



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember

TUGAS AKHIR -TE 141599

**RANCANG BANGUN SISTEM EEG UNTUK
MENGIDENTIFIKASI GERAKAN PADA UPPER LIMB
SEGMENT BERDASARKAN MOTOR IMAGERY SEBAGAI
PERINTAH KENDALI FES**

Johan Chandra
NRP 2212 100 038

Dosen Pembimbing
Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.

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



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember

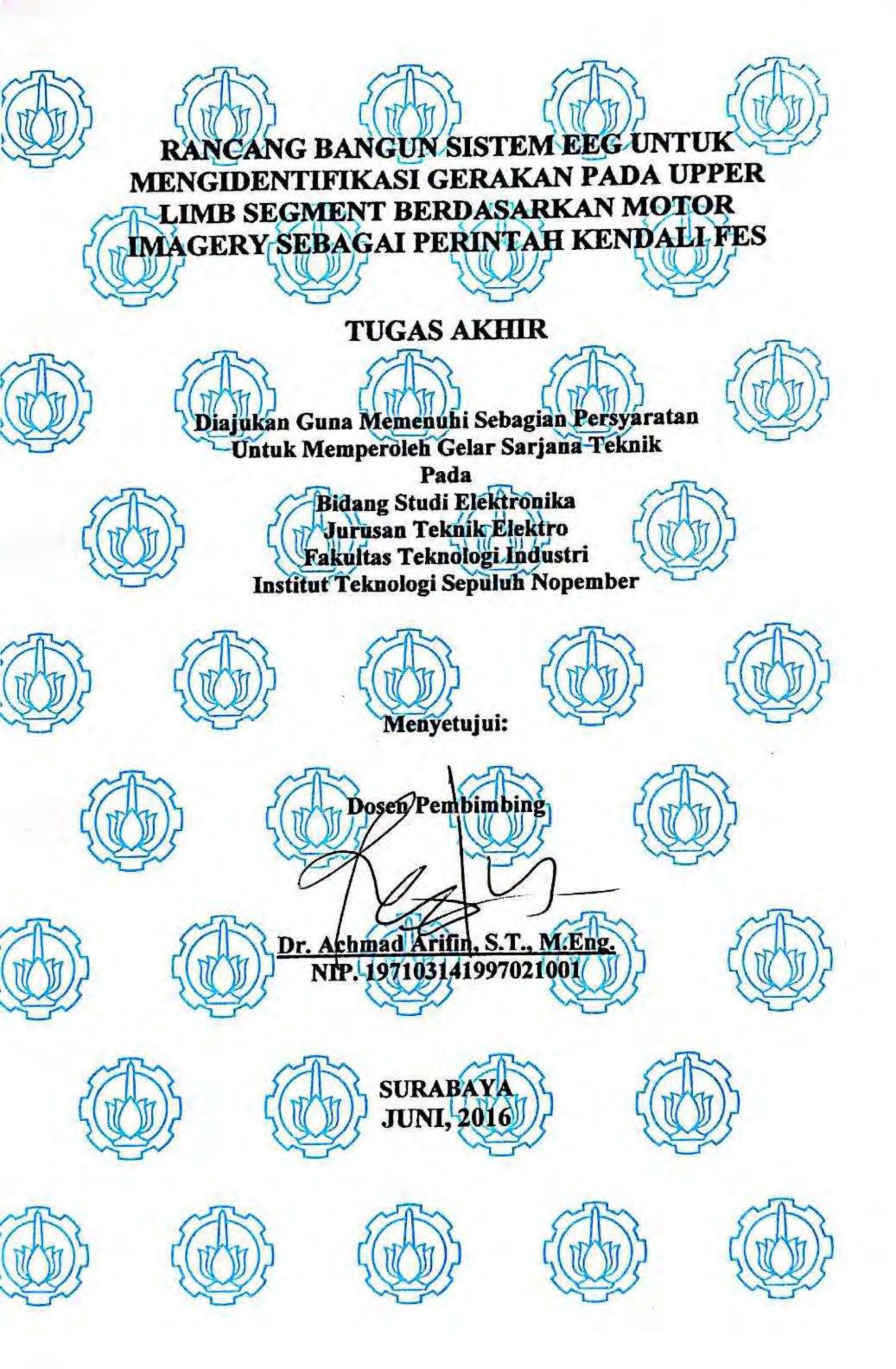
FINAL PROJECT- TE 141599

**DESIGN OF EEG SYSTEM FOR UPPER LIMB SEGMENT
MOVEMENTS IDENTIFICATION BASED ON MOTOR
IMAGERY AS FES CONTROL COMMAND**

Johan Chandra
NRP 2212 100 038

Advisor
Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.

Department of electrical engineering
Faculty of Industrial Technology
Sepuluh Nopember Institute of Technology
Surabaya 2016



**RANCANG BANGUN SISTEM EEG UNTUK
MENGIDENTIFIKASI GERAKAN PADA UPPER
LIMB SEGMENT BERDASARKAN MOTOR
IMAGERY SEBAGAI PERINTAH KENDALI FES**

TUGAS AKHIR

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

Pada

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

Menyetujui:

Dosen/Pembimbing

Dr. Achmad Arifin, S.T., M.Eng.
NIP. 197103141997021001

**SURABAYA
JUNI, 2016**

ABSTRAK

Otak merupakan organ vital pada tubuh manusia yang berperan sebagai pusat kendali sistem saraf manusia. Sinyal yang dikeluarkan otak (EEG) mengandung berbagai informasi yang dapat dimanfaatkan pada teknologi BCI. Salah satu informasi yang dapat digunakan adalah informasi motorik baik mengenai *motor execution* maupun *motor imagery*. Pada penderita *stroke* yang mengalami kelumpuhan pada anggota gerak tubuhnya, informasi mengenai *motor imagery* dapat dimanfaatkan untuk aplikasi *Brain Computer Interface* terutama dalam rehabilitasi kelumpuhan anggota gerak pasien tersebut. Hal ini dikarenakan aktivitas otak secara motorik masih berfungsi terutama saat membayangkan gerakan atau saat akan menggerakkan anggota gerak tubuhnya. Tugas akhir ini bertujuan untuk merancang sistem instrumenasi EEG yang dapat menangkap sinyal EEG dengan baik yang dapat digunakan untuk mengidentifikasi informasi mengenai *motor imagery*. Sinyal EEG direkam dengan menggunakan rangkaian instrumenasi yang dirancang dengan total penguatan sebesar 23842 kali yang terbagi atas tiga tahapan penguatan, *low pass filter* dengan frekuensi *cutoff* sebesar 68 Hz, *high pass filter* dengan frekuensi *cutoff* sebesar 0.56 Hz, *notch filter* dengan frekuensi resonansi 50 Hz, serta rangkaian penjumlah tak membalik dengan tegangan *offset* 2 Volt. Hasil analisa dalam domain waktu-frekuensi pada 20 titik pada sistem EEG internasional 10-20 menunjukkan titik yang merepresentasikan aktivitas motorik pada rentang frekuensi alfa (7-13 Hz) adalah titik C3, C4, CZ, F4, dan F7. Dari perbandingan hasil motor *imagery* dan motor *execution*, didapatkan informasi saat terjadinya aktivitas motorik maka akan terjadi peningkatan atau penurunan *power spectrum* pada rentang frekuensi alfa (7-13 Hz) yang disebut *Event Related Desynchronization/ Event Related Synchronization*. Proses *thresholding* pada analisa non-stasioner menggunakan CWT digunakan untuk menghitung kemunculan *contour* pada saat terjadi aktivitas motorik. Hasil ekstraksi parameter perhitungan *mean* dan *power spectrum* pada band frekuensi alfa di titik C3 dan C4 digunakan untuk mengidentifikasi gerakan yang dibayangkan. Hasil uji selektivitas menunjukkan tingkat *sensitivity* rata-rata sebesar 61.77%, *specificity* 60.71%, dan *accuracy* sebesar 61.25%.

ABSTRACT

Brain is one of the most substantial organ of the human body, serves as the center of the nervous system. The EEG (Electroencephalogram) signal represents the electrical activity of the brain and consists of varied information which could be used in BCI system. Motoric information is one of which that shows promising performance towards BCI system, both information about motor execution and motor imagery. Generally, the motoric information such as motor imagery among stroke patients who suffers paralysis, an inability of a muscle to move, could be used for BCI system application, in limbs rehabilitation and therapy particularly. This is because the brain activity is working well especially when the subject imagine the limb movement. This final project aims to design a multichannel EEG circuit for EEG signal acquisition to identify the motor imagery information. The EEG signal is recorded using the circuit which is designed with the overall gain about 23842 divided into three stages, low pass filter which cutoff frequency set at 68 Hz, high pass filter is set at 0.56 Hz, 50 Hz notch filter, and a non-inverting adder amplifier which offset voltage set at 1 Volt. As a result, the signal plotting in time-frequency domain according to the 10-20 International System of EEG Placement shows that the locations which represent the motoric activity between the alpha waves (7-13 Hz) are C3, C4, CZ, F4, and F7 respectively. Furthermore, the results comparison between motor imagery and motor execution showing an increase and decrease of EEG signal power in alpha wave (7-13 Hz) which known as Event Related Desynchronization/ Event Related Synchronization. Thresholding technique used in non-stationary analysis using CWT method to count the contour while motoric activity occurred. The mean and alpha band spectral power calculation in C3 and C4 were obtained from the extraction parameter. These results were used to identify the imagery movement. The selectivity results shows that the mean sensitivity and specificity has been found as 61.77% and 60.71% respectively. The accuracy is calculated as 61.25%

DAFTAR ISI

LEMBAR PENGESAHAN	i
ABSTRAK	iii
<i>ABSTRACT</i>	v
KATA PENGANTAR	vii
DAFTAR ISI	ix
DAFTAR GAMBAR	xiii
DAFTAR TABEL	xix
BAB I	1
PENDAHULUAN	1
1.1. Latar Belakang	1
1.2. Perumusan Masalah	2
1.3. Tujuan Penelitian	2
1.4. Batasan Masalah	2
1.5. Metodologi Penelitian	3
1.6. Sistematika Penulisan	4
1.7. Relevansi	4
BAB II	5
TEORI PENUNJANG	5
2.1 Otak	5
2.2. EEG	7
2.2.1. Sinyal EEG	7
2.2.2. Jenis Gelombang Sinyal EEG	8
2.2.3. Perekaman Sinyal EEG	9
2.3. <i>Motor Imagery</i> dan <i>Motor Execution</i>	10
2.4. Instrumentasi EEG	11
2.4.1. Rangkaian Penguat Instrumenasi	11
2.4.2. Rangkaian penguat tak membalik	14
2.4.3. Filter Analog	15
2.4.3.1 Low Pass Filter	15
2.4.3.2 High Pass Filter	17
2.4.4. <i>Isolation Amplifier</i>	20
2.4.5. Rangkaian <i>Adder</i>	22
2.5. Filter Digital	23
2.6. Mikrokontroler ARM	27
2.6.1. <i>Analog-to-Digital Converter</i>	27
2.6.2. <i>Timer</i>	28
2.7 Analisa Domain Frekuensi	29

2.8 Analisa Non-Stasioner.....	29
BAB III.....	31
PERANCANGAN SISTEM.....	31
3.1. Diagram Blok Sistem	31
3.2. Perancangan Perangkat Keras	33
3.2.1. <i>Passive Filter</i>	33
3.2.2. <i>Protection Circuit</i>	33
3.2.3. <i>Instrumentation Amplifier</i>	34
3.2.4. <i>Main Amplifier</i>	35
3.2.5. <i>Band Pass Filter</i>	36
3.2.5.1. <i>Low Pass Filter</i>	36
3.2.5.2. <i>High Pass Filter</i>	37
3.2.6. <i>Variable Amplifier</i>	37
3.2.7. <i>Notch Filter</i>	38
3.2.8. <i>Isolation Amplifier</i>	39
3.2.9. <i>Non-Inverting Adder Amplifier</i>	40
3.3. Perancangan Perangkat Lunak.....	41
3.3.1. Perancangan Perangkat Lunak pada Mikrokontroler	41
3.3.2. Perancangan Perangkat Lunak pada PC.....	42
3.4. Subjek dan Prosedur Perekaman Sinyal EEG.....	53
3.4.1. Subjek	53
3.4.3. Prosedur Tasking saat Perekaman Data	54
3.4.4. Proses Identifikasi <i>Motor Imagery</i>	55
BAB IV.....	59
PENGUJIAN DAN ANALISIS	59
4.1. Pengujian Perangkat Keras	59
4.1.1. Pengujian <i>Instrumentation amplifier</i>	59
4.1.2. Pengujian <i>Main Amplifier</i>	61
4.1.3. Pengujian <i>Band Pass Filter</i>	62
4.1.3.1. <i>Low Pass Filter</i>	62
4.1.3.2. <i>High Pass Filter</i>	63
4.1.4. Pengujian <i>Variable Amplifier</i>	65
4.1.5 <i>Notch Filter</i>	66
4.1.6. Pengujian <i>Isolation Amplifier</i>	68
4.1.7. Pengujian <i>Adder Amplifier</i>	70
4.1.8. Pengujian Keseluruhan Sistem Instrumenasi EEG	71
4.1.9 Perbandingan Hasil Pengukuran Sinyal EEG pada Subjek dengan Perangkat Enobio	73
4.2 Pengujian dan Analisa Perangkat Lunak	75

4.2.1. Pengujian Sampling ADC dan Komunikasi Serial.....	75
4.2.2. Pengujian Proses Pra-Pengolahan Sinyal	77
4.3. Data Subjek.....	80
4.4 Proses Penentuan Channel dengan STFT	81
4.5 Perbandingan <i>Motor Execution</i> dengan <i>Motor Imagery</i>	87
4.6 Ekstraksi Parameter Time-Frequency saat <i>Motor Imagery</i>	99
4.7 Uji Selektifitas	103
BAB V	107
PENUTUP	107
5.1 Kesimpulan.....	107
5.2 Saran	108
DAFTAR PUSTAKA	109
LAMPIRAN A.....	111
LAMPIRAN B	113
LAMPIRAN C.....	121
LAMPIRAN D.....	129
LAMPIRAN E	137
RIWAYAT PENULIS	145

DAFTAR TABEL

Tabel 4. 1	Pengujian rangkaian <i>instrumentation amplifier</i>	60
Tabel 4. 2	Pengujian rangkaian <i>main amplifier</i>	61
Tabel 4. 3	Pengujian rangkaian <i>low pass filter</i>	63
Tabel 4. 4	Pengujian rangkaian <i>high pass filter</i>	64
Tabel 4. 5	Pengujian rangkaian <i>variable amplifier</i>	66
Tabel 4. 6	Pengujian rangkaian <i>notch filter</i>	67
Tabel 4. 7	Pengujian rangkaian <i>isolation amplifier</i>	69
Tabel 4. 8	Pengujian rangkaian <i>adder amplifier</i>	70
Tabel 4. 9	Data Subjek	81
Tabel 4. 10	Perbandingan Amplitudo Subjek 1 di titik C3 saat <i>Motor Execution</i>	89
Tabel 4. 11	Perbandingan Amplitudo Subjek 1 di titik C4 saat <i>Motor Execution</i>	90
Tabel 4. 12	Perbandingan MPF Subjek 1 saat <i>Motor Execution</i> .	90
Tabel 4. 13	Perbandingan Amplitudo Subjek 2 di titik C3 saat <i>Motor Execution</i>	90
Tabel 4. 14	Perbandingan Amplitudo Subjek 2 di titik C4 saat <i>Motor Execution</i>	91
Tabel 4. 15	Perbandingan MPF Subjek 2 saat <i>Motor Execution</i> .	91
Tabel 4. 16	Perbandingan Amplitudo Subjek 3 di titik C3 saat <i>Motor Execution</i>	91
Tabel 4. 17	Perbandingan Amplitudo Subjek 3 di titik C4 saat <i>Motor Execution</i>	92
Tabel 4. 18	Perbandingan MPF Subjek 3 saat <i>Motor Execution</i> .	92
Tabel 4. 19	Perbandingan Amplitudo Subjek 4 di titik C3 saat <i>Motor Execution</i>	92
Tabel 4. 20	Perbandingan Amplitudo Subjek 4 di titik C4 saat <i>Motor Execution</i>	93
Tabel 4. 21	Perbandingan MPF Subjek 4 saat <i>Motor Execution</i> .	93
Tabel 4. 22	Perbandingan Amplitudo Subjek 1 di titik C3 saat <i>Motor Imagery</i>	95
Tabel 4. 23	Perbandingan Amplitudo Subjek 1 di titik C3 saat <i>Motor Imagery</i>	95
Tabel 4. 24	Perbandingan MPF Subjek 1 saat <i>Motor Imagery</i>	96

Tabel 4. 25	Perbandingan Amplitudo Subjek 2 di titik C3 saat <i>Motor Imagery</i>	96
Tabel 4. 26	Perbandingan Amplitudo Subjek 2 di titik C4 saat <i>Motor Imagery</i>	96
Tabel 4. 27	Perbandingan MPF Subjek 2 saat <i>Motor Imagery</i>	97
Tabel 4. 28	Perbandingan Amplitudo Subjek 3 di titik C3 saat <i>Motor Imagery</i>	97
Tabel 4. 29	Perbandingan Amplitudo Subjek 3 di titik C4 saat <i>Motor Imagery</i>	97
Tabel 4. 30	Perbandingan MPF Subjek 3 saat <i>Motor Imagery</i>	98
Tabel 4. 31	Perbandingan Amplitudo Subjek 4 di titik C3 saat <i>Motor Imagery</i>	98
Tabel 4. 32	Perbandingan Amplitudo Subjek 4 di titik C4 saat <i>Motor Imagery</i>	98
Tabel 4. 33	Perbandingan MPF Subjek 4 saat <i>Motor Imagery</i>	99
Tabel 4. 34	Uji Selektivitas Subjek 1 Sesi 3	104
Tabel 4. 35	Sensitivitas, spesifisitas, dan akurasi pada tiap subjek..	106

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2. 1	Bagian-bagian pada otak ^[1]	6
Gambar 2. 2	Karakteristik Sinyal EEG ^[6]	8
Gambar 2. 3	Konfigurasi Bipolar (kiri) dan Konfigurasi Unipolar (kanan) ^[6]	10
Gambar 2. 4	Sistem internasional EEG 10-10 dan 10-20 (biru) ^[6]	10
Gambar 2. 5	Rangkaian Penguat Instrumenasi ^[15]	12
Gambar 2. 6	Perbandingan IC INA128 dengan 3 op-amp ^[9]	14
Gambar 2. 7	Rangkaian Penguat tak Membalik.....	15
Gambar 2. 8	Rangkaian <i>Low Pass Filter</i> -40dB/dec ^[15]	16
Gambar 2. 9	Rangkaian <i>High Pass Filter</i> -40 dB/dec ^[15]	18
Gambar 2. 10	Rangkaian <i>Twin T Notch Filter</i>	20
Gambar 2. 11	Rangkaian <i>Isolation Amplifier</i>	21
Gambar 2. 12	Rangkaian <i>Adder Amplifier</i> ^[15]	22
Gambar 2. 13	FIR Filter Orde 4	23
Gambar 2. 14	IIR Filter Orde 2 ^[14]	24
Gambar 2. 15	Sistem ADC STM32F407 ^[13]	27
Gambar 2. 16	Sistem Timer STM32F407 ^[13]	28
Gambar 3. 1	Diagram Blok Sistem	33
Gambar 3. 2	Rangkaian Penguat Instrumenasi	34
Gambar 3. 3	Rangkaian <i>Common Mode Rejection</i>	35
Gambar 3. 4	Rangkaian Non-Inverting Main Amplifier	35
Gambar 3. 5	Rangkaian <i>Low Pass Filter</i> -40 dB/dec	36
Gambar 3. 6	Rangkaian <i>High Pass Filter</i> -40 dB/dec	37
Gambar 3. 7	Rangkaian <i>Non-Inverting Variable Amplifier</i>	38
Gambar 3. 8	Rangkaian Notch Filter	39
Gambar 3. 9	Rangkaian Isolation Amplifier	40
Gambar 3. 10	Rangkaian Adder Amplifier	40
Gambar 3. 11	Diagram Alir Mikrokontroler.....	42
Gambar 3. 12	Source code DFT.....	45
Gambar 3. 13	Source code STFT	48
Gambar 3. 14	Source code CWT	52
Gambar 3. 15	Tampilan program analisis sinyal EEG dengan DFT, STFT, dan CWT	53
Gambar 3. 16	Tampilan program pengambilan sinyal EEG secara <i>real time</i>	53

Gambar 3. 17	Posisi penempatan elektroda pada system EEG 10-20 ^[7]	54
Gambar 3. 18	Proses Tasking pada Mode Ketiga ^[17]	55
Gambar 3. 19	Diagram alir menentukan parameter channel dan frekuensi sinyal	56
Gambar 3. 20	Diagram alir menentukan parameter pada proses identifikasi sinyal	57
Gambar 3. 21	Tampilan program pengidentifikasi motor imagery secara real time	57
Gambar 4. 1	Pengujian rangkaian instrumentation amplifier. Bagian kiri pengujian saat mode diferensial sedangkan bagian kanan pengujian saat mode common.	59
Gambar 4. 2	Pengujian rangkaian <i>main amplifier</i>	61
Gambar 4. 3	Grafik pengujian rangkaian <i>low pass filter</i>	62
Gambar 4. 4	Grafik pengujian rangkaian <i>high pass filter</i>	65
Gambar 4. 5	Pengujian rangkaian <i>variable amplifier</i>	65
Gambar 4. 6	Grafik pengujian rangkaian <i>notch filter</i>	66
Gambar 4. 7	Pengujian rangkaian <i>isolation amplifier</i>	68
Gambar 4. 8	Pengujian rangkaian <i>adder amplifier</i>	71
Gambar 4. 9	Pengujian sistem instrumenasi EEG secara keseluruhan pada scalp kepala subjek 1 saat relax. Bagian kiri adalah pengujian pada titik C3 sedangkan bagian kanan adalah pengujian pada titik C4.	72
Gambar 4. 10	Pengujian sistem instrumenasi EEG pada subjek 2 saat membuka dan menutup mata. Bagian atas adalah pengujian pada subjek 2 di titik C3 sedangkan bagian bawah adalah pengujian pada subjek 2 di titik C4.	72
Gambar 4. 11	Ilustrasi tasking mode kedua	73
Gambar 4. 12	Pengukuran sinyal EEG dan proses STFT pada titik C3 dengan Enobio Neuroelectric dari file 20160505223014_patient_01_01_ima. Garis hitam menunjukkan saat gerakan tangan kiri sedangkan garis putih saat gerakan tangan kanan.....	73
Gambar 4. 13	Plot sinyal pengukuran EEG pada titik C3 dalam domain frekuensi dengan DFT	74

Gambar 4. 14	Pengukuran sinyal EEG dan proses STFT pada titik C3 dengan rangkaian instrumen yang dirancang dari file 20160522_04_02_1. Garis hitam menunjukkan saat gerakan tangan kiri sedangkan garis putih saat gerakan tangan kanan.....	74
Gambar 4. 15	Plot sinyal pengukuran EEG pada titik C3 dalam domain frekuensi dengan DFT	75
Gambar 4. 16	Sinyal hasil ADC pada program yang dibuat. Bagian atas adalah sinyal hasil ADC sedangkan bagian bawah adalah plot DFT dari sinyal.	76
Gambar 4. 17	Tampilan sinyal function generator pada osiloskop.	76
Gambar 4. 18	Plot DFT dari sinyal pengujian ADC	76
Gambar 4. 19	Sinyal uji coba dengan variasi frekuensi pada sub program.	77
Gambar 4. 20	Plot sinyal dalam domain frekuensi pada bagian kiri, sedangkan plot sinyal dalam domain waktu-frekuensi.	78
Gambar 4. 21	Sinyal uji coba yang telah melalui proses filter digital dalam domain waktu.	78
Gambar 4. 22	Plot sinyal uji coba setelah melalui proses filter digital. Bagian kiri adalah plot DFT dalam domain frekuensi sedangkan bagian kanan adalah plot STFT dalam domain waktu-frekuensi.	79
Gambar 4. 23	Sinyal EEG hasil pengukuran pada titik C3 pada subjek 1. Bagian atas adalah plot sinyal dalam domain waktu sedangkan bagian bawah adalah plot sinyal dalam domain waktu-frekuensi.	79
Gambar 4. 24	Sinyal EEG hasil pengukuran pada titik C3 pada subjek 1 setelah melalui proses filter digital. Bagian atas adalah plot sinyal dalam domain waktu, sedangkan bagian bawah adalah plot sinyal dalam domain waktu-frekuensi.	80
Gambar 4. 25	Ilustrasi tasking mode kedua	81
Gambar 4. 26	Pengukuran sinyal EEG dan proses STFT pada titik C3 dengan Enobio Neuroelectric dari file 20160505223014_patient_01_03_ima. Garis hitam	

	menunjukkan saat gerakan tangan kiri sedangkan garis putih saat gerakan tangan kanan.....	82
Gambar 4. 27	Plot sinyal pengukuran EEG pada titik C3 dalam domain frekuensi dengan DFT.....	82
Gambar 4. 28	Pengukuran sinyal EEG dan proses STFT pada titik C4 dengan Enobio Neuroelectric dari file 20160505223014_patient_01_03_ima. Garis hitam menunjukkan saat gerakan tangan kiri sedangkan garis putih saat gerakan tangan kanan.....	83
Gambar 4. 29	Plot sinyal pengukuran EEG pada titik C4 dalam domain frekuensi dengan DFT.....	83
Gambar 4. 30	Pengukuran sinyal EEG dan proses STFT pada titik CZ dengan Enobio Neuroelectric dari file 20160505223014_patient_01_03_ima. Garis hitam menunjukkan saat gerakan tangan kiri sedangkan garis putih saat gerakan tangan kanan.....	84
Gambar 4. 31	Plot sinyal pengukuran EEG pada titik C4 dalam domain frekuensi dengan DFT.....	84
Gambar 4. 32	Pengukuran sinyal EEG dan proses STFT pada titik F7 dengan Enobio Neuroelectric dari file 20160505223014_patient_01_03_ima. Garis hitam menunjukkan saat gerakan tangan kiri sedangkan garis putih saat gerakan tangan kanan.....	85
Gambar 4. 33	Plot sinyal pengukuran EEG pada titik F7 dalam domain frekuensi dengan DFT.....	85
Gambar 4. 34	Pengukuran sinyal EEG dan proses STFT pada titik F4 dengan Enobio Neuroelectric dari file 20160505223014_patient_01_03_ima. Garis hitam menunjukkan saat gerakan tangan kiri sedangkan garis putih saat gerakan tangan kanan.....	86
Gambar 4. 35	Plot sinyal pengukuran EEG pada titik F7 dalam domain frekuensi dengan DFT.....	86
Gambar 4. 36	Pengukuran sinyal EEG dan proses CWT pada titik C3 dengan rangkaian instrumen yang dirancang dari file 20160425_01_01_1. Garis merah menunjukkan saat	

	subjek melakukan gerakan tangan kiri sedangkan garis hijau saat gerakan tangan kanan.....	88
Gambar 4. 37	Pengukuran sinyal EEG dan proses CWT pada titik C4 dengan rangkaian instrumen yang dirancang dari file 20160425_01_01_1. Garis merah menunjukkan saat subjek melakukan gerakan tangan kiri sedangkan garis hijau saat gerakan tangan kanan.....	89
Gambar 4. 38	Pengukuran sinyal EEG dan proses CWT pada titik C3 dengan rangkaian instrumen yang dirancang dari file 20160511_01_02_1. Garis hitam menunjukkan saat membayangkan gerakan tangan kiri sedangkan garis putih saat gerakan tangan kanan.....	94
Gambar 4. 39	Pengukuran sinyal EEG dan proses CWT pada titik C4 dengan rangkaian instrumen yang dirancang dari file 20160511_01_02_1. Garis hitam menunjukkan saat membayangkan gerakan tangan kiri sedangkan garis putih saat gerakan tangan kanan.....	94
Gambar 4. 40	Proses Tasking pada Mode Ketiga ^[17]	99
Gambar 4. 41	Pengujian subjek 2 di titik C3 saat gerakan kiri dari file 20160604_02_02_02_10.....	100
Gambar 4. 42	Pengujian subjek 2 di titik C4 saat gerakan kiri dari file 20160604_02_02_02_10.....	100
Gambar 4. 43	Pengujian subjek 2 di titik C3 saat gerakan kanan dari file 20160604_02_02_03_2.....	101
Gambar 4. 44	Pengujian subjek 2 di titik C4 saat gerakan kanan dari file 20160604_02_02_03_2.....	101
Gambar 4. 45	Kemunculan <i>contour</i> saat <i>tasking motor imagery</i> pada subjek 1	102
Gambar 4. 46	Kemunculan <i>contour</i> saat <i>tasking motor imagery</i> pada subjek 2	102
Gambar 4. 47	Tingkat <i>sensitivity</i> dan <i>specificity</i> pada subjek 1	106
Gambar 4. 48	Tingkat <i>sensitivity</i> dan <i>specificity</i> pada subjek 2	106

BAB I

PENDAHULUAN

1.1. Latar Belakang

Otak merupakan salah satu organ vital pada tubuh manusia. Otak memegang peranan penting sebagai pusat kendali segala aktivitas pada tubuh manusia^[1]. Sebagai sistem saraf pusat, terdapat 2 jenis informasi utama pada otak yaitu, informasi sensorik dan motorik.

Stroke merupakan salah satu penyakit berbahaya yang menyebabkan fungsi otak terganggu akibat terhambatnya suplai darah ke otak. Setiap tahun angka kejadian penyakit *stroke* terus meningkat tajam. Saat ini Indonesia merupakan negara dengan jumlah penderita *stroke* terbesar di Asia. Pasca terjadinya *stroke*, seseorang biasanya mengalami kelumpuhan pada anggota tubuhnya, terutama anggota gerak tubuh seperti tangan dan kaki. Meski demikian, sinyal kelistrikan atau aktivitas di otak secara motorik masih berfungsi dengan baik terutama saat membayangkan gerakan atau saat akan menggerakkan anggota gerak tubuhnya^[2]. Informasi berupa sinyal kelistrikan pada otak/*Electroencephalogram* ini dapat dimanfaatkan untuk aplikasi *Brain Computer Interface* terutama dalam rehabilitasi kelumpuhan anggota gerak pasien tersebut.

Langkah yang dapat dilakukan untuk mengembalikan fungsi motorik anggota gerak pada pasien *stroke* dapat dilakukan dengan penggunaan *Functional Electrical Stimulation*. Sistem rehabilitasi dengan FES yang ada saat ini dapat disempurnakan dengan adanya *control command* dari pasien untuk menentukan kontrol gerakan FES. *Control command* ini bisa didapatkan menggunakan teknologi BCI dengan memanfaatkan informasi motorik pada sinyal EEG dari pasien^[3]. Saat pasien menghendaki gerakan pada anggota gerak tertentu, maka sinyal EEG dapat diidentifikasi pada bagian *Motor Area* yang aktif seperti, *Primary Motor Cortex*, *Supplementary Motor Area*, dan *Premotor Cortex*^[4].

Dengan menganalisa sinyal EEG pada *Motor Area*, akan didapatkan informasi mengenai *Motor Imagery*. Dari proses ini, sinyal EEG diproses dan diekstrak untuk mendapatkan parameter-parameter yang dapat digunakan untuk mengidentifikasi gerakan yang dibayangkan subjek. Dengan demikian, informasi mengenai bayangan gerakan kiri/ kanan dapat diidentifikasi dan dimanfaatkan pada kontrol *Functional Electrical Stimulation*. Informasi tersebut digunakan untuk mengontrol

FES untuk merangsang pergerakan pada anggota gerak tubuh yang dikehendaki pasien.

Tugas Akhir ini membahas mengenai identifikasi *Motor Imagery* pada sinyal EEG saat subjek membayangkan gerakan kiri dan kanan pada *upper limb segment*. Informasi yang diperoleh tersebut dapat dimanfaatkan sebagai *control command* pada sistem BCI untuk restorasi fungsi motorik dari pasien pasca stroke yang mengalami kelumpuhan pada anggota gerak. Dengan demikian, diharapkan proses rehabilitasi anggota gerak pada tubuh pasien pasca *stroke* dapat berjalan lancar dan fungsi restorasi berjalan maksimal.

1.2. Perumusan Masalah

Permasalahan yang akan dibahas dalam tugas akhir ini adalah :

1. Merancang rangkaian instrumenasi dan filter untuk menangkap sinyal EEG dengan baik.
2. Penentuan peletakan elektroda yang tepat pada motor area agar didapatkan informasi mengenai *motor imagery*.
3. Penggunaan metode yang tepat untuk pengolahan sinyal EEG agar diperoleh parameter yang tepat untuk proses identifikasi bayangan gerakan pada *upper limb segment*.
4. Penggunaan parameter yang tepat untuk mengidentifikasi bayangan gerakan pada *upper limb segment*.

1.3. Tujuan Penelitian

Tujuan dari penelitian tugas akhir ini adalah :

1. Menghasilkan rangkaian instrumenasi untuk menangkap sinyal EEG berbasis ARM dengan baik.
2. Menemukan peletakan elektroda yang tepat pada *motor area* agar didapatkan informasi mengenai *motor imagery*.
3. Mendapatkan parameter yang tepat untuk mengidentifikasi bayangan gerakan pada *upper limb segment* berdasarkan informasi *motor imagery*.
4. Mendapatkan hasil identifikasi bayangan gerakan pada *upper limb segment* berdasarkan parameter yang didapatkan.

1.4. Batasan Masalah

Batasan masalah dalam penelitian ini adalah :

1. Subjek penelitian berusia 20 hingga 22 tahun.

2. Selama proses perekaman, subjek berada pada posisi yang sama, yaitu duduk bersandar dalam kondisi *relax* dan diberi *tasking* yang sama.
3. Informasi motorik yang digunakan adalah informasi *motor imagery* pada *upper limb segment* dengan bayangan gerakan mengangkat tangan kiri/kanan.

1.5. Metodologi Penelitian

Metodologi pada pembuatan Tugas Akhir ini adalah :

1. Studi Literatur

Tahap ini meliputi studi mengenai dasar teori yang dapat mendukung realisasi Tugas Akhir. Dasar teori yang digunakan akan diambil dari buku, jurnal terpublikasi, *paper*, *proceeding*, artikel, dan sumber terpercaya lain.

2. Perancangan Sistem

Secara garis besar, tahap perancangan meliputi perancangan *hardware* dan *software*. Perancangan *hardware* dirancang untuk merekam sinyal EEG dan perancangan *software* untuk pengolahan dan proses identifikasi sinyal EEG.

3. Pengujian Sistem

Tahap pengujian sistem merupakan tahap penting dalam pembuatan alat untuk mengetahui apakah alat yang dibuat telah bekerja dengan baik sesuai ekspektasi. Pengujian alat secara keseluruhan melibatkan rancangan *hardware*, *software*, dan integrasi keduanya.

4. Pengolahan Data dan Identifikasi

Dari data sinyal EEG yang telah diperoleh, kemudian dilakukan proses pengolahan sinyal untuk mendapatkan informasi mengenai *motor imagery*. Kemudian, proses identifikasi dilakukan untuk mengidentifikasi gerakan kiri/kanan dari sinyal.

5. Penulisan Laporan Tugas Akhir

Penulisan laporan dilakukan sebagai kesimpulan dari hasil pembuatan dan pengujian alat. Kesimpulan menjadi jawaban akan permasalahan yang dianalisa, sedangkan saran yang diberikan dapat menjadi masukan untuk pengembangan lebih lanjut.

1.6. Sistematika Penulisan

Laporan tugas akhir ini disusun dengan sistematika sebagai berikut :

- Bab I Pendahuluan
Bab ini membahas latar belakang, perumusan masalah, tujuan penelitian, batasan masalah, metodologi penelitian, sistematika penulisan, dan relevansi.
- Bab II Dasar Teori
Bab ini membahas tentang teori penunjang dan literatur yang berguna bagi tugas akhir ini.
- Bab III Perancangan Alat
Bab ini membahas tentang perancangan sistem EEG secara keseluruhan baik secara perangkat keras maupun secara perangkat lunak.
- Bab IV Pengujian Alat
Bab ini membahas mengenai hasil pengujian dari sistem yang dirancang baik secara independen di tiap blok sistem maupun sistem secara keseluruhan.
- Bab V Penutup
Bab ini membahas mengenai kesimpulan yang diperoleh dari pembuatan tugas akhir serta saran untuk pengembangan ke depan.

1.7. Relevansi

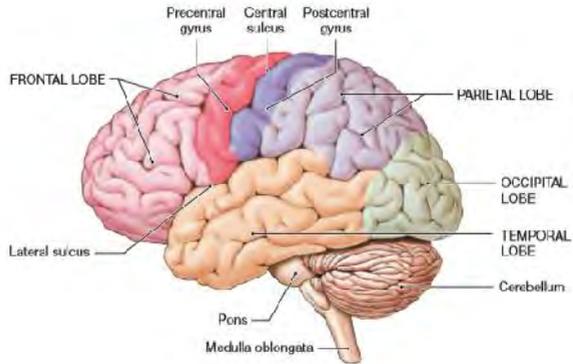
Hasil dari tugas akhir ini diharapkan dapat memberikan manfaat untuk pengembangan terapi menggunakan *Functional Electrical Stimulation* berbasis sinyal EEG serta pengembangan aplikasi BCI lain yang memanfaatkan sinyal EEG.

BAB II TEORI PENUNJANG

2.1 Otak

Otak merupakan organ vital pada tubuh manusia yang terletak di rongga kepala. Otak sebagai pusat sistem saraf memegang peranan penting pada sistem saraf manusia. Terdapat 3 komponen penyusun utama pada otak yaitu *cerebrum*, *cerebellum*, dan batang otak seperti pada Gambar 2.1.

- *Cerebrum*/ Otak besar yang sering disebut juga dengan Cerebral Cortex terdiri dari 5 lobus yaitu, *Frontal Lobe*, *Parietal Lobe*, *Temporal Lobe*, *Occipital Lobe*, dan *Central Sulcus*. *Cerebrum* memiliki hubungan erat dengan kemampuan berpikir, logika, analisa, kesadaran, bahasa, perencanaan, memori dan visual.
 - *Frontal Lobe*
Lobus *Frontal* merupakan bagian paling depan dari otak besar. Lobus ini berkaitan dengan kemampuan motorik, kognitif, perencanaan, penyelesaian masalah, kreativitas, control perasaan, dan kemampuan bahasa.
 - *Parietal Lobe*
Lobus *Parietal* berada di tengah otak besar, persis di belakang lobus frontal. Lobus ini memiliki kaitan dengan proses sensor perasaan seperti tekanan, sentuhan, dan rasa sakit
 - *Occipital Lobe*
Lobus *Occipital* berada di bagian paling belakang dari otak besar, di belakang lobus parietal. Lobus ini berhubungan dengan kemampuan visualisasi yang memungkinkan manusia untuk menginterpretasikan objek di sekitarnya yang tertangkap oleh retina mata
 - *Temporal Lobe*
Lobus *Temporal* berada di bagian bawah dari otak besar. Lobus ini memiliki hubungan dengan kemampuan auditori serta pengertian informasi
Secara fisiologi, *cerebral cortex* terbagi menjadi beberapa area, yaitu *motor area*, *sensory area*, dan *association area*
 - *Motor area*
Motor area merupakan bagian pada *cerebral cortex* yang terdapat pada bagian kiri dan kanan dari *cortex*.



Gambar 2. 1 Bagian-bagian pada otak^[1]

Terdapat area vital pada *motor area* yang berkaitan dengan aktivitas motorik, yaitu *primary motor cortex*, *supplementary motor area*, dan *premotor cortex*. *Primary motor cortex* berkaitan dengan eksekusi dari pergerakan sadar, sedangkan *supplementary motor area* dan *premotor cortex* berkaitan dengan perencanaan pergerakan sadar

- *Sensory area*
Sensory area merupakan bagian pada *cerebral cortex* yang menerima serta memproses informasi dari reseptor. Informasi mengenai *somatic sensory* dari penglihatan, auditori, serta sentuhan berkaitan erat dengan *primary visual cortex*, *primary auditory cortex*, dan *primary somatosensory cortex*.
- *Association area*
Association area merupakan area yang berfungsi menerima dan menganalisa informasi yang didapatkan dari berbagai area baik motorik maupun sensorik. Tiap area pada *association area* memiliki peran tersendiri seperti, *somatic sensory association area*, *visual association area*, dan *auditori association area*. *Somatic motor association area* atau *premotor cortex* memiliki peran dalam koordinasi gerakan yang diperelajari. Ketika terdapat gerakan, instruksi mengenai

gerakan tersebut disampaikan ke *primary motor cortex* oleh *premotor cortex*. Apabila terjadi pengulangan gerakan, maka stimulasi tersebut akan tersimpan pada *premotor cortex*.

- *Cerebellum*/ Otak kecil yang terletak di bagian belakang kepala memiliki fungsi penting dalam control posisi tubuh, keseimbangan, gerakan tubuh, serta koordinasi otot.
- Batang otak terdiri dari *Mesencephalon*/ Otak tengah, *Medulla Oblongata*, dan *Pons*. Batang otak mengatur fungsi dasar dari manusia seperti proses pernapasan, pencernaan, denyut jantung, dan suhu tubuh.
 - *Mesencephalon*
Otak Tengah terletak pada bagian *rostral* pada batang otak meliputi *tectum* dan *tegmentum*. Otak tengah memiliki peranan dalam hal visualisasi, auditori, gerakan mata, serta gerakan tubuh. Bagian *anterior* pada *mesencephalon* memiliki tangkai otak yang berperan vital dalam hal fungsi motorik
 - *Medulla Oblongata*
Medulla Oblongata merupakan bagian terbesar pada batang otak dan menghubungkan otak dengan *spinal cord*. *Medulla Oblongata* berfungsi untuk menjaga fungsi vital pada tubuh seperti detak jantung, tekanan darah, pencernaan dan pernapasan.
 - *Pons*
Pons merupakan penghubung antara *cerebellum* dengan batang otak. *Pons* memiliki peran dalam kontrol motorik dan analisis sensorik. Selain itu, *pons* memiliki bagian penting pada tingkat kesadaran. Beberapa struktur pada *pons* memiliki ikatan dengan otak kecil yang terlibat dengan gerakan serta postur pada tubuh

2.2. EEG

Aktivitas pada otak manusia dapat dianalisa dengan mengamati sinyal EEG/ kelistrikan pada otak.

2.2.1. Sinyal EEG

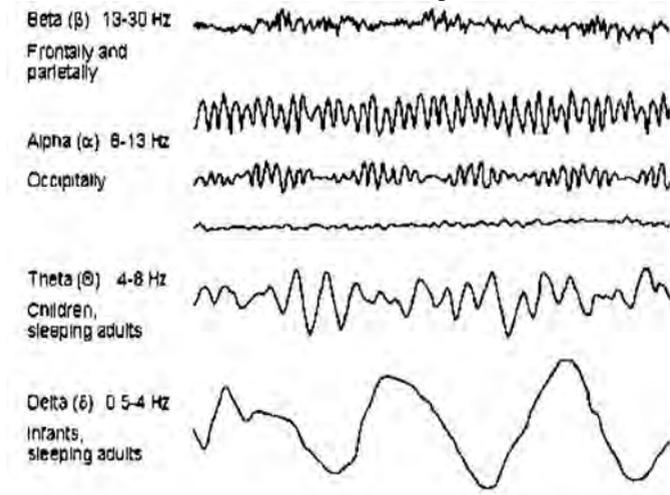
Sinyal EEG dapat diukur dengan cara menempatkan elektroda secara

non-invasive pada kulit kepala atau secara *invasive* pada korteks. Amplitudo sinyal EEG pada subjek normal memiliki rentang 10-100 μV menggunakan elektroda pada kulit kepala.

2.2.2. Jenis Gelombang Sinyal EEG

Berdasarkan rentang frekuensi, gelombang pada otak manusia dibedakan menjadi 5, yaitu *delta* (0-4 Hz), *teta* (4-8 Hz), *alpha* (8-13 Hz), *beta* (13-30Hz), dan *gamma* (30-70 Hz) seperti pada Gambar 2.2.

- Gelombang *delta* memiliki rentang frekuensi 0-4 Hz dengan amplitudo cukup besar sekitar 75-200 μV dan menunjukkan koherensi kuat di seluruh permukaan kulit kepala. Gelombang delta sering ditemui saat subjek tidur nyenyak (*Deep Sleep*) atau proses yang tidak normal.
- Gelombang *teta* memiliki rentang frekuensi 4-8 Hz dengan amplitudo yang cukup tinggi berbentuk gigi gergaji. Gelombang ini dapat terjadi saat subjek berada pada kondisi emosi atau kondisi kognitif lainnya. Pada anak-anak, gelombang ini berperan penting pada masa pertumbuhan. Pada orang dewasa, aktivitas gelombang teta yang tinggi merujuk pada ketidaknormalan aktivitas atau kelainan pada otak.



Gambar 2. 2 Karakteristik Sinyal EEG^[6]

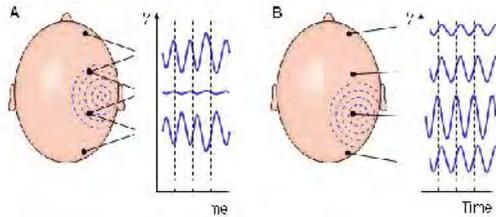
- Gelombang *alpha* memiliki rentang frekuensi 8-13 Hz. Gelombang ini dominan pada bagian posterior kepala dan dapat diamati saat subjek sedang dalam keadaan rileks dengan mata tertutup dan bersumber pada bagian lobus occipital.
- Gelombang *beta* memiliki rentang frekuensi lebih luas pada 13-30 dengan amplitudo yang lebih rendah dibandingkan dengan gelombang *alpha*. Gelombang *beta* menunjukkan tingkat konsentrasi subjek yang meningkat/ keadaan fokus. Gelombang beta akan meningkat terutama saat subjek dalam keadaan fokus memperhatikan sesuatu
- Gelombang *gamma* memiliki rentang frekuensi 30-70 Hz dan dapat ditemukan hampir diseluruh bagian otak. Gelombang ini berkaitan dengan pengolahan informasi serta daya ingat seseorang

2.2.3. Perekaman Sinyal EEG

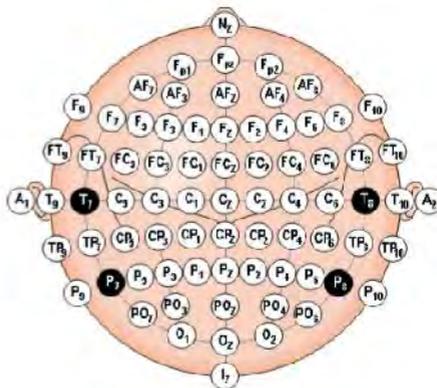
Perekaman sinyal EEG merupakan perekaman beda potensial listrik pada scalp kepala manusia. Beda potensial direkam dengan menggunakan elektroda yang dapat membaca arus *ionic* pada permukaan kulit kepala dan mengubah menjadi arus listrik pada kabel konduktor. Perekaman sinyal EEG dengan metode *invasive* dapat dilakukan dengan menggunakan elektroda khusus sejenis jarum yang ditanam pada permukaan otak melalui operasi. Sedangkan dengan metode *non-invasive*, perekaman sinyal EEG dapat dilakukan dengan menggunakan elektroda yang dipasang pada *scalp*. Elektroda yang digunakan pada scalp dibedakan menjadi *dry electrode* dan *wet electrode*.

Terdapat dua cara dalam pengambilan data beda potensial yaitu dengan konfigurasi *unipolar* dan *bipolar* seperti pada Gambar 2.3. Pada konfigurasi *unipolar*, tegangan referensi yang digunakan adalah satu titik sebagai tegangan referensi. Biasanya titik yang digunakan adalah pada cuping telinga (A1/A2). Sedangkan pada konfigurasi *bipolar*, dua elektroda diletakkan pada titik yang diinginkan pada *scalp*, kemudian kedua elektroda tersebut dihubungkan dengan *amplifier*.

Proses perekaman sinyal EEG tidak lepas dari teknik pemasangan elektroda yang tepat pada *scalp* kepala. Terdapat dua konfigurasi yang umum digunakan dalam pemasangan elektroda EEG sesuai standar internasional yaitu EEG 10-20 dan EEG 10-10 seperti pada Gambar 2.4. Pada sistem internasional 10-20, terdapat 21 titik yang dapat digunakan tersebar pada seluruh *scalp*



Gambar 2. 3 Konfigurasi Bipolar (kiri) dan Konfigurasi Unipolar (kanan)^[6]



Gambar 2. 4 Sistem internasional EEG 10-10 dan 10-20 (biru) ^[6]

kepala. Konfigurasi system EEG 10-20 merupakan konfigurasi paling umum digunakan karena lebih sederhana dan cukup memberikan informasi penting mengenai aktivitas motorik dan sensorik pada otak. Sedangkan pada sistem internasional 10-10, terdapat 128 titik yang dapat digunakan. Konfigurasi 10-10 lebih sering digunakan untuk analisa lebih rinci mengenai sinyal EEG di titik spesifik pada kepala.

2.3. Motor Imagery dan Motor Execution

Motor Imagery merupakan representasi dari proses kognitif saat subjek membayangkan sebuah gerakan dengan anggota gerak tubuhnya dalam pikiran tanpa menggerakkan anggota gerak tubuhnya. Sedangkan

motor execution merupakan proses eksekusi motorik atau menggerakkan anggota gerak tubuh sesungguhnya.

Pada saat terjadi *motor imagery*, beberapa studi menunjukkan bahwa sistem *cortical sensorimotor* akan aktif. Pada eksperimen lain, selama eksekusi gerakan dan pengimajinasian beberapa area motorik pada otak seperti *Premotor Cortex*, *Cerebellum*, *Premotor Cortex*, *Supplementary Motor Area (SMA)*, *basal ganglia* terlihat terdapat aktivitas. Pada sistem EEG 10-20, beberapa area motorik pada otak seperti *Supplementary Motor Area*, *Prefrontal Area*, dan *Premotor Cortex* ketika terjadi *Motor Execution* maupun *Motor Imagery* direpresentasikan oleh beberapa titik seperti C3, C4, CZ, C1, C2, FC3, FC4, P1, P2, F1, F2

Pemanfaatan bidang medis, motor imagery dapat dimanfaatkan terutama pada pasien yang memiliki keterbatasan fisik akibat *stroke*, cedera, amputasi. Pada studi yang membandingkan fisioterapi konvensional dengan fisioterapi yang dikombinasikan dengan latihan *motor imagery* dari tangan pada pasien stroke subacute hingga kronis menunjukkan peningkatan lebih besar pada fungsi tangan apabila terdapat proses pelatihan *motor imagery* (Lotze, 2006). Selain itu, *Motor Imagery* diketahui memiliki kaitan erat dengan pelemahan amplitudo dalam domain waktu pada gelombang *alfa* dan *beta*, sering dikenal dengan *Event Related Desynchronization*. Informasi mengenai *Event Related Desynchronization* maupun *Event Related Synchronization* dapat dimanfaatkan pada teknologi BCI (*Brain Computer Interface*). Channel yang digunakan pada beberapa studi mengenai ekstraksi *Motor Imagery* berdasarkan sistem EEG internasional 10-20 adalah titik C3, C4, dan CZ.

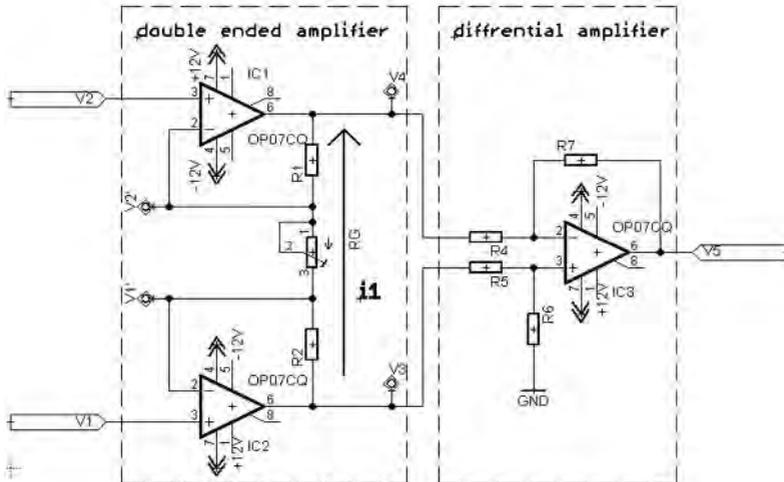
2.4. Instrumentasi EEG

Instrumenasi EEG terdiri dari beberapa bagian yang terdiri dari rangkaian penguat instrumenasi, rangkaian filter, rangkaian penguat tak membalik, rangkaian penguat isolasi, dan rangkaian penjumlah tak membalik

2.4.1. Rangkaian Penguat Instrumenasi

2.4.1.1. Teori rangkaian penguat instrumenasi

Penguat instrumenasi adalah penguat differensial dengan impedansi input yang tinggi dan output tunggal. Penguat instrumenasi banyak digunakan untuk memperkuat sinyal differensial yang sangat kecil. Penguat instrumenasi memiliki resistor feedback/ umpan balik internal yang terisolasi dari terminal input secara efektif.



Gambar 2.5 Rangkaian Penguat Instrumenasi^[15]

eksternal sebagai penghubung antara terminal output dengan terminal input untuk mendapatkan penguatan loop tertutup.

Penguat instrumenasi memiliki sebuah parameter penting yaitu *Common Mode Rejection Ratio (CMRR)*. CMRR merupakan tingkat reduksi sinyal yang sama pada kedua sisi input. Secara teori, CMRR dituliskan sebagai perbandingan antara penguat differensial dengan penguat *common*. Idealnya, sebuah penguat instrumenasi memiliki CMRR tak hingga. Pada kenyataannya, CMRR pada op-amp berkisar antara 40-200 dB. Sinyal noise masuk pada sisi input dengan amplitudo yang sama, sehingga dengan nilai CMRR yang tinggi, sinyal noise akan semakin kecil. Saat sinyal masukan pada input negatif sama dengan input positif, maka idealnya tegangan keluarannya sama dengan nol volt.

Rangkaian penguat instrumenasi terdiri dari dua buah rangkaian yaitu rangkaian *double ended amplifier* dan penguat differensial seperti pada Gambar 2.5.

Dapat dianalisa seperti berikut dengan asumsi tegangan V_1 lebih positif dari V_2 . Karena adanya karakteristik *virtual ground* pada op-amp, maka

$$V'_1 = V_1, V'_2 = V_2$$

Adanya beda potensial antara V_1 dan V_2 menimbulkan arus i_1 yang mengalir antara V_3 dan V_4 ,

$$i_1 = \frac{V_1 - V_2}{RG} \quad (2.1)$$

$$V_3 - V_4 = i_1 \cdot (R_1 + R_2 + RG) \quad (2.2)$$

Dari Persamaan (2.1) dan (2.2), maka jika disubstitusi menjadi,

$$\frac{V_3 - V_4}{V_1 - V_2} = \frac{R_1 + R_2 + RG}{RG} \quad (2.3)$$

Jika nilai $R_1 = R_2 = R$, maka Persamaan (2.3) menjadi

$$\frac{V_3 - V_4}{V_1 - V_2} = \frac{2R}{RG} + 1 \quad (2.4)$$

Output dari rangkaian *double ended amplifier* adalah input bagi penguat rangkaian differential, persamaan pada penguat differential dapat dituliskan:

$$V_5 = V_5|_{V_3} + V_5|_{V_4} \quad (2.5)$$

$$V_5|_{V_3} = \left(\frac{R_7}{R_4} + 1\right) \cdot \left(\frac{R_5}{R_5 + R_6} \cdot V_3\right) \quad (2.6)$$

$$V_5|_{V_4} = -\left(\frac{R_7}{R_4} \cdot V_4\right) \quad (2.7)$$

Dari Persamaan (2.5), (2.6), dan (2.7), maka

$$V_5 = \left[\left(\frac{R_7}{R_4} + 1\right) \cdot \left(\frac{R_5}{R_5 + R_6} \cdot V_3\right)\right] - \left[\frac{R_7}{R_4} \cdot V_4\right] \quad (2.8)$$

Jika $R_4 = R_5 = R_6 = R_7 = R$, dari Persamaan (2.8) menjadi:

$$V_5 = V_3 - V_4 \quad (2.9)$$

Persamaan (2.9) kembali disubstitusikan dengan Persamaan (2.4) untuk mendapatkan hubungan input-ouput dari penguat instrumenasi:

$$V_5 = \left(\frac{2R}{R_G} + 1 \right) \cdot (V_1 - V_2) \quad (2.10)$$

2.4.1.2. IC INA128

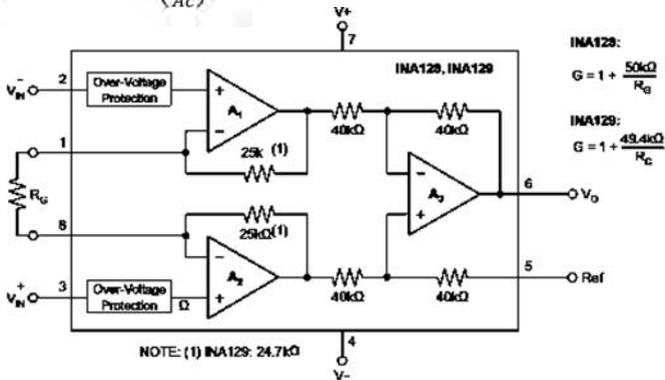
INA128 merupakan IC penguat instrumenasi yang dibuat berdasarkan rangkaian penguat instrumenasi 3 op-amp seperti pada Gambar 2.6.

IC penguat instrumenasi ini memiliki spesifikasi yang sangat baik sebagai sebuah penguat instrumenasi. IC ini memerlukan resistor eksternal R_G untuk mengatur penguatan dengan rentang 1 hingga 10000 kali. Persamaan untuk menghitung penguatan didapatkan berdasarkan nilai resistansi resistor eksternal R_G :

$$G = 1 + \frac{50K}{R_G} \quad (2.11)$$

Selain itu, parameter lain yang penting digunakan dalam penggunaan perangkat instrumenasi adalah *Common Mode Rejection Ratio* (CMRR). CMRR adalah rasio penguatan saat mode differensial (A_d) dengan penguatan saat mode *common* (A_c). Persamaan untuk menghitung CMRR adalah :

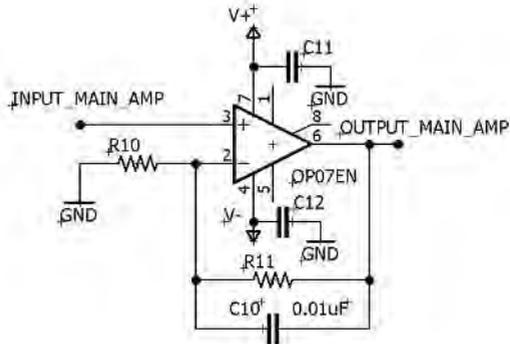
$$CMRR = 20 \cdot \log_{10} \left(\frac{A_d}{A_c} \right) \quad (2.12)$$



Gambar 2. 6 Perbandingan IC INA128 dengan 3 op-amp^[9]

2.4.2. Rangkaian penguat tak membalik

Rangkaian penguat tak membalik berfungsi untuk menguatkan amplitudo tegangan tanpa membalik polaritas tegangan seperti pada Gambar 2.7. Sehingga tegangan keluaran dari rangkaian memiliki



Gambar 2. 7 Rangkaian Penguat tak Membalik polaritas yang sama dengan tegangan masukannya. Penguatan dari rangkaian ini didapatkan dari perbandingan R_f dan R_i .

Dengan $R_f = R_{11}$ dan $R_i = R_{10}$, didapatkan persamaan tegangan keluar dari persamaan :

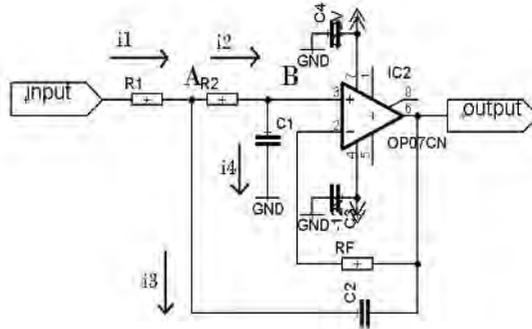
$$V_o = \left(1 + \frac{R_{11}}{R_{10}}\right) \cdot V_i \quad (2.13)$$

2.4.3. Filter Analog

Sinyal EEG memiliki amplitudo yang sangat kecil sehingga sangat rentan terhadap interferensi sinyal lain. Oleh karena itu, sinyal-sinyal interferensi tersebut perlu diredam dengan menggunakan rangkaian filter. Filter digunakan untuk melewatkan sinyal dengan range frekuensi tertentu dan meredam sinyal di luar batas frekuensi yang telah ditentukan. Proses filtering terhadap sinyal berfrekuensi tinggi dapat meredam interferensi dari sinyal jala-jala listrik serta distorsi dari sinyal otot. Sedangkan proses filtering pada frekuensi lebih rendah digunakan untuk meredam interferensi dari pergerakan elektroda serta komponen DC. Proses filtering menggunakan rangkaian analog terdiri atas *low pass filter*, *high pass filter*, dan *notch filter*.

2.4.3.1 Low Pass Filter

Low pass filter berfungsi meredam sinyal dengan frekuensi tinggi diatas frekuensi *cutoff* dan melewatkan sinyal di bawah frekuensi *cutoff*. Desain rangkaian yang digunakan pada gambar 2.8 sebagai *low pass filter* adalah *butterworth orde 2*.



Gambar 2. 8 Rangkaian *Low Pass Filter* -40dB/dec^[15]

Tegangan output diumpankan balik pada titik masukan negatif melalui RF dari pada titik A melalui C2. Idealnya tegangan antara selisih terminal RF input op-amp adalah nol, sehingga tegangan output juga sama dengan tegangan pada input negatif dan input positif opamp.

Hukum kirchoff 1 (hukum arus) pada titik A dan pada titik B adalah:

Pada titik A: $i_1 = i_2 + i_3$

Pada titik B: $i_2 = i + i_4 = i_4$

Tegangan V_o sama dengan V_B sehingga:

$$i_4 \approx \frac{V_B}{\frac{1}{j\omega C_1}} = V_B \cdot j \cdot \omega \cdot C_1 = j \cdot \omega \cdot C_1 \cdot V_o \quad (2.14)$$

$$i_2 = \frac{V_A - V_B}{R_2} = \frac{V_A - V_o}{R_2} \quad (2.15)$$

$$i_2 = i_4 = j \cdot \omega \cdot C_1 \cdot V_o \quad (2.16)$$

$$\frac{V_A - V_o}{R_2} = j \cdot \omega \cdot C_1 \cdot V_o \quad (2.17)$$

$$V_A = V_o + j \cdot \omega \cdot C_1 \cdot R_2 \cdot V_o \quad (2.18)$$

$$i_3 \approx \frac{V_A - V_o}{\frac{1}{j\omega C_2}} = (V_A - V_o) \cdot j \cdot \omega \cdot C_2 \quad (2.19)$$

$$i_3 = (V_o + j \cdot \omega \cdot C_1 \cdot R_2 \cdot V_o - V_o) \cdot j \cdot \omega \cdot C_2 \quad (2.20)$$

$$i_3 = -\omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_2 \cdot V_o \quad (2.21)$$

$$i_1 = i_2 + i_3 \quad (2.22)$$

$$\frac{V_i - V_A}{R_1} = j \cdot \omega \cdot C_1 \cdot V_O + (-\omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_2 \cdot V_O) \quad (2.23)$$

$$V_i = V_A + j \cdot \omega \cdot C_1 \cdot V_O - \omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_2 \cdot V_O \quad (2.24)$$

$$V_i = V_O [1 - \omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2 + j \cdot \omega \cdot C_1 \cdot (R_1 + R_2)] \quad (2.25)$$

Sehingga,

$$\frac{V_O}{V_i} = \frac{1}{1 - \omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2 + j \cdot \omega \cdot C_1 \cdot (R_1 + R_2)} \quad (2.26)$$

Pada LPF -40db/dec bahwa pada $\omega = \omega_c$ maka nilai penguatan

$$\left| \frac{V_O}{V_i} \right| = \frac{1}{\sqrt{2}} = 0.707$$

Dan sudut padanya sama dengan -90° . Supaya menghasilkan sudut $+90^\circ$ maka nilai $1 - \omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2 = 0$ atau

$$\omega_c = \frac{1}{\sqrt{C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2}} \quad (2.27)$$

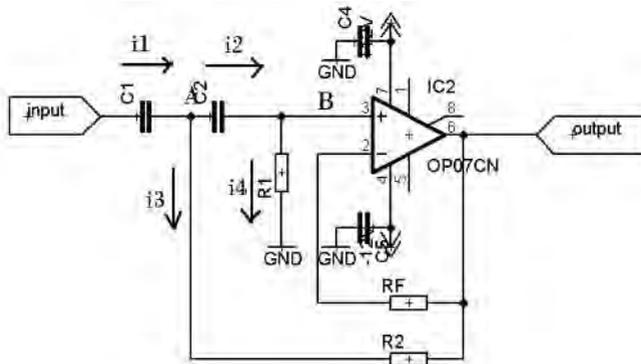
Dengan nilai $R_1 = R_2 = R$ dan $C_1 = C_2 = C$, maka penurunan rumus untuk mencari *frekuensi cutoff* dari filter *low pass* adalah :

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (2.28)$$

2.4.3.2 High Pass Filter

High pass filter berfungsi meredam sinyal dengan frekuensi rendah dibawah frekuensi *cutoff* dan melewatkan sinyal di atas frekuensi *cutoff*. Desain rangkaian yang digunakan pada gambar 2.9 sebagai *high pass filter* adalah *butterworth* orde 2.

Tegangan output (V_o) simpan balikkan pada titik masukan negatif melalui R_f dan pada titik A melalui R_2 . Jika op-amp ideal maka tegangan selisih antara input positif dan negatif op-amp adalah nol volt, sehingga tegangan V_o sama dengan input positif dan sama dengan negatif op-amp.



Gambar 2. 9 Rangkaian *High Pass Filter* -40 dB/dec^[15]

Hukum kirchoff I yang berlaku pada titik A dan B adalah:

Pada titik A: $i_1 = i_2 + i_3$

Pada titik B: $i_1 = i + i_4 = i_4$

Tegangan V_O sama dengan tegangan V_B sehingga:

$$i_2 = \frac{V_A - V_B}{\frac{1}{j\omega C_2}} = j \cdot \omega \cdot C_2 \cdot (V_A - V_O) \quad (2.29)$$

$$i_4 = \frac{V_B}{R_1} = \frac{V_O}{R_1} \quad (2.30)$$

$$i_2 = i_4 \quad (2.31)$$

$$(V_A - V_O) \cdot j \cdot \omega \cdot C_2 = \frac{V_O}{R_1} \quad (2.32)$$

$$V_A = V_O + \frac{V_O}{j \cdot \omega \cdot C_2 \cdot R_1} \quad (2.33)$$

$$i_1 = \frac{V_i - V_A}{\frac{1}{j\omega C_1}} = j \cdot \omega \cdot C_1 \cdot (V_i - V_A) \quad (2.34)$$

$$i_1 \approx \left(V_i - V_O - \frac{V_O}{j \cdot \omega \cdot C_2 \cdot R_1} \right) \cdot j \cdot \omega \cdot C_1 \quad (2.35)$$

$$i_3 = \frac{V_A - V_O}{R_2} \quad (2.36)$$

$$i_1 = i_2 + i_3 \quad (2.37)$$

$$\frac{Vi-VA}{R_1} = j. \omega. C_1 . Vo + (-\omega^2. C_1. C_2 . R_2. Vo) \quad (2.38)$$

$$Vi = VA + j. \omega. C_1 . Vo - \omega^2. C_1. C_2 . R_2. Vo \quad (2.39)$$

$$Vi = Vo[1 - \omega^2. C_1. C_2 . R_1. R_2 + j. \omega. C_1. (R_1 + R_2)] \quad (2.40)$$

$$\left(Vi - Vo - \frac{Vo}{j. \omega. C_2. R_1} \right) . j. \omega. C_1 = (VA - Vo) . j. \omega. C_2 + \frac{VA - Vo}{R_2} \quad (2.41)$$

$$\left(Vi - Vo - \frac{Vo}{j. \omega. C_2. R_1} \right) . j. \omega. C_1 = \left(Vo + \frac{Vo}{j. \omega. C_2. R_1} - Vo \right) . j. \omega. C_2 + \frac{Vo + \frac{Vo}{j. \omega. C_2. R_1} - Vo}{R_2} \quad (2.42)$$

$$\left(Vi - Vo - \frac{Vo}{j. \omega. C_2. R_1} \right) = \frac{Vo}{j. \omega. C_2. R_1} + \frac{Vo}{-\omega^2. C_1. C_2 . R_1. R_2} \quad (2.43)$$

$$Vi = Vo + \frac{Vo}{j. \omega. C_2. R_1} + \frac{Vo}{j. \omega. C_2. R_1} - \frac{Vo}{\omega^2. C_1. C_2 . R_1. R_2} \quad (2.44)$$

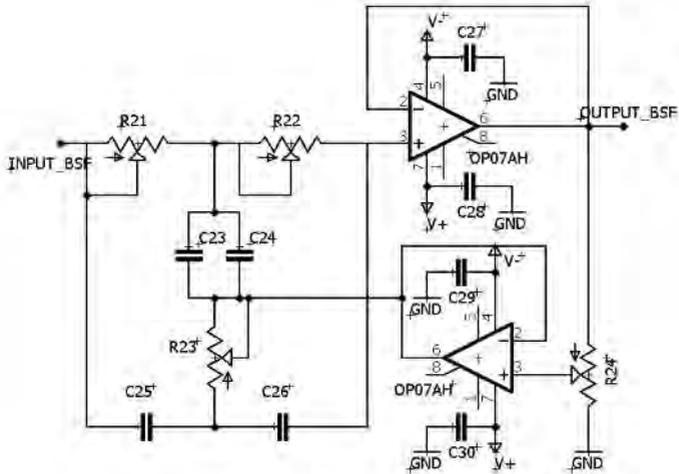
$$Vi = Vo \left[1 - \frac{Vo}{\omega^2. C_1. C_2 . R_1. R_2} + \frac{1}{j. \omega. R_1} \left(\frac{1}{C_1} + \frac{1}{C_2} \right) \right] \quad (2.45)$$

$$\frac{Vo}{Vi} = \frac{1}{1 - \frac{1}{\omega^2. C_1. C_2 . R_1. R_2} - \frac{1}{j. \omega. R_1} \left(\frac{1}{C_1} + \frac{1}{C_2} \right)} \quad (2.46)$$

Pada saat $\angle S = \angle C$ maka nilai penguatan $\left| \frac{Vo}{Vi} \right| = \frac{1}{\sqrt{2}} = 0.707$ dan sudut phasanya $+90^\circ$. Supaya menghasilkan nilai sudut phasa seperti itu maka nilai sudut pada penyebut Persamaan (2.46) sama dengan -90° maka nilai $1 - \frac{1}{\omega^2. C_1. C_2 . R_1. R_2} = 0$ atau $\omega_c = \frac{1}{\sqrt{C_1. C_2 . R_1. R_2}}$ (2.47)

Dengan $C_1 = C_2 = C$ dan $R_1 = R_2 = R$, maka penurunan rumus untuk menentukan frekuensi *cutoff* dari filter *high pass* adalah :

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (2.48)$$



Gambar 2. 10 Rangkaian *Twin T Notch Filter*

2.4.3.3 Notch Filter

Notch filter berfungsi meredam sinyal dengan rentang frekuensi tertentu dan melewati sinyal dengan frekuensi diluar rentang frekuensi tersebut. Gambar 2.10 menunjukkan gambar rangkaian *notch filter* dengan konfigurasi *Twin T Notch Filter*. Penurunan rumus untuk menentukan frekuensi resonansi dari *notch filter* adalah :

$$f_o = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{\left(\frac{1}{C_{25}} + \frac{1}{C_{26}}\right)}{C_{23} \cdot C_{24} \cdot R_{21} \cdot R_{22}}} \quad (2.49)$$

$$f_o = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{1}{C_{25} \cdot C_{26} \cdot R_{23} \cdot (R_{21} + R_{22})}} \quad (2.50)$$

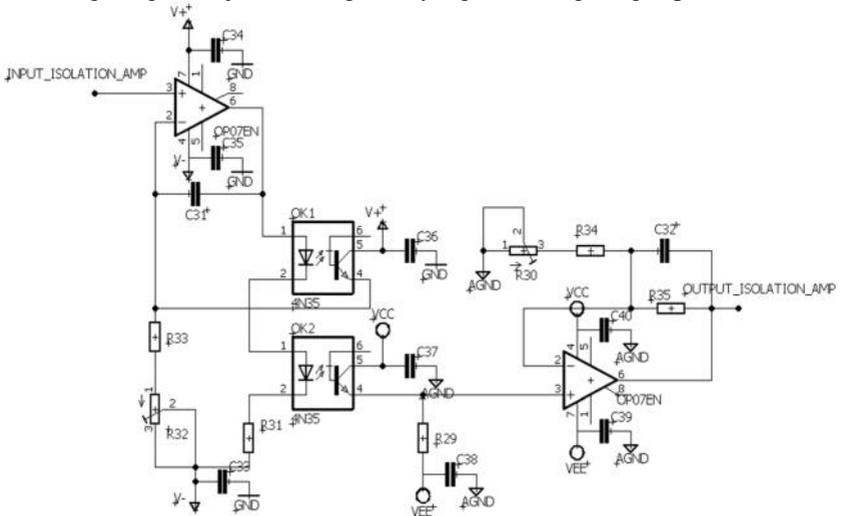
2.4.4. Isolation Amplifier

Isolation amplifier berfungsi sebagai proteksi subjek selama pengukuran sinyal EEG berlangsung. Aturan untuk pengukuran sinyal EEG cukup ketat dimana arus yang boleh melewati subjek harus kurang dari 10uA. Pada setiap rangkaian instrumen, arus bocor akibat ketidaksempurnaan isolasi power supply oleh transformer kerap terjadi. Apabila arus bocor cukup tinggi dan melewati tubuh subjek, maka bukan tidak mungkin hal yang tidak diinginkan dapat terjadi karena arus yang

mematikan tersebut. Oleh karena itu, arus yang melewati tubuh subjek harus diatur agar berada pada rentang nilai tertentu. Solusi utama untuk mengatasi permasalahan tersebut adalah dengan memanfaatkan electrical insulation.

Isolation amplifier berfungsi sebagai proteksi subjek selama pengukuran sinyal EEG berlangsung. Aturan untuk pengukuran sinyal EEG cukup ketat dimana arus yang boleh melewati subjek harus kurang dari 10uA. Pada setiap rangkaian instrumen, arus bocor akibat ketidaksempurnaan isolasi power supply oleh transformer kerap terjadi. Apabila arus bocor cukup tinggi dan melewati tubuh subjek, maka bukan tidak mungkin hal yang tidak diinginkan dapat terjadi karena arus yang mematikan tersebut. Oleh karena itu, arus yang melewati tubuh subjek harus diatur agar berada pada rentang nilai tertentu. Solusi utama untuk mengatasi permasalahan tersebut adalah dengan memanfaatkan electrical insulation seperti pada Gambar 2.11.

Rangkaian *electrical insulation* memiliki impedansi tinggi serta arus bocor yang rendah antara kedua rangkaian yang dipisahkan. Dalam hal ini, kedua rangkaian yang terpisah adalah rangkaian instrumen yang terhubung dengan subjek dan rangkaian yang terhubung dengan peralatan



Gambar 2. 11 Rangkaian *Isolation Amplifier*

monitoring seperti PC. Rangkaian insulation ini melindungi penguat terhadap tegangan tinggi yang dapat melewati subjek. Dalam pemanfaatannya, rangkaian *electrical insulation* dapat menggunakan optical insulation dengan *photocoupler* atau *magnetic insulation* dengan *transformer*.

2.4.5. Rangkaian Adder

Rangkaian *adder* memiliki fungsi sebagai penaik level tegangan dari suatu sinyal seperti pada Gambar 2.12. Sinyal masukan yang akan dinaikkan tegangannya ditambah dengan tegangan DC sebagai *offset* sehingga tegangan keluarannya berupa tegangan input yang telah ditambahkan dengan tegangan offset tersebut. Proses penambahan ini penting mengingat sinyal EEG memiliki

nilai negative yang tidak dapat diproses oleh ADC pada Mikrokontroler. Sehingga, diperlukan adanya penambahan tegangan DC agar sinyal dapat dikonversi sepenuhnya menjadi sinyal digital.

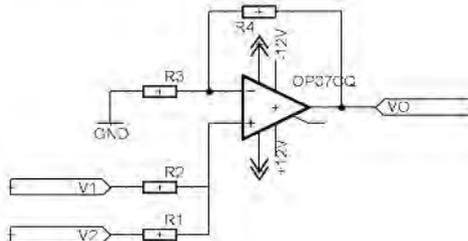
Untuk analisa dari rangkaian penjumlah dapat ditulis:

$$V_o = V_o|_{V_1} + V_o|_{V_2} \quad (2.51)$$

$$V_o|_{V_1} = \left[\frac{R_3}{R_2 + R_3} \cdot V_1 \right] \cdot \left[\frac{R_4}{R_3} + 1 \right] \quad (2.52)$$

$$V_o|_{V_2} = \left[\frac{R_2}{R_1 + R_2} \cdot V_2 \right] \cdot \left[\frac{R_4}{R_3} + 1 \right] \quad (2.53)$$

Jika nilai $R_1=R_2=R_3=R_4=R$, maka Persamaan (2.54) adalah outputnya.



Gambar 2. 12 Rangkaian Adder Amplifier^[15]

$$V_0 = V_1 + V_2 \quad (2.54)$$

2.5. Filter Digital

Filter digital memiliki karakteristik yang menyerupai filter analog, dimana ripple pada passband serta *attenuation* pada *stopband* menjadi penentu. Filter digital dan filter analog hanya dibedakan oleh respon kerja filter digital yang lebih tinggi. Pada filter digital, transition band diantara passband dan *stopband* dapat dibuat seceram mungkin. Filter digital bekerja dengan data digital, dimana data baru diambil dari periode sampling sinyal analog. Keadaan diskrit tersebut menyebabkan sampel data diindekskan dengan urutan angka seperti sampel 1, 2, 3 dan seterusnya. Secara umum, terdapat dua tipe filter digital yang sering digunakan, yaitu *non recursive* (FIR) dan *recursive* (IIR).

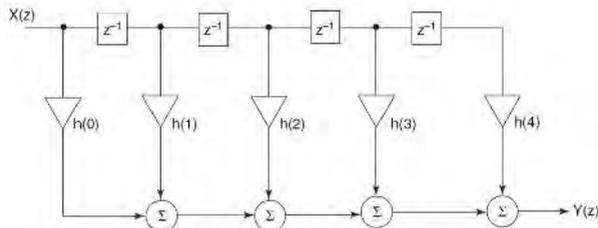
- *Finite Impulse Response (FIR) Filter*

Perancangan FIR Filter bergantung pada koefisien $h(n)$ dari filter FIR yang dikuantisasi dengan nilai respon impuls dari fungsi transfer frekuensi $H(f)$. Dengan kata lain, impuls respon tersebut adalah transformasi Fourier diskrit (*Discrete Fourier Transform, DFT*) dari $H(f)$. Setiap filter FIR memenuhi persamaan :

$$y(n) = h(k) * x(n) = \sum_{k=0}^{N-1} h(k)x(n - k) \quad (2.55)$$

dimana $h(k)$ merupakan rangkaian koefisien filter dan $x(n-k)$ merupakan rangkaian data masukan pada filter.

Sebagai contoh, konvolusi pada domain waktu adalah ekuivalen dengan perkalian pada domain frekuensi. Peredaman pada domain frekuensi dapat dilakukan dengan perkalian seluruh



Gambar 2. 13 FIR Filter Orde 4

komponen frekuensi pada bagian pass band dengan nilai 1, sedangkan pada stopband dengan nilai 0.

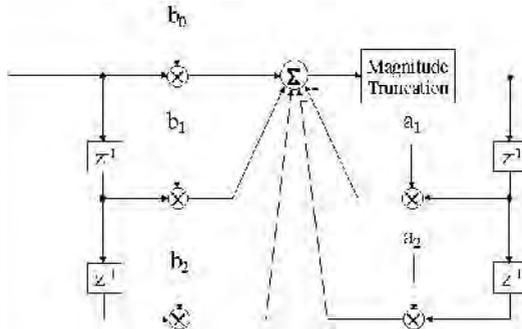
- *Recursive (IIR)*

Filter digital tipe IIR berbeda dengan filter FIR yang hanya memiliki zero tanpa pole. Filter IIR memiliki bagian counter analog tradisional seperti *Butterworth* dan *Chebyshev*. Filter disebut IIR karena respons impulsnya yang dapat diperpanjang tanpa batasan waktu, karena filter ini bersifat rekursif dengan menggunakan *feedback* atau umpan balik.

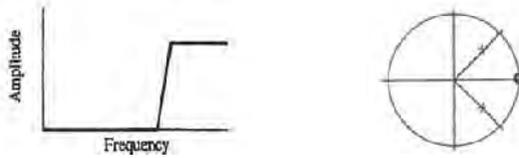
Pada umumnya, filter IIR diimplementasikan dengan dua *pole* yang sering disebut *biquad* sebab filter ini bias dijelaskan dengan rumus *biquadratic* dalam domain z . Biquad dasar pada filter IIR ditunjukkan pada gambar 2.14, dimana *zero* dibentuk dari koefisien umpan maju b_0 , b_1 , dan b_2 . Sedangkan *pole* dibentuk dari koefisien umpan balik a_1 dan a_2 .

$$y(n) = \sum_{k=0}^M b_k x(n - k) - \sum_{k=1}^N a_k y(n - k) \quad (2.56)$$

Perumusan filter digital secara umum adalah memberikan peningkatan pada fungsi transfer $H(z)$ yang mengandung polinomial dalam *numerator* (nilai yang dibagi) dan *denominator* (pembagi). Berdasarkan persamaan 2.56, akar dari *denominator* menentukan lokasi *pole* dari suatu filter, sedangkan akar dari *numerator* menentukan lokasi *zero*.



Gambar 2. 14 IIR Filter Orde 2^[14]



Gambar 2. 15 Karakteristik peredaman HPF dan plot pole-zero pada bidang z

▪ *High Pass Filter*

Filter *high pass* meredam komponen sinyal dibawah frekuensi *cutoff*. Karakteristik redaman pada HPF serta plot pole-zero pada bidang z ditunjukkan pada gambar 2.15.

Dari plot polze-zero pada bidang z seperti pada gambar 2.15, didapatkan persamaan transfer function sebagai berikut,

$$H(z) = \frac{(z-1)(z-1)}{(z-re^{j\theta})(z-re^{-j\theta})} \quad (2.57)$$

$$H(z) = \frac{z^2 - 2z + 1}{z^2 - 2re^{j\theta}re^{-j\theta}z + r^2e^{j\theta}e^{-j\theta}} \quad (2.58)$$

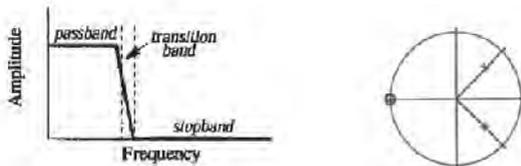
$$H(z) = \frac{1 - 2z^{-1} + z^{-2}}{1 - 2r\cos\theta z^{-1} + r^2z^{-2}} \quad (2.59)$$

Sehingga, didapatkan persamaan beda,

$$y[n] = x[n] - 2x[n-1] + x[n-2] + 2r\cos\theta y[n-1] - r^2y[n-2] \quad (2.60)$$

▪ *Low Pass Filter*

Filter *high pass* meredam komponen sinyal dibawah frekuensi *cutoff*. Karakteristik redaman pada LPF serta plot pole-zero pada bidang z ditunjukkan pada gambar 2.16.



Gambar 2. 16 Karakteristik peredaman LPF dan plot pole-zero pada bidang z

Dari plot pole-zero pada bidang z seperti pada gambar 2.16, didapatkan persamaan transfer function sebagai berikut,

$$H(z) = \frac{(z+1)(z+1)}{(z-re^{j\theta})(z-re^{-j\theta})} \quad (2.61)$$

$$H(z) = \frac{z^2+2z+1}{z^2-2re^{j\theta}re^{-j\theta}z+r^2e^{j\theta}e^{-j\theta}} \quad (2.62)$$

$$H(z) = \frac{1+2z^{-1}+z^{-2}}{1-2r\cos\theta z^{-1}+r^2z^{-2}} \quad (2.63)$$

Sehingga, didapatkan persamaan beda,

$$y[n] = x[n] + 2x[n-1] + x[n-2] + 2r\cos\theta y[n-1] - r^2y[n-2] \quad (2.64)$$

- *Notch Filter*

Filter *notch* meredam sinyal dengan frekuensi tertentu pada daerah frekuensi resonansi. Karakteristik redaman pada LPF serta plot pole-zero pada bidang z ditunjukkan pada gambar 2.17.

Dari plot pole-zero pada bidang z seperti pada gambar 2.17, didapatkan persamaan transfer function sebagai berikut,

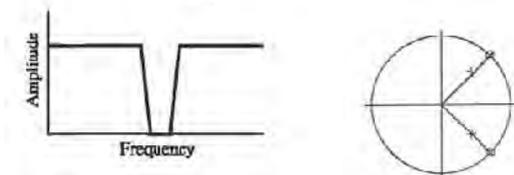
$$H(z) = \frac{(z-e^{j\theta})(z-e^{-j\theta})}{(z-re^{j\theta})(z-re^{-j\theta})} \quad (2.65)$$

$$H(z) = \frac{z^2-2\cos\theta z+1}{z^2-2r\cos\theta z+r^2} \quad (2.66)$$

$$H(z) = \frac{1-2\cos\theta z^{-1}+z^{-2}}{1-2r\cos\theta z^{-1}+r^2z^{-2}} \quad (2.67)$$

Sehingga, didapatkan persamaan beda,

$$y[n] = x[n] - 2\cos\theta x[n-1] + x[n-2] + 2r\cos\theta y[n-1] - r^2y[n-2] \quad (2.68)$$



Gambar 2. 17 Karakteristik peredaman Notch Filter dan plot pole-zero pada bidang z

2.6. Mikrokontroler ARM

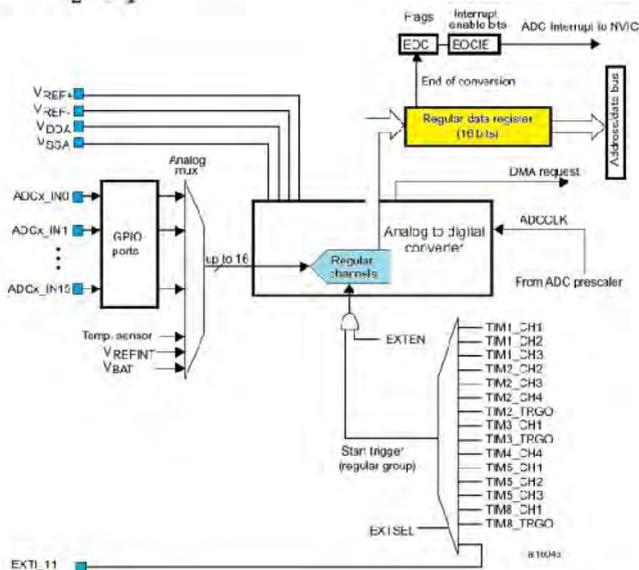
Mikrokontroler yang digunakan adalah modul STM32F4 Discovery berbasis mikroprosesor STM32F407VGT6 berarsitektur ARM 32 bit. Mikrokontroler ini memiliki banyak fitur yang dapat digunakan seperti, I/O, ADC, *Timer*, DMA. Kecepatan *clock* modul ini sangat tinggi mencapai 168 MHz. Kecepatan yang tinggi tersebut dapat dimanfaatkan untuk menyelesaikan rutin program yang panjang dalam waktu singkat.

2.6.1. Analog-to-Digital Converter

Modul STM32F4 Discovery memiliki 3 ADC, dimana setiap ADC memiliki resolusi yang dapat diatur mulai dari 6 bit hingga 12 bit.

Terdapat 16 *channel* yang dapat digunakan sebagai input sinyal analog, serta tiga *channel* tambahan untuk pengukuran tegangan referensi, suhu *chip*, serta tegangan baterai seperti pada Gambar 2.15. Resolusi dari tiap bit ADC dapat dihitung dengan persamaan :

$$Resolution = \frac{V_{ref}}{2^n - 1}$$



Gambar 2. 18 Sistem ADC STM32F407^[13]

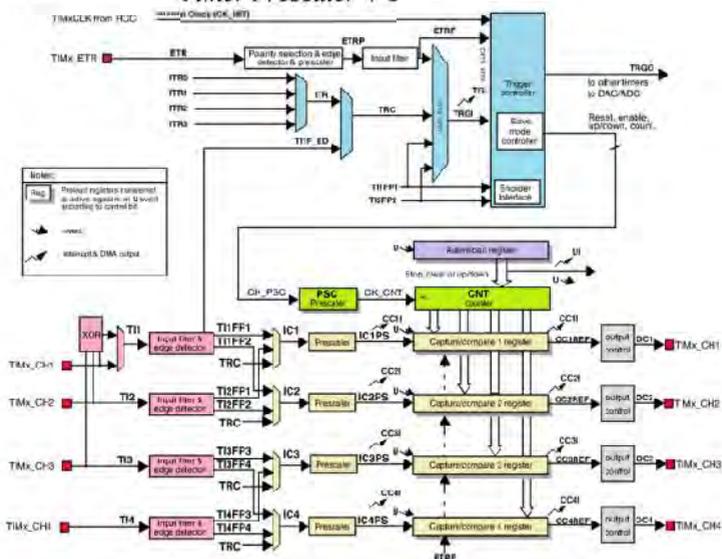
dimana V_{ref} adalah tegangan referensi dan n adalah jumlah bit ADC. Dibawah ini adalah diagram blok dari ADC pada Mikrokontroler STM32F407. ADC memasukkan data hasil konversi sinyal analog pada *register* data regular (ADCx_DR), dimana x adalah indeks dari ADC yang digunakan (1, 2, atau 3). Untuk mempercepat waktu konversi, dapat digunakan fitur DMA (*Direct Memory Address*) pada Mikrokontroler.

2.6.2. Timer

STM32F407 memiliki beberapa *timer* yang dapat digunakan seperti pada Gambar 2.16. Salah satu *Timer* 32 bit adalah *Timer 2* yang terhubung pada APB1 bus yang memiliki *clock* maksimum 30 MHz. Namun terdapat internal PLL = 2 sehingga *clock* pada *Timer 2* dapat menjadi 60 MHz. Salah satu yang perlu diperhatikan dalam menggunakan *timer* adalah *clock* inputnya. *Timer* digunakan sebagai penghitung aktu dimana nilai dari *timer* akan naik/turun di setiap periode, maka *register* pada timer perlu diatur agar frekuensinya sesuai dengan frekuensi yang dibutuhkan.

Persamaan untuk mengatur frekuensi pada timer 2 adalah :

$$Frequency\ Max = \frac{Clock\ Timer\ 2}{Timer\ Prescaler + 1}$$



Gambar 2. 19 Sistem Timer STM32F407^[1.3]

$$\text{Frequency} = \frac{\text{Frequency Max}}{\text{Timer Period} + 1}$$

2.7 Analisa Domain Frekuensi

Discrete Fourier Transform digunakan untuk mentransformasi sinyal input yang masih dalam domain waktu menjadi sinyal dengan domain frekuensi. Hasil dari operasi DFT berguna untuk analisis spektrum frekuensi dari sinyal EEG. Persamaan *Discrete Fourier Transform* dapat dinyatakan sebagai berikut

$$X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] e^{-\frac{j2\pi kn}{N}} \quad , 0 \leq k \leq N - 1$$

Parameter yang dapat diperoleh dari domain frekuensi adalah *Mean Power Frequency (MPF)*. MPF merupakan hasil dari penjumlahan bobot magnitudo pada setiap frekuensi dibagi dengan jumlah amplitudo. MPF dirumuskan sebagai berikut.

$$MPF = \frac{\sum_{i=1}^{N/2} f[i].mag[i]}{\sum_{i=1}^{N/2} mag[i]}$$

2.8 Analisa Non-Stasioner

2.8.1. Short Time Fourier Transform

Short Time Fourier Transform digunakan untuk menganalisa sinyal dalam domain waktu-frekuensi. Persamaan STFT adalah :

$$STFT\{x(t)\}(\tau, \omega) \equiv X(\tau, \omega) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)w(t - \tau)e^{-j\omega\tau} dt$$

dimana $w(t)$ adalah fungsi window.

Terdapat 4 jenis window yang populer yaitu *Hamming*, *Hanning*, *Blackmann*, dan *Rectangular*. Fungsi masing-masing *window* dengan panjang deret N secara matematis adalah :

- o *Hamming*

$$w_{Ham}(n) = \begin{cases} 0.54 - 0.46 \cos\left[\frac{2\pi n}{N-1}\right], & 0 < n < N - 1 \\ 0, & n \text{ lainnya} \end{cases}$$

- o *Hanning*

$$w_{Hav.}(n) = \begin{cases} 0.5 \cdot \left\{1 - \cos\left[\frac{2\pi n}{N-1}\right]\right\}, & 0 \leq n \leq N - 1 \\ 0, & n \text{ lainnya} \end{cases}$$

- o *Blackman*

$$w_{2l}(n) = \begin{cases} 0.42 - 0.5 \cos \left[\frac{2\pi n}{N-1} \right] + 0.08 \cos \left[\frac{4\pi n}{N-1} \right], & 0 \leq n \leq N-1 \\ 0, & n \text{ lainnya} \end{cases}$$

- o *Rectangular*

$$w_R(n) = \begin{cases} 1, & 0 \leq n \leq N-1 \\ 0, & n \text{ lainnya} \end{cases}$$

2.8.2. Continuous Wavelet Transform

Seperti halnya *Short Timer Fourier Transform*, *Continuous Wavelet Transform* juga digunakan untuk analisa sinyal dalam domain waktu-frekuensi. CWT adalah metode untuk dekomposisi sinyal dalam domain waktu dan frekuensi. Sinyal input $x(t)$ dikonvolusi dengan fungsi *window*. Fungsi *window* memiliki skala dan waktu yang dapat diubah. Pada penelitian ini digunakan CWT dengan fungsi *window mother wavelet*. Persamaan CWT didapatkan dengan

$$CWT_x^{\mathbb{E}}(\dagger, s) = \mathbb{E}_x^{\mathbb{E}}(\dagger, s) = \frac{1}{\sqrt{|s|}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \cdot \mathbb{E}^* \left(\frac{t - \dagger}{s} \right) dt$$

dimana \dagger adalah *time shift* yang menunjukkan translasi dari *mother wavelet* dan s adalah skala. Fungsi *window mother wavelet* disimbolkan sebagai \mathbb{E}^* dengan jenis *complex morlet*. *Morlet* merupakan fungsi dari *Gaussian* yang termodulasi oleh eksponensial kompleks. Fungsi *morlet mother wavelet* didapatkan dengan

$$\mathbb{E}^*(t) = f^{-1/4} \cdot e^{-j\mathbb{S}_0 t} \cdot e^{-t^2/2}$$

BAB III

PERANCANGAN SISTEM

Bab ini membahas mengenai perancangan sistem EEG baik secara *hardware* maupun *software* untuk mengidentifikasi gerakan kiri dan kanan pada *upper limb segment* berdasarkan *motor imagery* pada sinyal EEG.

Instrumenasi EEG yang dirancang pada tugas akhir ini menggunakan sistem unipolar dengan 2 *channel*. Pada masing-masing *channel* terdapat 3 buah input berupa *channel input* yang dipasang di titik C3 dan C4 pada *scalp* kepala, *channel reference* yang dipasang di titik A2 pada cuping telinga, dan *channel common* yang dipasang di titik FPZ pada dahi kepala. Instrumentasi EEG dihubungkan dengan PC melalui Mikrokontroler menggunakan Serial Port. Hasil dari sinyal EEG yang terekam dianalisis lebih lanjut di PC untuk mengidentifikasi gerakan yang dihasilkan *upper limb segment* berdasarkan *motor imagery* dari sinyal EEG yang terekam.

3.1. Diagram Blok Sistem

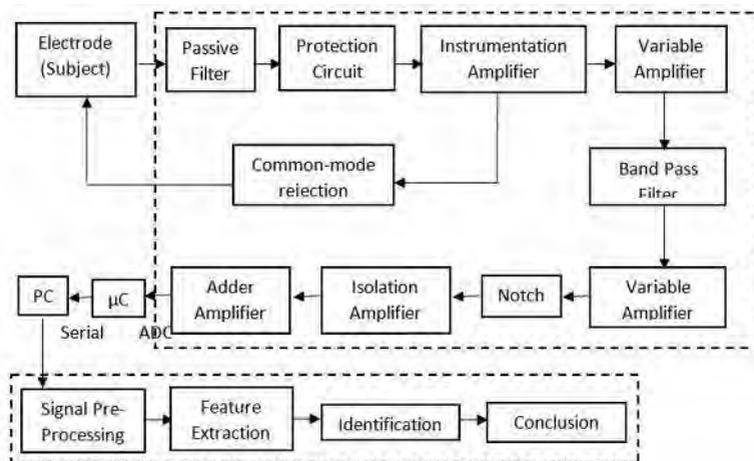
Secara umum, sistem terdiri dari perangkat keras dan perangkat lunak. Perangkat keras berupa system instrumenasi EEG dan Mikrokontroler STM32F407VG. Sedangkan perangkat lunak terdiri dari program berupa filter digital, analisa sinyal dalam domain frekuensi (DFT-FFT), analisa sinyal dalam domain waktu-frekuensi(STFT-CWT), amplitudo maksimum, amplitudo minimum, *power spectrum*, *mean power frequency*, *correlation coefficient* untuk mengidentifikasi *motor imagery*.

Perangkat keras pada system terdiri atas blok-blok rangkaian yang berfungsi sebagai penguat, filter, dan komunikasi dengan PC. Perangkat keras pada system adalah sebagai berikut

- *Passive Filter*
Blok rangkaian filter pasif berfungsi memotong sinyal frekuensi tinggi dan melewatkan sinyal dengan frekuensi rendah di bawah frekuensi *cut-off* sebesar 160 Hz.
- *Protection Circuit*
Blok rangkaian proteksi berfungsi sebagai pembatas tegangan yang masuk ke rangkaian instrumenasi sehingga *range input* dari rangkaian instrumenasi adalah -9 Volt hingga +9 Volt.
- *Instrumentation Amplifier*

Blok rangkaian ini berfungsi sebagai penguat sinyal EEG tahap pertama sebesar 11x dan meminimalisir *noise* dengan memberikan *feedback* ke tubuh subjek melalui rangkaian *common mode rejection*.

- *Main Amplifier*
Blok *main amplifier* digunakan untuk menguatkan sinyal tahap kedua setelah *instrumentation amplifier* sebesar 57x.
- *Band Pass Filter*
Blok filter *band pass* terdiri dari *low pass filter* dengan frekuensi *cutoff* sebesar 70 Hz dan *high pass filter* dengan frekuensi *cutoff* 0.23 Hz. Sehingga blok ini berfungsi melewatkan sinyal dengan rentang frekuensi 0.23-70 Hz saja dan meredam sinyal diluar rentang tersebut.
- *Variable Amplifier*
Blok amplifier ini digunakan sebagai penguat sinyal tahap 3 yang penguatannya dapat diatur dengan resistor variabel. *Variable Amplifier* dibutuhkan karena setiap subjek memiliki karakteristik sinyal EEG yang berbeda-beda.
- *Notch Filter*
Blok *notch filter* digunakan untuk meredam sinyal frekuensi jala-jala sebesar 50 Hz.
- *Isolation Amplifier*
Blok rangkaian *isolation amplifier* digunakan sebagai isolasi antara sistem instrumenasi dengan PC. *Isolation* memiliki peran untuk mencegah adanya arus balik yang berbahaya bagi subjek.
- *Adder Amplifier*
Blok rangkaian *adder amplifier* digunakan untuk menaikkan *level* tegangan sinyal EEG sebelum diakuisisi oleh Mikrokontroler.
- STM32F407VG
Mikrokontroler STM32F407VG berbasis ARM digunakan sebagai penghubung antara instrumenasi EEG dengan PC, serta pemroses sinyal untuk mengendalikan FES.
- Perangkat lunak pada PC
Pada PC, perangkat lunak digunakan unruk mendeteksi *motor imagery*. Terdapat sub program filter digital, DFT, FFT, STFT, dan CWT pada perangkat lunak pada PC.



Gambar 3. 1 Diagram Blok Sistem

3.2. Perancangan Perangkat Keras

3.2.1. *Passive Filter*

Filter pasif merupakan rangkaian paling awal pada rangkaian instrumenasi EEG. Filter pasif ini berupa *low pass filter* orde 1 dengan frekuensi cut-off 100 Hz. Filter pasif ini berfungsi meredam sinyal dengan frekuensi tinggi diatas 160 Hz, karena setiap rangkaian penguat operasional memiliki parameter *Gain Bandwidth*. Sesuai dengan teori *Gain Bandwidth*, penguatan yang dihasilkan akan berkurang seiring dengan frekuensi yang semakin tinggi. Oleh karena itu filter pasif diletakkan sebelum penguat instrumenasi untuk mengurangi pengaruh karakteristik tersebut.

3.2.2. *Protection Circuit*

Rangkaian proteksi dengan menggunakan dioda pada rangkaian instrumenasi EEG diletakkan sebelum rangkaian penguat instrumenasi. Rangkaian proteksi ini berfungsi untuk membatasi sinyal input yang dapat masuk ke rangkaian istrumentasi sebesar 9V dan -9V. Ketika tegangan input lebih besar dari 9V atau lebih kecil dari -9V, maka diode akan aktif secara otomatis sehingga tegangan input pada kaki (+) dan (-) instrumenasi adalah $\pm 9V$.

3.2.3. Instrumentation Amplifier

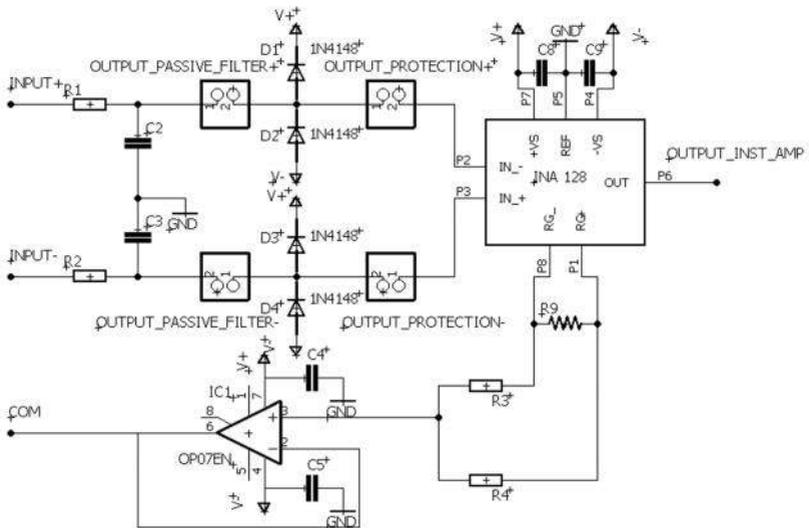
Secara keseluruhan, rangkaian *instrumentation amplifier* ini terdiri dari 2 blok utama.

Blok pertama adalah IC INA128 yang berfungsi sebagai penguat instrumen. CMRR pada IC ini mencapai 100 dB saat penguatan $G=10$. IC penguat instrumen ini dipilih karena memiliki spesifikasi yang sangat baik dan karakteristik yang tepat untuk sinyal EEG dibanding IC penguat instrumen lainnya.

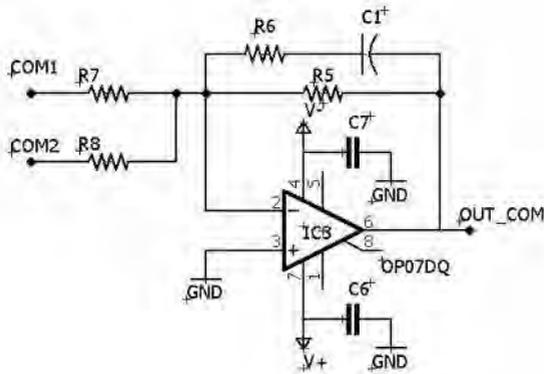
Penguatan pada penguat instrumenasi ini dirancang tidak terlalu besar yaitu sekitar 11 kali. Penguatan tidak dapat diatur terlalu besar akibat komponen DC^[9]. Berdasarkan persamaan 2.11, apabila $R_G = 5K$, dapat dihitung penguatan sebagai berikut

$$G = 1 + \frac{50K}{5K} = 11 \times$$

Blok kedua adalah rangkaian yang dikenal sebagai *common mode rejection* untuk mengurangi *noise* dengan memberikan *feedback* ke tubuh subjek. Rangkaian ini memberikan tegangan ke permukaan kulit untuk meminimalisir interferensi *common mode* pada tubuh dan menguatkan sinyal.



Gambar 3. 2 Rangkaian Penguat Instrumenasi



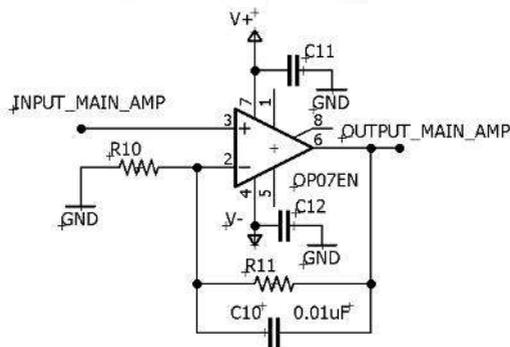
Gambar 3. 3 Rangkaian *Common Mode Rejection*

3.2.4. *Main Amplifier*

Sinyal EEG memiliki amplitudo yang sangat kecil. Setelah melalui rangkaian penguat instrumentasi dengan penguat sekitar 10 kali, sinyal keluarannya masih terlalu kecil, memiliki banyak *noise*, dan belum mencukupi untuk analisa dan pengambilan data. Sehingga sinyal EEG perlu dikuatkan dengan penguatan *multi-stage*.

Apabila $R_i = R_{10}$ bernilai 1K dan $R_f = R_{11}$ sebesar 56K, maka berdasarkan persamaan 2.13, didapatkan penguatan pada *main amplifier* sebesar 57 kali

$$G_{ai} = \left(\frac{56k}{1k} + 1 \right) = 57 \times$$



Gambar 3. 4 Rangkaian *Non-Inverting Main Amplifier*

Selain berfungsi sebagai penguat, pada blok rangkaian ini terdapat kapasitor C12 bernilai 100 nF yang bersama resistor R11 bernilai 56K dapat berfungsi sebagai *low pass filter* orde satu untuk meredam sinyal diatas 100Hz.

3.2.5. Band Pass Filter

Blok rangkaian *band pass filter* terdiri dari *low pass filter* dengan frekuensi cutoff 70 Hz dan *high pass filter* dengan frekuensi cutoff 0.23 Hz.

3.2.5.1. Low Pass Filter

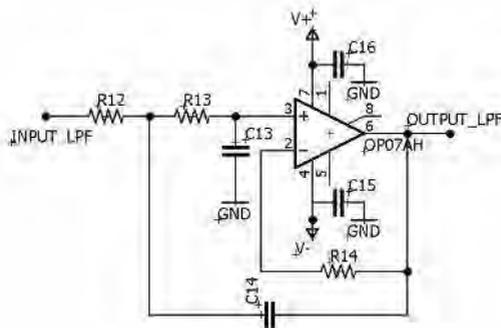
Rangkaian LPF yang dirancang adalah filter *butterworth* order 2 dengan topologi Sallen-Key. Rangkaian ini berfungsi mereduksi sinyal dari interferensi gelombang RF dan menghindari *anti-aliasing* saat proses sampling sinyal.

Rentang frekuensi tertinggi dari sinyal EEG secara keseluruhan diwakili oleh gelombang gamma dengan band frekuensi sekitar 36-70 Hz. Berdasarkan persamaan (2.15), jika nilai $C_{13} = C_{14} = 330$ nF, dan frekuensi cutoff adalah 70 Hz, maka dapat dihitung nilai resistansi $R_{12} = R_{13} = R$:

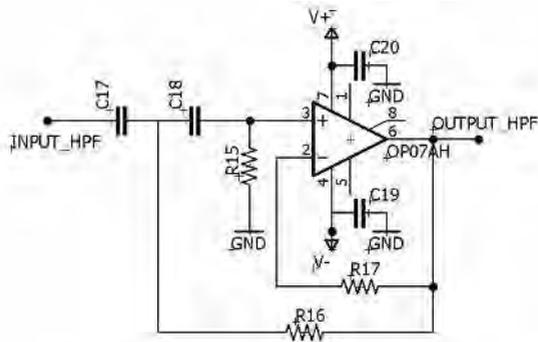
$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{C_{13} \cdot C_{14} \cdot R_{12} \cdot R_{13}}}$$

$$70 \text{ Hz} = \frac{1}{2\pi\sqrt{330\text{nF} \cdot 330\text{nF} \cdot R \cdot R}}$$

$$R_{12} = R_{13} = R = 6.8\text{k}$$



Gambar 3. 5 Rangkaian *Low Pass Filter* -40 dB/dec



Gambar 3. 6 Rangkaian *High Pass Filter -40 dB/dec*

3.2.5.2. High Pass Filter

Rangkaian HPF yang dirancang adalah filter *butterworth* order 2 dengan topologi Sallen-Key. Rangkaian ini berfungsi mereduksi sinyal dari interferensi sinyal listrik otot dan sinyal DC *drift* berfrekuensi rendah. Rentang frekuensi terendah dari sinyal EEG secara keseluruhan diwakili oleh gelombang delta dengan *band* frekuensi sekitar 0.5-4 Hz. Berdasarkan persamaan (2.18), jika nilai $C_{17} = C_{18} = 100 \text{ nF}$, dan frekuensi *cutoff* adalah 0.23 Hz, maka dapat dihitung nilai resistansi $R_{15} = R_{16} = R$:

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{C_{17} \cdot C_{18} \cdot R_{15} \cdot R_{16}}}$$

$$0.23 \text{ Hz} = \frac{1}{2\pi\sqrt{100\text{nF} \cdot 100\text{nF} \cdot R \cdot R}}$$

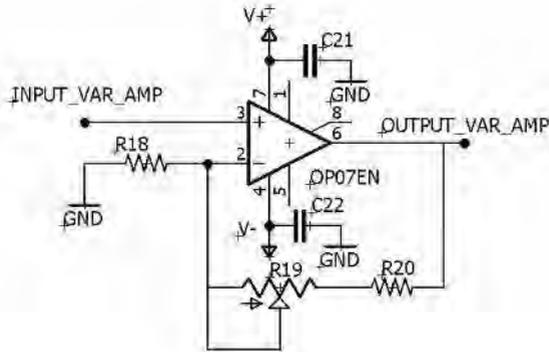
$$R_{15} = R_{16} = R = 6.8\text{M}$$

3.2.6. Variable Amplifier

Blok rangkaian *variable amplifier* berfungsi sebagai penguat tahap akhir pada rangkaian agar sinyal EEG memiliki amplitudo yang cukup untuk proses *sampling* dengan ADC. Hal ini perlu dilakukan karena subjek yang berbeda memiliki *range* sinyal EEG yang berbeda pula. Resistor variabel pada rangkaian berfungsi agar penguatan yang dihasilkan dapat disesuaikan dan dikontrol sesuai subjek.

Berdasarkan persamaan (2.13), sinyal EEG pada blok ini dikuatkan dengan penguatan berbeda.

$$V_o = \left(\frac{R_{19} + R_{20}}{R_{18}} + 1 \right) \cdot V_i$$



Gambar 3. 7 Rangkaian *Non-Inverting Variable Amplifier*

Penguatan dengan resistansi $R_f = R19$ minimum = 1k

$$Gai: \text{minimum} = \left(\frac{1}{1} + 1 \right) = 2 \times$$

Penguatan dengan resistansi $R_f = R19$ minimum = 99k

$$Gai: \text{maximum} = \left(\frac{99}{1} + 1 \right) = 100 \times$$

3.2.7. Notch Filter

Rangkaian *Notch Filter* berfungsi mereduksi sinyal yang berasal dari interferensi jala-jala berfrekuensi 50Hz. Rangkaian *notch filter* dirancang dengan konfigurasi Twin-T dengan frekuensi resonansi 50 Hz.

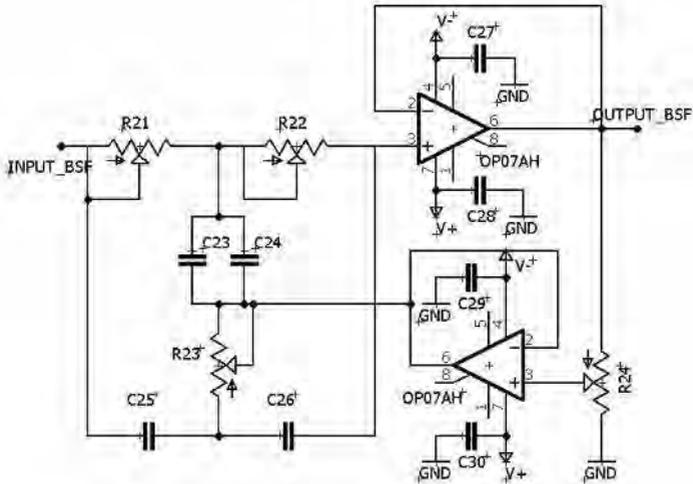
Berdasarkan persamaan (2.19) dan (2.20), jika nilai $C_{23} = C_{24} = C_{25} = C_{26} = C$ -100 nF, dan frekuensi resonansi adalah 50 Hz, maka dapat dihitung nilai resistansi R_{21} , R_{22} , dan R_{23} , dimana $R_{21} = R_{22} = R$

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

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

Sehingga, $R_{21} = R_{22} = R = 31.93\text{k}$

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



Gambar 3. 8 Rangkaian *Notch Filter*

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

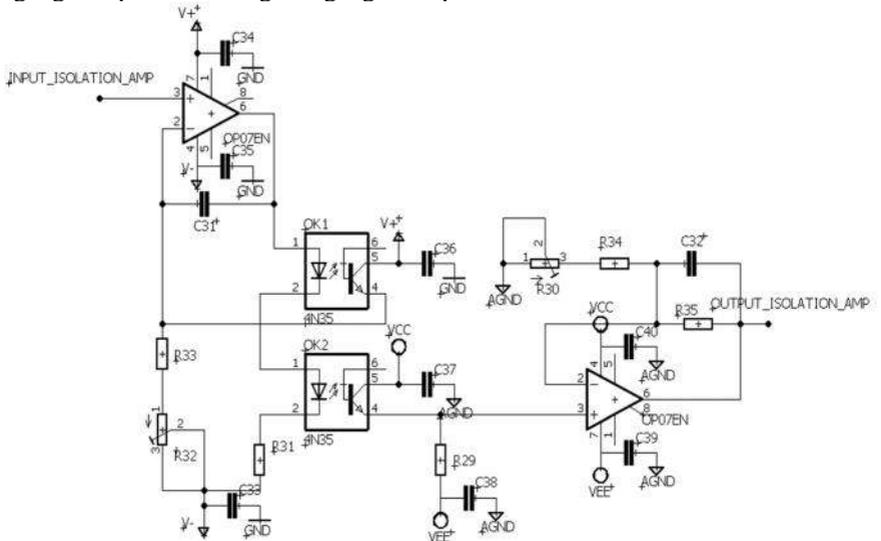
Sehingga, $R_{23} = 15.91k$

3.2.8. *Isolation Amplifier*

Rangkaian *isolation amplifier* merupakan rangkaian isolasi antara EEG dengan PC agar subjek aman dari kemungkinan adanya arus balik. Desain rangkaian *isolation amplifier* yang digunakan adalah optical insulation. Rangkaian ini memanfaatkan 2 buah *optocoupler* untuk mentransmisikan sinyal antara kedua rangkaian secara terpisah.

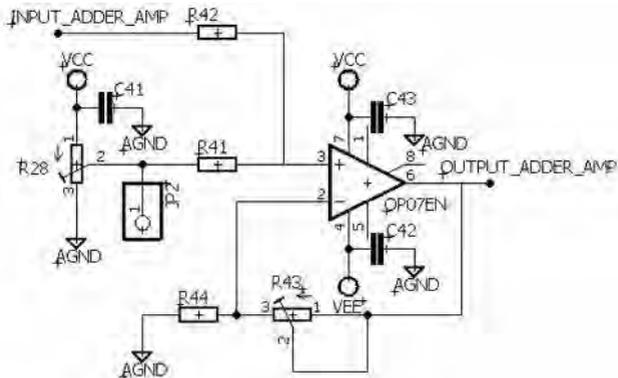
Pada desain rangkaian dibawah, IC *optocoupler* OK2 bertindak sebagai pengisolasi elektrik antara kedua rangkaian yang terpisah dengan memanfaatkan transmisi optic dari *optocoupler*. *Optocoupler* 4N35 adalah komponen yang tidak linear akibat pemanfaatan peralatan optik seperti LED yang merupakan komponen non-linear. Oleh sebab itu, diperlukan kompensasi berupa penggunaan *optocoupler* lain OK1 sebagai *feedback* dan sekaligus sebagai pengoreksi ketidak-linearitas. Pada desain rangkaian terdapat op-amp sebagai penerima sinyal output dan penerima sinyal *feedback* dari OK1. Sedangkan op-amp kedua pada

konfigurasi *amplifier* digunakan untuk kalibrasi sinyal agar besar tegangan input sama dengan tegangan output.



Gambar 3. 9 Rangkaian *Isolation Amplifier*

3.2.9. *Non-Inverting Adder Amplifier*



Gambar 3. 10 Rangkaian *Adder Amplifier*

Rangkaian *Adder Amplifier* berfungsi menambah *level* tegangan sinyal EEG agar mencukupi untuk proses *sampling* dengan ADC. Rangkaian *adder* ini berada di bagian akhir sebelum proses *sampling* ADC oleh Mikrokontroler STM32F407VG. *Range* dari ADC internal Mikrokontroler STM32F407VG adalah 0-3.3V.

Sehingga diperlukan adanya rangkaian *adder amplifier* untuk menambahkan sinyal *offset* sebesar 2 Volt agar sinyal EEG dapat terekam dari puncak atas hingga puncak bawah. Selain itu, penguatan pada rangkaian ini diatur sebesar 1x. Sehingga besar tegangan keluaran dari rangkaian ini sama dengan tegangan input dengan besar tegangan *offset* 2Volt.

3.3. Perancangan Perangkat Lunak

3.3.1. Perancangan Perangkat Lunak pada Mikrokontroler

Modul Mikrokontroler ARM STM32F4 diprogram menggunakan platform CoCoX IDE untuk mengubah data sinyal analog dari rangkaian instrumenasi EEG menjadi data digital dengan memanfaatkan ADC internal. Pada pemrograman akuisisi data, terdapat beberapa fitur yang digunakan seperti ADC, GPIO, *Timer*, *Direct Memory Access*, dan USART. Resolusi ADC yang digunakan sebesar 12 bit dengan tegangan referensi sebesar 3.3 Volt. Sehingga Resolusi ADC tiap bit didapatkan dengan persamaan

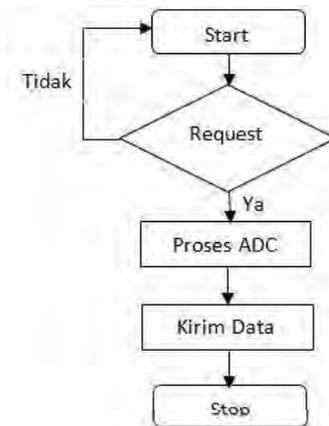
$$Resolution = \frac{V_{ref}}{2^{12} - 1} = \frac{3300 \text{ mV}}{4095} = 0.80586 \text{ mV/bit}$$

Pada USART diperlukan pin GPIO yang digunakan sebagai GPIO_Mode_AF untuk USART. Besar nilai *baudrate* yang digunakan adalah 115200 bps dan transfer data 8N1, yaitu *wordlength* 8 bit, *no parity*, 1 *stop bit*. Pada konfigurasi timer, terdapat *timer prescaler* dan *timer period* yang diatur untuk mendapatkan *clock* yang sesuai kebutuhan. *Timer prescaler* digunakan untuk membagi *clock* dengan persamaan

$$Frequency \text{ Max} = \frac{Clock \text{ Timer } 2}{Timer \text{ Prescaler} + 1}$$

dimana *Frequency Max* adalah 1 MHz dan *Clock Timer 2* sebesar 84 MHz.

Timer period berfungsi untuk mengatur frekuensi *sampling* sebesar 200 Hz. *Timer period* dapat dihitung dengan persamaan



Gambar 3. 11 Diagram Alir Mikrokontroler

$$Frequency = \frac{Frequency\ Max}{Timer\ Period + 1}$$

dimana *frequency* diatur sebesar 200 Hz sesuai dengan kebutuhan frekuensi *sampling*.

```

TIM_TimeBaseStructure.TIM_Prescaler = 84 - 1; //84MHz jadi 1MHz
TIM_TimeBaseStructure.TIM_Period = 5000 - 1; //1MHz jadi 100Hz
  
```

Dari diagram alir, Mikrokontroler akan mengirimkan data ADC melalui komunikasi serial dengan PC apabila terdapat request dari PC. Jika terdapat *request* untuk pengiriman data, maka akan terdapat indikator berupa LED pada Mikrokontroler yang menyala dan data ADC mulai dikirimkan terus menerus melalui komunikasi serial hingga request untuk berhenti dikirim oleh PC dan indikator mati. Berikut adalah penjelasan rinci mengenai sub program pada perangkat lunak Mikrokontroler.

3.3.2. Perancangan Perangkat Lunak pada PC

- Pengambilan Data

Pengambilan data dilakukan dengan request data ke Mikrokontroler dengan mengirimkan karakter 'B'. Setelah Mikrokontroler menerima karakter 'b', maka indicator LED menyala dan Mikrokontroler mulai mengirimkan data hasil konversi ADC melalui komunikasi serial.

```
comport1.open;
comport1.WriteStr('B');
```

Data yang diterima dari Mikrokontroler berupa buffer berukuran 6 bit. Str[1] adalah start bit ditandai dengan 'd', pada str[2], str[3], str[4], dan str[5] terdapat 2 buah data ADC didalamnya yaitu data sinyal EEG channel 1 dan channel 2, serta str[6] berupa stop bit ditandai dengan 'g'. Sehingga perlu adanya pemisahan data dan konversi data menjadi tegangan.

```
ch1:=(((100*ord(str[2]))+(ord(str[3]))/4095*3.3)-adder)/gain; //adder = 2; gain = 11.1*53.7*40
ch2:=(((100*ord(str[4]))+(ord(str[5]))/4095*3.3)-adder)/gain; //adder = 2; gain = 11.1*53.7*40
```

- Filter Digital

- *High Pass Filter*

Filter high pass dirancang agar mampu memfilter komponen DC serta sinyal dengan frekuensi dibawah DC serta sinyal dengan frekuensi dibawah frekuensi *cutoff* yang dirancang, yakni 0.5 Hz saat penguatan 3 dB. Filter *high pass* dirancang dengan orde 2 dengan lebar *bandwidth* sebesar 0.5 Hz, sehingga diperoleh :

$$r = 1 - \frac{BW \cdot \pi}{f_s} = 1 - \frac{0.5 \cdot \pi}{200} = 0.996$$

$$\theta = 2 \pi \frac{f_c}{f_s} = 2 \pi \frac{0.5}{200} = 0.0052 \pi$$

adapun, fungsi transfer dari *high pass filter* adalah

$$H(z) = \frac{1 - 2z^{-1} + z^{-2}}{1 - 2r \cos \theta z^{-1} + r^2 z^{-2}}$$

sehingga

$$H(z) = \frac{1 - 2z^{-1} + z^{-2}}{1 - 1.9919z^{-1} + 0.9922z^{-2}}$$

maka persamaan filter *high pass* dapat diperoleh
 $y[n] = x[n] - 2x[n-1] + x[n-2] - 1.991 y[n-1] - 0.9922 y[n-2]$

- *Low Pass Filter*

Filter *low pass* dirancang agar mampu memfilter sinyal dengan frekuensi tinggi diatas frekuensi *cutoff* yang dirancang, yakni 40 Hz saat penguatan 3 dB.

Filter *low pass* dirancang dengan orde 2 dengan lebar *bandwidth* sebesar 0.5 Hz, sehingga diperoleh :

$$r = 1 - \frac{BW \cdot \pi}{f_s} = 1 - \frac{20 \cdot \pi}{200} = 0.8429$$

$$\theta = 2 \pi \frac{f_c}{f_s} = 2 \pi \frac{40}{200} = 0.4\pi$$

adapun, fungsi transfer dari *low pass filter* adalah

$$H(z) = \frac{1+2z^{-1}+z^{-2}}{1-2r \cos \theta z^{-1}+r^2 z^{-2}}$$

sehingga

$$H(z) = \frac{1+2z^{-1}+z^{-2}}{1-0.5209z^{-1}+0.7105z^{-2}}$$

maka persamaan filter *low pass* dapat diperoleh

$$y[n] = x[n] + 2x[n-1] + x[n-2] + 0.5209 y[n-1] - 0.7105 y[n-2]$$

o *Notch Filter*

Filter *notch* dirancang agar mampu memfilter sinyal dengan frekuensi jala-jala listrik yaitu 50 Hz saat penguatan 3 dB. Filter notch dirancang dengan orde 2 dengan lebar *bandwidth* sebesar 2 Hz, sehingga diperoleh :

$$r = 1 - \frac{BW \cdot \pi}{f_s} = 1 - \frac{2 \cdot \pi}{200} = 0.98249$$

$$\theta = 2 \pi \frac{f_c}{f_s} = 2 \pi \frac{50}{200} = 0.5\pi$$

adapun, fungsi transfer dari *notch filter* adalah

$$H(z) = \frac{1-2 \cos \theta z^{-1}+z^{-2}}{1+2r \cos \theta z^{-1}+r^2 z^{-2}}$$

sehingga

$$H(z) = \frac{1+z^{-2}}{1+0.9688z^{-2}}$$

maka persamaan filter *notch* dapat diperoleh

$$y[n] = x[n] + x[n-2] - 0.9688 y[n-2]$$

• Implementasi DFT

Dari persamaan DFT, implementasi pada program direalisasikan dengan nilai k, n, dan N yang disesuaikan dengan kebutuhan. Nilai N merupakan jumlah data yang ditetapkan sebesar 200 sesuai frekuensi *sampling* dan nilainya dapat diganti pada sub program untuk

menyesuaikan frekuensi *sampling* yang digunakan. Sedangkan nilai n dan k ditetapkan mulai 0 hingga jumlah data N . Pada input $x[n]$, n merupakan indeks data input yang masuk sedangkan pada $X[k]$, k adalah indeks untuk frekuensi. Input $x[n]$ pada rutin program `dft` diimplementasikan dengan `xdfd[k]`. Output $X[k]$ pada rutin program `dft` diimplementasikan dengan `xdfd_mag[n]`.

```

var
k,n : integer;
dftmax:real;
power,power1:real;
begin
  for k :=0 to 200000 do
    begin
      xdfd[k]:=0;
    end;
    dftmax:=0;
    fsampling :=strtoint(maskedit4.text);
    series2.clear;
    for k :=0 to jmldat do
      begin
        xdfd[k]:=outfilter[k];
      end;
      dft;
      //for n :=1 to strtoint(maskedit4.text) div 2 do
      for n := 1 to fsampling - 1 do
        begin
          if dftmax<xdfd_mag[n] then
            dftmax:=xdfd_mag[n];
          if xdfd_mag[n]=0 then xdfd_mag[n]:=0.000000000001;
          end;
          for n :=1 to 50 do
            begin
              Series2.AddXY(n, xdfd_mag[n]/dftmax);
            end;
          for n :=7 to 13 do
            begin
              power:=power+n*xdfd_mag[n];
              power1:=power1+xdfd_mag[n];
            end;
            power:=power;
            edit17.Text:=floattostr(power/power1);
          end;

```

Gambar 3. 12 Source code DFT

- Implementasi STFT

Dari persamaan STFT, implementasi pada program direalisasikan dengan nilai t dan ω yang disesuaikan dengan kebutuhan, dimana $\omega = 2\pi f$.

$$STFT\{x(t)\}(\tau, \omega) \equiv X(\tau, \omega) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)w(t-\tau)e^{-j\omega t} dt$$

Prinsip dari STFT merupakan pengembangan dari DFT yang diuraikan pada tiap lebar jendela yang ditentukan. Lebar jendela ditentukan dari input yang dimasukkan pada sub program dinyatakan dengan `lebwindow`. Sedangkan jumlah window dari seluruh data dinyatakan dengan `jwindow` dimana,

$$\text{jwindow} = \text{jumlah data} / \text{lebar window}$$

Nilai minimum dan maksimum dari lebar window dinyatakan dengan `minstft` dan `maxstft` dimana,

$$\begin{aligned} \text{Minstft}[k] &:= (k * \text{lebwindow}) - \text{round}((\text{lebwindow})/2 - (\text{irisan} * k)); \\ \text{Maxstft}[k] &:= (k * \text{lebwindow}) + \text{round}((\text{lebwindow})/2 - (\text{irisan} * k)); \end{aligned}$$

dimana k adalah window mulai dari 0 hingga jumlah window. Proses integral dari nilai input dikalikan dengan window pada STFT diimplementasikan pada program dengan model diskrit menggunakan sigma. Konsep perhitungan fungsi kontinu dengan integral diubah menjadi data diskrit dengan nilai minimum integral adalah 0 dan maksimum adalah jumlah data sebanyak N . Nilai N merupakan jumlah data yang ditetapkan sebesar 200 sesuai frekuensi *sampling* dan nilainya dapat diganti pada sub program untuk menyesuaikan frekuensi *sampling* yang digunakan.

$$STFT\{x(t)\}(\tau, \omega) \equiv X(\tau, \omega) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)w(t-\tau)e^{-j\omega t} dt$$

Pada input `outfilter[i]` dan `window wh[i]`, i merupakan indeks window sedangkan pada output `stft_mag[k,i]`, k adalah indeks untuk frekuensi dan i untuk window.

```
const
irisan : real =0;
var
i,k : integer;
minstft,maxstft : integer;
```

```

fsamp : integer;
s : string;
wt : array [1..1000] of extended;
temp : real;
begin

  for k :=0 to 200000 do
  begin
    xdf[k]:=0;
  end;
  series3.clear;
  fsamp:=128;
  fsampling:=strtoint(maskedit4.text);
  lebwindow:=strtoint(maskedit1.text);
  jwindow:=round(jmldat/lebwindow);

  for k :=0 to jwindow do
  begin
    minstft := (k*lebwindow) - round((lebwindow)/2-(irisan*k));
    maxstft := (k*lebwindow) + round((lebwindow)/2-(irisan*k));
    if minstft > 1 then
    begin
      for i:=1 to minstft-1 do wh[i]:=0;
    end;
    if maxstft < jmldat then
    begin
      for i:= (maxstft+1) to jmldat do wh[i]:=0;
    end;

    for i:=minstft to maxstft do
    begin
      if radiobutton1.Checked then
      begin
        wh[i] := 0.54 + 0.46 * cos((2*pi*(i-(irisan*k)))/lebwindow); //
      hamming
        xh[i] := outfilter[i] * wh[i];
        xdf[i-minstft]:=xh[i];
      end;
      if radiobutton2.Checked then
      begin
        wh[i] := 0.5 + 0.5 * cos((2*pi*(i-(irisan*k)))/lebwindow+1); // von
      hann
        xh[i] := outfilter[i] * wh[i];
        xdf[i-minstft]:=xh[i];
      end;
      if radiobutton3.Checked then
      begin
        wh[i] := 0.42 + (0.5 * cos ((2*pi*(i-(irisan*k)))/(lebwindow))) +
          (0.08 * cos ((4 * pi * i)/(lebwindow))); // Blackman
      end;
    end;
  end;
end;

```

```

        xh[i] := outfilter[i] * wh[i];
        xdf[i-minstft]:=xh[i];
    end;
    if radiobutton4.Checked then
    begin
        wh[i] := 1; // rectangular
        xh[i] := outfilter[i] * wh[i];
        xdf[i-minstft]:=xh[i];
    end;
end;

for i:=maxstft+1 to jml-dat do xdf[i]:=0;
dft;
for i:= 0 to (jml-dat div 2) do
begin
    stft_mag[k,i]:= xdf_mag[i];
    if stftmax < stft_mag[k,i] then
        stftmax:=stft_mag[k,i];
    end;
end;
series22.clear;
for k:=0 to jwindow do
begin
    for i:=(StrToInt(maskedit2.Text)) to (StrToInt(maskedit3.Text)) do
    begin
        Series22.AddXYZ(k/jwindow*jml-dat/fsampling,stft_mag[k+1,i,(i-
1));

        end;
    end;
end;
end;

```

Gambar 3. 13 Source code STFT

- Implementasi CWT

Dari persamaan CWT, dimana s adalah nilai skala dan τ adalah *time shift* yang menunjukkan pergeseran atau translasi dari *mother wavelet* yang keduanya dapat ditentukan sesuai kebutuhan.

$$CWT_x^{\psi}(\tau, s) = \mathbb{E}_x^{\psi}(\tau, s) = \frac{1}{\sqrt{|s|}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \cdot \mathbb{E}^* \left(\frac{t - \tau}{s} \right) dt$$

Untuk menyelesaikan komputasi dengan persamaan di atas, terdapat langkah-langkah yang dijalankan dalam program, yaitu meletakkan wavelet pada bagian depan sinyal dan

mengatur nilai skala $s=1$ untuk menghasilkan wavelet yang paling terkompresi. Kemudian langkah selanjutnya adalah mengalikannya dengan fungsi wavelet pada nilai skala $s=1$ dengan sinyal *input* dan mengintegalkannya pada setiap ranah waktu, lalu mengalikannya dengan $1/\sqrt{s}$. Selanjutnya wavelet digeser ke waktu $t=$ dan mendapatkan nilai transformasi pada $t=$ dan $s=1$. Kemudian prosedur tersebut diulang hingga mencapai akhir dari sinyal *input*. Kemudian nilai skala s ditambah dengan nilai yang kecil, lalu mengulangi langkah 1 hingga 4 dengan nilai skala s yang baru. Setiap perhitungan terhadap nilai s yang diberikan akan mengisi satu baris di sumbu waktu-skala pada hasil transformasi wavelet kontinu. Hasil transformasi wavelet kontinu diperoleh saat seluruh nilai s telah selesai dihitung.

Untuk mentransformasikan sinyal EEG dengan transformasi wavelet kontinu (CWT), ketujuh langkah diatas direalisasikan dalam program yang memiliki algoritma yang pertama, menetapkan frekuensi wavelet (f_0) sebesar 0.849. Lalu menghitung besarnya omega dengan persamaan $\omega_0 = 2 \times \pi \times f_0$. Kemudian jumlah kolom hasil CWT ditentukan untuk menentukan resolusi waktu dari hasil CWT. Dalam hal ini, jumlah kolom sama dengan jumlah data pada sinyal EEG. Selanjutnya jumlah baris hasil CWT ditetapkan sesuai dengan resolusi frekuensi yang ingin diamati hasil transformasinya. Dalam program ini jumlah baris ditentukan sebanyak 100 baris. Besarnya koefisien pergeseran waktu (τ) yang besarnya sama dengan periode *sampling* sinyal *input* dan dimasukkan dalam variabel dt melalui persamaan $dt = 1/fs$. Variabel skala adalah a dan variabel translasi adalah b . Nilai skala awal ditentukan sebesar 10^{-3} supaya diperoleh hasil transformasi yang memiliki resolusi tinggi untuk sinyal *input* EEG yang diberikan. Sedangkan untuk nilai awal variabel translasinya ditentukan sebesar 0.0. Iterasi tingkat pertama dilakukan untuk menyelesaikan langkah kedua komputasi CWT, yaitu mengintegalkan komponen real dan imajiner dari sinyal *input* dan mengalikannya dengan fungsi wavelet dan $1/\sqrt{a}$ pada setiap ranah waktu t . Untuk setiap data pada sinyal *input* EEG $x(t)$ dihitung nilai real, imajiner, integrasi, dan penambahan nilai t .

$$\begin{aligned} \text{real} &= \frac{1}{\sqrt{a}} \times \frac{1}{\sqrt[3]{\pi}} \times e^{\left(\frac{-(t-b)}{a} \times \frac{(t-b)}{a/2.0}\right)} \times \cos\left(\omega_w \times \frac{(t-b)}{a}\right) \\ \text{imajiner} &= \frac{1}{\sqrt{a}} \times \frac{-1}{\sqrt[3]{\pi}} \times e^{\left(\frac{-(t-b)}{a} \times \frac{(t-b)}{a/2.0}\right)} \times \sin\left(\omega_w \times \frac{(t-b)}{a}\right) \end{aligned}$$

$$\text{real}_{cwt} = \text{real}_{cwt} + (x(t) \times \text{real})$$

$$\text{imajiner}_{cwt} = \text{imajiner}_{cwt} + (x(t) \times \text{imajiner})$$

$$t = t + dt$$

Hasil yang diperoleh dari iterasi ini adalah magnitudo hasil transformasi wavelet kontinu pada satu koordinat baris dan kolom.

$$\text{magnitudo}_{cwt} = \sqrt{(\text{real}_{cwt})^2 + (\text{imajiner}_{cwt})^2}$$

Iterasi tingkat kedua dilakukan untuk menjalankan fungsi translasi dari transformasi wavelet, dimana koefisien translasinya akan bertambah sebanyak *db*.

$$db = (\text{jumlah data cwt} - 1) \times dt / \text{jumlah kolom}$$

Untuk setiap pergeseran translasi sebesar *db*, program akan kembali melakukan iterasi tingkat pertama. Setelah komputasi iterasi tingkat kedua selesai dilakukan, hasilnya adalah magnitudo hasil transformasi wavelet kontinu pada satu baris frekuensi (langkah 4 selesai).

Iterasi tingkat ketiga dilakukan untuk memperoleh hasil transformasi wavelet secara keseluruhan. Komputasi iterasi tingkat pertama dan kedua dilakukan untuk setiap nilai skala dengan penambahan skala sebesar $a = a + 10^{-3}$ pada tiap iterasi di tingkat ketiga.

Persamaan *mother wavelet* dapat dihitung dengan persamaan sebagai berikut,

$$\mathbb{E}^*(t) = f^{-1/4} \cdot e^{-jS_0 t} \cdot e^{-t^2/2}$$

dimana nilai S_0 sama dengan $2ff_0$ dan f_0 sebesar 0,849.

Parameter skala dapat ditransformasikan menjadi parameter frekuensi dengan persamaan

$$f = \frac{fc}{s}$$

dimana fc adalah frekuensi pusat setiap skala s yang nilainya sama dengan f_0 . Pada penelitian ini, nilai skala yang digunakan adalah 10^{-3} dengan langkah sebesar 10^{-3} .

```

var
i,j,k:integer;
a_awal,dt,db:extended;
fk,tk:array [0..50000]of extended;
begin
listbox1.Items.Clear;
mincwt:=0;
maxcwt:=jmlдат;
series3.Clear;
fs:=strtoint(maskedit4.text);
dt:=1/fs;
rowcount:=100; //sumbu z = skala frekuensi
columncount:=100; //sumbu x = waktu (lebar window utk waktu)
a:=strtofloat(combobox1.Text); //skala
a_awal:=a;
da:=strtofloat(combobox2.Text); //delta skala
w0:=2*pi*0.849; //frekuensi resonan ==>> morlet

//inisialisasi nilai awal cwt
for i:= 0 to Rowcount-1 do
begin
for j:= 0 to columncount-1 do
begin
Cwtre[j,i]:=0;
Cwtim[j,i]:=0;
Cwt[j,i]:=0;
end;
end;

db:=(maxcwt-mincwt)*dt/(columncount-1); //max-min = jumlah data,
dt=periode sampling (1/fs) = Ts
for i:= 0 to rowcount-1 do //scale ==>> pergeseran domain frekuensi
begin
b:=0.0;
for j:= 0 to columncount-1 do //translation ==>> domain do
(pergeseran waktu)
begin
t:=0.0;
for k:= mincwt to maxcwt do //integration ==>> mengolah semua
data
begin
rem:=1/sqrt(a)*1/power(pi,0.25)*Exp(-(t-b)/a)*(t-
b)/a/2.0)*cos(w0*(t-b)/a);
imm:=1/sqrt(a)*-1/power(pi,0.25)*Exp(-(t-b)/a)*(t-
b)/a/2.0)*sin(w0*(t-b)/a);
cwtre[j,i]:=cwtre[j,i]+outfilter[k]*rem;
cwtim[j,i]:=cwtim[j,i]+outfilter[k]*imm;

```

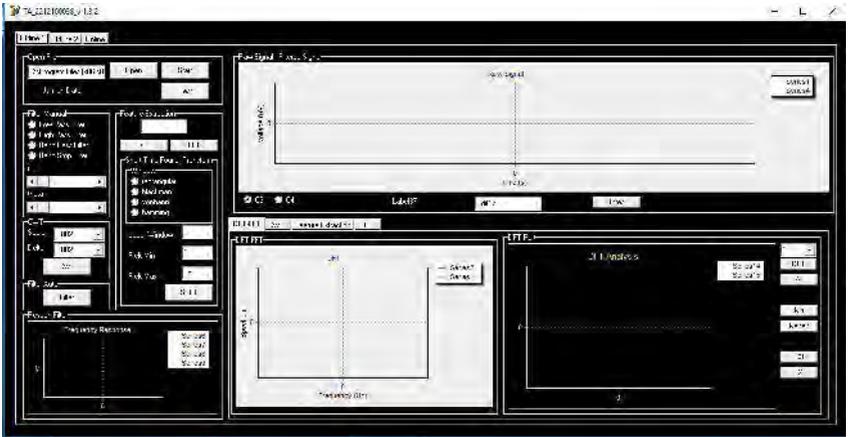
```

        t:=t+dt;
    end;
    cwt[j,i]:=sqrt(sqrt(cwtre[j,i])+sqrt(cwtim[j,i]));
    b:=b+db;
end;
a:=a+da;
end;

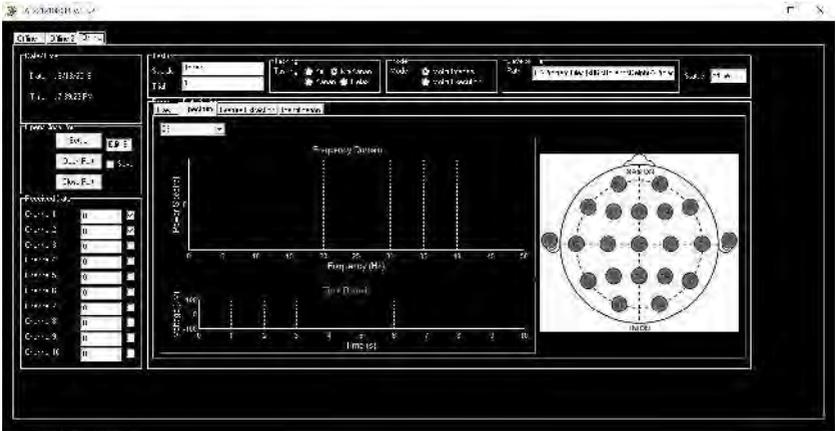
cwtmin:=cwt[1,1];
cwtmax:=cwt[1,1];
for i := 1 to rowcount-1 do
begin
    for j := 1 to columncount-1 do
    begin
        if cwt[j,i]<cwtmin then cwtmin:= cwt[j,i]
        else
            if cwt[j,i]>cwtmax then cwtmax:= cwt[j,i]
        end
    end;
end;
label22.Caption :=floattostr(cwtmax);
for i:= 0 to 100 do //scale
begin
    for j:= 0 to columncount-1 do //translation
    begin
        //chart1.BottomAxis.Title.Caption:='waktu (s)';
        //chart2.BottomAxis.Title.Caption:='waktu (s)';
        series3.AddXYZ(((j*(maxcwt-mincwt)/(columncount-
1))+mincwt)*dt,cwt[j,i]/cwtmax,100-i); //
        //series2.AddXYZ(((j*(max-min)/(columncount-
1))+min)*dt,cwt[j,i],i);
    end;
    fk[i] := (0.849)/(a_awal+i*da);
    Listbox1.Items.Add('skala['+inttostr(100-i)+']= '+floattostr(fk[i])+ ' Hz'
);
end;
end;
end;

```

Gambar 3. 14 Source code CWT



Gambar 3. 15 Tampilan program analisis sinyal EEG dengan DFT, STFT, dan CWT



Gambar 3. 16 Tampilan program pengambilan sinyal EEG secara *real time*

3.4. Subjek dan Prosedur Perekaman Sinyal EEG

3.4.1. Subjek

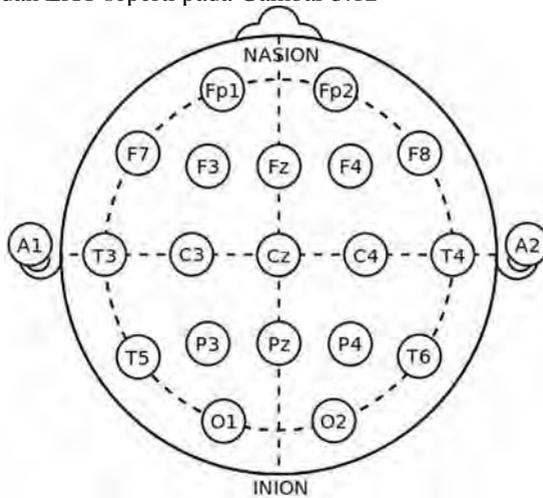
Subjek perekaman sinyal terdiri dari subjek normal, jenis kelamin laki-laki, dengan rentang usia 20-22 tahun. Proses perekaman dilakukan

dengan subjek duduk rileks di atas kursi di depan layar *monitor* PC. Pada layar akan muncul instruksi yang harus dilakukan subjek sesuai prosedur perekaman.

3.4.2. Posisi Elektroda pada Scalp Kepala

Data sinyal EEG diambil dengan menggunakan elektroda tipe *non-invasive electrode* jenis Ag/Cl yang diletakkan pada scalp kepala.

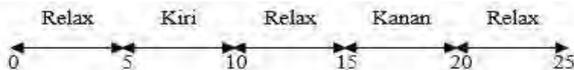
Posisi penempatan elektroda untuk menentukan parameter *channel* yang merepresentasikan motor imagery pada 20 titik pada kepala, yaitu FP1, FP2, FZ, F7, F3, FZ, F4, F8, T7, C3, CZ, C4, T8, P7, P3, PZ, P4, P8, O1, O2, dan EXT seperti pada Gambar 3.12



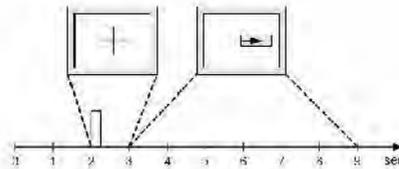
Gambar 3. 17 Posisi penempatan elektroda pada system EEG 10-20^[7]

3.4.3. Prosedur Tasking saat Perekaman Data

Pengambilan data dapat dilakukan dengan 3 mode. Mode pertama adalah pengambilan data dengan tasking sekuensial dari *relax* dan gerakan tangan kiri dan tangan kanan, mode kedua adalah pengambilan data dengan tasking sekuensial dari *relax* dan membayangkan gerakan tangan kiri dan tangan kanan, dan mode ketiga adalah pengambilan data dengan tasking gerakan bayangan kiri dan kanan pada tangan secara independen.



Pada mode pertama, subjek diminta untuk mengikuti instruksi yang muncul pada layar *monitor*. Terdapat 3 buah instruksi yaitu *relax*, *left*, dan *right*. Pada 5 detik pertama, detik ke 11-15, serta detik 21-25 ketika instruksi '*relax*' muncul, maka subjek diminta untuk tenang dengan kedua tangan yang *relax* pula. Kemudian pada detik ke 6-10 instruksi '*left*' muncul, subjek diminta untuk menggerakkan tangan kirinya. Pada detik ke 16-20 instruksi '*right*' muncul, subjek diminta menggerakkan tangan kanan. Pada mode kedua, instruksi yang muncul sama seperti mode pertama, hanya saja subjek tidak menggerakkan tangan tetapi hanya membayangkan saja. Berikut penjelasan lebih rinci mengenai tasking selama pengambilan data.



Gambar 3. 18 Proses Tasking pada Mode Ketiga ^[17]

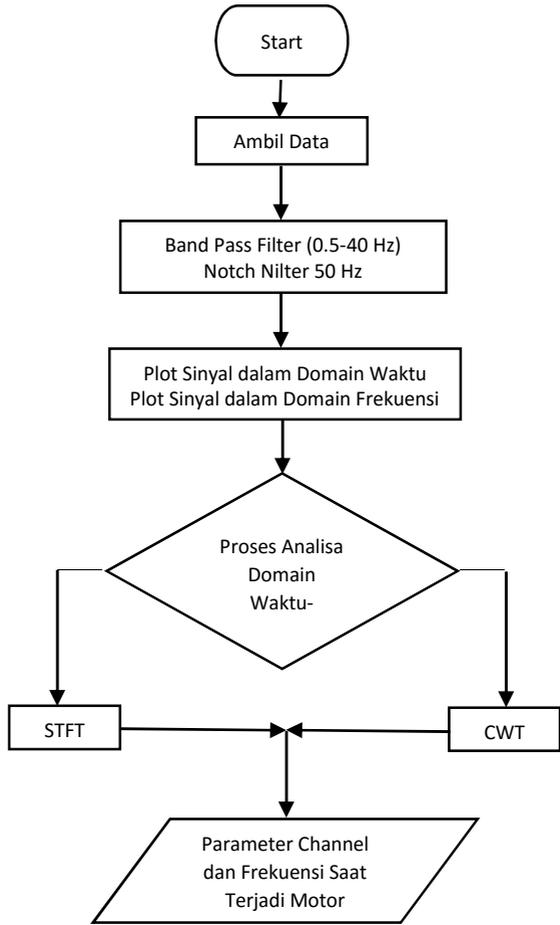
Mode ketiga diujikan pada subjek yang minimal telah menjalani tasking mode kedua sebanyak 3x8 sesi. Pada mode ketiga, subjek diminta untuk mengikuti instruksi yang muncul pada layar monitor. Terdapat dua instruksi pada mode ini, yaitu kiri dan kanan. Ketika instruksi '*left*' muncul, subjek diminta untuk membayangkan dirinya menggerakkan tangan kirinya. Ketika instruksi '*right*' muncul, subjek diminta untuk membayangkan dirinya menggerakkan tangan kanannya. Pengambilan data dilakukan selama 9 detik per sesi. Mode ketiga diujikan pada subjek yang minimal telah menjalani *tasking* mode kedua sebanyak 3x8 sesi agar subjek terbiasa dengan *tasking motor imagery* yang membutuhkan proses *training*.

3.4.4. Proses Identifikasi *Motor Imagery*

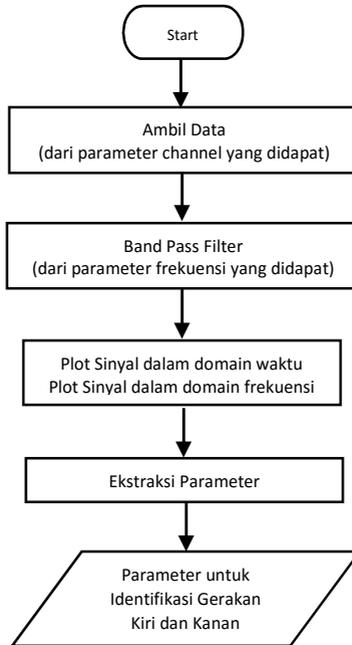
Dalam proses identifikasi *motor imagery*, parameter mengenai *channel* yang digunakan serta parameter frekuensi yang digunakan dicari terlebih dahulu dengan analisa sinyal pada domain waktu-frekuensi. Sinyal yang digunakan adalah sinyal yang terekam dengan proses tasking yang telah direncanakan.

Setelah parameter *channel* dan frekuensi saat terjadi *motor imagery* didapatkan, selanjutnya sinyal diolah dengan ekstraksi parameter untuk

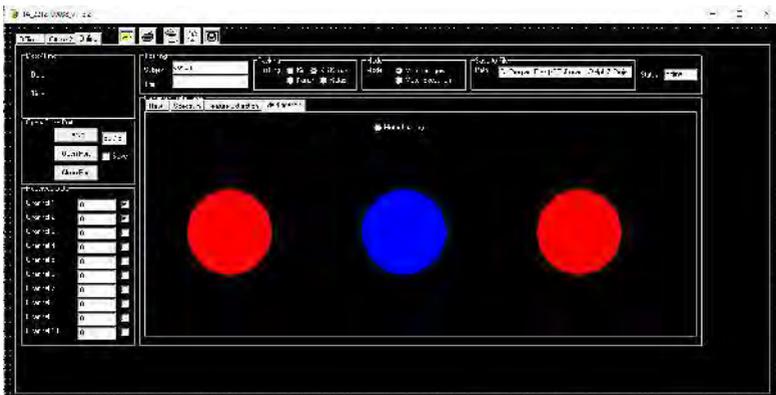
mendapatkan parameter yang dapat digunakan dalam proses identifikasi gerakan kiri dan kanan pada *upper limb segment*.



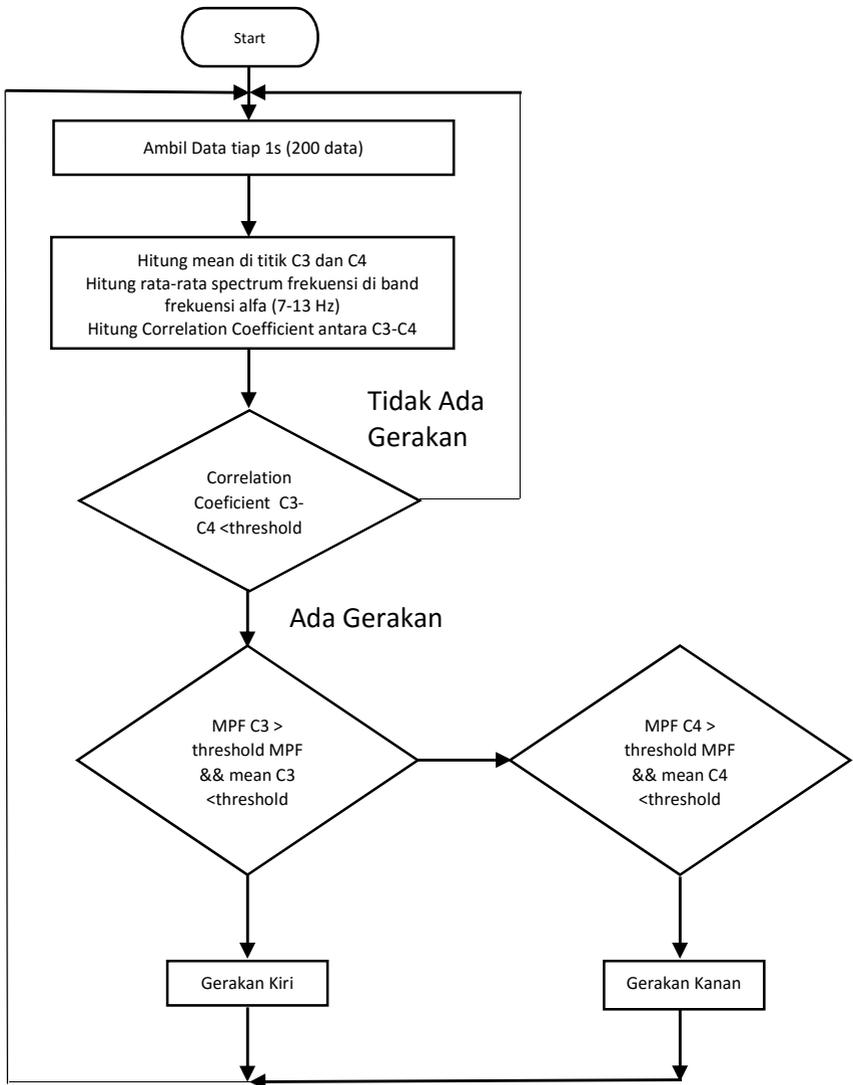
Gambar 3. 19 Diagram alir menentukan parameter channel dan frekuensi



Gambar 3. 20 Diagram alir menentukan parameter pada proses identifikasi



Gambar 3. 21 Tampilan program pengidentifikasi motor imagery secara real time



Gambar 3. 22 Diagram alir mengidentifikasi bayangan gerakan pada *Upper Limb Segment*

BAB IV PENGUJIAN DAN ANALISIS

Bab ini membahas mengenai pengujian dan pembahasan perangkat keras maupun perangkat lunak dari desain sistem yang telah dirancang pada bab sebelumnya. Hasil pengujian disertai dengan tabel, grafik, dan gambar yang mendukung pengujian dan pembahasan sistem.

4.1. Pengujian Perangkat Keras

Pengujian perangkat keras dilakukan dengan cara mengamati dan membandingkan antara sinyal *input*, respon sistem, serta sinyal *output* yang dikeluarkan pada tiap blok dari sistem. Pembahasan dan pengujian sistem pada sub bab ini terdiri dari pengujian *instrumentation amplifier*, *main amplifier*, filter analog, *variable amplifier*, *isolation amplifier*, *adder amplifier*, serta pengujian secara menyeluruh dari perangkat keras.

4.1.1. Pengujian *Instrumentation amplifier*

Pengujian *instrumentation amplifier* dilakukan dengan memberi sinyal *input* yang dihasilkan dari *function generator* berupa gelombang sinus dengan amplitudo 232 mVp-p dan frekuensi bervariasi. Pengujian awal dilakukan untuk menguji penguat instrumen dengan mode differensial. Sinyal sinus dimasukkan pada *input (+)* penguat instrumen, sedangkan *input (-)* di *ground* kan. Sedangkan pengujian selanjutnya dilakukan dengan mode *common*, dimana *input (+)* dan *(-)* diberi sinyal sinus dengan amplitudo, frekuensi, dan fase yang sama. Kemudian dari masing-masing pengujian didapatkan penguatan saat mode differensial A_d dan saat mode *common* A_c . Kemudian CMRR dapat dihitung dengan persamaan :

$$CMRR = 20 * \log_{10} \left(\frac{A_d}{A_c} \right)$$



Gambar 4. 1 Pengujian rangkaian instrumentation amplifier. Bagian kiri pengujian saat mode differensial sedangkan bagian kanan pengujian saat mode common.

Tabel 4. 1 Pengujian rangkaian *instrumentation amplifier*

Frekuensi (Hz)	Vin p-p (mV)	VoutD (mV)	VoutC (mV)	Ad	Ac	CMRR
10	232	2480	82	10.68966	0.353448	29.61276
20	232	2480	82	10.68966	0.353448	29.61276
30	232	2480	82	10.68966	0.353448	29.61276
40	232	2480	82	10.68966	0.353448	29.61276
50	232	2480	82	10.68966	0.353448	29.61276
60	232	2480	82	10.68966	0.353448	29.61276
70	232	2480	82	10.68966	0.353448	29.61276
80	232	2480	82	10.68966	0.353448	29.61276
90	232	2480	82	10.68966	0.353448	29.61276
100	232	2480	82	10.68966	0.353448	29.61276
200	232	2480	82	10.68966	0.353448	29.61276
300	232	2480	82	10.68966	0.353448	29.61276
400	232	2480	82	10.68966	0.353448	29.61276
500	232	2480	82	10.68966	0.353448	29.61276
1000	232	2480	82	10.68966	0.353448	29.61276
5000	232	2480	82	10.68966	0.353448	29.61276
10000	232	2480	82	10.68966	0.353448	29.61276
20000	232	2480	82	10.68966	0.353448	29.61276
50000	232	2480	82	10.68966	0.353448	29.61276
100000	232	2480	82	10.68966	0.353448	29.61276

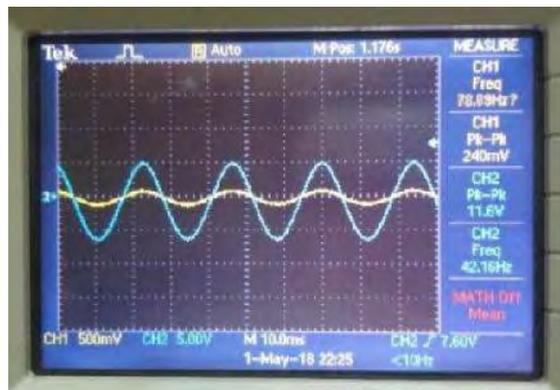
Dari data pengujian yang didapatkan, dapat dilihat bahwa nilai CMRR 29 dB yang dihasilkan cukup baik dibandingkan dengan penguat instrumen dengan 3 buah op-amp maupun IC penguat instrumen lainnya seperti AD620 dengan CMRR 25 dB. Selain itu, dari hasil pengujian mode differensial didapatkan bahwa penguatan dari penguat instrumen yang dirancang adalah sebesar 10.68966. Sehingga *error* dari penguatan pada penguat instrumen didapatkan sebesar 2.8% dari penguatan berdasarkan teori yaitu 11 kali.

4.1.2. Pengujian *Main Amplifier*

Pada pengujian *main amplifier*, sinyal input yang diberikan memiliki besar amplitudo 216 mVp-p dan frekuensi yang bervariasi.

Tabel 4. 2 Pengujian rangkaian *main amplifier*

Frekuensi (Hz)	Vin p-p (mV)	Vout p-p (mV)	RG (k ohm)	Gain (Vout/Vin)	Gain Calculation
1	216	11600	56	53.7037037	57
5	216	11600	56	53.7037037	57
10	216	11600	56	53.7037037	57
20	216	11600	56	53.7037037	57
30	216	11600	56	53.7037037	57
40	216	11600	56	53.7037037	57
50	216	11600	56	53.7037037	57
60	216	11600	56	53.7037037	57
70	216	11600	56	53.7037037	57
80	216	11600	56	53.7037037	57
90	216	11600	56	53.7037037	57
100	216	11600	56	53.7037037	57



Gambar 4. 2 Pengujian rangkaian *main amplifier*

Berdasarkan pengujian yang dilakukan, didapatkan besar penguatan dari *main amplifier* adalah sebesar 53.7 kali, sedangkan penguatan dari hasil perhitungan adalah 57 kali. Sehingga error penguatan pada blok ini didapatkan sebesar 5.78%.

4.1.3. Pengujian *Band Pass Filter*

Pada sub bab ini akan dibahas mengenai hasil dari proses *filtering* dengan *band pass filter* yang terdiri dari filter *low pass* dan filter *high pass*.

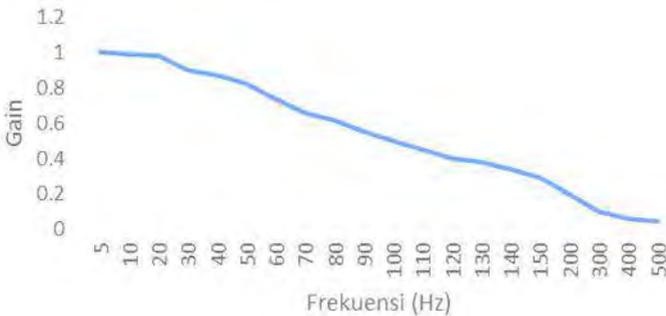
4.1.3.1. *Low Pass Filter*

Pengujian filter analog dilakukan dengan memberi sinyal input berupa gelombang sinus dengan amplitudo dan frekuensi bervariasi untuk mengamati respon frekuensi dari *low pass filter*.

Filter *low pass* yang dirancang memiliki frekuensi *cutoff* sebesar 70 Hz, maka secara teoritis rangkaian filter ini memiliki penguatan sebesar 0.707 atau -3db pada frekuensi *cutoff*. Berdasarkan pengujian yang dilakukan didapatkan,

- Frekuensi saat penguatan 0.707 atau -3db adalah 68 Hz
- Penguatan maksimum pada daerah *passband* adalah satu kali
- Pergeseran frekuensi *cutoff* adalah sekitar 2 Hz

Perbandingan hasil pengujian dengan perhitungan secara teoritis kurang tepat. Namun untuk kebutuhan sistem instrumenasi EEG respon dari rangkaian *low pass filter* sudah baik karena *range* dari sinyal EEG dominan berada pada rentang frekuensi 0.5Hz-35Hz.



Gambar 4. 3 Grafik pengujian rangkaian *low pass filter*

Tabel 4. 3 Pengujian rangkaian *low pass filter*

Frekuensi (Hz)	Vin p-p (mV)	Vin rms (mV)	Vout p-p (mV)	Vout rms (mV)	Gain
5	5000	1720	5040	1720	1.008
10	5040	1640	5000	1720	0.992063492
20	4960	1640	4880	1600	0.983870968
30	5040	1710	4560	1580	0.904761905
40	5040	1720	4400	1500	0.873015873
50	4960	1760	4080	1390	0.822580645
60	5120	1780	3760	1260	0.734375
70	5120	1690	3360	1140	0.65625
80	5040	1720	3120	1020	0.619047619
90	5040	1680	2800	930	0.555555556
100	4960	1680	2480	826	0.5
110	4960	1670	2240	726	0.451612903
120	4960	1730	2000	650	0.403225806
130	5040	1660	1920	632	0.380952381
140	4960	1650	1680	552	0.338709677
150	4880	1680	1420	498	0.290983607
200	4960	1680	980	363	0.197580645
300	4960	1670	480	189	0.096774194
400	4880	1660	280	133	0.057377049
500	4880	1660	200	122	0.040983607

4.1.3.2. High Pass Filter

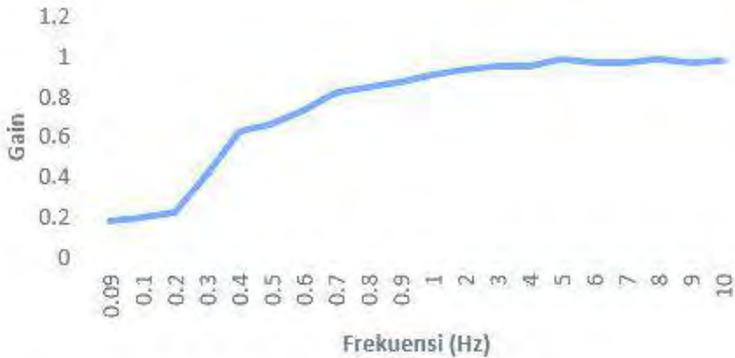
Pengujian filter analog dilakukan dengan memberi sinyal *input* berupa gelombang sinus dengan amplitudo 5 V_{p-p} dan frekuensi bervariasi untuk mengamati respon frekuensi dari *high pass filter*.

Filter *high pass* yang dirancang memiliki frekuensi *cutoff* sebesar 0.23 Hz, maka secara teoritis rangkaian filter ini memiliki penguatan sebesar 0.707 atau -3db pada frekuensi *cutoff*. Berdasarkan pengujian yang dilakukan didapatkan,

- Frekuensi saat penguatan 0.707 atau -3db adalah 0.56 Hz
- Penguatan maksimum pada daerah *passband* adalah satu kali
- Pergeseran frekuensi *cutoff* adalah sekitar 0.33 Hz

Tabel 4. 4 Pengujian rangkaian high pass filter

Frekuensi (Hz)	Vin p-p (mV)	Vin rms (mV)	Vout p-p (mV)	Vout rms (mV)	Gain
0.09	4880	1660	880	283	0.180328
0.1	4880	1660	960	320	0.196721
0.2	4960	1670	1120	365	0.225806
0.3	4960	1680	2000	677	0.403226
0.4	4880	1680	3040	1060	0.622951
0.5	4960	1650	3280	1110	0.66129
0.6	5040	1660	3680	1290	0.730159
0.7	4960	1730	4080	1400	0.822581
0.8	4960	1670	4200	1440	0.846774
0.9	4960	1680	4320	1520	0.870968
1	5040	1680	4560	1580	0.904762
2	5040	1720	4720	1620	0.936508
3	5120	1690	4880	1660	0.953125
4	5120	1780	4880	1700	0.953125
5	4960	1760	4880	1700	0.983871
6	5040	1720	4880	1700	0.968254
7	5040	1710	4880	1670	0.968254
8	4960	1640	4880	1660	0.983871
9	5040	1640	4880	1700	0.968254
10	5000	1720	4880	1700	0.976

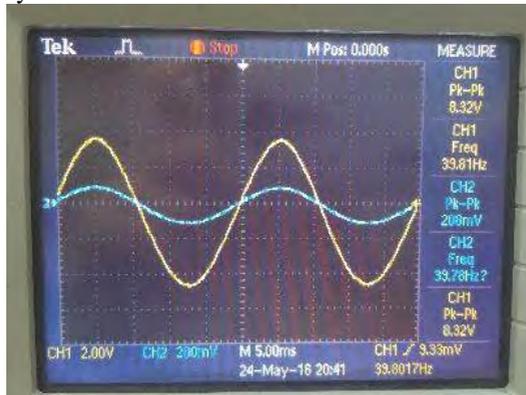


Gambar 4. 4 Grafik pengujian rangkaian *high pass filter*

Perbandingan hasil pengujian dengan perhitungan secara teoritis kurang tepat. Namun untuk kebutuhan sistem instrumenasi EEG respon dari rangkaian *high pass filter* sudah baik karena range dari sinyal EEG dominan berada pada rentang frekuensi 0.5Hz-30Hz.

4.1.4. Pengujian *Variable Amplifier*

Pada pengujian *variable amplifier*, sinyal input yang diberikan memiliki besar amplitudo 208 mV dan frekuensi yang bervariasi mulai dari 1 Hz hingga 100 Hz. Dari hasil pengujian pada tabel 4.5, didapatkan bahwa gain dari rangkaian *variable amplifier* sesuai dengan gain hasil perhitungan yaitu 40 kali.



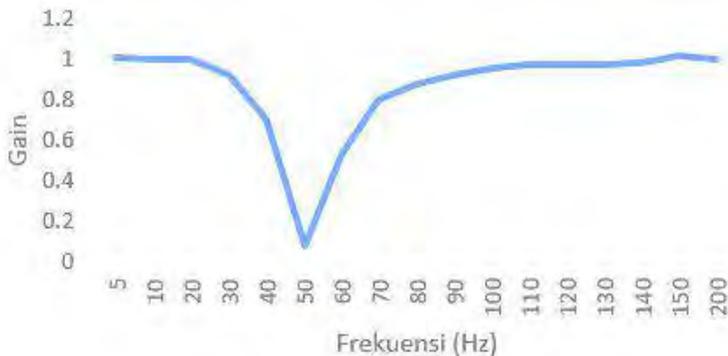
Gambar 4. 5 Pengujian rangkaian *variable amplifier*

Tabel 4. 5 Pengujian rangkaian *variable amplifier*

Frekuensi (Hz)	Vin p-p (mV)	Vout p-p (mV)	Gain (Vout/Vin)	Gain Calculation
1	208	8320	40	40
5	208	8320	40	40
10	208	8320	40	40
20	208	8320	40	40
30	208	8320	40	40
40	208	8320	40	40
50	208	8320	40	40
60	208	8320	40	40
70	208	8320	40	40
80	208	8320	40	40
90	208	8320	40	40
100	208	8320	40	40

4.1.5 Notch Filter

Pengujian filter analog dilakukan dengan memberi sinyal *input* berupa gelombang sinus dengan amplitudo 5Vp-p dan frekuensi bervariasi mulai dari 5 -200 Hz untuk mengamati respon frekuensi dari *notch filter*.



Gambar 4. 6 Grafik pengujian rangkaian *notch filter*

Tabel 4. 6 Pengujian rangkaian *notch filter*

Frekuensi (Hz)	Vin p-p (mV)	Vin rms (mV)	Vout p-p (mV)	Vout rms (mV)	Gain
5	5000	1720	5040	1720	1.008
10	5040	1640	5040	1700	1
20	4960	1640	4960	1660	1
30	5040	1710	4640	1600	0.920634921
40	5040	1720	3520	1170	0.698412698
50	4960	1760	400	100	0.080645161
60	5120	1780	2720	922	0.53125
70	5120	1690	4080	1410	0.796875
80	5040	1720	4400	1510	0.873015873
90	5040	1680	4640	1600	0.920634921
100	4960	1680	4720	1640	0.951612903
110	4960	1670	4800	1660	0.967741935
120	4960	1730	4800	1660	0.967741935
130	5040	1660	4880	1720	0.968253968
140	4960	1650	4880	1720	0.983870968
150	4880	1680	4960	1720	1.016393443
200	4960	1680	4960	1720	1

Filter *notch* yang dirancang memiliki frekuensi resonansi 50 Hz, maka secara teoritis rangkaian filter ini memiliki penguatan minimum pada saat frekuensi resonansi. Berdasarkan pengujian yang dilakukan didapatkan,

- Tegangan output dari *notch filter* saat frekuensi *input* 50 Hz sebesar 0.4V
- Penguatan saat frekuensi input 50 Hz adalah sebesar 0.08 kali
- Bandwidth sebesar 20 Hz
- Penguatan maksimum pada daerah *passband* adalah satu kali
- Pergeseran frekuensi resonansi adalah 0 Hz

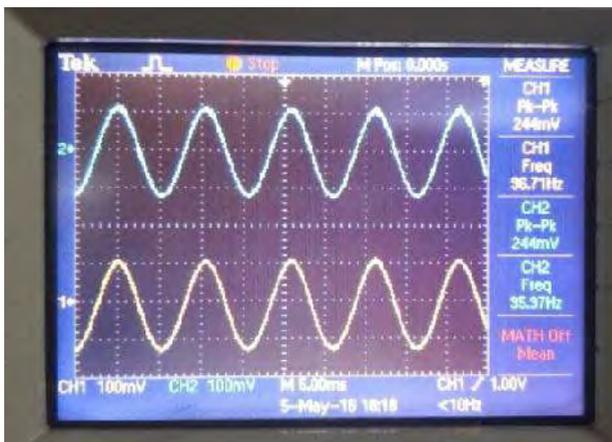
Perbandingan hasil pengujian dengan perhitungan secara teoritis kurang tepat. Namun untuk kebutuhan sistem instrumenasi EEG respon

dari rangkaian *notch filter* sudah baik karena range dari sinyal EEG dominan berada pada rentang frekuensi 0.5Hz-30Hz. Sehingga *bandwidth* yang cukup lebar pada pengujian *notch filter* dapat ditoleransi.

4.1.6. Pengujian *Isolation Amplifier*

Isolation amplifier digunakan sebagai pengisolasi antara rangkaian instrumenasi EEG dengan PC. Pengujian *isolation amplifier* dilakukan berdasarkan hasil kalibrasi yang dilakukan. Kalibrasi pada *isolation amplifier* memiliki peran vital karena berguna untuk mengatur agar tegangan *input* sama dengan tegangan *output*. Apabila tegangan *input* dan *output* dari rangkaian *isolation amplifier* berbeda, maka keakuratan proses analisis yang dilakukan di PC pada tahap selanjutnya tidak dapat diakui.

Pada pengujian *isolation amplifier*, sinyal *input* yang diberikan memiliki besar amplitudo dan frekuensi yang bervariasi. Pada tabel 4.7, terlihat bahwa sinyal input dan sinyal output dari blok rangkaian *isolation amplifier* ini memiliki karakteristik yang sama. Pada frekuensi tertentu, didapatkan *error* atau nilai yang berbeda antara sinyal *input* dan sinyal *output*. Akan tetapi *error* yang didapatkan masih dapat ditoleransi karena besarnya kurang dari 2%.



Gambar 4. 7 Pengujian rangkaian *isolation amplifier*

Tabel 4. 7 Pengujian rangkaian *isolation amplifier*

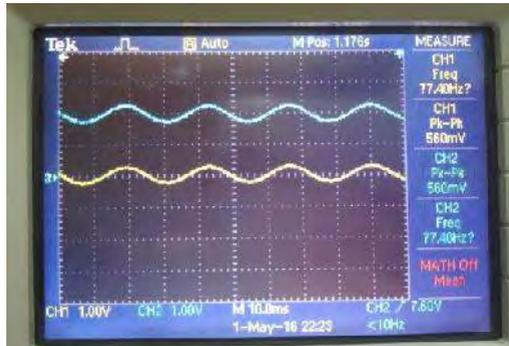
Vin p-p(mV)	Frekuensi (Hz)	Vout p-p (mV)	Error (mV)	Error (%)
244	1	244	0	0
244	5	244	0	0
244	10	244	0	0
244	20	244	0	0
244	30	240	-4	1.666666667
244	40	244	0	0
244	50	240	-4	1.666666667
244	60	244	0	0
244	70	244	0	0
244	80	244	0	0
244	90	244	0	0
244	100	244	0	0
4080	1	4064	20	0.492125984
4080	5	4080	0	0
4080	10	4080	0	0
4080	20	4080	0	0
4080	30	4080	0	0
4080	40	4080	0	0
4080	50	4060	20	0.492610837
4080	60	4080	0	0
4080	70	4080	0	0
4080	80	4080	0	0
4080	90	4080	0	0
4080	100	4080	0	0

4.1.7. Pengujian Adder Amplifier

Adder Amplifier berfungsi sebagai penambah level tegangan sinyal sebelum diakuisisi oleh mikrokontroler menggunakan ADC

Tabel 4. 8 Pengujian rangkaian *adder amplifier*

Vin p-p (mV)	Frekuensi (Hz)	Vout p-p (mV)	Error (mV)	Error (%)
560	1	560	0	0
560	5	560	0	0
560	10	560	0	0
560	20	564	4	0.709219858
560	30	560	0	0
560	40	560	0	0
560	50	560	0	0
560	60	560	0	0
560	70	560	0	0
560	80	560	0	0
560	90	560	0	0
560	100	560	0	0
1080	1	1080	0	0
1080	5	1080	0	0
1080	10	1088	8	0.735294118
1080	20	1080	0	0
1080	30	1080	0	0
1080	40	1080	0	0
1080	50	1080	0	0
1080	60	1080	0	0
1080	70	1080	0	0
1080	80	1088	8	0.735294118
1080	90	1080	0	0
1080	100	1080	0	0



Gambar 4. 8 Pengujian rangkaian *adder amplifier*

Pengujian *adder amplifier* dilakukan dengan mengamati pertambahan nilai tengah antara minimum dan maksimum dari sinyal *input* dan *output*.

Pada pengujian *adder amplifier*, sinyal input yang diberikan memiliki besar amplitudo dan frekuensi yang bervariasi. Dari table 4.8, didapatkan bahwa sinyal *input* dan *output* dari *adder amplifier* memiliki karakteristik yang sama baik dari amplitudo, frekuensi, maupun fase. Didapatkan *error* berupa perbedaan nilai V_{pp} antara input dengan output pada beberapa pengujian. Namun besar *error* tersebut masih dapat ditoleransi karena besarnya kurang dari 1%. Selain itu, dari hasil pengujian didapatkan bahwa nilai tengah antara amplitudo minimal dan maksimal konsisten pada 2 Volt. Sehingga dapat dikatakan rangkaian *adder amplifier* dapat bekerja dengan baik dengan menaikkan *level* tegangan sebesar 2 Volt.

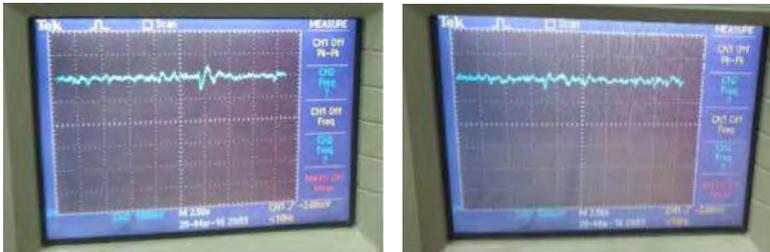
4.1.8. Pengujian Keseluruhan Sistem Instrumenasi EEG

Pengujian keseluruhan perangkat keras dilakukan untuk menguji kemampuan rangkaian dalam menangkap sinyal EEG. Dari gambar 4.9 dan 4.10, terlihat bahwa sinyal yang terekam memiliki karakteristik sinyal EEG yaitu *random*, *chaos*, dan berfrekuensi rendah. Pengujian ini dilakukan dengan menggunakan 2 titik, yaitu C3 dan C4.

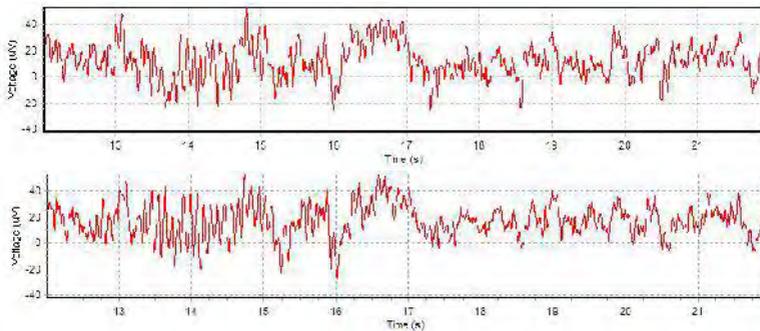
Selama pengujian sinyal EEG, dilihat bagaimana respon dan bentuk sinyal pada osiloskop. Pada gambar 4.9, subjek 1 diminta untuk duduk bersandar pada kursi dalam keadaan rileks. Sementara itu, pada gambar 4.10, subjek 2 diminta untuk membuka dan menutup mata. Terlihat pada gambar terdapat perbedaan dari bentuk sinyal yaitu amplitudo dan

frekuensi yang berubah seiring dengan adanya *event* tersebut. Sesuai dengan teori yang ada, sinyal EEG didominasi oleh gelombang beta yang memiliki frekuensi tinggi (13-40Hz) dan amplitudo rendah saat subjek dalam keadaan normal.

Sedangkan saat subjek menutup mata, maka sinyal EEG didominasi oleh gelombang alfa yang memiliki pita frekuensi lebih rendah dibandingkan gelombang alfa (8-12 Hz) dan amplitudo sinyal yang lebih besar. Perbedaan ini dapat dilihat saat subjek menutup mata mulai detik ke 13 hingga ke 18, dimana gelombang alfa mendominasi sinyal EEG. Pada detik ke 18 dan seterusnya, subjek diminta kembali membuka mata dan sinyal EEG kembali normal.



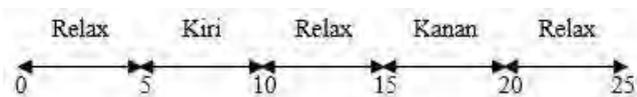
Gambar 4. 9 Pengujian sistem instrumenasi EEG secara keseluruhan pada scalp kepala subjek 1 saat relax. Bagian kiri adalah pengujian pada titik C3 sedangkan bagian kanan adalah pengujian pada titik C4.



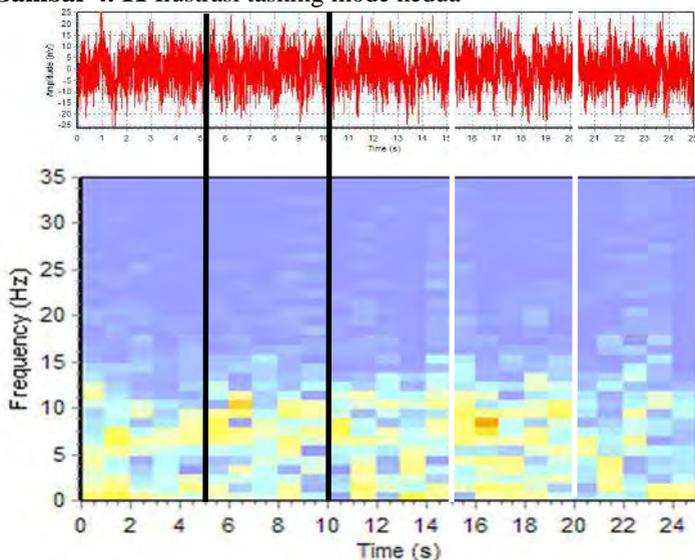
Gambar 4. 10 Pengujian sistem instrumenasi EEG pada subjek 2 saat membuka dan menutup mata. Bagian atas adalah pengujian pada subjek 2 di titik C3 sedangkan bagian bawah adalah pengujian pada subjek 2 di titik C4.

4.1.9 Perbandingan Hasil Pengukuran Sinyal EEG pada Subjek dengan Perangkat Enobio

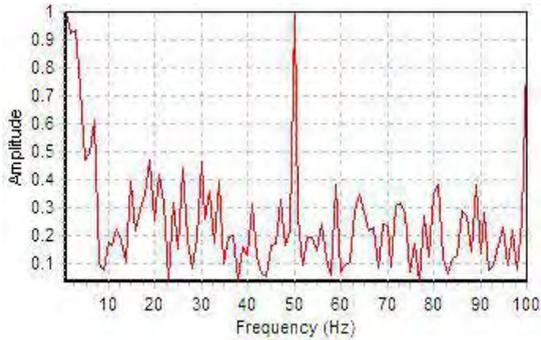
Hasil pengukuran dari sinyal EEG menggunakan rancang bangun instrumen yang diusulkan perlu dibandingkan dengan hasil pengukuran dengan perangkat yang sudah ada agar hasil yang didapatkan dapat diverifikasi. Perangkat EEG yang digunakan sebagai pembanding adalah Enobio Neuroelectric 20 dengan *software* akuisisi *Neuroelectric Instrumen Controller* (NIC) versi 1.4.8. Grafik hasil pengukuran sinyal EEG pada subjek 1 dengan tasking mode kedua berdurasi 25 detik per sesi. Hasil dari pengukuran sinyal EEG pada titik C3 dan C4 dengan kedua alat kemudian dibandingkan.



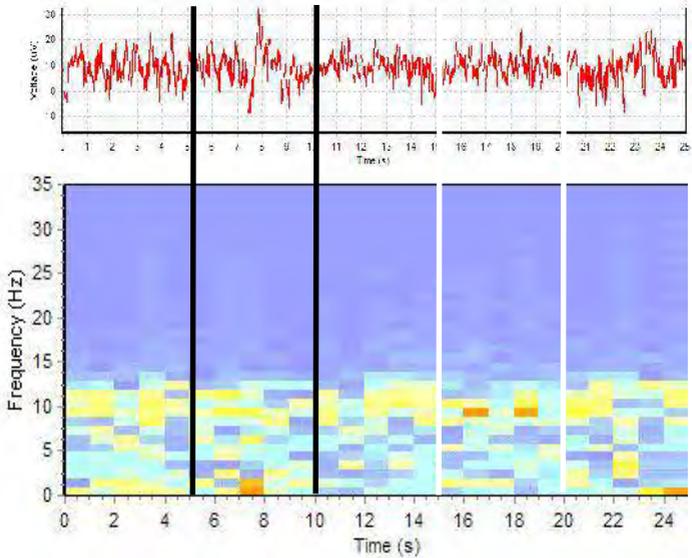
Gambar 4. 11 Ilustrasi tasking mode kedua



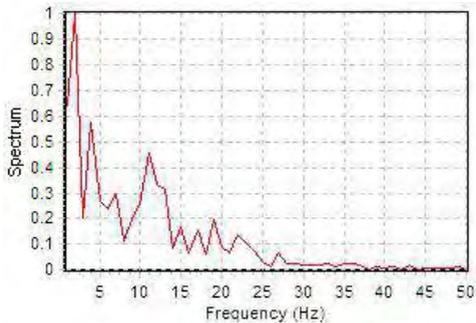
Gambar 4. 12 Pengukuran sinyal EEG dan proses STFT pada titik C3 dengan Enobio Neuroelectric dari file 20160505223014_patient_01_01_ima. Garis hitam menunjukkan saat gerakan tangan kiri sedangkan garis putih saat gerakan tangan kanan.



Gambar 4. 13 Plot sinyal pengukuran EEG pada titik C3 dalam domain frekuensi dengan DFT



Gambar 4. 14 Pengukuran sinyal EEG dan proses STFT pada titik C3 dengan rangkaian instrumen yang dirancang dari file 20160522_04_02_1. Garis hitam menunjukkan saat gerakan tangan kiri sedangkan garis putih saat gerakan tangan kanan.



Gambar 4. 15 Plot sinyal pengukuran EEG pada titik C3 dalam domain frekuensi dengan DFT

Dari hasil perbandingan antara pengukuran sinyal EEG dengan rangkaian instrumen yang dirancang dan modul Enobio 20, didapatkan bahwa sinyal EEG yang terekam memiliki karakteristik yang sama yaitu *random* dan *chaos*. Selain itu, plotting sinyal pada domain frekuensi juga memberikan informasi bahwa sinyal yang terekam memiliki frekuensi rendah. Sedangkan plotting sinyal dalam domain waktu-frekuensi memberikan informasi lebih rinci mengenai aktivitas pada rentang frekuensi tertentu saat terjadi tasking pada upper limb segment di setiap detik. Terlihat dari hasil pengujian bahwa kedua rangkaian dapat merekam aktivitas tersebut ditandai dengan spectrum frekuensi yang dominan serta fluktuatif di sekitar rentang frekuensi alfa (7-13 Hz). Dari hasil perbandingan, juga didapatkan bahwa hasil pengukuran dengan Enobio memiliki komponen frekuensi jala-jala dan harmonisanya dengan nilai cukup tinggi, sedangkan pada rangkaian instrumen yang dirancang, frekuensi jala-jala dan harmonisanya dapat diminimalisir. Namun, hal ini dapat diatasi dengan adanya sub program filter digital yang terdiri dari *band pass filter* dengan rentang frekuensi 0.5 Hz hingga 40 Hz serta notch filter 50 Hz, sehingga frekuensi diatas 40 Hz dapat diabaikan.

4.2 Pengujian dan Analisa Perangkat Lunak

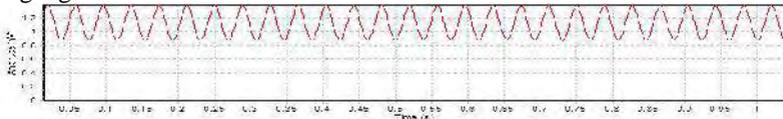
4.2.1. Pengujian Sampling ADC dan Komunikasi Serial

Pengujian dilakukan seperti Gambar 4.19, pembangkit sinyal sinus. Tegangan offset pada signal generator diset positif agar nilai minimum dari sinyal berada diatas 0 Volt. Sinyal analog kemudian di sampling oleh mikrokontroler berbasis ARM dengan frekuensi sampling sebesar 200Hz.

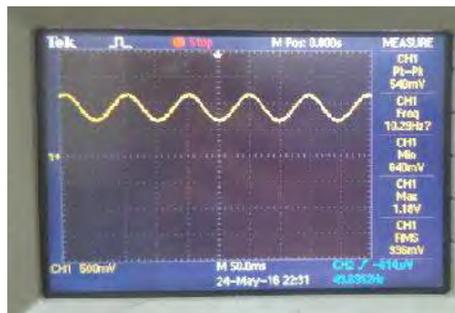
Kemudian data dikirim ke PC melalui port serial yang bertujuan untuk memudahkan evaluasi hasil sampling.

Pengujian dilakukan dengan membandingkan antara sinyal yang dihasilkan *function generator* pada osiloskop dengan pembacaan ADC oleh mikrokontroler yang direkonstruksi ulang di PC.

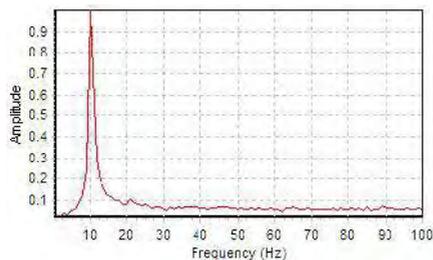
Sinyal yang digunakan pada pengujian ini berasal dari *function generator* dengan amplitudo 500 mVp-p dan frekuensi 10 Hz, serta tegangan offset sekitar 1.1 Volt.



Gambar 4. 16 Sinyal hasil ADC pada program yang dibuat. Bagian atas adalah sinyal hasil ADC sedangkan bagian bawah adalah plot DFT dari sinyal.



Gambar 4. 17 Tampilan sinyal function generator pada osiloskop



Gambar 4. 18 Plot DFT dari sinyal pengujian ADC

Dari hasil pengujian, terlihat bahwa sinyal dari *function generator* dapat *disampling* dengan baik oleh mikrokontroler dan sinyal yang dihasilkan dari proses rekonstruksi pada PC sesuai dengan sinyal awal yang dikeluarkan *function generator*. Pada plot DFT sinyal dapat dilihat bahwa frekuensi yang dominan adalah pada frekuensi 10 Hz.

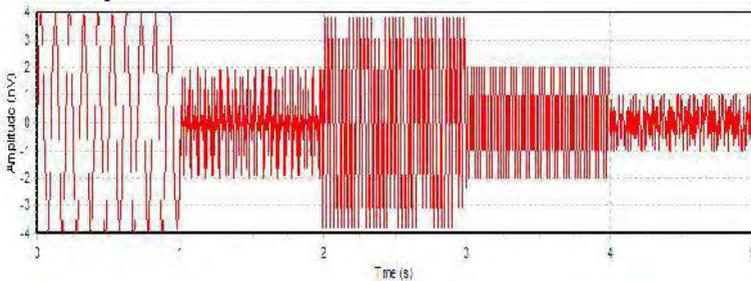
4.2.2. Pengujian Proses Pra-Pengolahan Sinyal

Pengujian proses pengolahan sinyal dilakukan dengan menginputkan sinyal yang diprogram. Kemudian respon dari filter *digital* diamati pada domain waktu dan frekuensi. Sinyal yang menjadi input pada pengujian ini adalah sinyal sinus dengan beberapa variasi amplitudo dan frekuensi.

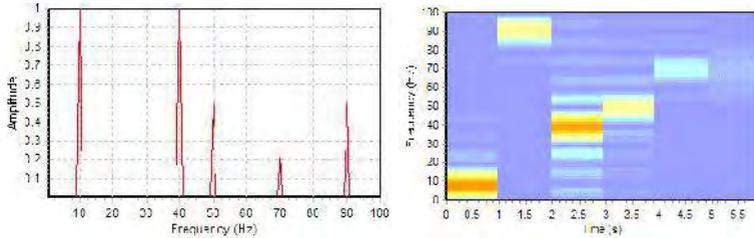
Fungsi dari sinyal tersebut adalah :

$$f(x) = \begin{cases} 4 * \sin\left(2 * \pi * j * \frac{10}{fsampling}\right), & x < 200 \\ 2 * \sin\left(2 * \pi * j * \frac{90}{fsampling}\right), & 200 \leq x < 400 \\ 4 * \sin\left(2 * \pi * j * \frac{40}{fsampling}\right), & 400 \leq x < 600 \\ 2 * \sin\left(2 * \pi * j * \frac{50}{fsampling}\right), & 600 \leq x < 800 \\ \sin\left(2 * \pi * j * \frac{70}{fsampling}\right), & 800 \leq x < 1000 \end{cases}$$

dimana frekuensi *sampling* sebesar 200 Hz. Sinyal yang diinputkan dapat dilihat pada gambar 4.21. Sedangkan pada gambar 4.22 dapat terlihat sinyal input dalam domain frekuensi pada chart DFT serta domain waktu-frekuensi pada chart STFT.



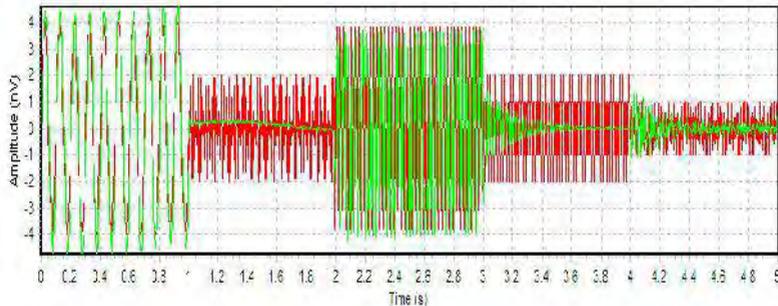
Gambar 4. 19 Sinyal uji coba dengan variasi frekuensi pada sub program.



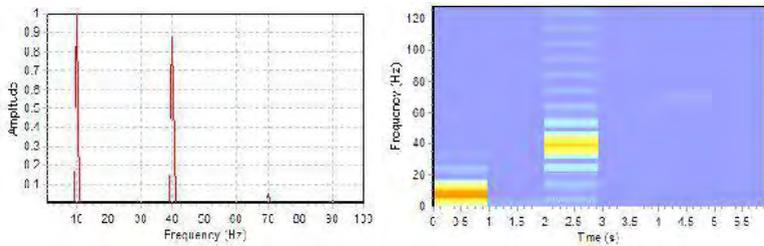
Gambar 4. 20 Plot sinyal dalam domain frekuensi pada bagian kiri, sedangkan plot sinyal dalam domain waktu-frekuensi.

Perbandingan sinyal input dengan sinyal output dari filter digital ditunjukkan pada gambar 4.23, dimana garis merah merupakan sinyal input dan garis hijau merupakan sinyal output. Terlihat pada gambar bahwa pada detik ke 0-5 dan 10-15 sinyal dengan frekuensi 10 Hz dan 40 Hz memiliki output yang sama dengan sinyal inputnya. Sedangkan pada detik ke 6-10, 15-20, serta 20-25, sinyal dengan frekuensi 90 Hz, 50 Hz, dan 70 Hz teredam.

Pada gambar 4.24 dapat terlihat sinyal output dalam domain frekuensi pada chart DFT, dimana sinyal dengan frekuensi 50 Hz, 70 Hz, dan 90 Hz telah difilter.



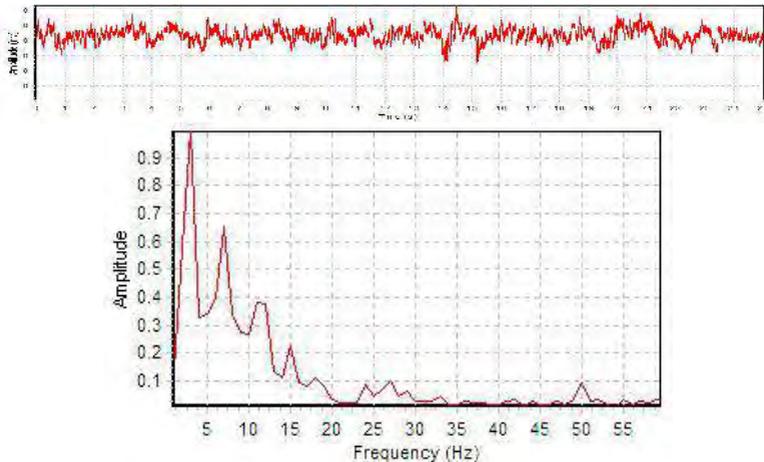
Gambar 4. 21 Sinyal uji coba yang telah melalui proses filter digital dalam domain waktu.



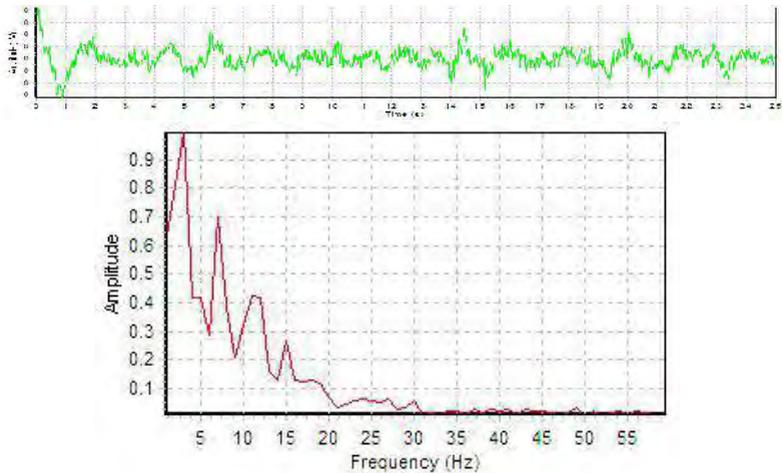
Gambar 4. 22 Plot sinyal uji coba setelah melalui proses filter digital. Bagian kiri adalah plot DFT dalam domain frekuensi sedangkan bagian kanan adalah plot STFT dalam domain waktu-frekuensi.

Selanjutnya pengujian filter digital digunakan pada sinyal EEG yang telah terekam.

Pada gambar 4.25 bagian atas terlihat sinyal *raw* EEG yang terekam oleh rangkaian instrumenasi sedangkan plot sinyal dalam domain frekuensi dapat dilihat pada gambar 4.25 bagian bawah, dimana terlihat frekuensi jala-jala listrik sebesar 50 Hz.



Gambar 4. 23 Sinyal EEG hasil pengukuran pada titik C3 pada subjek 1. Bagian atas adalah plot sinyal dalam domain waktu sedangkan bagian bawah adalah plot sinyal dalam domain waktu-frekuensi.



Gambar 4. 24 Sinyal EEG hasil pengukuran pada titik C3 pada subjek 1 setelah melalui proses filter digital. Bagian atas adalah plot sinyal dalam domain waktu, sedangkan bagian bawah adalah plot sinyal dalam domain waktu-frekuensi.

Gambar 4.26 menunjukkan output dari *band pass filter* dan *notch filter* digital. Pada analisa domain frekuensi pada gambar 4.26 terlihat bahwa frekuensi diatas 40 Hz dan frekuensi jala-jala listrik pada 50 Hz telah teredam dengan baik.

Dari hasil pengujian filter, terlihat bahwa sinyal dengan frekuensi 0-40 Hz tidak teredam dan frekuensi diluar frekuensi *bandpass* dapat diredam dengan baik. Sehingga membuktikan filter pada program dapat berjalan dengan baik. Selain itu, dari hasil pengujian juga dapat disimpulkan bahwa sub program DFT dan STFT telah berjalan dengan baik.

4.3. Data Subjek

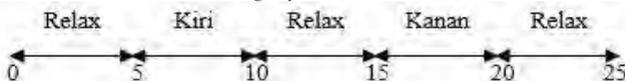
Data Subjek yang digunakan ditunjukkan pada Tabel 4.9. Subjek pada penelitian ini adalah orang dewasa normal dan tidak memiliki kelainan pada sistem motoriknya. Setiap subjek yang menjadi subjek penelitian diukur jarak dari nasion ke inion dan jarak antar telinga. Titik pertemuan antara keduanya merupakan titik CZ yang berada tepat di tengah kepala.

Tabel 4. 9 Data Subjek

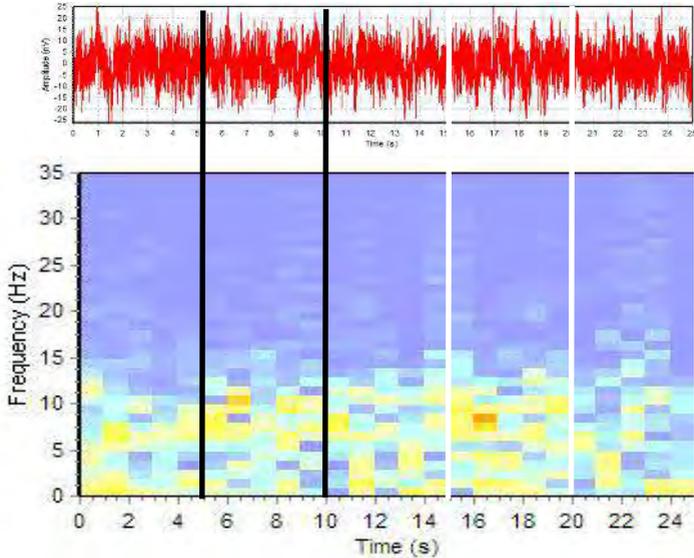
No	Indeks Subjek	Nama Subjek	Usia	Parameter Ukuran Kepala				
				Nasion-Inion	Telinga-Telinga	10% N-I	10% T-T	CZ-Nasion
1	1	Johan	21	34	34	3.4	3.4	17
2	2	Fathan	20	30	32	3	3.2	15
3	3	Stanley	21	34	34	3.4	3.4	17
4	4	Daniel	22	32	32	3.2	3.2	16
5	5	Ali	22	34	32	3.4	3.2	16

4.4 Proses Penentuan Channel dengan STFT

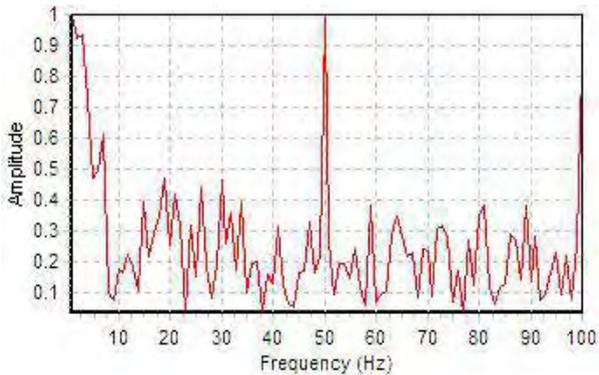
Pada subbab ini akan dibahas mengenai channel pada EEG sistem 10-20 yang terkait dengan *motor imagery*. Pengujian dilakukan dengan menggunakan modul Enobio Neuroelectric 20. Pengujian dilakukan dengan menggunakan *tasking* mode 2, dimana durasi dari tiap perekaman adalah 25 detik per sesi. Dari data yang diperoleh dengan menggunakan software NIC, didapatkan data hasil pengukuran di 20 titik pada sistem EEG 10-20 yaitu, FP1, FP2, FZ, F7, F3, FZ, F4, F8, T7, C3, CZ, C4, T8, P7, P3, PZ, P4, P8, O1, O2, dan EXT. Dari data pada 20 titik tersebut, sinyal hasil pengukuran diolah dan dianalisa pada domain waktu-frekuensi untuk mendapatkan parameter frekuensi dan channel yang tepat untuk mendeteksi *motor imagery*.

**Gambar 4. 25** Ilustrasi tasking mode kedua

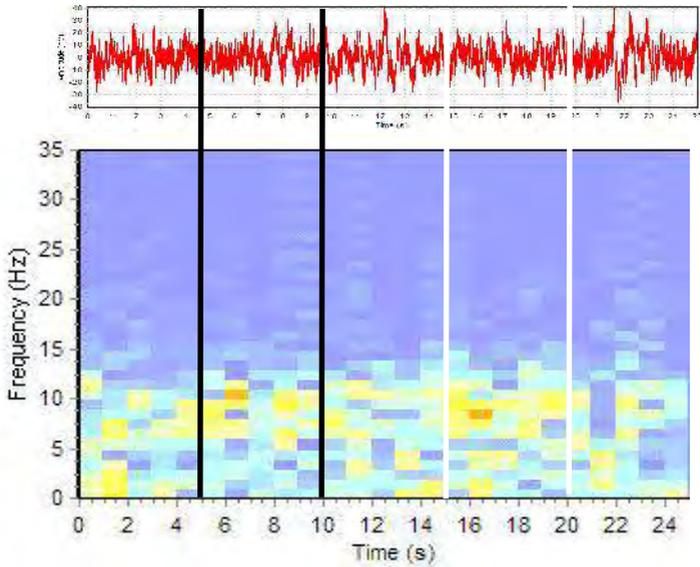
Dari hasil pengukuran sinyal EEG di 20 titik pada modul Enobio dengan subjek mengikuti instruksi pada mode 2, didapatkan bahwa titik-titik yang teridentifikasi memiliki perubahan aktivitas pada saat proses pengambilan data adalah F4, F7, CZ, C3, dan C4. Seperti terlihat pada gambar plot sinyal dalam domain waktu-frekuensi di lima titik yang ada pada gambar, pada detik ke 16-20 ketika subjek membayangkan gerakan tangan kanan terdapat perubahan aktivitas yang kuat ditandai dengan spektrum warna yang makin menguat (kuning-oranye). Rentang frekuensi dominan saat proses pengambilan ini berada pada frekuensi 7 Hz hingga 13 Hz.



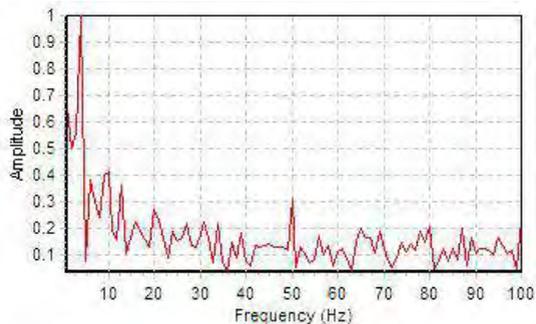
Gambar 4. 26 Pengukuran sinyal EEG dan proses STFT pada titik C3 dengan Enobio Neuroelectric dari file 20160505223014_patient_01_03_ima. Garis hitam menunjukkan saat gerakan tangan kiri sedangkan garis putih saat gerakan tangan kanan.



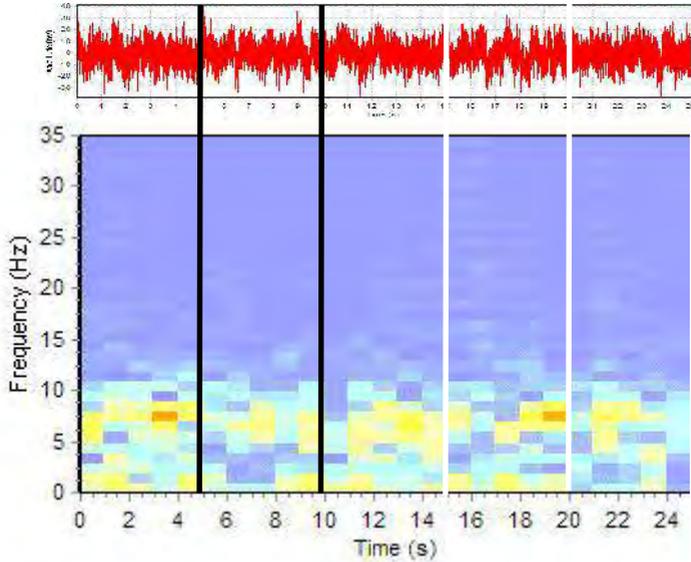
Gambar 4. 27 Plot sinyal pengukuran EEG pada titik C3 dalam domain frekuensi dengan DFT



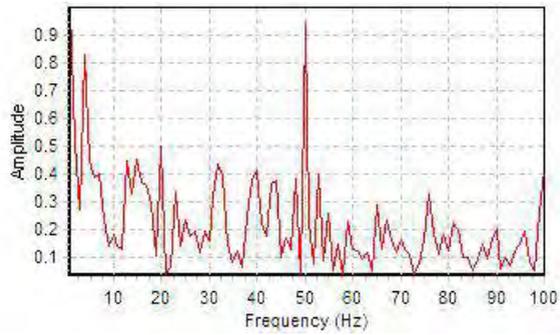
Gambar 4. 28 Pengukuran sinyal EEG dan proses STFT pada titik C4 dengan Enobio Neuroelectric dari file 20160505223014_patient_01_03_ima. Garis hitam menunjukkan saat gerakan tangan kiri sedangkan garis putih saat gerakan tangan kanan.



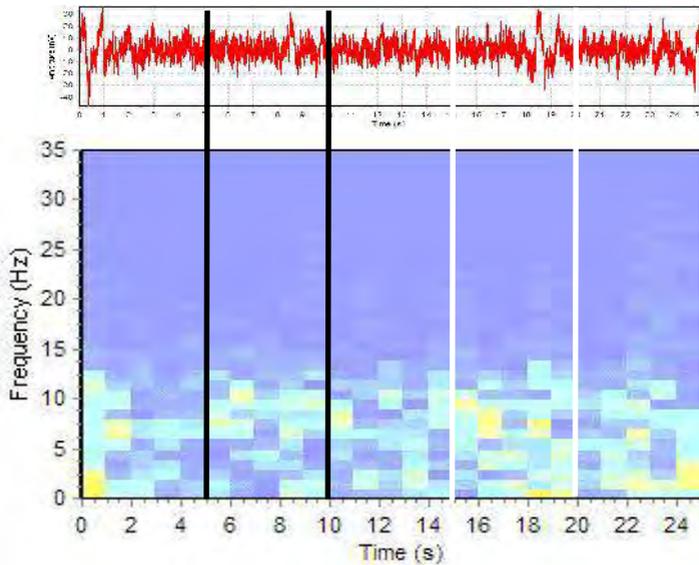
Gambar 4. 29 Plot sinyal pengukuran EEG pada titik C4 dalam domain frekuensi dengan DFT



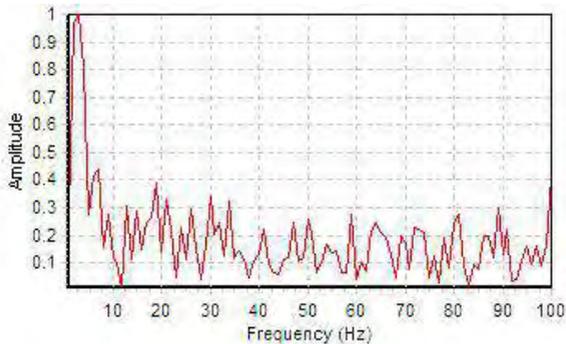
Gambar 4. 30 Pengukuran sinyal EEG dan proses STFT pada titik CZ dengan Enobio Neuroelectric dari file 20160505223014_patient_01_03_ima. Garis hitam menunjukkan saat gerakan tangan kiri sedangkan garis putih saat gerakan tangan kanan.



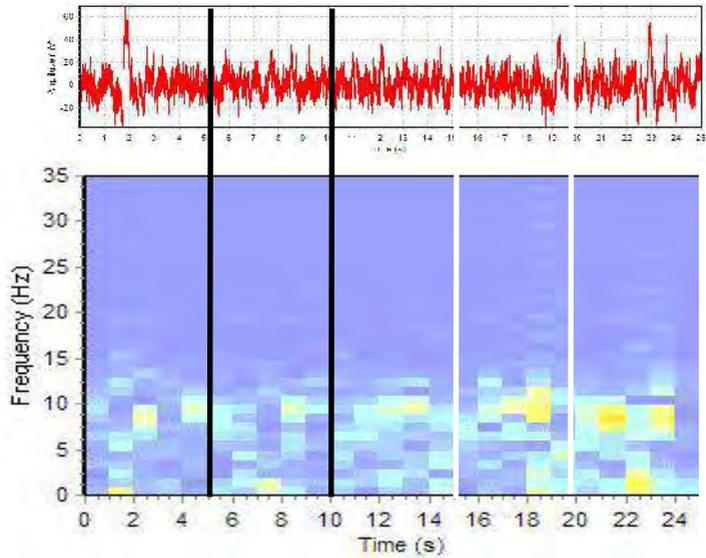
Gambar 4. 31 Plot sinyal pengukuran EEG pada titik C4 dalam domain frekuensi dengan DFT



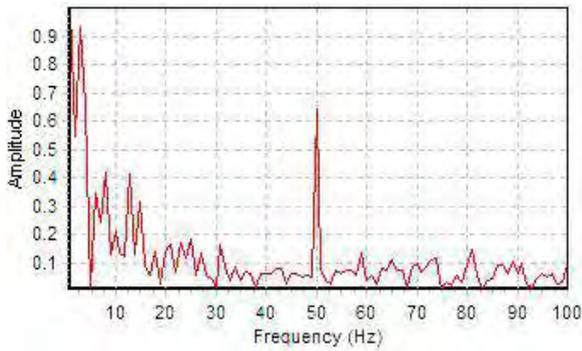
Gambar 4. 32 Pengukuran sinyal EEG dan proses STFT pada titik F7 dengan Enobio Neuroelectric dari file 20160505223014_patient_01_03_ima. Garis hitam menunjukkan saat gerakan tangan kiri sedangkan garis putih saat gerakan tangan kanan.



Gambar 4. 33 Plot sinyal pengukuran EEG pada titik F7 dalam domain frekuensi dengan DFT



Gambar 4. 34 Pengukuran sinyal EEG dan proses STFT pada titik F4 dengan Enobio Neuroelectric dari file 20160505223014_patient_01_03_ima. Garis hitam menunjukkan saat gerakan tangan kiri sedangkan garis putih saat gerakan tangan kanan.



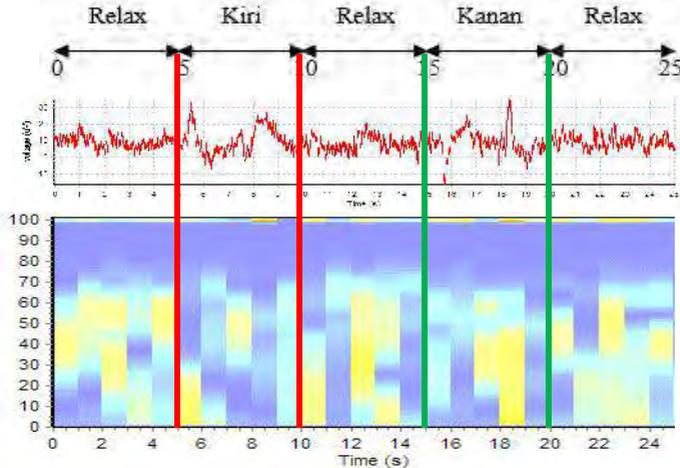
Gambar 4. 35 Plot sinyal pengukuran EEG pada titik F7 dalam domain frekuensi dengan DFT

Berdasarkan teori Brodmann, area yang memiliki hubungan dengan fungsi *motor imagery* adalah pada Brodmann Area 4, 5, 6, 7, dan 8. Apabila area pada otak berdasarkan Brodmann Area dibandingkan dengan sistem EEG 10-10, maka didapatkan titik terdekat yang merujuk ke masing-masing area, yaitu BA4 dengan titik C3 dan C4, BA5 dengan C1 dan CP2, BA6 dengan FC3 dan FC4, BA7 dengan P1 dan P2, serta BA8 dengan F1 dan F2. Maka dari hasil pengujian, hasil yang ditunjukkan pada titik C3 dan C4 dapat diakui validitasnya. Sedangkan hasil pengukuran pada titik CZ memiliki kemungkinan besar dapat digunakan informasinya mengenai *motor imagery* karena letak titik CZ yang berada di sekitar *supplementary motor area* bersama dengan C3 dan C4. Pada pengukuran, selain titik C3, C4, dan CZ, terdapat titik F4 dan F7 yang terlihat memiliki aktivitas pada rentang frekuensi alfa saat subjek sedang menjalani proses pengambilan data. Data pada titik F4 juga memiliki kemungkinan besar untuk dapat digunakan untuk mengidentifikasi *motor imagery* karena posisinya yang masih berada pada *premotor cortex*. Sedangkan titik F7 yang berada di luar motor area, pada pengukuran juga terlihat aktivitas pada rentang alfa meskipun tidak dominan seperti pada keempat titik lain. Berdasarkan teori yang ada, titik F7 seharusnya memiliki kaitan yang sangat minim dengan aktivitas motorik terutama *motor imagery*. Oleh karena itu, dari pengujian di 20 titik pada sistem EEG 10-20, didapatkan parameter *channel* yang akan digunakan pada penelitian ini yaitu titik C3 dan C4, karena aktivitas pada rentang frekuensi alfa yang ditunjukkan lebih dominan dan menjanjikan dibandingkan dengan hasil pengukuran di titik lain. Selain itu, hasil pengujian pada kedua titik pada *supplementary motor area* tersebut sesuai dengan teori yang ada mengenai korelasi titik pada brodmann area dengan sistem EEG 10-20 saat terjadi aktivitas *motor imagery*.

4.5 Perbandingan *Motor Execution* dengan *Motor Imagery*

Pada sub bab ini akan dibahas mengenai perbandingan hasil pengukuran sinyal EEG saat subjek diberi *tasking* mode pertama atau *motor execution* dengan *tasking* mode kedua atau *motor imagery*. Sesuai dengan namanya, *motor execution* adalah suatu proses eksekusi dimana subjek menggerakkan anggota badannya secara riil, sedangkan *motor imagery* merupakan keadaan saat subjek dalam keadaan sadar dan ingin menggerakkan anggota gerak tubuhnya. *Motor imagery* secara sadar dan persiapan bergerak yang tidak sadar memiliki mekanisme yang mirip dan secara fungsional memiliki karakteristik yang sama (Jeannerod, 1994).

Dari hasil pengukuran pada tasking *motor execution*, didapatkan bahwa saat terdapat instruksi untuk menggerakkan anggota gerak tubuh bagian atas, terdapat perubahan pada sinyal EEG yang terekam. Perubahan ini terjadi baik pada titik pengukuran C3 maupun C4.

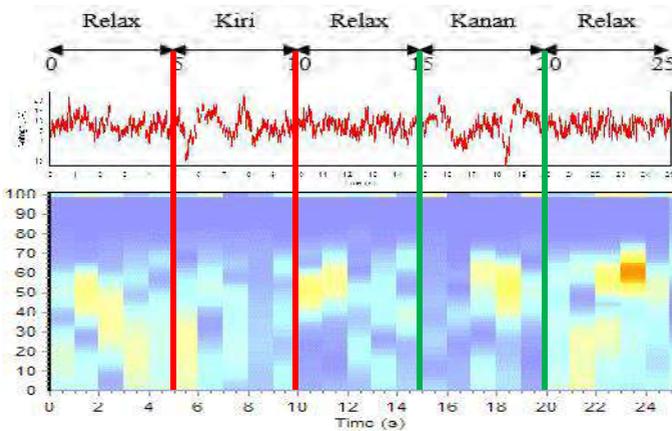


Gambar 4. 36 Pengukuran sinyal EEG dan proses CWT pada titik C3 dengan rangkaian instrumen yang dirancang dari file 20160425_01_01_1. Garis merah menunjukkan saat subjek melakukan gerakan tangan kiri sedangkan garis hijau saat gerakan tangan kanan

Pada detik ke 5 saat terdapat tasking untuk menggerakkan tangan kiri, subjek mengangkat tangan kirinya dan seketika terdapat perubahan bentuk sinyal pada sinyal EEG yang terekam, begitu pula pada detik ke 10 saat terdapat instruksi istirahat dan subjek menurunkan tangan kiri, detik ke 15 saat subjek mengangkat tangan kanan, dan juga pada detik ke 20 saat subjek menurunkan tangan kanan. Perubahan pada sinyal raw EEG tersebut memiliki karakteristik yang sama pada kedua titik C3 dan C4. Dari hasil pengujian pada seluruh subjek, didapatkan saat terjadi gerakan tangan baik kiri maupun kanan terjadi peningkatan cukup signifikan pada amplitudo maksimum dan minimum dari sinyal EEG.

Sedangkan plotting sinyal dalam domain waktu-frekuensi menunjukkan bahwa frekuensi yang dominan pada saat proses pengambilan data adalah pada rentang 7-13 Hz di kedua titik. Saat terdapat instruksi untuk mengangkat tangan, yang terlihat pada kedua titik

adalah *Event Related Desynchronization* (ERD) atau penurunan *power spectrum* pada rentang frekuensi alfa seperti terlihat pada gambar 4.36 dan 4.37. Dari perbandingan *mean power frequency*, didapatkan saat terjadi *motor execution* terjadi penurunan *power spectrum* rata-rata (*Event Related Desynchronization*).



Gambar 4. 37 Pengukuran sinyal EEG dan proses CWT pada titik C4 dengan rangkaian instrumen yang dirancang dari file 20160425_01_01_1. Garis merah menunjukkan saat subjek melakukan gerakan tangan kiri sedangkan garis hijau saat gerakan tangan kanan.

Tabel 4. 10 Perbandingan Amplitudo Subjek 1 di titik C3 saat *Motor Execution*

Sesi	C3					
	Relax		Kiri		Kanan	
	Min	Max	Min	Max	Min	Max
1	-4.0016	21.9158	-8.9351	24.5515	-7.7524	31.0393
2	-3.5286	17.8271	-5.3533	21.882	-9.5095	30.8028
3	-4.1368	22.2199	-13.2265	22.2537	-14.7133	25.43
4	-10.3205	17.05	-14.2402	21.5441	-9.9488	23.4026
5	-8.0903	17.8271	-20.1874	24.788	-13.2603	23.9432
Mean	-6.01556	19.36798	-12.3885	23.00386	-11.0369	26.92358

Tabel 4. 11 Perbandingan Amplitudo Subjek 1 di titik C4 saat *Motor Execution*

Sesi	C4					
	Relax		Kiri		Kanan	
	Min	Max	Min	Max	Min	Max
1	-9.0364	15.7659	-10.7598	13.8736	-8.3944	15.3942
2	-8.1579	13.6371	-6.2318	14.6846	-12.179	23.5378
3	-4.5761	14.1102	-7.9889	22.7606	-12.821	23.7067
4	-11.368	9.6836	-13.3279	16.4417	-18.8019	14.4481
5	-10.9625	8.1968	-14.4092	13.6371	-15.6932	22.0172
Mean	-8.82018	12.27872	-10.5435	16.27952	-13.5779	19.8208

Tabel 4. 12 Perbandingan MPF Subjek 1 saat *Motor Execution*

Sesi	C3			C4		
	Relax	Kiri	Kanan	Relax	Kiri	Kanan
1	9.66855	8.417118	9.51488	9.564	7.631822	9.926964
2	10.33533	7.7947	7.6311	10.16244	9.83578	9.456
3	10.6304	9.10297	8.30459	11.5252	9.2322	8.409925
4	10.2205	8.64013	9.3129	10.791	7.8246	8.9066
5	10.203	8.3857	8.40088	9.98711	9.121	9.4126
Mean	10.21156	8.468124	8.63287	10.40595	8.72908	9.222418
Stdev	0.348482	0.473157	0.775486	0.765602	0.955716	0.580302

Tabel 4. 13 Perbandingan Amplitudo Subjek 2 di titik C3 saat *Motor Execution*

Sesi	C3					
	Relax		Kiri		Kanan	
	Min	Max	Min	Max	Min	Max
1	-34.5146	40.3993	-33.0954	54.49	-30.6963	40.9737
2	-71.6843	44.9272	-34.2105	48.5428	-26.5062	45.1638
3	-26.9455	37.7298	-38.1302	49.2525	-83.8828	54.49
4	-65.1289	49.49	-27.1482	54.49	-21.539	39.96
5	-72.7318	44.43	-51.6465	54.49	-31.3045	53.0708
Mean	-54.201	43.39526	-36.8462	52.25306	-38.7858	46.73166

Tabel 4. 14 Perbandingan Amplitudo Subjek 2 di titik C4 saat *Motor Execution*

Sesi	C4					
	Relax		Kiri		Kanan	
	Min	Max	Min	Max	Min	Max
1	-18.3289	40.2641	-25.5263	52.1585	-41.5431	48.4077
2	-60.5334	37.4595	-38.2992	43.5418	-24.445	44.4542
3	-23.3299	45.7044	-24.1071	54.29	-83.8828	53.49
4	-46.24	44.0149	-25.3911	54.49	-31.1693	32.5261
5	-70.8058	44.49	-48.8756	48.1712	-24.7153	42.1564
Mean	-43.8476	42.38658	-32.4399	50.5303	-41.1511	44.20688

Tabel 4. 15 Perbandingan MPF Subjek 2 saat *Motor Execution*

Sesi	C3			C4		
	Relax	Kiri	Kanan	Relax	Kiri	Kanan
1	11.7427	11.8058	13.3385	11.6184	11.92688	11.6227
2	7.7669	8.1088	8.5418	8.7704	9.861809	9.4438
3	11.412	10.6097	10.894	12.4857	8.767	9.5876
4	10.011	8.805	6.471	10.103	7.8365	6.5391
5	11.0202	8.7958	8.17348	11.126	8.929	7.391
Mean	10.3905	9.625	9.483756	10.8207	9.464238	8.91684
Stdev	1.6043	1.5316	2.670611	1.433578	1.552806	2.001944

Tabel 4. 16 Perbandingan Amplitudo Subjek 3 di titik C3 saat *Motor Execution*

Sesi	C3					
	Relax		Kiri		Kanan	
	Min	Max	Min	Max	Min	Max
1	9.0305	39.9227	2.1355	46.4121	8.4897	49.4202
2	6.6307	41.4436	7.2729	43.3702	4.9408	54.5238
3	0.7835	51.9213	11.802	53.7464	10.45	42.8294
4	16.0944	52.0227	9.5712	53.7802	2.7777	54.5238
5	6.4617	47.7978	8.2193	54.5238	6.9687	54.5238
Mean	7.80016	46.62162	7.80018	50.36654	6.72538	51.1642

Tabel 4. 17 Perbandingan Amplitudo Subjek 3 di titik C4 saat *Motor Execution*

Sesi	C4					
	Relax		Kiri		Kanan	
	Min	Max	Min	Max	Min	Max
1	9.605	42.1196	7.5433	45.8375	0.5131	52.8339
2	10.788	39.0777	10.957	39.3481	-7.6324	54.5238
3	8.5573	52.2593	4.907	52.1241	11.7344	47.9668
4	7.4081	51.5495	11.0246	53.138	-0.1291	54.5238
5	11.7006	51.2115	-3.1034	52.9352	9.8754	54.5238
Mean	9.6118	47.24352	6.2657	48.676	2.87228	52.87442

Tabel 4. 18 Perbandingan MPF Subjek 3 saat *Motor Execution*

Sesi	C3			C4		
	Relax	Kiri	Kanan	Relax	Kiri	Kanan
1	12.525	10.36	12.4899	12.6104	10.374	11.9276
2	12.751	11.3584	10.204	10.914	11.26335	10.3835
3	12.144	11.6759	13.8161	10.858	13.382	12.706
4	10.41	10.568	10.0731	11.7802	8.2268	8.0806
5	11.3499	11.3236	13.295	12.52	12.457	12.5744
Mean	11.83598	11.05718	11.97562	11.73652	11.14063	11.13442
Stdev	0.95872	0.563446	1.742902	0.840796	1.990588	1.940505

Tabel 4. 19 Perbandingan Amplitudo Subjek 4 di titik C3 saat *Motor Execution*

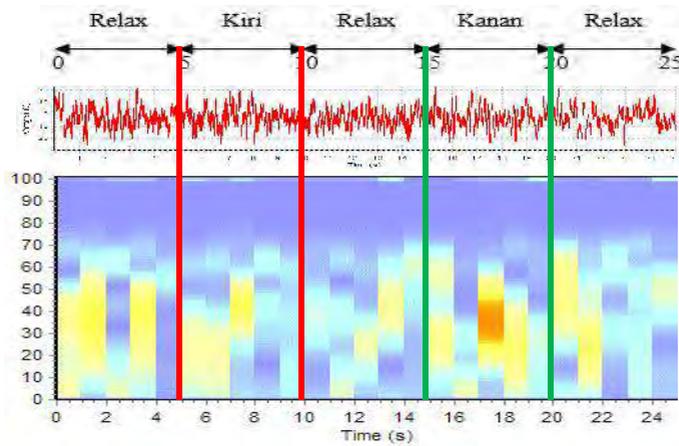
Sesi	C3					
	Relax		Relax		Relax	
	Min	Min	Min	Min	Min	Min
1	-1.4335	27.8292	-25.2754	40.05786	-6.95643	33.09528
2	-5.2857	26.0045	-13.6824	31.67573	-6.14526	33.80506
3	-12.0438	27.5926	-17.9749	30.66176	-14.3922	33.53467
4	-11.9762	27.2885	-11.4517	37.96233	-14.1894	32.7573
5	-3.7989	31.0393	-11.2827	31.64193	-9.35615	30.05338
Mean	-6.90762	27.95082	-15.9334	34.39992	-10.2079	32.64914

Tabel 4. 20 Perbandingan Amplitudo Subjek 4 di titik C4 saat *Motor Execution*

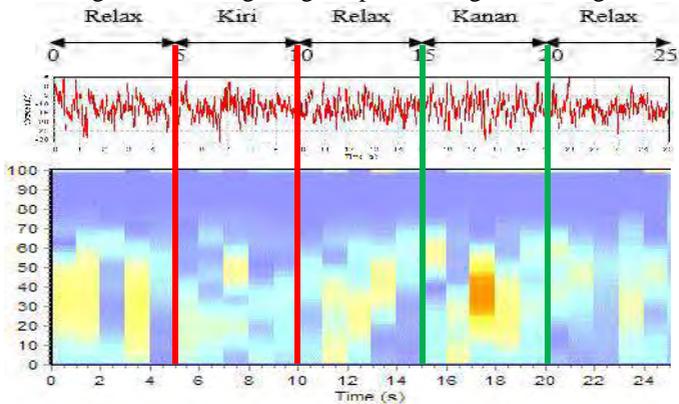
Sesi	C4					
	Relax		Kiri		Kanan	
	Min	Max	Min	Max	Min	Max
1	-9.2392	36.4796	-14.2232	38.8749	-12.4657	36.81317
2	-13.0237	32.4923	-11.2151	33.06149	-10.3025	32.82489
3	-9.0702	32.6274	-14.764	34.34584	-11.7559	41.27462
4	-22.1472	42.3929	-19.2254	37.55674	-10.7081	39.78747
5	-16.4704	41.7171	-14.2908	44.89111	-15.102	38.9087
Mean	-13.9901	37.14186	-14.7437	37.74602	-12.0668	37.92177

Tabel 4. 21 Perbandingan MPF Subjek 4 saat *Motor Execution*

Sesi	C3			C4		
	Relax	Kiri	Kanan	Relax	Kiri	Kanan
1	9.6234	8.7794	7.0802	9.411	10.405	7.664
2	9.0101	6.9394	9.0589	11.498	11.122	10.152
3	9.3257	7.6182	7.3148	11.0176	8.45462	9.8414
4	9.9381	9.0328	6.8698	12.4156	13.922	11.154
5	9.4777	8.7106	8.4707	12.8096	12.901	11.464
Mean	9.475	8.21608	7.75888	11.43036	11.36092	10.05508
Stdev	0.34457	0.8967	0.954596	1.334706	2.141753	1.49708



Gambar 4. 38 Pengukuran sinyal EEG dan proses CWT pada titik C3 dengan rangkaian instrumen yang dirancang dari file 20160511_01_02_1. Garis hitam menunjukkan saat membayangkan gerakan tangan kiri sedangkan garis putih saat gerakan tangan kanan



Gambar 4. 39 Pengukuran sinyal EEG dan proses CWT pada titik C4 dengan rangkaian instrumen yang dirancang dari file 20160511_01_02_1. Garis hitam menunjukkan saat membayangkan gerakan tangan kiri sedangkan garis putih saat gerakan tangan kanan.

Pada hasil pengukuran dengan mode kedua atau *motor imagery*, saat terdapat instruksi baik untuk membayangkan gerakan tangan kiri maupun tangan kanan, tidak terdapat perubahan signifikan pada sinyal *raw* EEG seperti pada saat *tasking motor execution* Namun, pada *plotting* sinyal dalam domain waktu-frekuensi, terlihat bahwa saat subjek diberi instruksi untuk membayangkan gerakan tangan kiri dan kanan terdapat kenaikan *power spectrum* atau *Event Related Synchronization* (ERS) yang cukup signifikan terutama saat gerakan tangan kanan pada rentang frekuensi alfa (7-13 Hz). Kenaikan *power spectrum* terjadi di kedua titik seperti terlihat pada gambar 4.38 dan 4.39 pada detik ke 7 dan 17. Dari perbandingan *mean power frequency*, didapatkan saat terjadi *motor imagery* terjadi peningkatan *power spectrum* rata-rata (*Event Related Synchronization*).

Tabel 4. 22 Perbandingan Amplitudo Subjek 1 di titik C3 saat *Motor Imagery*

Sesi	C3					
	Relax		Kiri		Kanan	
	Min	Max	Min	Max	Min	Max
1	-17.9234	35.3307	-25.9994	30.8028	-44.8883	54.49
2	-20.0184	39.7235	-18.5654	46.4816	-33.7036	39.7235
3	-22.6541	36.9527	-27.1144	28.4374	-23.2623	27.1196
4	-22.7892	33.5736	-26.8779	29.6539	-25.6952	36.4458
5	-26.6752	45.0962	-36.4069	51.0771	-23.3975	27.7954
Mean	-22.0121	38.13534	-26.9928	37.29056	-30.1894	37.11486

Tabel 4. 23 Perbandingan Amplitudo Subjek 1 di titik C3 saat *Motor Imagery*

Sesi	C4					
	Relax		Kiri		Kanan	
	Min	Max	Min	Max	Min	Max
1	-18.2275	29.958	-21.37	28.4712	-24.8843	28.8429
2	-15.3891	25.7342	-17.0786	39.2166	-21.9783	33.1005
3	-18.9709	32.864	-19.2074	26.3762	-18.9709	19.6856
4	-20.6604	32.222	-31.4059	20.5642	-22.1134	30.9041
5	-19.7143	36.6147	-23.0258	28.4712	-18.2275	17.692
Mean	-18.5924	31.4785	-22.4174	28.6198	-21.2348	26.045

Tabel 4. 24 Perbandingan MPF Subjek 1 saat *Motor Imagery*

Sesi	C3			C4		
	Relax	Kiri	Kanan	Relax	Kiri	Kanan
1	8.1636	10.17375	7.678	7.521	9.5681	8.6047
2	8.097	7.8189	7.93364	8.3268	7.992	8.15336
3	8.234	7.611	8.592	7.7728	7.7945	8.0123
4	8.4333	8.7333	8.5101	8.687	9.255	8.3906
5	8.2181	7.331	8.5968	7.9803	9.0057	10.154
Mean	8.2292	8.33359	8.262108	8.05758	8.72306	8.662992
Stdev	0.12607	1.15522	0.42761	0.45924	0.78638	0.86368

Tabel 4. 25 Perbandingan Amplitudo Subjek 2 di titik C3 saat *Motor Imagery*

Sesi	C3					
	Relax		Kiri		Kanan	
	Min	Max	Min	Max	Min	Max
1	-19.275	37.3581	-17.2138	46.7857	-29.2433	41.8523
2	-23.4313	33.5736	-15.7608	38.6084	-26.9455	33.4046
3	-34.6836	34.317	-15.5243	37.2568	-49.0446	49.0835
4	-78.0032	51.3813	-18.0923	31.3096	-42.6244	43.0012
5	-35.0553	38.6084	-21.9783	36.3106	-41.0362	43.5756
Mean	-38.0896	39.0476	-17.713	38.0542	-37.778	42.1834

Tabel 4. 26 Perbandingan Amplitudo Subjek 2 di titik C4 saat *Motor Imagery*

Sesi	C4					
	Relax		Kiri		Kanan	
	Min	Max	Min	Max	Min	Max
1	-16.4366	33.7763	-16.2001	31.4448	-14.8822	30.1945
2	-17.9572	28.3698	-15.6256	35.2293	-18.2275	25.7342
3	-39.448	22.3551	-13.9699	35.4659	-25.5263	28.9781
4	-68.4742	43.4067	-14.9498	25.0921	-35.4945	23.6729
5	-28.3985	27.0858	-16.5718	23.8757	-23.3637	34.2494
Mean	-34.1429	30.9987	-15.4634	30.2215	-23.4988	28.5658

Tabel 4. 27 Perbandingan MPF Subjek 2 saat *Motor Imagery*

Sesi	C3			C4		
	Relax	Kiri	Kanan	Relax	Kiri	Kanan
1	8.9278	10.6608	8.8336	9.968	11.6511	7.69338
2	9.0633	9.5257	9.93086	8.9227	9.2561	10.035
3	8.9744	9.3086	8.59279	9.053	8.1655	9.273
4	8.3997	10.6866	8.484566	6.08177	8.6079	8.28275
5	8.9757	8.9207	8.1147	8.5254	8.9676	9.25007
Mean	8.86818	9.82048	8.7913032	8.510174	9.32964	8.90684
Stdev	0.26643	0.80852	0.68768	1.45666	1.36031	0.92013

Tabel 4. 28 Perbandingan Amplitudo Subjek 3 di titik C3 saat *Motor Imagery*

Sesi	c3					
	Relax		Kiri		Kanan	
	Min	Max	Min	Max	Min	Max
1	11.5654	48.4738	4.6366	47.764	13.5933	43.3702
2	-15.6428	27.9916	-13.7162	23.4626	-4.2863	27.4847
3	-9.4576	25.7271	-10.9447	22.043	-6.2129	22.6852
4	-24.6333	44.9249	-43.2227	54.5238	-63.2992	54.5238
5	-17.7721	36.7456	-23.7883	31.2363	-8.4436	27.4171
Mean	-11.188	36.7726	-17.407	35.8059	-13.7297	35.0962

Tabel 4. 29 Perbandingan Amplitudo Subjek 3 di titik C4 saat *Motor Imagery*

Sesi	C4					
	Relax		Kiri		Kanan	
	Min	Max	Min	Max	Min	Max
1	12.2414	41.2408	4.1296	44.2489	13.9651	39.9227
2	-5.1651	20.0151	-7.0578	17.9872	-5.9425	17.6492
3	-8.4774	25.8623	-4.5905	22.4486	-11.7559	30.29
4	-13.3782	26.5383	-22.6729	37.5905	-40.7891	50.1637
5	-4.9285	24.8821	-20.307	24.1386	-9.9307	23.6654
Mean	-3.9415	27.7077	-10.0997	29.2827	-10.8906	32.3382

Tabel 4. 30 Perbandingan MPF Subjek 3 saat *Motor Imagery*

Sesi	C3			C4		
	Relax	Kiri	Kanan	Relax	Kiri	Kanan
1	8.8587	8.6891	8.8202	10.299	9.446	10.1322
2	8.6503	9.2342	7.8424	9.4744	8.7267	10.026
3	8.84722	9.946	7.9725	9.4359	9.7364	8.711
4	8.4139	7.3338	10.211	9.2266	7.9905	8.498
5	7.036	7.385	6.389	8.74805	8.117	9.5022
Mean	8.361224	8.51762	8.24702	9.43679	8.80332	9.37388
Stdev	0.7625	1.1475	1.4033	0.5619	0.77801	0.7455

Tabel 4. 31 Perbandingan Amplitudo Subjek 4 di titik C3 saat *Motor Imagery*

Sesi	c3					
	Relax		Kiri		Kanan	
	Min	Max	Min	Max	Min	Max
1	-3.2582	26.2072	-4.5085	32.1206	-9.0702	25.7342
2	-8.5296	27.1534	-5.2181	28.2347	-9.6447	24.2474
3	-3.292	28.336	-4.4409	26.2072	-4.2044	26.9844
4	-7.3131	29.8228	-7.651	27.8968	-15.085	28.336
5	-3.1569	30.3973	-8.4282	28.8767	-3.7313	25.9707
Mean	-5.1099	28.3833	-6.0493	28.6672	-8.3471	26.2545

Tabel 4. 32 Perbandingan Amplitudo Subjek 4 di titik C4 saat *Motor Imagery*

Sesi	C4					
	Relax		Kiri		Kanan	
	Min	Max	Min	Max	Min	Max
1	-16.6731	47.0561	-20.9983	40.0276	-14.274	40.0276
2	-11.199	44.6907	-17.5517	33.7425	-12.7534	35.9727
3	-28.9729	45.4341	-20.7618	46.583	-18.1261	45.5693
4	-26.4386	54.49	-23.7354	48.678	-31.7438	52.5977
5	-30.2232	51.584	-30.8314	49.489	-26.8103	51.4151
Mean	-22.7013	48.6509	-22.7757	43.704	-20.7415	45.1164

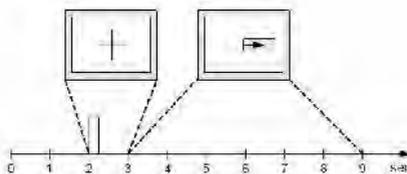
Tabel 4. 33 Perbandingan MPF Subjek 4 saat *Motor Imagery*

Sesi	C3			C4		
	Relax	Kiri	Kanan	Relax	Kiri	Kanan
1	9.30308	10.1241	8.971	10.734	10.668	10.036
2	8.407	8.33003	8.384	9.1174	10.2381	11.02789
3	9.001	10.285	9.2508	11.6536	11.8196	14.001
4	8.7235	8.3599	10.1397	11.2194	13.1855	8.99332
5	9.27244	8.4735	9.184	12.5564	13.51131	11.477
Mean	8.9414	9.1145	9.1859	11.0561	11.8845	11.1070
Stdev	0.3798	0.9981	0.6330	1.2744	1.46063	1.8796

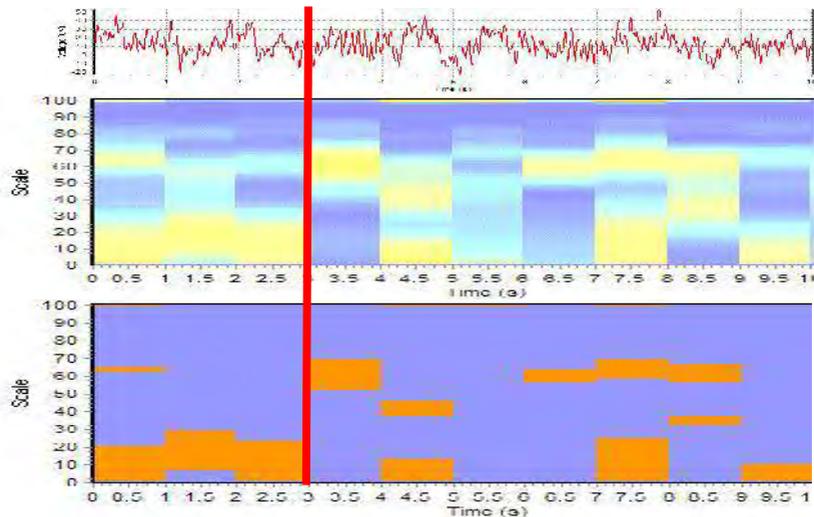
4.6 Ekstraksi Parameter Time-Frequency saat *Motor Imagery*

Analisa non-stasioner dengan *Continuous Wavelet Transform* saat terjadi motor imagery dikhususkan untuk *tasking* mode ketiga. *Tasking* mode ketiga berdurasi 10 detik. Instruksi untuk bayangan gerakan dimulai pada detik ke 3. Nilai skala yang digunakan 2×10^{-3} hingga 200×10^{-3} .

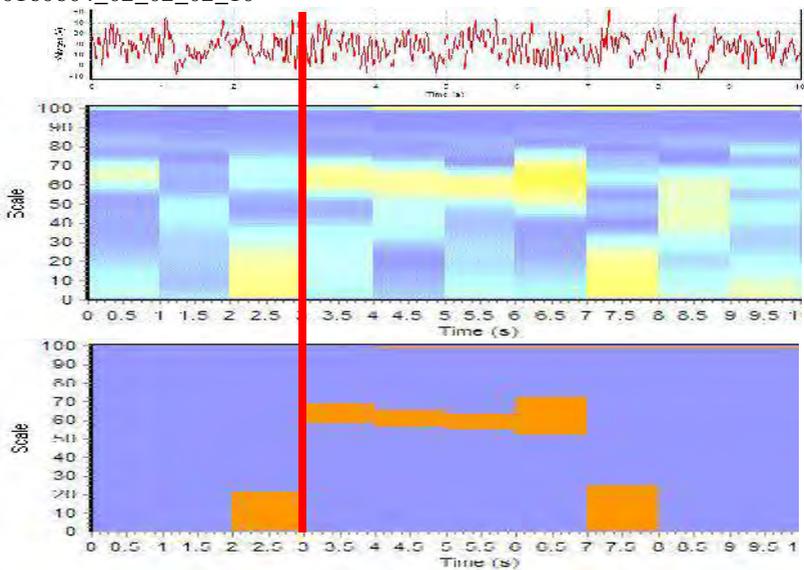
Ekstraksi parameter *time-frequency* diimplementasikan dengan *thresholding* pada analisa CWT untuk memisahkan *contour* yang satu dengan yang lain. Nilai yang digunakan pada *thresholding* dapat diatur dengan rentang skala 0 hingga 1 (normalisasi). Setelah dilakukan *thresholding*, diperoleh beberapa *contour* dengan warna jingga. Setelah mendapatkan hasil *thresholding* magnitudo, maka tahapan selanjutnya adalah menghitung kemunculan *contour* pada saat terjadi gerakan kiri maupun kanan di titik C3 dan C4.



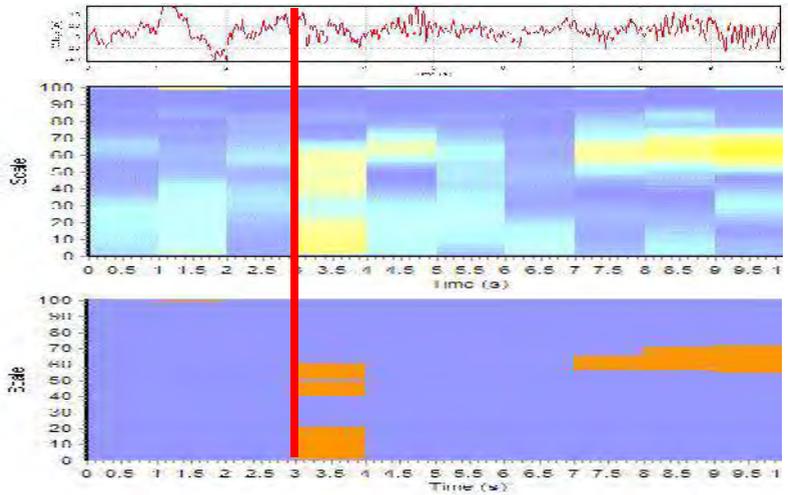
Gambar 4. 40 Proses *Tasking* pada Mode Ketiga ^[17]



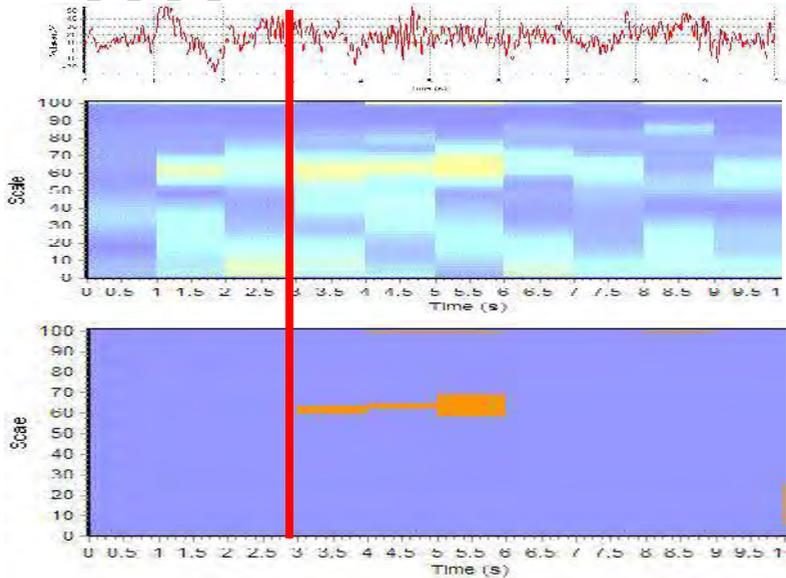
Gambar 4. 41 Pengujian subjek 2 di titik C3 saat gerakan kiri dari file 20160604_02_02_02_10



Gambar 4. 42 Pengujian subjek 2 di titik C4 saat gerakan kiri dari file 20160604_02_02_02_10

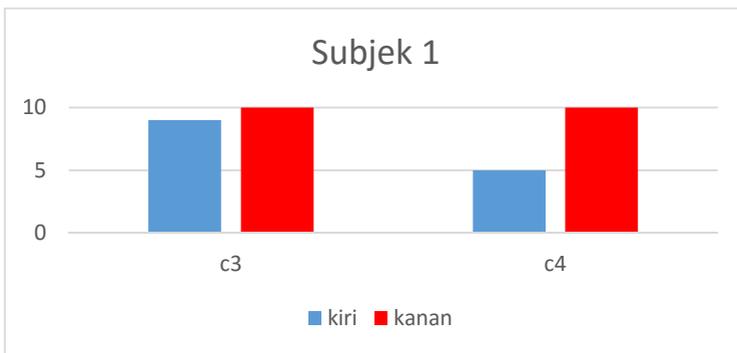


Gambar 4. 43 Pengujian subjek 2 di titik C3 saat gerakan kanan dari file 20160604_02_02_03_2

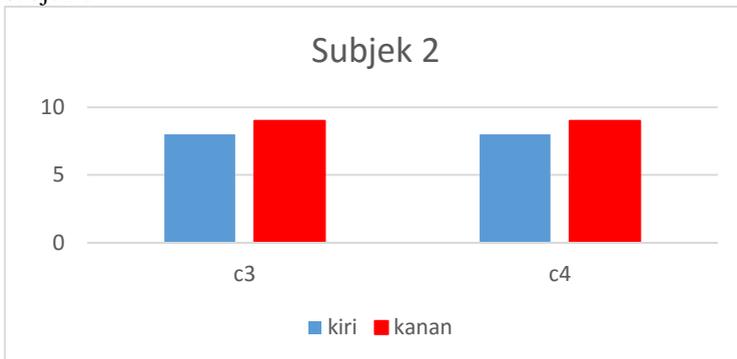


Gambar 4. 44 Pengujian subjek 2 di titik C4 saat gerakan kanan dari file 20160604_02_02_03_2

Hasil ekstraksi parameter dengan metode *thresholding*, didapatkan *contour* saat terjadi *motor imagery*. Nilai *thresholding* yang digunakan berdasarkan beberapa kali data percobaan yang didapatkan adalah sebesar 0.4 (normalisasi). Jumlah kemunculan *contour-contour* tersebut dihitung di tiap *tasking* yaitu gerakan kiri dan gerakan kanan di 2 subjek yang berbeda. Dari 10 kali percobaan pada subjek 1, didapatkan kemunculan *contour* saat gerakan kiri pada detik ke 4-10 adalah 9 kali pada titik C3 dan 5 kali pada titik C4. Sedangkan ada gerakan kanan, diperoleh kemunculan sebanyak 10 kali di kedua titik.



Gambar 4. 45 Kemunculan *contour* saat *tasking motor imagery* pada subjek 1



Gambar 4. 46 Kemunculan *contour* saat *tasking motor imagery* pada subjek 2

Sedangkan pada subjek kedua, didapatkan hasil kemunculan *contour* saat gerakan kiri adalah 9 kali pada dua titik C3 dan C4. Sedangkan saat gerakan kanan, dari 10 sesi didapatkan 10 kemunculan *contour* pada detik ke 4-10.

4.7 Uji Selektifitas

Dari hasil pengujian analisa mengenai *motor imagery* saat terjadi proses membayangkan gerakan pada *upper limb segment* pada subjek, dilakukan uji selektifitas pada sistem untuk menentukan seberapa besar sistem mampu mengidentifikasi bayangan gerakan yang dilakukan. *Channel* yang digunakan adalah C3 dan C4 dengan referensi di titik CZ. Uji selektifitas dilakukan pada dua subjek yang telah menjalani sesi training sebanyak 3x8 sesi, yaitu subjek 1 dan subjek 2. Selama sistem berjalan, subjek berada dalam 3 kondisi yaitu, diam, membayangkan kiri, dan membayangkan kanan. Selektifitas akan bernilai tinggi apabila sistem mampu membedakan bayangan kiri dan bayangan kanan. Ketika subjek diam, maka lingkaran berwarna biru di tengah tidak bergeser. Ketika subjek membayangkan kiri, maka lingkaran biru di tengah bergeser kearah kiri dan warnanya berubah merah. Sedangkan gerakan kanan ditandai dengan perubahan lingkaran menjadi merah kearah kanan. Dalam pengujian selektifitas, terdapat 4 kondisi yaitu *True Positive (TP)*, *True Negative (TN)*, *False Positive (FP)*, dan *False Negative (FN)*. Penentuan keempat parameter tersebut dalam uji selektifitas ini dilakukan dengan membandingkan hasil pendeteksian. *True Positive* adalah kondisi saat subjek membayangkan kiri (display yang ditunjukkan adalah lingkaran merah kearah kiri) akan terdeteksi lingkaran merah ke kiri. *True Negative* saat subjek membayangkan kanan (display yang ditunjukkan adalah lingkaran merah kearah kanan) akan terdeteksi lingkaran merah kearah kanan. Sedangkan *False Positive* dan *False Negative* merupakan *error*, dimana *False Positive* merupakan kondisi dimana subjek membayangkan kiri namun yang terdeteksi adalah kanan, dan sebaliknya *False Negative* saat subjek membayangkan kanan namun yang terdeteksi adalah kiri.

Setelah didapatkan kondisi pendeteksian, selanjutnya dihitung tingkat *sensitivity* dan *specificity* dari pengujian. Tingkat *sensitivity* adalah kemampuan sistem mendeteksi subjek membayangkan kiri, sedangkan tingkat *specificity* adalah kemampuan sistem mendeteksi bayangan kanan. Dengan mengetahui besar *sensitivity* dan *specificity* dari suatu sistem, dapat diketahui seberapa selektif sistem tersebut.

$$\text{Sensitivity} = \frac{\text{True Positive}}{\text{True Positive} + \text{False Negative}} \cdot 100\%$$

$$\text{Specificity} = \frac{\text{True Negative}}{\text{True Negative} + \text{False Positive}} \cdot 100\%$$

$$\text{Accuracy} = \frac{\text{True Positive} + \text{True Negative}}{\text{True Positive} + \text{True Negative} + \text{False Positive} + \text{False Negative}} \cdot 100\%$$

Tabel 4. 34 Uji Selektivitas Subjek 1 Sesi 3

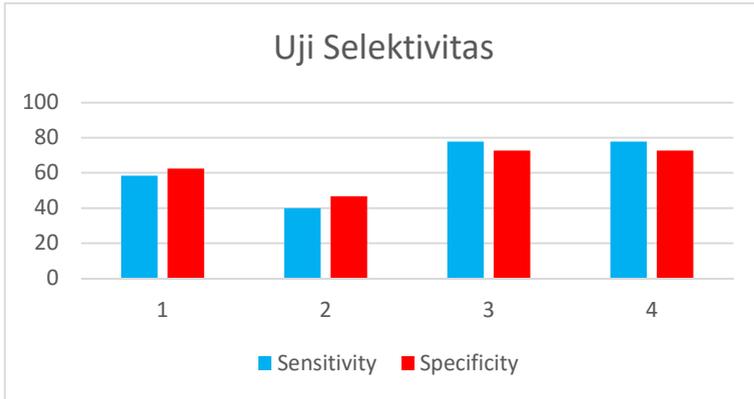
No	Kondisi Subjek (Display)	Hasil Deteksi	Kondisi Pendeteksian
1	Kiri (Merah Kiri)	Kiri (Merah Kiri)	True Positive
2	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
3	Kiri (Merah Kiri)	Kiri (Merah Kiri)	True Positive
4	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah Kanan)	True Negative
5	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
6	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah Kanan)	True Negative
7	Kiri (Merah Kiri)	Kanan (Merah Kanan)	False Positive
8	Kiri (Merah Kiri)	Kiri (Merah Kiri)	True Positive
9	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
10	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah Kanan)	True Negative
11	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
12	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah Kanan)	True Negative
13	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah Kanan)	True Negative
14	Kiri (Merah Kiri)	Kanan (Merah Kanan)	False Positive
15	Kiri (Merah Kiri)	Kiri (Merah Kiri)	True Positive
16	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
17	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah Kanan)	True Negative

Lanjutan Tabel 4. 35 Uji Selektivitas Subjek 1 Sesi 3

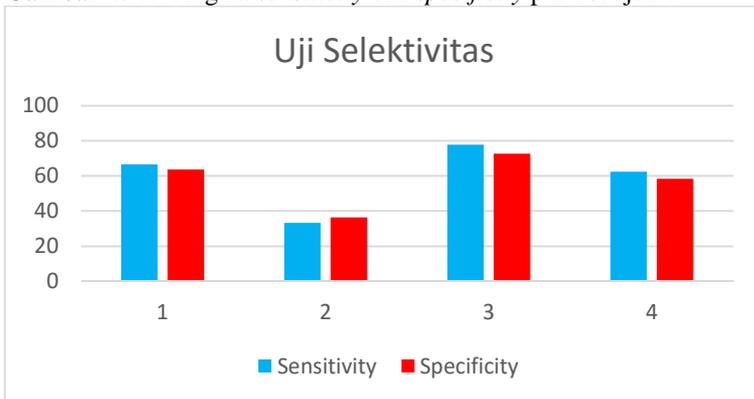
No	Kondisi Subjek (Display)	Hasil Deteksi	Kondisi Pendeteksian
18	Kiri (Merah Kiri)	Kiri (Merah Kiri)	True Positive
19	Kanan (Merah Kanan)	Kiri (Merah Kiri)	False Negative
20	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
21	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah Kanan)	True Negative
22	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah Kanan)	True Negative
23	Kiri (Merah Kiri)	Kanan (Merah Kanan)	False Positive
24	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
25	Kiri (Merah Kiri)	Kiri (Merah Kiri)	True Positive
26	Kiri (Merah Kiri)	Kiri (Merah Kiri)	True Positive
27	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
28	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
29	Kanan (Merah Kanan)	Kiri (Merah Kiri)	False Negative
30	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
Tingkat Sensitivity (%)			77.77777778
Tingkat Specificity (%)			72.72727273
Tingkat Accuracy (%)			75

Tingkat *sensitivity* dan *specificity* secara keseluruhan untuk tiap subjek di tiap sesi ditunjukkan pada Gambar 4.47 dan 4.48. Pada subjek 1, rata-rata tingkat *sensitivity* dan *specificity* adalah $63.4722 \pm 18.13515\%$ dan $63.6553 \pm 12.30921\%$, sedangkan untuk subjek 2 rata-rata *sensitivity* dan *specificity* adalah $60.06944 \pm 18.95464\%$ dan 57.76515 ± 15.45622 . Dari hasil perhitungan *sensitivity* dan *specificity*, dapat dihitung tingkat akurasi dari sistem pendeteksian sebesar $63.75 \pm 14.36141 \%$ pada subjek 1 dan $58.75 \pm 17.01715 \%$ pada subjek 2. Tingkat keberhasilan tertinggi pada kedua subjek didapatkan sebesar 75%. Tingkat akurasi pendeteksian

dapat ditingkatkan dengan menggunakan metode klasifikasi yang lebih handal seperti *Support Vector Machine* atau *k-Nearest Neighbour*.



Gambar 4. 47 Tingkat *sensitivity* dan *specificity* pada subjek 1



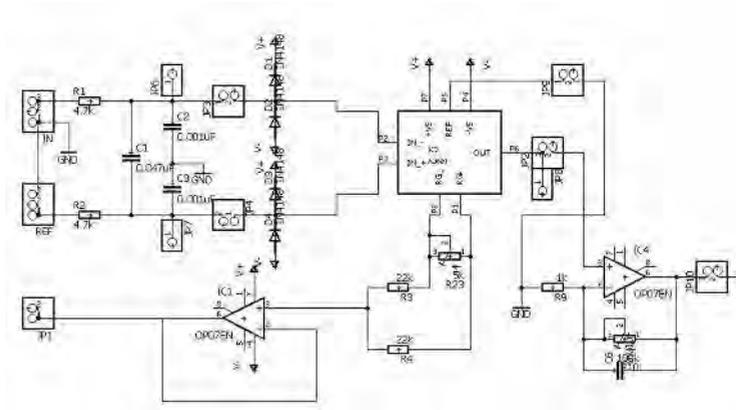
Gambar 4. 48 Tingkat *sensitivity* dan *specificity* pada subjek 2

Tabel 4. 36 Sensitivitas, spesifisitas, dan akurasi pada tiap subjek

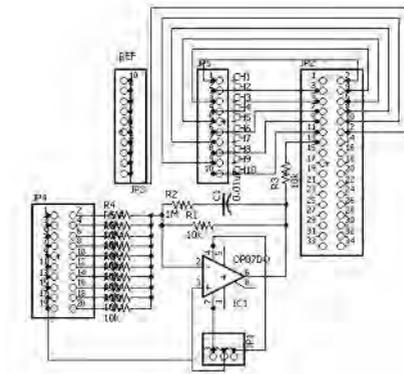
Subjek	Sensitivity (%)	Specificity (%)	Accuracy (%)
1	63.4722	63.6553	63.75
2	60.0694	57.7651	58.75
Mean	61.77083	60.71023	61.25

LAMPIRAN A SKEMATIK RANGKAIAN

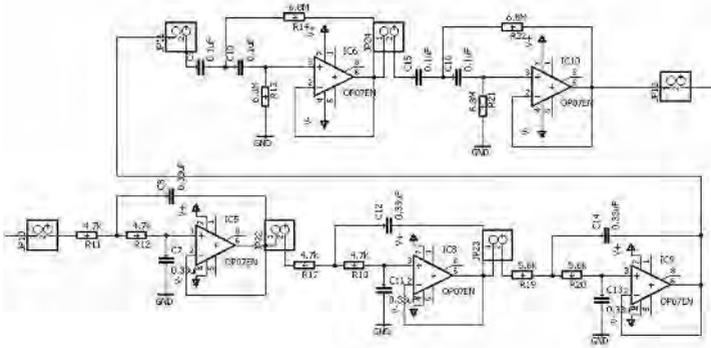
- *Instrumentation Amplifier + Main Amplifier*



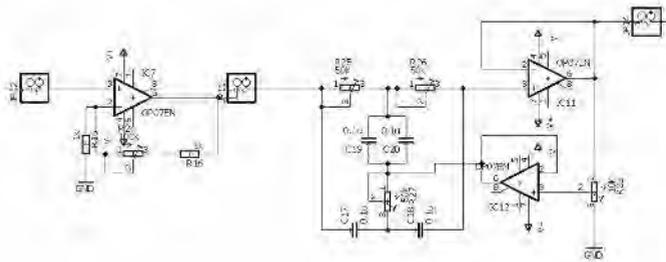
- *Common Mode Rejection*



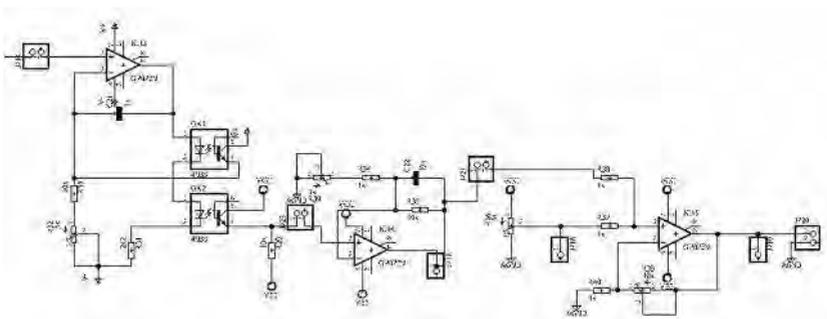
- *Low Pass Filter + High Pass Filter*



- *Variable Amplifier + Notch Filter*



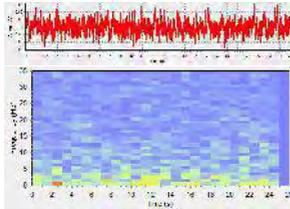
- *Isolation Amplifier + Adder Amplifier*



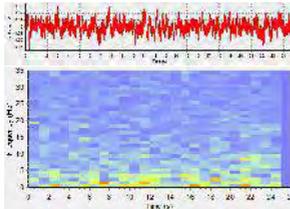
LAMPIRAN B DATA PENGUJIAN ENOBIO NEUROELECTRIC 20

○ Subjek 1 Sesi 1

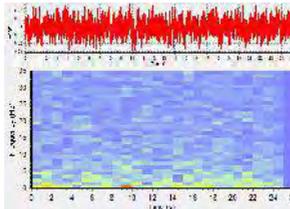
● P7



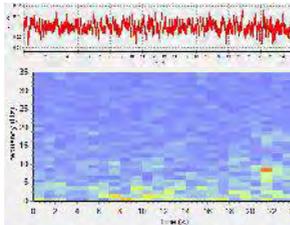
● P4



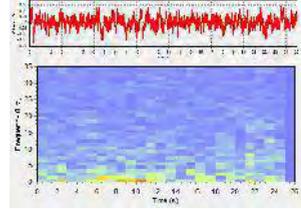
● CZ



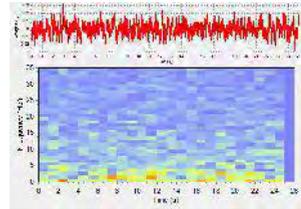
● PZ



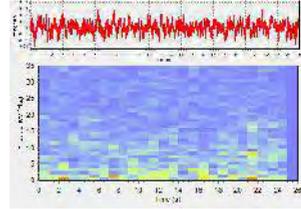
● P3



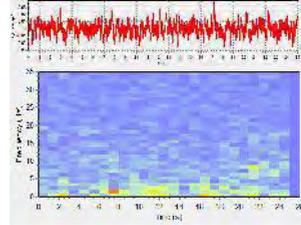
● P8



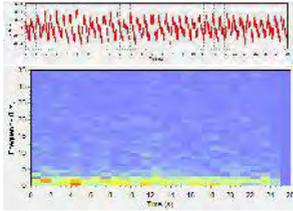
● O1



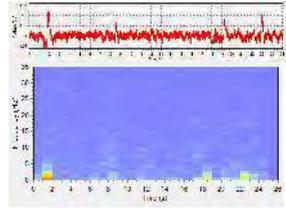
● O2



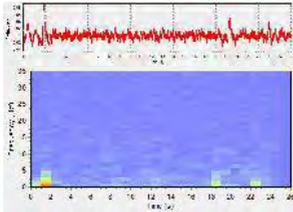
- T8



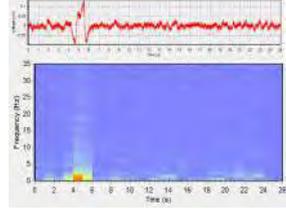
- FP2



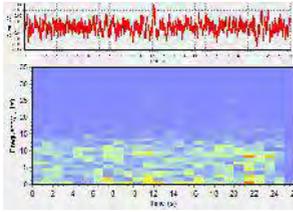
- F8



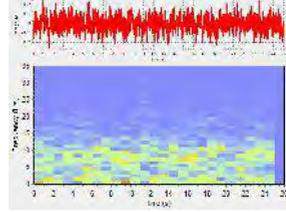
- FZ



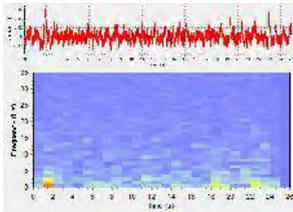
- C4



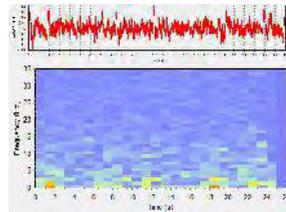
- C3



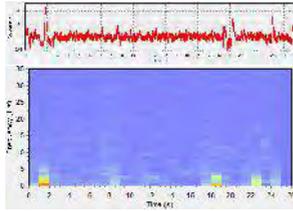
- F4



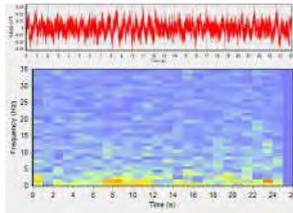
- F3



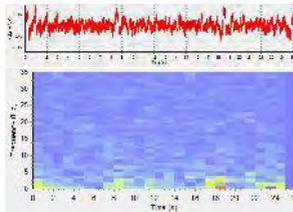
- FP1



- T7

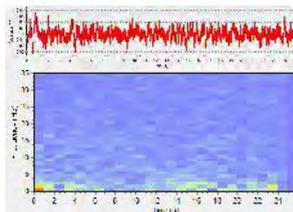


- F7

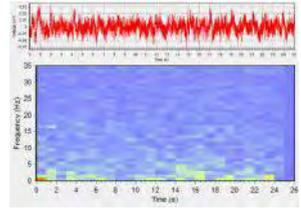


- Subjek 1 Sesi 2

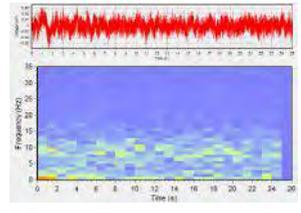
- P7



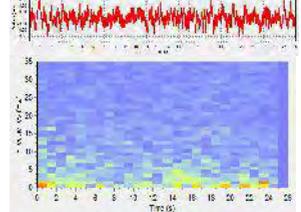
- P4



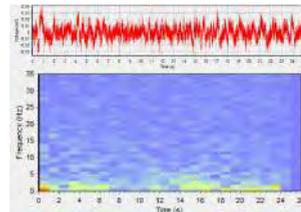
- CZ



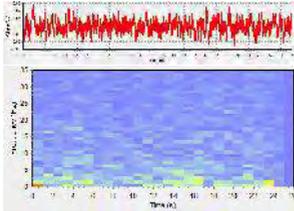
- PZ



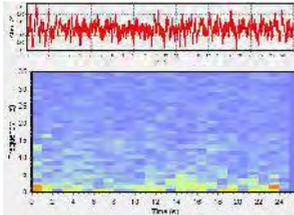
- P3



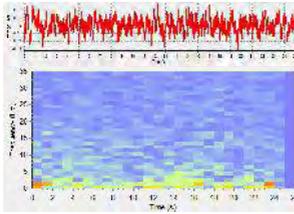
- **P8**



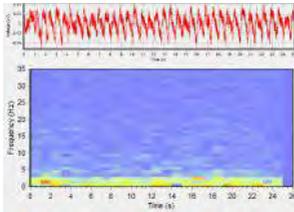
- **O1**



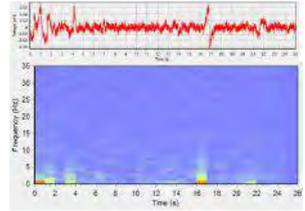
- **O2**



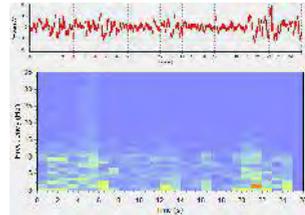
- **T8**



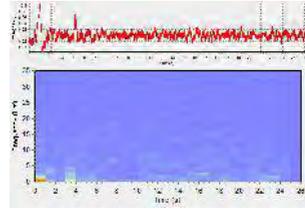
- **F8**



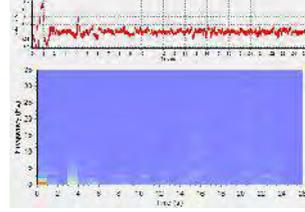
- **C4**



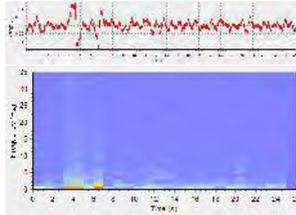
- **F4**



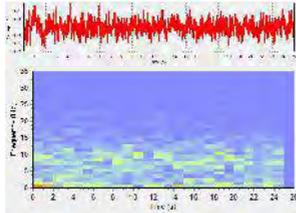
- **FP2**



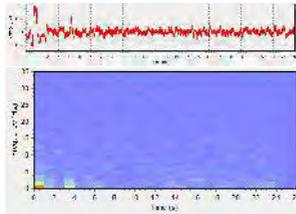
- FZ



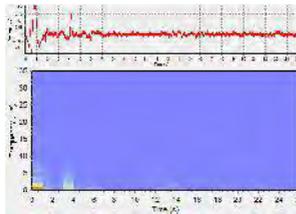
- C3



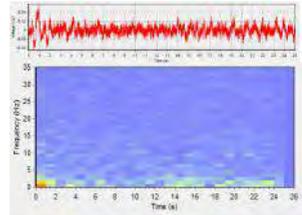
- F3



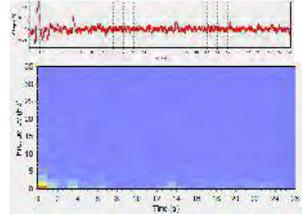
- FP1



- T7

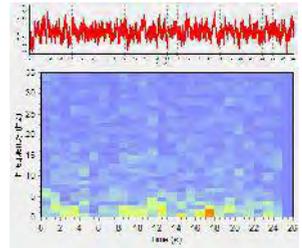


- F7

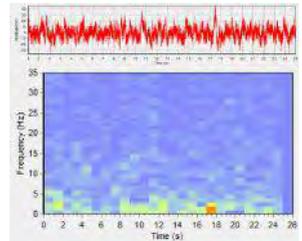


- Subjek 1 Data 3

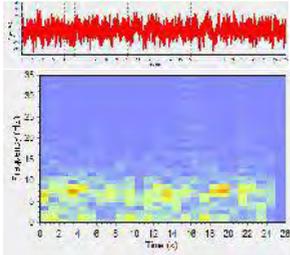
- P7



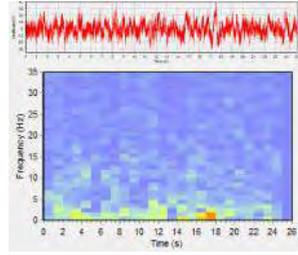
- P4



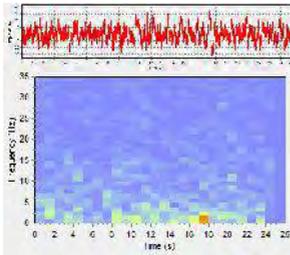
• CZ



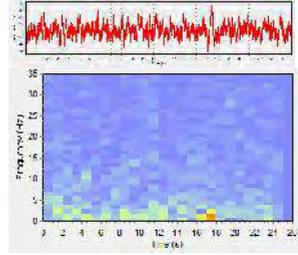
• O1



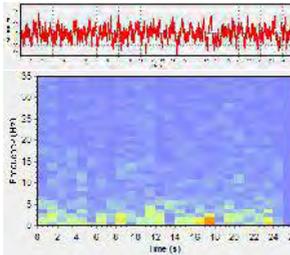
• PZ



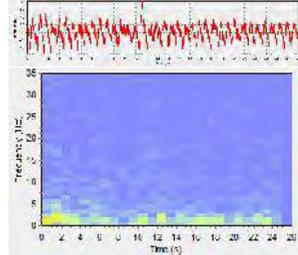
• O2



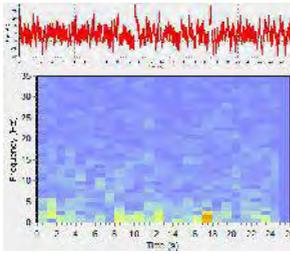
• P3



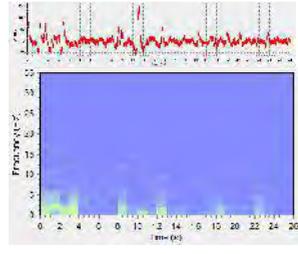
• T8



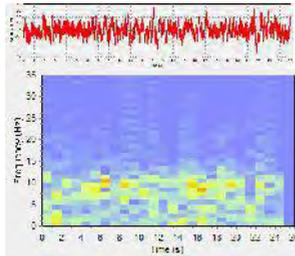
• P8



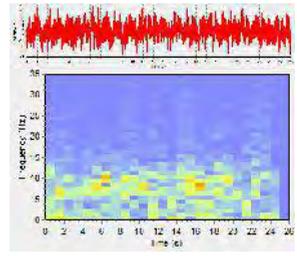
• F8



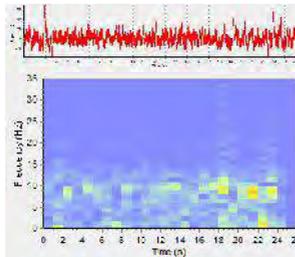
• C4



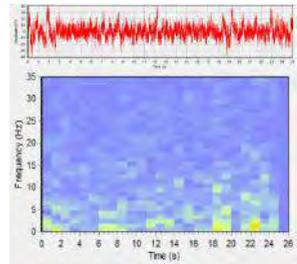
• C3



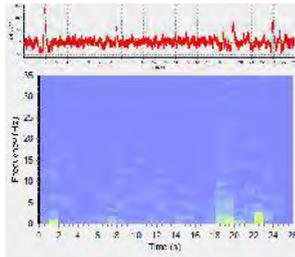
• F4



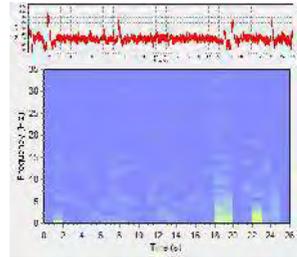
• F3



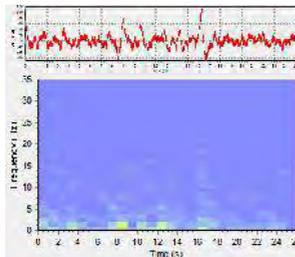
• FP2



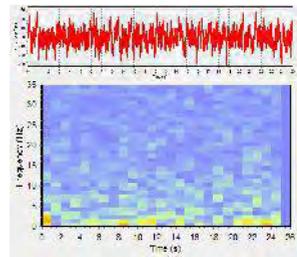
• FP1



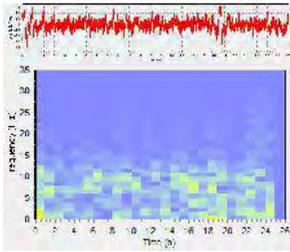
• FZ



• T7



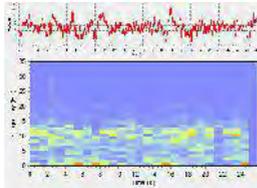
- F7



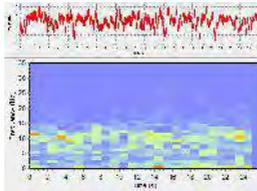
LAMPIRAN C PENGUJIAN MOTOR EXECUTION

- Subjek 1 Data 1

- Titik C3

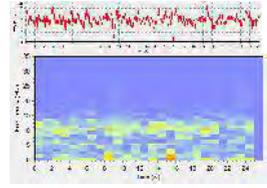


- Titik C4

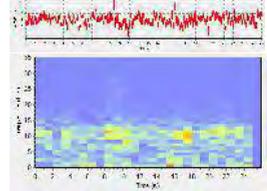


- Subjek 1 Data 3

- Titik C3

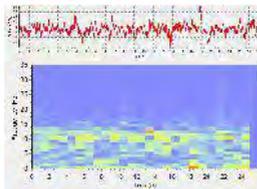


- Titik C4

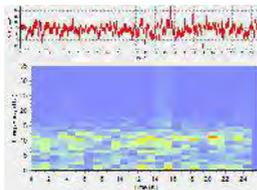


- Subjek 1 Data 2

- Titik C3

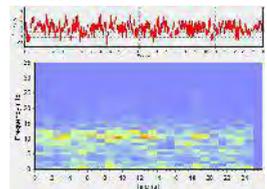


- Titik C4

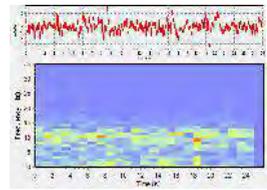


- Subjek 1 Data 4

- Titik C3

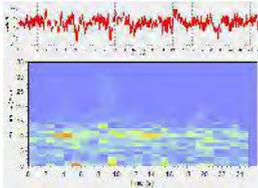


- Titik C4

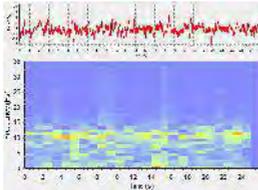


- Subjek 1 Data 5

- Titik C3

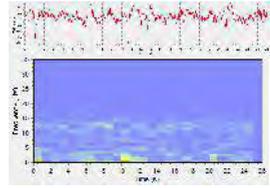


- Titik C4

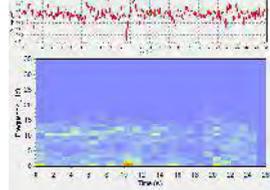


- Subjek 2 Data 2

- Titik C3

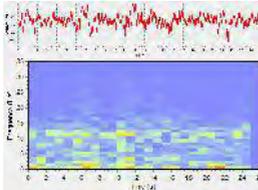


- Titik C4

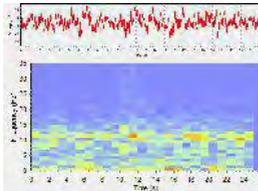


- Subjek 2 Data 1

- Titik C3

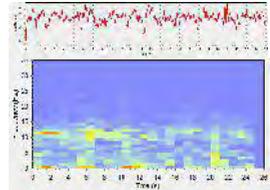


- Titik C4

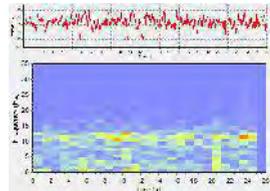


- Subjek 2 Data 3

- Titik C3

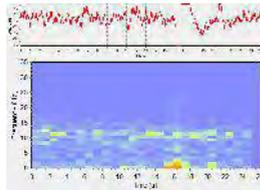


- Titik C4

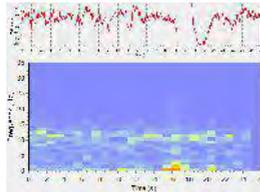


- Subjek 2 Data 4

- Titik C3

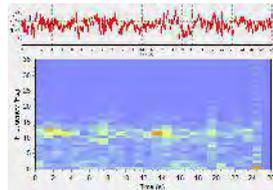


- Titik C4

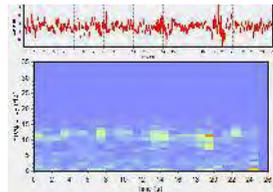


- Subjek 3 Data 1

- Titik C3

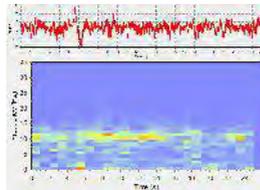


- Titik C4

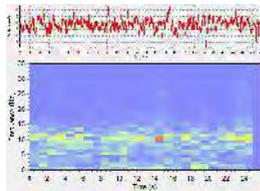


- Subjek 2 Data 5

- Titik C3

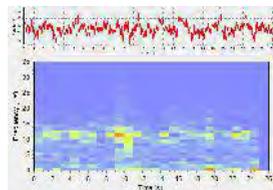


- Titik C4

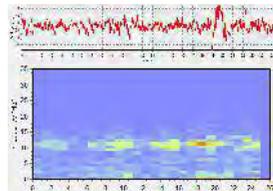


- Subjek 3 Data 2

- Titik C3

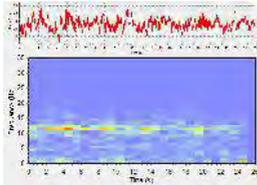


- Titik C4

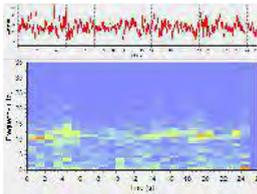


- Subjek 3 Data 3

- Titik C3

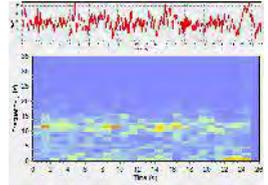


- Titik C4

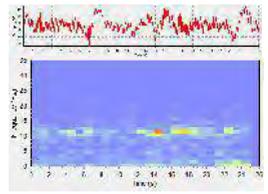


- Subjek 3 Data 5

- Titik C3

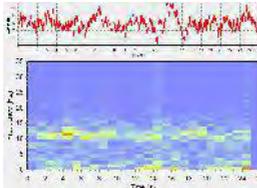


- Titik C4

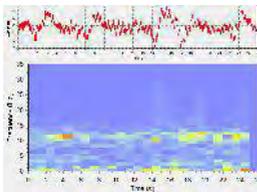


- Subjek 3 Data 4

- Titik C3

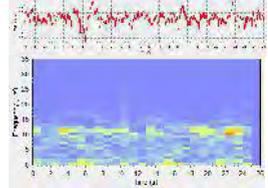


- Titik C4

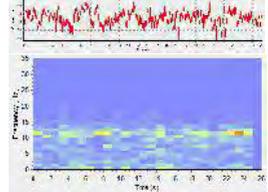


- Subjek 4 Data 1

- Titik C3

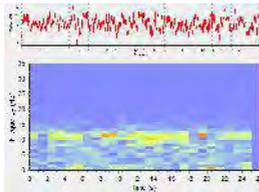


- Titik C4

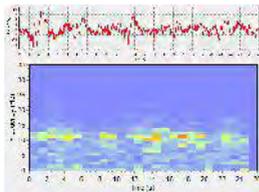


- Subjek 4 Data 2

- Titik C3

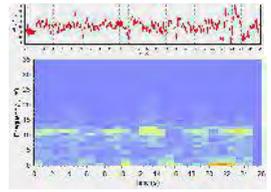


- Titik C4

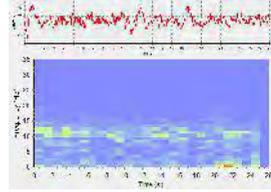


- Subjek 4 Data 4

- Titik C3

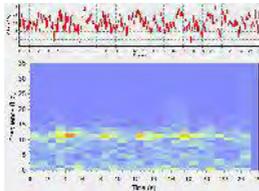


- Titik C4

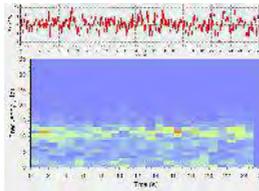


- Subjek 4 Data 3

- Titik C3

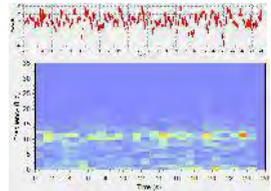


- Titik C4

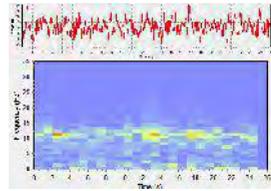


- Subjek 4 Data 5

- Titik C3

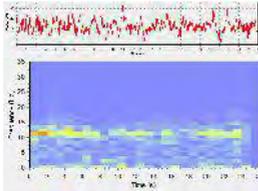


- Titik C4

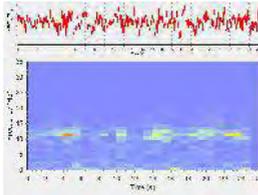


- Subjek 5 Data 1

- Titik C3

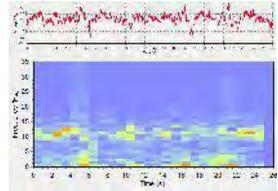


- Titik C4

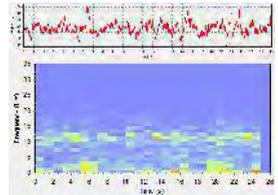


- Subjek 5 Data 3

- Titik C3

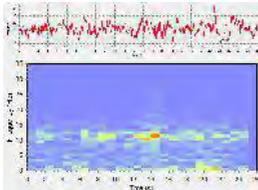


- Titik C4

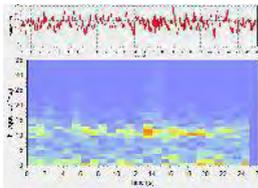


- Subjek 5 Data 2

- Titik C3

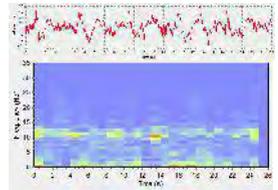


- Titik C4

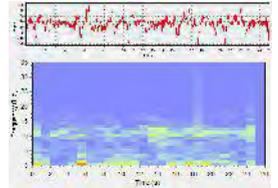


- Subjek 5 Data 4

- Titik C3

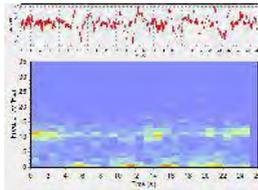


- Titik C4

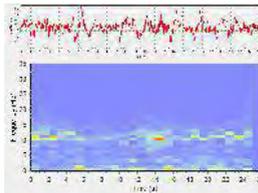


- Subjek 5 Data 5

- Titik C3



- Titik C4

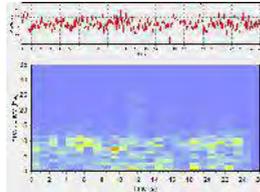


LAMPIRAN D

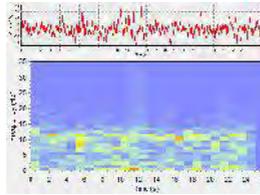
PENGUJIAN MOTOR IMAGERY

- Subjek 1 Data 1

- Titik C3

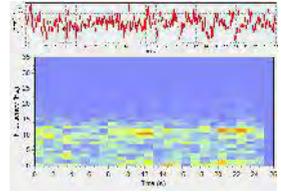


- Titik C4

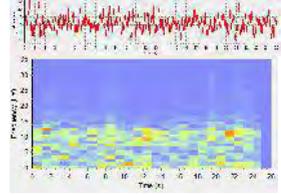


- Subjek 1 Data 3

- Titik C3

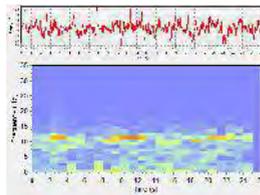


- Titik C4

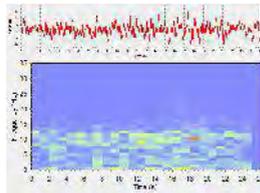


- Subjek 1 Data 2

- Titik C3

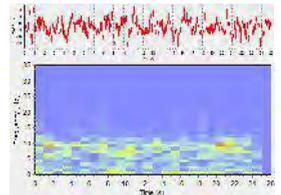


- Titik C4

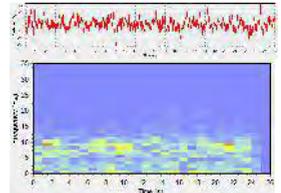


- Subjek 1 Data 4

- Titik C3

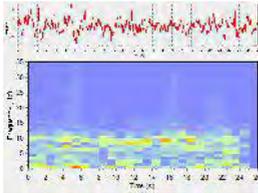


- Titik C4

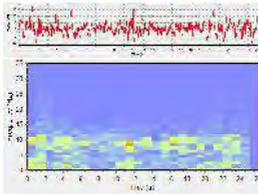


- Subjek 1 Data 5

- Titik C3

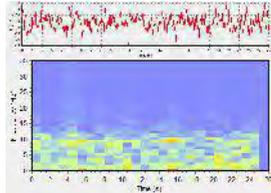


- Titik C4

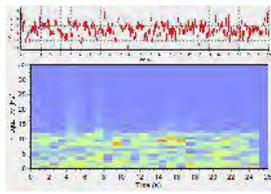


- Subjek 2 Data 2

- Titik C3

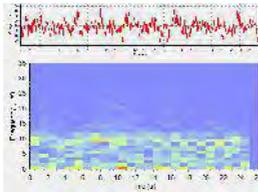


- Titik C4

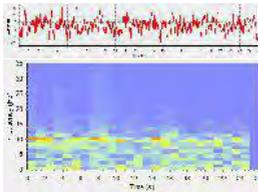


- Subjek 2 Data 1

- Titik C3

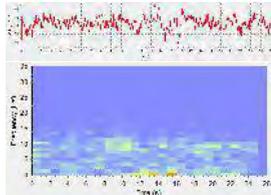


- Titik C4

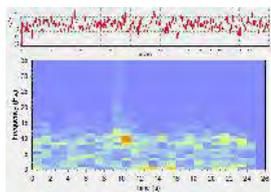


- Subjek 2 Data 3

- Titik C3

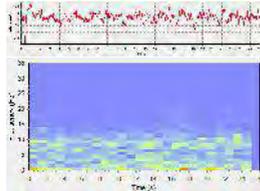


- Titik C4

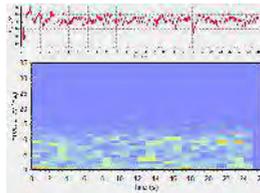


- Subjek 2 Data 4

- Titik C3

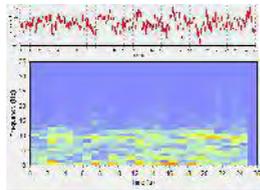


- Titik C4

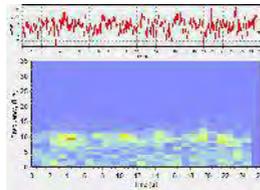


- Subjek 2 Data 5

- Titik C3

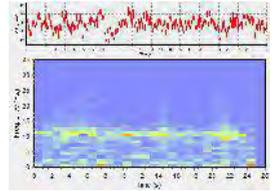


- Titik C4

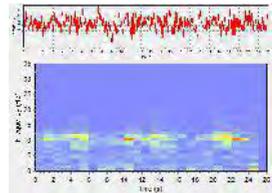


- Subjek 3 Data 1

- Titik C3

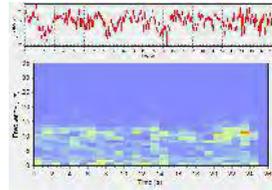


- Titik C4

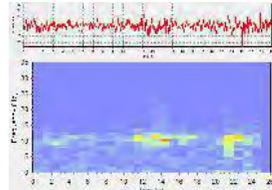


- Subjek 3 Data 2

- Titik C3

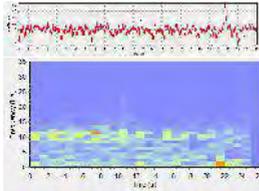


- Titik C4

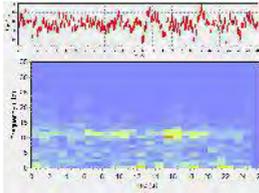


- Subjek 3 Data 3

- Titik C3

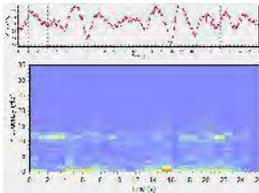


- Titik C4

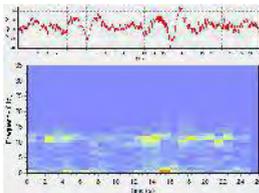


- Subjek 3 Data 4

- Titik C3

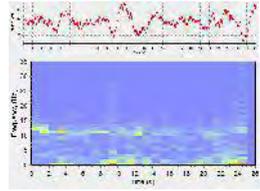


- Titik C4

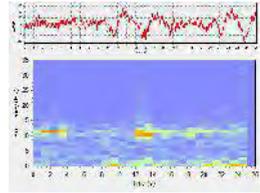


- Subjek 3 Data 5

- Titik C3

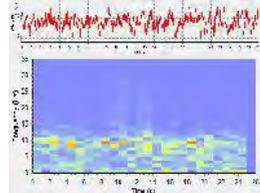


- Titik C4

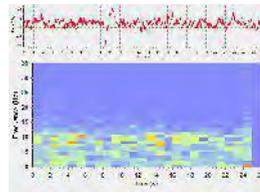


- Subjek 4 Data 1

- Titik C3

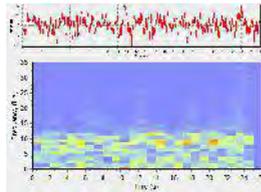


- Titik C4

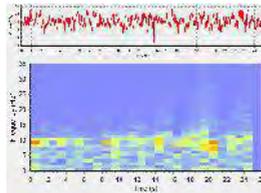


- Subjek 4 Data 2

- Titik C3

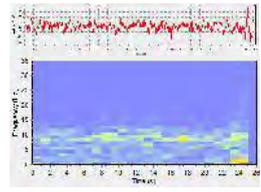


- Titik C4

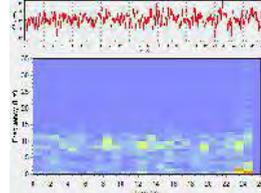


- Subjek 4 Data 4

- Titik C3

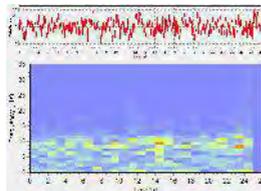


- Titik C4

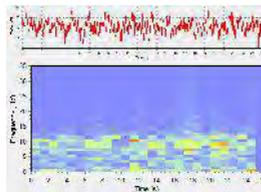


- Subjek 4 Data 3

- Titik C3

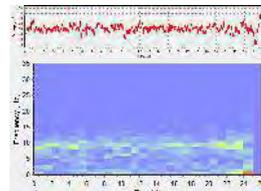


- Titik C4

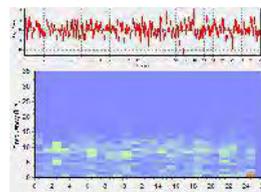


- Subjek 4 Data 5

- Titik C3

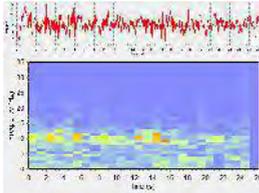


- Titik C4

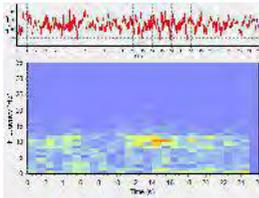


- Subjek 5 Data 1

- Titik C3

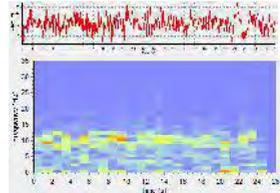


- Titik C4

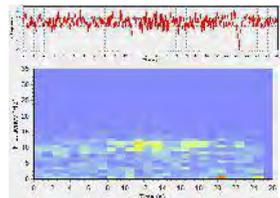


- Subjek 5 Data 3

- Titik C3

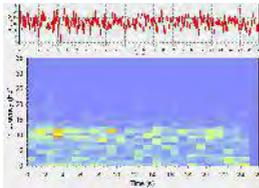


- Titik C4

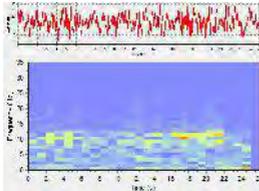


- Subjek 5 Data 2

- Titik C3

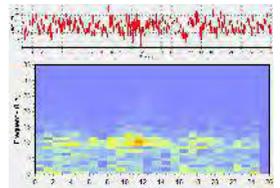


- Titik C4

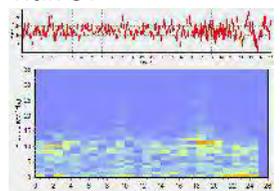


- Subjek 5 Data 4

- Titik C3

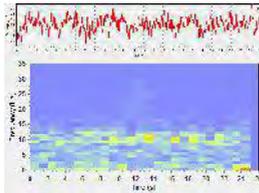


- Titik C4

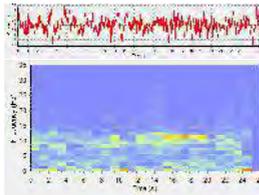


- Subjek 5 Data 5

- Titik C3



- Titik C4



LAMPIRAN E

HASIL PENGUJIAN SELEKTIVITAS

Subjek 1 Sesi 1

No	Kondisi Subjek	Hasil Deteksi	Kondisi
1	Kiri (Merah Kiri)	Kiri (Merah Kiri)	True Positive
2	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
3	Kiri (Merah Kiri)	Kiri (Merah Kiri)	True Positive
4	Kanan (Merah Kanan)	Kiri (Merah Kiri)	False Negative
5	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
6	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah	True Negative
7	Kiri (Merah Kiri)	Kiri (Merah Kiri)	True Positive
8	Kiri (Merah Kiri)	Kiri (Merah Kiri)	True Positive
9	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
10	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah	True Negative
11	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
12	Kanan (Merah Kanan)	Kiri (Merah Kiri)	False Negative
13	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah	True Negative
14	Kiri (Merah Kiri)	Kanan (Merah	False Positive
15	Kiri (Merah Kiri)	Kiri (Merah Kiri)	True Positive
16	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
17	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah	True Negative
18	Kiri (Merah Kiri)	Kiri (Merah Kiri)	True Positive
19	Kanan (Merah Kanan)	Kiri (Merah Kiri)	False Negative
20	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
21	Kanan (Merah Kanan)	Kiri (Merah Kiri)	False Negative
22	Kanan (Merah Kanan)	Kiri (Merah Kiri)	False Negative
23	Kiri (Merah Kiri)	Kanan (Merah	False Positive
24	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
25	Kiri (Merah Kiri)	Kanan (Merah	False Positive
26	Kiri (Merah Kiri)	Kiri (Merah Kiri)	True Positive
27	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
28	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
29	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah	True Negative
30	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral

Subjek 1 Sesi 2

No	Kondisi Subjek	Hasil Deteksi	Kondisi
1	Kiri (Merah Kiri)	Kanan (Merah	False Positive
2	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
3	Kiri (Merah Kiri)	Kanan (Merah	False Positive
4	Kanan (Merah Kanan)	Kiri (Merah Kiri)	False Negative
5	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
6	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah	True Negative
7	Kiri (Merah Kiri)	Kanan (Merah	False Positive
8	Kiri (Merah Kiri)	Kanan (Merah	False Positive
9	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
10	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah	True Negative
11	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
12	Kanan (Merah Kanan)	Kiri (Merah Kiri)	False Negative
13	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah	True Negative
14	Kiri (Merah Kiri)	Kanan (Merah	False Positive
15	Kiri (Merah Kiri)	Kiri (Merah Kiri)	True Positive
16	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
17	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah	True Negative
18	Kiri (Merah Kiri)	Kanan (Merah	False Positive
19	Kanan (Merah Kanan)	Kiri (Merah Kiri)	False Negative
20	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
21	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah	True Negative
22	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah	True Negative
23	Kiri (Merah Kiri)	Kanan (Merah	False Positive
24	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
25	Kiri (Merah Kiri)	Kiri (Merah Kiri)	True Positive
26	Kiri (Merah Kiri)	Kanan (Merah	False Positive
27	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
28	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
29	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah	True Negative
30	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral

Subjek 1 Sesi 3

No	Kondisi Subjek	Hasil Deteksi	Kondisi
1	Kiri (Merah Kiri)	Kiri (Merah Kiri)	True Positive
2	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
3	Kiri (Merah Kiri)	Kiri (Merah Kiri)	True Positive
4	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah	True Negative
5	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
6	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah	True Negative
7	Kiri (Merah Kiri)	Kanan (Merah	False Positive
8	Kiri (Merah Kiri)	Kiri (Merah Kiri)	True Positive
9	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
10	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah	True Negative
11	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
12	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah	True Negative
13	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah	True Negative
14	Kiri (Merah Kiri)	Kanan (Merah	False Positive
15	Kiri (Merah Kiri)	Kiri (Merah Kiri)	True Positive
16	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
17	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah	True Negative
18	Kiri (Merah Kiri)	Kiri (Merah Kiri)	True Positive
19	Kanan (Merah Kanan)	Kiri (Merah Kiri)	False Negative
20	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
21	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah	True Negative
22	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah	True Negative
23	Kiri (Merah Kiri)	Kanan (Merah	False Positive
24	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
25	Kiri (Merah Kiri)	Kiri (Merah Kiri)	True Positive
26	Kiri (Merah Kiri)	Kiri (Merah Kiri)	True Positive
27	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
28	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
29	Kanan (Merah Kanan)	Kiri (Merah Kiri)	False Negative
30	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral

Subjek 1 Sesi 4

No	Kondisi Subjek	Hasil Deteksi	Kondisi
1	Kiri (Merah Kiri)	Kiri (Merah Kiri)	True Positive
2	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
3	Kiri (Merah Kiri)	Kiri (Merah Kiri)	True Positive
4	Kanan (Merah Kanan)	Kiri (Merah Kiri)	False Negative
5	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
6	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah	True Negative
7	Kiri (Merah Kiri)	Kiri (Merah Kiri)	True Positive
8	Kiri (Merah Kiri)	Kanan (Merah	False Positive
9	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
10	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah	True Negative
11	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
12	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah	True Negative
13	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah	True Negative
14	Kiri (Merah Kiri)	Kanan (Merah	False Positive
15	Kiri (Merah Kiri)	Kiri (Merah Kiri)	True Positive
16	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
17	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah	True Negative
18	Kiri (Merah Kiri)	Kiri (Merah Kiri)	True Positive
19	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah	True Negative
20	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
21	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah	True Negative
22	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah	True Negative
23	Kiri (Merah Kiri)	Kanan (Merah	False Positive
24	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
25	Kiri (Merah Kiri)	Kiri (Merah Kiri)	True Positive
26	Kiri (Merah Kiri)	Kiri (Merah Kiri)	True Positive
27	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
28	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
29	Kanan (Merah Kanan)	Kiri (Merah Kiri)	False Negative
30	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral

Subjek 2 Sesi 1

No	Kondisi Subjek	Hasil Deteksi	Kondisi
1	Kiri (Merah Kiri)	Kanan (Merah)	False Positive
2	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
3	Kiri (Merah Kiri)	Kiri (Merah Kiri)	True Positive
4	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah)	True Negative
5	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
6	Kanan (Merah Kanan)	Kiri (Merah Kiri)	False Negative
7	Kiri (Merah Kiri)	Kiri (Merah Kiri)	True Positive
8	Kiri (Merah Kiri)	Kanan (Merah)	False Positive
9	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
10	Kanan (Merah Kanan)	Kiri (Merah Kiri)	False Negative
11	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
12	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah)	True Negative
13	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah)	True Negative
14	Kiri (Merah Kiri)	Kiri (Merah Kiri)	True Positive
15	Kiri (Merah Kiri)	Kiri (Merah Kiri)	True Positive
16	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
17	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah)	True Negative
18	Kiri (Merah Kiri)	Kiri (Merah Kiri)	True Positive
19	Kanan (Merah Kanan)	Kiri (Merah Kiri)	False Negative
20	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
21	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah)	True Negative
22	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah)	True Negative
23	Kiri (Merah Kiri)	Kanan (Merah)	False Positive
24	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
25	Kiri (Merah Kiri)	Kanan (Merah)	False Positive
26	Kiri (Merah Kiri)	Kiri (Merah Kiri)	True Positive
27	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
28	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
29	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah)	True Negative
30	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral

Subjek 2 Sesi 2

No	Kondisi Subjek	Hasil Deteksi	Kondisi
1	Kiri (Merah Kiri)	Kiri (Merah Kiri)	True Positive
2	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
3	Kiri (Merah Kiri)	Kiri (Merah Kiri)	True Positive
4	Kanan (Merah Kanan)	Kiri (Merah Kiri)	False Negative
5	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
6	Kanan (Merah Kanan)	Kiri (Merah Kiri)	False Negative
7	Kiri (Merah Kiri)	Kiri (Merah Kiri)	True Positive
8	Kiri (Merah Kiri)	Kanan (Merah)	False Positive
9	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
10	Kanan (Merah Kanan)	Kiri (Merah Kiri)	False Negative
11	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
12	Kanan (Merah Kanan)	Kiri (Merah Kiri)	False Negative
13	Kanan (Merah Kanan)	Kiri (Merah Kiri)	False Negative
14	Kiri (Merah Kiri)	Kanan (Merah)	False Positive
15	Kiri (Merah Kiri)	Kanan (Merah)	False Positive
16	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
17	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah)	True Negative
18	Kiri (Merah Kiri)	Kanan (Merah)	False Positive
19	Kanan (Merah Kanan)	Kiri (Merah Kiri)	False Negative
20	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
21	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah)	True Negative
22	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah)	True Negative
23	Kiri (Merah Kiri)	Kanan (Merah)	False Positive
24	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
25	Kiri (Merah Kiri)	Kanan (Merah)	False Positive
26	Kiri (Merah Kiri)	Kanan (Merah)	False Positive
27	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
28	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
29	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah)	True Negative
30	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral

Subjek 2 Sesi 3

No	Kondisi Subjek	Hasil Deteksi	Kondisi
1	Kiri (Merah Kiri)	Kiri (Merah Kiri)	True Positive
2	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
3	Kiri (Merah Kiri)	Kanan (Merah	False Positive
4	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah	True Negative
5	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
6	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah	True Negative
7	Kiri (Merah Kiri)	Kiri (Merah Kiri)	True Positive
8	Kiri (Merah Kiri)	Kanan (Merah	False Positive
9	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
10	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah	True Negative
11	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
12	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah	True Negative
13	Kanan (Merah Kanan)	Kiri (Merah Kiri)	False Negative
14	Kiri (Merah Kiri)	Kiri (Merah Kiri)	True Positive
15	Kiri (Merah Kiri)	Kiri (Merah Kiri)	True Positive
16	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
17	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah	True Negative
18	Kiri (Merah Kiri)	Kanan (Merah	False Positive
19	Kanan (Merah Kanan)	Kiri (Merah Kiri)	False Negative
20	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
21	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah	True Negative
22	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah	True Negative
23	Kiri (Merah Kiri)	Kiri (Merah Kiri)	True Positive
24	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
25	Kiri (Merah Kiri)	Kiri (Merah Kiri)	True Positive
26	Kiri (Merah Kiri)	Kiri (Merah Kiri)	True Positive
27	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
28	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
29	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah	True Negative
30	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral

Subjek 2 Sesi 4

No	Kondisi Subjek	Hasil Deteksi	Kondisi
1	Kiri (Merah Kiri)	Kiri (Merah Kiri)	True Positive
2	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
3	Kiri (Merah Kiri)	Kiri (Merah Kiri)	True Positive
4	Kanan (Merah Kanan)	Kiri (Merah Kiri)	False Negative
5	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
6	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah Kanan)	True Negative
7	Kiri (Merah Kiri)	Kanan (Merah Kanan)	False Positive
8	Kiri (Merah Kiri)	Kiri (Merah Kiri)	True Positive
9	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
10	Kanan (Merah Kanan)	Kiri (Merah Kiri)	False Negative
11	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
12	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah Kanan)	True Negative
13	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah Kanan)	True Negative
14	Kiri (Merah Kiri)	Kanan (Merah Kanan)	False Positive
15	Kiri (Merah Kiri)	Kiri (Merah Kiri)	True Positive
16	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
17	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah Kanan)	True Negative
18	Kiri (Merah Kiri)	Kanan (Merah Kanan)	False Positive
19	Kanan (Merah Kanan)	Kiri (Merah Kiri)	False Negative
20	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
21	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah Kanan)	True Negative
22	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah Kanan)	True Negative
23	Kiri (Merah Kiri)	Kiri (Merah Kiri)	True Positive
24	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
25	Kiri (Merah Kiri)	Kanan (Merah Kanan)	False Positive
26	Kiri (Merah Kiri)	Kanan (Merah Kanan)	False Positive
27	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
28	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral
29	Kanan (Merah Kanan)	Kanan (Merah Kanan)	True Negative
30	Diam (Biru)	Diam (Biru)	Netral

BAB V

PENUTUP

5.1 Kesimpulan

Dari perancangan, realisasi, dan pengujian pada tugas akhir ini didapatkan beberapa kesimpulan untuk perangkat keras dan lunak. Dari sisi perangkat keras, penguatan yang digunakan untuk menguatkan sinyal EEG adalah sebesar 23842 kali yang terbagi ke dalam tiga *stage* penguatan untuk menghindari penguatan yang terlalu besar pada tiap *stagenya*. Frekuensi *cut-off* pada *low pass filter* sebesar 68 Hz, frekuensi *cut-off high pass filter* sebesar 0.56 Hz, frekuensi resonansi *notch filter* sebesar 50 Hz, tegangan *offset* pada *non-inverting adder amplifier* sebesar 1 Volt, dan frekuensi *sampling* sebesar 200 Hz. Rangkaian instrumenasi yang dirancang dapat merekam sinyal EEG dengan baik dan mampu menangani interferensi sinyal *noise* serta jala-jala listrik.

Dari hasil pengujian dengan penempatan elektroda menurut sistem internasional EEG 10-20 dengan modul Enobio 20, didapatkan bahwa titik yang merepresentasikan *motor imagery* adalah CZ, C3, C4, F3, dan F7. Sedangkan titik C3, C4, serta CZ yang terletak pada *motor area* secara konsisten menunjukkan perubahan aktivitas motorik ditandai dengan perubahan *power spectrum* pada rentang frekuensi 7-13 Hz.

Pengujian dengan proses *motor execution* pada upper limb segment menunjukkan peningkatan amplitudo maksimum dan minimum sinyal EEG. Dari perhitungan *mean power frequency* rata-rata pada 5 subjek didapatkan penurunan nilai MPF saat terjadi gerakan tangan baik kiri maupun kanan. Hasil analisa domain waktu-frekuensi menunjukkan perubahan nilai *power spectrum* pada rentang frekuensi alfa (7-13 Hz) saat terjadi *tasking* menggerakkan tangan.

Pengujian dengan *motor imagery* tidak menunjukkan perubahan signifikan pada sinyal EEG. Dari hasil perhitungan MPF, didapatkan nilai MPF yang meningkat saat terjadi gerakan tangan pada kelima subjek. Sedangkan analisa non-stasioner dalam domain waktu-frekuensi menunjukkan kecenderungan peningkatan *power spectrum* pada rentang frekuensi alfa saat terjadi bayangan gerakan tangan.

Hasil ekstraksi parameter *time-frequency* dengan metode *thresholding* pada CWT menunjukkan kemunculan *contour* pada rentang frekuensi alfa pada titik C3 dan C4 kedua subjek saat terjadi *motor imagery*. Nilai *thresholding* menentukan kemunculan *contour* saat analisa CWT dan dari dua subjek didapatkan nilai *thresholding* sebesar 0.4

(normalisasi). Kemunculan *contour* pada titik C3 dan C4 saat gerakan kiri dan kanan menunjukkan bahwa titik tersebut merepresentasikan aktivitas *motor imagery*.

Hasil identifikasi gerakan pada dua subjek menunjukkan bahwa gerakan yang dibayangkan subjek dapat dideteksi oleh sistem berdasarkan kenaikan rata-rata *power spectrum* pada rentang frekuensi alfa, *mean* sinyal, serta *correlation coefficient* saat terjadi *motor imagery* dengan tingkat sensitivitas rata-rata sebesar $61.771 \pm 2.4061 \%$, tingkat spesifisitas $60.71 \pm 4.165 \%$, dan tingkat akurasi rata-rata $61.25 \pm 3.5355 \%$. Tingkat keberhasilan tertinggi pada kedua subjek adalah sebesar 75%.

5.2 Saran

Saran yang dapat diberikan untuk pengembangan tugas akhir ini kedepan adalah dalam merancang instrumenasi EEG, diperlukan rangkaian penguat yang cukup besar dan sebaiknya dibagi atas beberapa tahapan penguatan. Selain itu diperlukan rangkaian filter yang baik untuk meredam sinyal yang tidak diinginkan seperti artefak, komponen DC, dan jala-jala listrik. Selain itu, penggunaan dan penempatan elektroda juga berpengaruh pada pengukuran sinyal EEG. Selama proses pengukuran, kondisi dari subjek dan lingkungan sekitar perlu diperhatikan.

Selain itu, untuk dapat mengidentifikasi gerakan berdasarkan *motor imagery* dapat ditingkatkan tingkat akurasinya dengan menggunakan metode klasifikasi sinyal seperti *Support Vector Machine* atau *k-Nearest Neighbour*.

DAFTAR PUSTAKA

1. Martini, Dr. Frederic, "*Fundamental Of Anatomy and Physisology Fifth Edition*", 2001.
2. Lotze, Martin. Halsband, Ulrike, "Motor Imagery". *Journal of Physiology*, Paris, vol. 99. Pp.386-395, 2006.
3. Pfurtscheller, G. Silva, F.H. Lopes da, "Event-related EEG/MEG synchronization dan desynchronization: basic principles". *Clinical Neurophysiology* 110. Pp 1842-1857, 1999.
4. *Cortical Functions Reference*, Trans Cranial Technologies ldt, Hong Kong, 2012.
5. J.R. Wolpaw, N. Birbaumer, D.J. McFarland, G. Pfurtscheller, and T.M. Vaughan, *Brain-computer interfaces for communication and control*. *Clin Neurophysiol*, 113, 6, 767-791, 2002.
6. J. Malmivuo, R. Plonsey, "Bioelectromagnetism, Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields", Oxford University Press, 1995.
7. <URL: <http://eegatlas-online.com/index.php/en/montages>>
8. <URL: <http://openeeg.sourceforge.net>>
9. Z. Lei, et al, "Low-Cost Circuit Design of EEG Signal Acquisition for the Brain-Computer Interface System", 6th International Conference on Biomedical Engineering and Informatics, 2013.
10. INA128 datasheet, Texas Instrumens Incorporated: Instrumentation Amplifiers.
11. D. E. Johnson, J.L. Hilburn, "Rapid Practical Designs of Active Filters", Wiley-Interscience Publication, 1975.
12. Pujiono, "Rangkaian Elektronika Analog", Graha Ilmu, Yogyakarta, 2006.
13. Setiawan, Rachmad, "Teknik Akuisisi Data", Graha Ilmu, Yogyakarta, 2008.
14. Reference manual STM32F4, STMicroelectronics, 2012.
15. W. Kester, "Mixed Signal and DSP Design Techniques, Section 6: Digital Filter", Analog Devices, Inc, USA, 2000.
16. Hanif, Messa, "Rancang Bangun Sistem Instrumenasi dan Pengolahan Digital Sinyal ECG untuk Analisa Variabilitas Parameter Temporal Berbasis Mikrokontroler ARM", ITS, Surabaya, 2015.
17. Fathoni, M. Hilman., "Identifikasi Motor Imagery Pada Sinyal EEG Ketika Memerintahkan Upper Limb Segment", ITS, Surabaya, 2012.

18. Arifin, A., "Handout TE091545 Instrumenasi dan Pengolahan Sinyal Biomedika", Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya.
19. A.B.M. Aowlad Hossain, Md. W. Rahman, M.A. Riheen, "Left and Right Hand Movements EEG Signals Classification Using Wavelet Transform and Probabilistic Neural Network", International Journal of Electrical and Computer Engineering, vol. 5, No. 1, February 2015, pp. 92-101.
20. B.G. Xu, A.G. Song, "Pattern Recognition of Motor Imagery EEG Using Wavelet Transform", J. Biomedical Science and Engineering, pp. 64-67, 2008.

RIWAYAT PENULIS



Penulis dilahirkan di Surabaya pada tanggal 12 Juli 1994 bernama Johan Chandra. Penulis mulai menjalankan studi di Institut Teknologi Sepuluh Nopember (ITS) pada tahun 2012. Selama menjadi mahasiswa penulis aktif sebagai anggota UKM Robotika ITS periode 2012-2013, pengurus di Himpunan Mahasiswa Teknik Elektro ITS dari tahun 2013 hingga 2015, aktif menjadi asisten di Laboratorium Elektronika Dasar B202 Jurusan Teknik Elektro ITS dari

tahun 2014. Riwayat pendidikan penulis :

- SMA Kr. Petra 1, Surabaya, Jawa Timur, lulus tahun 2012,
- SMP Kr. Petra 1, Surabaya, Jawa Timur, lulus tahun 2009,
- SD MIMI, Surabaya, Jawa Timur, lulus tahun 2006.

Penulis telah mengikuti Seminar Tugas Akhir yang diadakan pada bulan Mei dan Sidang Tugas Akhir yang diadakan pada bulan Juni 2016. Diharapkan penulis dapat mengikuti wisuda periode ke-114 yang akan diadakan di bulan September 2016.

email: johanchandra12@gmail.com