PEMROSESAN DAN ANALISIS GERAKAN SINYAL MATA *SACCADE* MENGGUNAKAN *ELECTROOCULOGRAPHY* (EOG)

SKRIPSI

untuk memenuhi salah satu persyaratan

mencapai derajat Sarjana S1



Disusun oleh:

Muhammad Rafi Prasetyo

16524057

Jurusan Teknik Elektro

Fakultas Teknologi Industri

Universitas Islam Indonesia

Yogyakarta

2020

LEMBAR PENGESAHAN

PEMROSESAN DAN ANALISIS GERAKAN SINYAL MATA *SACCADE* MENGGUNAKAN *ELECTROOCULOGRAPH* (EOG)

TUGAS AKHIR

Diajukan sebagai Salah Satu Syarat untuk Memperoleh
Gelar Sarjana Teknik
pada Program Studi Teknik Elektro
Fakultas Teknologi Industri
Universitas Islam Indonesia

Disusun oleh:

Muhammad Rafi Prasetyo
16524057

Yogyakarta, tanggal-bulan-tahun

Menyetujui,

Pembimbing 1	Pembimbing 2
Sisdarmanto Adinandra, S.T., M.Sc., Ph.D.	**Alvin Sahroni, S.T., M.Eng., Ph.D**
025240101	**095240402**

LEMBAR PENGESAHAN

SKRIPSI

PEMROSESAN DAN ANALISIS GERAKAN SINYAL MATA *SACCADE* MENGGUNAKAN *ELECTROOCULOGRAPHY* (EOG)

Dipersiapkan dan disusun oleh:

Muhammad Rafi Prasetyo

16524057

Telah dipertahankan di depan dewan penguji

Pada tanggal: 11 Desember 2020

Susunan dewan penguji

Ketua Penguji : Sisdarmanto Adinandra, S.T., M.Sc., Ph.D., _____

Anggota Penguji 1: Yusuf Aziz Amrulloh, S.T., M.Eng., Ph.D., _____

Anggota Penguji 2: Ida Nurcahyani, S.T., M.Eng., _____

Skripsi ini telah diterima sebagai salah satu persyaratan untuk memperoleh gelar Sarjana

Tanggal: 11 Desember 2020

Ketua Program Studi Teknik Elektro

Yusuf Aziz Amrulloh, S.T., M.Eng., Ph.D.

045240101

PERNYATAAN

Dengan ini Saya menyatakan bahwa:

1. Skripsi ini tidak mengandung karya yang diajukan untuk memperoleh gelar kesarjanaan di suatu Perguruan Tinggi, dan sepanjang pengetahuan Saya juga tidak mengandung karya atau pendapat yang pernah ditulis atau diterbitkan oleh orang lain, kecuali yang secara tertulis diacu dalam naskah ini dan disebutkan dalam daftar pustaka.
2. Informasi dan materi Skripsi yang terkait hak milik, hak intelektual, dan paten merupakan milik bersama antara tiga pihak yaitu penulis, dosen pembimbing, dan Universitas Islam Indonesia. Dalam hal penggunaan informasi dan materi Skripsi terkait paten maka akan diskusikan lebih lanjut untuk mendapatkan persetujuan dari ketiga pihak tersebut diatas.

Yogyakarta, 12 November 2020



Muhammad Rafi Prasetyo

KATA PENGANTAR

Puji syukur atas kehadirat Allah SWT, yang telah memberikan rahmat dan hidayah-Nya. Tak lupa sholawat serta salam diberikan kepada junjungan Nabi besar Muhammad SAW, berkat beliau yang telah membawa kita dari Zaman kebodohan menuju Zaman penuh ilmu pengetahuan. Sehingga penulis dapat menyelesaikan skripsi ini dengan judul: Pengolahan Sinyal *Saccade* Pada EOG Untuk Menggerakan Kursi Roda. Skripsi ini dibuat untuk memenuhi salahsatu persyaratan menyelesaikan pendidikan serta mendapatkan gelar Sarjana Teknik (ST) pada Program Studi Teknik Elektro Fakultas Teknologi Industri Universitas Islam Indonesia. Keberhasilan Penulis dalam menyelesaikan Penelitian ini tentu berkat adanya dukungan dari berbagai pihak, oleh karena itu Penulis mengucapkan terimakasih yang sebesar-besarnya kepada:

1. Yusuf Aziz Amrullah, S.T., M.Sc., Ph.D., selaku Ketua Jurusan Program Studi Teknik Elektro Universitas Islam Indonesia.
2. Sisdarmanto Adinandra, S.T., M.Sc., Ph.D., selaku Dosen Pembimbing 1 yang telah meluangkan banyak waktu, tenaga dan fikiran untuk membimbing, mendidik, dan mengarahkan sehingga penulis dapat menyelesaikan skripsi ini.
3. Alvin Sahroni, S.T., M.Eng., Ph.D., selaku Dosen Pembimbing 2 yang telah meluangkan waktu, memberikan banyak masukan serta memberikan ilmu-ilmunya sehingga penulis dapat menyelesaikan skripsi ini.
4. Segenap Staff dan Dosen Universitas Islam Indonesia khususnya Program Studi Teknik Elektro yang telah membantu dalam proses pendidikan serta membekali ilmu pengetahuan selama penulis menempuh pendidikan di Program Studi Teknik Elektro Universitas Islam Indonesia.
5. Bambang Irawan dan Srimurhartati, selaku Orang Tua Penulis, serta Mas dan Mbak saya yang telah mendidik, membesarkan, memberikan dukungan moril ataupun materil dan mendoakan dengan ikhlas dan tulus.
6. Segenap Staff dan Dosen Universitas Islam Indonesia khususnya Program Studi Teknik Elektro yang telah membantu dalam proses pendidikan serta membekali ilmu pengetahuan selama penulis menempuh pendidikan di Program Studi Teknik Elektro Universitas Islam Indonesia.
7. Kepada rekan-rekan satu bimbingan saya Al Rafli Setiawan, Hilmy S Allam, Hamzah H, Ahmad Insyaul, Aliyandi, Ilham Rais, Anas Iqbal, Panatas Aji, Thomas, dan Barry yang telah membantu dalam penulisan skripsi ini.
8. Grup Pohon Mangga yang telah memberikan semangat dan dukungan dalam menjalankan skripsi.

9. Keluarga besar Teknik Elektro Universitas Islam Indonesia, khususnya angkatan 2016 atas doa dan dukungannya selama ini.
10. Kepada orang-orang yang bersedia untuk menjadi subyek penelitian sehingga penulis mampu untuk menyelesaikan Skripsi ini.
11. Serta pihak-pihak yang tidak mungkin penulis sebutkan satu-persatu yang turut mendukung ataupun membantu baik dalam masa pendidikan di Universitas Islam Indonesia ataupun membantu penyusunan skripsi ini baik dengan cara langsung ataupun tidak langsung.

Besar harapan penulis, semoga Skripsi ini dapat bermanfaat yang baik bagi penulis maupun pembaca pada umumnya baik di dunia maupun di akhirat nanti.

ARTI LAMBANG DAN SINGKATAN

A:	Nilai min data X_{asli}
B:	Nilai max data X_{asli}
d:	Durasi
D_g:	Deteksi Gerakan
loc_{peak}:	Jumlah *Peak*
loc_{valley}:	Jumlah *Valley*
R_a:	Nilai max yang diinginkan
R_b:	Nilai min yang diinginkan
t_{peak}:	Waktu munculnya *Peak*
t_{valley}:	Waktu munculnya *Peak*
X_{asli}:	Data Asli
X_{norm}:	Data yang Telah Dinormalisasi
ADC:	*Analog to Digital converter*
EEG:	*Electroencephalography*
EOG:	*Electrooculography*
EMG:	*Electromyography*
FPR:	*False Positive Response*
HMI:	*Human Machine Interface*
ITR:	*Information Transfer Rate*
RT:	*Respon Time*

ABSTRAK

Orang yang mengalami kelumpuhan total tidak mampu melakukan mobilitas dalam beraktivitas secara mandiri. Untuk itu, penelitian ini menjadi rancangan untuk mempermudah mobilitas penyandang kelumpuhan total dengan menggunakan sinyal EOG. Pada penelitian ini, gerakan mata atas, bawah, kanan, dan kiri secara cepat yang berfokus pada suatu target akan diberikan tambahan fitur baru seperti durasi. Hal ini perlu dilakukan untuk mencegah terjadinya kesalahan sistem dalam menjalankan perintah ketika penyandang lumpuh total melirik suatu objek. Penelitian ini dilakukan untuk mengklasifikasian *saccade* untuk gerakan atas, bawah, kanan, dan kiri pada EOG, serta mengetahui nilai akurasi dan error pada sistem yang dibuat. Dengan dilakukan pengambilan data EOG untuk gerakan *voluntary* dan *involuntary* dengan subjek pada posisi duduk tegap dan melihat objek yang telah ditentukan. Kemudian dilakukan ekstraksi fitur yaitu durasi dan deteksi gerakan *saccade* dengan memanfaatkan *peak* dan *valley* pada sinyal EOG. Dari penelitian ini, untuk dapat mengklasifikasikan gerakan *saccade* (atas, bawah, kanan, dan kiri) dibuat sistem yang menggunakan durasi antar *peak* dan *valley* sebagai fitur. Hasil pengujian akurasi sistem klasifikasi pada perekaman *voluntary* memiliki hasil atas 80,00%, bawah 97,80%, kiri 97,80%, dan kanan 100,00%. Untuk pengujian akurasi pada perekaman *involuntary* memiliki hasil atas 67,70%, bawah 100,00%, kiri 100,00%, dan kanan 100,00%. Nilai akurasi terkecil pada *voluntary* dan *involuntary* sama-sama terjadi pada gerakan atas ini dikarenakan kemampuan manusia untuk melihat keatas berbeda-beda. Gerakan atas memiliki akurasi paling rendah dikarenakan kemampuan manusia untuk melihat keatas berbeda-beda dan penempatan elektroda yang tidak dapat sama pada setiap subjek dikarenakan struktur anatomi tulang kepala disekitar mata berbeda-beda. Akurasi bervariasi bisa disebabkan karena banyak hal seperti biopotensial lain, *human error*, dan fisiologi mata pada setiap subjek berbeda. Dari hasil ini, gerakan *saccade* pada EOG dapat digunakan sebagai kontrol gerakan kursi roda.

Keywords: Electrooculography (EOG); *saccades; overlapping; akurasi; disabilitas*

DAFTAR ISI

LEMBAR PENGESAHAN i
LEMBAR PENGESAHAN ii
PERNYATAAN iii
KATA PENGANTAR iv
ARTI LAMBANG DAN SINGKATAN vi
ABSTRAK vii
DAFTAR ISI viii
DAFTAR GAMBAR x
DAFTAR TABEL xii
BAB 1 PENDAHULUAN 1
1.1 Latar Belakang 1
1.2 Rumusan Masalah 2
1.3 Batasan Masalah 2
1.4 Tujuan Penelitian 2
1.5 Manfaat Penelitian 3
BAB 2 TINJAUAN PUSTAKA 4
2.1 Studi Literatur 4
2.2 Tinjauan Teori 5
2.2.1 Bola Mata 5
2.2.2 *Electrooculography* (EOG) 5
2.2.3 *Saccade* 6
2.2.4 *MyoWare* dan Arduino UNO 7
BAB 3 METODOLOGI 8
3.1 Tahapan Penelitian 8
3.2 Subjek Penelitian 8
3.3 Desain Pengambilan Data 9
3.4 Alat Rekam Data 11
3.5 Pra–proses dan Ekstraksi Fitur 11
3.6 Indikator Evaluasi 16
BAB 4 HASIL DAN PEMBAHASAN 17
4.1 Karakteristik Sinyal *Saccade* 17
4.2 *Voluntary* dan *Involuntary Testing* 18
4.3 Hasil Pengujian Gerakan *Voluntary* 24

4.4 Hasil Pengujian Gerakan *Involuntary* 24
4.5 Pembahasan 25
BAB 5 KESIMPULAN DAN SARAN 27
5.1 Kesimpulan 27
5.2 Saran 27
DAFTAR PUSTAKA 28

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Dipol pada mata [9]. 6

Gambar 2.2 *Saccade* [5]. 6

Gambar 2.3 *MyoWare* [11]. 7

Gambar 2.4 Arduino Uno [12]. 7

Gambar 3.1 Blok diagram penelitian. 8

Gambar 3.2 Desain pengambilan data. 10

Gambar 3.3 Pengambilan data gerakan *voluntary* vertikal dan horizontal. 10

Gambar 3.4 Pengambilan data gerakan *involuntary*. 10

Gambar 3.5 *Flowchart* alat rekam data. 11

Gambar 3.6 Respon *lowpass filter* 30 Hz. 12

Gambar 3.7 Pra-proses. 12

Gambar 3.8 Contoh metode *overlap* segmentasi. 13

Gambar 3.9 Durasi. 14

Gambar 3.10 *Flowchart* deteksi *saccade*. 15

Gambar 4.1 Bentuk sinyal *saccade* yang baik untuk merepresentasikan gerakan arah atas atau kanan. 17

Gambar 4.2 Bentuk sinyal *saccade* yang baik untuk merepresentasikan gerakan arah bawah dan kiri. 18

Gambar 4.3 Contoh sinyal EOG gerakan horizontal. 19

Gambar 4.4 Contoh segmen 1-3 gerakan horizontal. 19

Gambar 4.5 Contoh segmen 4 dan 5 gerakan horizontal. 20

Gambar 4.6 Contoh sinyal EOG gerakan vertikal. 20

Gambar 4.7 Contoh segmen 1-3 gerakan vertikal. 21

Gambar 4.8 Contoh segmen 4 dan 5 gerakan vertikal. 21

Gambar 4.9 Contoh sinyal EOG gerakan *involuntary*. 22

Gambar 4.10 Contoh segmen 1-3 gerakan *involuntary*. 22

Gambar 4.11 Contoh segmen 4-6 gerakan *involuntary*. 23

Gambar 4.12 Contoh segmen 7-9 gerakan *involuntary*. 23

DAFTAR TABEL

Tabel 3.1 Parameter penelitian. 11

Tabel 4.1 Akurasi gerakan *voluntary* vertikal dan horizontal 24

Tabel 4.2 Gerakan masing-masing subjek. 25

Tabel 4.3 Akurasi gerakan *involuntary* 25

BAB 1
PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Permasalahan yang terjadi pada orang berkebutuhan khusus terutama bagi penderita kelumpuhan total adalah kesulitan dalam melakukan berbagai macam kegiatan dan bergantung pada orang lain. Hal ini terjadi karena orang berkebutuhan khusus terutama penderita kelumpuhan total menggunakan beberapa bagian tubuh yang masih bekerja, seperti pada bagian otak, indera penglihatan, pendengaran, dan penciuman. Sehingga dibutuhkan teknologi yang membantu mereka untuk memiliki mobilitas dalam beraktivitas secara mandiri tanpa mengandalkan bantuan dari orang lain dengan memanfaatkan bagian tubuh yang masih bisa bekerja.

Kelumpuhan adalah kehilangan kemampuan menggerakan salah satu otot tubuh atau lebih untuk sementara waktu bahkan permanen. Kelumpuhan bisa terjadi pada seluruh bagian tubuh atau pada bagian tertentu, dimana otot bisa bergerak namun terbatas atau lemah. Cedera juga dapat menjadi salah satu alasan seorang menjadi lumpuh, misal karena kecelakaan atau tindakan operasi. Kelumpuhan dapat terjadi juga karena *spinal cord injury* atau disebut juga kerusakan pada bagian sumsum tulang belakang yang merupakan bagian sistem saraf pusat dari otak. Kasus kecelakaan di dunia akibat cedera *spinal cord* diperkirakan 10 - 80 juta setiap tahun kasus baru, atau di USA sekitar 12.000 dan 250.000-500.000 orang di seluruh dunia yang menjadi lumpuh setiap tahunnya [1].

Membantu orang yang mengalami kebutuhan khusus untuk melakukan kegiatan sehari hari merupakan tantangan karena kebutuhan mereka yang sangat bervariasi [2]. Untuk permasalahan kelumpuhan berbagai macam sistem *interface* telah banyak dikembangkan untuk membantu mereka yang mengalami cacat fisik agar mendapatkan kembali mobilitas. Sistem *interface* biasanya menggunakan satu sinyal biopotensial atau mengkombinasikan sinyal biopotensial yang akan digunakan sebagai input yang dieksekusi oleh aktuator [2].

Dari permasalahan yang ada maka dibutuhkan sistem yang bisa membantu orang yang mengalami kelumpuhan total untuk dapat memiliki mobilitas. Penelitian menjadi rancangan awal dalam membuat alat mobilitas dengan menggunakan EOG. Berbagai macam penelitian mengenai sinyal *Electrooculography* (EOG) terutama untuk membantu mobilitas orang berkebutuhan khusus terutama pada orang yang mengalami lumpuh total. Seperti penelitian yang dilakukan Choudhari dkk [3], membuat *Human Machine Interface* (HMI) yang efisien untuk membantu penderita kelumpuhan parah untuk mendapatkan mobilitas. Penelitian ini berfokus menggunakan satu jenis aktivitas mata yaitu kedipan untuk menggerakan kursi roda. Aktivitas kedipan yang

digunakan yaitu 1 kali kedipan, 2 kali kedipan, dan 3 kali kedipan yang asing-masing untuk maju, kiri, kanan.

Banyak penelitian telah dilakukan menggunakan sinyal EOG, tetapi penggunaan gerakan dan pemrosesan sinyal EOG dengan gerakan mata atas, bawah, kanan, dan kiri secara cepat yang berfokus pada target tertentu dengan tambahan fitur baru seperti durasi perlu dikembangkan. Karena dengan menambahkan durasi mencegah terjadinya kesalahan sistem dalam menjalankan perintah ketika penyandang lumpuh total melirik suatu objek. Penelitian ini dilakukan untuk mengkonfirmasi studi sebelumnya untuk mendeteksi *saccade* pada EOG dapat menggunakan *threshold* dan memodifikasi algoritme yang sudah ada untuk mendeteksi *saccade* pada EOG sebagai navigasi arah kursi roda.

1.2 Rumusan Masalah

Permasalahan dari penelitian adalah sebagai berikut:

1. Bagaimana cara untuk mengklasifikasikan *saccade* untuk gerakan atas, bawah, kanan, dan kiri pada sinyal EOG?
2. Bagaimana nilai akurasi dan *error* pada sistem klasifikasi *saccade* pada sinyal EOG untuk gerakan atas, bawah, kanan, dan kiri dengan 2 *channel*?

1.3 Batasan Masalah

Batasan masalah dari penelitian sebagai berikut:

1. Mendeteksi hanya 4 gerakan yaitu atas, bawah, kanan, dan kiri.
2. Subjek orang dengan kondisi mata normal atau tidak memiliki cacat yang mempengaruhi gerakan mata.
3. Subjek memiliki rentang umur 18-22 tahun
4. *Software* yang digunakan untuk membuat sistem klasifikasi menggunakan MATLAB.

1.4 Tujuan Penelitian

Tujuan dari penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Mengetahui fitur untuk mengklasifikasian *saccade* pada sinyal EOG.
2. Membuat sistem klasifikasi *saccade* pada sinyal EOG.

3. Mengetahui nilai akurasi gerakan *saccade* pada sinyal EOG untuk gerakan atas, bawah, kanan, dan kiri dengan 2 *channel*.

1.5 Manfaat Penelitian

Manfaat dari penelitian ini adalah rancangan awal dalam membuat alat mobilitas yang dapat digerakan, dengan gerakan bola mata sehingga membantu orang-orang berkebutuhan khusus terutama orang penderita lumpuh total pada seluruh bagian badan agar dapat memiliki mobilitas tanpa bantuan orang lain.

BAB 2
TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Studi Literatur

Penelitian tentang EOG telah banyak dilakukan sebelumnya, seperti yang dilakukan oleh Li dkk [4]. Mereka melakukan pengembangan EOG sebagai saklar yang digunakan untuk mengontrol *start/stop* pada kursi roda. Peneliti menggunakan kedipan untuk perintah *on/off*. Untuk mendeteksi fitur ekstraksi digunakan pada setiap kedipan, segmen data ini di *filter* dengan *band pass* (0,1-30 Hz) untuk menghilangkan frekuensi tinggi. Menggunakan algoritme deteksi *waveform* dengan menggunakan *threshold* untuk mendeteksi *peak* dan *valley*, yang digunakan membedakan kedipan yang berupa perintah dan yang tidak disengaja. Kedipan yang sesuai akan terdeteksi lalu sistem akan mengeluarkan perintah *on/off*. Dengan menggunakan metode ini, yang dilakukan pada 10 subjek yang sehat, dan mendapatkan akurasi 99,5 %, *Respon Time* (RT) 1,3 detik, dan *False Positive Response* (FPR) rata rata 0,10 per menit. Sehingga untuk menentukan durasi antar *peak* dan *valley* bisa digunakan *threshold* sebagai metode untuk menghitung durasi dengan gerakan yang ditentukan.

Pada tahun 2019, Choudhari dkk [3], membuat *Human machine Interface* (HMI) menggunakan EOG yang efisien untuk membantu penderita kelumpuhan total untuk bisa berpindah-pindah tempat secara mandiri. Menggunakan satu jenis aktivitas mata yaitu kedipan untuk menggerakan kursi roda. Aktivitas kedipan yang digunakan yaitu 1 kali kedipan, 2 kali kedipan, dan 3 kali kedipan yang masing-masing untuk maju, kiri, kanan. Dengan menggunakan *multi-threshold* dapat mendeteksi kedipan *voluntary* dan *involuntary*. *Threshold* digunakan untuk menentukan amplitudo, durasi, dan kecepatan dengan menggunakan deteksi *peak* untuk memeriksa *peak* yang muncul dalam setiap segmen yang diekstraksi setiap satu detik. Dengan menggunakan metode ini peneliti mendapat akurasi 93,8 % dan *Information Transfer Rate* (ITR) 62,64 bit/menit.

Pada tahun 2010, Merino dkk meneliti pengembangan algoritme pemrosesan sinyal untuk mendeteksi gerakan mata, yang dilakukan pada 3 subjek. Algoritme ini bekerja dengan cara mendeteksi perubahan pada amplitudo ketika bola mata melakukan gerakan dengan menggunakan *threshold*. Dengan menggunakan *bandpass filter* sebesar 0,1-30 Hz dan mendapat nilai akurasi sebesar 94%. Metode gerakan mata yang dilakukan yaitu subjek akan melihat kepada 5 target (tengah, atas, bawah, kanan, dan kiri) yang telah ditentukan [5]. Dengan penelitian ini penggunaan *threshold* sangat diperlukan dalam mendeteksi gerakan mata dan gerakan subjek untuk melihat 5 target untuk dapat mengetahui gerakan bola mata pada tiap subjek.

Pada tahun 2014 Rajesh dkk melakukan penelitian untuk menggerakan kursi roda menggunakan sinyal EOG. Setiap gerakan mata memiliki pola unik masing-masing [6]. Berbagai macam algoritme untuk mengklasifikasikan sinyal EOG tersebut. Sebagian besar menggunakan algoritme membandingkan amplitudo EOG, jika amplitudo melewati nilai ambang batas atau *threshold*, maka gerakan mata terdeteksi. Kekurangan algoritme ini sangat sensitif terhadap gerakan kepala dan peletakan elektroda. Dapat disimpulkan untuk mengklasifikasikan gerakan mata yaitu berdasarkan amplitude.

Pada penelitian [3], [4], [5], dan [6] telah dilakukan penelitian untuk mendeteksi berbagai macam gerakan mata dengan menggunakan *threshold* sebagai dasar algoritme pendeteksian. Dari penelitian diatas perlu dikembangkan algoritme dengan menggunakan durasi pada gerakan mata yang berfokus pada target. Penggunaan metode *overlap* segmentasi agar tidak terjadi kesalahan deteksi. Berdasarkan empat penelitian diatas tersebut dapat menjadi dasar dalam melakukan penelitian ini.

2.2 Tinjauan Teori

2.2.1 Bola Mata

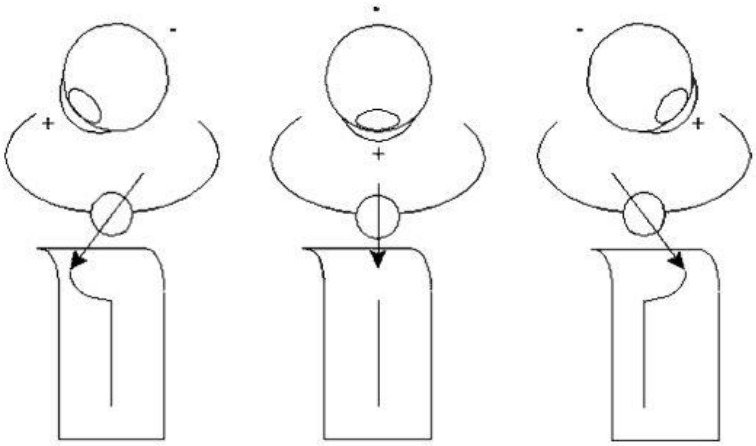
Bola Mata merupakan salah satu panca indera yang digunakan untuk melihat. Mata terdiri dari 3 lapisan jaringan, yang terdiri dari *sklera* yang bagian terdepannya adalah kornea, lapisan *uvea*, lapisan retina. *Sklera* merupakan bagian terluar dari mata memberikan bentuk pada mata, kornea yang ada pada *sklera* memiliki fungsi untuk memudahkan sinar masuk dalam bola mata. *Uvea* adalah lapisan pembuluh darah didalam bola mata, fungsi dari *uvea* adalah mengatur banyaknya cahaya yang masuk serta mengatur fokus lensa. Retina merupakan bagian mata yang dimana terdapat reseptor yang dapat menerima rangsangan cahaya [7].

2.2.2 *Electrooculography* (EOG)

Pembacaan sinyal EOG berdasarkan perbedaan potensial listrik antara kornea dan retina. Mata dapat dimodelkan sebagai kutub positif dalam ini adalah kornea dan kutub negatif diwakilkan oleh retina. Ketika mata melakukan gerakan dari posisi tengah menuju pinggir, retina mendekati elektroda sedangkan kornea mendekati yang berlawanan. Perubahan arah ini yang menyebabkan perbedaan potensial listrik yang kemudian diukur oleh EOG [8].

Data pergerakan mata dapat direkam menggunakan EOG dengan menggunakan elektroda yang dipasang di kulit dekat mata dengan posisi berlawanan dan elektroda tambahan sebagai

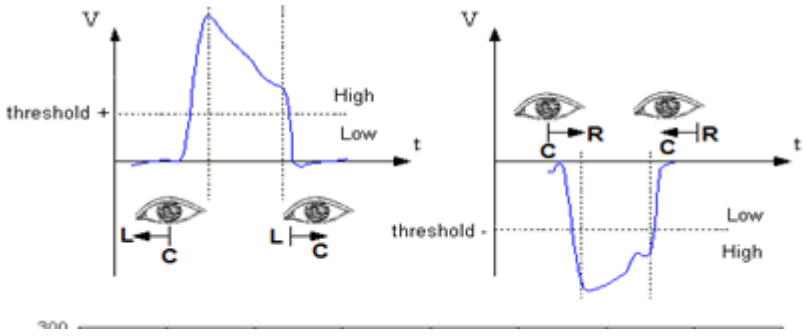
referensi pada dahi. Dimana terdapat 3 deteksi Gerakan utama yaitu *saccade*, fiksasi, dan kedipan[8].



Gambar 2.1 Dipol pada mata [9].

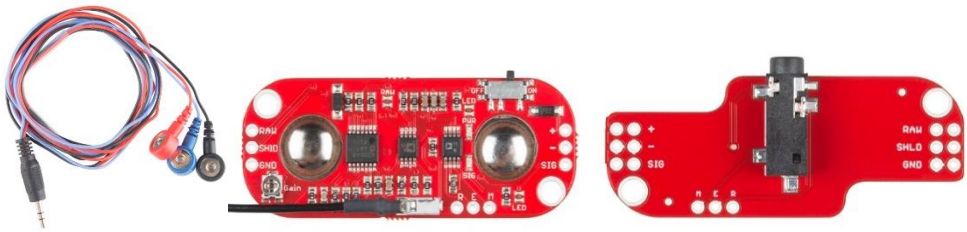
2.2.3 *Saccade*

Saccade adalah gerakan mata secara cepat untuk melihat objek secara spesifik. Gerakan *saccade* dapat dilakukan secara sadar dan dapat dilakukan dengan kondisi mata tertutup [10]. *Saccade* dapat digunakan untuk mengklasifikasikan arah gerakan bola mata dalam arah horizontal dan vertikal seperti Gambar 2.2. Saat melihat suatu objek keadaan mata tidaklah diam, tetapi tetap bergerak secara konstan untuk membuat sebuah "gambaran" dari objek tersebut.



Gambar 2.2 *Saccade* [5].

2.2.4 *MyoWare* dan Arduino UNO



Gambar 2.3 *MyoWare* [11].

MyoWare memiliki 3 bagian utama yaitu *MyoWare sensor*, *MyoWare cable shield*, dan *sensor cable*. *MyoWare sensor* memiliki fungsi sebagai sensor untuk mengukur dan merekam biopotensial pada tubuh, *MyoWare sensor* dapat disuplai dengan tegangan +3,1V sampai +5V, fungsi port RAW sebagai output untuk merekam data RAW dan port positif, negatif, dan *ground* digunakan sebagai referensi. *MyoWare cable shield* digunakan untuk sambungan dari *MyoWare* sensor dengan *sensor cable* [11].



Gambar 2.4 Arduino Uno [12].

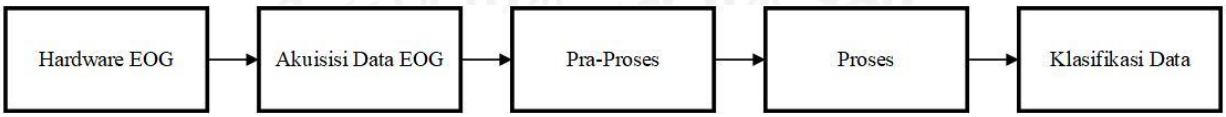
Arduino UNO adalah papan mikrokontroler yang menggunakan ATmega328P sebagai microchip. Arduino UNO memiliki 14 digital input/output pin yaitu 6 digunakan sebagai PWM *outputs*, 6 *analog inputs*, 16 MHz *ceramic resonator*, koneksi USB, *power jack*, tombol *reset*. Arduino UNO dapat diaktifkan dengan sambungan USB atau dengan catu daya eksternal (adaptor atau baterai) yang dapat dihubungkan dengan *power jack* [12].

BAB 3
METODOLOGI

3.1 Tahapan Penelitian

Blok tahapan penelitian dapat dilihat pada Gambar 3.1. Sistem terdiri dari 5 bagian yaitu:

1. Pada bagian *hardware* EOG yaitu menentukan alat dan merancang alat yang akan digunakan untuk akuisisi data. Menentukan letak pemasangan elektroda pada bagian mata.
2. Kemudian pada bagian kedua sinyal *saccade* pada subjek direkam untuk disimpan, kemudian dilakukan pengolahan. Perekaman dilakukan dengan dua gerakan yaitu *voluntary* dan *involuntary*. *Voluntary* adalah gerakan yang dilakukan sesuai dengan desain pengambilan data sub-bab 3.3, sedangkan *Involuntary* adalah gerakan yang dilakukan mandiri oleh subjek menggunakan 2 *channel* pada EOG.
3. Selanjutnya, pada bagian ketiga data yang telah direkam dilakukan tahap pra-proses dan pada tahap ini data akan melalui beberapa proses yaitu: *filtering*, mengkonversi data RAW yang masih dalam bentuk ADC dan sampel menjadi tegangan dan domain waktu, terakhir data akan dinormalisasi.
4. Pada bagian keempat yaitu melakukan ekstraksi fitur dari data yang telah melalui tahap pra-proses. Ekstraksi fitur yang digunakan adalah perhitungan durasi, dan deteksi gerakan *saccade*.
5. Pada bagian akhir yaitu menampilkan hasil dari klasifikasi data yang berisi durasi dan gerakan yang dilakukan subjek.



Gambar 3.1 Blok tahapan penelitian.

3.2 Subjek Penelitian

Jumlah total subjek penelitian berjumlah 15 subjek, karena beberapa studi sebelumnya seperti Choudhari dkk [3] dan Li dkk [4], subjek yang dipakai tidak terlalu banyak dan penelitian ini hanya untuk melihat konsistensi dengan cara setiap subjek diambil datanya berulang kali. Keseluruhan subjek berjenis kelamin laki-laki dengan rentang umur 18-23 tahun. Jumlah subjek untuk gerakan *voluntary* berjumlah 15 subjek dan jumlah subjek untuk gerakan *involuntary*

berjumlah 3 subjek yang diambil secara acak dari jumlah subjek penelitian. Alasan subjek *involuntary* berjumlah 3 orang untuk melihat penelitian tidak direkayasa dan mengkonfirmasi pendeteksian bisa digunakan dengan 2 *channel*. Subjek dalam kondisi normal, tidak memiliki penyakit mata yang mempengaruhi gerakan bola mata. Alasan pemilihan rentang umur demikian karena penelitian difokuskan untuk mahasiswa. Sebelum pengambilan data subjek harus tidur cukup minimal 7 jam dan tidak menatap layar (*handphone*, laptop, komputer, dll) lebih dari 12 jam agar mata tidak mengalami kelelahan.

3.3 Desain Pengambilan Data

Penelitian dilakukan selama 16 menit 31 detik setiap subjek. Pada 10 menit pertama, peneliti menjelaskan prosedur penelitian kepada subjek, setelah itu dilakukan pemasangan alat. Posisi subjek ketika pengambilan data adalah dalam posisi duduk tegap dan pandangan fokus kepada target yang telah ditentukan. Perekaman dilakukan sebanyak 9 kali pengambilan data dengan total waktu 139 detik. Dalam pengambilan 9 kali data dibagi menjadi 3 gerakan, yaitu gerakan *voluntary* horizontal sebanyak 3 kali dan gerakan *voluntary* vertikal sebanyak 3 kali. Beberapa subjek dilakukan pengambilan data gerakan *involuntary* menggunakan 2 *channel* dilakukan sebanyak 3 kali. Ketika pengambilan data *involuntary*, gerakan mata subjek direkam dalam bentuk video dan subjek mencatat gerakan yang telah dilakukan. Video dan catatan tersebut digunakan untuk memvalidasi gerakan yang telah dilakukan subjek ketika pengambilan data. Subjek ketika pengambilan data dilarang untuk berbicara, tertidur, melakukan gerakan pada bagian kepala. Prosedur penelitian dapat dilihat pada Gambar 3.2.

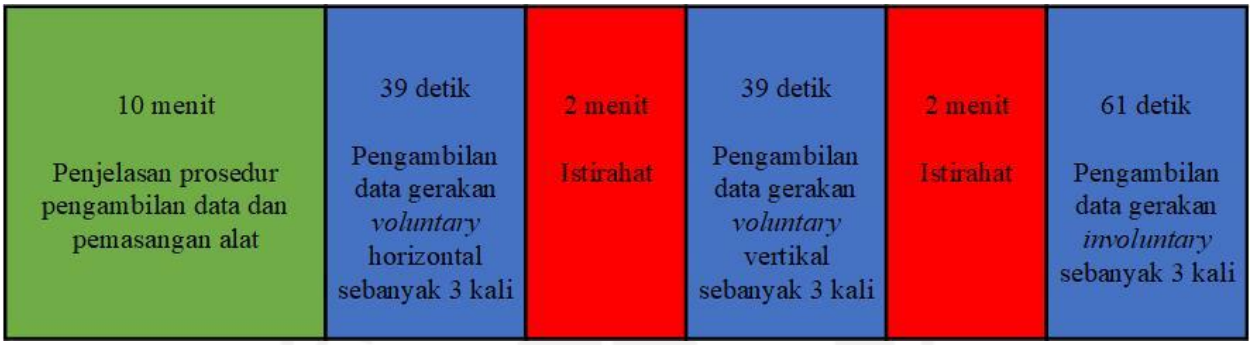
Penjelasan gerakan yang dilakukan subjek saat pengambilan data gerakan *voluntary* horizontal dan vertikal pada Gambar 3.3 yaitu:

1. Subjek fokus melihat target yang telah dipasang di depan subjek selama 5 detik.
2. Saat terdengar bunyi “bing” subjek melirik kearah kanan atau atas tergantung pengambilan data horizontal atau vertikal, subjek akan tetap melirik hingga terdengar kembali bunyi “bing”.
3. Gerakan berikutnya, subjek fokus kembali ke target.
4. Saat terdengar bunyi “bing” berikutnya, subjek melirik ke arah kiri atau bawah tergantung pengambilan data horizontal atau vertikal, subjek akan tetap melirik hingga terdengar kembali bunyi “bing”.
5. Subjek akan kembali fokus ke target dan menunggu selama 2 detik hingga pengambilan data selesai.
6. Durasi antar suara “bing” yaitu 2 detik.

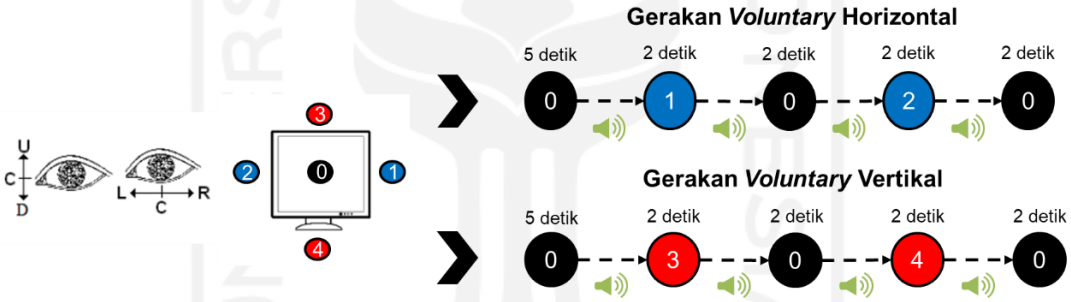
Penjelasan gerakan yang dilakukan oleh subjek saat pengambilan data gerakan *involuntary* pada Gambar 3.4 yaitu:

1. Subjek fokus melihat target yang telah dipasang di depan subjek selama 5 detik.
2. Saat terdengar bunyi "bing" subjek melirik secara mandiri sesuai keinginan subjek.
3. Tiap pengambilan data gerakan harus terdiri dari atas, bawah, kanan, dan kiri.

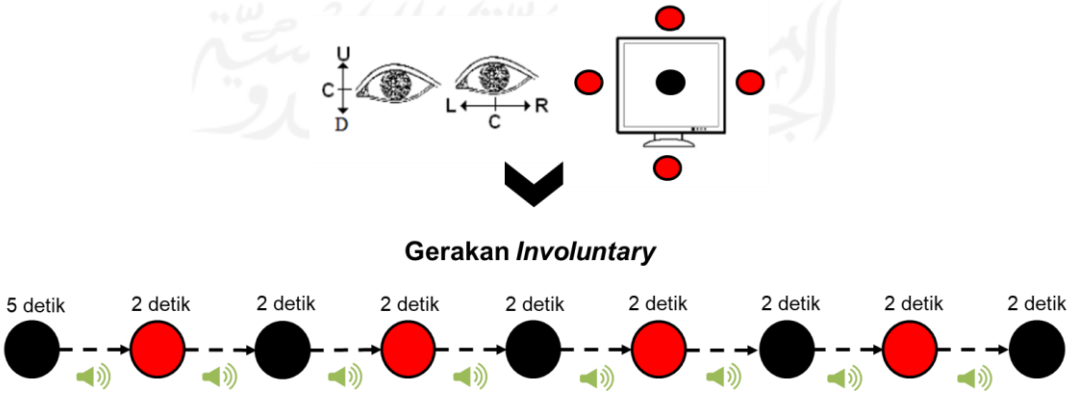
Durasi antar suara "bing" yaitu 2 detik.



Gambar 3.2 Desain pengambilan data.



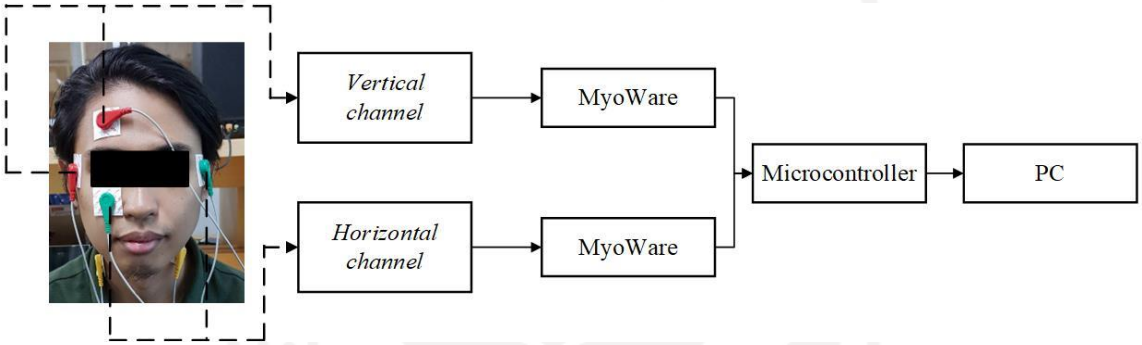
Gambar 3.3 Pengambilan data gerakan *voluntary* vertikal dan horizontal.



Gambar 3.4 Pengambilan data gerakan *involuntary*.

3.4 Alat Rekam Data

Pemodelan alat rekam data dapat dilihat pada Gambar 3.5. Perekaman data EOG menggunakan perangkat alat yaitu Arduino UNO dan *MyoWare*. *MyoWare* digunakan sebagai sensor untuk menangkap sinyal pada mata (EOG), kemudian Arduino UNO digunakan sebagai alat akuisisi data yang kemudian akan disimpan di komputer. Terdapat 3 kabel pada sensor *MyoWere* yaitu positif (merah), negative (hijau), dan referensi (kuning) yang diletakan sesuai dengan Gambar 3.5. Frekuensi *sampling* yang digunakan pada pengambilan data gerakan *voluntary* vertikal dan horizontal sebesar 250 Hz, sedangkan data gerakan *involuntary* menggunakan frekuensi *sampling* sebesar 125 Hz. Perbedaan frekuensi *sampling* ini terjadi karena jumlah *channel* yang digunakan pada pengambilan data berbeda, *voluntary* menggunakan 1 *channel* dan *involuntary* menggunakan 2 *channel.*



Gambar 3.5 *Flowchart* alat rekam data.

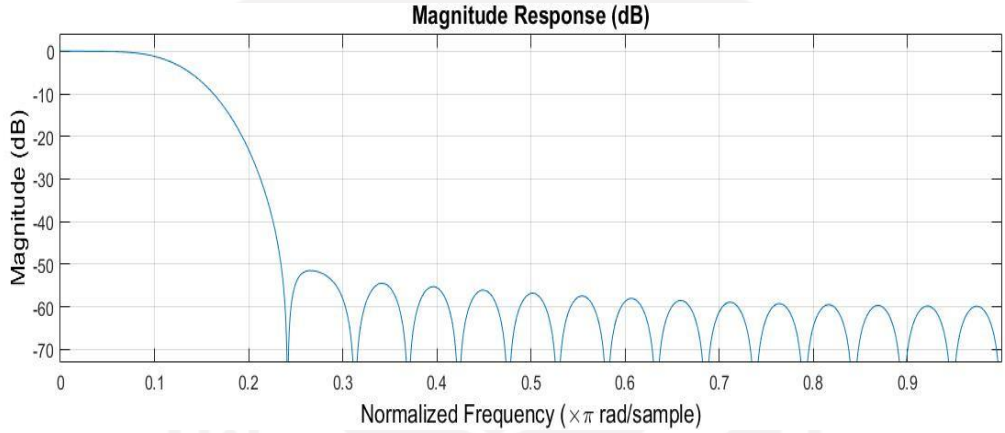
3.5 Pra–proses dan Ekstraksi Fitur

Tabel 3.1 menunjukan parameter yang digunakan peneliti pada tahap pra-proses dan ekstraksi fitur, sebagai dasar dalam melakukan penelitian.

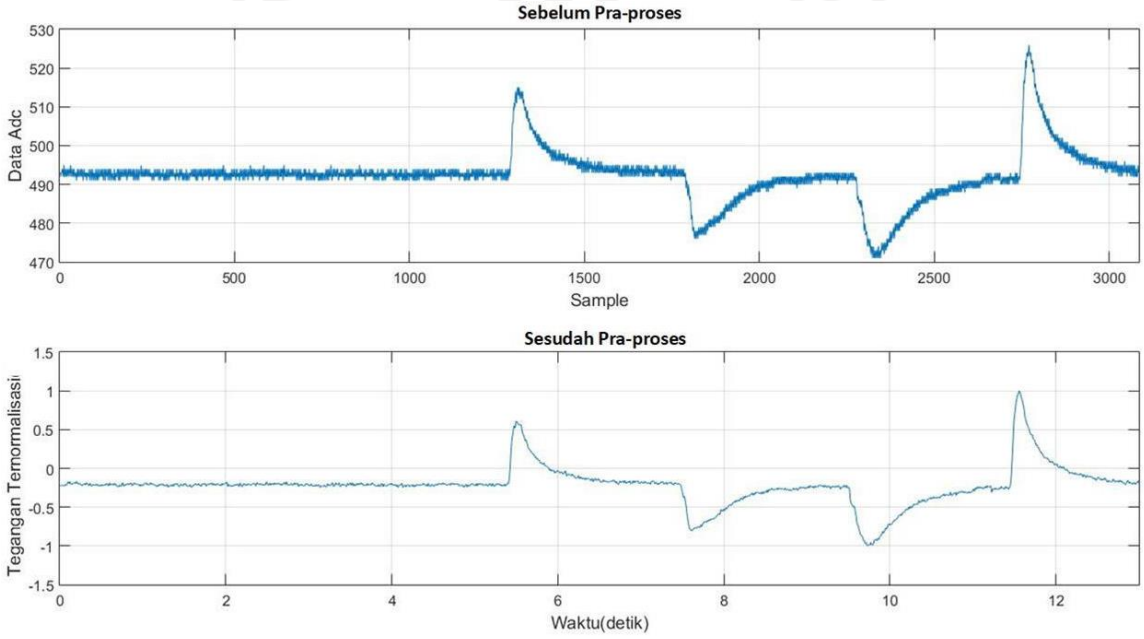
Tabel 3.1 Parameter penelitian.

Parameter	Nilai
Threshold	0,5
Durasi	1,7-2,3 detik
Low Pass Filter	30 Hz
Segmentasi	4 detik/segmen
Overlap	50% dari nilai segmen

Hasil perekaman data yaitu berupa data RAW kemudian dilakukan pra-proses menggunakan *software* MATLAB. karena menurut Merino dkk informasi sinyal EOG ada pada frekuensi rendah 0,1-30 Hz [5] dan sinyal dari perekaman masih memiliki *noise*, maka sinyal di-*filter* menggunakan *Low Pass Filter* sebesar 30 Hz, dengan memanfaatkan *tools* pada MATLAB yaitu *fdatool*. Hasil respon *filter* dapat dilihat pada Gambar 3.6. Data RAW hasil perekaman memiliki sumbu Y dan sumbu X yaitu data ADC dan jumlah data (sampel) maka perlu dilakukan konversi menjadi tegangan dan domain waktu agar mempermudah dalam mendeteksi durasi dari tiap *saccade* sudah sesuai dengan yang diinginkan yaitu 2 detik. Terakhir data dinormalisasi agar sinyal memiliki *range* pada sumbu Y 1 hingga -1, dengan menggunakan persamaan 3.1. Hasil data yang telah dinormalisasi diwakilkan dengan *Xnorm*.



Gambar 3.6 Respon *lowpass filter* 30 Hz.



Gambar 3.7 Pra-proses.

$$X_{norm} = \frac{(R_a - R_b) \times (X_{asli} - A)}{(B - A)} + R_b \quad (3.1)$$

R_a = Nilai max yang diinginkan

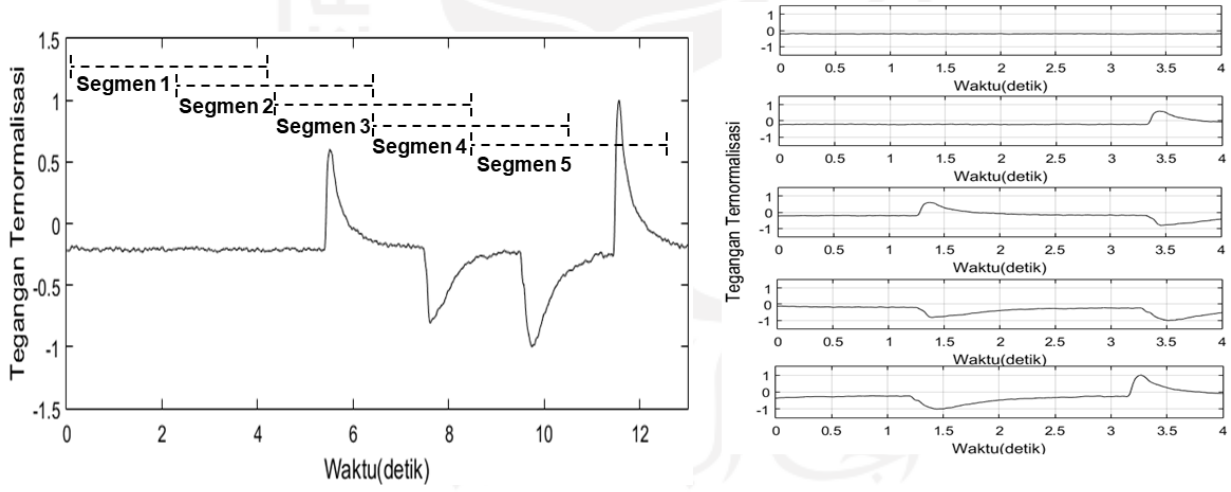
R_b = Nilai min yang diinginkan

A = Nilai min data X_{asli}

B = Nilai max data X_{asli}

X_{asli} = Data asli

Contoh sinyal yang telah melalui tahap pra-proses seperti pada Gambar 3.7. Selanjutnya akan melalui proses deteksi *saccade* dengan cara melakukan segmentasi dengan metode *overlap*. Jumlah sampel sinyal tiap segmen dapat dikonfigurasi sesuai kebutuhan. Metode *overlap* yaitu menggunakan sebagian sampel pada segmen sebelumnya untuk digunakan pada segmen selanjutnya. Nilai *overlap* yang digunakan pada penelitian ini 50% dari jumlah sampel pada segmen. Setiap segmen kemudian dilakukan deteksi *peak* dan *valley* untuk dijadikan parameter ekstraksi fitur. Contoh metode *overlap* segmentasi seperti pada Gambar 3.8.

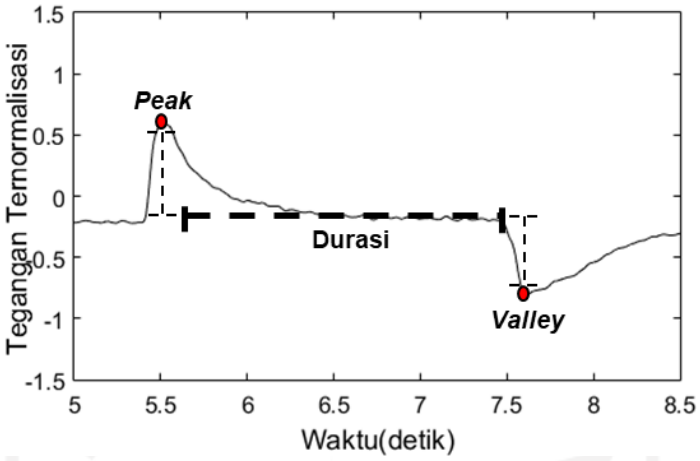


Gambar 3.8 Contoh metode *overlap* segmentasi.

Untuk mendeteksi *peak* dan *valley* digunakan program yang ada pada *software* MATLAB, dengan menentukan nilai *threshold* agar *peak* dan *valley* yang diinginkan dapat terdeteksi. Nilai *peak* dan *valley* akan digunakan untuk perhitungan durasi dan deteksi gerakan *saccade*. Ekstraksi fitur yang digunakan pada penelitian ini adalah perhitungan durasi dan deteksi gerakan *saccade* pada tiap segmentasi. Perhitungan durasi pada penelitian merupakan perhitungan untuk mengetahui lama waktu gerakan *saccade,* seperti yang diilustrasikan Gambar 3.9. Perhitungan durasi pada penelitian ini disimbolkan dengan huruf d yang dapat dihitung menggunakan

persamaan 3.2. Dimana t_{valley} dan t_{peak} berturut-turut adalah waktu mencapai *peak* dan waktu mencapai *valley*.

$$d = |t_{valley} - t_{peak}| \tag{3.2}$$

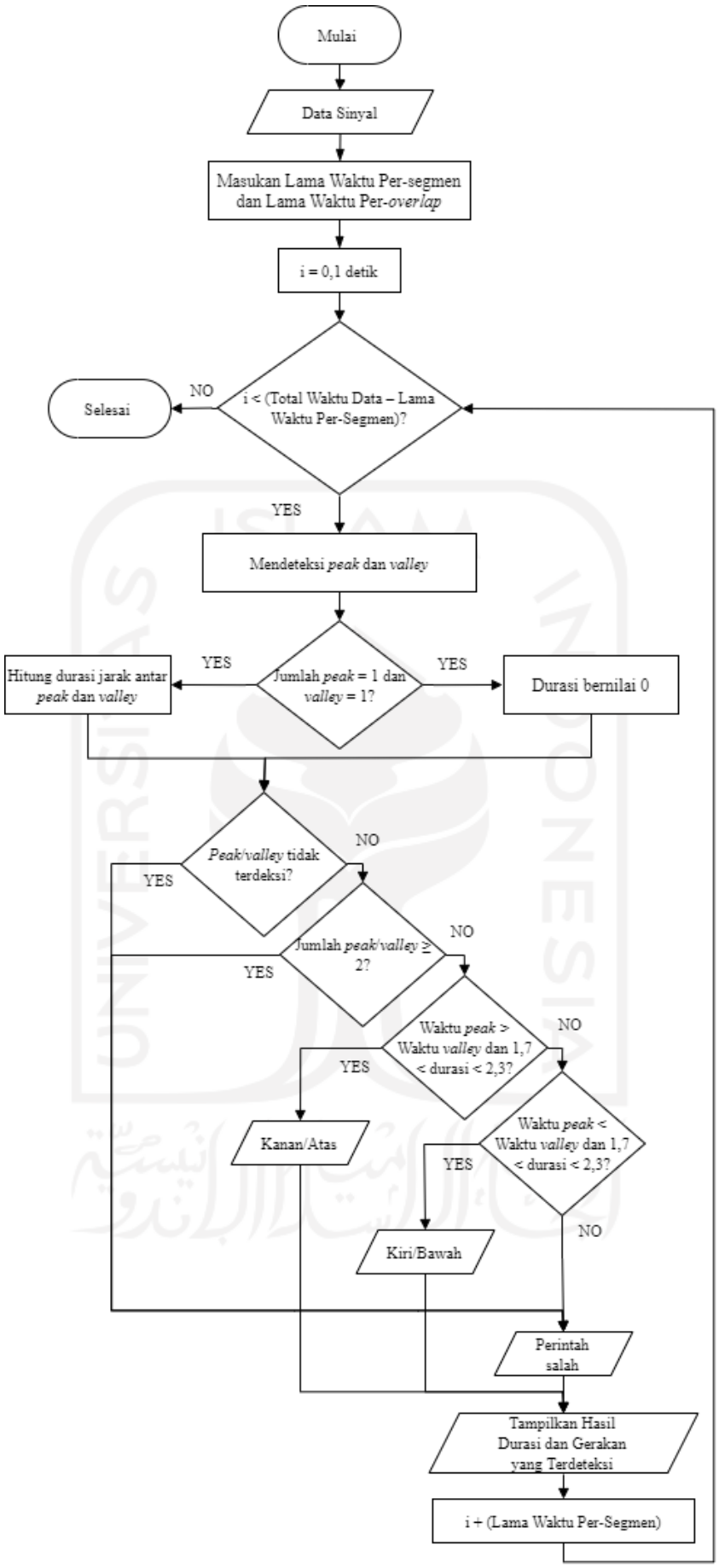


Gambar 3.9 Durasi.

Deteksi gerakan *saccade* berfungsi untuk mengetahui gerakan yang muncul di setiap segmentasi. Deteksi gerakan *saccade* menggunakan 3 parameter yaitu loc_{peak}/loc_{valley} adalah jumlah *peak*/*valley*, t_{peak}/t_{valley} adalah waktu munculnya *peak*/*valley* dan durasi, dengan mengikuti nilai pada 3.3. Hasil dari deteksi gerakan *saccade* disimbolkan dengan simbol D_g. Secara spesifik, ketika D_g = 1 mengidentifikasi gerakan kanan atau atas terdeteksi, jika D_g = 2 mengidentifikasi gerakan kiri atau bawah terdeteksi, dan ketika D_g = 0 berarti tidak ada gerakan yang terdeteksi.

$$D_g = \begin{cases} 0, loc_{peak} = 0 \; or \; loc_{valley} = 0 \\ 0, loc_{peak} \geq 2 \; or \; loc_{valley} \geq 2 \\ 1, t_{peak} < t_{valley} \; and \; 1{,}6s < d < 2{,}3s \\ 2, t_{peak} > t_{valley} \; and \; 1{,}6s < d < 2{,}3s \\ 0, otherwise \end{cases} \tag{3.3}$$

Pada Gambar 3.10 diilustrasikan dengan *flowchart* untuk mempermudah dalam melihat alur dalam proses pendeteksian setelah dilakukan tahap pra-proses, mulai dari *overlap* segmentasi hingga menampilkan hasil dari deteksi gerakan *saccade* pada tiap segmen.



Gambar 3.10 *Flowchart* deteksi *saccade*.

3.6 Indikator Evaluasi

Indikator evaluasi yang digunakan yaitu dengan pengujian tingkat akurasi dengan menggunakan persamaan 3.4. Dalam penelitian ini akurasi didefinisikan keakuratan sistem deteksi dibandingkan dengan gerakan sebenarnya. Gerakan terdeteksi adalah total data terdeteksi benar pada setiap gerakan dan total gerakan adalah jumlah keseluruhan gerakan pada setiap gerakan. Akurasi dapat dikatakan baik jika hasil klasifikasi setiap segmen sesuai dengan gerakan sebenarnya, dengan durasi 1,7-2,3 detik. Pengujian ini dilakukan pada 2 gerakan yaitu *voluntary* dan *involuntary*. *Voluntary* adalah gerakan yang dilakukan sesuai dengan desain percobaan yang telah dijelaskan pada sub-bab 3.3, sedangkan gerakan *involuntary* adalah gerakan yang dilakukan mandiri oleh subjek menggunakan 2 *channel*. Hasil akurasi dari 2 gerakan ini kemudian dibandingkan untuk melihat perbedaan yang terjadi.

$$akurasi = \frac{gerakan\ terdeteksi}{total\ gerakan} \times 100\% \quad (3.4)$$

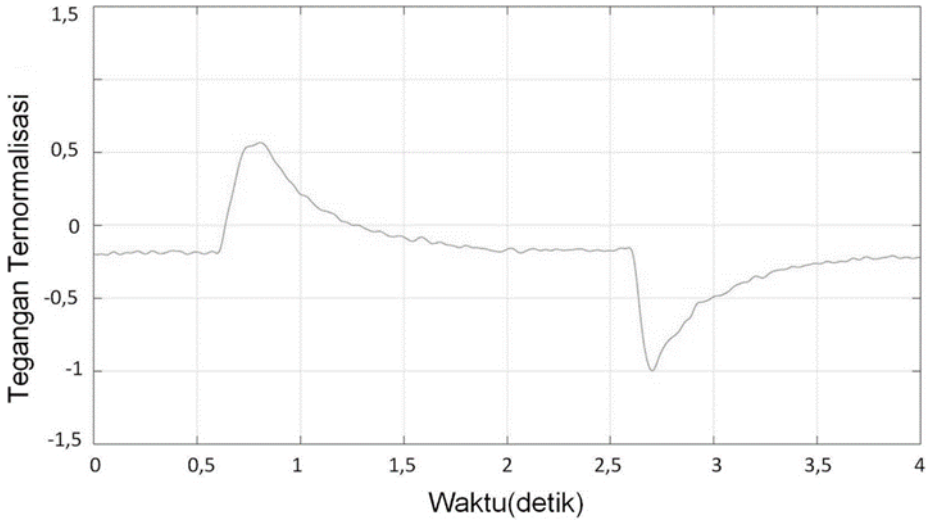
BAB 4
HASIL DAN PEMBAHASAN

Pada Bab 4 diuraikan hasil percobaan dan analisis hasil percobaan. Sub-bab 4.1 menampilkan dan menjelaskan karakteristik dan bentuk sinyal *saccade* yang diambil dari 15 subjek. Sub-bab 4.2 menjelaskan analisis perbandingan data *voluntary* dan *involuntary* baik untuk kondisi data yang baik dan buruk. Sub-bab 4.3 dan 4.4 menampilkan hasil dari akurasi setiap gerakan dari pengambilan data *voluntary* dan *involuntary*. Sub-bab 4.5 membahas semua hasil dari Bab 4

4.1 Karakteristik Sinyal *Saccade*

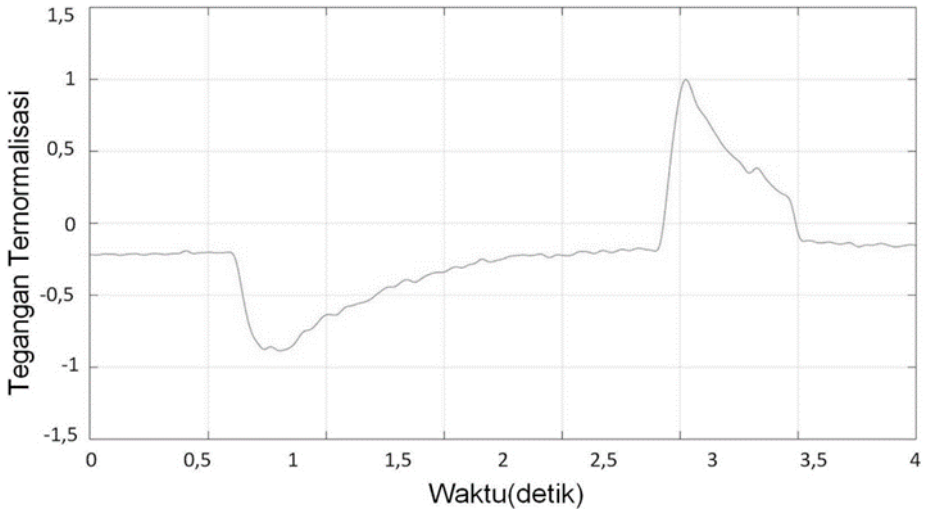
Pada Sub-bab 4.1 menjelaskan tentang bentuk *saccade* pada sinyal EOG yang menunjukan 4 gerakan yaitu atas, bawah, kanan, dan kiri serta karakteristik tiap sinyal. Bentuk *saccade* yang ditampilkan merupakan hasil dari perekaman data pada seluruh subjek.

Pada Gambar 4.1 menunjukan contoh bentuk sinyal gerakan atas atau kanan. Karakteristik dari gerakan atas atau kanan adalah sinyal memiliki perubahan amplitudo bernilai positif kemudian ketika mata kembali pada posisi tengah, sinyal memiliki perubahan amplitudo bernilai negatif.



Gambar 4.1 Bentuk sinyal *saccade* yang baik untuk merepresentasikan gerakan arah atas atau kanan.

Pada Gambar 4.2 menunjukan contoh bentuk sinyal gerakan bawah atau kiri. Karakteristik dari gerakan bawah atau kiri adalah sinyal memiliki perubahan amplitudo bernilai negatif kemudian ketika mata kembali pada posisi tengah, sinyal memiliki perubahan amplitudo bernilai positif.



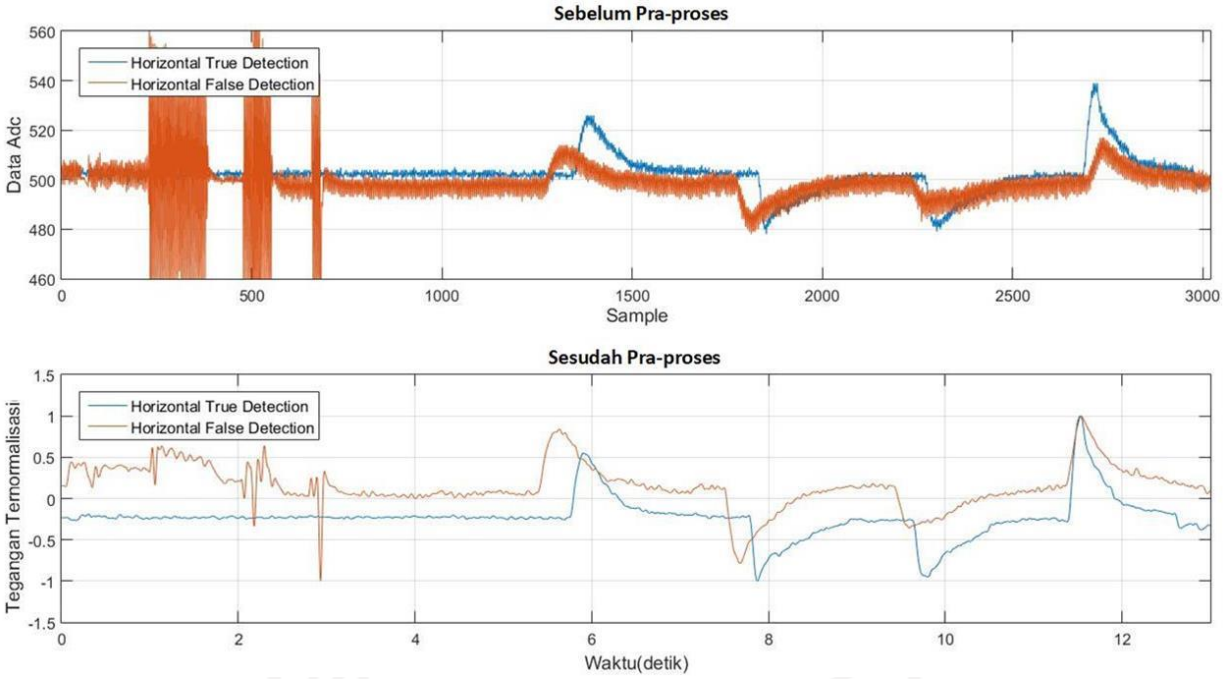
Gambar 4.2 Bentuk sinyal *saccade* yang baik untuk merepresentasikan gerakan arah bawah dan kiri.

Sinyal gerakan vertikal dan horizontal memiliki bentuk dan karakteristik yang sama. Bentuk dan karakteristik yang sama pada gerakan vertikal dan horizontal tidak mempengaruhi pendeteksian untuk membedakan gerakan vertikal dan horizontal dikarenakan gerakan vertikal dan horizontal direkam menggunakan *channel* yang berbeda.

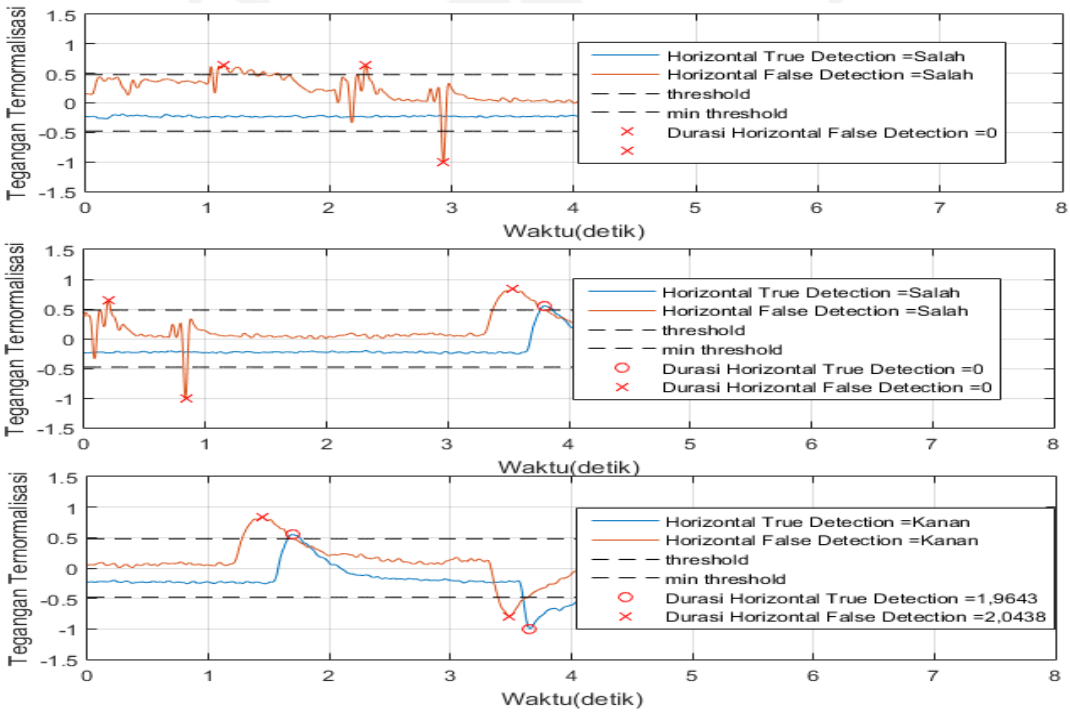
4.2 *Voluntary* dan *Involuntary Testing*

Pada sub-bab 4.2 menjelaskan hasil percobaan untuk gerakan *voluntary* dan *involuntary*. Gerakan *voluntary* adalah gerakan yang dilakukan sesuai dengan desain percobaan yang telah dijelaskan pada sub-bab 3.3, sedangkan gerakan *involuntary* adalah gerakan yang dilakukan mandiri oleh subjek menggunakan 2 *channel*. Sub-bab ini juga membandingkan antara sinyal *true detection* adalah sinyal *saccade* yang semua gerakan terdeteksi dan sinyal *false detection* adalah sinyal *saccade* yang terdapat kesalahan deteksi. Pada contoh sinyal gerakan yang tidak terdeteksi digantikan dengan kata salah.

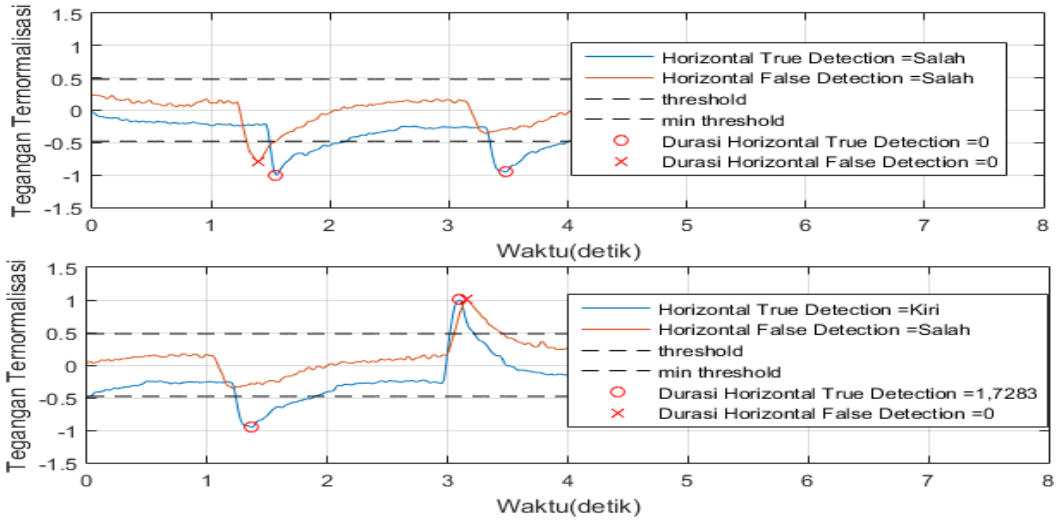
Dilihat pada Gambar 4.3 dan 4.6 terdapat 2 jenis sinyal, pada sinyal yang pertama menunjukan sinyal ketika belum melalui tahap pra-proses dan sinyal kedua menunjukan sinyal telah melalui tahap pra-proses yaitu *filter*, konversi dari sampel menjadi detik, dan normalisasi. Gambar 4.4 dan 4.5 menunjukan contoh sinyal gerakan *voluntary* horizontal dari tiap segmentasi, untuk Gambar 4.7 dan 4.8 menunjukan contoh sinyal gerakan *voluntary* vertikal dari tiap segmentasi.



Gambar 4.3 Contoh sinyal EOG gerakan horizontal.

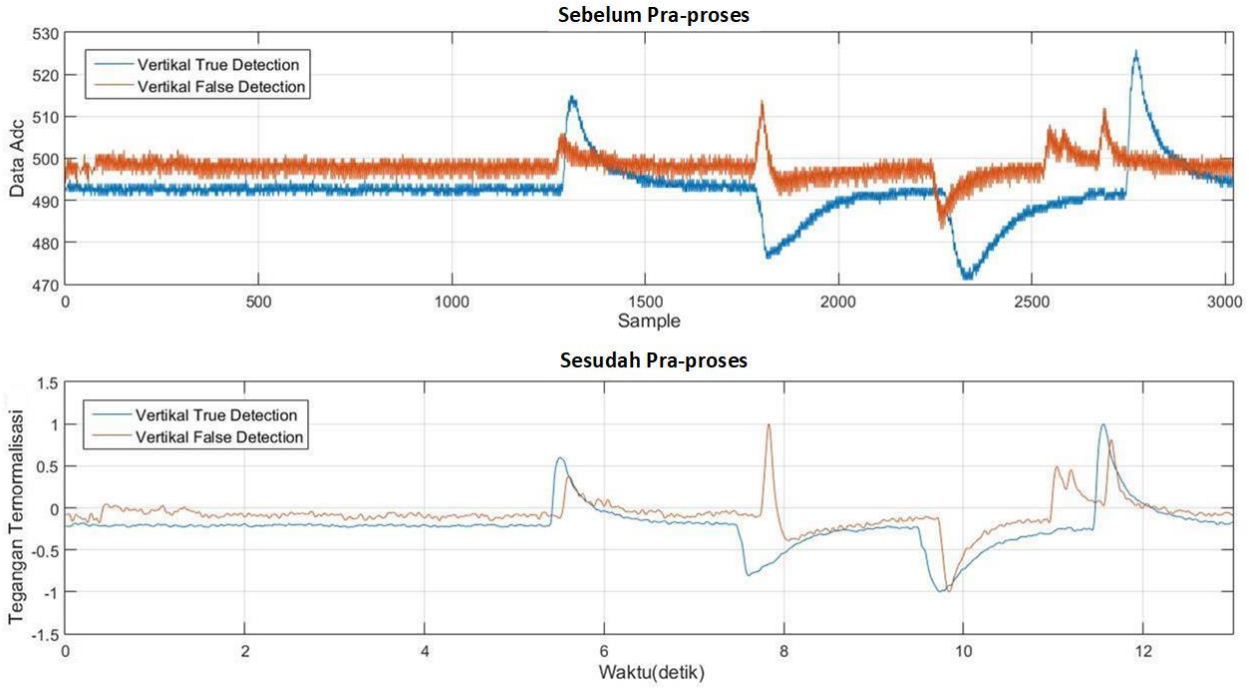


Gambar 4.4 Contoh segmen 1-3 gerakan horizontal.

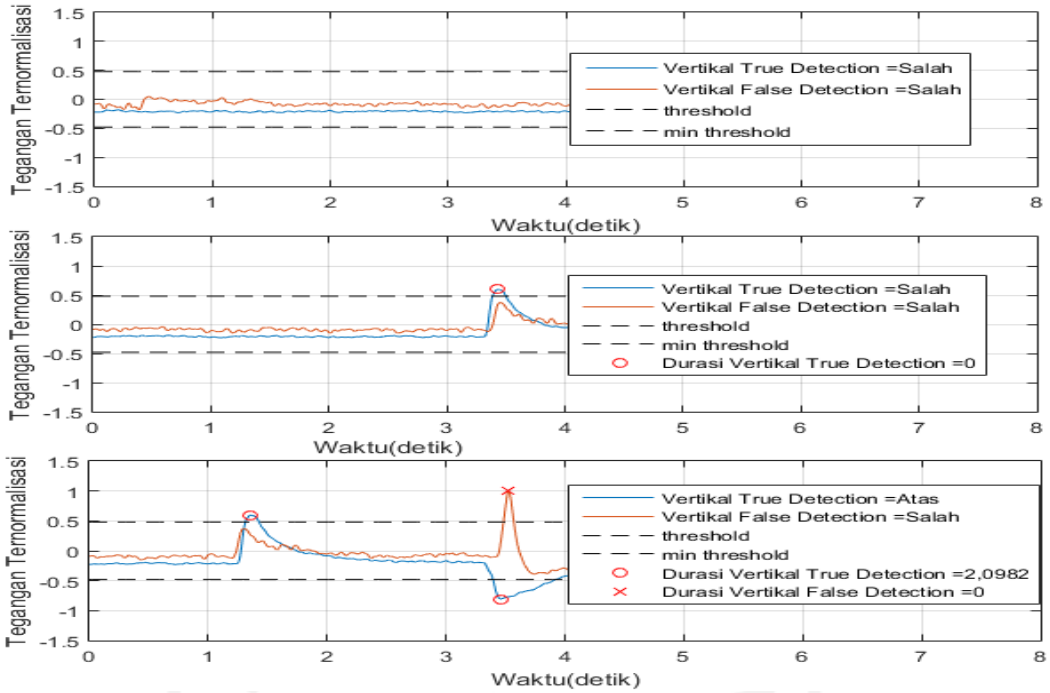


Gambar 4.5 Contoh segmen 4 dan 5 gerakan horizontal.

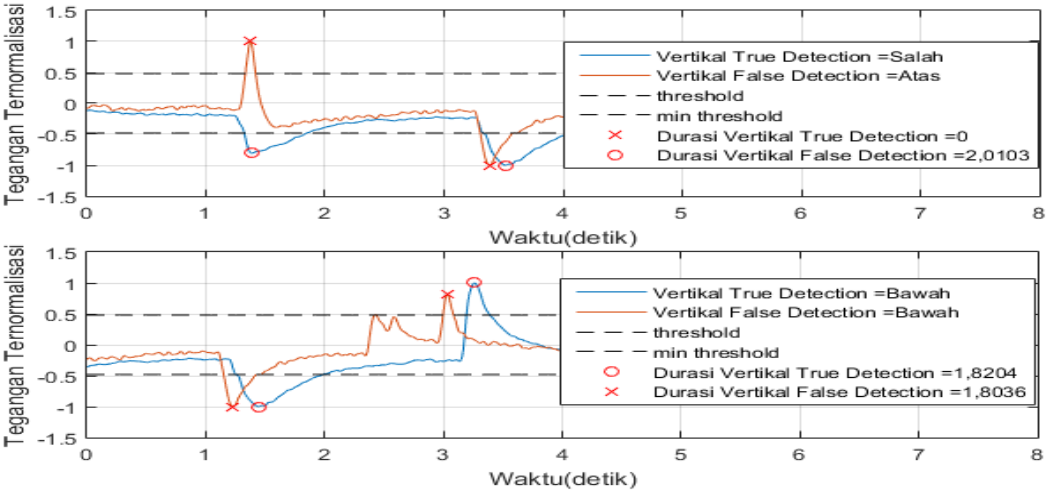
Gambar 4.3-4.5 menunjukan data *voluntary* horizontal. Terdapat 2 jenis sinyal, yaitu horizontal *true detection* dan horizontal *false detection*. Dapat dilihat di atas setiap segmen mampu mendeteksi semua gerakan kanan dan kiri pada horizontal *true detection* dengan durasi kurang lebih 2 detik, sedangkan horizontal *false detection* pada segmen 5 seharusnya merupakan gerakan kekiri tidak dapat terdeteksi, dikarenakan *valley* antara 1-1,5 detik pada horizontal *false detection* dibawah dari nilai *threshold*. Kesalahan deteksi pada horizontal *false detection* disebabkan karna kelemahan sistem yang tidak dapat membuat semua subjek memiliki *baseline* dari 0.



Gambar 4.6 Contoh sinyal EOG gerakan vertikal.



Gambar 4.7 Contoh segmen 1-3 gerakan vertikal.

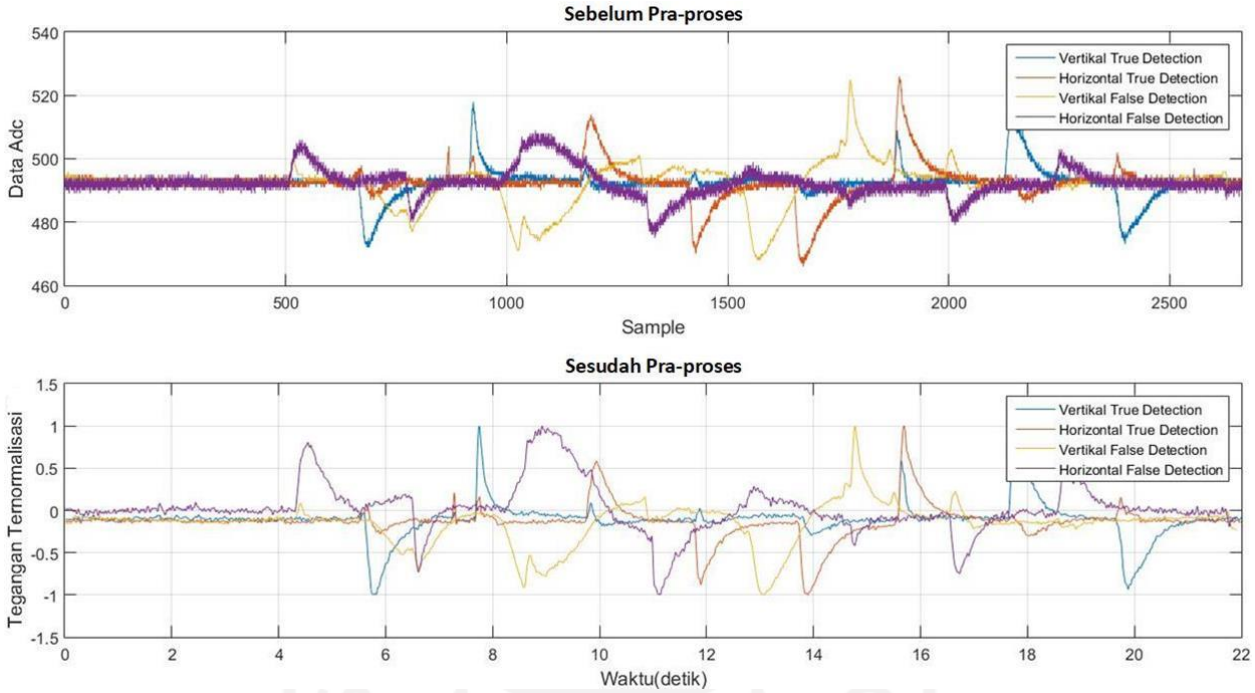


Gambar 4.8 Contoh segmen 4 dan 5 gerakan vertikal.

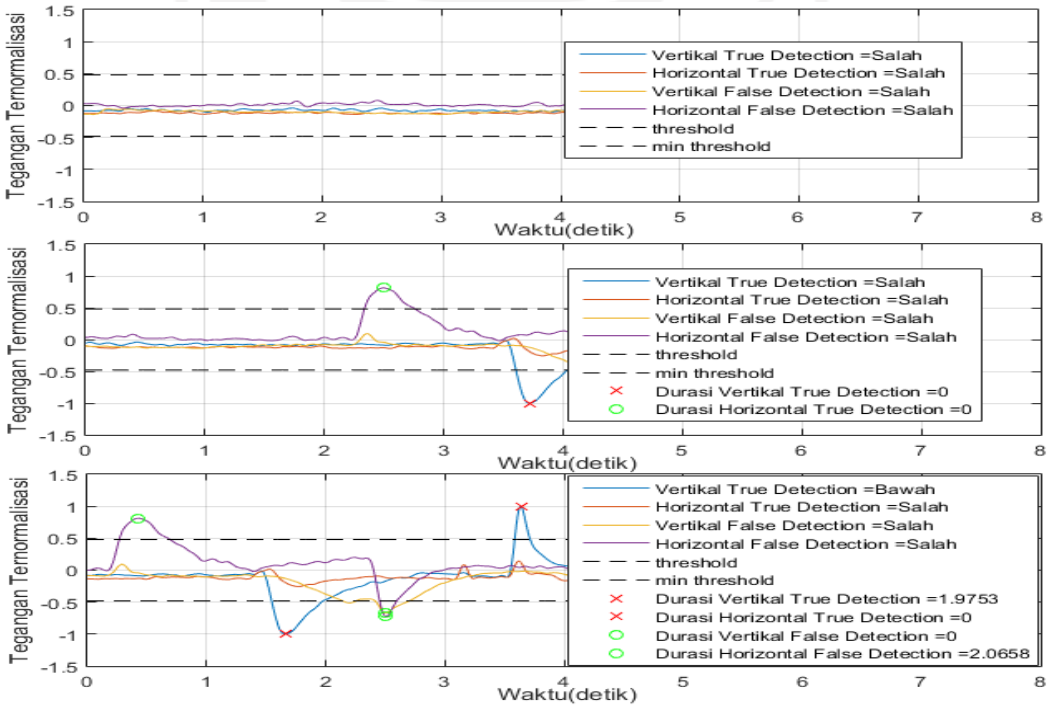
Gambar 4.7-4.8 menunjukan data *voluntary* vertikal .Terdapat 2 jenis sinyal yaitu, vertikal *true detection* dan vertikal *false detection*. Dapat dilihat pada di atas setiap segmen mampu mendeteksi semua gerakan atas dan bawah pada vertikal *true detection* dengan durasi kurang lebih 2 detik, sedangkan pada vertikal *false detection* pada segmen 4 pada 1-1,5 detik seharusnya muncul *valley* bukan *peak* sehingga sistem mendeteksi sebagai gerakan atas, yang seharusnya bukan merupakan gerakan. *Peak* yang muncul pada segmen 4 kemungkinan disebabkan oleh subjek yang salah dalam melakukan gerakan.

Sinyal gerakan *voluntary* memiliki pola dan karakteristik yang mirip untuk gerakan *voluntary* horizontal dan vertikal, bentuk pola sinyal yang mirip tidak menjadi kendala dalam

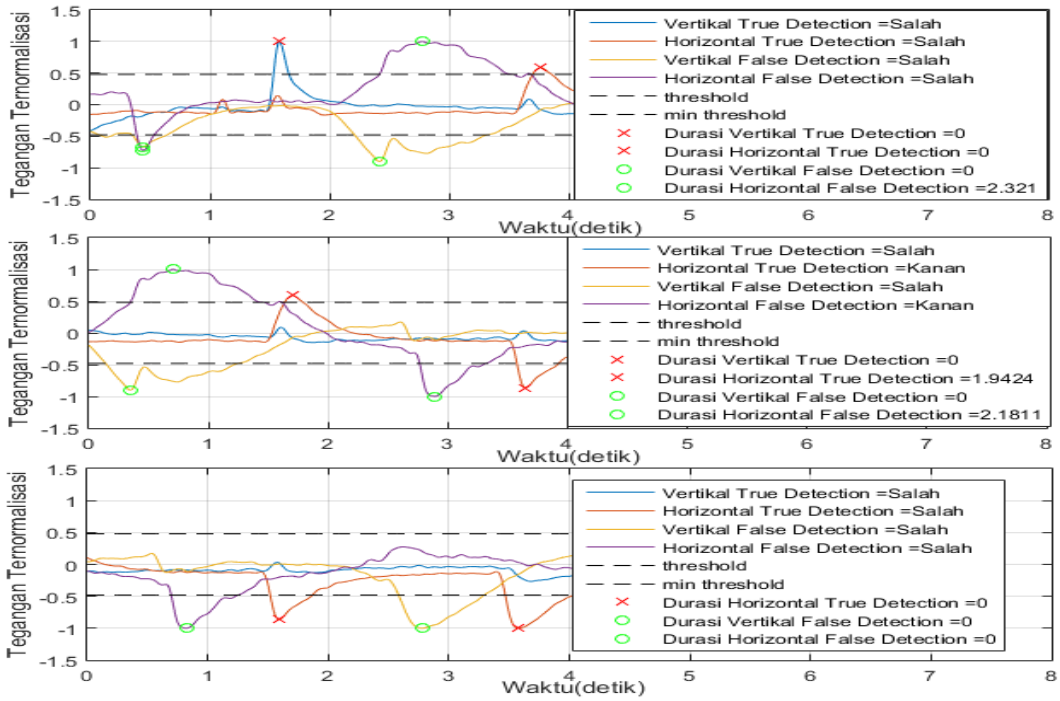
pendeteksian gerakan *saccade*, dikarenakan data gerakan vertikal dan horizontal direkam menggunakan 1 *channel*. Untuk gerakan kanan atau atas selalu *peak* yang muncul terlebih dahulu dan untuk gerakan kiri atau bawah *valley* terlebih dahulu seperti Gambar 4.1 dan Gambar 4.2.



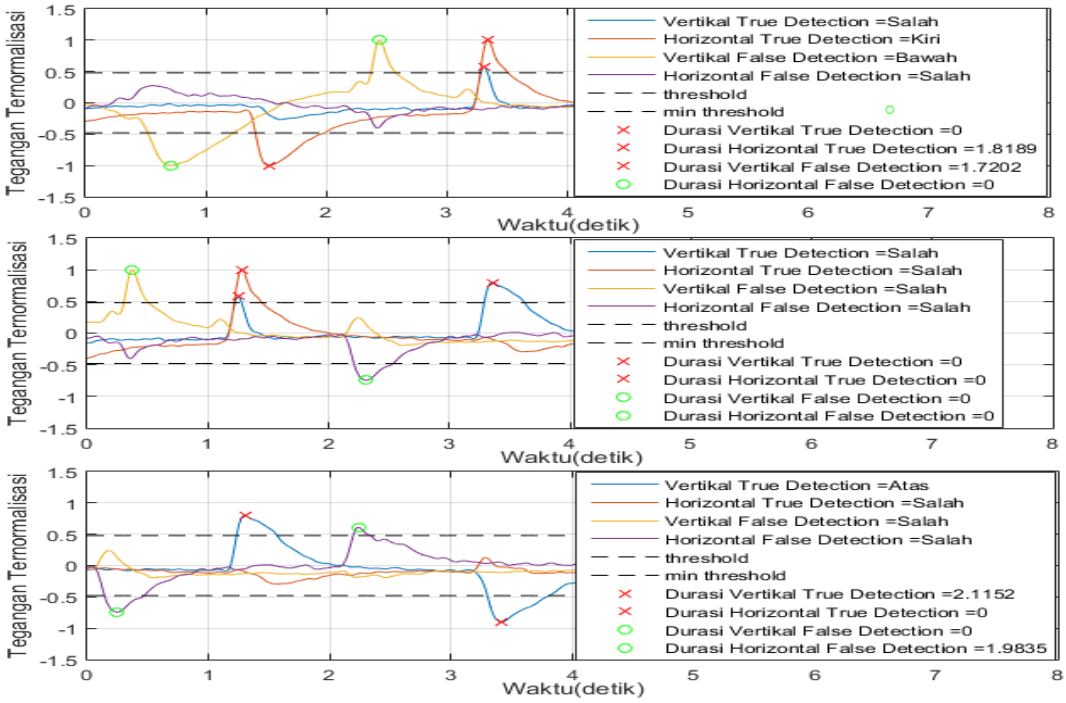
Gambar 4.9 Contoh sinyal EOG gerakan *involuntary*.



Gambar 4.10 Contoh segmen 1-3 gerakan *involuntary*.



Gambar 4.11 Contoh segmen 4-6 gerakan *involuntary*.



Gambar 4.12 Contoh segmentasi 7-9 gerakan *involuntary*.

Gambar 4.10-4.12 menunjukan data *involuntary*. Terdapat 4 jenis sinyal yaitu, vertikal *true detection*, horizontal *true detection*, vertikal *false detection*, dan horizontal *false detection*. Setiap segmen dapat menunjukan gerakan yang sesuai dengan bentuk sinyal dan durasi dari setiap gerakan (atas, bawah, kanan, dan kiri) sampai kembali ke fokus di tengah. Untuk hasil kesalahan deteksi sistem tidak mampu untuk mendeteksi, disebabkan antara gerakan vertikal dan horizontal

terlalu mempengaruhi satu dengan yang lain, sehingga bentuk sinyal vertikal dan horizontal tidak sesuai dengan pola, karakteristik, dan durasi pada sistem.

Bisa dilihat pada Gambar 4.9 setiap gerakan horizontal atau vertikal saling mempengaruhi sinyal satu dengan yang lain dilihat dari amplitudo dan bentuk *peak* dan *valley* yang muncul. Pengaruh amplitudo yang disebabkan gerakan satu sama lain pada sinyal vertikal dan horizontal *true detection* sangat kecil dibawah *threshold* yaitu 0,5. Pada sinyal vertikal dan horizontal *false detection* pengaruh amplitudo akibat gerakan satu sama lain sangat besar dan pola yang muncul juga berbeda dengan pola *saccade*.

4.3 Hasil Pengujian Gerakan *Voluntary*

Akurasi dihitung menggunakan persamaan 3.4. Total subjek berjumlah 15 dengan setiap gerakan diambil data sebanyak 3 kali. Total data setiap gerakan berjumlah 45. Jumlah gerakan yang terdeteksi benar kemudian dibandingkan dengan total data yaitu 45. Evaluasi dilakukan pada setiap gerakan yang dilakukan oleh seluruh subjek.

Pada Tabel 4.1 menunjukan akurasi dan error dari keseluruhan subjek, akurasi pada tiap gerakan bervariasi. Untuk gerakan kanan memiliki akurasi yaitu 100,00%, gerakan kiri dan bawah memiliki akurasi yaitu 97,80%, gerakan atas memiliki akurasi yaitu 80,00%. Gerakan atas memiliki akurasi paling kecil dibanding gerakan lain dan gerakan kanan memiliki akurasi paling tinggi.

Tabel 4.1 Akurasi gerakan *voluntary* vertikal dan horizontal

	Gerakan *Voluntary* Horizontal dan Vertikal							
	Kanan		Kiri		Atas		Bawah	
	Terdeteksi	Total Data	Terdeteksi	Total Data	Terdeteksi	Total Data	Terdeteksi	Total Data
	45	45	44	45	36	45	44	45
Akurasi	100,00%		97,80%		80,00%		97,80%	
Error	0%		2,20%		20,00%		2,20%	

4.4 Hasil Pengujian Gerakan *Involuntary*

Akurasi dihitung menggunakan persamaan 3.4. Total subjek berjumlah 3 dengan setiap subjek dilakukan 3 kali pengambilan data, setiap pengambilan data akan melakukan gerakan *involuntary* dengan gerakan atas, bawah, kanan, dan kiri masing-masing 1 kali. Total data setiap gerakan atas, bawah, kanan, dan kiri masing-masing 9. Evaluasi dilakukan pada setiap gerakan yang dilakukan oleh seluruh subjek.

Pada Tabel 4.2 menunjukan gerakan yang dilakukan subjek pada tiap pengambilan data melalui validasi video dan jawaban yang diberikan subjek. Tabel 4.3 menunjukan akurasi dan error dari keseluruhan subjek, akurasi gerakan bawah, kanan, dan kiri memiliki akurasi paling tinggi yaitu 100%, sedangkan akurasi pada gerakan atas memiliki akurasi paling kecil yaitu 66,7%.

Tabel 4.2 Gerakan masing-masing subjek.

Subjek	Gerakan		
	Pengambilan 1	Pengambilan 2	Pengambilan 3
1	Kanan, atas, bawah, dan kiri	Bawah, kanan, kiri, dan atas	Kiri, bawah, kanan, dan atas
2	Atas, bawah, kanan, dan kiri	Kiri, bawah, kanan, dan atas	Bawah, kanan, kiri, dan atas
3	Atas, kiri, bawah, dan kanan	Kiri, atas, kanan, dan bawah	Atas, bawah, kiri, dan kanan

Tabel 4.3 Akurasi gerakan *involuntary*.

	Gerakan *Saccade Involuntary*							
	Kanan		Kiri		Atas		Bawah	
	Terdeteksi	Total Data	Terdeteksi	Total Data	Terdeteksi	Total Data	Terdeteksi	Total Data
	9	9	9	9	6	9	9	9
Akurasi	100,00%		100,00%		67,70%		100,00%	
Error	0%		0%		33,30%		0%	

4.5 Pembahasan

Pada dasarnya, sinyal mata memiliki banyak jenis gerakan yang bisa digunakan untuk menggerakkan motor. Banyak penelitian terkait untuk membantu orang yang mengalami kelumpuhan total terutama membantu mereka untuk memiliki mobilitas dalam bergerak, seperti yang dilakukan peneliti [3] dan [6] dengan menggunakan *threshold* untuk mendeteksi amplitudo pada sinyal mata yang akan digunakan sebagai input.

Penelitian ini membuktikan bahwa sinyal *saccade* gerakan atas, bawah, kanan dan kiri dapat dideteksi dengan membuat sistem yang menggunakan durasi pada gerakan *saccade* vertikal dan horizontal sebagai fitur dengan menggunakan *threshold*. Sehingga penelitian ini dapat membantu penelitian kedepan untuk mengimplementasikan gerakan *saccade* sebagai input pada gerakan kursi roda. Hasilnya ditemukan akurasi pada gerakan *voluntary* dan *involuntary* yang berbeda-beda. Pada gerakan *involuntary* sinyal vertikal dan horizontal saling mempengaruhi tapi tidak cukup berpengaruh pada deteksi gerakan mata *saccade*.

Tidak terdapat perbedaan akurasi yang signifikan antara gerakan *voluntary* dengan gerakan *involuntary*. Akurasi pada gerakan atas pada *voluntary* dan *involuntary* memiliki hasil yang sama-

sama rendah. Dilihat dari aspek fisiologi, hal ini menandakan bahwa kemampuan bola mata setiap subjek berbeda-beda untuk melihat sebuah objek dengan derajat tertentu terutama pada gerakan atas. Perbedaan ini dipengaruhi beberapa faktor yaitu kedudukan dan gerak bola mata yang baik. Gerak bola mata yang baik merupakan koordinasi otot dan saraf yang seimbang. Kedudukan adalah posisi bola mata secara anatomi [13]. Menurut Bulling dkk [8], perbedaan akurasi pada tiap subjek berbeda bisa terjadi karena pembacaan EOG memiliki banyak faktor yang mempengaruhi hasil rekaman. Faktor itu bisa disebabkan biopotensial yang lain seperti *Electroencephalography* (EEG) dan *Electromiography* (EMG), penyebab lain bisa karena penempatan elektroda, sistem akuisisi, gerakan kepala, dll.

Gerakan atas sangat dipengaruhi oleh penempatan elektroda dan kondisi kulit. Penempatan elektroda sangat sulit disamakan ketika pengambilan data karena struktur anatomi tulang kepala disekitar mata berbeda terutama pada bagian sekitar mata atas. Perbedaan membuat jarak penempatan elektroda bagian atas lebih jauh dari bola mata dibandingkan dengan elektroda bagian bawah, kanan, dan kiri. Untuk kondisi kulit menyebabkan elektroda pada beberapa subjek tidak dapat menempel dengan baik, sehingga sinyal yang direkam memiliki hasil yang berbeda. Faktor lain yang menyebabkan akurasi pada gerakan atas rendah, kemungkinan karena kelelahan pada mata karena harus fokus pada suatu objek selama kurang lebih 2 detik.

Akurasi pada penelitian memiliki rata rata akurasi 93.90% dengan error 6,10% pada gerakan *voluntary* dan 91,90% dengan error 8,10% pada gerakan *involuntary*. Hasil ini penelitian ini senada dengan penelitian Merino dkk [5] yaitu diatas 90,00%, dengan menggunakan EOG pada gerakan *saccade* (atas, bawah, kanan, dan kiri), menandakan gerakan *saccade* dapat digunakan untuk navigasi arah kursi roda.

BAB 5
KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Berdasarkan hasil penelitian dan analisis dapat ditarik kesimpulan untuk dapat mengklasifikasikan gerakan *seccade* (atas, bawah, kanan, dan kiri) dibuat sistem yang menggunakan durasi antar *peak* dan *valley* sebagai fitur. Akurasi sistem klasifikasi pada gerakan *voluntary* memiliki akurasi gerakan atas 80,00%, bawah 97,80%, kiri 97,80%, dan kanan 100,00%. Akurasi pada gerakan *involuntary* memiliki akurasi gerakan atas 67,70%, bawah 100,00%, kiri 100,00%, dan kanan 100,00%. Gerakan atas pada *voluntary* dan *involuntary* sama-sama memiliki akurasi paling rendah dibandingkan dengan gerakan lain. Gerakan atas memiliki akurasi paling rendah dikarenakan kemampuan manusia untuk melihat keatas berbeda-beda dan penempatan elektroda yang tidak dapat sama pada setiap subjek dikarenakan struktur anatomi tulang kepala disekitar mata berbeda-beda. Akurasi bervariasi bisa disebabkan karena banyak hal seperti biopotensial lain, *human error*, dan fisiologi mata pada setiap subjek berbeda.

5.2 Saran

1. Pada penelitian yang serupa subjek untuk pengambilan data *voluntary* diperbanyak.
2. Gerakan mata yang digunakan dapat ditambahkan seperti kedipan.
3. Untuk metode klasifikasi gerakan mata dapat digunakan algoritme kecerdasan buatan.
4. Sistem ini dapat diimplementasikan pada kursi roda atau sistem kontrol lain.

DAFTAR PUSTAKA

[1] J. Fridén dan A. Gohritz, "Tetraplegia management update," *Journal of Hand Surgery*, vol. 40, no. 12, pp. 2489–2500, 2015.

[2] R. Ramli, H. Arof, F. Ibrahim, N. Mokhtar, dan M. Y. I. Idris, "Using Finite State Machine and a Hybrid of EEG Signal and EOG Artifacts for an Asynchronous Wheelchair Navigation," *Expert Systems with Applications*, vol. 42, no. 5, pp. 2451–2463, 2015.

[3] A. M. Choudhari, P. Porwal, V. Jonnalagedda, dan F. Mériaudeau, "An Electrooculography based Human Machine Interface for wheelchair control," *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, pp. 1–13, 2019.

[4] Y. Li, S. He, Q. Huang, Z. Gu, dan Z. L. Yu, "A EOG-Based Switch and its Application for 'Start/Stop' Control of a Wheelchair," *Neurocomputing*, vol. 275, pp. 1350–1357, 2018.

[5] M. Merino, O. Rivera, I. Gómez, A. Molina, dan E. Dorronzoro, "A method of EOG signal processing to detect the direction of eye movements," *Proceedings - 1st International Conference on Sensor Device Technologies and Applications, SENSORDEVICES 2010*, no. January 2014, pp. 100–105, 2010.

[6] A. Naga Rajesh, S. Chandralingnam, T. Anjaneyulu, dan K. Satyanarayana, "EOG Controlled Motorized Wheelchair for Disabled," *World Academy of Science, Engineering and TechnologyInternational Journal of Medical, Health, Biomedical and Pharmaceutical Engineering*, vol. 8, no. 5, pp. 292–295, 2014.

[7] Guyton dan Hall, *Buku Ajar Fisiologi Kedokteran*. 2014.

[8] A. Bulling, J. A. Ward, H. Gellersen, dan G. Tröster, "Eye movement analysis for activity recognition using electrooculography," *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 33, no. 4, pp. 741–753, 2011.

[9] R. Barea, L. Boquete, M. Mazo, dan E. López, "Wheelchair Guidance Strategies Using EOG," *Journal of Intelligent and Robotic Systems*, vol. 34, pp. 279–299, 2002.

[10] https://www.medicine.mcgill.ca/physio/vlab/Other_exps/EOG/saccades_n.htm.

[11] https://www.sparkfun.com/products.

[12] https://store.arduino.cc/usa/arduino-uno-rev3.

[13] J. Forrester, A. Dick, P. McMenamin, F. Roberts, dan E. Pearlman, "The Eye Basic Sciences in Practice," *Elsevier, Edinburgh*, vol. 4, pp. 90–289, 2016.