



TESIS - EE185401

**INVESTIGASI KELELAHAN MENTAL BERBASIS
SINYAL ELECTROENCEPHALOGRAPH (EEG)
MENGUNAKAN TES KOGNITIF DAN KLASIFIKASI
RELEVANCE VECTOR MACHINE (RVM)**

ANDI SETIAWAN
07111650067004

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

PROGRAM MAGISTER
BIDANG TELEMATIKA
DEPARTEMEN TEKNIK ELEKTRO
FAKULTAS TEKNOLOGI ELEKTRO
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
SURABAYA
2019



TESIS - EE185401

**INVESTIGASI KELELAHAN MENTAL BERBASIS
SINYAL ELECTROENCEPHALOGRAPH (EEG)
MENGUNAKAN TES KOGNITIF DAN KLASIFIKASI
RELEVANCE VECTOR MACHINE (RVM)**

ANDI SETIAWAN
0711165006704

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

PROGRAM MAGISTER
BIDANG TELEMATIKA
DEPARTEMEN TEKNIK ELEKTRO
FAKULTAS TEKNOLOGI ELEKTRO
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
SURABAYA
2019

LEMBAR PENGESAHAN

Tesis disusun untuk memenuhi salah satu syarat memperoleh gelar
Magister Teknik (M.T)

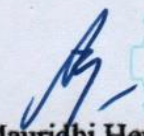
di
Institut Teknologi Sepuluh Nopember

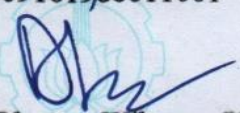
oleh:

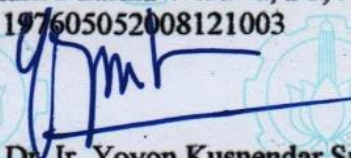
Andi Setiawan
NRP. 07111650067004


Tanggal Ujian : 3 Januari 2019
Periode Wisuda : Maret 2019


Disetujui oleh:


1. Prof. Dr. Ir. Mauridhi Hery Purnomo, M.Eng (Pembimbing I)
NIP: 195809161986011001


2. Dr. Adhi Dharma Wibawa, ST, MT (Pembimbing II)
NIP: 197605052008121003


3. Prof. Dr. Ir. Yoyon Kusnendar Suprpto, M.Sc (Penguji)
NIP: 195409251978031001


4. Dr. Ir. Achmad Affandi, DEA (Penguji)
NIP: 196510141990021001


5. Dr. Supeno Mardi Susiki Nugroho, ST., MT. (Penguji)
NIP: 197003131995121001


Dekan Fakultas Teknologi Elektro
Dr. Arief Sardjono, S.T., M.T.
NIP. 197002121995121001

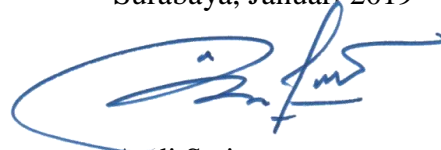
Halaman ini sengaja dikosongkan

PERNYATAAN KEASLIAN TESIS

Dengan ini saya menyatakan bahwa isi keseluruhan Tesis saya dengan judul **“INVESTIGASI KELELAHAN MENTAL BERBASIS SINYAL ELECTROENCEPHALOGRAPH (EEG) MENGGUNAKAN TES KOGNITIF DAN KLASIFIKASI RELEVANCE VECTOR MACHINE (RVM)”** adalah benar-benar hasil karya intelektual mandiri, diselesaikan tanpa menggunakan bahan-bahan yang tidak diijinkan dan bukan merupakan karya pihak lain yang saya akui sebagai karya sendiri.

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

Surabaya, Januari 2019



Andi Setiawan

NRP. 07111650067004

Halaman ini sengaja dikosongkan

INVESTIGASI KELELAHAN MENTAL BERBASIS SINYAL ELECTROENCEPHALOGRAPH (EEG) MENGGUNAKAN TES KOGNITIF DAN KLASIFIKASI RELEVANCE VECTOR MACHINE (RVM)

Nama mahasiswa : Andi Setiawan
NRP : 07111650067004
Pembimbing : 1. Prof. Dr. Ir. Mauridhi Hery Purnomo, M.Eng.
2. Dr. Adhi Dharma Wibawa, ST, MT.

ABSTRAK

Kelelahan mental (MF) merupakan fenomena yang umum dalam kehidupan kita sehari-hari. Ditempat kerja, kelelahan mental dapat meningkatkan resiko kesalahan kerja. Jika tidak terdeteksi dan ditangani dengan benar, dapat menimbulkan berbagai masalah. Electroencepalograph (EEG) merupakan salah satu dari banyak modalitas yang digunakan oleh peneliti dalam mendeteksi kelelahan mental. Namun, karena sulitnya dalam memprovokasi kelelahan selama pengukuran EEG, penelitian ini mengusulkan dua desain eksperimental untuk mendeteksi kelelahan mental yaitu desain pertama menggunakan induksi fisik (FI) dan desain kedua menggunakan induksi mental (MI). Sinyal EEG diperoleh dari 20 orang partisipan dengan kondisi sehat, serta 14 kanal headset EEG nirkabel. Setiap partisipan diberi empat jenis tes kognitif dalam bentuk permainan komputer meliputi Trail, Span, Stroop dan Aritmatika. Pengukuran subjektif kondisi kelelahan mental diukur menggunakan kuisioner *Swedish Occupational Fatigue Inventory* (SOFI). Sinyal EEG diekstraksi menggunakan *Power Percentage* (PP) dari fitur frekuensi band alpha (α), beta (β), dan theta (θ) pada semua kanal. Adapun untuk klasifikasi, kami memperkenalkan penggunaan pendekatan Relevance Vector Machine (RVM) yang diklaim memiliki kinerja yang lebih baik daripada SVM sebagai metode alternatif.

Hasil penelitian yang telah dilakukan menunjukkan bahwa seluruh dimensi pada kuisioner SOFI mengalami peningkatan nilai pada pasca-induksi jika dibandingkan dengan pra-induksi. Sedangkan pada tes kognitif, secara keseluruhan juga mengalami peningkatan nilai rata-rata waktu respon (RT) serta penurunan rata-rata skor (CS) pada pasca-induksi jika dibandingkan dengan pra-induksi. Dari hasil klasifikasi menunjukkan bahwa percobaan MI lebih baik dari FI dilihat dari hasil klasifikasi secara keseluruhan. Serta klasifikasi menggunakan metode RVM menghasilkan nilai akurasi yang lebih baik dibandingkan dengan SVM dalam mendeteksi kelelahan mental dengan nilai akurasi terbaik masing-masing klasifier sebesar 95,8% dan 86.6%. Selain itu, metode RVM juga memiliki waktu komputasi yang lebih sedikit dibandingkan dengan SVM.

Kata kunci: kelelahan mental; sinyal EEG; *cognitive test*; klasifikasi RVM

Halaman ini sengaja dikosongkan

MENTAL FATIGUE INVESTIGATION BASED ON ELECTROENCEPHALOGRAPH (EEG) SIGNALS USING COGNITIVE TESTS AND RELEVANCE VECTOR MACHINE (RVM) CLASSIFICATION

By : Andi Setiawan
Student Identity Number : 07111650067004
Supervisor(s) : 1. Prof. Dr. Ir. Mauridhi Hery Purnomo, M.Eng
2. Dr. Adhi Dharma Wibawa, ST, MT

ABSTRACT

Mental fatigue (MF) is a common phenomenon in our daily lives. In the workplace, mental fatigue can increase the risk of human errors. Moreover, if it is not detected and handled correctly, it can cause various problems. Electroencephalograph (EEG) is one of many modalities that is widely used by researchers for detecting mental fatigue. However, due to the difficulty in provoking fatigue condition during the EEG measurement, this study proposes two experimental designs for detecting mental fatigue. The first design is by using physical induction (PI) and the 2nd design is by using mental induction (MI). We obtain the EEG signals from 20 healthy participants, from 14 channels of wireless EEG headset. Each participant was given four types of cognitive tests in the form of computer games including Trail, Span, Stroop, and Arithmetic. The subjective measurement of fatigue condition is measured by using the Swedish Occupational Fatigue Inventory (SOFI) questionnaires. The EEG signal is extracted by using power percentage (PP) features of alpha (α), beta (β), and theta (θ) bands of frequency from all channels. As for classification, we introduce the use Relevance Vector Machine (RVM) approach which is claimed to have better performance than SVM as the precedence method.

The experimental results show that all dimensions in the SOFI questionnaire increase average value in post-induction compared to pre-induction. Moreover, all of the cognitive tests also increase the average value of response time (RT) and decrease average score (CS) in post-induction compared to pre-induction. For the classification results show that the experiment of MI is better than FI. The classification using RVM method produces better accuracy values than SVM in detecting mental fatigue with the best accuracy value of each classifier, 95.8% and 86.6%. Furthermore, RVM has also less execution time compared to SVM.

Keywords: mental fatigue; EEG signal; cognitive tests; RVM classification

Halaman ini sengaja dikosongkan

KATA PENGANTAR

Alhamdulillahirobbil'alamin, puji syukur atas segala anugerah dan limpahan nikmat dan karunia dari Allah SWT sehingga tesis dengan judul “Investigasi Kelelahan Mental Berbasis Sinyal Electroencephalograph (EEG) Menggunakan Tes Kognitif Dan Klasifikasi Relevance Vector Machine (RVM)” dapat diselesaikan. Shalawat serta salam tetap tercurahkan kepada Rasulullah Muhammad SAW beserta keluarga, sahabat beserta seluruh pengikut petunjuknya.

Ucapan terima kasih dan penghargaan penulis sampaikan kepada Prof. Dr. Ir. Mauridhi Hery Purnomo, M.Eng. selaku pembimbing pertama dan Dr. Adhi Dharma Wibawa, ST, MT. selaku pembimbing kedua, yang dengan penuh perhatian dan kesabaran selalu meluangkan waktu, memberikan pengarahan dan motivasi serta semangat dalam penulisan tesis ini.

Penulis dapat menyelesaikan tesis ini tak terlepas dari bantuan, dukungan, kerjasama, kritik dan saran serta semangat dari berbagai pihak, Untuk itu penulis menyampaikan terima kasih kepada:

1. Komisi Pemilihan Umum Republik Indonesia dan Kementerian Komunikasi dan Informatika Republik Indonesia yang telah memberikan kesempatan dan beasiswa Program Magister Pemerintahan (PeTIK) pada Departemen Teknik Elektro, Fakultas Teknologi Elektro, Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya;
2. Prof. Ir. Joni Hermana, M.Sc.Es., Ph.D. selaku Rektor Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya;
3. Dr. Tri Arief Sarjono, S.T., M.T. selaku Dekan Fakultas Teknologi Elektro, ITS Surabaya;
4. Dr. Eng. Ardyono Priyadi, S.T. M.Eng. Selaku Kepala Departemen Teknik Elektro, Fakultas Teknologi Elektro, Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya;
5. Dr. Wirawan, DEA selaku Kepala Program Studi Pascasarjana Departemen Teknik Elektro, Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya;

6. Dr. Adhi Dharma Wibawa, S.T., M.T. selaku Koordinator Bidang Keahlian Telematika/Pengelola TIK Pemerintahan (PeTIK) pada Departemen Teknik Elektro, Fakultas Teknologi Elektro, Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya;
7. Eko Setijadi, S.T., M.T., Ph.D. selaku Dosen Wali Akademik untuk mahasiswa Pengelola TIK Pemerintahan (PeTIK) 2016;
8. Seluruh Dosen dan staf Program Studi Magister (S2) Departemen Teknik Elektro, Khususnya Bidang Keahlian Telematika/Pengelola TIK Pemerintahan (PeTIK) atas jasa dan pengabdianya dalam mendidik dan mendewasakan kami;
9. Istri dan ananda tersayang Lailatul Badriyah dan Muhammad Abidzar Al Farisi yang tak henti-hentinya memberikan semangat dan inspirasi kepada penulis dari awal semester hingga terselesainya pendidikan magister dengan baik. Kedua orang tua tercinta Bapak (alm) dan Ibu serta Mertua yang senantiasa memberikan motivasi dan doa kepada penulis. Kakak, Adek, Ipar, dan semua pihak yang telah banyak memberikan dukungan moril dan materil kepada penulis.
10. Rekan-rekan PeTIK 2016 serta Telematika 2016 (Mas Alfin, Mas Allan, Mas A4, Mas Lukluk, Mas Syamsul, Mbak Ika, Mbak Ajah, Mbak Alfi, Mas Lutfi, Mas Gio, Mbak Putri), teman-teman Telekomunikasi 2016 (Chipe, Suhairi, Ardi, Ajeng, Aisyah, Mia) serta spesial untuk Bu Evi dan rekan-rekan group Riset Biomedik atas semua “hal” yang kita lalui bersama.
11. Seluruh pihak yang tidak dapat disebutkan satu-persatu.

Penulis menyadari bahwa tesis ini masih jauh dari sempurna karena keterbatasan ilmu dan pengalaman serta pustaka yang digunakan sebagai acuan. Penulis berharap penelitian ini dapat dikembangkan lebih lanjut agar lebih bermanfaat khususnya bagi pembaca. Oleh karena itu penulis sangat mengharapkan kritik dan saran yang membangun agar tesis ini menjadi lebih baik.

Surabaya, 11 Desember 2018

Penulis

DAFTAR ISTILAH

x	Sinyal EEG	Pada persamaan (2.1)
S	Komponen tersembunyi (<i>hidden component</i>) berupa vector acak	Pada persamaan (2.1)
A	Konstanta parameter matrix campuran	Pada persamaan (2.1)
PP	Nilai Power Percentage	Pada persamaan (2.3)
$S(f)$	Nilai Power Sepectral Density	Pada persamaan (2.3)
x	Data latih	Pada persamaan (2.4, 2.5, 2.6 dan 2.9)
y	Kelas data atau label	Pada persamaan (2.8 dan 2.9)
N	Banyaknya data latih	Pada persamaan (2.6)
w	Bobot dari vector yang dihasilkan (<i>weight vector</i>)	Pada persamaan (2.6)
b	Posisi bidang relative terhadap koordinat / basis scalar	Pada persamaan (2.6)
a	Langrange Multipliers	Pada persamaan (2.9, 2.10, dan 2.11)
t	Data training	Pada Persamaan (2.12 dan 2.13)
K	Fungsi kernel	Pada Persamaan (2.12)
σ	Varian	Pada Persamaan (2.13)
t	Target vector	Pada Persamaan (2.12)
α	Hyper-parameter dari bobot w	Pada Persamaan (2.13)

Halaman ini sengaja dikosongkan

DAFTAR ISI

LEMBAR PENGESAHAN	iii
PERNYATAAN KEASLIAN TESIS	v
ABSTRAK	vii
ABSTRACT	ix
KATA PENGANTAR	xi
DAFTAR ISTILAH	xiii
DAFTAR ISI	xv
DAFTAR GAMBAR	xix
DAFTAR TABEL	xxi
DAFTAR NOMENKLATUR	xxiii
BAB 1 PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah	5
1.3 Tujuan	5
1.4 Batasan Masalah	6
1.5 Kontribusi	6
1.6 Metodologi Penelitian	7
BAB 2 KAJIAN PUSTAKA	9
2.1.1 Kelelahan Fisik	9
2.1.2 Kelelahan Mental	9
2.2 Pengukuran Subjektif pada Kelelahan Mental	10
2.2.1 Fatigue Severity Scale (FSS)	10
2.2.2 Visual Analogue Scale for Fatigue (VAS-F)	11
2.2.3 NASA Task Load Index (NASA-TLX)	12
2.2.4 Swedish Occupational Fatigue Inventory (SOFI)	13
2.3 Metode Pengukuran Kognitif pada Kelelahan Mental	15
2.4 Metode Pengukuran Fisiologis pada Kelelahan Mental	16

2.5	Sinyal Electroencephalograph (EEG)	17
2.5.1	Sistem 10-20 Peletakan Posisi Kanal EEG.....	19
2.5.2	Artifact Removal pada Sinyal EEG.....	21
2.5.3	Dekomposisi Sinyal Menggunakan <i>Discrete Wavelet Transform</i> (DWT) 23	
2.5.4	Ekstraksi Fitur.....	24
2.6	Klasifikasi.....	25
2.6.1	Support Vector Machine (SVM)	25
2.6.2	Relevance Vector Machine (RVM).....	27
BAB 3 METODOLOGI PENELITIAN		29
3.1	Tahap Persiapan	31
3.1.1	Pemilihan Partisipan	31
3.1.2	Spesifikasi Alat EEG	32
3.1.3	Desain Swedish Occupational Fatigue Inventory (SOFI) Versi Indonesia	35
3.1.4	Desain Tes Kognitif.....	35
3.2	Proses Pengambilan Data	41
3.2.1	Desain dan Prosedur Pengambilan Data.....	42
3.2.2	Pra-Induksi Kelelahan Mental	43
3.2.3	Proses Induksi Kelelahan Mental	44
3.2.4	Pasca-Induksi Kelelahan Mental	44
3.3	Proses Pengolahan Data	45
3.3.1	Proses Pengolahan Data Kuisisioner SOFI	45
3.3.2	Proses Pengolahan Data Tes Kognitif	47
3.3.3	Proses Pengolahan Data Sinyal EEG.....	48
3.4	Tahap Evaluasi	59
3.4.1	Evaluasi Performansi Metode Klasifikasi	59
BAB 4 HASIL DAN PEMBAHASAN		63
4.1	Pemilihan Data dan Pelabelan Partisipan	63
4.2	Hasil Pengukuran Subjektif menggunakan kuisisioner SOFI.....	64
4.3	Hasil Pengukuran Kognitif menggunakan tes Kognitif	74
4.4	Hasil Pengukuran EEG.....	82
4.4.1	Hasil Ekstraksi Fitur dan Pelabelan.....	82

4.4.2	Hasil Klasifikasi	83
4.4.3	Hasil Analisa Keseluruhan.....	85
BAB 5 KESIMPULAN.....		89
5.1	Kesimpulan	89
5.1.1	Penelitian Lanjutan.....	90
DAFTAR PUSTAKA		91
LAMPIRAN.....		97
BIOGRAFI PENULIS		103

Halaman ini sengaja dikosongkan

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Gelombang <i>beta, alpha, theta, delta</i>	19
Gambar 2.2 Metode pengukuran untuk menentukan lokasi elektrode berdasarkan system 10-20 [35].....	20
Gambar 2.3 Peleltakan elektrode berdasarkan system 10-20 [36].....	21
Gambar 2.4 Sinyal <i>noise/artifact</i> EOG dan EMG	22
Gambar 2.5 Proses dekomposisi sinyal.....	24
Gambar 3.1 Gambaran Umum Penelitian	29
Gambar 3.2 Diagram Alir Penelitian	29
Gambar 3.3 Prosedur Tahapan Penelitian.....	31
Gambar 3.4 Langkah-langkah persiapan dan pemasangan emotiv eproc+	33
Gambar 3.5 Pengecekan Indikator Baterai dan Elektrode	34
Gambar 3.6 Pengecekan Indikator Baterai dan Elektrode	34
Gambar 3.7 Skema kuisisioner SOFI	35
Gambar 3.8 skema Tes Kognitif	36
Gambar 3.9 Posisi telunjuk dalam menjawab soal.....	36
Gambar 3.10 Desain Tes Aritmatika.....	37
Gambar 3.11 Desain Tes Stroop	38
Gambar 3.12 Desain Tes Spatial Span.....	39
Gambar 3.13 Desain Tes Trail Making.....	40
Gambar 3.14 Proses Pengambilan Data	42
Gambar 3.15 Desain dan Prosedur Induksi Fisik.....	42
Gambar 3.16 Desain dan Prosedur Induksi Mental	43
Gambar 3.17 Kondisi partisipan saat perekaman EEG	45
Gambar 3.18 Tahapan proses pengolahan data.....	48
Gambar 3.19 Tahapan Pra-proses data.....	48
Gambar 3.20. Tampilan jendela utama Toolbox EEGLAB	49
Gambar 3.21 Memasukkan raw data partisipan di EEGLAB	50
Gambar 3.22 Tampilan lokasi kanal berdasarkan nama dan nomor urut kanal	51
Gambar 3.23 Proses Run ICA berlangsung	51

Gambar 3.24 Proses ADJUST menampilkan peta kanal yang akan dikoreksi.....	53
Gambar 3.25 Sinyal EEG sebelum penghapusan artefak (a), setelah penghapusan artefak menggunakan ICA dan ADJUST (b).	54
Gambar 3.26 Contoh Segmentasi 60 detik	55
Gambar 3.27 Dekomposisi Sinyal EEG menggunakan DWT.....	56
Gambar 3.28 Dekomposisi sinyal menggunakan DWT dengan kernel db4 pada sinyal (a) Theta, (b) Beta, (c) Alpha.....	57
Gambar 3.29 Metode Pengolahan Data.....	57
Gambar 3.30 Proses klasifikasi RVM dan SVM dengan <i>gridsearch</i> dan <i>10-fold Cross Validation</i> untuk mendapatkan C dan γ terbaik	59
Gambar 3.31 Diagram Alir Proses Ekstraksi Fitur dan Klasifikasi.....	60
Gambar 4.1 Hasil kusioner SOFI setiap partisipan pada (a) Induksi Fisik (b) Induksi Mental.....	65
Gambar 4.1 (a) Induksi Fisik (b) Induksi Mental pada dimensi PE	66
Gambar 4.2 (a) Induksi Fisik (b) Induksi Mental pada dimensi PD.....	67
Gambar 4.3 (a) Induksi Fisik (b) Induksi Mental pada dimensi LE.....	69
Gambar 4.4 Induksi Fisik (b) Induksi Mental pada dimensi LM	70
Gambar 4.5 (a) Induksi Fisik (b) Induksi Mental pada dimensi SL	71
Gambar 4.6 Grafik peningkatan pada semua dimensi SOFI (a) Induksi Fisik dan (b) Induksi Mental	73
Gambar 4.7 (a) Rata-rata RT dan (b) rata-rata CS pada Tes Aritmatika.....	74
Gambar 4.8 (a) Rata-rata RT dan (b) rata-rata CS pada Tes Stroop	75
Gambar 4.9 (a) Rata-rata RT dan (b) rata-rata CS pada Tes Spatial Span	77
Gambar 4.10 (a) Rata-rata RT dan (b) skor CS pada Tes Trail Making	78
Gambar 4.11 Nilai rata-rata peningkatan RT	79
Gambar 4.12 Nilai rata-rata penurunan CS	80
Gambar 4.13 Prosentase rata-rata peningkatan RT	81
Gambar 4.14 Prosentase rata-rata penurunan CS	81
Gambar 4.15 Hasil klasifikasi menggunakan skema segmentasi	84

DAFTAR TABEL

Tabel 3.1 Spesifikasi alat EEG Emotiv Epoc+	32
Tabel 3.2 Contoh penghitungan skor menjawab partisipan	46
Tabel 3.3 Kelompok Segmentasi	55
Tabel 3.4 Rentang Frekuensi gelombang hasil dari dekomposisi sinyal	56
Tabel 3.5 Confusion Matrix	61
Tabel 4.1 Pelabelan data partisipan.....	64
Tabel 4.2 Contoh Pelabelan hasil Ekstraksi Fitur pada Kelompok Segmentasi 60 detik pada Partisipan S01	83
Tabel 4.3 Nilai Akurasi, Sensitifitas dan Spesifisitas	85
Tabel 4.4 Nilai Vektor Pendukung dan Waktu Komputasi.....	85

Halaman ini sengaja dikosongkan

DAFTAR NOMENKLATUR

x	Sinyal EEG	Pada persamaan (2.1)
s	Komponen tersembunyi (<i>hidden component</i>) berupa vector acak	Pada persamaan (2.1)
a	Konstanta parameter matrix campuran	Pada persamaan (2.1)
PP	Nilai Power Percentage	Pada persamaan (2.3)
$S(f)$	Nilai Power Sepectral Density	Pada persamaan (2.3)
x	Data latih	Pada persamaan (2.4, 2.5, 2.6 dan 2.9)
y	Kelas data atau label	Pada persamaan (2.8 dan 2.9)
N	Banyaknya data latih	Pada persamaan (2.6)
w	Bobot dari vector yang dihasilkan (<i>weight vector</i>)	Pada persamaan (2.6)
b	Posisi bidang relative terhadap koordinat / basis scalar	Pada persamaan (2.6)
a	Langrange Multipliers	Pada persamaan (2.9, 2.10, dan 2.11)
t	Data training	Pada Persamaan (2.12 dan 2.13)
K	Fungsi kernel	Pada Persamaan (2.12)
σ	Varian	Pada Persamaan (2.13)
t	Target vector	Pada Persamaan (2.12)
α	Hyper-parameter dari bobot w	Pada Persamaan (2.13)

Halaman ini sengaja dikosongkan

BAB 1

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Kelelahan merupakan hal yang tidak dapat dihindari dalam kehidupan sehari-hari. Perasaan lelah timbul akibat rutinitas padat maupun ketika melakukan aktivitas yang berat. Aktivitas yang berlebihan, kurang istirahat, kondisi fisik yang lemah, olahraga yang terlalu berat serta intensitas dan durasi pekerjaan sehari-hari dapat menyebabkan kelelahan[1]. Kelelahan memberikan dampak yang besar terhadap penurunan produktifitas seseorang dalam melakukan suatu pekerjaan. Kelelahan juga menyebabkan kesalahan dalam pengambilan keputusan serta berkurangnya kemampuan dalam menyerap dan mengelola informasi[2]. Kelelahan banyak dialami oleh para pekerja yang secara rutin melakukan pekerjaan beresiko tinggi seperti supir, pilot atau pekerja menara kontrol bandara[3]. Menurut penjelasan yang disampaikan *Stedeman's* terdapat 2 macam jenis kelelahan yaitu kelelahan fisik (*physical fatigue*) dan kelelahan mental (*mental fatigue*). Kelelahan fisik merupakan kondisi dimana otot tubuh tidak dapat mempertahankan kinerja optimal. Studi tentang kelelahan fisik sering berfokus pada beban otot statis atau kerja otot dinamis terhadap ketahanan dalam melakukan pekerjaan fisik hingga mencapai fase kelelahan. Sedangkan kelelahan mental merupakan kondisi dimana seseorang kehilangan kemampuan untuk melakukan tugas yang membutuhkan kerja mental[3]. Kelelahan mental ditandai dengan penurunan konsentrasi, kesulitan dalam memecahkan masalah, penurunan toleransi resiko dan kinerja, penurunan tingkat kesadaran[3].

Penelitian tentang kelelahan mental semakin mendapat perhatian dari waktu ke waktu baik dalam berbagai literatur ilmiah maupun dalam permasalahan medis. Dibidang industri, penelitian terkait kelelahan mental lebih mengenai hubungan antara produktifitas, beban kerja dan waktu kerja terhadap kelelahan mental yang dialami oleh pekerja. Menurut perkiraan Organisasi Perburuhan Internasional (ILO) terbaru, lebih dari 2,78 juta pekerja meninggal dunia setiap tahun disebabkan karena kecelakaan kerja dan penyakit akibat kerja. Di kawasan

Asia dan Pasifik, lebih dari 1,8 juta kematian akibat kerja terjadi setiap tahunnya. Dua pertiga kematian akibat kerja di dunia terjadi di Asia. Sedangkan menurut data BPJS Ketenagakerjaan tercatat sebanyak 80.392 kasus kecelakaan terjadi sepanjang tahun 2017 dengan faktor utama pemicunya adalah bentuk penyakit dan kecelakaan kerja.

Bidang lain yang tak kalah penting untuk penelitian lebih lanjut terkait kelelahan mental adalah bidang keselamatan berkendara. Berdasarkan data Kepolisian Republik Indonesia sepanjang tahun 2017 tercatat angka kecelakaan lalu lintas terjadi sebanyak 98.419 kali dengan korban meninggal dunia sebanyak 24.213 orang. Meskipun tingkat kecelakaan menurun 6% dari tahun sebelumnya yaitu sebanyak 105.374 kali dengan korban meninggal sebanyak 25.859 orang, namun angka kecelakaan tersebut masih tergolong tinggi. Sepanjang tahun 2017, kendaraan bermotor roda dua masih menjadi jenis kendaraan yang paling banyak terlibat kecelakaan lalu lintas yaitu sebanyak 75%. Adapun penyebab utama kecelakaan lalu lintas adalah faktor manusia seperti mengantuk atau ketidakcakapan pengemudi sebesar 35%. Selain bidang industri transportasi, kelelahan mental juga memberikan dampak yang besar pada tenaga kesehatan profesional dimana konsentrasi dan fokus sangat dibutuhkan dalam pekerjaan.

Kelelahan mental juga terbukti menurunkan performa aktifitas secara fisik[4]. Aktifitas fisik yang berlebihan dapat mempengaruhi sistem kerja mental. Disisi lain beban pekerjaan yang sering membutuhkan pemikiran juga dapat menjadi penyebab kelelahan mental. Temuan terkait dengan pengaruh kelelahan mental oleh aktivitas fisik dan mental terbukti menurunkan kinerja dan kemampuan kognitif[5][6]. Beberapa penelitian tentang kelelahan mental telah dilakukan, namun hingga saat ini belum ada metode pengukuran kelelahan yang baku karena kelelahan merupakan suatu perasaan yang subjektif yang sulit diukur sehingga memerlukan pendekatan secara multidisiplin[7].

Beberapa metode telah dilakukan dalam mendeteksi kondisi lelah pada seseorang. Salah satu metode yang banyak dilakukan adalah menggunakan metode pengukuran secara subjektif[8]. Pengukuran secara subjektif dilakukan dengan cara mengajukan sejumlah pertanyaan kepada responden dalam bentuk kuisioner dengan ukuran bobot tertentu yang sesuai dengan kebutuhan

pengukuran tingkat kondisi kelelahan. Beberapa macam pengukuran psikometrik dilakukan untuk mengukur tingkat kelelahan seseorang seperti Swedish Occupational Fatigue Inventory (SOFI)[9], Fatigue Severity Scale (FSS)[10], dan Visual Analog Scale (VAS)[11], namun hasil yang diberikan oleh pengukuran subjektif menggunakan kuisioner dapat bersifat bias atau tidak menggambarkan kondisi yang sesungguhnya. Sehingga perlu dilakukan pengukuran menggunakan metode yang lain guna menghindari tingkat subjektifitas tersebut.

Selain pengukuran secara subjektif, terdapat metode lain yang dapat digunakan dalam mendeteksi kondisi kelelahan mental. Tes kognitif merupakan metode pengukuran kemampuan kognitif yang berhubungan dengan tingkah laku serta kemampuan dalam menyelesaikan tugas pekerjaan. Beberapa tes kognitif diadaptasi dari tes neuropsikologis dan digunakan untuk mengukur tingkat kelelahan seperti tes aritmatika[12], Stroop Word Color Test (SCWT)[6][13], Spatial Span Test (SST)[14][15] dan Trail Making Test (TMT)[16]. Penelitian yang dilakukan Lal *et al*[2] menunjukkan penurunan kinerja serta kemampuan kognitif disebabkan karena kelelahan mental. Beberapa gangguan kognitif seperti: penurunan tingkat kewaspadaan, penurunan performa dalam menyelesaikan tugas dan memecahkan masalah, penurunan tingkat kesadaran serta penurunan *mood* dan kemampuan seseorang. Pada penelitian yang lain dilakukan Trejo *et al*[3] menunjukkan bahwa saat kondisi lelah kecenderungan performa mengalami penurunan serta membutuhkan waktu yang lebih lama dalam menyelesaikan tugas. Meskipun sifatnya lebih objektif jika dibandingkan dengan pengukuran dengan metode subjektif, namun pengukuran berdasarkan tes kognitif juga memiliki kekurangan. Pengukuran kognitif yang dilakukan dengan aktivitas yang serupa dan berulang-ulang kurang dapat memberikan hasil yang signifikan. Hal ini dapat terjadi apabila subyek telah terbiasa dengan aktivitas tersebut dan cenderung menghafalkan apa yang seharusnya dilakukan. Disisi lain tingkat kelelahan tiap orang berbeda-beda tergantung faktor yang mempengaruhi seperti: ketahanan fisik dan mental, karakteristik tugas, lamanya waktu aktivitas dan lamanya waktu pemulihan, *mood* atau perasaan seseorang terhadap suatu pekerjaan.

Metode lain yang dapat digunakan untuk mengetahui karakteristik kelelahan mental adalah dengan pengukuran secara fisiologis. Secara umum pengukuran fisiologis merupakan metode pengukuran dengan memanfaatkan aktivitas yang terjadi pada tubuh manusia. Pengukuran dari segi fisiologis manusia dapat dilihat dari aktivitas denyut jantung, konsumsi oksigen, bahkan aktivitas gelombang otak manusia. Selama dekade terakhir, banyak peneliti melakukan pengukuran fisiologis menggunakan gelombang sinyal otak atau *electroencephalograph* (EEG). Gelombang sinyal yang dihasilkan dari aktivitas manusia mampu dianggap mampu merepresentasikan kondisi seseorang baik saat kondisi sadar maupun ketika sedang tidur. Oleh karena itu, EEG dianggap sebagai pengukuran yang paling obyektif dan sensitif dalam pengukuran fisiologis manusia meskipun dalam praktiknya masih terdapat permasalahan dalam mendeteksi kelelahan mental [17][18][19]. Kendala tersebut diantaranya gangguan atau *noise* pada sinyal EEG seperti kondisi dan ketebalan rambut, posisi kanal, jumlah kanal yang dibutuhkan, serta metode apa yang digunakan untuk meningkatkan akurasi pengukuran.

Pada penelitian ini, penulis melakukan pengukuran secara obyektif guna mendapatkan karakteristik pola sinyal yang terbaik tentang kelelahan mental menggunakan *Electroencephalogram* (EEG). *Electroencephalograph* (EEG) dipilih karena sensor tersebut sangat sensitif terhadap aktivitas otak dan respon yang dihasilkan lebih *real-time*. Terbukti, EEG banyak digunakan oleh peneliti dan menjadi salah satu indikator fisiologis dalam pengukuran tingkat kognitif seseorang. Guna memprovokasi kelelahan selama pengukuran EEG, penelitian ini mengusulkan dua desain eksperimental untuk mendeteksi kelelahan mental yaitu desain pertama menggunakan induksi fisik (FI) dan desain kedua menggunakan induksi mental (MI). Sebagai metode pengukur kelelahan mental, penelitian ini menggunakan beberapa tes kognitif dalam bentuk permainan komputer dan proses klasifikasi menggunakan metode Relevance Vector Machine. Hasil dari penelitian ini diharapkan dapat menjadi langkah awal dalam pengembangan deteksi dini bagi seseorang yang mengalami gejala kelelahan mental.

1.2 Rumusan Masalah

Kelelahan mental merupakan fenomena yang umum terjadi pada kehidupan sehari-hari. Kelelahan mental dapat dialami oleh siapa saja dan sering kali kurang mendapatkan perhatian. Kelelahan mental dapat disebabkan karena aktivitas fisik yang berlebihan, beban pekerjaan yang membutuhkan pemikiran serta kurangnya istirahat. Dalam dunia kerja, kelelahan mental dapat meningkatkan resiko terjadinya kesalahan kerja. Jika kondisi kelelahan mental tidak ditangani dengan serius maka dapat berpotensi menurunkan produktifitas kinerja, memicu kecelakaan kerja, mengganggu kesehatan serta dapat menjadi awal penyebab penyakit mental dan penyakit kronis lainnya.

Dalam menginvestigasi kelelahan mental yang disebabkan oleh aktivitas fisik maupun mental, penulis tidak hanya melakukan pengukuran secara fisiologis menggunakan kuisioner namun juga menggunakan pemanfaatan sinyal EEG sebagai tolok ukur yang lebih objektif. Pemanfaatan sinyal EEG sebagai indikator kondisi kelelahan mental perlu diketahui ciri atau fitur yang muncul dari sinyal EEG. Untuk membangkitkan kondisi kelelahan mental, penulis menggunakan dua desain pengukuran sebagai induksi yaitu induksi fisik dan induksi mental. Selain itu tes kognitif juga digunakan untuk mengukur perbedaan kinerja dan tingkat kesalahan peserta saat sebelum dan sesudah dilakukan proses induksi.

1.3 Tujuan

Berdasarkan permasalahan di atas, tujuan dari penelitian ini adalah

1. Mendapatkan ciri-ciri (fitur) kondisi kelelahan mental melalui pengukuran fisiologis menggunakan aktivitas pola sinyal EEG.
2. Menganalisa perbedaan kelelahan mental yang disebabkan oleh induksi fisik dan induksi mental berdasarkan pengukuran kuisioner SOFI, uji performa menggunakan tes kognitif dan pengolahan sinyal EEG.
3. Mendapatkan rancangan tes kognitif dan kelompok segmentasi yang paling dominan terhadap kelelahan mental.
4. Menganalisa kinerja algoritma RVM dan SVM dalam mengklasifikasi kelelahan mental berdasarkan pola sinyal EEG.

1.4 Batasan Masalah

Pada penelitian ini permasalahan terkait kelelahan mental sangat luas sehingga perlu diberlakukan batasan-batasan yang akan diteliti. Adapun batasan tersebut antara lain sebagai berikut :

1. Subyek penelitian ini adalah partisipan yang mendaftar secara sukarela berumur antara 17 – 35 tahun dengan latar belakang pendidikan lulusan SMA sederajat sampai Sarjana dan telah memenuhi kriteria sebagai partisipan dengan dibuktikan melalui data kuisioner.
2. Seluruh partisipan terlebih dahulu diberikan pemahaman secara verbal mengenai alur penelitian serta mengikuti sesi latihan tes kognitif yang dilakukan sebelum pengambilan data.
3. Induksi kelelahan mental yang digunakan terdiri 2 macam yaitu induksi fisik dan induksi mental. Induksi fisik dengan olahraga jogging sedangkan induksi mental dengan beban kerja mental menggunakan tes kognitif.
4. Tes kognitif yang digunakan terdiri dari 4 (empat) jenis tes dalam bentuk game berbasis komputer dengan perangkat masukan menggunakan keyboard dan mouse. Model tes kognitif mengambil inspirasi dari tes neuropsikologi juga dari beberapa peneliti juga menggunakan tes yang sama.
5. Perangkat yang digunakan adalah EEG Emotive Epoch+ 14 kanal dengan frekuensi sampling 256 Hz dan sinyal yang teliti adalah alpha, beta dan theta.
6. Penelitian ini membandingkan performa dan efisiensi algoritma SVM dan RVM dalam mendeteksi kelelahan mental.

1.5 Kontribusi

Merujuk pada tujuan penelitian di atas, maka penelitian ini sekurang-kurangnya diharapkan dapat memberikan kontribusi dan manfaat yakni :

1. Manfaat teoritis

Dapat menambah literatur konsep dan teori yang menyokong perkembangan ilmu pengetahuan dibidang *neuroscience* khususnya berkaitan dengan pemanfaatan sinyal EEG dalam menginvestigasi kondisi kelelahan mental.

2. Manfaat pragmatis

Dapat memberikan wawasan bagi pembaca mengenali gejala dan faktor yang mempengaruhi kelelahan mental melalui perhitungan skor kuisioner SOFI, uji performa menggunakan tes kognitif maupun ekstraksi fitur sinyal EEG. Melalui tulisan ini, diharapkan pembaca dapat memahami pentingnya menjaga kesehatan mental sehingga lebih memperhatikan kondisi dan dapat melakukan langkah pencegahan terjadinya kelelahan khususnya dalam pengembangan teknologi *e-Health monitoring system*, sehingga faktor kecelakaan maupun penyakit lain yang disebabkan oleh kelelahan mental dapat diminimalisir.

1.6 Metodologi Penelitian

Pada penelitian ini menggunakan dua metode induksi yang dilakukan terhadap dua kelompok partisipan, pertama adalah metode induksi fisik, dimana kelompok partisipan yang pertama diminta melakukan kegiatan fisik melalui olahraga jogging selama rentang waktu tertentu. Metode induksi kedua adalah induksi mental, dimana kelompok partisipan yang kedua diminta melakukan kegiatan yang berhubungan dengan beban kerja mental dengan cara diberikan tes kognitif dalam bentuk game komputer dengan rentang waktu tertentu. Tujuan dari metode induksi yang berbeda ini adalah untuk mengetahui tingkat kelelahan mental pada seseorang ketika melakukan pekerjaan yang berhubungan dengan fisik dan mental. Dengan hipotesa bahwa seseorang yang melakukan aktivitas fisik dan beban kerja mental dapat memicu timbulnya kelelahan mental ketika diberikan tes kemampuan kognitif yang membutuhkan kerja mental. Selain itu penulis juga berhipotesa bahwa seseorang yang melakukan aktifitas beban kerja mental akan cenderung mengalami kelelahan mental yang lebih tinggi jika dibandingkan dengan aktifitas fisik ketika mengerjakan tes kognitif. Performa dan akurasi seseorang dalam menyelesaikan tes kognitif akan menurun saat kondisi lelah jika dibandingkan dengan saat kondisi prima[11]. Pada penelitian ini, metode klasifikasi RVM dipilih penulis karena diklaim memiliki performa dan akurasi yang lebih baik jika dibandingkan dengan pendahulunya SVM

Pada penelitian ini secara umum metodologi dibagi menjadi tiga tahapan. Tahapan-tahapan tersebut yaitu tahap pra-induksi, tahap induksi, dan tahap pasca-induksi. Pada tahap pra-induksi, tingkat kelelahan mental masing-masing

partisipan diukur dan dianggap sebagai kondisi normal atau *baseline*. Pada tahap ini alur pengukuran menggunakan tiga metode yaitu pengukuran subjektif menggunakan kuisisioner, selanjutnya pengukuran fisiologi menggunakan alat EEG, kemudian pengukuran performa menggunakan *cognitive tasks*. Pada pengukuran, partisipan diminta untuk mengisi kuisisioner Swedish Occupational Fatigue Inventory (SOFI) versi Indonesia untuk mengetahui kondisi partisipan sebelum induksi digunakan. Setelah itu partisipan diminta melakukan pengukuran fisiologis menggunakan untuk merekam sinyal EEG. Pada tahap perekaman berlangsung, partisipan diminta untuk menutup mata dan meminimalisir gerakan selama 4 menit. Setelah itu partisipan diminta untuk menyelesaikan 4 (empat) macam tes kognitif berbasis game komputer dalam waktu 40 menit. Pada saat mengerjakan tes kognitif, waktu respon dan skor dalam menjawab pertanyaan direkam sebagai data pengukuran tingkah laku partisipan.

Proses selanjutnya adalah tahap induksi. Pada induksi fisik, partisipan diberikan tugas untuk melakukan kegiatan fisik seperti olahraga jogging, lari, *stretching* selama 45 menit. Sedangkan pada induksi mental, partisipan diberikan tugas untuk mengerjakan tes kognitif. Tes kognitif yang diberikan sama dengan tes kognitif saat pra-induksi hanya dilakukan perubahan urutan. Durasi mengerjakan tes kognitif selama 40 menit dilakukan sebanyak 2 kali yaitu pada jam 11:00 dan jam 13:00.

Tahap terakhir adalah tahap pasca-induksi. Pada tahap ini, alur pengukuran hampir sama dengan tahap pra-induksi. Kebalikan dari tahap pra-induksi pengukuran pertama, partisipan diminta untuk menyelesaikan 4 (empat) macam tes kognitif berbasis game komputer, kemudian pengukuran fisiologi menggunakan alat EEG, dan terakhir pengukuran subjektif menggunakan kuisisioner Swedish Occupational Fatigue Inventory (SOFI) versi Indonesia. Tujuan dari tahap ini untuk mengetahui perubahan yang terjadi setelah proses induksi. Dengan semua metodologi yang dilakukan, diharapkan dapat memunculkan ciri dari kelelahan mental sehingga sehingga dapat diklasifikasikan. Detail dari metode penelitian akan dijelaskan pada BAB 3.

BAB 2

KAJIAN PUSTAKA

Bab ini membahas mengenai kajian pustaka yang berisi kajian penelitian-penelitian terkait serta teori dasar yang mendukung penelitian yang dilakukan penulis.

2.1.1 Kelelahan Fisik

Kelelahan fisik adalah kondisi dimana otot tubuh tidak dapat mempertahankan kinerja optimal. Kondisi ini diakibatkan oleh kerja otot hingga melebihi kapasitas optimalnya. Kelelahan fisik dapat dihindari dengan melakukan latihan fisik secara teratur untuk meningkatkan kapasitas fisik. Kelelahan fisik ditandai dengan beberapa tanda diantaranya adalah sakit kepala, pusing, mengantuk, kram otot, reflek yang menurun, penglihatan kabur, turunnya kekebalan tubuh, halusinasi. Pada tingkat stress yang tinggi pada otot, dapat menyebabkan kekuatan dan pergerakan otot juga menurun. Kelelahan fisik dan kelelahan mental pada umumnya saling berkaitan. Jika seseorang secara fisik mengalami kelelahan yang cukup lama, maka juga akan lelah secara mental. Pertama, menurunnya tingkat kewaspadaan, tingkat konsentrasi serta motivasi saat beraktifitas secara fisik. Kedua, menurunnya tingkat produktifitas dalam pekerjaan. Ketiga, melemah dan melambatnya kontraksi otot. Keempat, dapat menyebabkan kondisi tremor. Kelima, berpengaruh pada proses pernapasan, peredaran darah, dan system otot. Keenam, menurunnya frekuensi *electromyograph (EMG)*. Ketujuh, menurunnya daya tahan tubuh. Kedelapan meningkatnya konsentrasi laktat dalam tubuh. Terakhir meningkatnya suhu tubuh. [20].

2.1.2 Kelelahan Mental

Kelelahan mental adalah kondisi dimana tubuh dan pikiran mengalami penurunan kinerja dan motivasi diri dalam menyelesaikan tugas-tugas yang membutuhkan kerja mental. Menurut Kei Mizuno *et al*, kelelahan mental Kelelahan mental dapat ditandai dengan :

1. Kehilangan motivasi
2. Sulit berkonsentrasi dengan baik
3. Kesulitan dalam mengambil keputusan
4. Mengalami masalah dalam mengingat dalam jangka pendek
5. Perasaan mengantuk

Kelelahan mental seringkali terjadi pada kalangan pekerja terutama orang-orang yang melakukan pekerjaan dengan beban tanggung jawab berat serta resiko yang tinggi, seperti pilot, petugas bandara, dan sopir[3]. Kelelahan secara mental dapat dipengaruhi oleh nutrisi, kondisi tubuh secara fisik, lingkungan, dan aktivitas sehari-hari. Kelelahan mental bukan merupakan suatu penyakit melainkan gejala dari kondisi kesehatan mental yang menurun. Jika tidak segera dilakukan penanganan maka dapat menyebabkan gangguan pada kesehatan seperti penurunan daya tahan tubuh, gangguan tidur, sakit kepala, penurunan respon motorik, dan pusing. Kelelahan mental sering dikaitkan dengan penurunan kognitif seseorang. Kognitif merupakan kemampuan intelektual seperti berpikir, mengingat, dan memecahkan suatu masalah. Beberapa penelitian terkait kelelahan mental menunjukkan penurunan kinerja dalam melakukan suatu pekerjaan saat seseorang mengalami kelelahan mental[2][9][21][22].

2.2 Pengukuran Subjektif pada Kelelahan Mental

Pada subbab ini akan dibahas mengenai beberapa metode penilaian subjektif yang digunakan dalam mengukur tingkat kelelahan mental seseorang. Beberapa metode pengukuran subjektif diantaranya adalah Fatigue Severity Scale (FSS), Visual Analog Scale for Fatigue Severity (VAS-F), Mental Fatigue Scale (MFS) dan Swedish Occupational Fatigue Inventory (SOFI).

2.2.1 Fatigue Severity Scale (FSS)

Fatigue Severity Scale merupakan (FSS) merupakan metode subjektif yang digunakan untuk mengukur tingkat kelelahan dalam berbagai gangguan medis dan neurologis. Metode ini mengukur bagaimana kelelahan mempengaruhi motivasi, olahraga, fungsi fisik dan tugas, mengganggu pekerjaan, keluarga dan kehidupan sosial. Metode yang diusulkan oleh Krupp *et al.* awalnya dikembangkan untuk penderita *multiple sclerosis* dan *lupus eritematosus* sistemik namun juga dapat digunakan untuk sindrom kelelahan kronis pada fungsi tertentu

yang dilaporkan secara individual[23]. FSS terdiri dari sembilan pertanyaan dan setiap pertanyaan memiliki tujuh tingkatan nilai. Nilai 1 berarti sangat tidak setuju dan 7 berarti sangat setuju. Nilai yang lebih tinggi menunjukkan indikasi ke tingkat lebih lelah. Pertanyaan-pertanyaan yang digunakan dalam FSS adalah:

1. Motivasi saya lebih rendah ketika saya mengalami kelelahan (*my motivation is lower when I am fatigued*).
2. Olahraga membuat saya kelelahan (*exercise brings on my fatigue*)
3. Saya mudah lelah (*I am easily fatigued*).
4. Kelelahan mengganggu fisik saya (*fatigue interferes with my physical functioning*).
5. Kelelahan menyebabkan masalah pada diri saya (*fatigue causes problems for me*).
6. Kelelahan saya mencegah kondisi fisik dalam kondisi prima dalam jangka waktu berkepanjangan (*my fatigue prevents sustained physical functioning*).
7. Kelelahan mengganggu tugas dan tanggungjawab tertentu (*fatigue interferes with carrying out certain duties and responsibility*).
8. Kelelahan merupakan salah satu dari tiga gejala yang saya alami (*fatigue is among my three disabling symptoms*).
9. Kelelahan mengganggu pekerjaan, keluarga, kehidupan sosial saya (*fatigue interferes with my work, families, or social life*).

Tingkatan kelelahan dari FSS dihitung dari nilai rata-rata dari sembilan pertanyaan yang diberikan. Dalam praktiknya, FSS banyak digunakan untuk mengukur tingkat kelelahan fisik maupun mental. Penggunaan terutama oleh orang-orang yang memiliki sindrom kelelahan kronis namun juga dapat digunakan pada orang-orang memiliki penyakit atau kelainan tertentu seperti Multiple Sclerosis (MS), Systemic Lupus Erythematosus (SLE), dan Chronic Fatigue Syndrome (CFS) [23][24][10].

2.2.2 Visual Analogue Scale for Fatigue (VAS-F)

Visual Analogue Scale for Fatigue (VAS-F) merupakan metode subjektif yang dirancang secara sederhana dan cepat dalam mengukur tingkat kelelahan dan energi pasien dalam populasi medis yang umum. VAS-F terdiri dari delapan belas

pertanyaan dan setiap pertanyaan memiliki 11 tingkatan nilai yang dikategorikan dalam dua dimensi yaitu dimensi energy(1-5 dan 11-18) dan dimensi kelelahan(6-10). Pada tingkatan nilai 0 berarti tidak sama sekali dan 10 berarti sangat sekali. VAS-F memiliki psikometrik yang baik meskipun validitas yang telah dilakukan menggunakan Stanford Sleepiness Scale (SSS)[25] menyatakan bahwa skala VAS-F tidak dapat membedakan antara kelelahan dan kantuk[8]. Penggunaan VAS-F telah dibuktikan lebih sensitif terhadap perubahan pagi dan sore pada pasien kanker[26]. Selain itu VAS-F juga telah digunakan pada pasien penderita stroke[27], dan kerusakan otak[28].

2.2.3 NASA Task Load Index (NASA-TLX)

National Aeronautics and Space Administration Task Load Index (NASA-TLX) merupakan metode pengukuran kelelahan mental berdasarkan analisis beban kerja mental pekerja. Metode ini dikembangkan oleh Sandra G. Hart dari NASA-Ames Research Center dan Lowell E. Staveland dari San Jose State University pada tahun 1981. Metode ini menggunakan enam aspek untuk menilai beban mental yaitu Kebutuhan Mental / Mental Demand (MD), Kebutuhan Fisik / Physical Demand (PD), Kebutuhan Waktu / Temporal Demand (TD), Performa / Performance (P), Tingkat Usaha / Effort (EF) dan Tingkat Frustrasi / Frustration Level (FR) dengan dimensi skala yang digunakan 0 sampai 100.

Pada penelitian yang dilakukan oleh Shyh-Yueh Cheng *et al.*, NASA-TLX digunakan sebagai pembanding pada tiga sesi pengukuran kelelahan mental menggunakan EEG dengan stimulus Eriksen flanker task yang telah dimodifikasi[21]. Jawaban salah (ER) dan rata-rata waktu respon (RT) dari stimulus dihitung berdasarkan tiga sesi pengukuran yaitu sebelum tes (BT), sesudah tes(AT) dan 60 menit setelah tes(60-min AT). Hasilnya terdapat korelasi antara RT dan ER dengan hasil pengukuran subjektif menggunakan NASA-TLX pada ketiga sesi tersebut. Hasil pengukuran menggunakan NASA-TLX menunjukkan aktivitas peningkatan pada sesi AT. Hasil ini berkorelasi dengan tingginya tingkat kesalahan (ER) dan meningkatnya waktu respon (RT) yang dilakukan oleh partisipan.

2.2.4 Swedish Occupational Fatigue Inventory (SOFI)

Swedish Occupational Fatigue Inventory (SOFI) dikembangkan oleh Ashberg *et al.* untuk pengukuran subjektif pada kelelahan yang disebabkan karena aktivitas pekerjaan[29]. Awalnya SOFI terdiri atas 25 ekspresi gejala yang digolongkan kedalam 5 dimensi yang berhubungan dengan faktor psikologis, kognitif, respon motorik dan emosional. Partisipan diminta mengisi kuisisioner dengan skala 11 poin (dari 0 hingga 10) yang menjabarkan tingkat kondisi kelelahan partisipan saat itu.

Instumen ini kemudian direvisi oleh Ashberg dan divalidasi menjadi versi yang baru yang lebih baik dari model sebelumnya [30][31]. Pada versi SOFI yang baru, jumlah ekspresi pada setiap dimensi menjadi empat (total kuisisioner menjadi 20 elemen pada 5 dimensi). Lima dimensi dalam SOFI menggambarkan kondisi kelelahan seseorang secara subjektif baik secara fisik maupun mental. Lima dimensi yang diukur dalam penilaian SOFI, yaitu :

1. Pengerahan tenaga fisik (*physical exertion* atau PE),
2. Ketidaknyamanan fisik (*physical discomfort* atau PD),
3. Kekurangan energi (*lack of energy* atau LE),
4. Kurang motivasi (*lack of motivation* atau LM),
5. Kondisi Kantuk (*sleepiness* atau SL).

Dari kelima dimensi SOFI tersebut, masing-masing memiliki elemen ekspresi yang menggambarkan kondisi tersebut. Pada dimensi PE, digambarkan oleh kondisi,

1. Jantung berdebar (*palpitation*),
2. Berkeringat (*sweaty*),
3. Nafas tersengal (*out of breath*), dan
4. Nafas terasa berat (*heavily breathing*)

Pada dimensi PD, digambarkan oleh kondisi,

1. Otot tegang (*tense muscle*),
2. Mati rasa/kebas (*numbness*),
3. Sendi terasa kaku (*stiff joints*), dan
4. Sakit pada badan (*aching*).

Pada dimensi LE, digambarkan oleh kondisi,

1. Kehabisan tenaga (*worn out*),
2. Letih (*spent*),
3. Lelah (*drained*), dan
4. Bekerja berlebihan (*overworked*).

Pada dimensi LM, digambarkan oleh kondisi,

1. Kurang konsentrasi (*lack of concern*),
2. Pasif terhadap pekerjaan (*passive*),
3. Tidak peduli pada pekerjaan (*indifferent*), dan
4. Tidak tertarik pada pekerjaan (*uninterested*).

Pada dimensi SL, digambarkan oleh kondisi,

1. Tertidur (*falling asleep*),
2. Sedikit mengantuk (*drowsy*),
3. Menguap (*yawning*), dan
4. Mengantuk (*sleepy*).

Total terdapat 20 ekspresi gejala pada versi baru SOFI untuk penilaian kondisi lelah. Pada SOFI versi tersebut, skala yang digunakan diubah menjadi lebih sederhana dengan skala 7 poin mulai 0 hingga 6. Skala 0 digunakan jika subjek tidak merasakan ekspresi gejala, sedangkan skala 10 adalah sebaliknya.

Penelitian yang dilakukan oleh A. Leung *et al.*, SOFI digunakan untuk mengukur tingkat kelelahan pada pekerja yang menggunakan layar komputer (*visual display terminal* atau VDT) pada pekerjaannya[9]. Hasil dari penelitian Leung *et al.*, menunjukkan peningkatan nilai SOFI yang signifikan pada pekerja yang telah bekerja selama lebih dari 4 jam dibandingkan dengan pekerja yang telah bekerja di bawah 4 jam. Sehingga pada penelitian tersebut disimpulkan bahwa SOFI merupakan penilaian subjektif yang valid dan dapat digunakan untuk mengukur tingkat kelelahan pekerja.

Penelitian lain dilakukan oleh S. Johansson *et al.*, SOFI digunakan untuk menginvestigasi kemampuan dalam mengidentifikasi kelelahan mental pada pasien penderita *multiple sclerosis*[32]. Sebanyak 219 pasien rawat jalan dengan sebaran 59,5% memiliki tingkat keparahan penyakit ringan, 17% sedang, dan 23,5% berat menerima perawatan imunomodulator. Imunomodulator adalah

senyawa tertentu yang dapat meningkatkan mekanisme pertahanan tubuh baik secara spesifik maupun non spesifik, dan terjadi induksi non spesifik baik mekanisme pertahanan seluler maupun humoral. Kuesioner SOFI diberikan pada inklusi 12 dan 24 bulan. Analisis konsistensi internal, korelasi item-total, analisis faktor dan uji korelasi dilakukan pada penelitian tersebut. Hasilnya sebanyak 97% pasien memberikan hasil memuaskan pada analisis konsistensi internal dalam dimensi LE, LM dan SL, namun tidak pada dimensi PE dan PD. Sehingga pada penelitian tersebut disimpulkan bahwa dimensi LE, LM, dan SL dapat digunakan pada pasien penderita penyakit *multiple sclerosis*.

2.3 Metode Pengukuran Kognitif pada Kelelahan Mental

Kelemahan dari penilaian subjektif adalah tingkat akurasi dari hasil penilaian. Hasil dari penilaian subjektif dapat dipertanyakan kembali karena pengisian dilakukan oleh partisipan penelitian. Sehingga dapat menimbulkan bias. Cara lain yang dapat dilakukan untuk mengukur kelelahan mental secara lebih objektif adalah dengan menggunakan pengukuran kognitif. Kognitif kognisi merupakan aktifitas mental yang berkaitan dengan otak, seperti persepsi, penilaian, pengambilan keputusan dan kesadaran. Untuk mengukur kognitif, para ahli menggunakan perangkat tes psikometrik untuk mengukur kondisi kognitif seseorang. Pada kasus kelelahan mental, tes psikometrik merupakan bagian dari tes neuropsikologi dimana dapat mengevaluasi performa, akurasi, mood, dan sakit/luka yang berpengaruh pada otak. Menurut Lal *et al*, terdapat korelasi antara turunnya performa dalam penyelesaian pekerjaan terhadap waktu yang dibutuhkan untuk menyelesaikan pekerjaan tersebut[2]. Yang lain seperti kinerja memori, penilaian dan pengambilan keputusan serta suasana hati juga berpengaruh terhadap kelelahan mental[33].

Dalam penelitian Andrea Pimenta *et al*, melakukan penelitian menggunakan *keyboard* dan *mouse* sebagai alat untuk mendeteksi kelelahan mental[22]. Hasilnya menunjukkan bahwa pada saat lelah, partisipan cenderung mengetik lebih lambat. Sementara partisipan membutuhkan waktu lebih lama untuk menjalankan *mouse*. Dari penelitian tersebut, didapatkan. Bahwa kelelahan mental dapat menurunkan performa dan memperbesar peluang terjadinya kesalahan.

Penelitian yang dilakukan oleh Shyh-Yueh Cheng *et al.* untuk mengukur kelelahan mental berdasarkan bukti fisiologis (EEG) dan informasi kognitif dari ERP[21]. Penelitian tersebut juga membandingkan respon pengguna berdasarkan cognitive tasks dan respon fisiologis pada 3 skema waktu pengukuran. Cognitive tasks yang digunakan adalah mental aritmatik pada VDT dan Flanker Task. Hasilnya bahwa terjadi peningkatan waktu respon dan angka *error* pada skema 2 setelah mengerjakan tugas.

2.4 Metode Pengukuran Fisiologis pada Kelelahan Mental

Berbagai metode yang telah dilakukan pada penelitian sebelumnya untuk mengetahui kondisi kelelahan seseorang. Dari berbagai metode yang diusulkan, pengukuran dengan menggunakan alat ukur fisiologis terbukti lebih akurat dan lebih obyektif dalam mendeteksi kelelahan mental seseorang. Berbagai alat ukur fisiologis digunakan untuk mengetahui aktivitas pada tubuh manusia seperti denyut jantung (*heart rate* atau HR), sinyal aktifitas jantung atau *electrocardiography* (ECG), sinyal kedipan mata atau *electrooculography* (EOG) dan sinyal gelombang otak atau *electroencephalography* EEG).

Dalam penelitian yang dilakukan Leonard J.Trejo *et al* menggunakan EEG untuk mengestimasi dan mengklasifikasi kelelahan mental. Penelitian tersebut mengukur mood, perilaku, performa dan pengukuran psikologis selama 3 jam mengerjakan mental aritmatik[3]. Hasilnya dengan menggunakan klasifikasi statistik menunjukkan bahwa terjadi kenaikan signifikan *power spectral density* (PSD) pada frekuensi band θ dan α antara awal dan akhir tugas. Penelitian tersebut dapat secara akurat memodelkan dan memprediksi kelelahan menggunakan KPLS dengan akurasi 91% sampai 100% pada segmen ke-13. Adanya korelasi atau hubungan antara hasil tes dengan perilaku dan performa dari subyek. Kebanyakan subyek secara substansial kelelahan setelah mengerjakan selama 60 menit.

Analisa pengukuran menggunakan metode obyektif juga dilakukan oleh F. Barwick *et al*, dengan mencoba untuk meneliti indikator subyektif, kognitif, dan fisiologis tentang kelelahan pada kelompok partisipan non kronis, normal secara neurologis dan atletik selama menjalani tes neuropsikologi[13]. Fokus pada penelitian tersebut terletak pada kelelahan sebagai variable utama pada tiga

domain. Stroop test digunakan sebagai pengujian neuropsikologis untuk memeriksa aktifitas perubahan fisiologis terhadap kelelahan mental menggunakan EEG termasuk empat area otak manusia (frontal, central, parental, occipital). Hasil penelitian tersebut menunjukkan bahwa berdasarkan hipotesis pertama terdapat peningkatan yang signifikan antara sebelum dan sesudah tes. Pada hipotesis kedua menunjukkan bahwa partisipan memiliki performa cepat di kedua kondisi dari Tes Stroop namun terjadi penurunan signifikan pada akurasi dan motivasi partisipan. Berdasarkan hasil EEG menunjukkan bahwa seiring tes berlangsung terjadi peningkatan frekuensi θ signifikan pada area *central* dan area *frontal* selama pengerjaan tes Stroop, penurunan frekuensi β area *parental-central* selama tes berlangsung, dan peningkatan signifikan frekuensi α selama pengerjaan tes Stroop terutama pada area *central, frontal, parental dan occipital*.

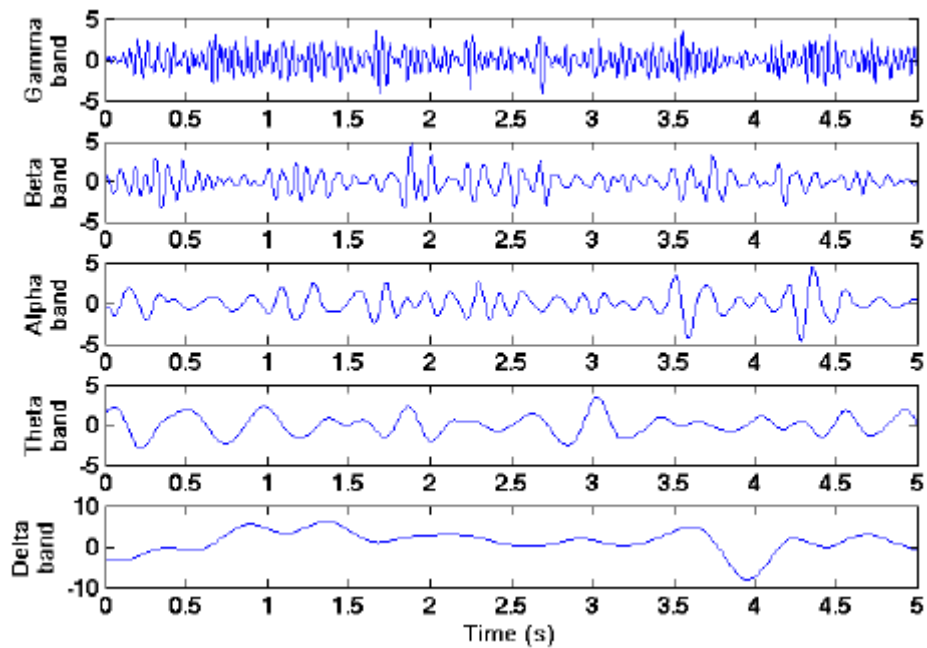
2.5 Sinyal Electroencephalograph (EEG)

Berdasarkan penelitian yang telah dilakukan sebelumnya, metode pengukuran secara objektif/fisiologis menggunakan EEG merupakan metode yang paling baik untuk menginvestigasi kelelahan mental. Hal ini disebabkan karena, sinyal EEG mampu menangkap aktivitas gelombang otak manusia sehingga dapat digunakan untuk mengidentifikasi kondisi mental dan pikiran seseorang.

Berdasarkan rentang frekuensinya, gelombang sinyal EEG dapat dikategorikan kedalam empat gelombang dasar yaitu :

1. Gelombang beta (β) disebut juga sebagai gelombang frekuensi tinggi dengan amplitudo rendah. Gelombang beta memiliki rentang frekuensi 12-30 Hz. Biasanya muncul saat seseorang dalam kondisi terjaga. Gelombang beta terlibat pada aktifitas sadar seperti berfikir, dan menghitung. Gelombang beta dalam kadar yang cukup dapat mendorong seseorang untuk tetap produktif. Namun gelombang beta dalam jumlah berlebihan dapat menyebabkan stres dan perasaan cemas berlebihan. Pada frekuensi yang lebih tinggi, gelombang beta akan membuat seseorang menjadi lebih bergairah. Kopi adalah salah satu stimulan untuk menaikkan frekuensi gelombang beta. Lokasi gelombang beta banyak ditemukan pada bagian frontal.

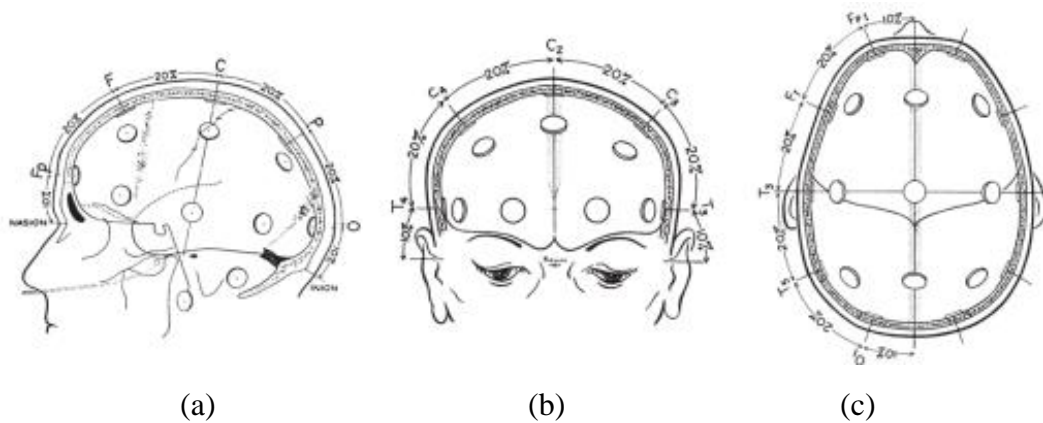
2. Gelombang alpha (α) adalah gelombang yang menjembatani antara pikiran sadar dengan pikiran bawah sadar. Gelombang alpha berada diantara gelombang beta dan theta, memiliki rentang frekuensi 8-12 Hz. Gelombang alpha muncul saat seseorang dalam kondisi mengantuk, bersantai dan berkhayal. Pada kadar yang cukup, gelombang alpha membantu untuk relaksasi, namun dalam kadar berlebih akan membuat seseorang menjadi kurang konsentrasi, terlalu santai dan sering melamun. Biasanya gelombang alpha ditemukan pada area posterior dari kepala dan bagian central.
3. Gelombang theta (θ) adalah gelombang yang muncul saat seseorang sedang melamun dan tidur. Gelombang theta memiliki rentang frekuensi 4-8 Hz. Gelombang theta terhubung dengan perasaan yang dalam dan emosi paling dasar pada manusia. Terlalu banyak gelombang theta akan membuat seseorang rawan mengalami depresi dan mudah tersugesti. Gelombang theta bisa dimanfaatkan untuk meningkatkan intuisi, dan kreatifitas.
4. Gelombang delta (δ) adalah gelombang dengan gerakan paling lambat. Gelombang theta memiliki rentang frekuensi 0.5-4 Hz. Gelombang ini muncul saat seseorang dalam kondisi kantuk, tertidur lelap. Kebanyakan gelombang delta ditemukan pada bayi dan anak kecil dan akan terus berkurang seiring bertambahnya usia. Lokasi gelombang delta terletak pada bagian frontal pada orang dewasa dan posterior pada anak-anak. Ilustrasi gelombang sinyal EEG dapat dilihat pada Gambar 2.1 berikut :



Gambar 2.1 Gelombang *beta*, *alpha*, *theta*, *delta*

2.5.1 Sistem 10-20 Peletakan Posisi Kanal EEG

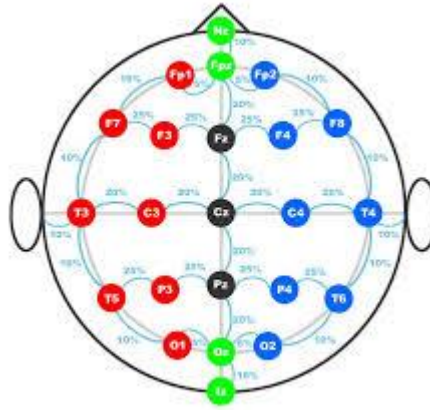
Sistem 10-20 atau Sistem Internasional 10-20 merupakan standard internasional peletakan elektrode-elektroda *scalp* berdasarkan standard usulan Dr. Hebert H. Jasper. Peletakan elektrode pada *scalp* berdasarkan standar anatomi tengkorak manusia (*landmarks of skull*) yaitu *nasion*, *inion*, *preauricular* sebelah kanan dan kiri (Klem *et al.* 1985). Pengukuran electrode dilakukan pada bidang *asterior-posterior* dibagi menjadi lima bagian dan dilambangkan dengan kode huruf. Bagian 10% pertama dari total pengukuran bidang yaitu *fronto polar* (Fp), sedangkan bagian selanjutnya memiliki interval sebesar 20%. Secara berurutan bagian kedua hingga kelima adalah *frontal* (F), *central* (C), *parietal* (P), dan *occipital* (O)[34]. Ilustrasi peletakan electrode berdasarkan bidang *asterior-posterior* dapat dilihat pada Gambar 2.4.a.



Gambar 2.2 Metode pengukuran untuk menentukan lokasi elektrode berdasarkan system 10-20 [34].

Bagian *central* hanya digunakan sebagai penanda pada sistem 10-20 karena tidak memiliki referensi khusus yang sesuai dengan standar anatomi tengkorak manusia [35]. Pengukuran kedua berdasarkan bidang *central coronal* mulai dari *preauricular* kiri hingga kanan. Bagian 10% pertama dari *preauricular* kiri maupun kanan merupakan bagian temporal (T). Bagian kedua yaitu 20% setelah bagian temporal baik dari temporal kanan maupun kiri merupakan bagian central (C). Sedangkan bagian central yang merupakan pertemuan antara temporal kanan dan kiri diberi kode central z (Cz). Z diartikan sebagai zero [35]. Ilustrasi peletakan elektrode berdasarkan bidang *central coronal* dapat dilihat pada Gambar 2.2.b. Pengukuran ketiga berdasarkan pada bidang keliling antara bagian tengah fronto polar (Fp) hingga occipetal (O). Bagian 10% dari tengah Fp merupakan Fp kiri atau kanan. Sedangkan bagian 20% selanjutnya secara berurutan adalah bagian inferior frontal, temporal tengah, posterior temporal. Bagian 10% sisa adalah bagian occipetal kanan atau kiri. Ilustrasi berdasarkan pengukuran bidang keliling ini dapat dilihat pada Gambar 2.2.c.

Kode angka pada sistem 10-20 digunakan untuk menunjukkan posisi elektrode tersebut *preauricular*. Kode angka ganjil (1,3,5,7) pada elektrode menunjukkan posisi elektrode berada pada *preauricular* bagian kiri. Sedangkan kode angka genap (2,4,6,8) pada elektrode menunjukkan posisi elektrode berada pada *preauricular* bagian kanan. Keseluruhan peletakan elektrode berdasarkan sistem 10-20 dapat dilihat pada Gambar 2.3.



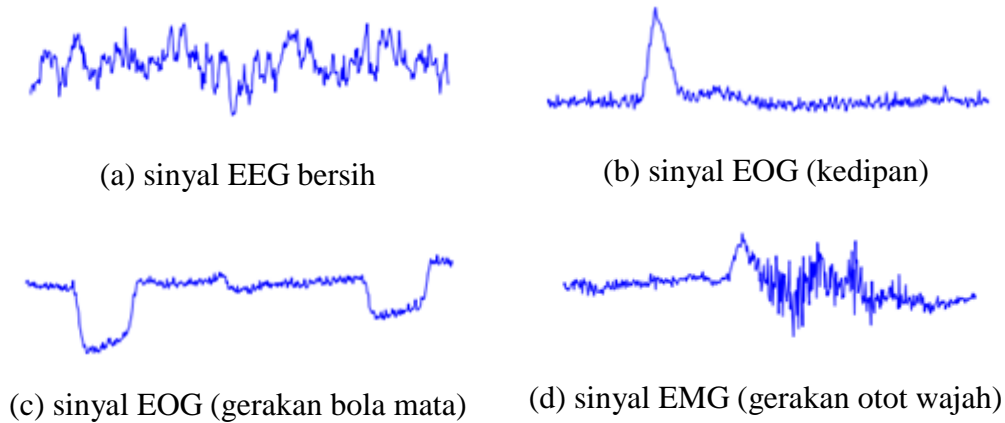
Gambar 2.3 Peleltakan elektrode berdasarkan system 10-20 [35]

2.5.2 Artifact Removal pada Sinyal EEG

Dalam hal penggunaan EEG sebagai alat ukur objektif/fisiologis, sangat penting untuk memastikan kualitas sinyal dari hasil perekaman EEG. Biasanya, sinyal EEG yang dihasilkan pada saat perekaman, masih terkontaminasi oleh *noise/artifact* yang disebabkan oleh gangguan yang terjadi di dalam maupun di luar subjek. Gangguan yang berasal dari dalam diri subjek diantaranya disebabkan oleh aktivitas motorik seperti gerakan anggota tubuh, saat berkedip atau menggerakkan bola mata, saat terjadi gerakan otot pada wajah atau leher. Sedangkan gangguan yang berasal dari luar yaitu gangguan dari sinyal-sinyal lain yang berada disekitar lingkungan subjek seperti interferensi sinyal elektromagnetik atau dari peralatan yang digunakan. Oleh karena itu, setiap alat yang digunakan untuk merekam sinyal EEG dilengkapi dengan ground yang digunakan untuk meminimalisir terjadinya gangguan khususnya gangguan dari luar.

Dalam banyak studi akademis yang telah dilakukan, keberadaan *artifact* merupakan masalah merupakan masalah yang umum dihadapi selama perekaman aktivitas otak. Pada penelitian menggunakan EEG, *noise/artifact* yang paling banyak terdeteksi saat perekaman adalah electrooculograph (EOG) dan electromyograph (EMG). Karakteristik sinyal EOG memiliki amplitudo yang tinggi (*spike*) dan sangat mengganggu data dari sinyal EEG. Sinyal EOG yang biasanya muncul saat perekaman seperti saat berkedip dan gerakan bola mata. Sedangkan karakteristik sinyal EMG memiliki sinyal acak atau stokastik dengan

amplitude berkisar 0 sampai 10 mV (puncak-ke-puncak) dengan rentang frekuensi antara 0 sampai 500 Hz. Sinyal EMG yang biasanya muncul adalah gerakan pada otot wajah atau leher. Gambaran sinyal EOG dan EMG yang tercampur pada sinyal EEG dapat dilihat pada gambar 2.4 di bawah ini



Gambar 2.4 Sinyal *noise/artifact* EOG dan EMG

Untuk mendapatkan sinyal EEG yang bersih dari *noise/artifact* maka perlu dilakukan pembersihan sinyal. Pada penelitian sebelumnya, telah banyak metode yang *artifact removal* digunakan khususnya pada multikanal untuk memisahkan antara sinyal EEG dengan *noise/artifact*. Salah satunya adalah menggunakan metode *Independent Component Analysis (ICA)*. Metode ICA merupakan metode terbaik pada kasus multikanal untuk menghilangkan *noise*[36]. Prinsip kerja ICA adalah membagi satu set sinyal yang telah tercampur menjadi 1 set komponen tersendiri. Pengaplikasian ICA pada data raw EEG yaitu memisahkan beberapa komponen data asli dan komponen data *artifact*. Penghilangan *artifact* dengan metode ICA menggunakan referensi sinyal untuk dilakukan estimasi sinyal *artifact*. Sinyal yang telah tercampur direpresentasikan sebagai $x = (x_1, \dots, x_m)^T$ dan komponen tersembunyi (*hidden component*) berupa vector acak $s = (s_1, \dots, s_n)^T$. m merupakan sinyal ke m dan n adalah komponen tersembunyi ke- n . Adapun model persamaan dari ICA dapat dilihat pada persamaan 2.1.

$$x_i = a_{i,1}s_1 + \dots + a_{i,k}s_k + \dots + a_{i,n}s_n \quad (2.1)$$

x_i merupakan komponen dari data vector acak $x = (x_1, \dots, x_m)^T$ dengan menambah komponen independent s_k dengan $k=1, \dots, n$ dan $a_{i,1}$ merupakan

konstan parameter atau matriks campuran. Dari model generative ICA pada persamaan 2.1 dapat ditulis kembali menggunakan bentuk vektorial yang ditunjukkan pada persamaan 2.2 dengan x merupakan sinyal yang dicari [37].

$$x = \sum_{i=1}^n a_i s_i \quad (2.2)$$

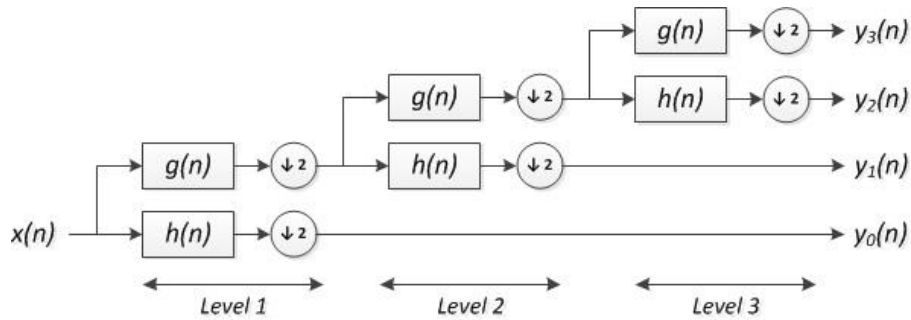
Metode ICA mampu menghapus artefak dari perekaman EEG namun implementasinya tetap bergantung pada sebagian besar pengguna. *Automatic EEG artifact detector based on the joint use of spatial and temporal features* (ADJUST) merupakan metode yang secara otomatis mengidentifikasi komponen independent artefak dengan menggabungkan fitur spasial dan temporal khusus. Fitur dioptimalkan menangkap kedipan, gerakan mata, dan diskontinuitas generic pada kumpulan data pilihan. Hasilnya menunjukkan bahwa metode ADJUST lebih rapi dalam merekonstruksi data sinyal EEG dari potensi-potensi artefak. ADJUST juga menyediakan cara cepat, efisien dan otomatis pada penggunaan ICA dalam penghapusan artefak pada sinyal EEG[37].

2.5.3 Dekomposisi Sinyal Menggunakan *Discrete Wavelet Transform* (DWT)

Proses *artifact removal* merupakan tahap awal dari proses pengolahan sinyal EEG. Metode ekstraksi sinyal EEG menjadi sub band frekuensi melalui proses filterisasi atau dekomposisi level. Metode filterisasi dapat menggunakan Filter IIR *Band Pass Filter* (BPF) *Butterworth* atau *Chebisev* sebagai jendela konvolusi yang digunakan. Selain itu, dapat menggunakan metode dekomposisi level melalui penerapan *Discrete Wavelet Transform* (DWT).

DWT merupakan metode pentransformasian sinyal diskrit yang digunakan untuk memilih sinyal berdasarkan frekuensi-waktu. Teknik ini sangat cocok diterapkan pada sinyal EEG yang memiliki sifat sinyal bergerak (*non-stasioner*)[38]. Sinyal yang bersifat *non-stasioner* memiliki karakteristik mengalami perubahan frekuensi dalam satuan waktu. Sinyal bergerak dianalisa menggunakan teknik *multi-resolution analysis*. Pada DWT, teknik *multi-resolution analysis* dilakukan dengan cara melewati sinyal yang akan dianalisa kedalam dua filterisasi DWT yaitu *highpass filter* (analisis frekuensi tinggi) dan *lowpass filter* (analisis frekuensi rendah). Analisis frekuensi yang berbeda menggunakan resolusi yang berbeda [39].

Pembagian sinyal berdasarkan frekuensi tinggi dan frekuensi rendah pada DWT, disebut sebagai dekomposisi sinyal. Proses dekomposisi sinyal dapat dilihat pada gambar 2.6.



Gambar 2.5 Proses dekomposisi sinyal

Dekomposisi sinyal *non-stasioner* membagi sinyal menjadi *approximation* ($g(n)$) dan *detail* ($h(n)$). Setiap kenaikan level pada proses dekomposisi sinyal terjadi penurunan sub-sample menjadi 2 yang berdasarkan aturan Nyquist. Sehingga jika sinyal memiliki rentang frekuensi 0 sampai π rad/s telah melewati *highpass filter* dan *lowpass filter*, maka rentang frekuensi di subsample menjadi $\pi/2$ rad/s pada frekuensi tinggi. Proses dekomposisi ini dapat melalui satu atau lebih tingkatan sesuai dengan frekuensi yang dibutuhkan, seperti yang terlihat pada Gambar 2.5 yang membagi sinyal hingga level ke-3.

Setelah melakukan dekomposisi sinyal, langkah selanjutnya pada teknik wavelet adalah pemilihan kernel terbaik. Ada beberapa macam tipe kernel yang dapat digunakan pada teknik ini diantaranya : *haar*, *morlet (mother wavelet)*, *symlet*, *daubechies*, *coiflets*, dimana setiap kernel memiliki karakteristik tersendiri [39].

2.5.4 Ekstraksi Fitur

Ekstraksi fitur merupakan bagian yang paling penting pada sebuah penelitian. Pemilihan fitur yang tepat dapat menentukan permodelan pola dari distribusi data, dimana permodelan tersebut akan berpengaruh terhadap algoritma klasifikasi yang digunakan. Pada penelitian ini, ekstraksi fitur yang digunakan adalah *Power Presentage (PP)*, yang telah digunakan sebelumnya oleh Pinyi Li *et al.* pada sinyal EEG satu kanal[40]. Adapun formula dari fitur PP adalah sebagai berikut :

$$PP_{\alpha} = \frac{\sum_{f_{\alpha}} S(f)}{\sum_{f=f_1}^{f_2} S(f)}, f_{\alpha} \in [8,12] \quad (2.3)$$

Dimana $S(f)$ merupakan nilai *Power Spectral Density* (PSD) yang didapatkan dengan menggunakan metode Welch pada frekuensi sinyal EEG pada domain waktu $x(t)$. Frekuensi sinyal sesuai dengan band frekuensi yang dicari. Band frekuensi yang digunakan pada penelitian ini adalah theta, alpha, dan beta, yang dinotasikan dengan PP_{θ} , PP_{α} dan PP_{β} .

2.6 Klasifikasi

Penelitian ini menggunakan 2 algoritma klasifikasi yang hampir serupa guna membandingkan hasil yang diperoleh dari algoritma tersebut. Algoritma klasifikasi yang digunakan adalah *Relevance Vector Machine* (RVM) dan *Support Vector Machine* (SVM).

2.6.1 Support Vector Machine (SVM)

Support Vector Machine (SVM) merupakan salah satu algoritma pembelajaran mesin *supervised* (*supervised learning model*) berbasis kernel yang dikembangkan oleh Vladimir Vapnik dan Corinna Cortes [41]. Algoritma pembelajaran ini dapat digunakan untuk klasifikasi dan regresi. Konsep dasar SVM secara sederhana adalah mencari bidang pemisah (*hyperplane*) terbaik yang berfungsi memisahkan dua kelas tersebut. Hyperplane pemisah terbaik antara kedua kelas dapat ditemukan dengan mengukur margin hyperplane dan mencari titik maksimalnya. Margin adalah jarak antara hyperplane tersebut dengan pola terdekat dari masing-masing kelas. Usaha dari mencari lokasi hyperplane ini merupakan inti dari proses pembelajaran pada SVM.

Kelas linier merupakan contoh kasus yang paling mudah dalam pembelajaran mesin SVM. Tiap data latih dinotasikan sebagai $\mathbf{x} \in \mathbf{R}^D$ dimana $i=1,2,\dots,N$. N adalah banyaknya data latih. Kelas positif dinotasikan dengan $+1$ dan kelas negatif dinotasikan dengan -1 . Tiap kelas data dan label dinotasikan sebagai $y_i \in \{-1, +1\}$. Diasumsikan bahwa kedua kelas tersebut dipisahkan secara sempurna oleh hyperplane jika vector \mathbf{w} dan scalar b dapat didefinisikan dengan baik sehingga didapatkan persamaan.

$$\mathbf{w} \cdot \mathbf{x}_i + b = 0 \quad (2.4)$$

Data \mathbf{x}_i yang tergolong kedalam kelas negative adalah mereka yang memenuhi pertidaksamaan berikut :

$$\mathbf{w} \cdot \mathbf{x}_i + b \leq -1 \quad (2.5)$$

Adapun Data \mathbf{x}_i yang tergolong kedalam kelas positif adalah mereka yang memenuhi pertidaksamaan berikut :

$$\mathbf{w} \cdot \mathbf{x}_i + b \geq +1 \quad (2.6)$$

Margin optimal dihitung dengan memaksimalkan jarak antara hyperplane dan pola terdekat. Jarak ini dirumuskan sebagai $1/\|\mathbf{w}\|$ ($\|\mathbf{w}\|$ adalah norm dari weight vector \mathbf{w}). Selanjutnya persamaan ini diformulasikan kedalam permasalahan Quadratic Programming (QP) dengan meminimalkan rumus 2.7 di bawah constraint rumus 2.8 sehingga didapatkan optimalisasi dengan Langrange Multipliers dengan persamaan rumus 2.9.

$$\|\mathbf{w}\|^2 \quad (2.7)$$

$$y_i(\mathbf{w} \cdot \mathbf{x}_i + b) - 1 \geq 0 \quad \forall i \quad (2.8)$$

$$L(\mathbf{w}, b, \alpha) = \frac{1}{2} \|\mathbf{w}\|^2 - \sum_{i=1}^N \alpha_i y_i (\mathbf{w} \cdot \mathbf{x}_i + b - 1) \quad (2.9)$$

α_i adalah Langrange Multiplier yang berkorespondensi dengan \mathbf{x}_i . Nilai α_i adalah nol atau positif. Untuk menyelesaikan masalah tersebut pertama yang dilakukan adalah meminimalkan L terhadap \mathbf{w} , dan memaksimalkan L terhadap α_i . Dengan dimodifikasi persamaan 2.9 di atas menjadi :

$$\sum_{i=1}^N \alpha_i - \frac{1}{2} \sum_{i,j=1}^N \alpha_i \alpha_j y_i y_j \mathbf{x}_i \cdot \mathbf{x}_j \quad (2.10)$$

Pada

$$\alpha_i \geq 0, \sum_{i=1}^N \alpha_i y_i = 0 \quad (2.11)$$

Solusi dari persamaan tersebut akan menghasilkan α_i dengan nilai nol. Data yang berkorespondensi dengan α_i yang tidak nol, merupakan support vector yaitu data yang memiliki jarak terdekat dengan hyperplane.

2.6.2 Relevance Vector Machine (RVM)

Relevance Vector Machine (RVM) merupakan teknik pembelajaran mesin (*machine learning*) menggunakan inferensi Bayesian untuk mendapatkan solusi parsimonius untuk regresi dan klasifikasi probabilistik [42]. RVM diperkenalkan pertama kali oleh Mike Tipping merupakan model probabilistik yang memiliki fungsi identik dengan Support Vector Machine (SVM).

RVM didasarkan pada hirarkis sebelumnya, dimana *Independent Gaussian* sebelumnya didefinisikan pada *weight parameter* pada tingkat pertama dan sebuah *Independent hyper Gamma* digunakan sebagai parameter varian pada tingkat kedua. Proses ini menghasilkan keseluruhan data sebelumnya pada *weight parameter* mengarah ke model *sparseness*. RVM menarik banyak minat peneliti kerana memiliki keuntungan dibandingkan dengan SVM diantaranya :

1. Mengurangi kepekaan terhadap pengaturan hyperparameter
2. Kemampuan untuk menghasilkan kernel non-mercer
3. Keluaran probabalistik dengan vector relevansi yang lebih sedikit untuk dataset dan
4. Tidak perlu menentukan parameter C

Layaknya SVM, RVM didesain pertama kali untuk klasifikasi kelas biner. Klasifikasi kelas biner menggunakan RVM pada dasarnya memiliki tujuan untuk memprediksi probabilitas posterior keanggotaan untuk salah satu kelas (0 dan 1) untuk input diberikan x . Pada kelas biner diasumsikan data training adalah $t = [t_1, t_2, \dots, t_N]^T$ dengan vector fiturnya $\{x_i\}_{i=1}^N$ dan model RVM didefinisikan :

$$y(x; w) = \sum_{i=1}^N w_i K(x, x_i) + w_0 \quad (2.12)$$

Dimana w_i adalah bobot, $K(x, x_i)$ adalah fungsi kernel. Sehingga untuk $t_n = y(x_n; w) + \varepsilon_n$ dengan asumsi noise ε_n merupakan distribusi Gaussian dengan rata-rata 0 dan varian adalah σ^2 dan t_n adalah distribusi independen maka $p(t_n|w) = N(t_n|y(x_n; w_n), \sigma^2)$. Fungsi kernel didefinisikan $\phi_i(x) = K(x, x_i)$. Sehingga persamaan likelihood menjadi:

$$p(t|w, \sigma^2) = (2\pi\sigma^2)^{-N/2} \exp\left\{-\frac{1}{2\sigma^2} \|t - \Phi_w\|^2\right\} \quad (2.13)$$

Dimana $t = (t_1, t_2, \dots, t_N)^T$ merupakan target vector $t_n \in \{0,1\}$, $w = (w_1, w_2, \dots, w_N)^T$ merupakan nilai parameter, dan Φ merupakan ‘desain’ matrix pada

$$\Phi = [\phi(x_1, x_2, \dots, x_N)]^T, \quad \phi(x_n) = [1, k(x_n, x_1), \dots, (x_n, x_N)]^T \quad (2.14)$$

Dengan banyaknya parameter pada proses latih, maka w dan σ^2 maksimum mengarah ke metode *likelihood* biasanya tidak zero (nol) pada w , mengarah ke masalah ‘over-fitting’. Asumsi bahwa sample memuaskan independen dan distribusi secara identik serta $p(t|w)$ mengadopsi distribusi Gaussian, function likelihood dan seluruh dapat dekspresikan sebagai

$$P(t|w) = \prod_{n=1}^N \sigma\{y(x_n; w)\}^{t_n} [1 - \sigma\{y(x_n; w)\}]^{1-t_n} \quad (2.15)$$

Untuk meningkatkan kemampuan generalisasi dari model saat melakukan ‘over-fitting’, RVM mendefinisikan probabilitas distribusi Gaussian sebelumnya pada masing-masing bobot untuk mendapatkan model yang baik

$$P(w|\alpha) = \prod_{n=0}^N N(w_i | 0, \alpha_i^{-1}) \quad (2.16)$$

Dengan $\alpha = (\alpha_1, \alpha_2, \dots, \alpha_N)^T$ merupakan hyper-parameter yang menentukan distribusi sebelumnya dari bobot nilai w .

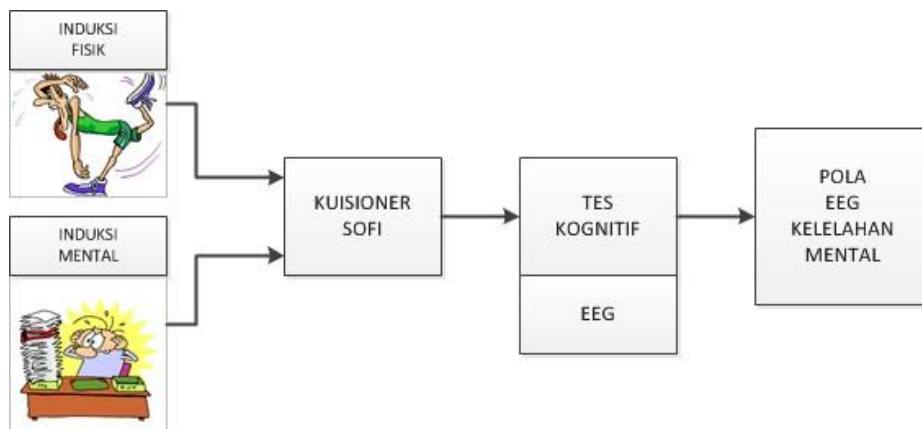
Parameter w_i diasumsikan kondisi probabilitas distribusi Gaussian, dengan rata-rata adalah nol dan varian adalah $1/\alpha_i$, sehingga solusi untuk w berubah menjadi pemecahan masalah α . Ketika α mendekati tak hingga maka, w mendekati nol.

Pada studi kasus klasifikasi, tahapan RVM dapat dideskripsikan sebagai berikut :

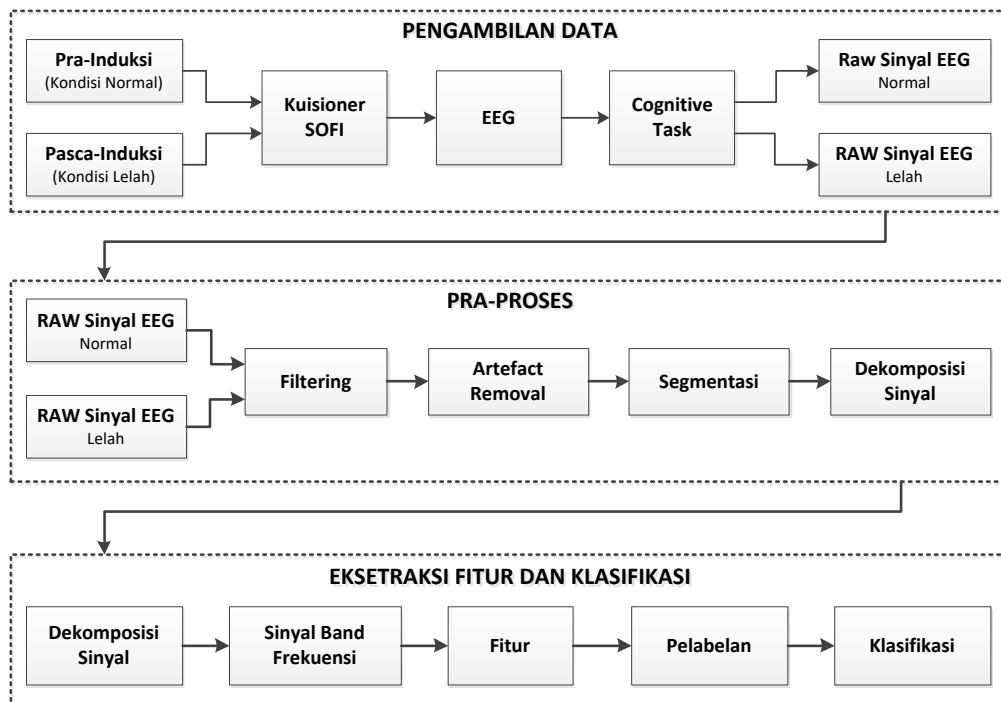
- a. *Menentukan kernel yang sesuai* : Menentukan vektor fitur pada dimensi tinggi.
- b. *Inisialisasi* : pada RVM, nilai dari α dan σ^2 dihasilkan dari iterasi, sehingga perlu diinisialisasi.
- c. *Evaluasi* : evaluasi iterasi bobot distribusi yang optimal
- d. *Prediksi* : Prediksi menggunakan data baru dan mendapatkan rata-rata tingkat kesalahan.

BAB 3 METODOLOGI PENELITIAN

Pada bab ini akan membahas mengenai metodologi penelitian yang digunakan. Secara umum gambaran serta alur penelitian yang dilakukan dalam menginvestigasi kelelahan mental pada manusia melalui *Electroencephalograph* (EEG) menggunakan tes kognitif ditunjukkan pada Gambar 3.1 dan Gambar 3.2 di bawah ini.



Gambar 3.1 Gambaran Umum Penelitian

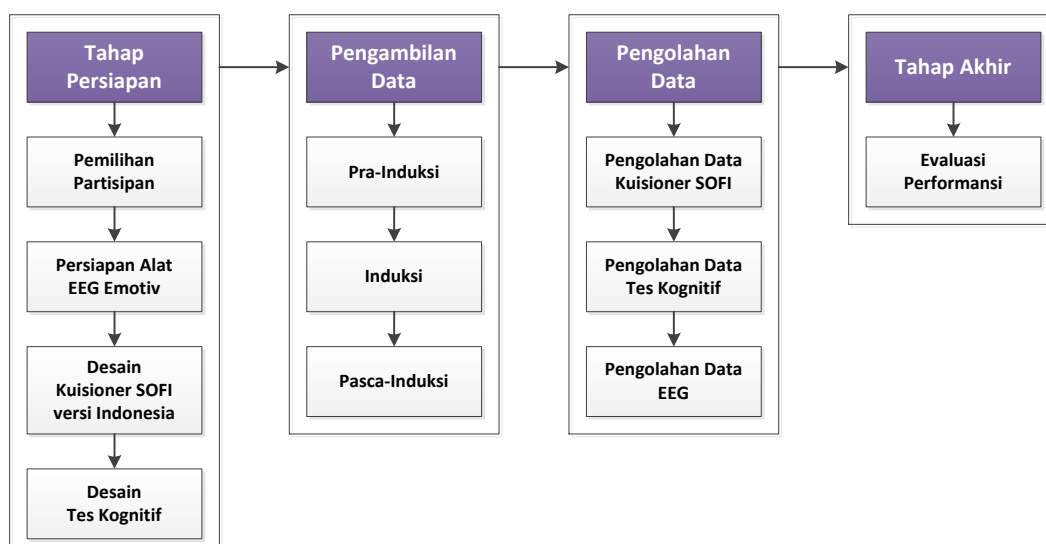


Gambar 3.2 Diagram Alir Penelitian

Berdasarkan Gambar 3.1 menunjukkan gambaran umum yang dilakukan pada penelitian ini. Adapun dua buah percobaan digunakan dalam penelitian ini yaitu percobaan pertama menggunakan induksi fisik (FI) dan percobaan kedua menggunakan induksi mental (MI). Kedua induksi tersebut kemudian dilakukan pengukuran menggunakan tiga buah metode pengukuran yaitu pengukuran secara subjektif menggunakan kuisioner SOFI, pengukuran kognitif menggunakan tes kognitif dan pengukuran fisiologis menggunakan sinyal gelombang otak (EEG) guna mengetahui pola kelelahan mental.

Sedangkan Gambar 3.2 merupakan diagram alir penelitian. Diagram tersebut secara khusus menggambarkan alur penelitian yang dilakukan dalam menginvestigasi kelelahan mental berdasarkan pola sinyal EEG. Terdapat 4 tahapan yang dilakukan yaitu pengambilan data, pra-proses, ekstraksi fitur dan klasifikasi. Pada tahap pengambilan data, baik pengambilan data kuisioner SOFI, data tes kognitif dan data sinyal EEG, di tiap percobaan, dilakukan 2 kali pengambilan data yaitu pada saat sebelum induksi (pra-induksi) dan setelah induksi (pasca-induksi) sehingga masing-masing percobaan menghasilkan data sinyal raw EEG. Pada tahap pra-proses, data raw sinyal EEG tersebut dilakukan filtering menggunakan bandpass filtering. Pada data raw sinyal EEG masih terdapat noise hingga kemudian dilakukan artifact removal menggunakan algoritma Independent Component Analysis (ICA) dan ADJUST. Data EEG yang telah bersih dari artefak kemudian dilakukan segmentasi berdasarkan kelompok segmentasi. Kemudian masing segmentasi dilakukan dekomposisi sinyal menggunakan Discrete Wavelet Transform (DWT) hingga mendapatkan sinyal band frekuensi yang akan digunakan pada proses ekstraksi fitur dan klasifikasi. Pada tahap ekstraksi fitur, sinyal band frekuensi yang telah diperoleh dilakukan ekstraksi fitur untuk mendapatkan fitur *power presentage*. Kemudian dilakukan pelabelan fitur sehingga tersusun dataset yang akan digunakan di tahap selanjutnya yaitu pada proses klasifikasi. Pada proses klasifikasi, digunakan dua buah algoritma pembelajaran mesin yaitu Relevance Vector Machine (RVM) dan Support Vector Machine (SVM).

Adapun tahapan penelitian yang menggambarkan prosedur yang digunakan dalam penelitian ini ditunjukkan pada Gambar 3.3 berikut ini



Gambar 3.3 Prosedur Tahapan Penelitian

Dari Gambar 3.3 di atas, terdapat 4 prosedur tahapan penelitian dalam penelitian ini yaitu tahap persiapan, tahap pengambilan data, tahap pengolahan data dan tahap akhir. Tahap persiapan meliputi pemilihan partisipan, persiapan alat EEG Emotiv, Desain kuisisioner SOFI versi Indonesia, dan Desain tes kognitif. Pada tahap pengambilan data terdiri atas proses pra-induksi, proses induksi dan proses pasca-induksi. Tahap pengolahan data terdiri atas pengolahan data kuisisioner SOFI, pengolahan data tes kognitif dan pengolahan data EEG, sedangkan tahap akhir meliputi evaluasi performansi dari proses klasifikasi.

3.1 Tahap Persiapan

Tahap persiapan merupakan tahap awal sebelum melaksanakan penelitian inti. Persiapan yang matang sangat menentukan keberhasilan sebuah penelitian. Adapun tahapan persiapan meliputi :

3.1.1 Pemilihan Partisipan

Terdaftar 20 partisipan yang berpartisipasi dalam penelitian ini (17 laki-laki dan 3 perempuan, $M = 26.4$; $SD = 3.8$). Dari hasil pengisian kuisisioner pada saat pendaftaran, seluruh partisipan dalam kondisi sehat, tidak bertangan kidal, memiliki penglihatan normal atau disesuaikan menggunakan kacamata, tidak buta warna, dan tidak pernah mengalami cedera kepala ringan maupun berat serta tidak memiliki riwayat masalah psikologi, kelainan syaraf atau masalah mental lainnya. Berdasarkan hasil wawancara, seluruh partisipan tidak memiliki gangguan tidur

dan tidak dalam pengaruh obat-obatan yang berdampak pada kesadaran partisipan. Sebelum pengambilan data, partisipan diminta untuk tidak merokok, menghindari makanan atau minuman yang mengandung kafein serta mendapatkan tidur yang cukup dengan rata-rata 7 jam istirahat.

3.1.2 Spesifikasi Alat EEG

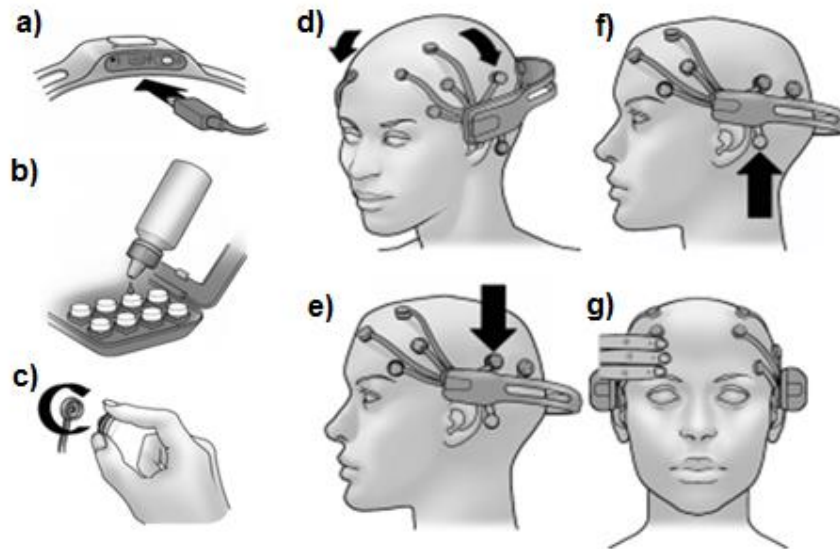
Pada penelitian ini, alat yang digunakan untuk perekaman sinyal EEG menggunakan alat nirkabel Emotiv Epoc+ dengan 14 kanal. Adapun peletakan kanal tersebut mengikuti standar peletakan elektrode 10-20 Internasional. Tabel 3.1 menunjukkan daftar spesifikasi dari alat Emotiv Epoc+ yang digunakan pada penelitian ini.

Tabel 3.1 Spesifikasi alat EEG Emotiv Epoc+

Informasi	EEG Headset
Jumlah Kanal	14 (termasuk referensi CMS/DRL pada lokasi P3/P4)
Detail Lokasi Kanal (sesuai 10-20)	AF3, F7, F3, FC5, T7, P7, O1, O2, P8, T8, FC6, F4, F8, AF4
Metode sampling	Sekuensial sampling, single ADC
Frekuensi Sampling	128 Hz atau 256 Hz
Bandwidth	0.16 - 43 Hz, filter notch digital pada 50 Hz dan 60 Hz
Filtering	Digital 5 th order sinc filter
Jarak Input	8400 μ V (pp)
Konektifitas	Bluetooth dengan USB receiver 2.4 Hz
Baterai	Lipoly (penggunaan sampai 12 jam)
Platform OS	Windows, Mac, IOS, Android
Lisensi Program	Berlisensi komersial

*) sumber : www.emotiv.com/product/emotiv-epoc-14channel-mobile-eeeg

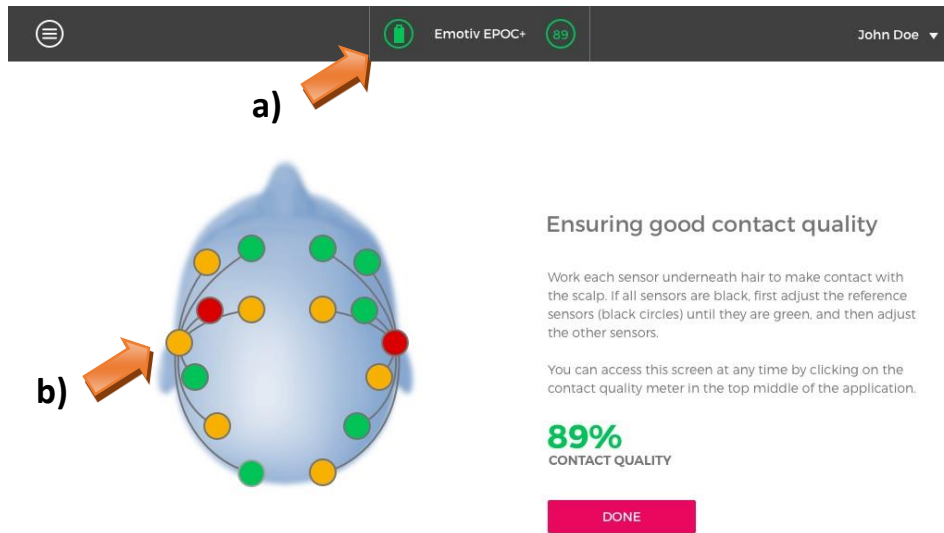
Pada penelitian ini seluruh kanal EEG Emotiv Epoch (14 kanal) digunakan serta frekuensi sampling yang digunakan adalah 256 Hz. Adapun langkah-langkah dalam menggunakan Emotiv Epoc+ adalah sebagai berikut:



Gambar 3.4 Langkah-langkah persiapan dan pemasangan emotiv epoc+

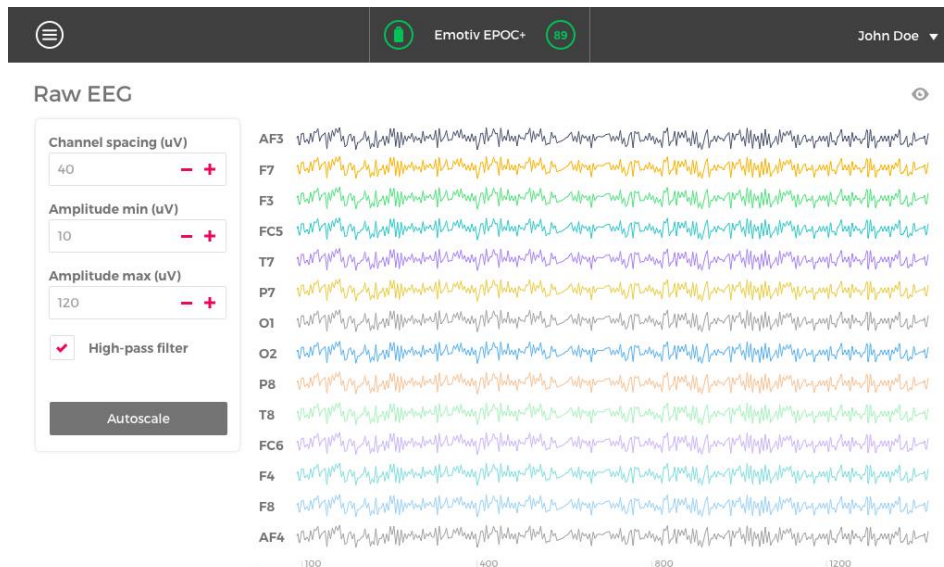
1. Memastikan aplikasi EmotivPro sudah terinstal dan lisensi telah didapatkan dari situs resmi emotiv.
2. Memastikan baterai pada alat telah terisi penuh atau kurang lebih diisi selama 4 jam (Gambar 3.4a).
3. Membasahi sensor elektrode dengan menggunakan menggunakan cairan pada wadah yang sudah disediakan (Gambar 3.4b). Kemudian memasang sensor tersebut ke masing-masing panel elektrode yang terdapat pada alat emotiv (Gambar 3.4c).
4. Memasang *headset emotiv* ke kepala dengan cara menggunakan kedua tangan dan meluncurkan headset dari atas kebawah (seperti memasang helm). Karena alat emotiv berbahan plastik dan rentan maka tidak dianjurkan untuk meregangkan alat tersebut ketika memasang(Gambar 3.4d-e).
5. Memastikan posisi kanal referensi berada di belakang telinga (Gambar 3.4f) serta posisi kanal bagian depan berada tiga jari di atas alis (Gambar 3.4g).
6. Memasang USB penerima serta memastikan koneksi antara *headset emotiv* dan laptop telah tersambung.
7. Mengecek indikator pada baterai pada *headset emotiv* sebelum digunakan. Jika indikator baterai berwarna hijau maka alat siap digunakan. Jika berwarna kuning atau merah maka sebaiknya dilakukan pengisian terlebih dahulu (Gambar 3.5a).

8. Mengecek indikator elektrode pada *headset emotiv*. Jika indikator elektrode berwarna hijau maka posisi elektrode yang dipasang sudah tepat dengan sinyal yang kuat. Jika berwarna kuning atau merah maka sebaiknya dilakukan penyesuaian dengan cara menggeser elektrode hingga ke posisi yang tepat (Gambar 3.5b).



Gambar 3.5 Pengecekan Indikator Baterai dan Elektrode

9. Mengecek data stream dengan cara kalibrasi jika perintah pada hardware sesuai dengan sinyal yang ditampilkan maka perekaman sinyal EEG siap dilakukan (Gambar 3.6).



Gambar 3.6 Pengecekan Indikator Baterai dan Elektrode

3.1.3 Desain Swedish Occupational Fatigue Inventory (SOFI) Versi Indonesia

Swedish Occupational Fatigue Inventory (SOFI) merupakan instrument multidimensional untuk pengukuran tingkat kelelahan seseorang yang dikembangkan oleh Ahsberg *et al* [29]. Kuisisioner SOFI digunakan karena dinilai mampu menggambarkan kondisi subjektif seseorang baik secara fisik maupun mental. Pada kuisisioner SOFI terdiri dari 20 elemen yang dikelompokkan menjadi 5 dimensi kelelahan yaitu : *Physical Exertion(PE)*, *Physical Discomfort(PD)*, *Lack of Energy(LE)*, *Lack of Motivation(LM)* dan *Sleepiness(SL)*. Kuisisioner SOFI terdiri dari 7 skala yang digunakan mulai dari 0-6 dimana 0 merepresentasikan “tidak merasa sama sekali” dan 6 “merasa sangat sekali” [30][31][32]. Agar partisipan tidak mengalami kesulitan dalam pengisian kuisisioner maka dari 7 skala SOFI, kami membagi menjadi 4 skala kelelahan yaitu skala 0 (tidak lelah), 1-2 (sedikit lelah), 3-4 (lelah), 5-6 (sangat lelah). Adapun skema kuisisioner SOFI dapat dilihat pada Gambar 3.7 di bawah ini.

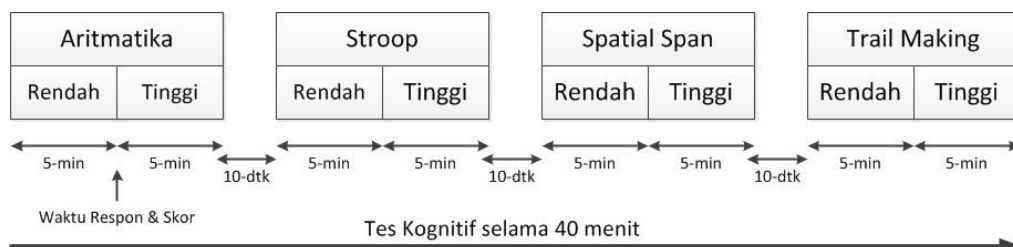


Gambar 3.7 Skema kuisisioner SOFI

3.1.4 Desain Tes Kognitif

Cognitive Test atau tes kognitif merupakan instrumen penilaian dalam mengukur kemampuan kognitif seseorang saat melakukan tugas yang berhubungan dengan proses kognitif seperti kemampuan menyelesaikan masalah, bahasa, ingatan, visual dan fungsi eksekutif. Pada penelitian ini, terdapat 4 macam tes kognitif yang digunakan meliputi Tes *Aritmatik*, Tes *Stroop*, Tes *Spatial Span*, dan Tes *Trail Making* dengan 2 level (tingkatan) yang berbeda yaitu level rendah dan tinggi. Tingkatan yang dimaksud dapat berupa penambahan soal, warna maupun perubahan urutan menjawab. Seluruh tes kognitif direpresentasikan dalam bentuk game digital dan kerjakan menggunakan perangkat komputer yang

dapat diakses melalui alamat <http://netizmo.com>. Perangkat masukan yang digunakan pada saat melakukan tes kognitif adalah keyboard dan mouse. Adapun skema tes kognitif dapat dilihat pada Gambar 3.8 di bawah ini.



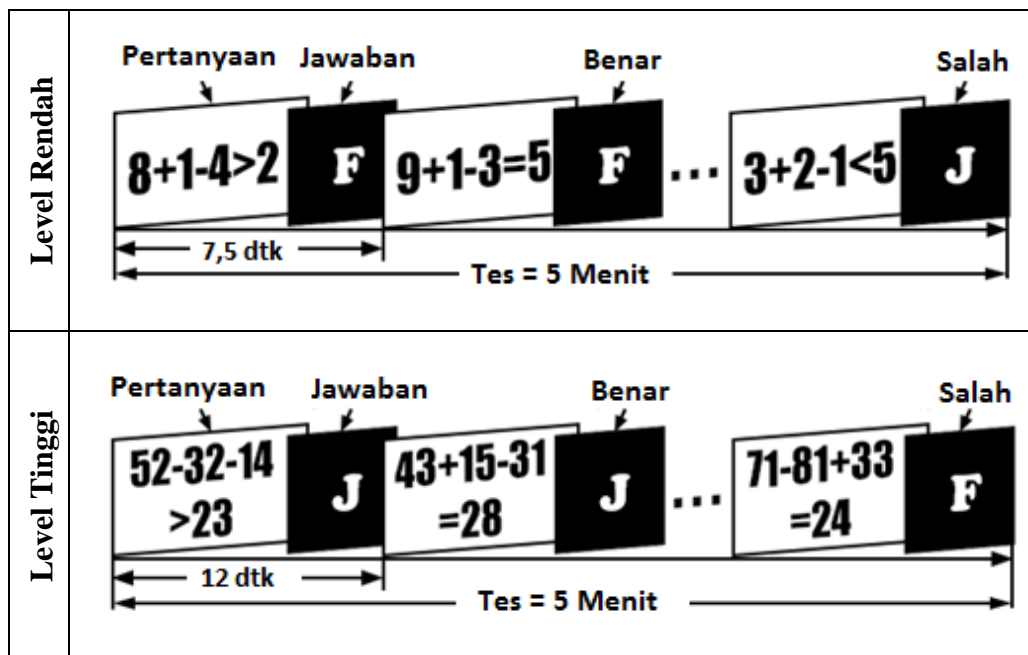
Gambar 3.8 skema Tes Kognitif

Pada saat proses pengerjaan tes kognitif, waktu respon dan skor dicatat serta jawaban yang diinputkan oleh partisipan merupakan jawaban benar atau salah. Khusus pada tahap induksi mental yang menggunakan tes kognitif, urutan pengerjaan pada saat induksi diubah atau diacak. Hal ini bertujuan agar partisipan tidak mengalami kecenderungan untuk menghafal tes yang dapat mempengaruhi hasil. Selain itu terdapat juga aturan yang dibuat pada penelitian ini khususnya dalam menjawab setiap soal yang menggunakan perangkat masukan keyboard. Aturan tersebut yaitu setiap partisipan diminta untuk memposisikan jari telunjuk sebelah kiri pada tombol “F” dan jari telunjuk sebelah kanan pada tombol “J”. Tombol “F” digunakan untuk menjawab soal yang bernilai benar sedangkan tombol “J” digunakan untuk menjawab soal yang bernilai salah. Hal ini bertujuan agar partisipan dapat menghindari kebiasaan dalam memberikan persepsi bahwa kanan berarti jawaban benar dan kiri berarti jawaban salah dengan harapan partisipan lebih berkonsentrasi dalam menjawab setiap soal. Gambar 3.9 menunjukkan posisi telunjuk pada perangkat masukan keyboard.



Gambar 3.9 Posisi telunjuk dalam menjawab soal

3.1.4.1 Tes Aritmatika

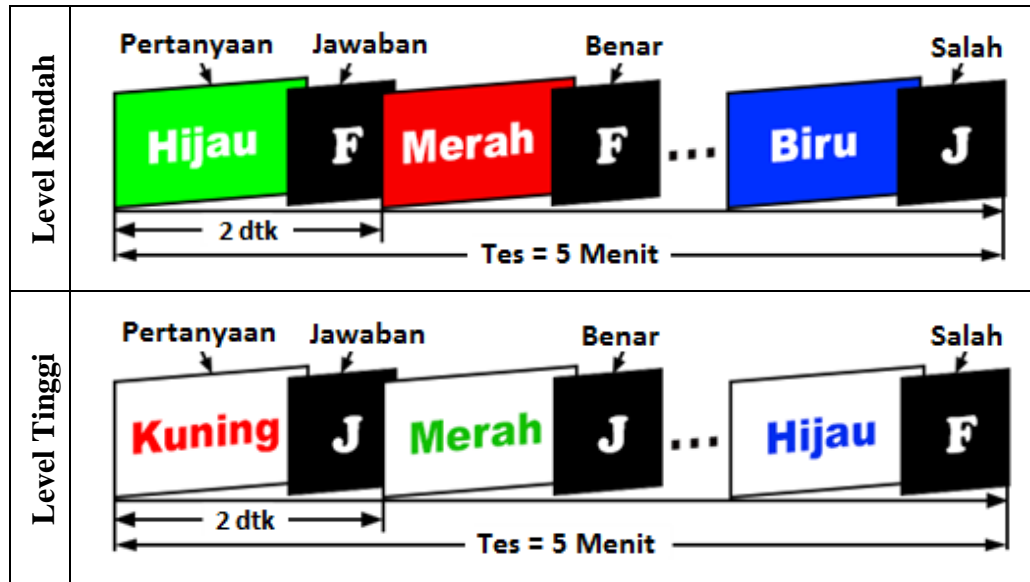


Gambar 3.10 Desain Tes Aritmatika

Desain tes aritmatika ditunjukkan pada Gambar 3.10 di atas. Tes Aritmatika merupakan tes logika dan penyelesaian masalah. Seluruh partisipan diberikan tugas untuk menyelesaikan penghitungan soal matematika sederhana. Pada level rendah, soal meliputi satu digit angka sebanyak tiga buah yang dibuat secara acak serta satu buah operator matematis (contoh : $8 + 3 - 5 > 1$), yang ditampilkan tepat pada tengah layar komputer. Hanya penjumlahan dan pengurangan dan tiga jenis operator yang digunakan (" $<$ ", " $=$ ", and " $>$ ") untuk penentuan hasil. Latar belakang berwarna hitam sedangkan digit angka berwarna putih. Latar belakang dibuat kotras dengan digit angka agar mudah dibaca oleh partisipan. Digit angka yang muncul Sedangkan pada level tinggi, soal dan jawaban menggunakan dua digit angka dan tidak ada penambahan jenis operator matematis. Setiap soal akan berganti ditampilkan saat partisipan menjawab menggunakan perintah keyboard yang telah dijelaskan sebelumnya atau selama durasi maksimal untuk menjawab telah habis. Untuk level rendah, durasi maksimal yang ditampilkan pada setiap soal adalah 7,5 detik. Sedangkan untuk level tinggi durasi maksimal yang ditampilkan untuk setiap soal adalah 12 detik. Tiap partisipan diminta untuk menjawab soal yang diberikan, secepat dan setepat

mungkin. Total waktu yang diberikan kepada partisipan dalam menjawab soal pada masing-masing level adalah 5 menit.

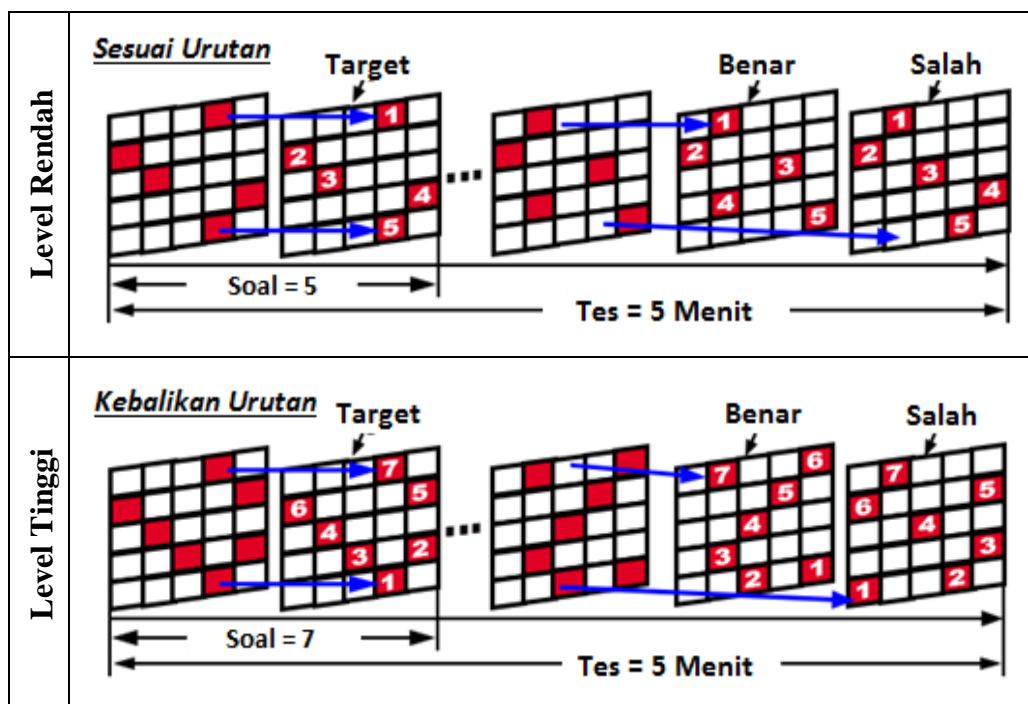
3.1.4.2 Tes Stroop



Gambar 3.11 Desain Tes Stroop

Desain tes stroop ditunjukkan pada Gambar 3.11 di atas. Tes Stroop merupakan tes konsentrasi dan visual spasial. Tes ini menggunakan kata warna dan warna itu sendiri yang ditampilkan pada layar komputer. Kata warna yang digunakan dalam tes ini menggunakan versi bahasa Indonesia. Terdapat 4 nama warna yang digunakan yaitu "merah", "hijau", "biru", "kuning" beserta warna itu sendiri. Pada level rendah, warna pada layar dan kata warna di acak dan ditayangkan. Jika warna layar kongruen dengan kata warna yang ditampilkan maka jawaban bernilai benar dan sebaliknya. Sedangkan pada level tinggi, latar belakang berwarna gelap sedangkan kata warna dan warna yang digunakan diacak and ditayangkan dalam satu kata yang berwarna. Jika warna pada kata tersebut kongruen dengan warnanya maka jawaban bernilai benar dan sebaliknya. Setiap soal akan berganti ditampilkan saat partisipan menjawab menggunakan perintah keyboard yang telah dijelaskan sebelumnya atau selama durasi maksimal untuk menjawab telah habis. Kedua level tersebut memiliki durasi maksimal untuk menjawab yaitu selama 2 detik. Total waktu yang diberikan kepada partisipan dalam menjawab soal pada masing-masing level adalah 5 menit.

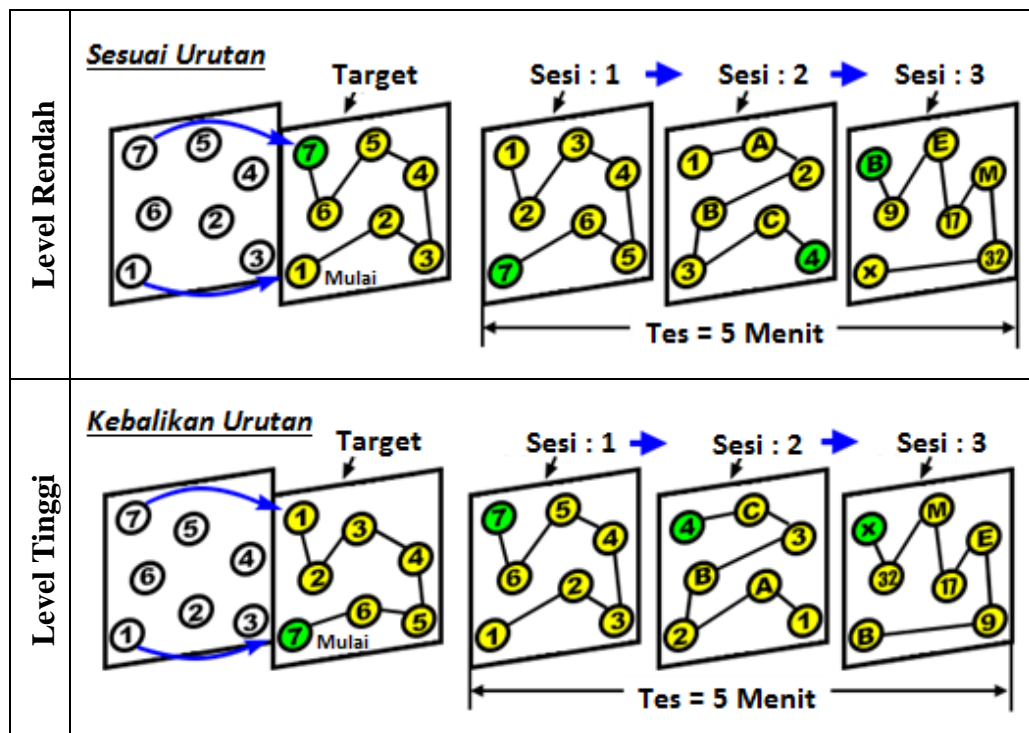
3.1.4.3 Tes Spatial Span



Gambar 3.12 Desain Tes Spatial Span

Desain tes spatial span ditunjukkan pada Gambar 3.12 di atas. Tes Spatial Span merupakan tes ingatan. Tes ini terdiri dari 1(satu) kotak besar yang terbagi menjadi 25 kotak yang lebih kecil. Kotak berwarna merah akan muncul dan hilang setiap 1 detik secara acak dari 25 posisi kotak tersebut tergantung dari jumlah soal yang ditampilkan. Setelah seluruh kotak berwarna merah telah tampil maka partisipan diminta menjawab dengan cara mengklik kotak sesuai dengan urutan kemunculan. Jika partisipan menjawab sesuai urutan kemunculan maka jawaban bernilai benar dan soal akan bertambah satu poin. Sedangkan jika partisipan salah menjawab urutan kemunculan atau mengklik kotak selain soal yang ditentukan maka jawaban bernilai salah dan soal akan berkurang satu. Untuk level rendah partisipan diminta menjawab sesuai dengan urutan kemunculan. Sedangkan pada level tinggi partisipan diminta menjawab kebalikan dari urutan kemunculan.

3.1.4.4 Tes Trail Making

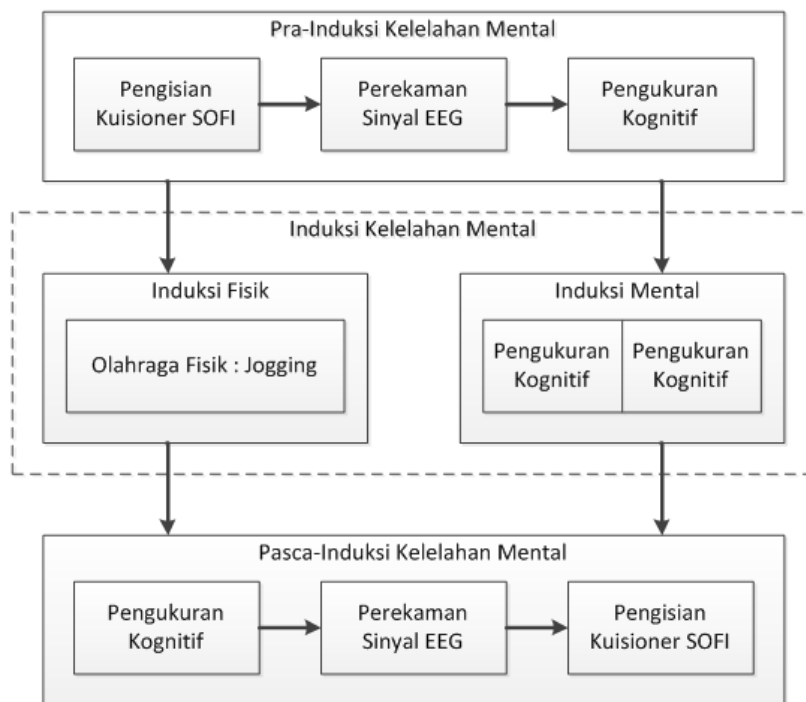


Gambar 3.13 Desain Tes Trail Making

Desain tes trail making ditunjukkan pada Gambar 3.13 di atas. Tes Trail Making merupakan tes konsentrasi dan fokus. Tes ini terdiri dari 20 simpul berupa angka dan huruf yang tersebar secara acak pada layar monitor. Pada level rendah, partisipan diminta untuk menghubungkan antar simpul mulai dari yang memiliki nilai terkecil ke terbesar. Kebalikan dari level rendah, pada level tinggi partisipan diminta untuk menghubungkan antar simpul mulai dari yang memiliki nilai terbesar ke terkecil. Terdapat 3 sesi pada tiap level dengan soal yang berbeda untuk diselesaikan. Sesi (1) simpul yang ditampilkan sebanyak 20 angka mulai dari 1 sampai dengan 20. Sesi (2) simpul yang ditampilkan sebanyak 10 angka dari 1 sampai 10 dan 10 huruf mulai dari huruf A sampai J, dan partisipan diminta menghubungkan angka dan huruf secara bergantian. Sesi (3) hampir sama dengan sesi (2) namun angka dan huruf tersebut ditampilkan secara acak yaitu 10 angka mulai dari 1 sampai 99 dan dan 10 huruf mulai dari huruf A sampai Z, dan partisipan diminta menghubungkan angka dan huruf secara bergantian.

3.2 Proses Pengambilan Data

Proses pengambilan data pada kedua percobaan (induksi fisik dan induksi mental) dilakukan pada waktu yang berbeda. Aktivitas seluruh peserta dikontrol di dalam ruangan laboratorium dengan suhu ruangan normal dan pencahayaan terang hingga proses pengambilan data selesai. Proses pengambilan data kelelahan mental terdiri dari tiga tahap yaitu tahap pra-induksi, tahap induksi dan tahap pasca-induksi. Pada tahap pra-induksi, seluruh partisipan diasumsikan dalam kondisi normal (*normal-state*). Pada tahap pra-induksi seluruh partisipan diminta melakukan 3 macam pengukuran yaitu pengisian kuisisioner SOFI, perekaman sinyal EEG dan pengukuran tes kognitif. Tujuan dari tahap ini untuk mengetahui karakteristik kondisi normal partisipan berdasarkan pengukuran yang dilakukan sebelum proses induksi kelelahan mental. Pada tahap induksi, seluruh partisipan diminta melakukan kegiatan induksi, masing-masing induksi fisik dan induksi mental. Pada induksi fisik seluruh partisipan diminta melakukan kegiatan fisik yaitu jogging. Selama proses induksi fisik, seluruh peserta berada diluar ruangan dengan tetap dalam pengawasan. Sedangkan pada induksi mental, seluruh partisipan tetap berada dalam ruangan dan diminta melakukan kegiatan tes kognitif sebanyak 2 kali guna menambah beban kerja mental. Kedua proses ini bertujuan agar dapat memunculkan kelelahan mental akibat proses induksi sehingga dapat mendukung proses selanjutnya. Pada tahap pasca-induksi, seluruh partisipan diasumsikan dalam kondisi lelah setelah melakukan proses induksi. Pada tahap pasca-induksi seluruh partisipan kembali diminta melakukan 3 macam pengukuran yaitu pengukuran tes kognitif, perekaman sinyal EEG dan terakhir pengisian kuisisioner SOFI. Tujuan dari proses ini untuk mengukur kondisi partisipan setelah dilakukan proses induksi. Selain itu, proses ini bertujuan untuk mengetahui karakteristik kondisi lelah secara mental dengan cara membandingkan antara pra-induksi dengan pasca-induksi. Proses pengambilan data dapat dilihat pada Gambar 3.14. di bawah ini.

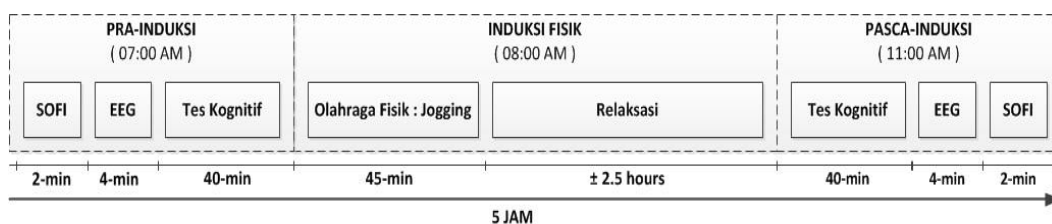


Gambar 3.14 Proses Pengambilan Data

3.2.1 Desain dan Prosedur Pengambilan Data

Dari proses pengambilan data yang telah dijelaskan sebelumnya, maka penulis merumuskan desain dan prosedur untuk pengambilan data pada 2(dua) model induksi sebagai berikut:

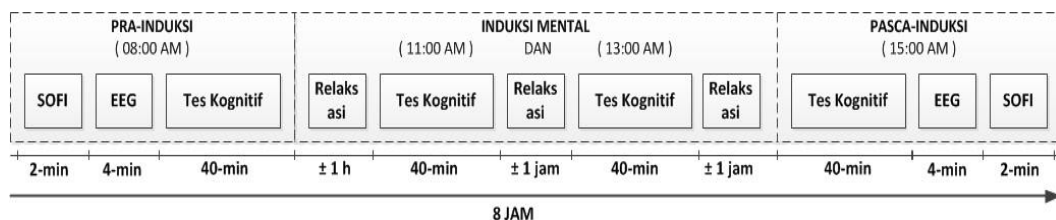
Pengambilan data kelelahan mental menggunakan induksi fisik terdapat 3(tiga) tahap pengukuran yaitu pra-induksi, tahap induksi dan tahap pasca-induksi. Prosedur pengambilan data menggunakan induksi fisik dilaksanakan selama 5 jam. Tahap pra-induksi dimulai dari jam 07.00 WIB. Tahap induksi dimulai jam 08.00 WIB. Tahap pasca-induksi dimulai jam 11.00 WIB. Desain dan prosedur induksi fisik dapat dilihat pada Gambar 3.15 di bawah ini :



Gambar 3.15 Desain dan Prosedur Induksi Fisik

Selain induksi fisik pada penelitian ini juga menggunakan induksi mental. Pengambilan data kelelahan mental menggunakan induksi mental juga

memiliki 3(tiga) tahap pengukuran yaitu pra-induksi, tahap induksi dan tahap pasca-induksi. Prosedur pengambilan data menggunakan induksi mental dilaksanakan selama 8 jam. Tahap pra-induksi dimulai dari jam 08.00 WIB. Tahap induksi dimulai jam 11.00 WIB dan jam 13.00 WIB. Tahap pasca-induksi dimulai jam 15.00 WIB. Desain dan prosedur induksi mental dapat dilihat pada gambar 3.16 di bawah ini :



Gambar 3.16 Desain dan Prosedur Induksi Mental

3.2.2 Pra-Induksi Kelelahan Mental

Tahap pra-induksi kelelahan mental diawali dengan pengisian kuisisioner secara subjektif guna mengetahui kondisi partisipan sebelum melaksanakan percobaan. Kuisisioner SOFI dipilih karena memiliki domain pengukuran kelelahan secara fisik dan mental. Kuisisioner SOFI ditampilkan secara digital dan diisi menggunakan perangkat komputer yang dapat diakses melalui alamat <http://netizmo.com> dan dapat ditampilkan pada halaman lampiran. Hasil pengukuran kuisisioner SOFI dapat dijadikan sebagai kondisi awal partisipan. Selanjutnya perekaman EEG dilakukan selama 4 menit. Pada saat perekaman, partisipan diminta untuk dalam keadaan rileks, mata tertutup dan meminimalkan gerakan. Hal ini mengurangi gangguan sinyal (*noise*) pada EEG yang disebabkan karena gerakan tubuh atau gerakan mata. Tahap selanjutnya adalah pengukuran kognitif menggunakan uji kognitif. Pada pengukuran kognitif, partisipan diminta mengerjakan 4(empat) macam tes kognitif yang berbeda dengan 2(dua) tingkat kesulitan. Proses pengerjaan dilakukan selama 40 menit dengan durasi tiap level pada masing-masing tes kognitif selama 5 menit. Waktu respon serta skor dicatat selama proses pengerjaan tes kognitif. Setelah tahap pra-proses prosedur selanjutnya adalah tahap induksi.

3.2.3 Proses Induksi Kelelahan Mental

3.2.3.1 Induksi Fisik (FI)

Pada tahap ini, partisipan diberikan kegiatan yang bertujuan untuk memicu gejala kelelahan mental. Pada induksi fisik, seluruh partisipan diberikan instruksi untuk melakukan kegiatan yang berhubungan dengan aktivitas fisik seperti jogging atau lari kecil selama 45 menit. Selama induksi tersebut partisipan dikontrol dalam satu tempat dan tidak diperkenankan untuk meninggalkan area selama proses induksi fisik berlangsung. Partisipan juga diminta untuk bersungguh-sungguh dalam menjalankan kegiatan tersebut. Setelah dilakukan proses induksi, seluruh partisipan diberikan waktu untuk relaksasi selama ± 2.5 jam. Waktu tersebut dapat digunakan oleh para partisipan untuk membersihkan badan (mandi) dan menyantap sarapan yang telah disediakan. Selama proses relaksasi partisipan tidak diperkenankan melakukan aktifitas yang membebani kerja otak seperti mengerjakan tugas kampus atau pekerjaan kantor maupun tugas lainnya. Partisipan juga tidak diperkenankan untuk beristirahat sejenak atau tidur hingga proses eksperimen selesai.

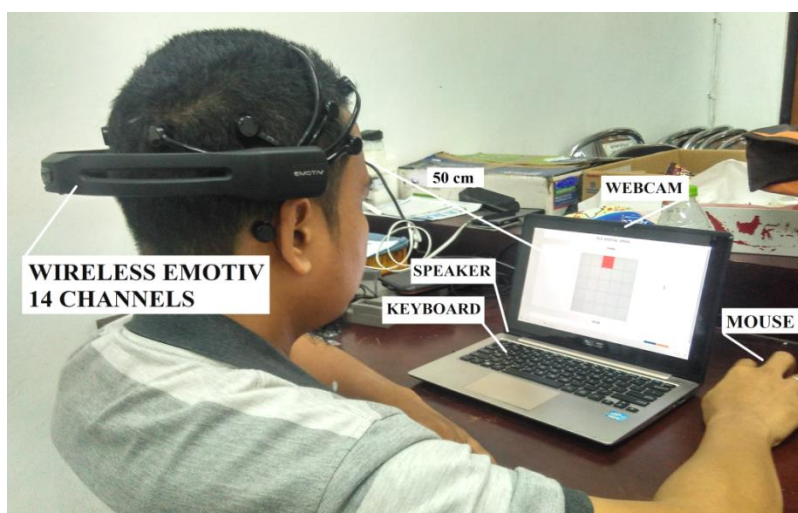
3.2.3.2 Induksi Mental (MI)

Prosedur induksi mental tidak jauh beda dengan induksi fisik. Partisipan juga diberikan instruksi untuk melakukan kegiatan yang berhubungan dengan aktifitas mental guna memicu kelelahan mental. Pada induksi mental, partisipan diminta mengerjakan 4(empat) macam tugas kognitif yang berbeda dengan 2(dua) tingkat kesulitan. Proses induksi dilakukan sebanyak 2 sesi dengan lama waktu pengerjaan selama 40 menit dan relaksasi antar sesi selama ± 1 jam. Urutan pengerjaan tugas kognitif diacak sehingga tidak akan sama dengan pengerjaan tugas kognitif pada sesi Pra-Induksi. Hal ini dimaksudkan agar partisipan tidak menghafalkan sehingga dapat menyebabkan bias. Partisipan juga diminta untuk bersungguh-sungguh dalam menjalankan kegiatan tersebut. Selama proses induksi, partisipan tidak diperkenankan untuk beristirahat sejenak atau tidur hingga proses eksperimen selesai

3.2.4 Pasca-Induksi Kelelahan Mental

Tahap pasca-induksi kelelahan mental merupakan prosedur terakhir pada pengambilan data. Prosedur pengambilan data sama dengan prosedur pra-proses

dengan urutan terbalik. Tahap pertama, partisipan kembali melakukan pengukuran kognitif selama 40 menit. Selanjutnya perekaman EEG dilakukan selama 4 menit dengan mata tertutup. Yang terakhir pengisian kuisisioner SOFI. Untuk menjaga menjaga agar data sinyal EEG akibat proses induksi tetap mengandung informasi kelelahan mental maka perekaman EEG langsung dilakukan setelah tes kognitif selesai. Kondisi partisipan saat perekaman EEG, baik saat pra-induksi maupun saat pasca-induksi dapat dilihat pada Gambar 3.17.



Gambar 3.17 Kondisi partisipan saat perekaman EEG

3.3 Proses Pengolahan Data

3.3.1 Proses Pengolahan Data Kuisisioner SOFI

SOFI telah banyak dilakukan oleh beberapa peneliti untuk mengukur tingkat kelelahan seseorang. SOFI menawarkan pengukuran dalam beberapa dimensi kelelahan seseorang. SOFI terdiri dari 20 pertanyaan yang terbagi menjadi 5 kelompok dimensi dengan menggunakan skala yang telah modifikasi menjadi antara 0 hingga 6. Dari total 20 elemen kuisisioner SOFI masing-masing dilakukan penilaian menggunakan penghitungan skala *likert* untuk mencari nilai rata-rata dan nilai tertinggi kondisi kelelahan dari 5 dimensi yang terdapat pada SOFI. Cara penghitungan sebagai berikut :

Proses pertama yang dilakukan adalah menghitung total skor menjawab partisipan tiap elemen berdasarkan nilai dari masing-masing skala. Untuk skala 0 memiliki bobot nilai 1, skala 1 memiliki bobot nilai 2 dan seterusnya. Rumus penghitungan skor dapat dilihat pada persamaan 3.1. Pada tabel 3.2 menampilkan

contoh penghitungan skor menjawab seluruh partisipan tiap elemen hingga mendapatkan total skor. Proses tersebut dilakukan pada 2 kondisi baik pra-induksi maupun pasca-induksi. Total skor yang diperoleh kemudian dicari selisih kenaikan menggunakan persamaan rumus 3.2. Sedangkan rata-rata kenaikan tiap elemen dan skor rata-rata tiap elemen dihitung menggunakan persamaan rumus 3.3 dan 3.4.

$$Rumus = T \times P_n \quad (3.1)$$

Dimana:

T = Total Responden yang memilih

Pn = Pilihan Angka Likert

Tabel 3.2 Contoh penghitungan skor menjawab partisipan

Responden	Jumlah responden	Nilai	Jumlah Nilai
Partisipan yang menjawab Sangat Lelah (6)	= 0 Org	x 7	= 0
Partisipan yang menjawab Sangat Lelah (5)	= 2 Org	x 6	= 12
Partisipan yang menjawab Lelah (4)	= 0 Org	x 5	= 0
Partisipan yang menjawab Lelah (3)	= 1 Org	x 4	= 4
Partisipan yang menjawab Sedikit Lelah (2)	= 2 Org	x 3	= 6
Partisipan yang menjawab Sedikit Lelah (1)	= 0 Org	x 2	= 0
Partisipan yang tidak merasa Lelah (0)	= 5 Org	x 1	= 5
Total Skor (TS)			= 27

$$Kenaikan (K) = TS_{Pasca-Induksi} - TS_{Pra-Induksi} \quad (3.2)$$

Dimana:

TS = Total Skor

$$\bar{K} = \frac{\sum K}{N} \quad (3.3)$$

Dimana:

\bar{K} = Rata-rata kenaikan tiap elemen

$\sum K$ = Jumlah kenaikan tiap kondisi

N = Total kondisi tiap elemen

$$\bar{T} = \frac{\sum_{i=1}^N TS_i}{N} \quad (3.4)$$

Dimana:

\bar{T} = Nilai rata-rata tiap elemen SOFI

$\sum TS$ = Jumlah TS tiap elemen

N = Total kondisi tiap elemen

3.3.2 Proses Pengolahan Data Tes Kognitif

Pada subbab sebelumnya telah dijelaskan, desain dan mekanisme pengambilan data tes kognitif menggunakan terdapat 4 macam tes kognitif yang dengan 2 tingkatan yang berbeda. Waktu respon dan skor jawaban diukur pada seluruh stimulus atau lebih dikenal dengan istilah *Response Time* (RT) and *Corrected Score* (CS). Seluruh jenis dan tingkatan tes kognitif, masing-masing dilakukan penilaian untuk mencari nilai rata-rata RT dan nilai rata-rata CS dari 2(dua) jenis induksi yang dilakukan.

Proses pertama yang dilakukan adalah mencari nilai rata-rata RT pada tiap partisipan menggunakan persamaan rumus 3.5. Kemudian hasil rata-rata RT tersebut dilakukan penilaian untuk mencari rata-rata tiap tes kognitif menggunakan persamaan rumus 3.6. Proses tersebut dilakukan pada 2 kondisi baik pra-induksi maupun pasca-induksi. Selisih dari 2 kondisi tersebut digunakan untuk mendapatkan nilai kenaikan tiap tes kognitif menggunakan persamaan rumus 3.7. Sedangkan Prosedur penilaian untuk CS sama dengan prosedur pada saat penilaian RT.

$$\bar{W} = \frac{\sum W}{N} \quad (3.5)$$

Dimana:

- \bar{W} = Rata-rata RT tiap Partisipan
- $\sum W$ = Jumlah RT tiap Partisipan
- N = Total jawaban tiap Partisipan

$$\bar{S} = \frac{\sum_{i=1}^N W_i}{N} \quad (3.6)$$

Dimana:

- \bar{S} = Rata-rata RT tes kognitif
- $\sum W$ = Jumlah RT tes kognitif pada seluruh partisipan
- N = Total partisipan

$$Kenaikan (WS) = \bar{S}_{Pasca-Induksi} - \bar{S}_{Pra-Induksi} \quad (3.7)$$

3.3.3 Proses Pengolahan Data Sinyal EEG

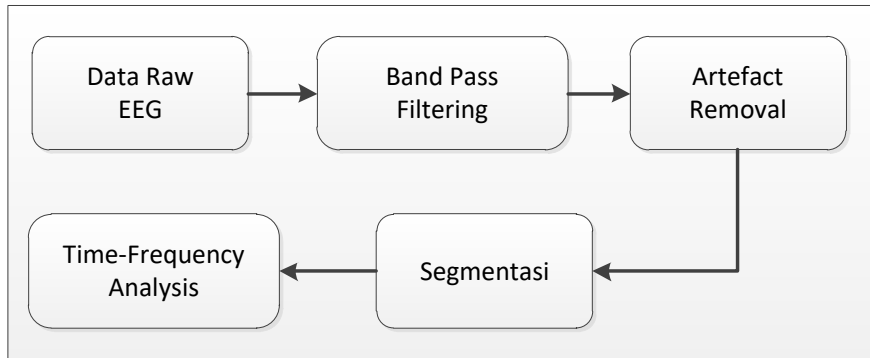
Data raw sinyal EEG yang diperoleh dari hasil perekaman menggunakan alat emotiv epoch 14 kanal kemudian dilakukan proses pengolahan sinyal yang terdiri dari 3(tiga) tahapan yaitu Pra-proses, Ekstraksi fitur, dan Klasifikasi. Dapat dilihat pada Gambar 3.18



Gambar 3.18 Tahapan proses pengolahan data

3.3.3.1 Metode Pra-proses Data Raw EEG

Pra-proses bertujuan untuk membersihkan data dari *noise* yang muncul pada sinyal EEG. Tahapan dari pra-proses pengolahan data ditunjukkan pada Gambar 3.19

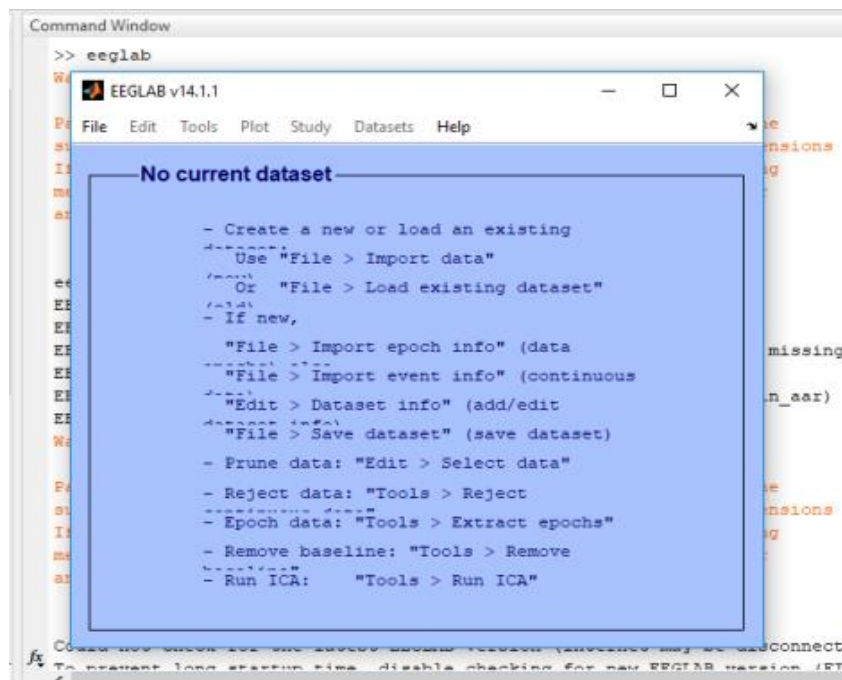


Gambar 3.19 Tahapan Pra-proses data

Pada tahap pra-proses yang ditunjukkan Gambar 3.19, data RAW sinyal EEG, dilakukan filtering menggunakan bandpass filtering, kemudian dilakukan *artifact removal* yaitu pemisahan antara data sinyal EEG yang mengandung informasi dengan *noise (artifact)*. Proses *Artifact Removal* dilakukan menggunakan metode *Independent Component Analysis (ICA)* dan *ADJUST*. Sinyal EEG yang telah bebas dari artefak kemudian dilakukan segmentasi, selanjutnya dilakukan *Time-Frequency Analysis* menggunakan metode *Discrete Wavelet Transform (DWT)*.

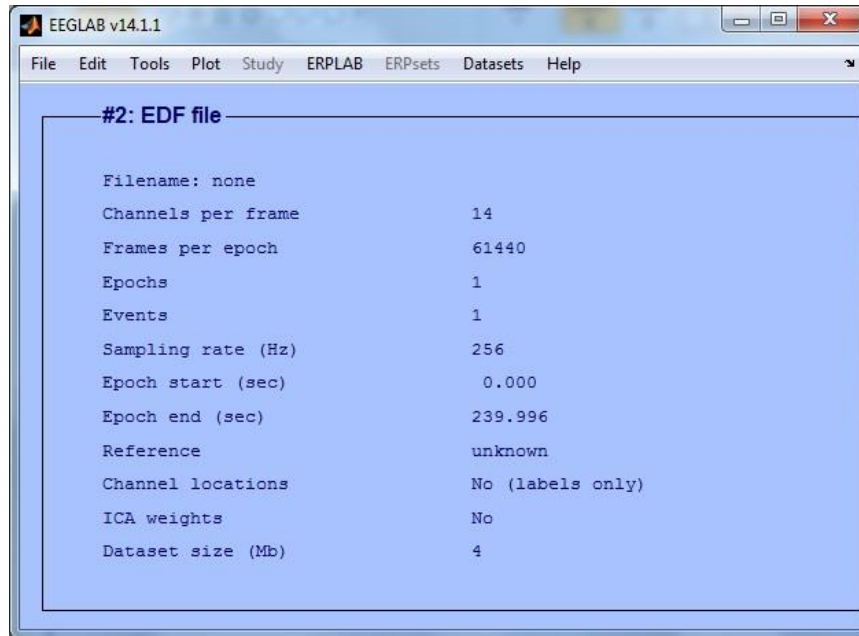
Proses filtering dan *artifact removal* merupakan tahap awal dari pengolahan sinyal EEG. Terdapat beberapa macam artefak yang berpengaruh pada data raw EEG, diantaranya sinyal *electrooculograph* (EOG) dan *electromyographical* (EMG). Sinyal EOG merupakan sinyal *noise* yang dihasilkan dari gerakan pada daerah mata, seperti kedipan mata dan gerakan bola mata. Sedangkan sinyal EMG merupakan sinyal *noise* yang dihasilkan dari gerakan tubuh, seperti menoleh, menggelengkan kepala, mengecap dan sebagainya. Diantara *noise* tersebut sinyal EOG yang paling dominan terhadap terganggunya sinyal EEG saat proses perekaman. Artefak ini sangat sulit untuk dihindari kemunculannya, meskipun proses perekaman sinyal EEG dilakukan dengan mata tertutup. Keberadaan sinyal *noise* sangat mengganggu dan dikhawatirkan akan mempengaruhi informasi yang terkandung dalam data EEG sehingga harus dilakukan penanganan lebih lanjut. Pada penelitian ini, pemisahan sinyal *noise* dilakukan menggunakan software Matlab versi R2013a dengan toolbox EEGLAB versi 14.1.1 serta plugin ADJUST 1.1.1. Adapun tahapan dalam pra-proses akan dijelaskan sebagai berikut:

1. Membuka EEGLAB v14.1.1 menggunakan matlab versi R2013a melalui *command window*. Tampilan jendela utama EEGLAB seperti Gambar 3.20.



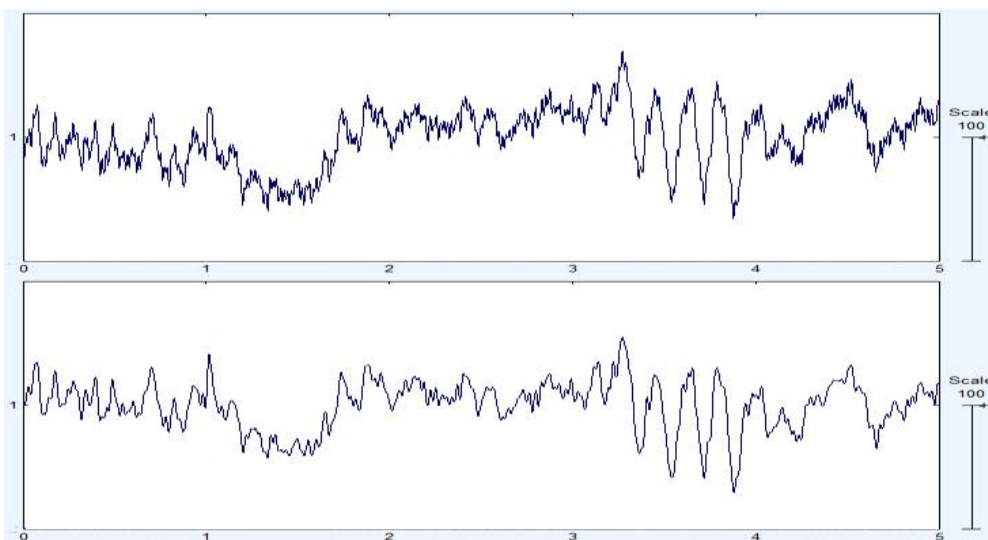
Gambar 3.20. Tampilan jendela utama Toolbox EEGLAB

2. Memasukkan data raw masing-masing partisipan dari hasil pengukuran menggunakan EmotivPro dalam format (.edf). Setelah memasukkan data raw, maka jendela yang muncul akan menampilkan keterangan panjang frame, jumlah kanal dan frekuensi sampling seperti pada Gambar 3.21.



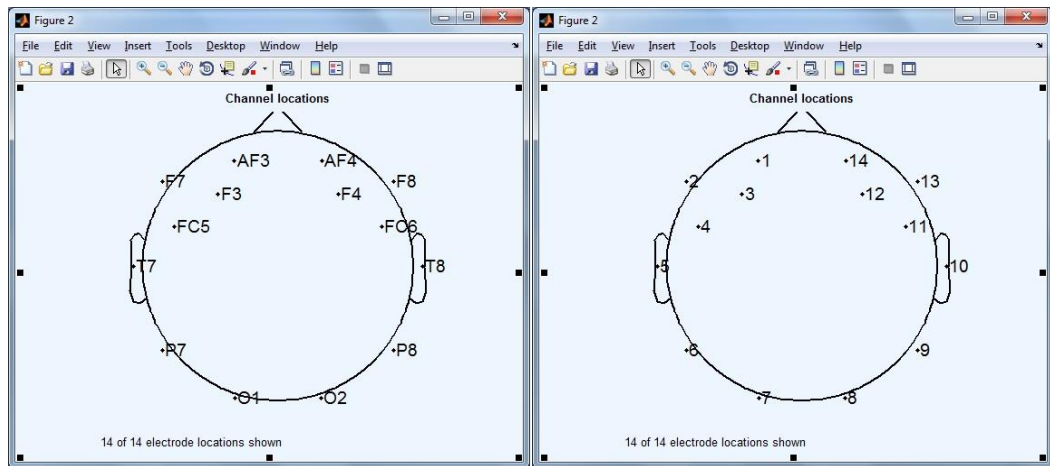
Gambar 3.21 Memasukkan raw data partisipan di EEGLAB

3. Langkah selanjutnya adalah proses filtering. Proses filtering dilakukan menggunakan filter FIR Band Pass Filter (BPF) dengan frekuensi batas bawah 0.5 Hz dan batas atas 40 Hz.



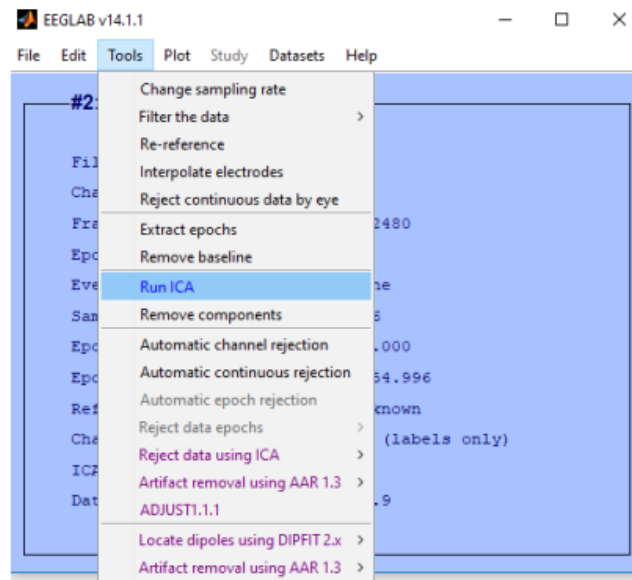
Gambar 3.22 Proses filtering menggunakan Band Pass Filtering di EEGLAB

- Selanjutnya menentukan lokasi kanal berdasarkan standar internasional 10-20 sesuai dengan kanal yang terdapat pada alat Emotiv EEG. Titik lokasi kanal ditunjukkan pada Gambar 3.22.



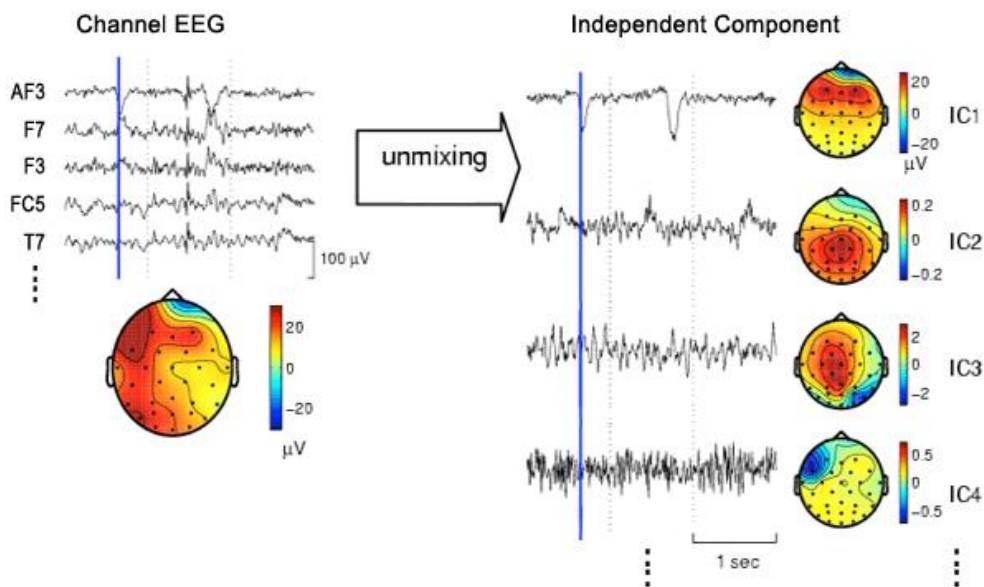
Gambar 3.23 Tampilan lokasi kanal berdasarkan nama dan nomor urut kanal

- Setelah menentukan lokasi kanal, maka proses Run ICA dapat dilakukan (Gambar 3.23).



Gambar 3.24 Proses Run ICA

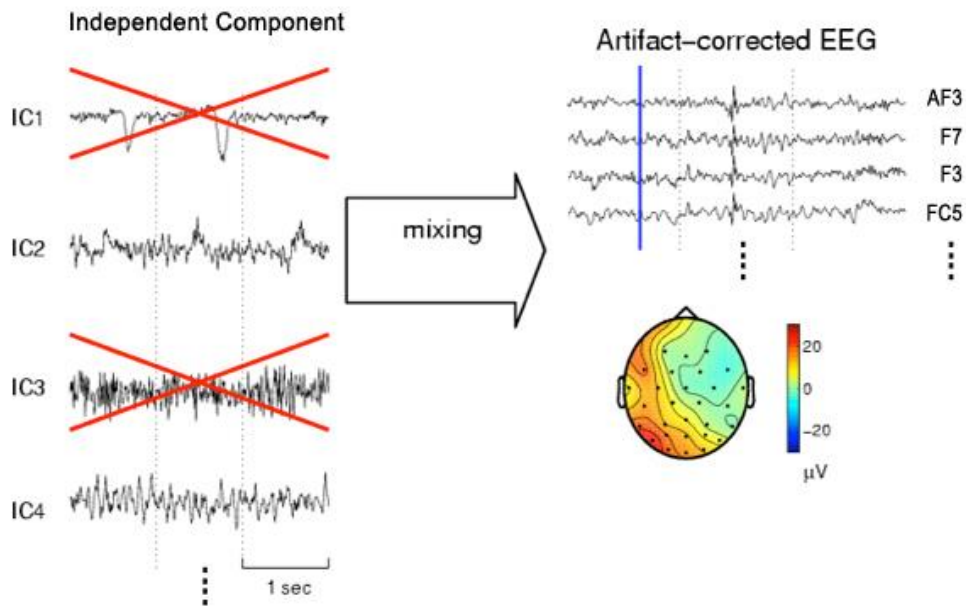
Pada proses ICA pemisahan sinyal dilakukan dengan menggunakan referensi antara kanal yang satu dengan kanal yang lain sehingga dapat dilakukan pendeteksian sinyal yang mengandung *noise*. Proses ICA dapat dilihat pada Gambar 3.25.



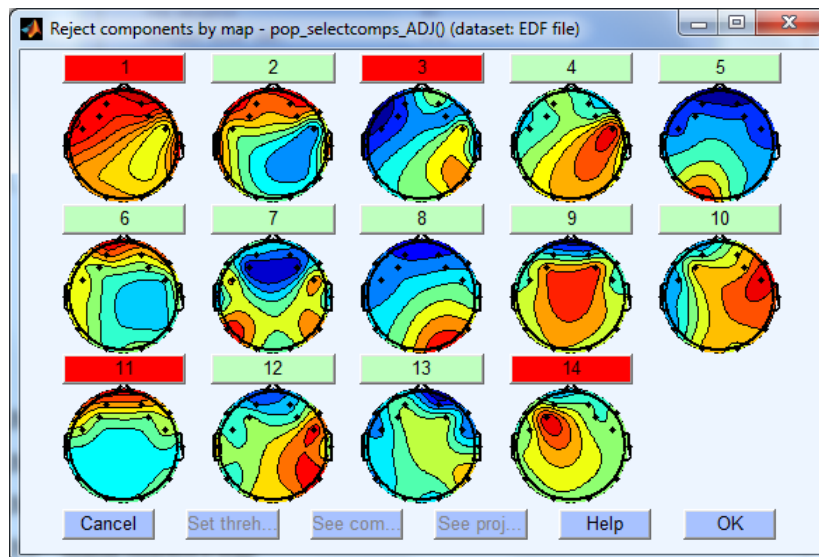
Gambar 3.25 Proses Identifikasi Independent Component (sumber : https://sccn.ucsd.edu/~jung/Site/EEG_artifact_removal.html)

Pada Gambar 3.25, menunjukkan proses dekomposisi ICA. Dari satu kanal EEG dilakukan identifikasi berdasarkan referensi kanal-kanal yang lain pada domain waktu. Kemudian setelah dibandingkan satu kanal dengan kanal yang lain, komponen dari sinyal yang unik atau tidak mix dengan kanal yang lain diinisialisasi sebagai komponen yang independen (Gambar 3.25).

6. Setelah proses ICA selesai, langkah selanjutnya adalah menentukan kanal yang mengandung *noise* berdasarkan komponen-komponen independen yang telah dilakukan pada seluruh kanal (Gambar 3.26). Proses koreksi dilakukan secara otomatis menggunakan metode ADJUST. Metode ADJUST secara otomatis melakukan proses pendeteksian kanal yang mengandung *noise* berdasarkan hasil proses ICA. Hasilnya peta kanal akan muncul sesuai dengan urutan nomor kanal yang dideteksi. Posisi kanal yang mengandung *noise* akan ditunjukkan dengan warna merah seperti yang terlihat pada Gambar 3.27 di bawah ini. Kanal-kanal tersebut yang akan dilakukan proses tahap penghapusan atau koreksi.

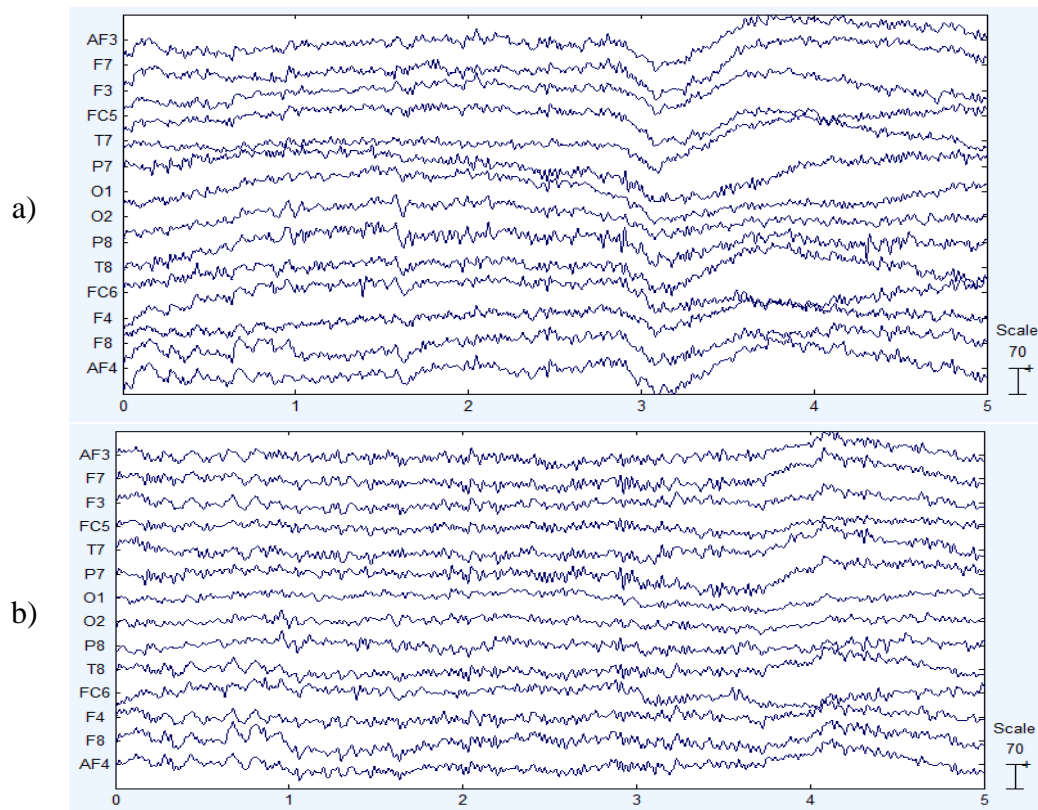


Gambar 3.26 Hasil proses ICA yang berisi komponen independen yang mengandung artefak dan akan dikoreksi (https://sccn.ucsd.edu/~jung/Site/EEG_artifact_removal.html)



Gambar 3.27 Proses ADJUST menampilkan peta kanal yang akan dikoreksi

7. Proses selanjutnya adalah menghapus atau mengoreksi komponen-komponen yang mengandung *noise* (*remove bad channel*). Perbandingan plot data partisipan pada saat sebelum dan sesudah lakukan penghapusan *noise* dapat dilihat pada Gambar 3.28. Pada tahap ini proses persiapan telah selesai dilakukan dan selanjutnya dilakukan dapat dilakukan proses pengolahan sinyal.

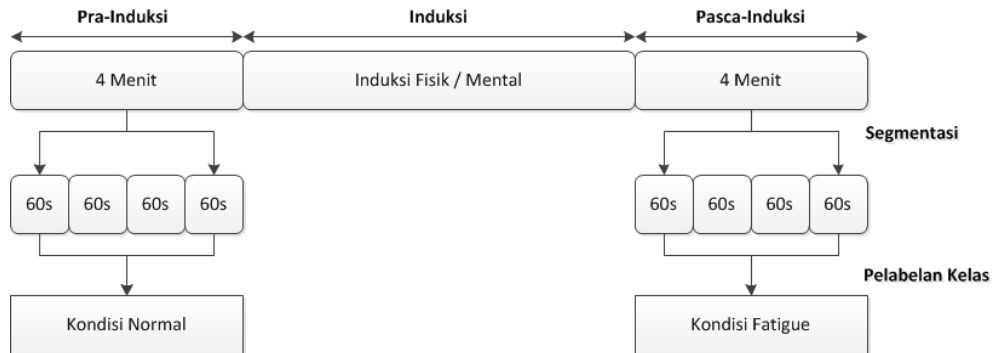


Gambar 3.28 Sinyal EEG sebelum penghapusan artefak (a), setelah penghapusan artefak menggunakan ICA dan ADJUST (b).

Sinyal yang telah bersih dari artefak kemudian disegmentasi menjadi beberapa bagian. Pada penelitian ini juga diteliti mengenai pengaruh segmentasi dengan besaran segmen yang berbeda-beda. Besaran segmen ditentukan berdasarkan durasi waktu. Durasi waktu tiap segmen yang digunakan pada penelitian ini yaitu 60 detik, 30 detik, 15 detik, 10 detik. Jumlah yang dihasilkan sesuai dengan kelompok besaran tiap segmen masing-masing dapat dilihat pada Tabel 3.3 serta untuk mempermudah pengenalan maka tiap kelompok segmen diberikan nama masing-masing. Masing-masing kelompok segmentasi dilakukan pada kedua data sinyal EEG yaitu pra-induksi dan pasca-induksi. Pada segmentasi pra-induksi ditentukan sebagai label kondisi normal, sedangkan segmentasi pasca-induksi ditentukan sebagai label kondisi kelelahan mental. Contoh alur segmentasi pada kelompok segmentasi dapat dilihat pada Gambar 3.29 di bawah ini.

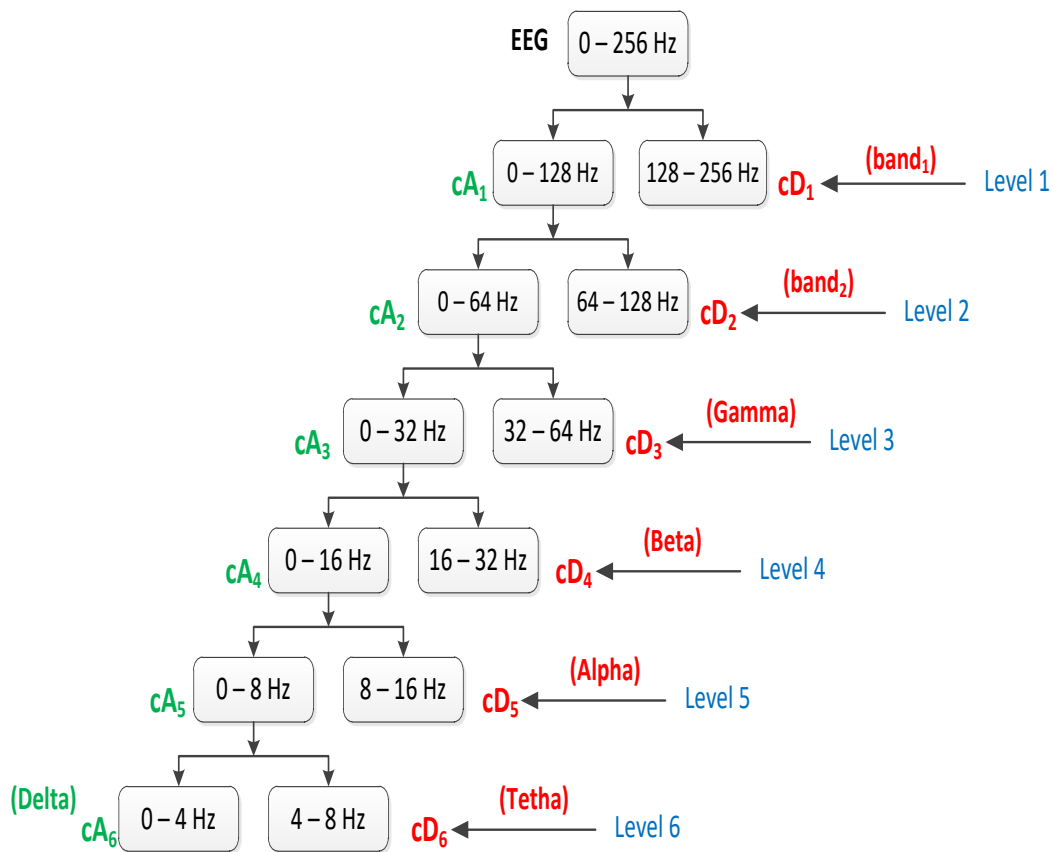
Tabel 3.3 Kelompok Segmentasi

Kelompok Besaran Segmen	Jumlah Segmen	Nama Segmen
Segmentasi 60 detik	4	Segmentasi 60s
Segmentasi 30 detik	8	Segmentasi 30s
Segmentasi 15 detik	16	Segmentasi 15s
Segmentasi 10 detik	24	Segmentasi 10s



Gambar 3.29 Contoh Segmentasi 60 detik

Setelah proses segmentasi, tiap segmen akan dilakukan dekomposisi sesuai dengan band frekuensi yang akan dianalisa. Pada penelitian ini proses dekomposisi menggunakan metode DWT. Dekomposisi sinyal menggunakan DWT merupakan pembagian sinyal yang akan dianalisa kedalam dua filterisasi yaitu *highpass filter* (menganalisa frekuensi tinggi) dan *lowpass filter* (menganalisa frekuensi rendah). DWT merupakan metode pemecahan band frekuensi pada domain waktu-frekuensi. Para peneliti banyak menggunakan metode DWT dalam pemrosesan, pemecahan hingga mengklasifikasi sinyal EEG[38]. Pada penelitian ini, hanya 3 band frekuensi yang digunakan yaitu alpha (α), beta (β), dan theta (θ). Menurut Tanaka *et al* ketiga band frekuensi tersebut memiliki hubungan terhadap kelelahan mental dengan induksi tes kognitif[43]. Untuk mendapatkan band frekuensi α , β , dan θ dilakukan dekomposisi hingga level ke 6. Hal ini disebabkan karena data sinyal EEG yang direkam emotiv epoch menggunakan frekuensi sampling sebesar 256Hz. Band frekuensi yang digunakan dari hasil dekomposisi adalah gelombang dari koefisien detail. Ilustrasi dekomposisi DWT untuk mendapatkan band α , β , dan θ dapat dilihat pada Gambar 3.30.



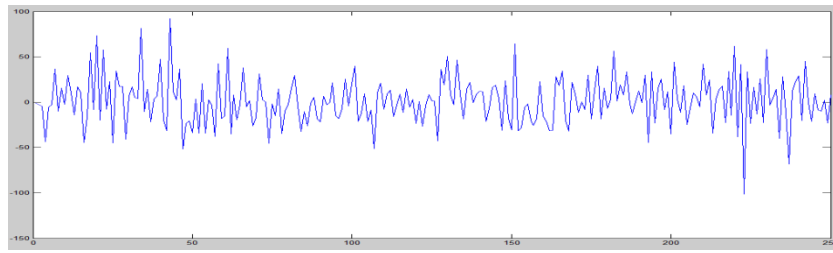
Gambar 3.30 Dekomposisi Sinyal EEG menggunakan DWT

Pada penelitian ini kernel DWT yang digunakan adalah rumpun *daubechies(db)* tipe rumpun yang dipilih adalah db4. Rumpun db dipilih karena karakteristik dari skala yang digunakan serupa dengan sinyal biomedis seperti *electrocardiograph* (ECG) maupun EEG.

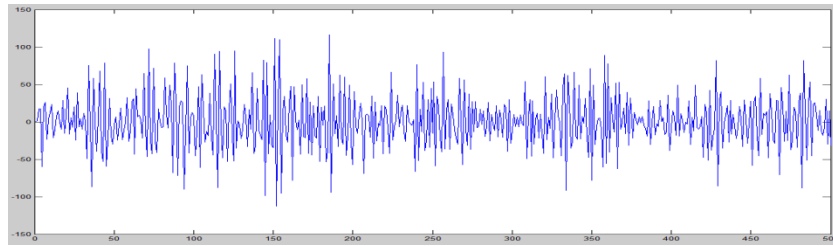
Hasil dari dekomposisi sinyal menggunakan DWT dengan kernel db4 didapatkan rentang frekuensi setiap gelombang seperti ditunjukkan pada Tabel 3.4 serta hasil gelombang sinyal yang ketiga frekuensi band ditunjukkan pada Gambar 3.31 berikut ini :

Tabel 3.4 Rentang Frekuensi gelombang hasil dari dekomposisi sinyal

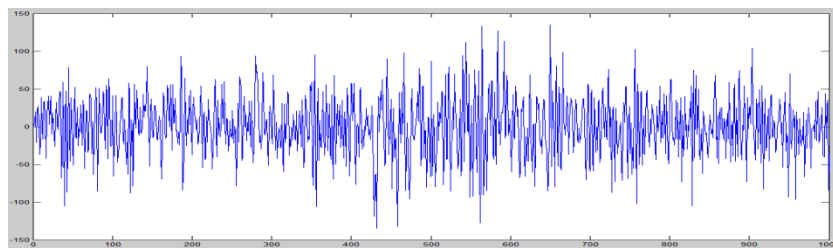
Nama Gelombang	Level Dekomposisi	Rentang Frekuensi
Delta (δ)	A6	0-4 Hz
Theta (θ)	D6	4-8 Hz
Alpha (α)	D5	8-16 Hz
Beta (β)	D4	16-32 Hz
Gamma (γ)	D3	32-64 Hz



(a)



(b)

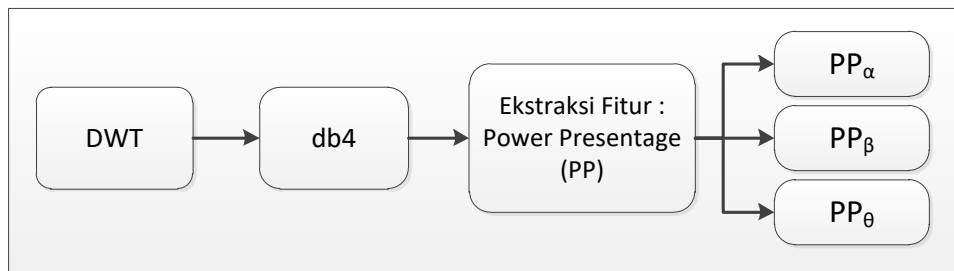


(c)

Gambar 3.31 Dekomposisi sinyal menggunakan DWT dengan kernel db4 pada sinyal (a) Theta, (b) Beta, (c) Alpha

3.3.3.2 Ekstraksi Fitur

Setelah tahap pra-proses dilakukan, selanjutnya akan dilakukan proses ekstraksi fitur. Pada tahap ekstraksi fitur digunakan untuk pengolahan data sinyal EEG. Proses pengolahan data dapat dilihat pada Gambar 3.32



Gambar 3.32 Metode Pengolahan Data

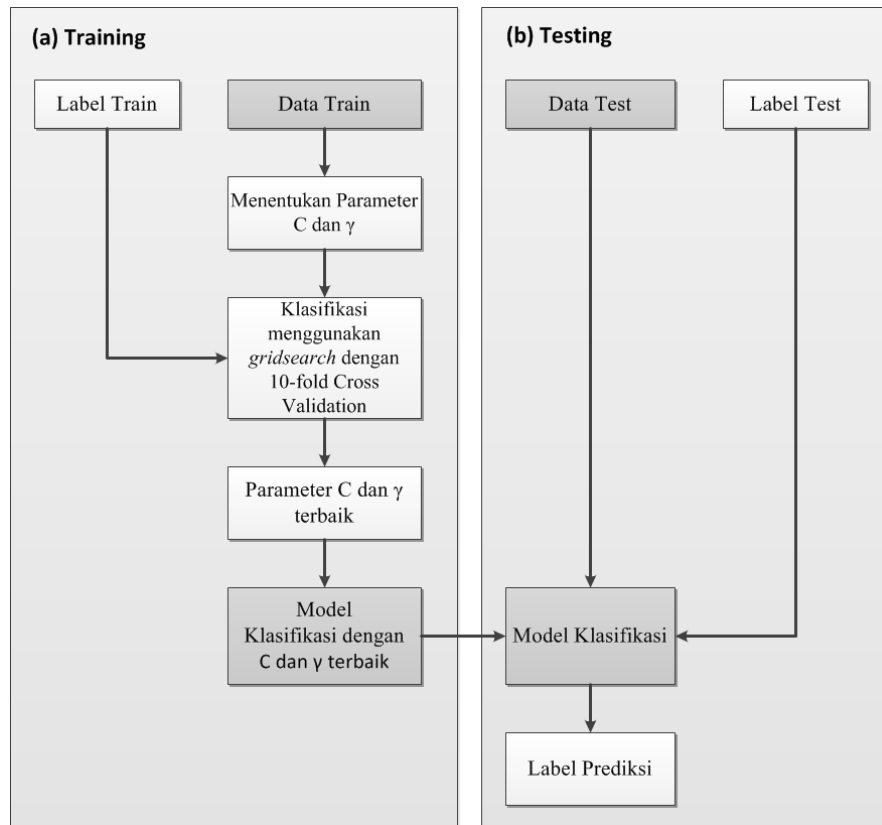
Fitur *Power Presentage (PP)* digunakan untuk menentukan kondisi kelelahan mental partisipan. Persamaan 2.5 digunakan untuk mendapatkan nilai PP.

$$PP_{\beta} = \frac{\sum_{f_{\beta}} S(f)}{\sum_{f=f_1}^{f_2} S(f)}, f_{\beta} \in [16,32] \quad (3.8)$$

3.3.3.3 Pelabelan dan Klasifikasi Data

Pelabelan dataset merupakan proses dimana penggabungan dan rekapitulasi hasil dari ekstraksi fitur dalam sebuah tabel matriks, dimana kolom terdiri dari fitur atau atribut yang digunakan dan label kelas. Sedangkan baris terdiri dari instance dari dataset. Pada penelitian ini label yang digunakan terdiri dari 2(dua) kelas yaitu kondisi normal dan kondisi kelelahan mental. Label kondisi normal diperoleh dari tahap pra-induksi sedangkan label kondisi kelelahan mental diperoleh dari tahap pasca-induksi. Penentuan kelas kondisi kelelahan mental ini berdasarkan pada hasil pengolahan data subjektif dan hasil tes kognitif.

Dataset yang telah dilakukan pelabelan kemudian diklasifikasi menggunakan metode yang telah ditentukan sebelumnya. Pada penelitian ini metode klasifikasi yang digunakan adalah *Relevance Vector Machine (RVM)* dan *Support Vector Machine (SVM)*. RVM merupakan pengembangan dari SVM menggunakan pendekatan probabilistik[42]. Proses training-testing dilakukan pada tahap ini menggunakan prosentase perbandingan 70% training dan 30% testing. Pada tahap training, proses klasifikasi RVM dan SVM menggunakan kernel gaussian atau RBF dengan memilih parameter C (*cost*) dan γ (*gamma*) yang paling optimal menggunakan metode *gridsearch* guna mengidentifikasi bidang pemisah (*hyperplane*) terbaik. C dan γ yang digunakan pada proses klasifikasi ini terdiri dari $C = 2^{-1}, 2^0, \dots, 2^4$ dan $\gamma = 2^{-3}, 2^{-2}, \dots, 2^2$ dengan metode *10-fold cross validation* dalam pencarian grid untuk mendapatkan C dan γ terbaik. C dan γ yang terbaik digunakan sebagai model klasifikasi. Model tersebut akan dilakukan testing menggunakan 30% datatest. Hasil dari proses tesing akan didapatkan akurasi dan presisi untuk menilai kinerja algoritma klasifikasi yang diusulkan. Adapun alur metode klasifikasi menggunakan Metode RVM dan SVM pada penelitian ini dapat dilihat pada Gambar 3.33 di bawah ini.



Gambar 3.33 Proses klasifikasi RVM dan SVM dengan *gridsearch* dan *10-fold Cross Validation* untuk mendapatkan C dan γ terbaik

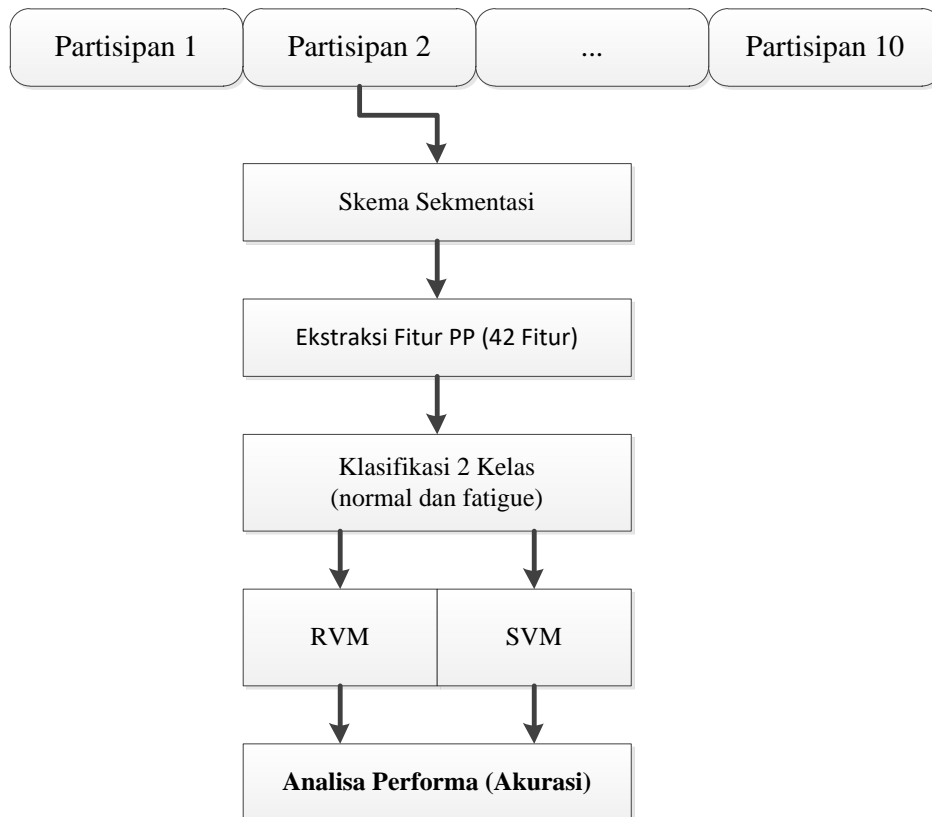
3.4 Tahap Evaluasi

Tahap evaluasi merupakan tahap terakhir dari rangkaian proses metode penelitian. Pada tahap ini akan dibahas mengenai metode evaluasi dalam menentukan performa hasil klasifikasi setelah dilakukan pelabelan data.

3.4.1 Evaluasi Performansi Metode Klasifikasi

Pada tahap ini evaluasi performansi dilakukan menggunakan 2 metode klasifikasi yang hampir sama yaitu RVM dan SVM. Pada penelitian ini, performansi klasifikasi dilakukan pada dataset seluruh partisipan baik induksi-fisik maupun induksi-mental. Sebanyak 42 fitur yang terdiri dari 3 fitur *Power Percentage* pada alpha, beta dan theta pada 14 kanal (3 PP x 14 Kanal) yang digunakan pada setiap partisipan. Proses klasifikasi dilakukan sesuai dengan kelompok segmen yang telah dijelaskan sebelumnya pada subbab 3.3.3.1 pada Tabel 3.1 dengan menggunakan metode klasifikasi seperti telah dijelaskan pada subbab 3.3.3.3. Hasil dari klasifikasi tersebut akan didapatkan variabel C (*cost*)

dan γ (*gamma*) yang terbaik pada kelompok segmen tertentu berdasarkan nilai akurasinya. Berikut alur proses evaluasi klasifikasi dari penelitian ini dapat dilihat pada Gambar 3.34.



Gambar 3.34 Diagram Alir Proses Ekstraksi Fitur dan Klasifikasi

Dalam menganalisa baik atau buruk model klasifikasi yang digunakan dalam proses klasifikasi maka perlu dilakukan uji evaluasi performansi. Pada penelitian ini menggunakan metrik evaluasi konvensional yang sering digunakan oleh para peneliti umumnya yaitu *confusion Matrix*. *Confusion Matrix* merupakan salah satu metode yang digunakan dalam mengevaluasi seberapa benar dan akurat model yang digunakan pada proses klasifikasi dengan cara membandingkan hasil kelas yang diprediksi dengan kelas aktual. *Confusion Matrix* adalah sebuah tabel dengan ukuran $m \times m$ dimana $m \geq 2$. Pada contoh *confusion matrix* dari klasifikasi biner, terdapat tabel dua dimensi yang terbagi atas dua kelas yaitu kelas prediksi dan kelas actual. Tabel 3.5 merupakan ilustrasi table *confusion matrix*.

Tabel 3.5 Confusion Matrix

<i>Confusion Matrix</i>		Kelas Prediksi (<i>Predicted Class</i>)	
		Ya (+)	Tidak (-)
Kelas Aktual (<i>Actual Class</i>)	Ya (+)	TP	FN
	Tidak (-)	FP	TN

Dimana:

N = Jumlah Total Klasifikasi

True Positif (TP) = Data sampel (kelas aktual) bernilai benar yang mempunyai hasil prediksi klasifikasi bernilai benar

True Negatif (TN) = Data sampel (kelas aktual) bernilai benar yang mempunyai hasil prediksi klasifikasi bernilai salah

False Positif (FP) = Data sampel (kelas aktual bernilai salah yang mempunyai hasil prediksi klasifikasi bernilai benar

False Negatif (FN) = Data sampel (kelas aktual bernilai salah yang mempunyai hasil prediksi klasifikasi bernilai salah

Berdasarkan Tabel 3.5 di atas diperoleh persamaan matematis pengukuran performa hasil klasifikasi yaitu:

$$Akurasi = \frac{TP+TN}{N} \quad (3.9)$$

$$Sensitifitas = \frac{TP}{TP+FN} \quad (3.10)$$

$$Spesifisitas = \frac{TN}{TN+FN} \quad (3.11)$$

Akurasi adalah jumlah data prediksi yang sesuai dibandingkan dengan jumlah seluruh data seperti persamaan 3.9. Semakin besar nilai akurasi menunjukkan bahwa metode yang digunakan semakin cocok untuk karakteristik data tersebut. Sensitifitas adalah kemampuan dalam mengukur seberapa baik suatu uji dalam mengklasifikasikan proporsi positif asli yang dikenali (diprediksi) secara benar sebagai positif (contoh persentase orang yang sakit yang diidentifikasi benar-benar sakit). Sensitifitas dari suatu klasifikasi dapat dihitung menggunakan

persamaan 3.10. Spesifisitas adalah merupakan kemampuan dalam mengukur seberapa baik suatu uji dalam mengklasifikasikan proporsi negatif asli yang dikenali (diprediksi) secara benar sebagai negatif (contoh persentase orang yang tidak sakit yang diidentifikasi sebagai orang yang benar-benar tidak memiliki penyakit). Spesifisitas dari suatu klasifikasi dapat dihitung menggunakan persamaan 3.11.

BAB 4

HASIL DAN PEMBAHASAN

Pada bab ini akan dibahas secara detail mengenai hasil serta analisa mengenai investigasi kelelahan mental yang dilakukan pada penelitian ini.

4.1 Pemilihan Data dan Pelabelan Partisipan

Penelitian ini melibatkan 20 orang partisipan yang terdiri atas 17 laki-laki dan 3 perempuan untuk mengikuti serangkaian eksperimen dalam rangka mneginvestigasi kelelahan mental. Partisipan yang terpilih merupakan hasil seleksi kuisisioner masing-masing personal dimana seluruh partisipan telah memenuhi kriteria yang dibutuhkan untuk mengikuti penelitian ini. Dari 20 orang partisipan tersebut kemudian dibagi menjadi 2 kelompok yaitu kelompok percobaan induksi fisik dan kelompok percobaan induksi mental percobaan dimana masing-masing kelompok terdiri atas 10 orang partisipan. Proses pengambilan data yang terdiri atas 3 macam pengukuran yaitu pengisian kuisisioner SOFI, perekaman sinyal EEG dan pengukuran tes kognitif membutuhkan waktu ± 46 menit dimana dilakukan 2 kali pengambilan data yaitu pra-induksi dan pasca-induksi. Setiap pengambilan data membutuhkan ± 46 menit dimana setiap partisipan menghasilkan 3 data yaitu data kuisisioner SOFI, data tes kognitif, dan data raw sinyal EEG. Jika setiap partisipan melakukan 2 kali pengambilan data maka data yang dihasilkan setiap partisipan sebanyak 6 data.

Pemilihan data raw juga didasarkan pada hasil pengukuran kuisisioner SOFI yang disandingkan dengan hasil pengukuran tes kognitif. Dalam hal ini, semua partisipan mengalami peningkatan nilai pada seluruh elemen SOFI yang diukur antara pra-induksi dan pasca-induksi. Sejalan dengan hasil pada kuisisioner SOFI, pada hasil tes kognitif secara umum juga mengalami peningkatan waktu respon serta penurunan skor pada partisipan. Sehingga hal ini dapat dijadikan sebagai patokan awal bahwa partisipan mengalami kelelahan mental. Pada Tabel 4.1 merupakan tabel daftar data partisipan beserta nama label yang ditentukan oleh penulis. Penentuan label ini bertujuan untuk mempermudah proses analisa pada tahap berikutnya.

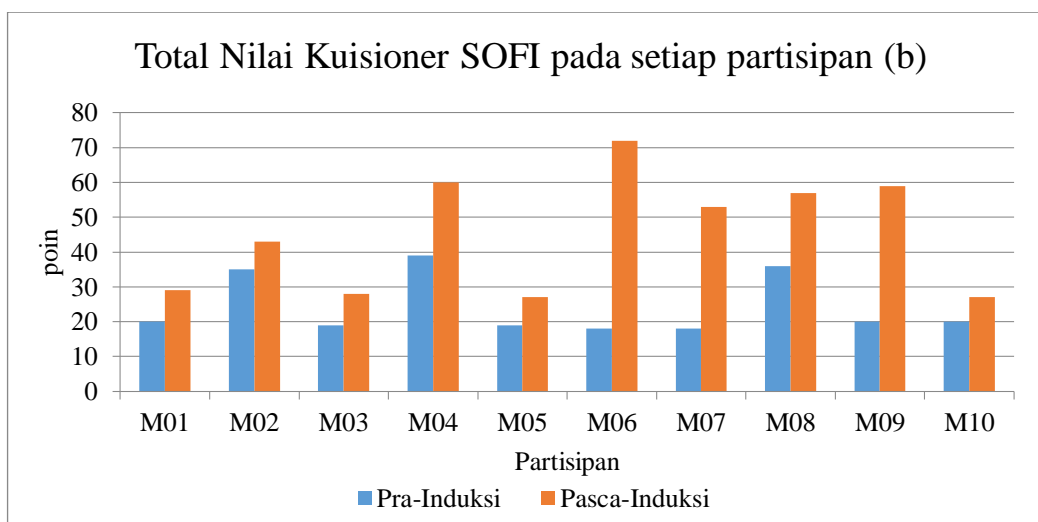
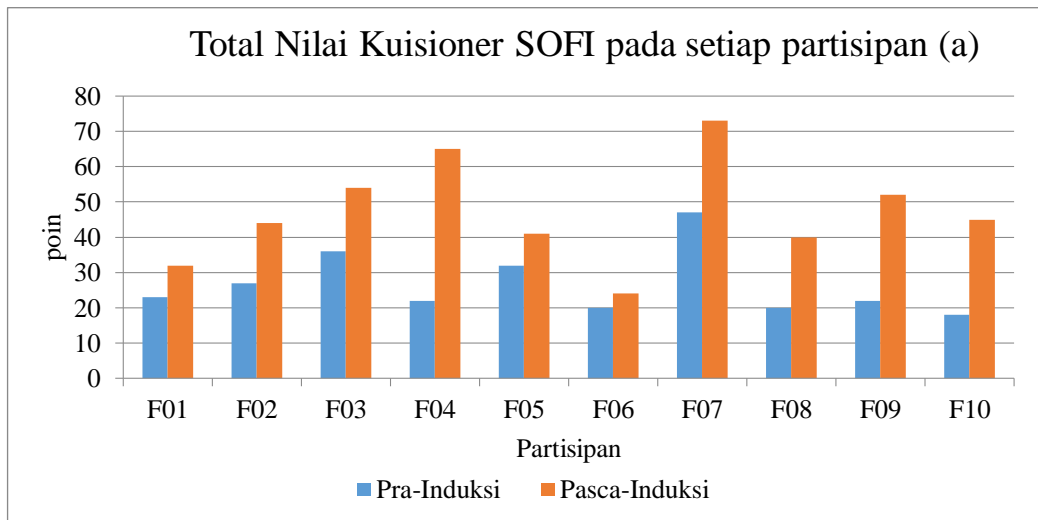
Tabel 4.1 Pelabelan data partisipan

No	Nama Partisipan	Jenis Kelamin	Kode Pada Induksi Fisik
1	Abid	L	F01
2	Alan	L	F02
3	Andi	L	F03
4	Khaitami	L	F04
5	Suhairi	L	F05
6	Aris	L	F06
7	Laila	P	F07
8	Putri	P	F08
9	Prasetyo	L	F09
10	Faris	L	F10

No	Nama Partisipan	Jenis Kelamin	Kode Pada Induksi Mental
1	Setya	L	M01
2	Ashar	L	M02
3	Cipe	L	M03
4	Alfi	P	M04
5	Cipto	L	M05
6	Sam	L	M06
7	Uda	L	M07
8	Guslaw	L	M08
9	Firyal	L	M09
10	Andik	L	M10

4.2 Hasil Pengukuran Subjektif menggunakan kuisioner SOFI

Pada pengukuran kelelahan mental dengan metode subjektif, seluruh partisipan diminta menggambarkan kondisi yang dialami pada sebelum induksi dan setelah dilakukan induksi kelelahan mental. Seperti yang telah dijelaskan pada BAB 3 subbab 3.1.3, pengukuran subjektif menggunakan kuisioner SOFI versi Indonesia. Pada kuisioner SOFI terdapat 20 pertanyaan yang terbagi menjadi 5 kelompok dimensi dengan menggunakan skala yang telah modifikasi menjadi antara 0 hingga 6. Skala 0 digunakan untuk menggambarkan kondisi partisipan tidak mengalami sensasi kelelahan sama sekali. Sedangkan skala 6 digunakan untuk menggambarkan kondisi partisipan yang sangat mengalami kelelahan. Kuisioner yang digunakan pada penelitian ini mengacu pada lampiran 1 namun dipresentasikan dalam bentuk digital yang dapat diakses pada <http://netizmo.com>. Metode penghitungan kuisioner SOFI telah dijelaskan pada BAB 3 subbab 3.3.1, dengan total nilai pengukuran kelelahan mental menggunakan kuisioner SOFI pada setiap partisipan yang dilakukan pada pra-induksi dan pasca induksi pada kedua percobaan dapat dilihat pada Gambar 4.1 di bawah ini.

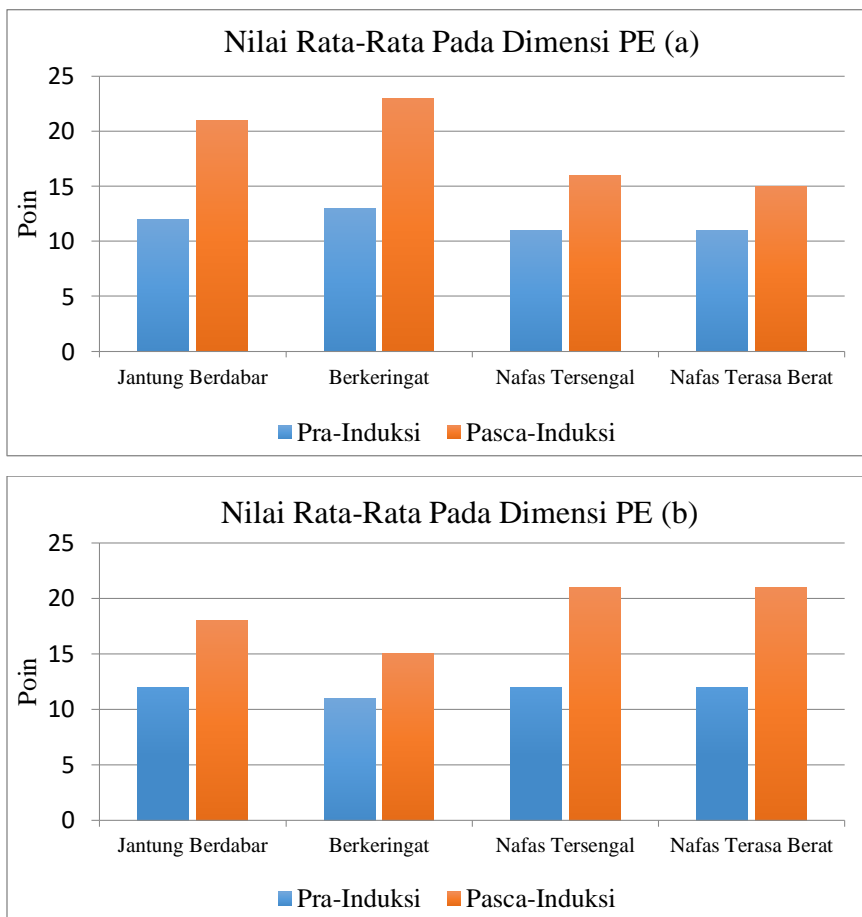


Gambar 4.1 Hasil kuisisioner SOFI setiap partisipan pada (a) Induksi Fisik (b) Induksi Mental

Dari grafik yang ditunjukkan pada Gambar 4.1 dapat diketahui semua partisipan baik percobaan induksi fisik (a) maupun induksi mental (b) mengalami tren peningkatan dari pra-induksi dengan pasca-induksi. Dari hal tersebut dapat disimpulkan bahwa seluruh partisipan mengalami kelelahan mental setelah dilakukan proses induksi. Pada hasil kedua percobaan, partisipan F04 dan M06 mengalami tren kenaikan nilai paling tinggi sebesar 45 poin dan 54 poin. Hal tersebut menunjukkan bahwa kedua partisipan mengalami kelelahan mental paling tinggi dibandingkan dengan partisipan yang lain. Sedangkan analisis hasil kuisisioner SOFI dilakukan berdasarkan masing-masing dimensi serta dibahas kelima dimensi secara keseluruhan. Analisis dilakukan pada nilai rata-rata

pengukuran SOFI pada seluruh partisipan pada pada 2(dua) induksi yang berbeda yaitu induksi fisik (a) dan induksi mental (b).

Dimensi pertama adalah pengerahan tenaga fisik atau *physical exertion* (PE). Tenaga fisik yang dimaksud pada dimensi ini adalah kemampuan otot dalam beraktivitas dan berkontraksi. PE dalam paradigma SOFI digunakan untuk menggambarkan kondisi kelelahan secara fisik. Hasil analisa menunjukkan dari kelima kondisi pada dimensi PE, seluruh kondisi mengalami tren kenaikan dari kondisi pra-induksi ke pasca-induksi. Kenaikan terjadi pada kedua model induksi baik fisik maupun mental. Grafik peningkatan kondisi pada PE ditunjukkan pada Gambar 4.2 (a) induksi fisik dan (b) induksi mental.

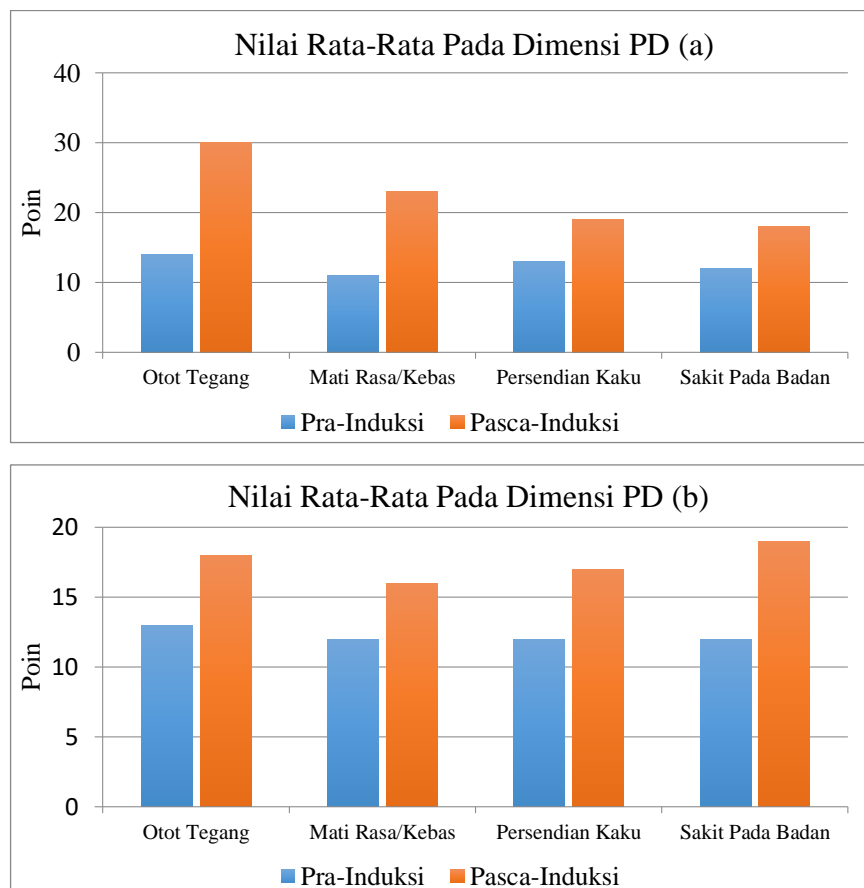


Gambar 4.2 (a) Induksi Fisik (b) Induksi Mental pada dimensi PE

Berdasarkan grafik yang ditunjukkan pada Gambar 4.2, menunjukkan bahwa seluruh kondisi pada dimensi PE mengalami perbedaan kenaikan. Jika ditinjau dari nilai rata-rata, kedua induksi (a) dan (b) sama-sama mengalami kenaikan pada seluruh elemen dalam PE sebesar 7 poin. Namun pada induksi (a)

kenaikan terbesar dari elemen dalam PE terjadi pada kondisi "Berkeringat" sebesar 10 poin. Sedangkan pada induksi (b) kenaikan terbesar dari elemen PE terjadi pada kondisi "Nafas Tersengal" dan "Nafas Terasa Berat" sebesar 9 poin. Sehingga dapat disimpulkan bahwa, jika dilihat dari nilai rata-rata baik induksi fisik mental induksi mental tidak terlalu berpengaruh terhadap elemen dimensi PE, namun tetap terjadi kenaikan. Sedangkan jika dilihat poin kenaikan, induksi fisik cenderung lebih pengaruh dari pada induksi mental terhadap dimensi PE. Peningkatan pada dimensi PE membuktikan bahwa dimensi PE juga dipengaruhi oleh dimensi yang lain dalam pengukuran subjektif menggunakan SOFI.

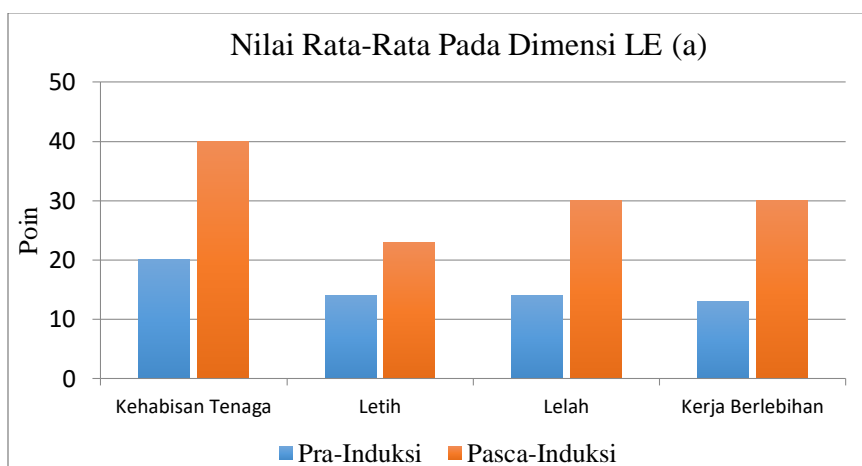
Dimensi kedua adalah ketidaknyamanan secara fisik atau *physical discomfort* (PD). Dimensi PD juga digunakan untuk menggambarkan kondisi kelelahan secara fisik. Pada dimensi PD juga mengalami tren kenaikan dari kondisi pra-induksi ke pasca-induksi. Grafik peningkatan kondisi pada PD ditunjukkan pada Gambar 4.3 (a) induksi fisik dan (b) induksi mental.

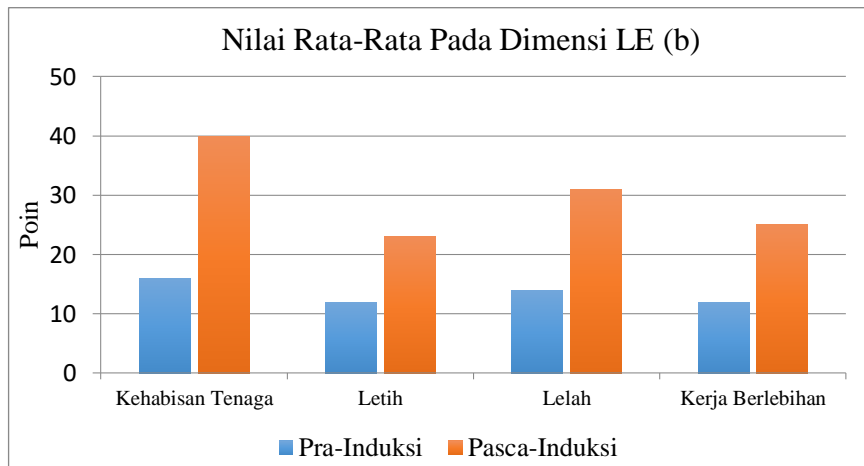


Gambar 4.3 (a) Induksi Fisik (b) Induksi Mental pada dimensi PD

Berdasarkan grafik yang ditunjukkan pada Gambar 4.3, menunjukkan perbedaan kenaikan nilai rata-rata pada seluruh elemen dalam PD sebesar 10 poin untuk induksi (a) dan 5.25 poin untuk induksi (b). Pada induksi (a) kenaikan terbesar dari elemen dalam PD terjadi pada kondisi "Otot Tegang" sebesar 16 poin. Sedangkan pada induksi (b) kenaikan terbesar dari elemen PD terjadi pada kondisi "Sakit Pada Badan" sebesar 7 poin. Berdasarkan wawancara yang dilakukan, partisipan merasakan ketegangan pada otot serta sakit pada daerah tertentu seperti lengan, bahu, leher serta jari-jari. Dari pengamatan langsung yang dilakukan, penulis menduga sakit pada badan dan lelah otot dikarenakan tidak semua partisipan melakukan rutinitas fisik sehari-hari seperti berolahraga. Naiknya tingkat kelelahan akibat induksi (a) dapat menyebabkan pegal-pegal atau dalam bahasa lain otot tegang. Sedangkan posisi partisipan yang cenderung tetap dan relatif lama memungkinkan munculnya perasaan sakit pada daerah tertentu akibat kelelahan pada saat melakukan induksi (b). Secara umum, dapat disimpulkan tidak ada peningkatan yang signifikan pada dimensi PD.

Dimensi ketiga adalah kekurangan energi atau *lack of energy* (LE). Dimensi LE juga digunakan untuk menggambarkan kondisi kekurangan energi secara umum dan berdampak pada kelelahan secara fisik maupun mental. Pada dimensi LE juga mengalami tren kenaikan dari kondisi pra-induksi ke pasca-induksi. Grafik peningkatan kondisi pada LE ditunjukkan pada Gambar 4.4 (a) induksi fisik dan (b) induksi mental.

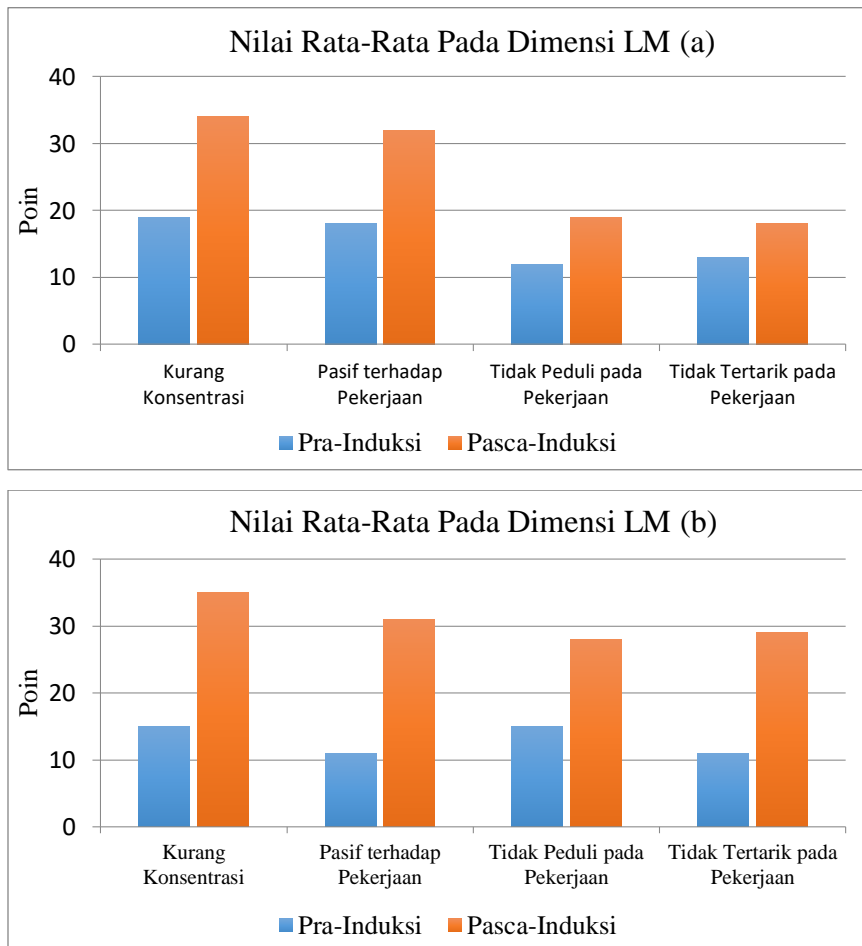




Gambar 4.4 (a) Induksi Fisik (b) Induksi Mental pada dimensi LE

Pada grafik yang ditunjukkan pada Gambar 4.4, secara keseluruhan menunjukkan kenaikan nilai rata-rata pada elemen dalam LE sebesar 15.5 poin untuk induksi (a) dan 16.25 poin untuk induksi (b). Pada induksi (a) dan (b) mengalami kenaikan terbesar dari elemen dalam LE yaitu sebesar 20 poin dan 24 poin terjadi pada kondisi yang sama yaitu "Kehabisan Tenaga". Pada kondisi kehabisan tenaga terjadi peningkatan yang cukup tinggi. Hal ini terjadi pada kedua model induksi dimana kenaikan nilai pasca-induksi mencapai 40 poin. Lebih dari separuh pada total skala yang digunakan pada SOFI muncul pada hasil penilaian dimensi LE. Hal ini dapat menggambarkan bahwa induksi yang diberikan memberikan dampak yang cukup signifikan terhadap ketahanan fisik dan mental dari partisipan pada saat melakukan induksi (a) maupun induksi (b).

Dimensi keempat adalah kekurangan motivasi atau *lack of motivation* (LM). Dimensi LM digunakan untuk menggambarkan kondisi kekurangan motivasi secara umum dan berdampak pada kelelahan mental. Seluruh kondisi pada dimensi LE merupakan pengukuran kelelahan yang memiliki pengaruhnya terhadap kondisi mental. Pada dimensi LE juga mengalami tren kenaikan dari kondisi pra-induksi ke pasca-induksi. Grafik peningkatan kondisi pada LE ditunjukkan pada Gambar 4.5 (a) induksi fisik dan (b) induksi mental.

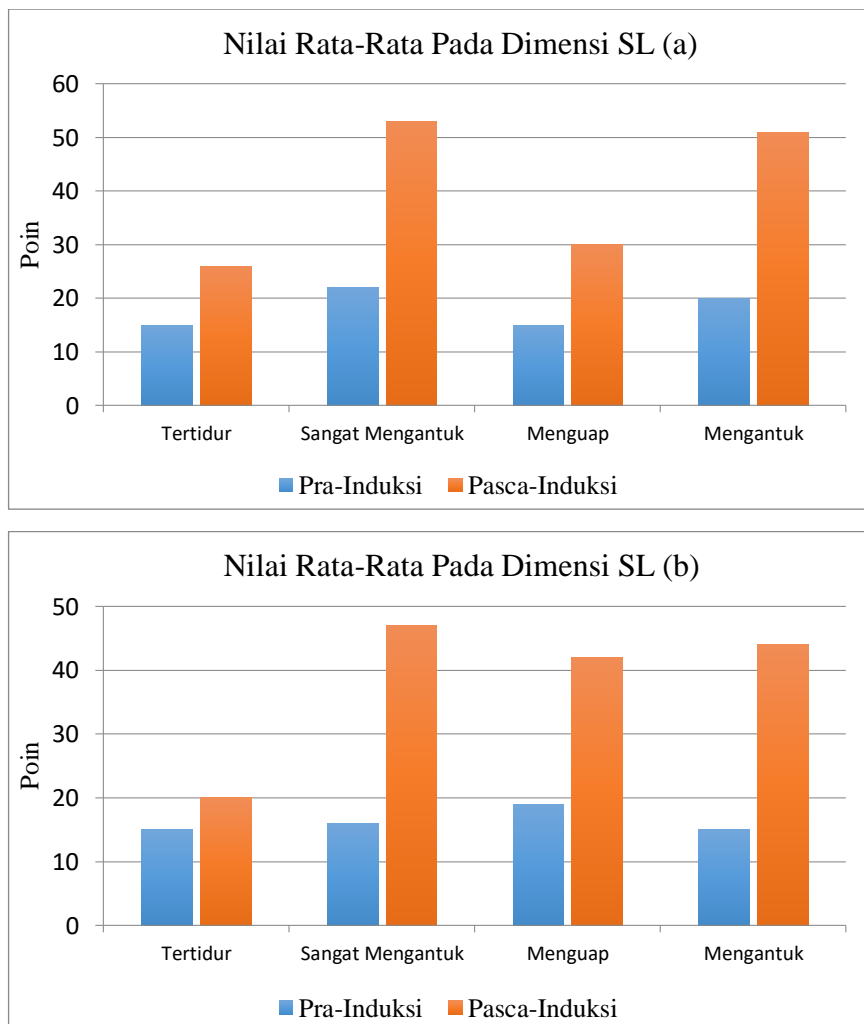


Gambar 4.5 Induksi Fisik (b) Induksi Mental pada dimensi LM

Jika melihat pada grafik yang ditunjukkan pada Gambar 4.5, terjadi fenomena yang menarik pada hasil yang ditunjukkan oleh dimensi LM. Terdapat perbedaan kenaikan antara induksi (a) dengan induksi (b). Jika dilihat secara keseluruhan, kenaikan nilai rata-rata pada elemen dalam LM sebesar 10.25 poin untuk induksi (a) dan 17.75 poin untuk induksi (b). Pada induksi (a) dan (b) mengalami kenaikan yang sama pada elemen LM yang terjadi pada kondisi "Kurang Konsentrasi" dengan kenaikan sebesar 15 poin untuk induksi (a) dan 22 poin untuk induksi (b). Berdasarkan wawancara yang dilakukan, seluruh partisipan kurang konsentrasi ketika setelah melakukan induksi (a) dan (b). Penulis menduga hal ini dipicu karena aktivitas fisik yang berlebihan akibat olahraga sehingga mempengaruhi kondisi pada elemen LM. Sedangkan pada induksi (b) partisipan kurang konsentrasi karena dipicu total durasi menggunakan model induksi (b) yang lama. Selain durasi, induksi (b) menggunakan CT yang

serupa dengan pra-pasca induksi membuat partisipan mengalami kebosanan. Sehingga hal tersebut memungkinkan menjadi penyebab peningkatan yang tinggi pada kondisi ”Tidak Bersemangat pada Pekerjaan” dan ”Tidak Tertarik pada Pekerjaan” pada dimensi LM. Secara umum, dapat disimpulkan bahwa dimensi LM meningkat secara signifikan.

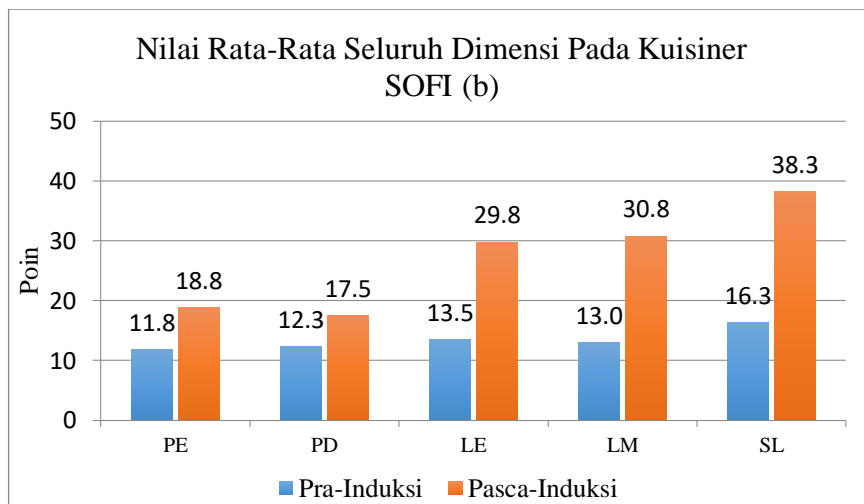
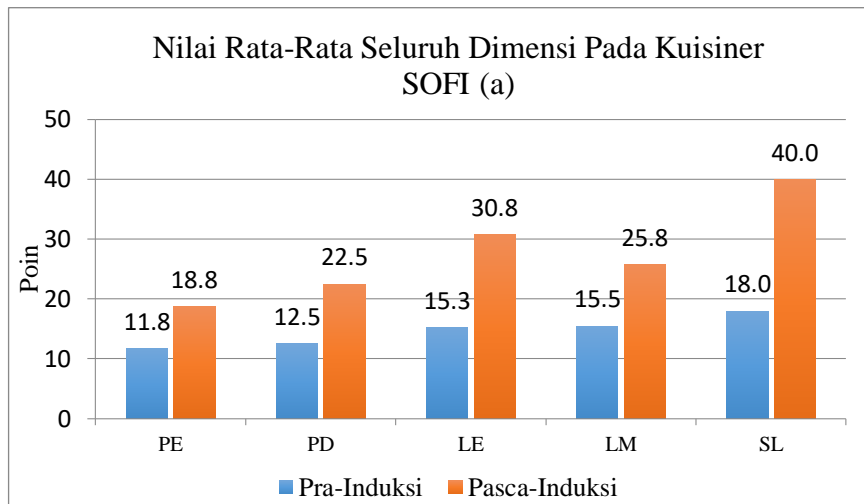
Dimensi yang terakhir adalah dimensi kantuk atau *Sleepy* (SL). Pada bab sebelumnya telah dijelaskan bahwa kantuk merupakan salah satu akibat dari kelelahan. Dimensi SL digunakan untuk menggambarkan kondisi kantuk yang dialami seseorang yang berdampak pada kondisi lelah secara mental. Pada dimensi SL juga mengalami tren kenaikan dari kondisi pra-induksi ke pasca-induksi. Grafik peningkatan kondisi pada SL ditunjukkan pada Gambar 4.6 (a) induksi fisik dan (b) induksi mental.



Gambar 4.6 (a) Induksi Fisik (b) Induksi Mental pada dimensi SL

Grafik yang ditunjukkan pada Gambar 4.6, terdapat perbedaan kenaikan antara induksi (a) dengan induksi (b). Jika ditinjau dari nilai rata-rata, induksi (a) dan (b) sama-sama mengalami kenaikan pada seluruh elemen dalam SL sebesar 22 poin. Sedangkan jika ditinjau dari nilai terbesar dari elemen dalam LM, kedua induksi (a) dan (b) sama-sama mengalami kenaikan yang terjadi pada kondisi "Sangat Mengantuk" dan "Mengantuk" sebesar 31 poin. Fenomena menarik pertama adalah induksi (a) dan (b) memiliki nilai rata-rata seluruh kondisi dan kondisi yang sama pada elemen SL. Pada kedua kondisi tersebut juga menunjukkan peningkatan pada pasca-induksi sebesar 40 poin pada skala SOFI. Sedangkan jika dilihat dari kenaikan, maka kedua kondisi tersebut mengalami kenaikan yang signifikan. Fenomena yang kedua adalah terdapat indikasi inkonsistensi pada dimensi SL. Inkonsistensi terjadi pada kondisi "Sangat Mengantuk" dan "Mengantuk". Kedua kondisi ini seharusnya saling kontradiksi, karena tidak dimungkinkan merasakan sensasi sangat mengantuk berbarengan dengan mengantuk. Jika dianalogikan, tingkatan sangat mengantuk lebih tinggi dari mengantuk sehingga saling kontradiksi. Namun hasil kondisi kantuk pada dimensi SL sama-sama menunjukkan peningkatan. Hal ini menandakan bahwa penilaian yang diberikan oleh partisipan terhadap pengukuran kedua kondisi kantuk tersebut cenderung sama. Sehingga dapat disimpulkan bahwa pengukuran kelelahan menggunakan metode subjektif rentan akan inkonsistensi karena sifat subjektif. Penyebabnya fenomena tersebut mungkin karena partisipan tidak dapat membedakan antara kondisi sangat mengantuk dan mengantuk sehingga terjadi ambiguitas.

Hasil pengukuran kondisi kelelahan menggunakan kuisioner SOFI pada kedua induksi, secara umum menunjukkan kenaikan pada setiap dimensi kelelahan. Gambar 4.7 di bawah ini menunjukkan grafik peningkatan kondisi kelelahan yang dialami oleh partisipan pada semua dimensi SOFI.



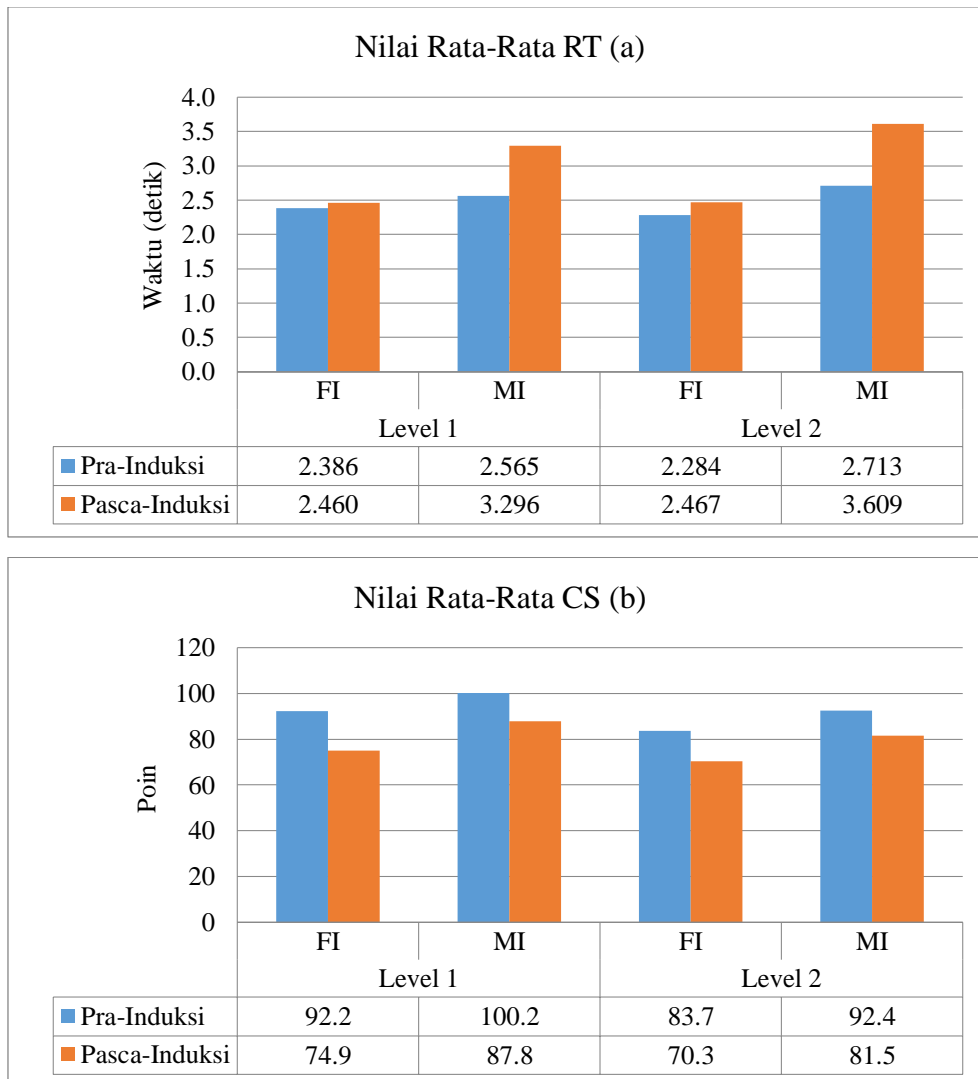
Gambar 4.7 Grafik peningkatan pada semua dimensi SOFI (a) Induksi Fisik dan (b) Induksi Mental

Berdasarkan grafik yang ditunjukkan pada Gambar 4.7, dari kedua induksi baik induksi fisik (a) maupun induksi mental (b) menunjukkan peningkatan yang signifikan pada 3(tiga) dimensi yaitu SL, LE dan LM. Ketiga dimensi tersebut merupakan dimensi pada SOFI yang digunakan untuk menggambarkan kelelahan pada kondisi mental. Hal ini menjawab hipotesa yang menyatakan bahwa induksi fisik dan induksi mental dapat memicu timbulnya kelelahan mental. Timbulnya kelelahan mental tersebut dirasakan setelah seluruh partisipan melakukan tes kognitif. Untuk memvalidasi hasil pengukuran subjektif pada kelelahan mental, maka perlu dilakukan analisis lanjutan menggunakan pengukuran yang lain seperti pengukuran Tes Kognitif yang akan dibahas pada subbab selanjutnya.

4.3 Hasil Pengukuran Kognitif menggunakan tes Kognitif

Setelah mengetahui hasil pengukuran secara subjektif menggunakan kuisioner SOFI, analisis dilanjutkan pada hasil nilai rata-rata waktu respon (RT) dan skor (CS) dari 4(empat) macam tes kognitif yang telah dijelaskan pada bab sebelumnya. Analisis seluruh partisipan dilakukan pada 2 kondisi (pra-induksi dan pasca-induksi) dari 2 jenis induksi (FI dan MI).

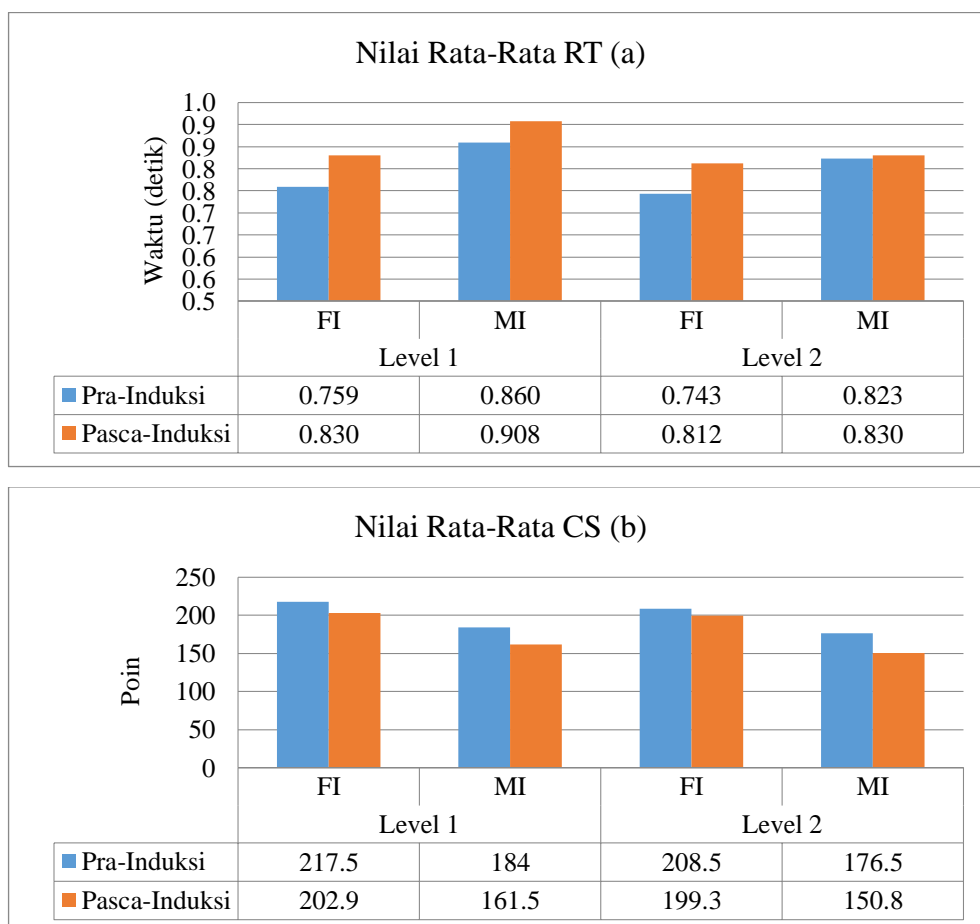
Tes Kognitif pertama yaitu Tes Aritmatika (AR) yang merupakan tes logika dan penyelesaian masalah. Pada tes kognitif AR mengalami tren kenaikan RT serta mengalami penurunan CS dari kondisi pra-induksi ke pasca-induksi baik pada level 1 maupun level 2. Grafik RT dan CS pada tes kognitif AR ditunjukkan pada Gambar 4.8 (a) waktu respon (RT) dan (b) skor (CS).



Gambar 4.8 (a) Rata-rata RT dan (b) rata-rata CS pada Tes Aritmatika

Pada grafik yang ditunjukkan Gambar 4.8, terjadi perbedaan kenaikan antara FI dengan MI. Jika ditinjau dari nilai rata-rata, MI dan FI sama-sama mengalami kenaikan pada RT dan mengalami penurunan pada CS. Sedangkan jika ditinjau dari perbedaan nilai kenaikan RT maka selisih nilai MI lebih tinggi dari FI dengan rincian kenaikan RT terbesar 0,90 detik pada level 2. Sedangkan penurunan nilai CS pada FI lebih tinggi dari MI dengan nilai penurunan terbesar 17,30 poin pada level 1. Dari hasil kedua kondisi tersebut terjadi perubahan signifikan, sehingga Tes Aritmatika (AR) dapat digunakan dalam mendeteksi kelelahan mental.

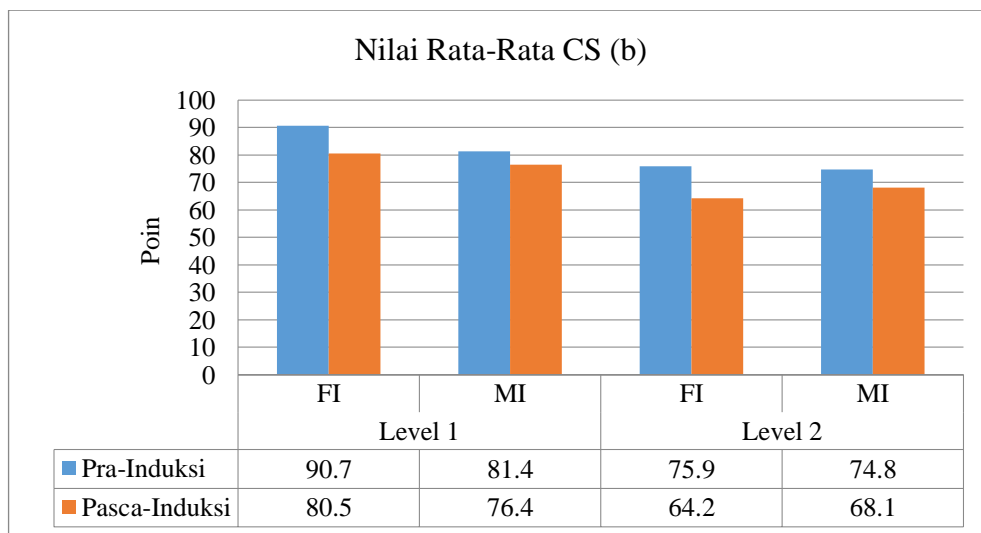
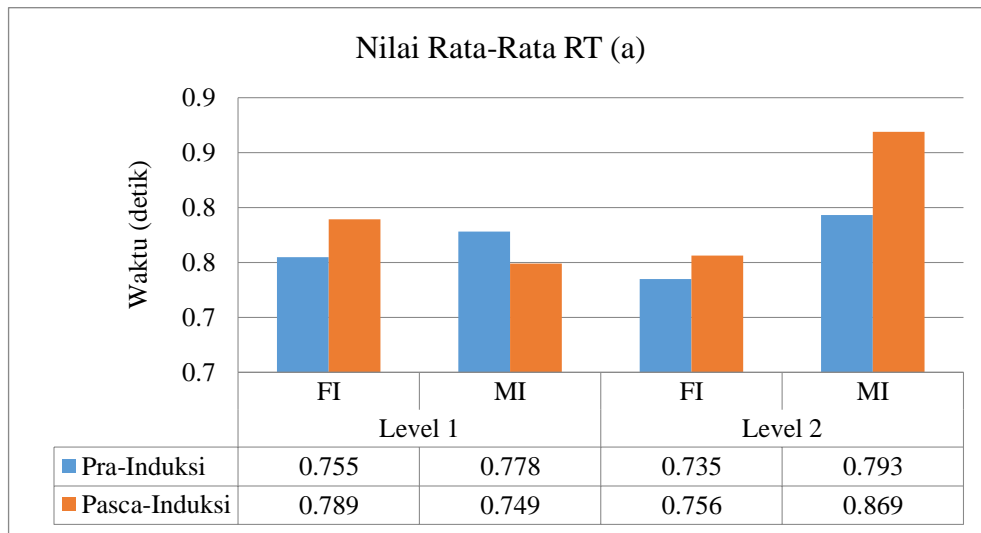
Tes kognitif yang kedua yaitu Tes Stroop (ST) yang merupakan tes konsentrasi. Pada tes kognitif ST mengalami tren kenaikan RT serta mengalami penurunan CS dari kondisi pra-induksi ke pasca-induksi baik pada level 1 maupun level 2. Grafik RT dan CS pada tes kognitif ST ditunjukkan pada Gambar 4.9 (a) waktu respon (RT) dan (b) skor (CS).



Gambar 4.9 (a) Rata-rata RT dan (b) rata-rata CS pada Tes Stroop

Pada grafik yang ditunjukkan Gambar 4.9, terjadi perbedaan kenaikan antara FI dengan MI. Jika ditinjau dari nilai rata-rata, MI dan FI sama-sama mengalami kenaikan pada RT dan mengalami penurunan pada CS. Sedangkan jika ditinjau dari perbedaan nilai kenaikan RT maka selisih nilai FI lebih tinggi dari MI dan sama-sama terdapat pada level 1 dan 2 dengan rincian kenaikan RT sebesar 0,07 detik. Sedangkan nilai penurunan nilai CS pada MI lebih tinggi dari FI yaitu sebesar 22,50 poin. Terjadi fenomena yang menarik pada hasil yang ditunjukkan oleh grafik MI di atas. Jika ditinjau dari perbedaan nilai kenaikan RT dengan penurunan CS pada level 2 maka terjadi perbedaan yang signifikan. Nilai kenaikan RT pada Level 2 sebesar 0.01 detik. Kenaikan tersebut jauh lebih kecil jika dibandingkan kenaikan RT pada Level 1 sebesar 0.05 detik. Sedangkan penurunan nilai CS pada Level 2 lebih besar dari Level 1 yaitu sebesar 25,70 poin dengan 22,50 poin. Dari fenomena tersebut menjadi kontradiktif. Penulis berasumsi bahwa pada level 2 kondisi MI, partisipan lebih cepat dalam menjawab soal yang menyebabkan kecilnya kenaikan RT. Namun hal tersebut beimbab pada lebih banyak kesalahan yang dihasilkan oleh partisipan sehingga memicu penurunan yang signifikan pada nilai CS. Fenomena ini terjadi disebabkan karena menurunnya tingkat konsentrasi yang dialami oleh partisipan yang merupakan salah satu akibat dari kelelahan mental. Dari hasil kedua kondisi tersebut terjadi perubahan signifikan, sehingga Tes Stroop (ST) dapat digunakan dalam mendeteksi kelelahan mental.

Pada tes kognitif yang ketiga yaitu Tes Spatial Span (SP) yang merupakan tes ingatan. Pada tes kognitif SP mengalami tren kenaikan RT serta mengalami penurunan CS dari kondisi pra-induksi ke pasca-induksi baik pada level 1 maupun level 2. Grafik RT dan CS pada tes kognitif ST ditunjukkan pada Gambar 4.10 (a) waktu respon (RT) dan (b) skor (CS).



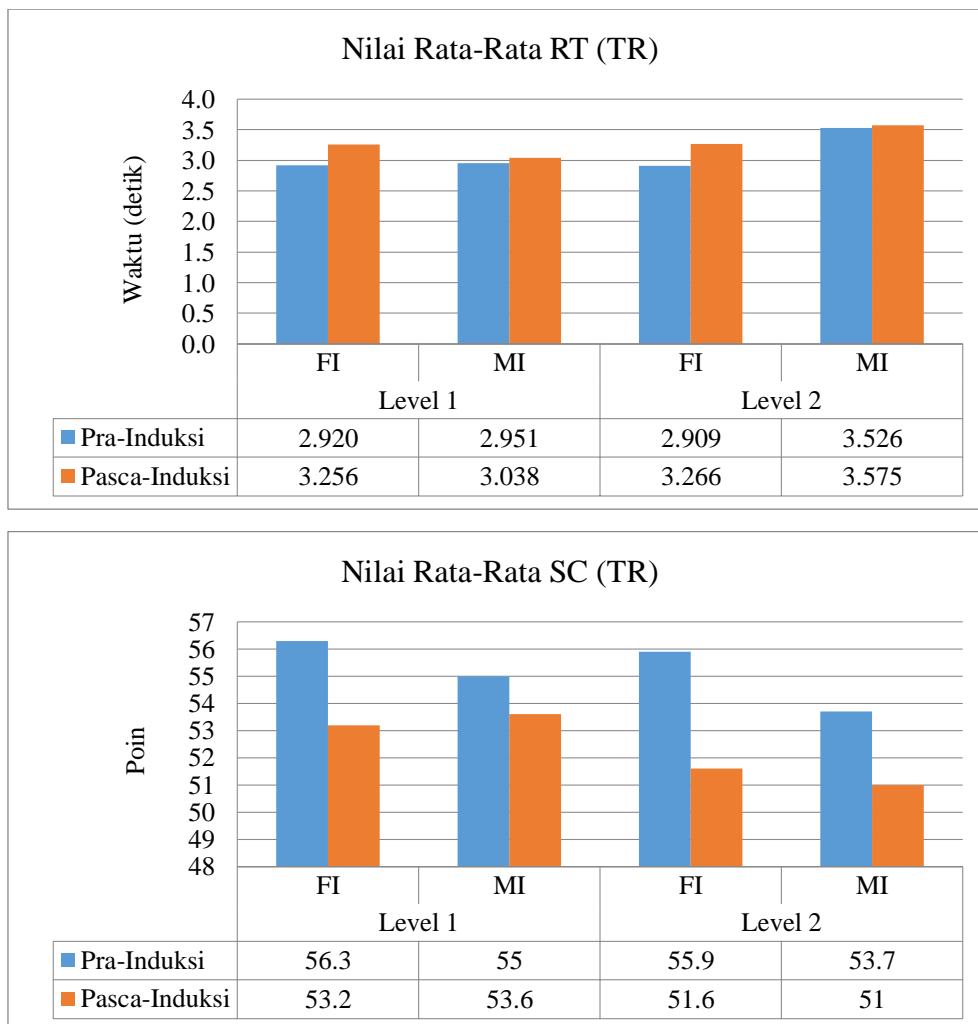
Gambar 4.10 (a) Rata-rata RT dan (b) rata-rata CS pada Tes Spatial Span

Pada grafik yang ditunjukkan Gambar 4.10 terjadi perbedaan kenaikan antara FI dengan MI. Jika ditinjau dari nilai rata-rata, MI dan FI sama-sama mengalami kenaikan pada RT kecuali MI pada Level 1 serta mengalami penurunan pada CS. Sedangkan jika ditinjau dari perbedaan nilai kenaikan RT maka selisih nilai MI lebih tinggi dari FI dan terdapat pada 2 dengan rincian kenaikan RT sebesar 0,08 detik. Sedangkan nilai penurunan nilai CS pada FI lebih tinggi dari MI yaitu sebesar 10.20 poin.

Terjadi fenomena yang menarik pada hasil yang ditunjukkan oleh grafik MI di atas. Jika ditinjau dari nilai RT maka terjadi penurunan nilai RT kondisi MI pada Level 1. Nilai penurunan RT pada Level 1 tersebut sebesar 0.03 detik. Sedangkan penurunan nilai CS pada Level 1 tidak terlalu besar yaitu sebesar 5.00

poin. Dari fenomena tersebut penulis berasumsi bahwa pada level 1 kondisi MI, partisipan lebih cepat dalam menjawab soal yang menyebabkan kecilnya kenaikan RT. Fenomena ini dapat terjadi karena disebabkan menurunnya tingkat daya ingat jangka pendek yang dialami oleh partisipan yang merupakan salah satu faktor dari kelelahan mental. Dari hasil kedua kondisi tersebut terjadi perubahan namun tidak terlalu signifikan, sehingga Tes Stroop (ST) dapat dipertimbangkan kembali untuk mendeteksi kelelahan mental.

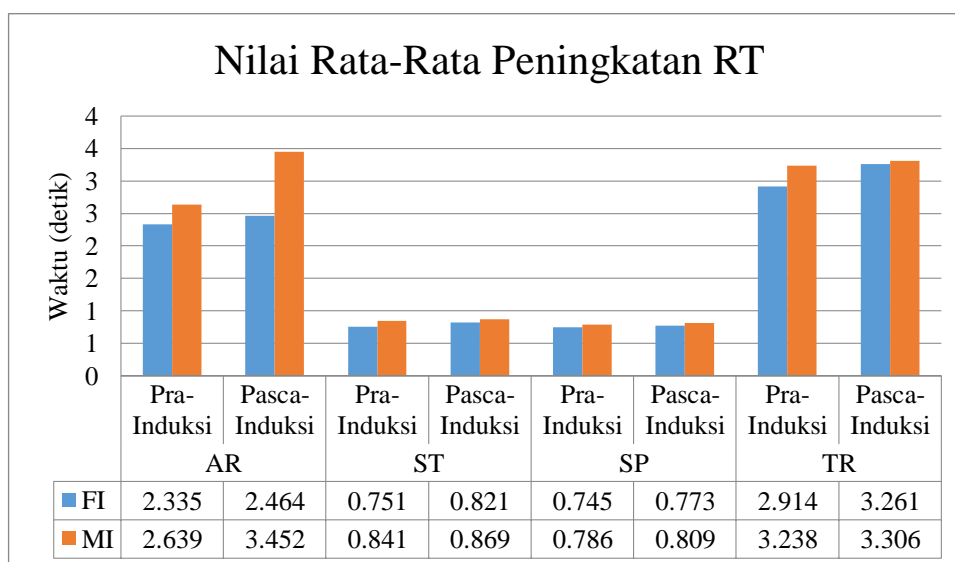
Tes kognitif yang terakhir yaitu Tes Trail Making (TR) yang merupakan tes konsentrasi dan fokus. Pada tes kognitif (TR) mengalami tren kenaikan RT serta mengalami penurunan CS dari kondisi pra-induksi ke pasca-induksi baik pada level 1 maupun level 2. Grafik RT dan CS pada tes kognitif TR ditunjukkan pada Gambar 4.11 (a) waktu respon (RT) dan (b) skor (CS).



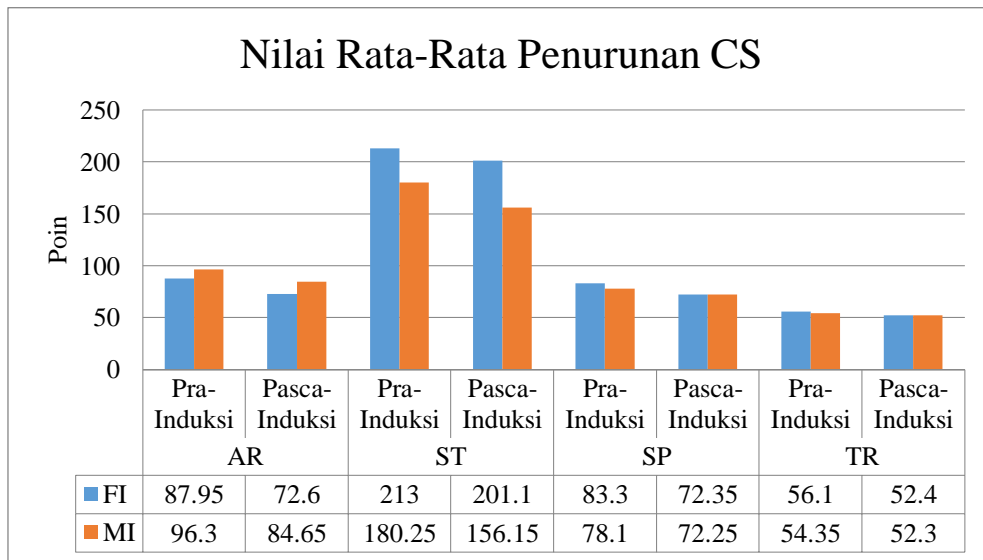
Gambar 4.11 (a) Rata-rata RT dan (b) skor CS pada Tes Trail Making

Pada grafik terdapat perbedaan kenaikan antara FI dengan MI. Jika ditinjau dari nilai rata-rata, FI dan MI sama-sama mengalami kenaikan pada RT dan mengalami penurunan pada CS. Sedangkan jika ditinjau dari perbedaan nilai kenaikan RT maka selisih nilai FI lebih tinggi dari MI baik pada level 1 dan level 2 dengan rincian kenaikan RT sebesar 0,34 detik dan 0,36 detik. Hal yang sama terjadi pada penurunan nilai CS pada FI lebih tinggi dari MI yaitu sebesar 3.10 poin. Terjadi fenomena yang menarik pada hasil yang ditunjukkan oleh grafik FI dan MI di atas. Terjadi penurunan yang signifikan ditunjukkan oleh hampir seluruh nilai CS di tiap tingkatan. Penulis berasumsi pada kedua kondisi FI dan MI, partisipan lebih banyak melakukan kesalahan dalam menjawab soal sehingga memicu penurunan yang signifikan pada nilai CS. Fenomena ini terjadi disebabkan karena menurunnya tingkat konsentrasi dan fokus yang dialami oleh partisipan sebagai salah satu akibat dari kelelahan mental. Dari hasil tersebut terjadi perubahan signifikan, sehingga Tes Trail Making (TR) dapat digunakan dalam mendeteksi kelelahan mental.

Hasil keseluruhan pengukuran kondisi kelelahan menggunakan 4 macam tes kognitif pada kedua induksi, secara umum menunjukkan peningkatan RT dan penurunan CS pada seluruh tes kognitif. Gambar 4.12 dan Gambar 4.13 di bawah ini menunjukkan grafik nilai rata-rata peningkatan RT serta penurunan CS dari 4 tes kognitif pada kedua induksi di bawah ini :



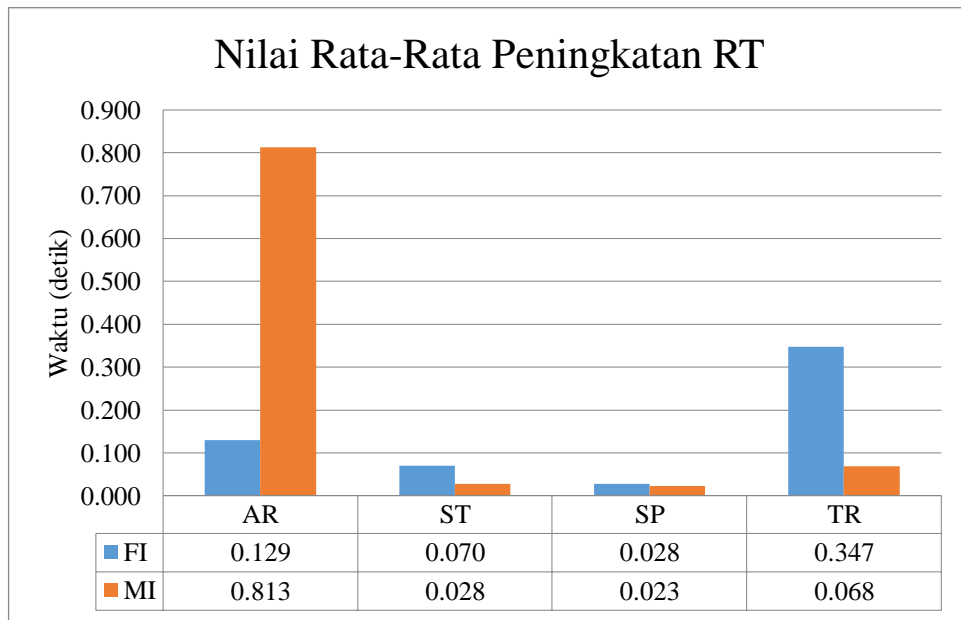
Gambar 4.12 Nilai rata-rata peningkatan RT



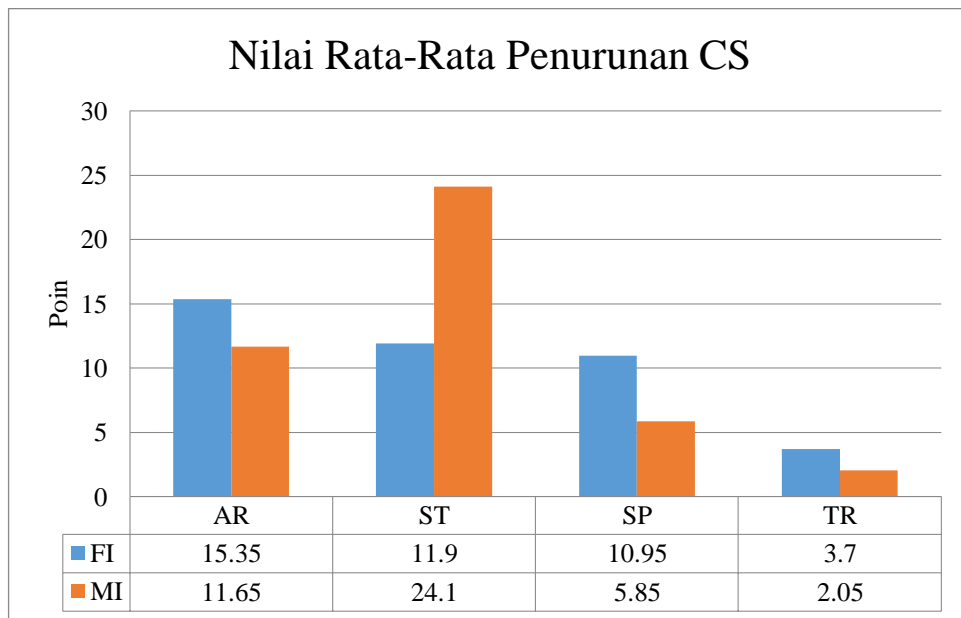
Gambar 4.13 Nilai rata-rata penurunan CS

Berdasarkan grafik Gambar 4.12 dan Gambar 4.13 di atas, secara keseluruhan baik induksi fisik maupun induksi mental mengalami peningkatan RT dan penurunan CS antara sebelum dan setelah induksi. Dari data kedua grafik di atas menunjukkan peningkatan seluruh nilai rata-rata RT pada induksi mental lebih tinggi yaitu sebesar 1.865 detik dari induksi fisik yaitu sebesar 1.148 detik. Sedangkan nilai rata-rata penurunan CS pada seluruh induksi mental sedikit lebih rendah yaitu 87,3 poin jika dibandingkan dengan induksi fisik yaitu 83,8 poin.

Hal ini menjawab hipotesa yang menyatakan bahwa induksi fisik dan induksi mental dapat memicu timbulnya kelelahan mental. Timbulnya kelelahan mental tersebut dapat diketahui setelah seluruh partisipan melakukan tes kognitif. Sedangkan jika dilakukan analisa berdasarkan kenaikan rata-rata waktu respon dan penurunan rata-rata skor dari 4 macam tes kognitif dapat dilihat pada Gambar 3.14 dan Gambar 3.15 berikut ini.



Gambar 4.14 Prosentase rata-rata peningkatan RT



Gambar 4.15 Prosentase rata-rata penurunan CS

Berdasarkan grafik Gambar 4.14 dan Gambar 4.15 di atas, menunjukkan peningkatan rata-rata waktu respon (RT) terbesar terjadi pada tes aritmatika dari induksi mental yaitu sebesar 0.813 detik. Sedangkan pada grafik CS, skor penurunan terbesar terjadi pada tes Stroop dari induksi mental yaitu sebesar 24.1 poin. Dari hasil tersebut, penulis dapat menjawab hipotesa yang menyatakan kelelahan mental dapat memicu menurunnya tingkat konsentrasi dan fokus serta

membutuhkan waktu yang lebih lama dalam menyelesaikan suatu tugas atau permasalahan. Hasil tersebut juga menunjukkan bahwa tes aritmatika dan tes stroop berhasil memberikan data yang signifikan terhadap perubahan kondisi partisipan serta menunjukkan gejala kelelahan mental.

4.4 Hasil Pengukuran EEG

4.4.1 Hasil Ekstraksi Fitur dan Pelabelan

Setelah dilakukan proses pemisahan sinyal band frekuensi seperti yang telah dijelaskan pada BAB 3, proses selanjutnya adalah ekstraksi fitur. Pada tahap ini masing-masing gelombang sinyal band diekstraksi menggunakan fitur *Power Percentage (PP)* guna menginvestigasi kelelahan mental. Hasil dari perekaman 10 partisipan pada induksi fisik menghasilkan 20 dataset dan 10 partisipan pada induksi mental menghasilkan 20 dataset. Tiap dataset terdiri dari data pra-induksi dan pasca-induksi. Masing-masing dataset disegmentasi kedalam 4 kelompok segmen seperti yang telah dijelaskan pada proses segmentasi pada subbab 3.3.3.1. Berdasarkan hasil pengukuran kuisioner SOFI dan hasil tes kognitif pada seluruh partisipan menunjukkan bahwa terdapat perbedaan signifikan antara pra-induksi dan pasca-induksi. Sehingga pada proses pelabelan, data pra-induksi diberi label normal dari masing-masing partisipan dan ditempatkan pada baris pertama sesuai total instance / total frame. Sedangkan data pasca-induksi diberi label kondisi *fatigue* dari masing-masing partisipan dan ditempatkan pada baris terakhir setelah label normal. Setiap instance pada tiap jendela segmen memiliki 42 fitur yang terdiri atas 3(tiga) *Power Percentage* band yaitu PP_{α} , PP_{β} , dan PP_{θ} pada setiap kanal (14 kanal). Tabel 4.2 merupakan contoh pelabelan hasil ekstraksi fitur pada kelompok segmentasi 60 detik pada partisipan S01. Pada kelompok segmentasi 60 detik, dihasilkan 4 baris segmen untuk label normal dan 4 baris segmen untuk label *fatigue*. Selanjutnya, untuk partisipan S02 dilakukan pelabelan menggunakan proses yang sama dengan S01 dan ditempatkan di bawah urutan partisipan S01 begitu seterusnya hingga partisipan S10. Proses pelabelan dari partisipan S01 hingga S10 menghasilkan 1(satu) dataset dari kelompok segmen 60 detik yang nantinya akan digunakan dalam proses klasifikasi. Proses yang sama dilakukan untuk kelompok segmentasi yang lain.

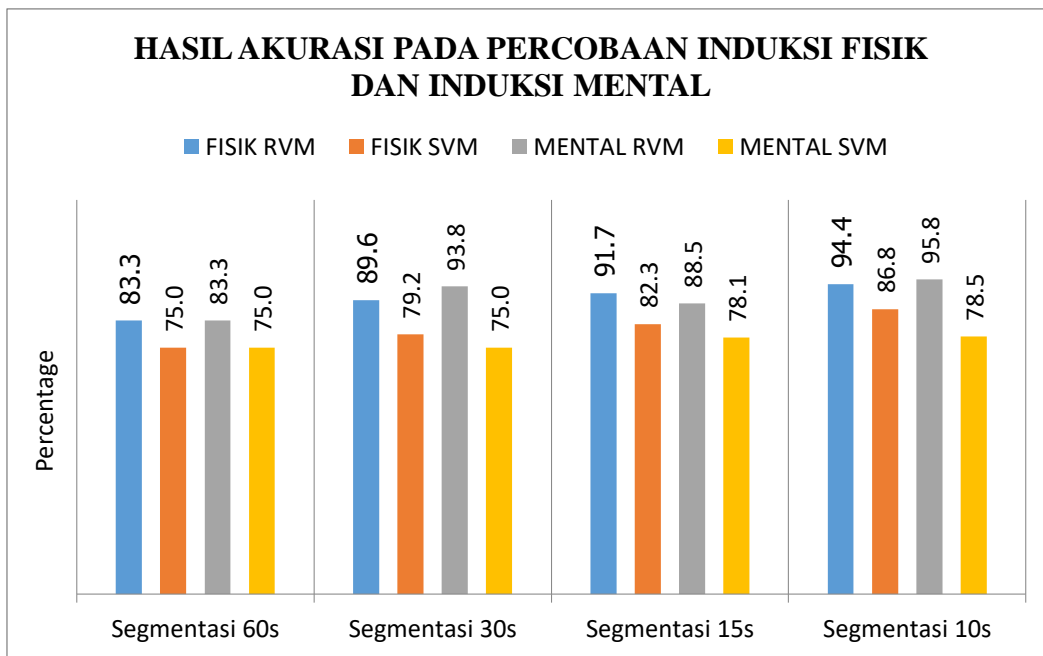
Tabel 4.2 Contoh Pelabelan hasil Ekstraksi Fitur pada Kelompok Segmentasi 60 detik pada Partisipan S01

Partisipan	Baris Segmen	Jumlah Fitur	Label
S01	1	42	Normal
	2	42	Normal
	3	42	Normal
	4	42	Normal
	1	42	Fatigue
	2	42	Fatigue
	3	42	Fatigue
	4	42	Fatigue
S02	1	42	Normal
	2	42	Normal
	3	42	Normal
	4	42	Normal
	1	42	Fatigue
	2	42	Fatigue
	3	42	Fatigue
	4	42	Fatigue
Untuk S03 hingga S10 dilakukan proses pelabelan yang sama dengan S01 dan S02			

4.4.2 Hasil Klasifikasi

Setelah ekstraksi fitur, proses selanjutnya adalah melakukan klasifikasi. Proses klasifikasi pada penelitian ini dengan cara membandingkan performansi antara 2 macam algoritma klasifikasi yaitu RVM dan SVM. Algoritma RVM dipilih sebagai algoritma utama karena merupakan pengembangan dari SVM serta menjawab hipotesa bahwa metode klasifikasi menggunakan RVM menghasilkan performa yang lebih baik dibandingkan dengan klasifikasi menggunakan SVM. Untuk mendapatkan hasil klasifikasi yang optimal, dilakukan modifikasi parameter C (*Cost*) pada persamaan algoritma SVM serta γ (*gamma*) pada persamaan algoritma RVM dan SVM. Parameter optimal ditentukan berdasarkan nilai rata-rata akurasi (%) tertinggi yang diperoleh dari *10-fold cross validation* dengan kombinasi nilai parameter yang digunakan yaitu $C = 2^{-1}, 2^0, \dots, 2^4$ dan $\gamma = 2^{-3}, 2^{-2}, \dots, 2^2$ pada data latih (*data training*). Sedangkan nilai C dan γ yang terbaik digunakan sebagai parameter pada data uji (*data testing*). Hasilnya

diperoleh parameter C dan γ yang terbaik pada $C = 2^{-1}$ dan $\gamma = 2^{-2}$. Parameter tersebut akan digunakan untuk klasifikasi 42 fitur berdasarkan skema kelompok segmentasi dari kedua induksi. Hasil klasifikasi menggunakan metode klasifikasi RVM dan SVM dapat dilihat pada Gambar 4.16.



Gambar 4.16 Hasil klasifikasi menggunakan skema segmentasi

Dari klasifikasi pada seluruh kondisi baik pada induksi fisik maupun induksi mental menggunakan algoritma RVM dan SVM menunjukkan hasil yang baik. Berdasarkan hasil klasifikasi yang ditunjukkan pada Gambar 4.16 diperoleh 3 simpulan yaitu algoritma terbaik, kelompok segmen terbaik dan induksi yang terbaik. Yang pertama, dari hasil klasifikasi menggunakan fitur PP tersebut menunjukkan bahwa algoritma RVM lebih baik dari SVM. Hal tersebut dibuktikan dengan nilai akurasi yang paling tinggi yang diperoleh dari kedua algoritma tersebut yaitu RVM sebesar 95,8% dan SVM sebesar 86,8%. Kedua, jika membandingkan kelompok segmen terbaik dari nilai akurasi, maka kelompok segmentasi 10s yang menggunakan panjang segmen 10 detik merupakan kelompok yang terbaik. Hal tersebut dibuktikan dengan nilai klasifikasi tertinggi pada algoritma RVM dan SVM sama-sama diperoleh pada kelompok segmen 10 detik. Pembuktian yang ketiga, jika membandingkan antara induksi dengan induksi mental yang digunakan dalam mendeteksi kelelahan mental, maka induksi

mental lebih baik dari pada induksi fisik. Hal tersebut dibuktikan dengan nilai akurasi terbaik yang diperoleh algoritma RVM dan kelompok segmen terbaik yang ditunjukkan oleh kelompok segemntasi 10s didapatkan pada induksi mental. Hasil nilai akurasi, sensitifitas dan spesifisitas dapat dilihat pada tabel 4.3

Tabel 4.3 Nilai Akurasi, Sensitifitas dan Spesifisitas

Induksi	Akurasi (%)		Sensitivitas (%)		Spesifisitas (%)	
	RVM	SVM	RVM	SVM	RVM	SVM
Fisik	94.4	86.8	95.7	88.4	95.8	88.9
Mental	95.8	78.5	97.1	71.6	97.2	62.5

Dari hasil klasifikasi, menunjukkan bahwa algoritma RVM lebih baik dari SVM dilihat dari nilai akurasi, sensitifitas maupun spesifisitas. Selain ketiga nilai tersebut keunggulan algoritma RVM dibuktikan juga dengan jumlah vector pendukung/*support vector* (*sv*) yang lebih sedikit serta waktu komputasi yang lebih rendah dibandingkan dengan menggunakan algortima SVM. Hal ini membuktikan bahwa RVM layak untuk digunakan pada pengolahan data sinyal non-stationer EEG. Adapun jumlah vector pendukung / *support vector* (*sv*) dan waktu komputasi dapat dilihat pada Tabel 4.4.

Tabel 4.4 Nilai Vektor Pendukung dan Waktu Komputasi

Induksi	Vektor Pendukung (<i>sv</i>)		Waktu Komputasi (s)	
	RVM	SVM	RVM	SVM
Fisik	42	217	0.1248	0.1490
Mental	42	285	0.1456	0.2034

4.4.3 Hasil Analisa Keseluruhan

Pengukuran subjektif menggunakan kuisisioner *Swedish Occupational Fatigue Inventory* (SOFI), pengukuran kognitif menggunakan tes kognitif dan pengukuran fisiologis menggunakan perekaman sinyal EEG merupakan kombinasi yang sangat tepat dalam menginvestigasi kelelahan mental. Ketiga metode tersebut mampu menghasilkan informasi yang dapat digunakan penulis dalam menentukan ciri atau karakteristik kelelahan mental pada partisipan. Pengukuran EEG mampu menutupi bias dari hasil yang didapatkan dari kuisisioner

SOFI. Sedangkan pengukuran kognitif mampu memberikan informasi yang mendukung hasil yang didapatkan dari pengukuran subjektif.

Dari hasil penelitian yang dilakukan penulis, gejala kelelahan mental dapat muncul pada aktivitas yang membutuhkan kerja fisik maupun mental. Oleh sebab itu, penelitian ini mengusulkan dua desain eksperimental dalam mendeteksi kelelahan mental yaitu desain pertama menggunakan induksi fisik (FI) dan desain kedua menggunakan induksi mental (MI). Tujuan utama penulis menggunakan dua induksi kelelahan mental yang berbeda adalah untuk membuktikan adanya keterkaitan antara beban kerja fisik dan beban mental terhadap kelelahan mental yang dialami oleh seseorang.

Setelah dilakukan percobaan kepada seluruh partisipan berdasarkan dua induksi yang berbeda, ternyata hasil pengukuran subjektif, kognitif dan fisiologis menghasilkan informasi yang beragam. Berdasarkan hasil kuisioner SOFI tercatat nilai rata-rata SOFI setelah induksi lebih tinggi jika dibandingkan dengan nilai rata-rata SOFI saat sebelum induksi. Adapun hasil ini membuktikan bahwa baik aktivitas fisik maupun mental mampu menginduksi gejala kelelahan mental. Hasil ini juga didukung penelitian yang dilakukan oleh Pinyi Li *et al.*[40]dimana seseorang pekerja yang berhadapan dengan layar computer selama lebih dari 4 jam memiliki nilai skor SOFI yang lebih tinggi jika dibandingkan dengan pekerja yang kurang dari 4 jam. Nilai elemen terbesar dari pengukuran subjektif menggunakan kuisioner SOFI yaitu pada 3(tiga) dimensi yaitu SL, LE dan LM. Ketiga dimensi tersebut merupakan dimensi pada SOFI yang digunakan untuk menggambarkan kelelahan pada kondisi mental.

Hasil pengukuran kognitif pada tes kognitif menunjukkan bahwa baik induksi fisik maupun induksi mental mengalami peningkatan waktu respon (RT) dan penurunan skor (CS) antara sebelum dan sesudah induksi. Dari pengukuran menunjukkan peningkatan seluruh nilai rata-rata RT pada induksi mental lebih tinggi yaitu sebesar 1.865 detik dari induksi fisik yaitu sebesar 1.148 detik. Sedangkan nilai rata-rata penurunan CS pada seluruh induksi mental sedikit lebih rendah yaitu 87,3 poin jika dibandingkan dengan induksi fisik yaitu 83,8 poin. Disisi lain, peningkatan rata-rata waktu respon (RT) terbesar terjadi pada tes aritmatika dari induksi mental yaitu sebesar 1.627 detik. Sedangkan penurunan

rata-rata skor (CS) terbesar terjadi pada tes Stroop dari induksi mental yaitu sebesar 48.2 poin.

Hasil pengukuran sinyal EEG sangat membantu dalam menentukan dan membedakan antara kondisi normal(sabelum induksi) dan kondisi *fatigue* (seleah induksi). Hasil klasifikasi menggunakan fitur *Power Presentage* menunjukkan bahwa algoritma RVM lebih baik dari SVM dengan nilai akurasi yang paling tinggi yaitu sebesar 95,8% untuk RVM dan 86,8% untuk SVM. Selain itu algoritma RVM juga memiliki jumlah vector pendukung/*support vector* (*sv*) yang lebih sedikit serta waktu komputasi yang lebih rendah dibandingkan dengan menggunakan algortima SVM. Dari 4 kelompok segmen yang diteliti, kelompok segmen 10s yang menggunakan panjang segmen 10 detik merupakan kelompok yang terbaik.

Halaman ini sengaja dikosongkan

BAB 5

KESIMPULAN

5.1 Kesimpulan

Adapun kesimpulan pada penelitian ini adalah

1. Pada penelitian ini digunakan dua desain eksperimental dalam mendeteksi kelelahan mental yaitu desain pertama menggunakan induksi fisik (FI) dan desain kedua menggunakan induksi mental (MI). Kedua induksi yang diusulkan tersebut mampu membuktikan adanya keterkaitan antara beban kerja fisik dan beban mental terhadap kelelahan mental yang dialami oleh seseorang. Hal ini dibuktikan dari perbedaan hasil yang signifikan antara pra-induksi dan pasca-induksi yang diukur menggunakan pengukuran subjektif melalui kuisioner dan pengukuran kognitif menggunakan tes kognitif.
2. Hasil pengukuran subjektif menggunakan kuisioner SOFI mengalami tren peningkatan nilai rata-rata seluruh elemen pada tiap dimensi SOFI baik pada induksi fisik maupun induksi mental. Peningkatan yang signifikan terjadi pada 3(tiga) dimensi yaitu *Sleepiness* (SL), *Lack of Energy* (LE) dan *Lack of Motivation* (LM) yang merupakan dimensi pada SOFI untuk menggambarkan kelelahan pada kondisi mental.
3. Hasil pengukuran kognitif menggunakan 4 macam tes kognitif menunjukkan bahwa induksi fisik dan induksi mental mengalami peningkatan waktu respon (RT) dan penurunan skor (CS) yang diukur antara pra-induksi dan pasca-induksi. Dari 4 macam tes kognitif yang diusulkan, tes aritmatika dan tes stroop berhasil memberikan data yang signifikan terhadap perubahan kondisi partisipan. Hal tersebut dikarenakan kelelahan mental dapat memicu menurunnya tingkat konsentrasi dan fokus serta membutuhkan waktu yang lebih lama dalam menyelesaikan suatu tugas atau permasalahan.
4. Dari metode yang telah diusulkan, pemanfaatan ciri/fitur *Power Presentage* mampu membedakan kondisi normal/terjaga dan kondisi kelelahan mental. Hal ini dibuktikan dengan tingkat akurasi yang baik pada seluruh kelompok segmen yang diusulkan. Nilai akurasi terbaik diantara seluruh kelompok

segmen yaitu sebesar 95,8% diperoleh dari hasil klasifikasi menggunakan RVM sedangkan akurasi tertinggi menggunakan klasifikasi SVM sebesar 86,8%. Selain itu dari hasil proses klasifikasi, algoritma RVM juga memiliki jumlah vector pendukung/*support vector* (*sv*) yang lebih sedikit serta waktu komputasi yang lebih rendah jika dibandingkan dengan menggunakan algoritma SVM. Hal ini menunjukkan bahwa performa algoritma RVM lebih baik jika dibandingkan dengan SVM dalam mendeteksi kelelahan mental. Dari kedua nilai akurasi terbaik yang diperoleh RVM dan SVM tersebut didapatkan pada kelompok segmentasi 10s. Hal ini menunjukkan bahwa kelompok segmentasi 10 detik merupakan kelompok terbaik diantara kelompok yang lain. Kedua nilai akurasi terbaik pada kelompok segmen terbaik didapatkan pada induksi mental. Sehingga dapat disimpulkan bahwa induksi mental mampu memberikan performa yang lebih baik jika dibandingkan dengan induksi fisik.

5.1.1 Penelitian Lanjutan

1. Pada penelitian selanjutnya, dapat menambahkan fitur-fitur yang lebih bervariasi baik pada domain waktu maupun pada domain frekuensi guna menginvestigasi kelelahan mental.
2. Penelitian ini hanya berfokus pada frekuensi band alpha, beta, dan theta. Untuk penelitian selanjutnya dapat menambahkan frekuensi band lainnya seperti delta, gamma, low alpha, high alpha, low beta, high beta agar analise lebih lengkap.
3. Penelitian selanjutnya dapat menggunakan seleksi fitur guna mereduksi kompleksitas komputasi dalam menginvestigasi kelelahan mental.
4. Penelitian ini juga dapat dikembangkan dan dikemas menjadi bentuk aplikasi agar dapat dengan mudah digunakan dan diujicoba guna memonitor kelelahan mental yang dialami seseorang.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] B. T. Akoso, H. . Galuh, and Akoso, *Bebas Kelelahan*, Terapi Ala. Yogyakarta: Kanisius, 2009.
- [2] S. K. L. Lal and A. Craig, “A critical review of the psychophysiology of driver fatigue,” vol. 55, no. 2001, pp. 173–194, 2007.
- [3] L. J. Trejo, K. Kubitz, R. Rosipal, R. L. Kochavi, and L. D. Montgomery, “EEG-Based Estimation and Classification of Mental Fatigue,” *Psychology*, vol. 06, no. 05, pp. 572–589, 2015.
- [4] S. M. Marcora, W. Staiano, and V. Manning, “Mental fatigue impairs physical performance in humans,” pp. 857–864, 2009.
- [5] R. D. Moore and P. O. Connor, “The influence of exercise-induced fatigue on cognitive function,” vol. 30, no. May, pp. 841–850, 2012.
- [6] B. Pageaux and R. Lepers, “Fatigue induced by physical and mental exertion increases perception of effort and impairs subsequent endurance performance,” *Front. Physiol.*, vol. 7, no. NOV, 2016.
- [7] Tarwaka, S. H. Bakri, and L. Sudiajeng, *Ergonomi untuk Keselamatan, Kesehatan Kerja dan Produktivitas*. 2004.
- [8] C. H. A. Pelle, “An evaluation of subjective and objective measures of fatigue in patients with brain injury and healthy controls,” vol. 12, 1998.
- [9] A. W. S. Leung, C. C. H. Chan, and J. He, “Structural stability and reliability of the Swedish occupational fatigue inventory among Chinese VDT workers,” *Appl. Ergon.*, vol. 35, no. 3, pp. 233–241, 2004.
- [10] P. O. Valko, C. L. Bassetti, K. E. Bloch, U. Held, and C. R. Baumann, “Validation of the Fatigue Severity Scale in a Swiss Cohort,” no. June 2014, 2008.

- [11] I. Sasahara, N. Fujimura, Y. Nozawa, Y. Furuhashi, and H. Sato, "The effect of histidine on mental fatigue and cognitive performance in subjects with high fatigue and sleep disruption scores," *Physiol. Behav.*, vol. 147, pp. 238–244, 2015.
- [12] L. Trejo *et al.*, "EEG-based estimation of mental fatigue: Convergent evidence for a three-state model," *Found. Augment. Cogn.*, pp. 201–211, 2007.
- [13] F. Barwick, P. Arnett, and S. Slobounov, "EEG correlates of fatigue during administration of a neuropsychological test battery," *Clin. Neurophysiol.*, vol. 123, no. 2, pp. 278–284, 2012.
- [14] E. Price, G. Moore, L. Galway, and M. Linden, "Towards a Mobile Assistive Technology for Monitoring and Assessing Cognitive Fatigue in Individuals with Acquired Brain Injury," *2015 IEEE Int. Conf. Comput. Inf. Technol. Ubiquitous Comput. Commun. Dependable, Auton. Secur. Comput. Pervasive Intell. Comput.*, pp. 1487–1491, 2015.
- [15] E. Joyce, S. Blumenthal, and S. Wessely, "Memory, attention, and executive function in chronic fatigue syndrome," *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry*, vol. 60, no. 5, pp. 495–503, 1996.
- [16] K. Mizuno and Y. Watanabe, "Utility of an advanced trail making test as a neuropsychological tool for an objective evaluation of work efficiency during mental fatigue," *Fatigue Sci. Hum. Heal.*, pp. 47–54, 2008.
- [17] A. Gevins *et al.*, "Towards Measurement of Brain-Function in Operational Environments," *Biol. Psychol.*, vol. 40, no. 1–2, pp. 169–186, 1995.
- [18] C. Zhao, C. Zheng, M. Zhao, and J. Liu, "Classifying driving mental fatigue based on multivariate autoregressive models and kernel learning algorithms," in *Proceedings - 2010 3rd International Conference on Biomedical Engineering and Informatics, BMEI 2010*, 2010, vol. 6, pp. 2330–2334.

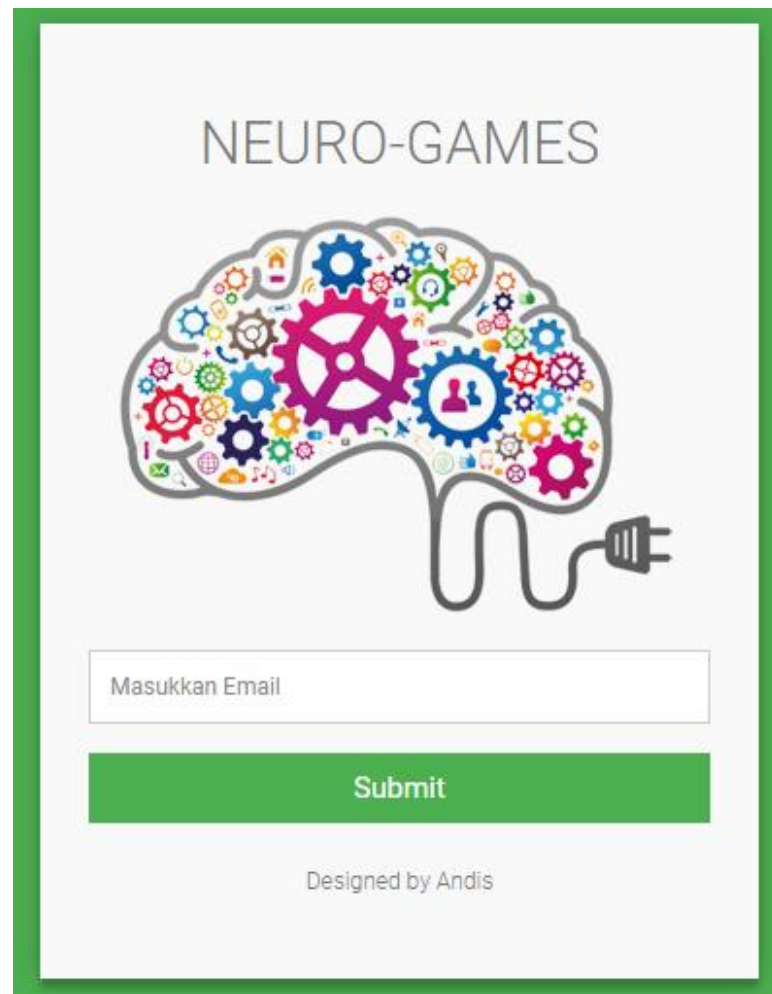
- [19] S. K. L. Lal, A. Craig, P. Boord, L. Kirkup, and H. Nguyen, "Development of an algorithm for an EEG-based driver fatigue countermeasure," *J. Safety Res.*, vol. 34, no. 3, pp. 321–328, 2003.
- [20] J. V BASMAJIAN, "Muscle Fatigue and Time-Dependent Parameters of the Surface EMG Signal," *Muscles Alive Their Funct. Reveal. by Electromyogr.*, pp. 201–222, 1985.
- [21] S.-Y. C. 1 and H.-T. Hsu2, "Mental Fatigue Measurement Using EEG," *Risk Manag. Trends*, 2011.
- [22] A. Pimenta, D. Carneiro, P. Novais, and J. Neves, "Monitoring mental fatigue through the analysis of keyboard and mouse interaction patterns," *Lect. Notes Comput. Sci. (including Subser. Lect. Notes Artif. Intell. Lect. Notes Bioinformatics)*, vol. 8073 LNAI, pp. 222–231, 2013.
- [23] K. LB, L. NG, J. Muir-Nash, and S. AD, "The fatigue severity scale: Application to patients with multiple sclerosis and systemic lupus erythematosus," *Arch. Neurol.*, vol. 46, no. 10, pp. 1121–1123, Oct. 1989.
- [24] J. Shen, L. C. P. Botly, and S. A. Chung, "Fatigue and shift work," pp. 1–5, 2006.
- [25] E. Hoddes, V. Zarcone, H. Smythe, R. Phillips, and W. C. Dement, "Quantification of sleepiness: A new approach," *Psychophysiology*, vol. 10, no. 4, pp. 431–436, 1973.
- [26] P. M. Meek *et al.*, "Psychometric testing of fatigue instruments for use with cancer patients," *Nurs. Res.*, vol. 49, no. 4, pp. 181–190, 2000.
- [27] E. Glader, B. Stegmayr, and K. Asplund, "Poststroke fatigue: a 2-year follow-up study of stroke patients in Sweden. *Stroke*," vol. 33, pp. 1327–1333, 2002.
- [28] A. Belmont, N. Agar, C. Hugeron, B. Gallais, and P. Azouvi, "Fatigue and traumatic brain injury," vol. 49, pp. 370–374, 2006.

- [29] E. Ahsberg, F. Gamberale, and A. Kjellberg, "Perceived quality of fatigue during different occupational tasks Development of a questionnaire," vol. 20, pp. 121–135, 1997.
- [30] E. Ahsberg and F. Gamberale, "Perceived fatigue during physical work : an experimental evaluation of a fatigue inventory," vol. 21, pp. 117–131, 1998.
- [31] A. Elizabeth, "Dimensions of fatigue in different working populations," *Scand. J. Psychol.*, vol. 41, pp. 231–241, 2000.
- [32] S. Johansson, C. Ytterberg, B. Back, L. W. Holmqvist, and L. Von Koch, "ORIGINAL REPORT THE SWEDISH OCCUPATIONAL FATIGUE INVENTORY IN PEOPLE WITH MULTIPLE SCLEROSIS," no. 23, pp. 737–743, 2008.
- [33] S. Christina, C. Fabienne, C. Cajochen, and P. Peigneux, "A time to think : Circadian rhythms in human cognition," *Cogn. Neuropsychol.*, vol. 24, no. 7, pp. 755–789, 2007.
- [34] K. G.H, L. H.O, J. H.H, and E. C, "The ten \pm twenty electrode system of the International Federation," *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol. Suppl.*, vol. 52, pp. 3–6, 1999.
- [35] T. T. Cranial, "10 / 20 System Positioning," 2012.
- [36] T. Radüntz, J. Scouten, O. Hochmuth, and B. Meffert, "Computational Neuroscience EEG artifact elimination by extraction of ICA-component features using image processing algorithms," *J. Neurosci. Methods*, vol. 243, pp. 84–93, 2015.
- [37] M. Ungureanu, C. Bigan, R. Strungaru, and V. Lazarescu, "Independent Component Analysis Applied in Biomedical Signal Processing," vol. 4, pp. 1–8, 2004.
- [38] N. Hazarika, J. Zhu, C. Ah, C. Tsoi, and A. Sergejew, "Classification of EEG Signals Using the Wavelet Transform," pp. 89–92.

- [39] L. A. Barford, R. S. Fazzino, and D. R. Smith, “An Introduction to Wavelets,” 1992.
- [40] Pinyi Li, Wenhui Jiang, and Fei Su, “Single-channel EEG-based mental fatigue detection based on deep belief network,” *2016 38th Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, pp. 367–370, 2016.
- [41] C. Cortes and V. Vapnik, “Support-Vector Networks,” vol. 297, pp. 273–297, 1995.
- [42] M. Tipping, “Sparse Bayesian Learning and the Relevance Vector Mach,” *J. Mach. Learn. Res.*, vol. 1, pp. 211–244, 2001.
- [43] M. Tanaka, Y. Shigihara, A. Ishii, M. Funakura, E. Kanai, and Y. Watanabe, “Effect of mental fatigue on the central nervous system : an electroencephalography study,” *Behav. Brain Funct.*, vol. 8, no. 1, p. 1, 2012.

Halaman ini sengaja dikosongkan

LAMPIRAN



Gambar : Tampilan Awal / Home

FORM REGISTER

Email Anda belum terdaftar.
Isikan Data Diri Anda dengan Sebenarnya pada Form A dan B

A. Registrasi

Laki - Laki
 Perempuan

B. Riwayat Kesehatan

Submit

Designed by Andis

Gambar : Tampilan Formulir Registrasi

FORM REGISTER

Email Anda belum terdaftar.
Isikan Data Diri Anda dengan Sebenarnya pada Form A dan B

A. Registrasi

B. Riwayat Kesehatan

1. Pernah cedera kepala baik ringan / berat?

Ya
 Tidak

2. Anda berkacamata?

Ya
 Tidak

3. Anda bertangan kidal?

Ya
 Tidak

4. Anda buta warna?

Ya
 Tidak

Submit

Designed by Andis

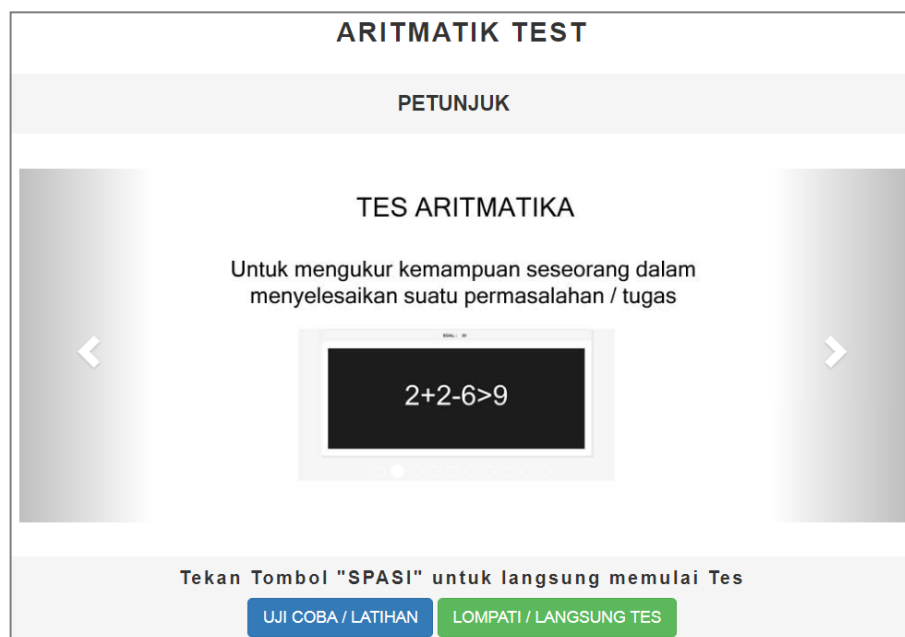
Gambar : Tampilan Formulir Riwayat Kesehatan



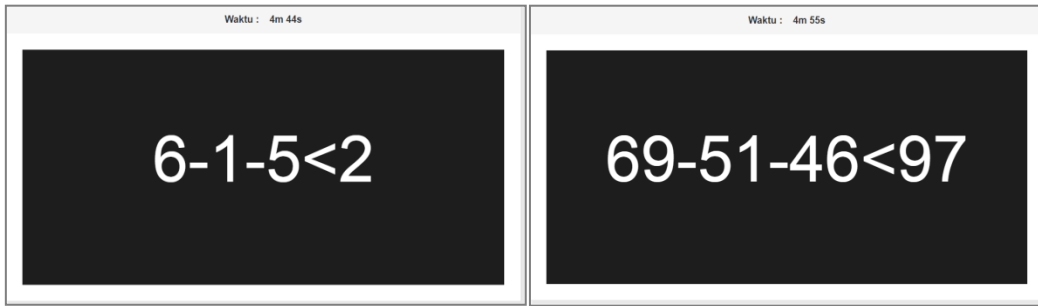
Gambar : Tampilan Halaman Sesi Games



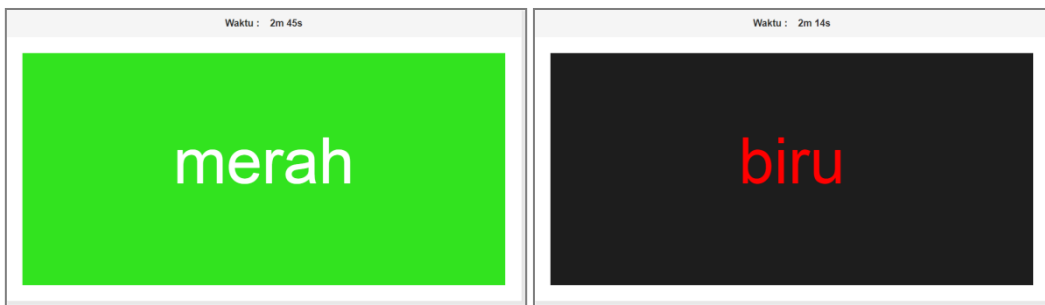
Gambar : Tampilan Halaman Sesi 1 Games



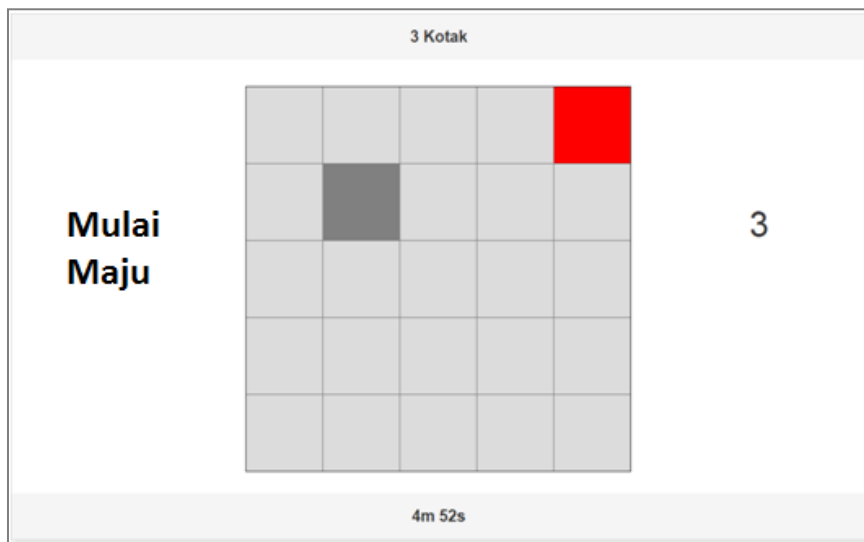
Gambar : Tampilan Halaman Petunjuk Tes Aritmatika



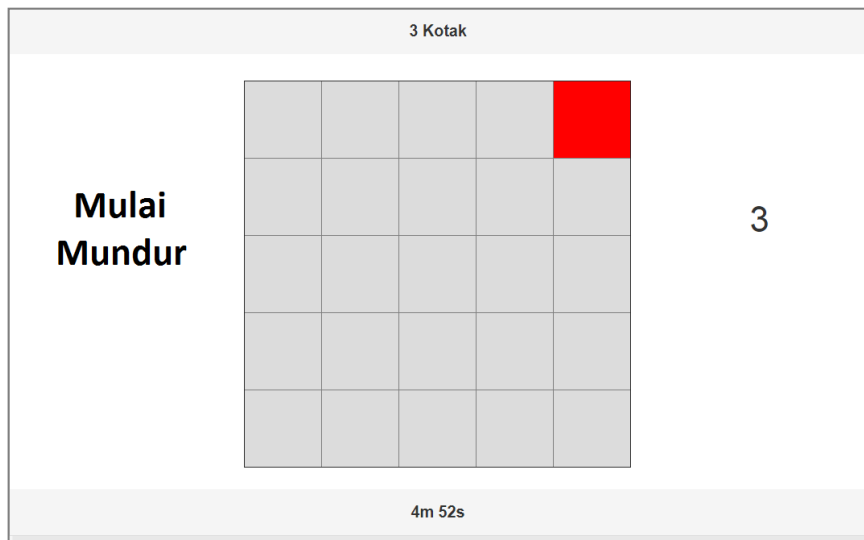
Gambar : Tampilan Tes Aritmatika Level Rendah (kiri) dan Level Tinggi (kanan)



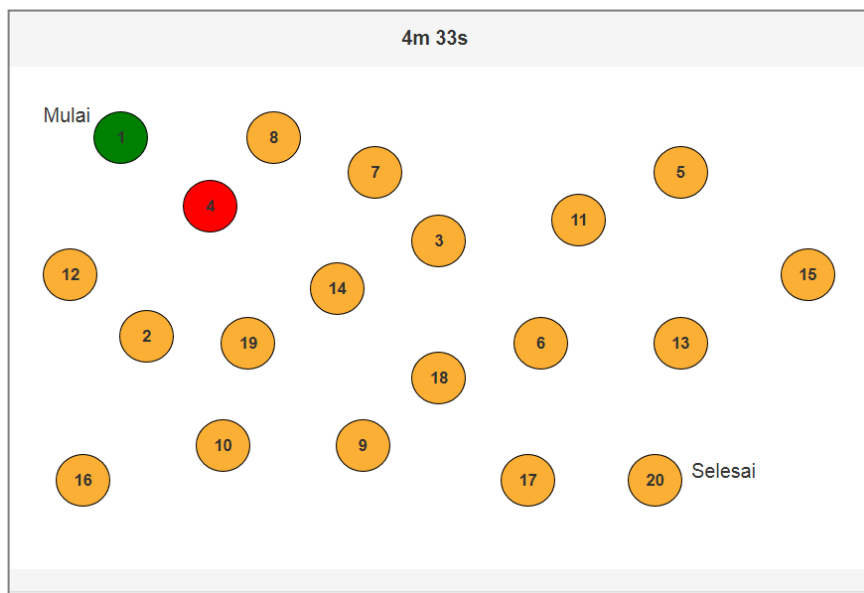
Gambar : Tampilan Tes Stroop Level Rendah (kiri) dan Level Tinggi (kanan)



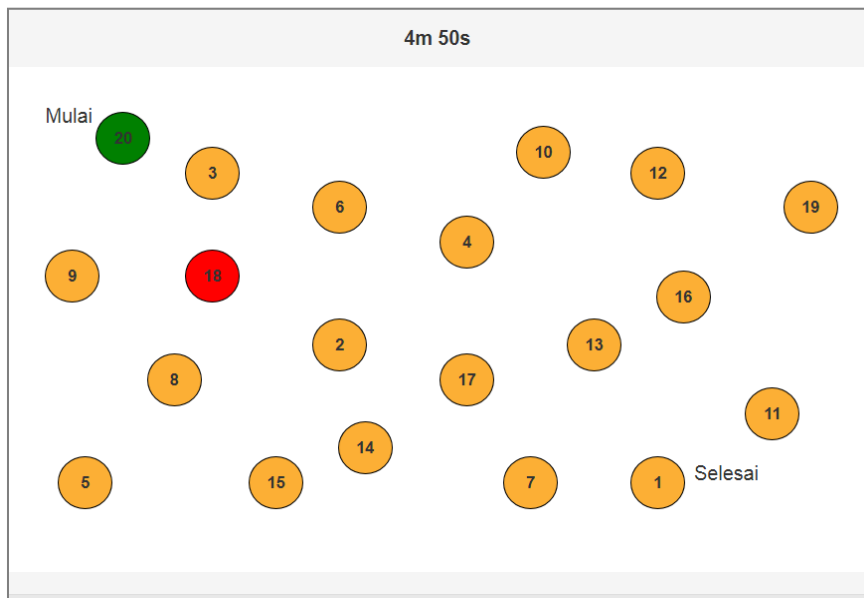
Gambar : Tes Spatial Span Level Rendah (*Forward Answer*)



Gambar : Tes Spatial Span Level Tinggi (*Backward Answer*)



Gambar : Tes Trail Making Level Rendah (*Ascending Answer*)



Gambar : Tes Trail Making Level Tinggi (*Descending Answer*)

The image shows a screenshot of the SOFI questionnaire interface. The title is "Kuisisioner". Below the title, there is a question: "Isikan Data Diri Anda dengan Sebenarnya. Apa yang Anda rasakan saat ini..??" and a scale: "SKALA : Tidak: 0, Sedikit: 1 s/d 2, Sedang: 3 s/d 4, Sangat: 5 s/d 6". The interface displays a 7-point Likert scale for four symptoms: "Jantung Berdebar (Palpitation)", "Kurang Konsentrasi (Lack of concern)", "Kehabisan Tenaga (Worn Out)", and "Otot Tegang (Tense muscle)". The scale options are 0 (green), 1 (light green), 2 (yellow), 3 (orange), 4 (dark orange), 5 (red), and 6 (dark red). The "Submit" button is located at the bottom.

Gambar : Tampilan Kuisisioner SOFI

BIOGRAFI PENULIS



Andi Setiawan, Magister Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya, Fakultas Teknologi Elektro, Departemen Teknik Elektro, Bidang Keahlian Telematika/Pengelola TIK Pemerintahan (PeTIK) angkatan 2016. Salah satu penerima Beasiswa Dalam Negeri, Program Pascasarjana Kementerian Komunikasi dan Informatika Republik Indonesia kerjasama dengan Perguruan Tinggi di Indonesia. Lahir di Mojokerto tanggal 22 Maret 1988. Merupakan anak terakhir dari 3 bersaudara dan ayah dari Muhammad Abidzar Al Farisi serta suami dari Lailatul Badriyah. Bertugas pada Komisi Pemilihan Umum Republik Indonesia sejak tahun 2011.

Alamat email : setiandiwan@gmail.com; andi.setiawan16@mhs.ee.its.ac.id

Riwayat Pendidikan:

1998 – 2000 : SDN Kranggan 4 Kota Mojokerto
2000 – 2003 : SMPN 4 Kota Mojokerto
2003 – 2006 : SMAN 1 Puri Mojokerto
2006 – 2010 : Teknik Informatika, UPN “Veteran” Jawa Timur

Riwayat Pekerjaan:

2011 – 2016 : Komisi Pemilihan Umum Kabupaten Tulungagung
2016 – sekarang : Komisi Pemilihan Umum Kota Mojokerto

Halaman ini sengaja dikosongkan