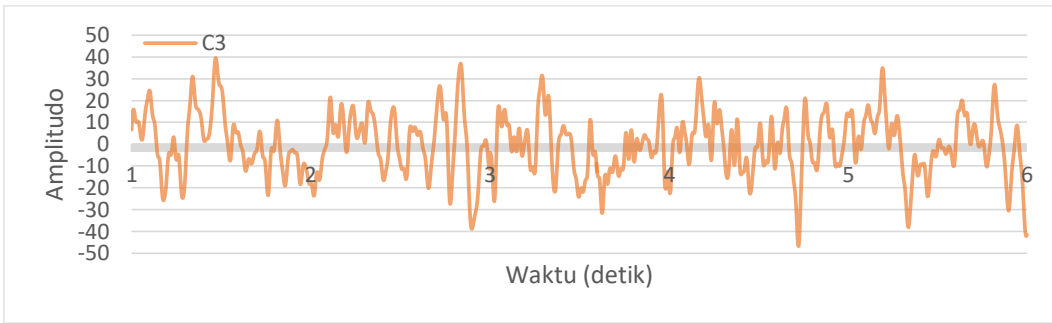
Tabel 4.5 Nilai Amplitudo Hasil Dekomposisi Data Gerakan Bahu di Channel C3 pada P1 (Sisi Kanan Sehat)

Segmen ke-	C3	C3 (δ)	C3 (Θ)	C3 (α)	C3 (β)	C3 (α_L)	C3 (α_H)	C3 (β_L)	C3 (β_H)
1	-4.683	0.000	0.000	0.000	-0.005	0.000	0.000	0.000	-0.001
2	-4.009	0.000	0.000	0.000	-0.038	0.000	0.000	-0.002	-0.005
3	-4.433	-0.001	-0.001	-0.002	-0.122	0.000	0.000	-0.006	-0.017
4	-5.841	-0.002	-0.003	-0.005	-0.243	0.000	-0.001	-0.015	-0.031
5	-7.162	-0.004	-0.006	-0.012	-0.331	0.000	-0.002	-0.028	-0.034
...
...
...
7678	-17.954	-6.596	-3.944	-16.542	5.706	2.516	6.604	-1.521	4.310
7679	-17.605	-6.920	-3.533	-13.312	6.293	-0.362	6.534	-0.164	2.086
7680	-18.029	-7.225	-3.096	-9.335	4.793	-3.211	6.033	1.157	-0.972

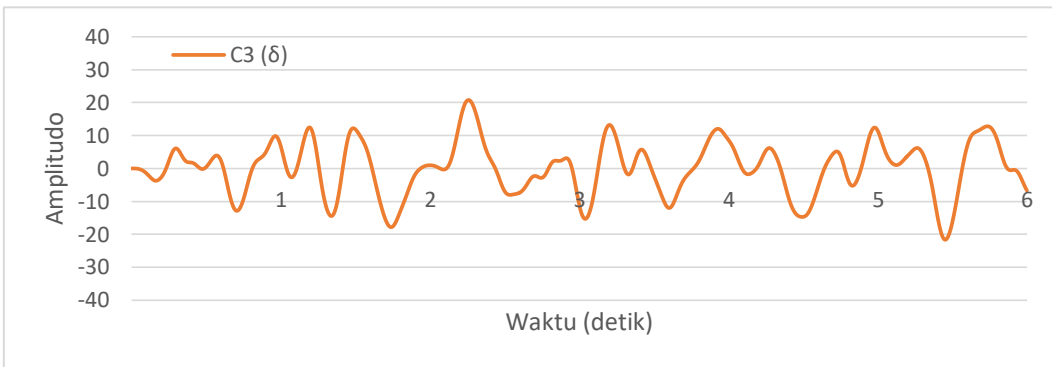
Tabel 4.6 Nilai Amplitudo Hasil Dekomposisi Data Gerakan Bahu di Channel C4 pada P1 (Sisi Kanan Sehat)

Segmen ke-	C4	C4 (δ)	C4 (Θ)	C4 (α)	C4 (β)	C4 (α_L)	C4 (α_H)	C4 (β_L)	C4 (β_H)
1	6.405	0.000	0.000	0.000	0.007	0.000	0.000	0.000	0.001
2	11.100	0.000	0.000	0.001	0.058	0.000	0.000	0.002	0.008
3	15.629	0.001	0.001	0.003	0.218	0.000	0.000	0.010	0.031
4	18.950	0.003	0.005	0.010	0.519	0.000	0.001	0.030	0.069
5	21.237	0.008	0.012	0.025	0.880	0.001	0.004	0.064	0.104
...
...
...
7678	-7.903	-3.915	6.565	-11.130	2.856	8.882	5.096	-1.811	3.464
7679	-2.452	-4.083	6.005	-9.041	2.343	8.203	5.098	-0.647	1.029
7680	1.932	-4.260	5.230	-6.217	0.366	7.094	4.848	0.348	-1.783

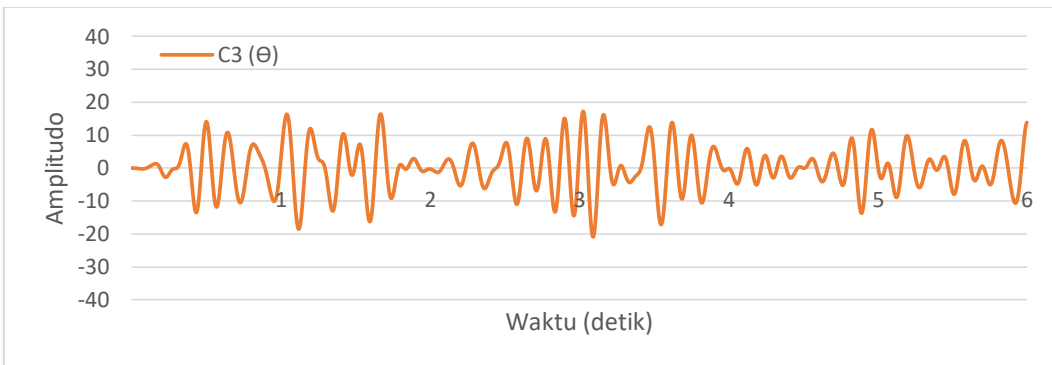
Gambar 4.19 merupakan hasil dekomposisi sinyal menggunakan metode *Butterworth*. Hasil yang ditampilkan adalah sinyal EEG *channel* C3 dari P1 dalam 1 rangkaian gerakan (fleksi-ekstensi) bahu ke-1 pada sisi tangan yang sehat (sisi kanan).



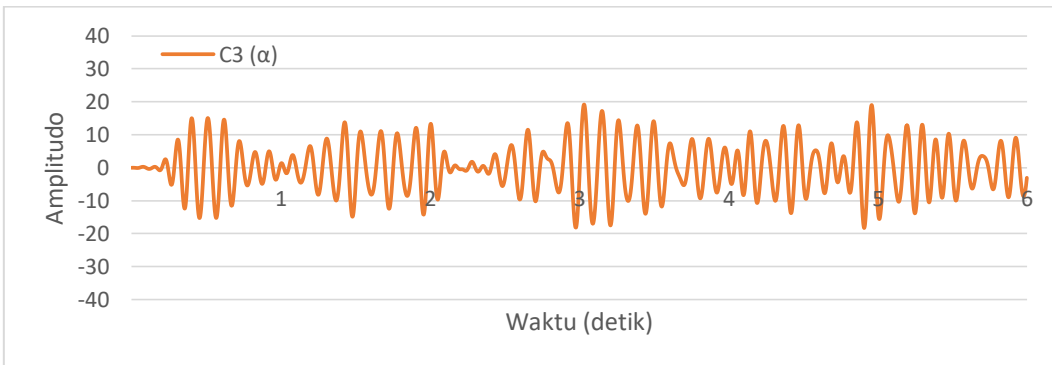
(a) Sinyal EEG Asli



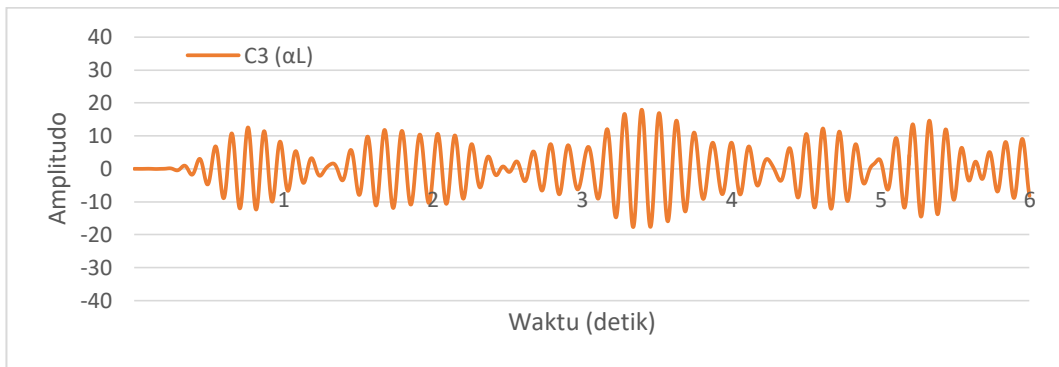
(b) Delta



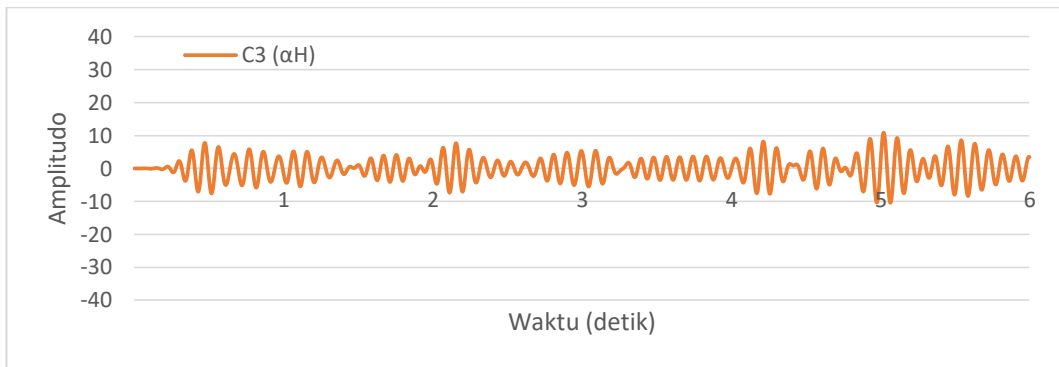
(c) Theta



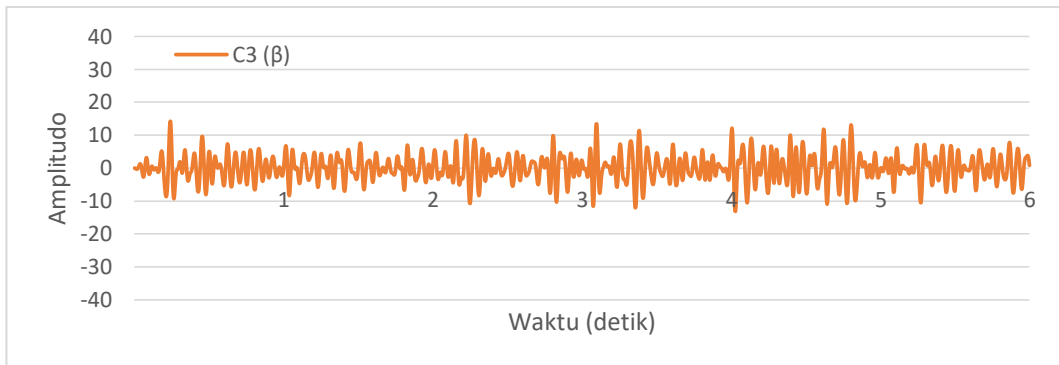
(d) Alpha



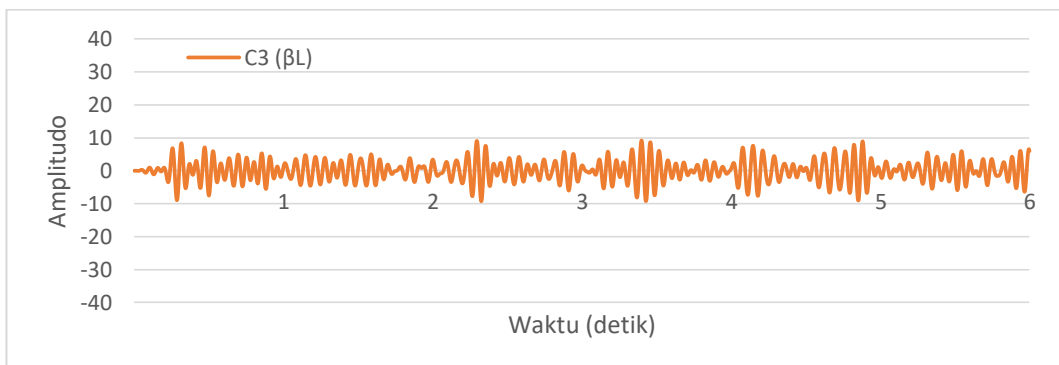
(e) Alpha Low



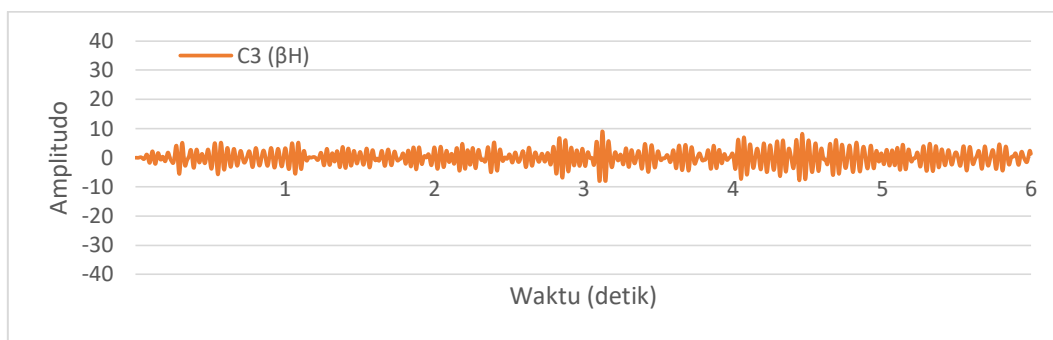
(f) Alpha High



(g) Beta



(h) Beta Low



(i) Beta High

Gambar 4.19 Hasil Proses Dekomposisi

4.1.2 Hasil Ekstraksi Fitur

Setelah dipisahkan berdasarkan band-frekuensi, proses selanjutnya adalah ekstraksi fitur. Sinyal EEG di ekstraksi pada fitur domain waktu yang terdiri dari 4 fitur statistik, yaitu *Mean*, *Mav*, *STD*, dan *Varian*.

Pada penelitian ini digunakan data 10 orang partisipan, dimana setiap partisipan memiliki 6 rangkaian data hasil perekaman. Data itu terdiri dari rekaman tangan kanan dan kiri, masing-masing dengan 3 gerakan berbeda. Total ada 60 dataset yang di ekstraksi. Dataset bersih memiliki panjang 30 detik (7,680 df), yang selanjutnya di segmentasi per 5 df. Segmentasi menghasilkan 1,536 segmen data untuk setiap dataset. Setiap segmen dilabeli dengan kondisi sehat yang diperoleh dari gerakan tangan sisi sehat atau stroke yang diambil dari dataset yang diperoleh dari gerakan tangan sisi terefek stroke. Jadi ada 1,536 label sehat dan 1,536 label stroke untuk masing-masing partisipan. Nilai tiap label dihitung 4 fitur statistiknya pada 8 band-frekuensi, 2 channel dan 3 gerakan. Jumlah ekstraksi fitur yang dihasilkan untuk tiap partisipan dapat dilihat pada Tabel 4.7.

Tabel 4.7 Pelabelan Hasil Ekstraksi Fitur

Partisipan	Jumlah Segmen	Jumlah Fitur	Label
P1	1,536	192	Sehat
	1,536	192	Stroke
...
P10	1,536	192	Sehat
	1,536	192	Stroke

Nilai ekstraksi fitur dihitung per 5 data frame atau setiap 1 segmen data. Setiap partisipan memiliki 1,536 nilai ekstraksi untuk setiap fitur. Sebagai ilustrasi ditampilkan nilai hasil ekstraksi fitur dari P1 pada Tabel 4.8 – 4.15.

Tabel 4.8 Hasil Ekstraksi Sisi Sehat Fitur Mean pada 3 Gerakan, 8 Band-Frekuensi, dan 2 Channel

Segmen	δ		Θ		α		β		αL		αH		βL		βH	
	C3	C4	C3	C4	C3	C4	C3	C4	C3	C4	C3	C4	C3	C4	C3	C4
Gerakan Bahu Sisi Sehat (Kanan)																
1	-0.0012	0.0024	-0.0019	0.0038	-0.0040	0.0079	-0.1480	0.3366	-0.0001	0.0002	-0.0006	0.0011	-0.0103	0.0214	-0.0178	0.0426
2	-0.0291	0.0736	-0.0389	0.1013	-0.0515	0.1457	0.3170	-0.2013	-0.0022	0.0060	-0.0070	0.0200	-0.0277	0.1306	0.0921	-0.1924
...
1536	-6.5761	-3.9223	-3.8919	6.3365	-15.6109	-10.2783	3.9698	1.5098	2.3908	8.4097	6.1842	4.8546	-1.3714	-1.8014	2.7313	2.3065
Gerakan Genggam Sisi Sehat (Kanan)																
1	0.0048	0.0047	0.0075	0.0075	0.0155	0.0154	0.6115	0.5791	0.0005	0.0005	0.0022	0.0022	0.0411	0.0401	0.0753	0.0701
2	0.1217	0.1079	0.1644	0.1437	0.2229	0.1862	-1.1104	-1.4446	0.0096	0.0082	0.0304	0.0252	0.1419	0.0791	-0.3790	-0.3688
...
1536	-7.1436	-11.6092	2.8318	12.6662	-0.2956	10.7394	10.1727	2.9642	8.0577	-7.6784	3.9676	-0.8973	1.4223	2.9161	0.4052	-0.1425
Gerakan Siku Sisi Sehat (Kanan)																
1	-0.0044	0.0005	-0.0070	0.0008	-0.0143	0.0016	-0.5465	0.0595	-0.0005	0.0000	-0.0020	0.0002	-0.0374	0.0041	-0.0665	0.0072
2	-0.0995	0.0108	-0.1321	0.0144	-0.1690	0.0184	1.7401	-0.1894	-0.0076	0.0008	-0.0229	0.0025	-0.0555	0.0061	0.4027	-0.0439
...
1536	-2.5177	-2.2730	6.2313	3.1112	5.4568	11.0155	-0.9641	-2.7682	4.2290	-9.6026	2.5296	-1.7140	-0.4915	-3.2043	0.3728	1.1871

Tabel 4.9 Hasil Ekstraksi Sisi Stroke Fitur Mean pada 3 Gerakan, 8 Band-Frekuensi, dan 2 Channel

Segmen	δ		Θ		α		β		αL		αH		βL		βH	
	C3	C4	C3	C4	C3	C4	C3	C4	C3	C4	C3	C4	C3	C4	C3	C4
Gerakan Bahu Sisi Stroke (Kiri)																
1	0.0014	-0.0035	0.0023	-0.0056	0.0047	-0.0113	0.1894	-0.4120	0.0002	-0.0004	0.0007	-0.0016	0.0126	-0.0293	0.0235	-0.0492
2	0.0358	-0.0732	0.0479	-0.0963	0.0630	-0.1200	-0.6106	1.2366	0.0028	-0.0055	0.0086	-0.0161	0.0278	-0.0279	-0.1531	0.2680
...
1536	-15.1914	-4.5980	-7.4287	-7.0851	-13.8750	-5.4595	-3.4992	-4.4021	11.3400	11.9963	0.4136	-2.9680	0.9366	-1.9205	0.1969	-2.6605
Gerakan Genggam Sisi Stroke (Kiri)																
1	0.0015	-0.0039	0.0024	-0.0061	0.0048	-0.0124	0.1803	-0.4275	0.0002	-0.0004	0.0007	-0.0018	0.0126	-0.0316	0.0218	-0.0499
2	0.0311	-0.0628	0.0409	-0.0790	0.0504	-0.0821	-0.6237	2.1475	0.0023	-0.0043	0.0068	-0.0107	0.0076	0.0669	-0.1297	0.3355
...
1536	12.1186	2.9945	3.4489	-6.1551	8.3520	12.2946	-1.2420	0.3980	-7.9308	6.3515	-2.1472	1.1686	-4.2874	-1.9416	0.3902	0.1670
Gerakan Siku Sisi Stroke (Kiri)																
1	0.0027	0.0036	0.0042	0.0057	0.0084	0.0115	0.2834	0.3825	0.0003	0.0004	0.0012	0.0016	0.0213	0.0290	0.0327	0.0438
2	0.0448	0.0580	0.0572	0.0732	0.0632	0.0773	-1.1352	-1.6709	0.0031	0.0040	0.0083	0.0101	-0.0240	-0.0502	-0.1869	-0.2581
...
1536	-9.9947	9.0666	-1.3147	-6.3018	8.1221	0.8467	1.4541	1.9234	-8.3796	-5.7356	0.0602	2.8190	-3.4460	-2.6970	-0.0008	-0.6283

Tabel 4.10 Hasil Ekstraksi Sisi Sehat Fitur Mean Absolute Value pada 3 Gerakan, 8 Band-Frekuensi, dan 2 Channel

Segmen	δ		Θ		α		β		αL		αH		βL		βH	
	C3	C4	C3	C4	C3	C4	C3	C4	C3	C4	C3	C4	C3	C4	C3	C4
Gerakan Bahu Sisi Sehat (Kanan)																
1	0.0012	0.0024	0.0019	0.0038	0.0040	0.0079	0.1480	0.3366	0.0001	0.0002	0.0006	0.0011	0.0103	0.0214	0.0178	0.0426
2	0.0291	0.0736	0.0389	0.1013	0.0515	0.1457	0.4787	1.0441	0.0022	0.0060	0.0070	0.0200	0.0378	0.1306	0.0962	0.2288
...
1536	6.5761	3.9223	3.8919	6.3365	15.6109	10.2783	4.0481	1.5098	3.8200	8.4097	6.1842	4.8546	1.8343	1.9407	3.1199	3.0196
Gerakan Genggam Sisi Sehat (Kanan)																
1	0.0048	0.0047	0.0075	0.0075	0.0155	0.0154	0.6115	0.5791	0.0005	0.0005	0.0022	0.0022	0.0411	0.0401	0.0753	0.0701
2	0.1217	0.1079	0.1644	0.1437	0.2229	0.1862	1.9752	1.9252	0.0096	0.0082	0.0304	0.0252	0.1632	0.1372	0.4119	0.3806
...
1536	7.1436	11.6092	2.8318	12.6662	1.3380	10.7394	10.1727	2.9642	8.0577	7.6784	3.9676	0.8973	1.6401	2.9161	1.5754	0.1497
Gerakan Siku Sisi Sehat (Kanan)																
1	0.0044	0.0005	0.0070	0.0008	0.0143	0.0016	0.5465	0.0595	0.0005	0.0000	0.0020	0.0002	0.0374	0.0041	0.0665	0.0072
2	0.0995	0.0108	0.1321	0.0144	0.1690	0.0184	2.2173	0.2422	0.0076	0.0008	0.0229	0.0025	0.1374	0.0150	0.4175	0.0456
...
1536	2.5177	2.2730	6.2313	3.1112	5.4568	11.0155	0.9641	2.7682	4.2290	9.6026	2.5296	2.3250	0.5126	3.2043	0.4231	1.7192

Tabel 4.11 Hasil Ekstraksi Sisi Stroke Fitur Mean Absolute Value pada 3 Gerakan, 8 Band-Frekuensi, dan 2 Channel

Segmen	δ		Θ		α		β		αL		αH		βL		βH	
	C3	C4	C3	C4	C3	C4	C3	C4	C3	C4	C3	C4	C3	C4	C3	C4
Gerakan Bahu Sisi Stroke (Kiri)																
1	0.0014	0.0035	0.0023	0.0056	0.0047	0.0113	0.1894	0.4120	0.0002	0.0004	0.0007	0.0016	0.0126	0.0293	0.0235	0.0492
2	0.0358	0.0732	0.0479	0.0963	0.0630	0.1200	0.8757	1.4816	0.0028	0.0055	0.0086	0.0161	0.0541	0.0944	0.1648	0.2680
...
1536	15.1914	4.5980	7.4287	7.0851	13.8750	6.0428	4.8348	5.7814	11.3400	11.9963	0.5611	2.9680	0.9366	1.9205	0.6400	2.9804
Gerakan Genggam Sisi Stroke (Kiri)																
1	0.0015	0.0039	0.0024	0.0061	0.0048	0.0124	0.1803	0.4275	0.0002	0.0004	0.0007	0.0018	0.0126	0.0316	0.0218	0.0499
2	0.0311	0.0628	0.0409	0.0790	0.0504	0.0821	0.7420	2.2553	0.0023	0.0043	0.0068	0.0107	0.0456	0.1394	0.1305	0.3355
...
1536	12.1186	2.9945	3.6306	6.1551	8.3520	12.2946	3.5402	2.7410	7.9308	6.3515	2.1472	2.0272	4.2874	1.9416	1.6719	2.4659
Gerakan Siku Sisi Stroke (Kiri)																
1	0.0027	0.0036	0.0042	0.0057	0.0084	0.0115	0.2834	0.3825	0.0003	0.0004	0.0012	0.0016	0.0213	0.0290	0.0327	0.0438
2	0.0448	0.0580	0.0572	0.0732	0.0632	0.0773	1.2032	1.7292	0.0031	0.0040	0.0083	0.0101	0.0765	0.1121	0.1869	0.2581
...
1536	9.9947	9.0666	1.9914	6.3018	8.1221	1.5316	1.4541	1.9234	8.3796	5.7356	0.9420	3.6086	3.4460	2.8963	0.4487	0.9603

Tabel 4.12 Hasil Ekstraksi Sisi Sehat Fitur Standar Deviasi pada 3 Gerakan, 8 Band-Frekuensi, dan 2 Channel

Segmen	δ		Θ		α		β		αL		αH		βL		βH	
	C3	C4	C3	C4	C3	C4	C3	C4	C3	C4	C3	C4	C3	C4	C3	C4
Gerakan Bahu Sisi Sehat (Kanan)																
1	0.0014	0.0029	0.0022	0.0046	0.0044	0.0093	0.1232	0.3252	0.0001	0.0003	0.0006	0.0013	0.0105	0.0236	0.0134	0.0387
2	0.0182	0.0501	0.0223	0.0644	0.0212	0.0736	0.5021	1.2055	0.0012	0.0036	0.0027	0.0098	0.0282	0.0382	0.0663	0.2143
...
1536	0.4729	0.2335	0.5315	0.6518	3.8856	2.3950	2.3217	1.1001	3.8961	0.7201	0.3978	0.2617	1.7142	1.5384	2.0709	2.3944
Gerakan Genggam Sisi Sehat (Kanan)																
1	0.0057	0.0056	0.0088	0.0087	0.0176	0.0171	0.5410	0.4873	0.0006	0.0006	0.0025	0.0024	0.0431	0.0410	0.0612	0.0537
2	0.0780	0.0661	0.0968	0.0798	0.0971	0.0709	2.0956	1.8696	0.0051	0.0041	0.0125	0.0089	0.1034	0.1228	0.3060	0.2452
...
1536	0.3491	0.7969	0.5045	0.7353	1.5611	1.3508	3.1911	1.1786	1.3057	2.0615	0.5988	0.5921	1.5507	0.8390	1.6597	0.1186
Gerakan Siku Sisi Sehat (Kanan)																
1	0.0052	0.0006	0.0081	0.0009	0.0160	0.0017	0.4673	0.0509	0.0005	0.0001	0.0023	0.0002	0.0386	0.0042	0.0520	0.0057
2	0.0597	0.0065	0.0713	0.0078	0.0595	0.0065	2.1865	0.2394	0.0036	0.0004	0.0074	0.0008	0.1422	0.0155	0.2804	0.0307
...
1536	0.8761	0.2158	3.2233	1.7565	0.4219	4.3828	0.6981	0.2664	0.2068	2.8732	0.4102	2.2199	0.3173	1.1979	0.2689	1.4661

Tabel 4.13 Hasil Ekstraksi Sisi Stroke Fitur Standar Deviasi pada 3 Gerakan, 8 Band-Frekuensi, dan 2 Channel

Segmen	δ		Θ		α		β		αL		αH		βL		βH	
	C3	C4	C3	C4	C3	C4	C3	C4	C3	C4	C3	C4	C3	C4	C3	C4
Gerakan Bahu Sisi Stroke (Kiri)																
1	0.0017	0.0041	0.0027	0.0063	0.0054	0.0125	0.1710	0.3326	0.0002	0.0004	0.0008	0.0018	0.0133	0.0292	0.0196	0.0360
2	0.0219	0.0432	0.0266	0.0508	0.0237	0.0399	0.9095	1.2956	0.0014	0.0025	0.0030	0.0049	0.0503	0.1018	0.1272	0.1573
...
1536	0.4729	1.3595	1.6911	1.3699	6.1745	4.6116	3.8698	4.4762	2.7447	1.8163	0.5842	0.7315	0.3450	1.0185	0.8175	1.9159
Gerakan Genggam Sisi Stroke (Kiri)																
1	0.0017	0.0044	0.0027	0.0069	0.0054	0.0134	0.1503	0.3248	0.0002	0.0004	0.0008	0.0019	0.0128	0.0305	0.0165	0.0348
2	0.0181	0.0312	0.0211	0.0323	0.0156	0.0160	0.6498	1.5531	0.0010	0.0013	0.0019	0.0026	0.0503	0.1682	0.0810	0.1901
...
1536	1.7046	0.9534	2.6825	3.7902	4.1907	0.5920	3.9529	3.0082	0.5303	2.6533	0.6666	2.0634	1.7584	0.9690	1.7688	2.7283
Gerakan Siku Sisi Stroke (Kiri)																
1	0.0030	0.0041	0.0046	0.0063	0.0090	0.0122	0.2100	0.2793	0.0003	0.0004	0.0013	0.0017	0.0203	0.0274	0.0224	0.0299
2	0.0238	0.0296	0.0259	0.0312	0.0130	0.0136	0.8108	1.1093	0.0012	0.0013	0.0015	0.0019	0.0913	0.1336	0.1108	0.1621
...
1536	1.8865	1.6173	2.0458	0.4084	2.0447	1.5604	0.9591	0.8794	1.9489	0.9167	1.0755	3.2354	0.9777	1.8668	0.5347	0.9360

Tabel 4.14 Hasil Ekstraksi Sisi Sehat Fitur Varian pada 3 Gerakan, 8 Band-Frekuensi, dan 2 Channel

Segmen	δ		Θ		α		β		αL		αH		βL		βH	
	C3	C4	C3	C4	C3	C4	C3	C4	C3	C4	C3	C4	C3	C4	C3	C4
Gerakan Bahu Sisi Sehat (Kanan)																
1	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0001	0.0152	0.1058	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0001	0.0006	0.0002	0.0015
2	0.0003	0.0025	0.0005	0.0041	0.0004	0.0054	0.2521	1.4533	0.0000	0.0000	0.0000	0.0001	0.0008	0.0015	0.0044	0.0459
...
1536	0.2237	0.0545	0.2825	0.4248	15.0977	5.7361	5.3905	1.2102	15.1793	0.5185	0.1583	0.0685	2.9386	2.3668	4.2885	5.7332
Gerakan Genggam Sisi Sehat (Kanan)																
1	0.0000	0.0000	0.0001	0.0001	0.0003	0.0003	0.2927	0.2374	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0019	0.0017	0.0037	0.0029
2	0.0061	0.0044	0.0094	0.0064	0.0094	0.0050	4.3916	3.4954	0.0000	0.0000	0.0002	0.0001	0.0107	0.0151	0.0936	0.0601
...
1536	0.1219	0.6351	0.2546	0.5407	2.4369	1.8246	10.1829	1.3891	1.7048	4.2496	0.3585	0.3505	2.4048	0.7039	2.7547	0.0141
Gerakan Siku Sisi Sehat (Kanan)																
1	0.0000	0.0000	0.0001	0.0000	0.0003	0.0000	0.2184	0.0026	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0015	0.0000	0.0027	0.0000
2	0.0036	0.0000	0.0051	0.0001	0.0035	0.0000	4.7809	0.0573	0.0000	0.0000	0.0001	0.0000	0.0202	0.0002	0.0786	0.0009
...
1536	0.7676	0.0466	10.3896	3.0854	0.1780	19.2090	0.4873	0.0710	0.0428	8.2553	0.1682	4.9281	0.1007	1.4350	0.0723	2.1496

Tabel 4.15 Hasil Ekstraksi Sisi Stroke Fitur Varian pada 3 Gerakan, 8 Band-Frekuensi, dan 2 Channel

Segmen	δ		Θ		α		β		αL		αH		βL		βH	
	C3	C4	C3	C4	C3	C4	C3	C4	C3	C4	C3	C4	C3	C4	C3	C4
Gerakan Bahu Sisi Stroke (Kiri)																
1	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0002	0.0293	0.1106	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0002	0.0009	0.0004	0.0013
2	0.0005	0.0019	0.0007	0.0026	0.0006	0.0016	0.8272	1.6786	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0025	0.0104	0.0162	0.0247
...
1536	0.2236	1.8481	2.8597	1.8765	38.1248	21.2669	14.9756	20.0368	7.5333	3.2991	0.3413	0.5351	0.1190	1.0374	0.6682	3.6707
Gerakan Genggam Sisi Stroke (Kiri)																
1	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0002	0.0226	0.1055	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0002	0.0009	0.0003	0.0012
2	0.0003	0.0010	0.0004	0.0010	0.0002	0.0003	0.4223	2.4122	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0025	0.0283	0.0066	0.0361
...
1536	2.9056	0.9090	7.1960	14.3654	17.5621	0.3505	15.6256	9.0493	0.2813	7.0398	0.4444	4.2576	3.0921	0.9389	3.1286	7.4434
Gerakan Siku Sisi Stroke (Kiri)																
1	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0001	0.0001	0.0441	0.0780	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0004	0.0008	0.0005	0.0009
2	0.0006	0.0009	0.0007	0.0010	0.0002	0.0002	0.6574	1.2305	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0083	0.0178	0.0123	0.0263
...
1536	3.5589	2.6158	4.1852	0.1668	4.1807	2.4349	0.9199	0.7733	3.7983	0.8403	1.1567	10.4675	0.9558	3.4848	0.2859	0.8761

4.2. Hasil Analisa Pola

4.2.1 Hasil Analisa Selisih Nilai Positif

Analisa dilakukan pada selisih antara nilai ekstraksi fitur sisi sehat (FS) dengan nilai ekstraksi fitur sisi terefek stroke (FE). Masing-masing partisipan memiliki hasil selisih sebanyak 1,536 untuk tiap fitur, yang selanjutnya dihitung nilai positif dan negatifnya (lihat Tabel 4.8 – 4.10). Nilai positif berarti $FS > FE$, sebaliknya nilai negatif berarti $FS < FE$.

Untuk memudahkan perhitungan, maka tampilan tabel disederhanakan. Partisipan dengan selisih nilai positif (SNP) lebih banyak diwakili dengan tanda positif (+) dan partisipan dengan selisih nilai negatif (SNN) lebih banyak diwakili dengan tanda negatif (-). Hasil perhitungan SNP dan SNN dari 10 partisipan disajikan dalam bentuk tabel (lihat Tabel 4.11 – 4.13). Setiap tabel memuat 1 kelompok fitur statistik (*Mean, Mean Absolute Value, Standar Deviasi/Varian*) dengan 3 gerakan berbeda (Bahu, Genggam, Siku) dan 8 band-frekuensinya (Delta, Theta, Alpha, Alpha Low, Alpha High, Beta, Beta Low, Beta High). Fitur standar deviasi dan varian ditampilkan dalam 1 tabel karena hasil perhitungan SNP/SNN yang diperoleh untuk kedua fitur tersebut sama persis.

Simbol-simbol pada tabel mengacu pada penjelasan berikut:

P : partisipan

δ : frekuensi delta

Θ : frekuensi theta

α : frekuensi alpha

β : frekuensi beta

α_L : frekuensi alpha low

α_H : frekuensi alpha high


β_L : frekuensi beta low


β_H : frekuensi beta high

SNP : selisih nilai positif

SNN : selisih nilai negatif

$\Delta(+)$: jumlah SNP, dan

 (kolom warna merah muda) mewakili $SNP > SNN$

 (kolom warna biru) mewakili $SNP < SNN$

Tabel 4.16 Perhitungan Selisih Nilai Positif dan Selisih Nilai Negatif Fitur *Mean*

P	Mean																
	δ		Θ		α		β		α_L		α_H		β_L		β_H		
	SNP	SNN	SNP	SNN	SNP	SNN	SNP	SNN	SNP	SNN	SNP	SNN	SNP	SNN	SNP	SNN	
Bahu																	
1	783	753	763	773	765	771	755	781	766	770	775	760	776	755	781	785	751
2	759	777	763	773	778	758	766	770	775	761	766	770	783	753	773	763	
3	801	735	771	765	754	782	769	767	776	760	762	774	774	762	765	771	
4	758	778	759	777	773	763	749	787	767	769	760	776	760	776	762	774	
5	745	791	764	772	771	765	752	784	775	761	763	773	756	780	765	771	
6	731	805	741	795	777	759	741	795	751	785	744	792	757	779	736	800	
7	789	747	776	760	765	771	770	766	777	759	781	755	780	756	754	782	
8	766	770	756	780	776	760	768	768	771	765	761	775	787	749	762	774	
9	787	749	788	748	788	748	769	767	757	779	784	752	770	766	779	757	
10	752	784	746	790	765	771	755	781	772	764	761	775	772	764	780	756	
Genggam																	
1	776	760	755	781	785	751	786	750	771	765	768	768	775	761	778	758	
2	771	765	767	769	766	770	761	775	771	765	770	766	776	760	765	771	
3	765	771	787	749	785	751	775	761	776	760	776	764	772	776	760		
4	770	766	770	766	762	774	777	759	774	762	769	767	768	768	769	767	
5	802	734	768	768	764	772	763	773	773	763	765	771	760	776	770	766	
6	766	770	757	779	768	768	749	787	765	771	770	766	759	777	763	773	
7	820	716	772	764	790	746	757	779	774	762	755	781	756	780	767	769	
8	720	816	765	771	768	768	746	790	779	757	769	767	774	762	765	771	
9	811	725	763	773	753	783	771	765	770	766	773	763	777	759	762	774	
10	796	740	749	787	769	767	787	749	763	773	778	758	771	765	769	767	
Siku																	
1	774	762	789	747	762	774	764	772	770	766	771	765	776	760	772	764	
2	783	753	767	769	759	777	778	758	783	753	759	777	751	785	781	755	
3	701	835	775	761	759	777	761	775	768	768	772	764	776	760	757	779	
4	763	773	770	766	769	767	757	779	758	778	770	766	751	785	758	778	
5	724	812	720	816	731	805	728	808	724	812	737	799	743	793	741	795	
6	771	765	760	776	782	754	781	755	767	769	780	756	754	782	770	766	
7	811	725	767	769	775	761	779	757	777	759	768	768	783	753	764	772	
8	754	782	766	770	756	780	769	767	766	770	776	760	775	761	775	761	
9	828	708	759	777	769	767	761	775	761	775	744	792	769	767	758	778	
10	813	723	702	834	707	829	688	848	694	842	705	831	699	837	698	838	

Tabel 4.17 Perhitungan Selisih Nilai Positif dan Selisih Nilai Negatif Fitur *Mean Absolute Value*

Mean Absolute Value																
P	δ		Θ		α		β		α_L		α_H		β_L		β_H	
	SNP	SNN	SNP	SNN	SNP	SNN	SNP	SNN	SNP	SNN	SNP	SNN	SNP	SNN	SNP	SNN
Bahu																
1	639	897	714	822	856	680	687	849	875	661	850	686	681	855	670	866
2	664	872	644	892	763	773	644	892	824	712	726	810	642	894	650	886
3	1348	188	1152	384	913	623	1049	487	896	640	909	627	972	564	1189	347
4	885	651	846	690	936	600	794	742	965	571	789	747	792	744	876	660
5	1266	270	1033	503	898	638	1101	435	871	665	965	571	1074	462	1058	478
6	205	1331	394	1142	532	1004	432	1104	542	994	471	1065	465	1071	460	1076
7	422	1114	531	1005	702	834	650	886	670	866	704	832	705	831	648	888
8	1171	365	958	578	843	693	823	713	912	624	821	715	806	730	805	731
9	938	598	777	759	939	597	995	541	923	613	972	564	920	616	1018	518
10	710	826	909	627	854	682	837	699	828	708	907	629	876	660	811	725
Genggam																
1	780	756	709	827	849	687	728	808	928	608	679	857	736	800	672	864
2	434	1102	473	1063	559	977	533	1003	549	987	520	1016	544	992	548	988
3	392	1144	756	780	688	848	745	791	838	698	481	1055	710	826	745	791
4	673	863	831	705	838	698	847	689	929	607	773	763	860	676	870	666
5	911	625	833	703	727	809	770	766	731	805	646	890	727	809	855	681
6	764	772	733	803	791	745	662	874	856	680	679	857	657	879	689	847
7	630	906	675	861	676	860	666	870	735	801	592	944	634	902	688	848
8	1093	443	1006	530	909	627	732	804	985	551	893	643	765	771	748	788
9	813	723	671	865	929	607	843	693	920	616	932	604	863	673	821	715
10	1014	522	844	692	926	610	952	584	929	607	951	585	987	549	956	580
Siku																
1	609	927	675	861	828	708	615	921	866	670	713	823	655	881	459	1077
2	884	652	682	854	834	702	791	745	818	718	706	830	793	743	794	742
3	375	1161	776	760	625	911	751	785	791	745	478	1058	694	842	868	668
4	495	1041	670	866	680	856	588	948	704	832	651	885	563	973	632	904
5	601	935	760	776	754	782	708	828	776	760	727	809	675	861	700	836
6	715	821	894	642	1036	500	852	684	1145	391	829	707	830	706	897	639
7	820	716	825	711	834	702	754	782	845	691	847	689	780	756	714	822
8	767	769	784	752	476	1060	501	1035	489	1047	496	1040	562	974	440	1096
9	1071	465	875	661	913	623	819	717	832	704	987	549	833	703	799	737
10	1326	210	1207	329	1046	490	990	546	1042	494	1145	391	1036	500	862	674

Tabel 4.18 Perhitungan Selisih Nilai Positif dan Selisih Nilai Negatif Fitur Standar Deviasi/Varian

Standar Deviasi/Varian																
P	δ		Θ		α		β		α_L		α_H		β_L		β_H	
	SNP	SNN	SNP	SNN	SNP	SNN	SNP	SNN	SNP	SNN	SNP	SNN	SNP	SNN	SNP	SNN
Bahu																
1	636	900	722	814	860	676	701	835	885	651	826	710	693	843	712	824
2	690	846	658	878	758	778	666	870	812	724	716	820	656	880	642	894
3	1270	266	1082	454	894	642	1045	491	900	636	882	654	965	571	1172	364
4	821	715	875	661	877	659	773	763	954	582	788	748	782	754	885	651
5	1216	320	1041	495	900	636	1050	486	860	676	954	582	1038	498	1012	524
6	331	1205	436	1100	543	993	472	1064	530	1006	483	1053	494	1042	460	1076
7	496	1040	584	952	697	839	637	899	702	834	707	829	702	834	682	854
8	1124	412	927	609	811	725	806	730	899	637	814	722	811	725	821	715
9	877	659	788	748	931	605	995	541	920	616	944	592	901	635	999	537
10	868	668	862	674	862	674	808	728	850	686	885	651	828	708	773	763
Genggam																
1	740	796	692	844	832	704	725	811	933	603	676	860	751	785	702	834
2	456	1080	498	1038	579	957	618	918	565	971	547	989	583	953	566	970
3	432	1104	751	785	673	863	766	770	830	706	497	1039	736	800	750	786
4	671	865	877	659	826	710	856	680	904	632	769	767	834	702	865	671
5	909	627	801	735	732	804	802	734	769	767	654	882	741	795	796	740
6	764	772	758	778	780	756	669	867	833	703	693	843	665	871	695	841
7	627	909	690	846	681	855	662	874	756	780	612	924	675	861	692	844
8	1082	454	975	561	883	653	718	818	946	590	859	677	750	786	741	795
9	732	804	698	838	901	635	828	708	892	644	912	624	837	699	813	723
10	925	611	873	663	899	637	889	647	906	630	913	623	946	590	981	555
Siku																
1	639	897	720	816	801	735	615	921	876	660	704	832	657	879	495	1041
2	843	693	726	810	805	731	783	753	818	718	689	847	792	744	779	757
3	572	964	752	784	609	927	810	726	784	752	486	1050	713	823	871	665
4	482	1054	683	853	678	858	609	927	724	812	658	878	585	951	663	873
5	668	868	812	724	726	810	730	806	774	762	739	797	691	845	672	864
6	764	772	912	624	954	582	830	706	1085	451	813	723	841	695	865	671
7	827	709	856	680	818	718	777	759	850	686	837	699	776	760	676	860
8	811	725	760	776	501	1035	520	1016	500	1036	519	1017	585	951	476	1060
9	916	620	857	679	891	645	826	710	841	695	934	602	808	728	779	757
10	1290	246	1159	377	1039	497	896	640	1030	506	1107	429	1009	527	825	711

Tabel 4.19 SNP/SNN untuk Fitur *Mean*

P	<i>Mean</i>																							
	Bahu								Genggam								Siku							
	δ	Θ	α	β	α_L	α_H	β_L	β_H	δ	Θ	α	β	α_L	α_H	β_L	β_H	δ	Θ	α	β	α_L	α_H	β_L	β_H
1	+	-	-	-	-	-	-	+	+	-	+	+	+	-	+	+	+	-	-	-	+	+	+	+
2	-	-	+	-	+	-	+	+	+	-	-	-	+	+	+	-	+	-	-	+	-	-	-	+
3	+	+	-	+	+	+	+	-	+	+	+	-	+	-	-	-	+	-	+	+	+	-	+	-
4	-	-	+	-	-	-	-	-	+	+	-	+	+	+	-	+	-	+	+	-	-	+	-	-
5	-	-	+	-	+	-	-	-	+	-	-	-	+	-	-	+	-	-	-	-	-	-	-	-
6	-	-	+	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	+	-	-	+	-	+	+	-	+	-	+
7	+	+	-	+	+	-	+	-	-	+	+	+	+	-	-	+	-	+	-	-	-	+	+	-
8	-	-	+	-	+	-	+	-	-	-	-	-	+	+	+	-	-	-	-	+	-	+	+	+
9	+	+	+	+	-	+	+	+	+	-	-	+	+	+	+	-	+	-	+	-	-	-	+	-
10	-	-	-	-	+	-	+	+	+	-	+	+	-	+	+	+	+	-	-	-	-	-	-	-
$\Delta(+)$	4	3	6	3	6	2	6	4	7	3	4	5	8	6	5	5	6	2	4	4	2	5	5	4

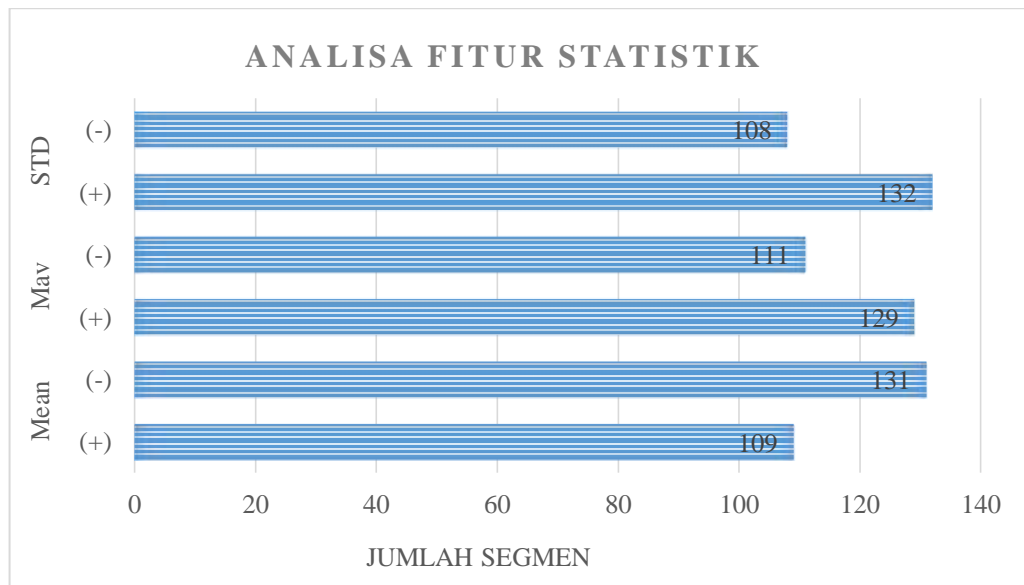
Tabel 4.20 SNP/SNN untuk Fitur *Mean Absolute Value*

P	Mav																							
	Bahu								Genggam								Siku							
	δ	Θ	α	β	α_L	α_H	β_L	β_H	δ	Θ	α	β	α_L	α_H	β_L	β_H	δ	Θ	α	β	α_L	α_H	β_L	β_H
1	-	-	+	-	+	+	-	-	+	-	+	-	+	-	-	-	-	-	+	-	+	-	-	-
2	-	-	-	-	+	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	+	-	+	+	+	-	+	+
3	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	+	+	+	-	+	+	+	-	
4	+	+	+	+	+	+	+	+	-	+	+	+	+	+	+	+	-	-	-	-	-	-	-	-
5	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	-	+	-	-	-	+	-	-	-	-	+	-	-	-
6	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	+	-	+	-	-	-	-	+	+	+	+	+	+	+
7	+	+	+	+	+	+	+	+	-	-	-	-	+	-	-	-	-	+	-	-	+	-	-	+
8	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	-	+	+	-	-	-	+	-	-	-	-	-	-
9	+	+	+	+	+	+	+	+	+	-	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+
10	-	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	-	+	+	+	+	+	+	+	+
$\Delta(+)$	5	6	7	6	8	7	6	6	5	4	6	4	7	4	3	3	4	6	6	4	8	4	5	5

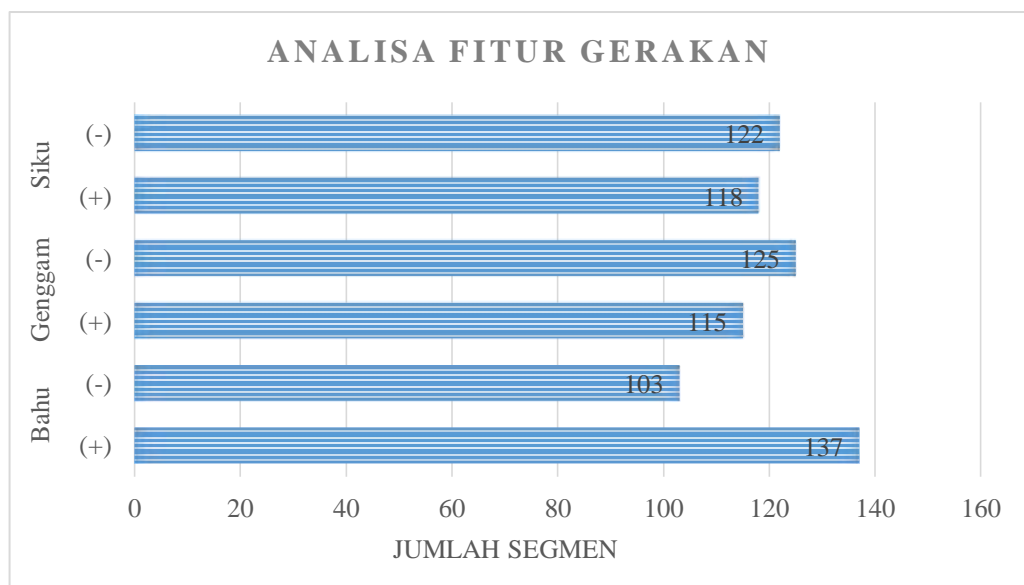
Tabel 4.21 SNP/SNN untuk Fitur Standar Deviasi/Varian

P	STD/Var																							
	Bahu								Genggam								Siku							
	δ	Θ	α	β	α_L	α_H	β_L	β_H	δ	Θ	α	β	α_L	α_H	β_L	β_H	δ	Θ	α	β	α_L	α_H	β_L	β_H
1	-	-	+	-	+	+	-	-	-	-	+	-	+	-	-	-	-	-	+	-	+	-	-	-
2	-	-	-	-	+	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	+	-	+	+	+	-	+	+
3	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	+	+	+	+	+	+	+	-
4	+	+	+	+	+	+	+	+	-	+	+	+	+	+	+	-	-	-	-	-	-	-	-	
5	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	-	+	+	-	-	+	-	+	-	-	+	-	-	-
6	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	+	-	+	-	-	-	-	+	+	+	+	+	+	+
7	+	+	+	+	+	+	+	+	-	-	-	-	+	-	-	-	-	-	-	+	+	-	-	+
8	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	-	+	+	-	-	+	-	-	-	-	-	-	-
9	+	+	+	+	+	+	+	+	-	-	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+
10	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+
$\Delta(+)$	6	6	7	6	8	7	6	6	3	4	6	4	8	4	3	4	5	5	6	6	8	4	5	5

Mengacu pada Tabel 4.19-4.21, analisa dilakukan dengan menghitung tanda positif dan negatif. Dihitung ada 240 segmen positif dan negatif untuk setiap fitur statistik. Hasil perhitungan ditunjukkan pada Gambar 4.20. Dari grafik, dapat dilihat bahwa fitur STD memiliki jumlah segmen positif tertinggi dibandingkan dengan fitur statistik lainnya. Ini menggambarkan bahwa fitur STD merupakan fitur statistik paling stabil dalam membedakan antara gerakan sisi sehat dan gerakan sisi terefek stroke dibandingkan dengan fitur statistik lainnya.



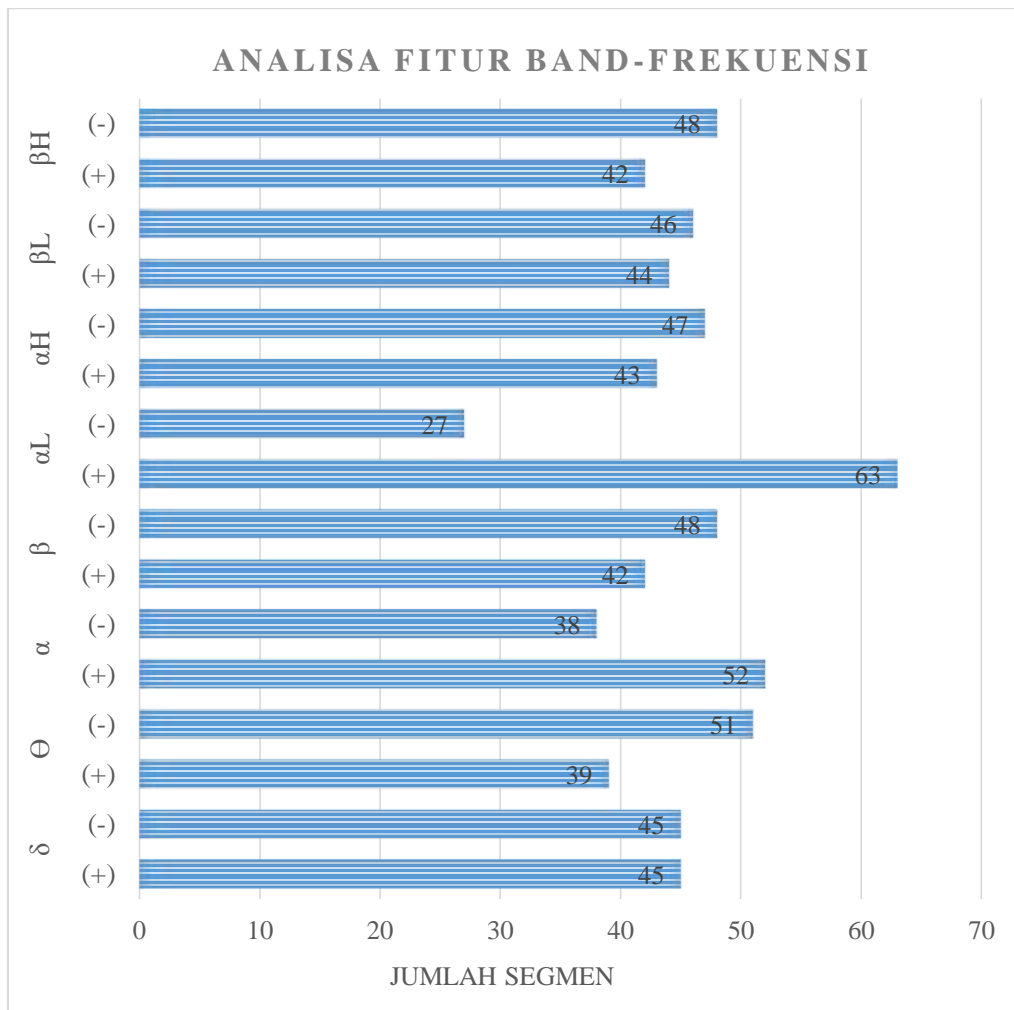
Gambar 4.20 Hasil Perhitungan SNP/SNN Fitur Statistik



Gambar 4.21 Hasil Perhitungan SNP/SNN Fitur Gerakan

Dari ketiga tabel tersebut dihitung juga tanda positif dan negatif untuk setiap fitur gerakan. Dari hasil perhitungan dapat dilihat bahwa gerakan bahu memiliki SNP paling banyak jika dibandingkan dengan gerakan lain, disusul gerakan siku dan gerakan genggam. Jumlah SNP/SNN masing-masing gerakan, dapat di lihat pada Gambar 4.21. Hasil ini menunjukkan bahwa gerakan yang memberikan hasil paling stabil untuk memantau pasien stroke adalah gerakan bahu.

Tanda positif dan negatif juga dihitung pada band-frekuensi di semua fitur statistik dan gerakan. Dari 90 segmen untuk setiap band-frekuensi, ditemukan bahwa frekuensi alpha low memiliki jumlah SNP tertinggi jika dibandingkan dengan frekuensi lainnya seperti ditunjukkan pada Gambar 4.22. Hasil ini menggambarkan bahwa frekuensi terbaik untuk mengamati pergerakan pasien stroke adalah alpha low.



Gambar 4.22 Hasil Perhitungan SNP/SNN Fitur Band-Frekuensi

4.2.2 Hasil Analisa Parameter Terpilih

Perbandingan jumlah segmen positif dan negatif dari parameter STD, gerakan bahu, dan band-frekuensi alpha low disajikan pada Tabel 4.22 – 4.24.

Tabel 4.22 menunjukkan bahwa rata-rata SNP lebih tinggi daripada SNN di semua fitur statistik. Tabel 4.23 memperlihatkan bahwa rata-rata SNP lebih tinggi dari SNN di semua fitur gerakan. Demikian juga pada Tabel 4.24, ditunjukkan bahwa rata-rata SNP lebih tinggi dari SNN di semua fitur band-frekuensi.

Tabel 4.22 Jumlah SNP/SNN Fitur Statistik terhadap Parameter Gerakan Bahu dan Band-Frekuensi Alpha Low

P	Mean		Mav		STD	
	SNP	SNN	SNP	SNN	SNP	SNN
1	766	770	875	661	885	651
2	775	761	824	712	812	724
3	776	760	896	640	900	636
4	767	769	965	571	954	582
5	775	761	871	665	860	676
6	751	785	542	994	530	1006
7	777	759	670	866	702	834
8	771	765	912	624	899	637
9	757	779	923	613	920	616
10	772	764	828	708	850	686
Σ	7687	7673	8306	7054	8312	7048
\bar{x}	768.7	767.3	830.6	705.4	831.2	704.8

Tabel 4.23 Jumlah SNP/SNN Fitur Gerakan terhadap Parameter Statistik STD dan Band-Frekuensi Alpha Low

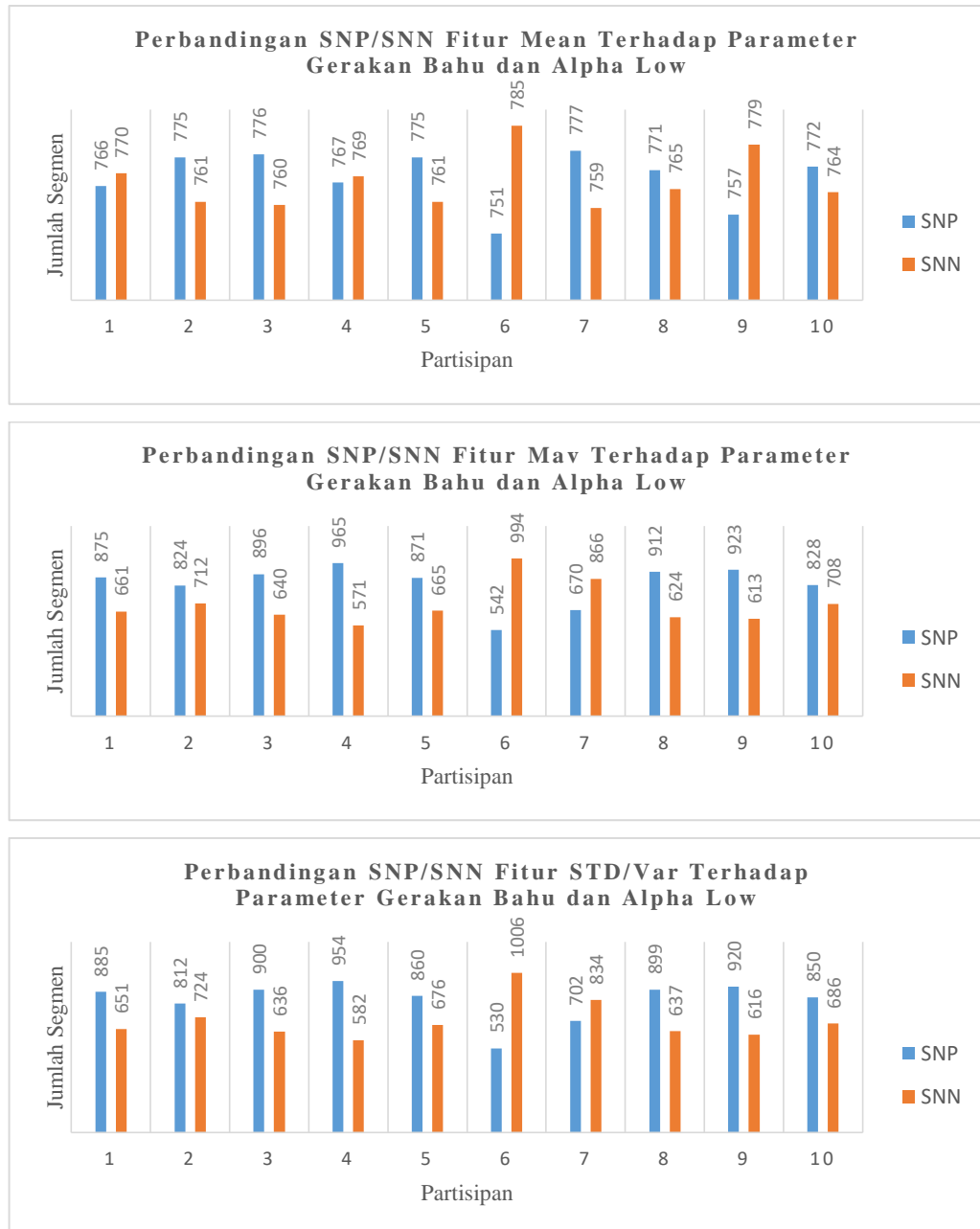
P	Bahu		Genggam		Siku	
	SNP	SNN	SNP	SNN	SNP	SNN
1	885	651	933	603	876	660
2	812	724	565	971	818	718
3	900	636	830	706	784	752
4	954	582	904	632	724	812
5	860	676	769	767	774	762
6	530	1006	833	703	1085	451
7	702	834	756	780	850	686
8	899	637	946	590	500	1036
9	920	616	892	644	841	695
10	850	686	906	630	1030	506
Σ	8312	7048	8334	7026	8282	7078
\bar{x}	831.2	704.8	833.4	702.6	828.2	707.8

Tabel 4.24 Jumlah SNP/SNN Fitur Band-Frekuensi terhadap Parameter Statistik STD dan Gerakan Bahu

P	δ		Θ		α		β		α_L		α_H		β_L		β_H	
	SNP	SNN	SNP	SNN	SNP	SNN	SNP	SNN	SNP	SNN	SNP	SNN	SNP	SNN	SNP	SNN
1	636	900	722	814	860	676	701	835	885	651	826	710	693	843	712	824
2	690	846	658	878	758	778	666	870	812	724	716	820	656	880	642	894
3	1270	266	1082	454	894	642	1045	491	900	636	882	654	965	571	1172	364
4	821	715	875	661	877	659	773	763	954	582	788	748	782	754	885	651
5	1216	320	1041	495	900	636	1050	486	860	676	954	582	1038	498	1012	524
6	331	1205	436	1100	543	993	472	1064	530	1006	483	1053	494	1042	460	1076
7	496	1040	584	952	697	839	637	899	702	834	707	829	702	834	682	854
8	1124	412	927	609	811	725	806	730	899	637	814	722	811	725	821	715
9	877	659	788	748	931	605	995	541	920	616	944	592	901	635	999	537
10	868	668	862	674	862	674	808	728	850	686	885	651	828	708	773	763
Σ	8329	7031	7975	7385	8133	7227	7953	7407	8312	7048	7999	7361	7870	7490	8158	7202
\bar{x}	832.9	703.1	797.5	738.5	813.3	722.7	795.3	740.7	831.2	704.8	799.9	736.1	787	749	815.8	720.2

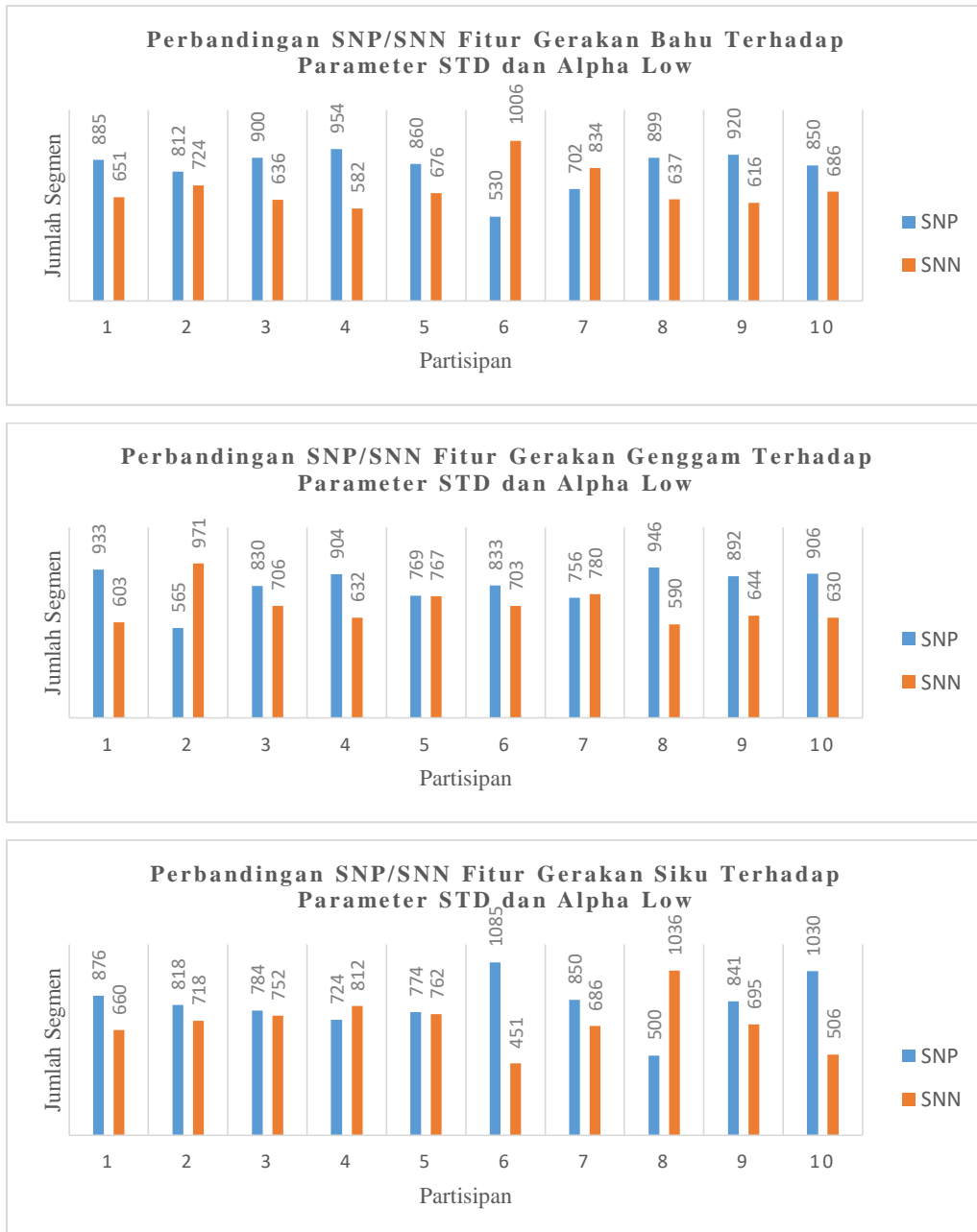
Dapat dilihat dari ketiga parameter yang dipilih, secara konsisten menunjukkan jumlah SNP yang lebih banyak daripada SNN. Hal ini sesuai dengan hipotesa bahwa nilai hasil ekstraksi fitur sisi sehat akan lebih besar dari nilai hasil ekstraksi fitur sisi terefek stroke.

Perbandingan jumlah SNP dan SNN juga dilakukan per partisipan, seperti diperlihatkan melalui grafik pada Gambar 4.23 - 4.25.

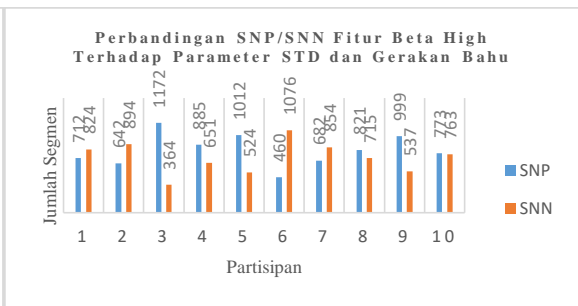
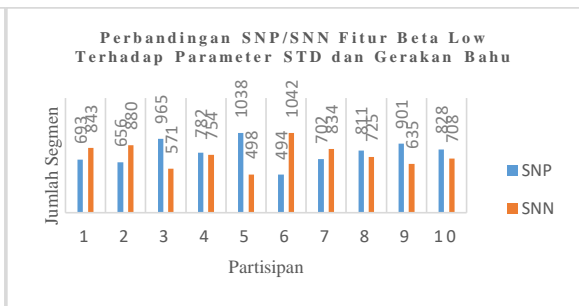
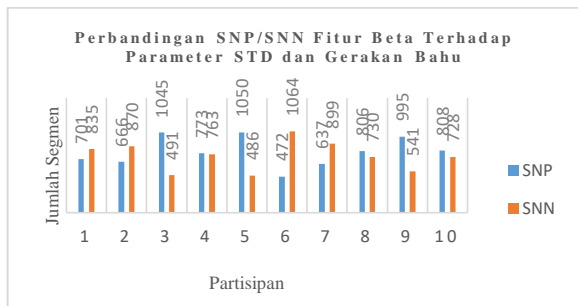
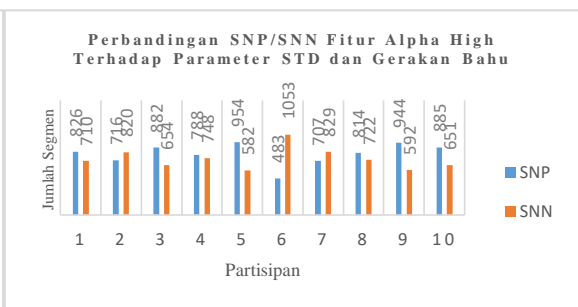
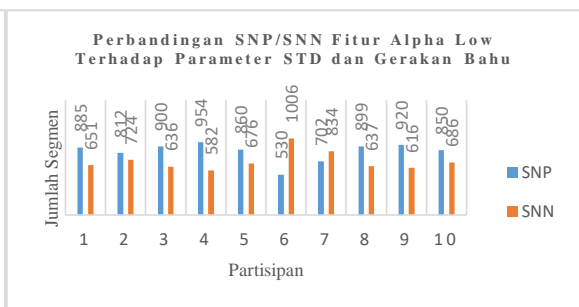
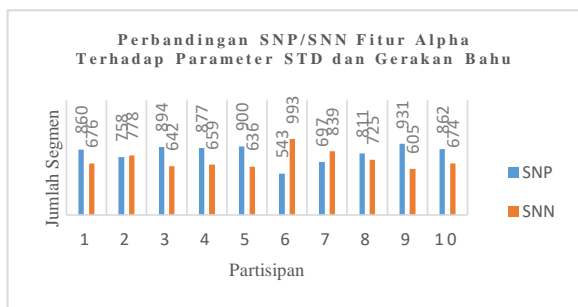
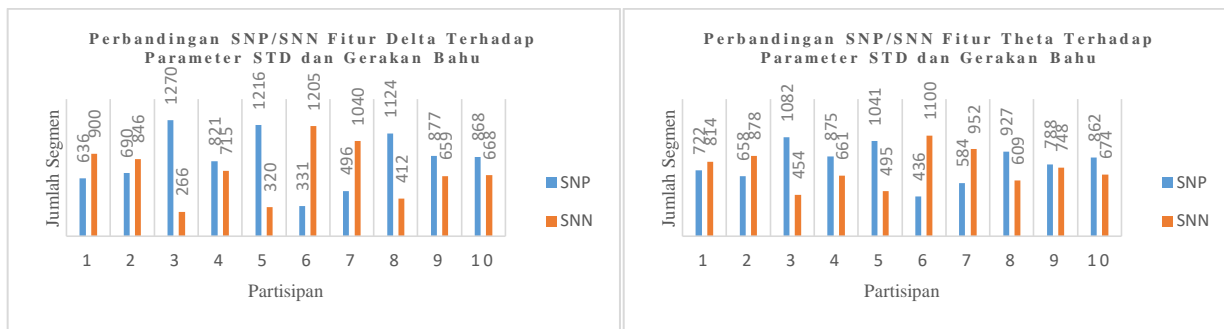


Gambar 4.23 Perbandingan SNP/SNN pada Fitur Statistik Terhadap Parameter Gerakan Bahu dan Alpha Low

Gambar 4.23 menunjukkan bahwa dalam fitur *Mean*, ada 6 dari 10 partisipan dengan jumlah SNP lebih besar daripada SNN, sedangkan di Fitur *Max* dan *STD*, ada 8 dari 10 partisipan. Gambar 4.24 menunjukkan bahwa ada 8 dari 10 partisipan dengan jumlah SNP lebih besar dari SNN pada semua fitur gerak. Sedangkan jumlah SNP lebih besar dari SNN di lebih dari separuh partisipan dalam semua fitur band-frekuensi yang ditunjukkan pada Gambar 4.25.



Gambar 4.24 Perbandingan SNP/SNN pada Fitur Gerakan Terhadap Parameter STD dan Alpha Low



Gambar 4.25 Perbandingan SNP/SNN pada Fitur Band-Frekuensi Terhadap Parameter STD dan Gerakan Bahu

4.3. Diskusi

Hasil penelitian ini sejalan dengan penelitian sebelumnya [15], yang menemukan bahwa standar deviasi adalah parameter yang dapat digunakan untuk membedakan kondisi sehat dan stroke.

Penelitian tersebut juga mengemukakan bahwa alpha adalah parameter paling stabil dalam menentukan kondisi stroke dan sehat. Sedangkan dalam penelitian ini selain menghitung nilai ekstraksi alpha, juga membagi frekuensi alpha menjadi alpha low dan alpha high. Dimana kemudian menemukan bahwa alpha low adalah parameter yang lebih baik dalam membedakan antara kondisi sehat dengan stroke. Menurut beberapa literatur, alpha low berhubungan dengan kelelahan. Ada kemungkinan bahwa hasil ini dipengaruhi oleh kelelahan dari para partisipan, dikarenakan pengukuran dilakukan setelah partisipan selesai menjalani proses rehabilitasi.

Gerakan bahu menjadi parameter yang dapat digunakan sebagai pembeda kondisi sehat dan stroke, kelihatannya karena gerakan ini adalah gerakan yang membutuhkan lebih banyak usaha dan konsentrasi [59]. Gerakan ini merupakan aktivitas yang jarang dilakukan dalam kehidupan sehari-hari. Kebanyakan orang melakukannya ketika ada tujuan khusus, seperti mencapai sesuatu yang tinggi atau untuk berolahraga. Keadaan yang membutuhkan lebih banyak fokus inilah yang mengakibatkan gerakan ini menjadi pembeda kondisi sehat dan stroke yang lebih stabil. Ini tercermin juga dari hasil, bahwa gerakan siku berada di urutan kedua dan disusul dengan gerakan genggam yang lebih sedikit membutuhkan fokus dan usaha.

Ketika dilihat lebih detail pada data hasil ekstraksi, hanya terdapat sedikit perbedaan antara jumlah segmen positif (SNP) dengan segmen negatif (SNN), meskipun mayoritas SNP memang lebih besar daripada SNN. Kondisi ini bisa jadi disebabkan oleh kenyataan bahwa hampir semua partisipan telah terserang stroke lebih dari satu kali. Hal ini selanjutnya menyebabkan sisi tangan yang sehat ikut melemah dikarenakan kerusakan yang terjadi berulang di otak.

Halaman ini sengaja dikosongkan

BAB 5

PENUTUP

5.1 Kesimpulan

Penelitian ini bertujuan untuk menemukan parameter paling stabil yang dapat digunakan untuk membedakan kondisi sehat dan stroke, sebagai referensi pengukuran dalam monitoring rehabilitasi. Berdasarkan hasil, dapat disimpulkan bahwa parameter terstabil untuk membedakan antara kondisi tangan sehat dan tangan terdampak stroke adalah standar deviasi, di band-frekuensi alpha low dan gerakan bahu. Dapat dijelaskan sebagai berikut, dari 3 parameter yang terpilih tampak bahwa nilai hasil ekstraksi fitur sisi sehat (FS) lebih tinggi daripada nilai hasil ekstraksi fitur sisi terdampak stroke (FE). Hasil ini menguatkan hipotesa bahwasanya sisi sehat menghasilkan sinyal yang lebih kuat dari sisi terdampak stroke, diperhatikan dari nilai amplitudonya yang lebih tinggi. Hal ini berlaku untuk data individual maupun dilihat secara keseluruhan melalui nilai rata-rata semua partisipan jika diamati dari jumlah selisih nilai positifnya (SNP). SNP yang lebih besar kemudian menggambarkan bahwa secara konsisten suatu fitur menggenapi hipotesa, sehingga bisa dikatakan lebih stabil dari fitur lainnya.

5.2 Saran

Penelitian lebih lanjut dengan lebih banyak pasien stroke yang terlibat perlu dilakukan. Tentu saja dengan lebih memperhatikan dan mempertimbangkan beberapa detail, seperti kondisi partisipan selama proses pengambilan data (lelah, mengantuk, tidak nyaman, dll), kondisi lingkungan sekitar ketika perekaman data (keheningan, sinyal listrik, dll), data klinis partisipan (usia, jenis kelamin, sisi tubuh terdampak, tipe stroke, masalah gerak, serangan ke berapa, dll), dan pengembangan desain pengambilan data serta pemilihan fitur EEG. Hal ini terkait dengan minimalisasi *noise* pada data dan tentu saja hasil analisa yang lebih baik.

Halaman ini sengaja dikosongkan

DAFTAR PUSTAKA

- [1] Kementerian PPN/Bappenas, Rencana Pembangunan Jangka Menengah Nasional 2020 - 2024, Jakarta: Kementerian PPN, 14 Agustus 2019.
- [2] Rokom, "Indonesia Tekankan Pentingnya Pelayanan Kesehatan Primer dan Jaminan Kesehatan untuk Wujudkan Sistem Kesehatan Tangguh dan Kuat", Pusat Komunikasi Publik Sekretariat Jenderal Kementerian Kesehatan RI, 25 Mei 2015. [Online]. Available: <http://sehatnegeriku.kemkes.go.id/baca/rilis-media/20150525/5812368/indonesia-tekanan-pentingnya-pelayanan-kesehatan-primer-dan-jaminan-kesehatan-untuk-wujudkan-sistem-kesehatan-tangguh-dan-kuat/>. [Accessed 06 Januari 2020].
- [3] WHO, "Noncommunicable diseases", World Health Organization, 1 Juni 2018. [Online]. Available: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/noncommunicable-diseases>. [Accessed 06 Januari 2020].
- [4] Kementerian Kesehatan RI, Profil Kesehatan Indonesia Tahun 2018, Jakarta: Kementerian Kesehatan RI, 2019.
- [5] Kementerian Kesehatan RI, Riset Kesehatan Dasar 2018, Jakarta: Badan Penelitian dan Pengembangan Kesehatan Departemen Kesehatan Republik Indonesia, 2018.
- [6] A. Wiseman, "The International Journal of Stroke: World Stroke Organization Launches Strategy to Cut Stroke in Half", World Stroke Organization, 29 Oktober 2019. [Online]. Available: <https://worldstrokeorganization.blogspot.com/2019/10/world-stroke-organization-launches.html>. [Accessed 06 Januari 2020]
- [7] P2PTM, "Stroke", Kementerian Kesehatan RI. [Online]. Available: <http://p2ptm.kemkes.go.id/informasi-p2ptm/stroke/>. [Accessed 06 Januari 2020]
- [8] Kementerian Kesehatan RI, Laporan Nasional Riset Kesehatan Dasar 2018, Jakarta: Badan Penelitian dan Pengembangan Kesehatan Departemen Kesehatan Republik Indonesia, 2019.
- [9] Kementerian Kesehatan RI, Stroke: Don't Be The One, Jakarta: Pusat Data dan Informasi Departemen Kesehatan Republik Indonesia, 2019.
- [10] WHO, "Global Health Estimates", Geneva: World Health Organization, 2012. [Online]. Available: http://www.who.int/healthinfo/global_burden_disease/en/. [Accessed 06 Januari 2020].

- [11] L. B. Goldstein, MD, FAAN, FAHA, et al., "Primary Prevention of Ischemic Stroke", *Stroke*, 37: 1583-1633, June 2006.
- [12] P2PTM, "Hari Stroke Sedunia 2019: Otak Sehat, SDM Unggul", Kementerian Kesehatan RI, 29 Oktober 2019. [Online]. Available: <http://p2ptm.kemkes.go.id/artikel-sehat/hari-stroke-sedunia-2019-otak-sehat-sdm-unggul>. [Accessed 06 Januari 2020]
- [13] C. A. Pardo, M.D., "Brain, Spinal Cord and Cells: A Neuro-primer for Non-neurologists", *Transverse Myelitis Association Journal*, Volume 1, Article 8, January 2006.
- [14] E. Niedermeyer, Fernando Lopes da Silva, *Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields*, 5th ed., Philadelphia; London: Lippincott Williams & Wilkins, 2005.
- [15] H. Setiawan, W.R. Islamiyah, A.D. Wibawa, M.H. Purnomo, "Identifying EEG Parameters to Monitor Stroke Rehabilitation using Individual Analysis", *The International Seminar on Intelligent Technology and Its Applications (ISITIA)*, 2019.
- [16] W. Park, Y.-H. Kim, S.-P. Kim, L. Kim, "EEG Patterns of Subacute Stroke Patients Performing Motor Tasks Correlate with Motor Functional Outcome: Preliminary Results", *IEEE*, pp. 4674–4677, 2016.
- [17] E. Monge-Pereira, F. Molina-Rueda, F. M. Rivas-Montero, J. Ibanez, J.I. Serrano, I. M. Alguacil-Diego, J. C. Miangolarra-Page, "Electroencephalography as a Post-Stroke Assessment Method: An Updated Review", *Neurologia*, 32(1):40-49, 2017.
- [18] D. P. Gustiawan, E. C. Djamal, A. Kurniawan, "Identifikasi Variabel-variabel dari Sinyal Elektroensefalogram Pasien Rehabilitasi Stroke Menggunakan Wavelet dan Self-Organizing Map", *Seminar Nasional Aplikasi Teknologi Informasi (SNATi)*, ISSN 1907-5022, Yogyakarta, 2018
- [19] S. Giaquinto, A. Cobiachi, F. Macera, G. Nolfe, "EEG Recording in the Course of Recovery from Stroke", *Stroke*, Vol 25, No 11, November 1994.
- [20] R. I. Carino-Escobar, P. Carrillo-Mora, R. Valdés-Cristerna, M. A. Rodriguez-Barragan, C. Hernandez-Arenas, J. Quinzaños-Fresnedo, M. A. Galicia-Alvarado, J. Cantillo-Negrete, "Longitudinal Analysis of Stroke Patients' Brain Rhythms during an Intervention with a Brain-Computer Interface", *Neural Plasticity*, 2019. <https://doi.org/10.1155/2019/7084618>

- [21] W. R. W. Omar, Z. Mohamad, M. N. Taib, R. Jailani, "An Analysis of EEG Signal Generated from Ischemic Stroke Patient", *Innovation & Commercialization of Medical Electronic Technology Conference (ICMET)*, 2015.
- [22] C. B. Tabernig, L. C. Carrere¹, C. A. Lopez, C. Ballario, "EEG Event-Related Desynchronization of Patients with Stroke During Motor Imagery of Hand Movement", *SABI*, 2015. doi:10.1088/1742-6596/705/1/012059
- [23] R. Li, W. Huang, D. Lou, G. Zhu, T. Zhang, Y. Zhang, "The Feasibility of Utilizing EEG - fNIRS to Characterize the Cortical Activation Difference Between Healthy Subjects and Post-Stroke Patients", *IEEE*, pp. 10–13, 2015.
- [24] P2PTM, "Infografis-Yuk, Mengenal Apa itu Stroke", Kementerian Kesehatan RI, 16 Juli 2019. [Online]. Available: <http://p2ptm.kemkes.go.id/infographic-p2ptm/stroke/yuk-mengenal-apa-itu-stroke>. [Accessed 06 Januari 2020]
- [25] Heart and Stroke Foundation, "Let's Talk About Stroke: An Information Guide for Survivors and Their Families", Ottawa, 2003.
- [26] R. P. Wirawan, "Rehabilitasi Stroke pada Pelayanan Kesehatan Primer", *Majalah Kedokteran Indonesia*, 59: 2, Februari 2009.
- [27] J. J. M. F. Van der Putten, J. C. Hobart, J. A. Freeman, A. J. Thompson, "Measuring change in disability after inpatient rehabilitation: comparison of the responsiveness of the Barthel Index and the Functional Independence Measure", *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 66(4), 480-484, 1999.
- [28] WHO, "Towards a Common Language for Functioning, Disability and Health: ICF", Geneva: WHO, 8-9, 2002.
- [29] K. Salter, N. Campbell, M. Richardson, S. Mehta, J. Jutai, L. Zettler, M. Moses, A. McClure, R. Mays, N. Foley, R. Teasell, "20 Outcome Measures in Stroke Rehabilitation", *Evidence-Based Review of Stroke Rehabilitation (EBRSR)*, September 2013.
- [30] S. H. Jang, "Motor Recovery by Improvement of Limb-kinetic Apraxia in a Chronic Stroke Patient", *NeuroRehabilitation*, vol. 33, no. 2, pp. 195-200, 2013.
- [31] Dosen Pendidikan, "Beberapa Fungsi Otak Manusia", 10 Mei 2020. [Online]. Available: <https://www.dosenpendidikan.co.id/otak-manusia/>. [Accessed 16 Mei 2020]
- [32] iMotions, EEG Pocket Guide, iMotions Biometric Research Platform, 2016.

- [33] M. Teplan, "Fundamental of EEG Measurement", *Measurement Science Review*, vol. 2, pp. 1-11, 2002.
- [34] Y. Akbar, "Pola Gelombang Otak Abnormal pada Elektroencephalograph", Mei 2014.
- [35] Trans Cranial Technologies, 10/20 System Positioning Manual, Hongkong: Trans Cranial Technologies Ltd, 2012.
- [36] NeuroSky, "Multi-Channel EEG (BCI) Devices", NeuroSky Inc., 7 Juli 2015. [Online]. Available: <http://neurosky.com/2015/07/multi-channel-eeg-bci-devices/>. [Accessed 24 Februari 2020]
- [37] Tim TerapiMusik.Com, "Riset Terapi Musik & Gelombang Otak", TerapiMusik.Com (Holistic Solution Center), 2011. [Online]. Available: https://www.terapi musik.com/riset_gelombang_otak.htm. [Accessed 24 Februari 2020]
- [38] J. Frey, "Comparison of an Open-Hardware Electroencephalography Amplifier with Medical Grade Device in Brain-Computer Interface Applications", 2016.
- [39] D. Gunawan, F. H. Juwono, Pengolahan Sinyal Digital dengan Pemrograman Matlab, Yogyakarta: Graha Ilmu, 2012.
- [40] S. Supatmi, "Filter", SlidePlayer.info, 2018. [Online]. Available: <https://slideplayer.info/slide/13479842/>. [Accessed 10 Juli 2020]
- [41] Mudrika, "Pengolahan Sinyal Digital", Universitas Gunadarma: Staffsite, 2018. [Online]. Available: <http://mudrika.staff.gunadarma.ac.id/Downloads>. [Accessed 10 Juli 2020]
- [42] H. Susman, "Filter IIR + Review Filter Analog", SlidePlayer.info, 2018. [Online]. Available: <https://slideplayer.info/slide/12361049/>. [Accessed 10 Juli 2020]
- [43] S. Sanei, J. A. Chambers, Fundamentals of EEG Signal Processing in EEG Signal Processing, West Sussex, England: John Wiley & Sons Ltd, pp. 35–125, 2013.
- [44] J. A. Urigüen, B. G. Zapirain, "EEG Artifact Removal-State of the Art and Guidelines", *Journal of Neural Engineering*, 12(3): 031001, April 2015
- [45] M. K. Islam, A. Rastegarnia, Z. Yang, "Methods for Artifact Detection and Removal From Scalp EEG: A Review", *Clinical Neurophysiology*, 24, 287-305, 2016.

- [46] P. Sarma, P. Tripathi, M. P. Sarma, K. K. Sarma, “Pre-processing and Feature Extraction Techniques for EEGBCI Applications-A Review of Recent Research”, *AJET*, ISSN: 2348-7305, Vol 5, 2016.
- [47] A. H. Jahidin, M. N. Taib, N. M. Tahir, M. S. A. Megat Ali, I. M. Yassin, S. Lias, R. M. Isa, W. R. W. Omar, N. Fuad, “Classification of Intelligence Quotient Using EEG Sub-band Power Ratio and ANN During Mental Task”, *IEEE Conference on Systems, Process & Control (ICSPC)*, Kuala Lumpur, Malaysia, pp. 204–208, 2013.
- [48] M. H. Soomro, N. Badruddin, M. Z. Yusoff, M. A. Jatoi, “Automatic Eye-blink Artifact Removal Method Based on EMD-CCA”, *International Conference on Complex Medical Engineering (ICME)*, Beijing, pp. 186–190, 2013.
- [49] I. Kaya, "A Brief Summary of EEG Artifact Handling", 2019.
- [50] G. Gómez-Herrero, Automatic Artifact Removal (AAR) toolbox v1.3 (Release 09.12.2007) for MATLAB, 2007.
- [51] C. Y. Chang, S. H. Hsu, L. Pion-Tonachini, 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.
- [52] M. Ungureanu, C. Bigan, R. Strungaru, V. Lazarescu, “Independent Component Analysis Applied in Biomedical Signal Processing, Measurement Science Review”, Volume 4, Section 2, 2004.
- [53] Vigário R., “Extraction of Ocular Artifacts from EEG Using Independent Component Analysis” *Electroenceph clin Neurophysiol*, 103(3): 395-404, 1997.
- [54] S. Butterworth, “On the Theory of Filter Amplifiers”, *Experimental Wireless and the Wireless Engineer*, volume 7, pp. 536-541, 1930.
- [55] A. Kamat, "Which of these is better: Chebyshev filters or Butterworth filters?", 4 Desember 2014. [Online]. Available: <https://www.quora.com/Which-of-these-is-better-Chebyshev-filters-or-Butterworth-filters>. [Accessed 06 Juli 2020]
- [56] C. Altın, O. Er, “Comparison of Different Time and Frequency Domain Feature Extraction Methods on Elbow Gesture’s EMG”, *European Journal of Interdisciplinary Studies*, Volume 2, Issue 3, May-August 2016.

- [57] C. T. Yuen, W. S. San, M. Rizon, T. C. Seong, “Classification of Human Emotions from EEG Signals using Statistical Features and Neural Network”, *International Journal of Integrated Engineering*, Vol 1, No 3, 2009.
- [58] C. T. Yuen, W. S. San, J-H. Ho, 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.
- [59] 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”, *The International Seminar on Intelligent Technology and Its Applications (ISITIA)*, 2019.
- [60] E. Fan, N. D. Ciesla, A. D. Truong, V. Bhoopathi, S. L. Zeger, D. M. Needham, “Inter-rater Reliability of Manual Muscle Strength Testing in ICU Survivors and Simulated Patients”, *Intensive Care Med*; 34:1038–1043, 2010.
- [61] J. M. Blackledget, *Digital Signal Processing*, 2006.
- [62] S. Rani, A. Kaur, J. S. Ubhi, “Comparative Study of FIR and IIR Filters for The Removal of Baseline Noises from ECG Signal”, *International Journal of Computer Science and Information Technologies (IJCSIT)*, Vol. 2(3), 1105-1108, 2011.
- [63] Z. Mizwan, H. Kasturiwale, “Study and Review of the Biomedical Signals with Respect to Different Methodologies”, *International Journal of Computer Science and Information Technologies (IJCSIT)*, Vol. 5 (2), 1307-1309, 2014.
- [64] Anshul, D. Bansal, R. Mahajan, "Performance Analysis of IIR & FIR Windowing Techniques in Electroencephalography Signal Processing", *International Journal of Innovative Technology and Exploring Engineering (IJITEE)*, Volume-8 Issue-10, August 2019.
- [65] A.-M. Huotari¹, M. Koskinen, K. Suominen, S. Alahuhta, R. Remes, K. M. Hartikainen, V. Jäntti, “Evoked EEG Patterns During Burst Suppression with Propofol”, *British Journal of Anaesthesia*, 92 (1): 18–24, 2004.
- [66] P. Geethanjali, Y. K. Mohan, J. Sen, “Time Domain Feature Extraction and Classification of EEG Data for Brain Computer Interface”, *International Conference on Fuzzy Systems and Knowledge Discovery (FSKD)*, 2012.