



TUGAS AKHIR - EB184803

**PENGATURAN KECEPATAN GERAK KURSI RODA LISTRIK  
UNTUK PENYANDANG DISABILITAS BERDASARKAN  
*SUBJECT INTENTION VARIABEL* MENGGUNAKAN SINYAL  
*MYOELECTRIC***

Elvina Ambarwati  
0731164000005

**DOSEN PEMBIMBING:**  
Dr. Achmad Arifin, S.T., M.Eng.  
Muhammad Hilman Fatoni, S.T., M.T

**PROGRAM SARJANA  
DEPARTEMEN TEKNIK BIOMEDIK  
FAKULTAS TEKNOLOGI ELEKTRO DAN INFORMATIKA CERDAS  
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER  
SURABAYA  
2020**



**TUGAS AKHIR - EB184803**

**PENGATURAN KECEPATAN GERAK KURSI RODA LISTRIK  
UNTUK PENYANDANG DISABILITAS BERDASARKAN  
*SUBJECT INTENTION VARIABEL* MENGGUNAKAN SINYAL  
*MYOELECTRIC***

**Elvina Ambarwati  
0731164000005**

**DOSEN PEMBIMBING:  
Dr. Achmad Arifin, S.T., M.Eng.  
Muhammad Hilman Fatoni, S.T., M.T**

**PROGRAM SARJANA  
DEPARTEMEN TEKNIK BIOMEDIK  
FAKULTAS TEKNOLOGI ELEKTRO DAN INFORMATIKA CERDAS  
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER  
2020**



**FINAL PROJECT - EB184803**

**ELECTRIC WHEELCHAIR SPEED CONTROL FOR  
DISABILITIES PERSON BASED ON SUBJECT INTENTION  
VARIABLES USING MYOELECTRIC SIGNALS**

**Elvina Ambarwati  
0731164000005**

**SUPERVISOR:**

**Dr. Achmad Arifin, S.T., M.Eng.  
Muhammad Hilman Fatoni, S.T., M.T**

**UNDERGRADUATE PROGRAM  
BIOMEDICAL ENGINEERING DEPARTMENT  
FACULTY OF INTELLIGENT ELECTRICAL AND INFORMATICS  
TECHNOLOGY  
SEPULUH NOPEMBER INSTITUTE OF TECHNOLOGY  
SURABAYA  
2020**

## PERNYATAAN KEASLIAN TUGAS AKHIR

Dengan ini saya menyatakan bahwa sebagian maupun keseluruhan isi tugas akhir saya yang berjudul **“Pengaturan Kecepatan Gerak Kursi Roda Listrik Untuk Penyandang Disabilitas Berdasarkan *Subject Intention Variabel* Menggunakan Sinyal *Myoelectric*”** merupakan hasil karya intelektual mandiri, diselesaikan tanpa menggunakan bahan-bahan yang tidak diizinkan dan bukan merupakan karya pihak lain yang saya akui sebagai karya mandiri.

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

Surabaya, Juli 2020



Elvina Ambarwati

NRP. 0731164000005

**Tugas Akhir disusun untuk memenuhi salah satu syarat memperoleh gelar  
Sarjana Teknik (S.T.)  
di  
Institut Teknologi Sepuluh Nopember**

**Oleh  
Elvina Ambarwati  
NRP. 0731164000005**

**Tanggal Ujian : 14 Juli 2020  
Periode Wisuda : September 2020**

**Disetujui Oleh :**

**Dosen Penguji :**



**1. Ir. Josaphat Pramudijanto, M.Eng.  
NIP. 196210051990031003**



**2. Eko Agus Suprayitno, S.Si., M.T.  
NIP. 1987202011026**

**Dosen Pembimbing :**



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



**2. Muhammad Hilman Fatoni, S.T., M.T.  
NIP. 199103252015041001**

**Kepala Departemen Teknik Biomedik,**



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

# **Pengaturan Kecepatan Gerak Kursi Roda Listrik untuk Penyandang Disabilitas Berdasarkan *Subject Intention Variabel* Menggunakan Sinyal *Myoelectric***

Nama : Elvina Ambarwati  
NRP : 0731164000005  
Dosen Pembimbing : 1. Dr. Achmad Arifin, S.T., M.Eng.  
2. Muhammad Hilman Fatoni, S.T., M.T

## **ABSTRAK**

Kursi roda listrik digunakan untuk membantu mobilitas penderita kelumpuhan lebih mandiri. Seiring berjalannya kemajuan teknologi, kursi roda listrik dapat dikendalikan menggunakan sinyal otot atau *myoelectric*. Pada studi sebelumnya mengenai kursi roda listrik dengan *myoelectric*, penggunaan sinyal *myoelectric* secara adaptif untuk kebutuhan perubahan kecepatan dan untuk pengendali motor kursi roda tidak menjadi fokus penelitian sebelumnya. Dalam penelitian ini merancang proses *thresholding* dengan *adaptive threshold*, selanjutnya membandingkan proses *adaptive threshold* dengan rangkaian *analog* dan *microcontroller*. Selanjutnya, pengaturan perubahan kecepatan gerak kursi roda berbasis *subject intention variable speed* dirancang agar pengguna kursi roda dapat memilih tingkatan kecepatan dengan gerakan otot *Carpi Radialis*. Pengendali kecepatan yang digunakan dalam penelitian ini yaitu pengendali PID. Pada penelitian ini juga terdapat sistem deteksi hambatan menggunakan sensor jarak yang bertujuan untuk menjaga keamanan kursi roda listrik agar kursi roda listrik tidak menabrak benda yang ada didepannya. Dalam penelitian ini didapatkan hasil dalam proses *adaptive thresholding* untuk menentukan klasifikasi gerakan kursi roda menggunakan *microcontroller* yang memiliki keberhasilan tinggi sebesar 92%. Dan untuk pengujian metode *subject intention variable speed* dengan 4 subjek tingkat keberhasilan sebesar 97,5%. Pengendali PID merupakan metode yang tepat untuk menjaga kestabilan dan pengendali kecepatan untuk kursi roda, hal ini dibuktikan dengan RMSE sebesar 7,52% untuk motor kanan dan untuk motor kiri RMSE sebesar 6,77 %. Sementara, untuk sistem deteksi hambatan yang dirancang pada penelitian ini efektif untuk sistem deteksi hambatan kursi roda listrik jarak dekat.

Kata kunci : *myoelectric*, *subject intention variabel speed*, pengendali PID, deteksi hambatan, kursi roda listrik.

## ***Electric Wheelchair Speed Control for Disabilities Person Based on Subject Intention Variables using Myoelectric Signals***

*Name* : Elvina Ambarwati  
*Student Identity Number* : 07311640000005  
*Supervisor* : 1. Dr. Achmad Arifin, S.T., M.Eng.  
2. Muhammad Hilman Fatoni, S.T., M.T

### ***ABSTRACT***

*Electric wheelchair used to help mobility of disabilities person be more independent. The most common way to navigate and control the electric wheelchair is use of a joystick and keyboard. In the development of electric wheelchair technology, electric wheelchairs can be controlled using muscle or myoelectric signals. In previous studies of electric wheelchairs with myoelectric, the use of adaptive myoelectric signals for the needs of speed changes has not become a focus. And for wheelchair motor controllers not being the focus of previous research. In this study design the thresholding process with an adaptive threshold, then compare the adaptive threshold process with analog and microcontroller. Furthermore, control wheelchair speed based on subject intention variable speed is designed so that wheelchair users can choose the level of speed with Carpi Radialis muscle movements. The speed control method used in this study is the PID controller. In this study there is also an obstacle detection system using a proximity sensor that purpose to maintain the safety of electric wheelchairs so that electric wheelchairs do not crash into objects in front of them. In this study the results obtained in the thresholding process to determine the classification of wheelchair movements using a microcontroller that has a high success is 92%. And general testing of subject intention variable speed method with 4 subjects the success rate average was 97.5%. The average RMSE of PID controller testing is 4%. PID controllers are the appropriate method to maintain stability and speed control for wheelchairs, this is evidenced by the RMSE of 7.52% for the right motor wheelchair and the RMSE of 6.77% for the left motor wheelchair. Meanwhile, the obstacle detection system designed in this study is effective for short-range electric wheelchair obstacle detection systems. Keyword : myoelectric, subject intention variabel speed, PID controller, obstacle detection, electrical wheelchair.*

## KATA PENGANTAR

Puji syukur kepada Tuhan Yang Maha Esa karena hanya atas kasih sayang-Nya penulis mampu menyelesaikan tugas akhir ini dengan lancar dan dapat selesai tepat pada waktunya. Penulis juga mengucapkan terima kasih atas bantuan dari berbagai pihak, maka penulis mengucapkan terima kasih kepada:

1. Orang tua serta keluarga penulis yang selalu memberi doa dan dukungan penuh dalam hal apapun.
2. Dr. Achmad Arifin, S.T., M.Eng. dan Muhammad Hilman Fatoni, S.T., M.T. selaku dosen pembimbing yang senantiasa membimbing, mengarahkan, dan menginspirasi penulis selama pengerjaan penelitian ini.
3. Bapak Ibu dosen pengajar dan semua tenaga pendidikan Teknik Biomedik ITS.
4. I Wayan Nudra B. P. S.T., dan Trisa Safira Hasanah S.T. selaku senior yang memberikan pengarahan dan motivasi selama pengerjaan penelitian .
5. Rekan-rekan Teknik Biomedik semua angkatan, terkhusus angkatan 2016 yang kerap membantu dan memotivasi dalam pengerjaan penelitian.
6. Rekan – rekan e56, semua Fungsiaris Simfoni BEM FTE, Tim Unit Kaderiasi, Mita, Windy, Helena, Ainun, Meilinda, Khoirun, Awal, dan Dimas yang senantiasa menemani mulai dari awal perkuliahan, memotivasi, dan memberikan dukungan moral selama pengerjaan penelitian.
7. Serta seluruh pihak yang tidak dapat disebutkan satu persatu yang telah membantu penulis hingga Tugas Akhir ini ini bisa diselesaikan dengan semaksimal mungkin.

Terlepas dari semua itu, penulis sadar bahwa masih terdapat kekurangan pada berbagai aspek dan masih banyak hal yang perlu diperbaiki. Oleh karena itu, penulis dengan terbuka menerima kritik dan saran dari pembaca agar dapat memperbaiki tugas akhir ini. Semoga penelitian ini dapat memberikan manfaat untuk banyak orang dan dapat dikembangkan lebih baik lagi pada penelitian selanjutnya.

Surabaya, Juni 2020

Penulis

Elvina Ambarwati  
073116400000005



## DAFTAR ISI

PERNYATAAN KEASLIAN TUGAS AKHIR .....	ii
ABSTRAK .....	iv
<i>ABSTRACT</i> .....	v
KATA PENGANTAR .....	vi
DAFTAR ISI .....	vii
DAFTAR GAMBAR .....	ix
DAFTAR TABEL.....	xiii
BAB 1 PENDAHULUAN .....	1
1.1 Latar Belakang .....	1
1.2 Rumusan Masalah .....	3
1.3 Batasan Masalah.....	3
1.4 Tujuan dan Manfaat Penelitian .....	4
1.5 Kontribusi.....	4
BAB 2 KAJIAN PUSTAKA .....	5
2.1 <i>Myoelectric</i> dan Otot yang Digunakan.....	5
2.2 Kursi Roda Listrik.....	7
2.3 Kursi Roda dengan <i>Power Resisted</i> .....	7
2.4 Kursi Roda dengan <i>Joystick</i> .....	9
2.5 Kursi Roda dengan Kontrol <i>Myoelectric</i> .....	9
2.6 Pengendali PID.....	10
2.7 Sensor Jarak.....	11
2.8 Rasional.....	16
BAB 3 PERANCANGAN SISTEM .....	17
3.1 Perancangan Keseluruhan Sistem .....	18
3.2 Perancangan Sistem Instrumentasi <i>Myoelectric</i> .....	18
3.3 Perancangan <i>Thresholding</i> dan Klasifikasi.....	21
3.4 Perancangan Sistem Deteksi Hambatan .....	22
3.4.1 Perancangan Peletakan Sensor Jarak.....	25
3.5 Perancangan <i>State Diagram</i> .....	25
3.6 Perancangan Sistem Pengendali PID .....	26
3.7 Perancangan Sistem Keseluruhan <i>Microcontroller</i> .....	28
3.8 Prosedur Pengujian Subjek.....	29
BAB 4 PENGUJIAN SISTEM .....	30
4.1 Pengujian Sistem Instrumentasi <i>Myoelectric</i> .....	30
4.2 Pengujian <i>Thresholding</i> dan Klasifikasi Gerakan.....	33
4.3 Pengujian Sistem Deteksi Hambatan .....	36

4.3.1 Pengujian Sensor Jarak.....	37
4.4 Pengujian Pengendali PID.....	37
4.4.1 Pengujian <i>Pulse Width Modulation</i> .....	38
4.4.2 Pengujian Parameter Pengendali PID .....	39
<b>BAB 5 HASIL DAN PEMBAHASAN .....</b>	<b>50</b>
5.1 Hasil dan Pembahasan Sistem Instrumentasi <i>Myoelectric</i> .....	50
5.2 Hasil dan Pembahasan Sistem Deteksi Hambatan .....	52
5.3 Hasil dan Pembahasan Sistem Pengendali PID.....	54
5.4 Hasil dan Pembahasan Pegujian Keseluruhan.....	61
5.4.1 Hasil dan Pembahasan Pengujian Keseluruhan Lintasan Datar .....	65
5.4.2 Hasil dan Pembahasan Pengujian Keseluruhan Lintasan Miring.....	66
<b>BAB 6 KESIMPULAN.....</b>	<b>70</b>
6.1 Kesimpulan.....	70
6.2 Rencana Pengembangan.....	70
<b>DAFTAR PUSTAKA .....</b>	<b>71</b>
<b>BIODATA PENULIS .....</b>	<b>72</b>
<b>LAMPIRAN .....</b>	<b>73</b>

## DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Posisi Peletakkan Elektroda pada Lengan Bawah .....	5
Gambar 2.2 Sistem Kontrol Kursi Roda .....	7
Gambar 2.3 Kursi Roda Listrik.....	7
Gambar 2.4 Diagram Kotak Kursi Roda dengan <i>Power Resisted</i> .....	8
Gambar 2.5 Konfigurasi Kursi Roda .....	8
Gambar 2.6 Pengujian Kursi Roda pada Sudut 4° .....	9
Gambar 2.7 Pengujian Kursi Roda pada Jalanan Kasar .....	9
Gambar 2.8 Gambar Efisiensi Pengujian Jalan Menanjak dan Menurun .....	9
Gambar 2.9 Model Kursi Roda.....	10
Gambar 2.10 Diagram Kotak Kursi Roda.....	11
Gambar 2.11 Diagram Kotak Pengendali PID.....	12
Gambar 2.12 <i>Fishbone diagram</i> .....	16
Gambar 3.1 Metode Kontrol Hirarki untuk Sistem Keseluruhan .....	17
Gambar 3.2 Skematik Rangkaian <i>Peak Detector</i> .....	19
Gambar 3.3 Rangkaian <i>Adaptive Threshold</i> .....	20
Gambar 3.4 Proses <i>Thresholding</i> Deteksi Tepi .....	21
Gambar 3.4 Diagram Fungsional Sistem Deteksi Hambatan .....	22
Gambar 3.6 Skematik Rangkaian <i>Power Supply</i> .....	23
Gambar 3.7 Sistem <i>Wiring</i> untuk Deteksi Hambatan .....	24
Gambar 3.8 Rancangan <i>Board</i> Sistem Deteksi Hambatan .....	24
Gambar 3.9 Peletakan Sensor Jarak Pada Kursi Roda.....	25
Gambar 3.10 <i>State Diagram</i> Kursi Roda.....	25
Gambar 3.11 Diagram Kotak Sistem Pengendali Kursi Roda Listrik .....	26
Gambar 3.12 Diagram Fungsional Sistem Keseluruhan <i>Microcontroller</i> . .....	26
Gambar 3.13 <i>Wiring Stm32f103</i> pada Sistem Instrumentasi <i>Myoelectric</i> .....	27
Gambar 3.13 <i>Wiring Stm32f103</i> pada Sistem Kursi Roda.....	28
Gambar 4.1 Metode Pengujian Rangkaian <i>Adaptive Threshold</i> dengan <i>Function Generator</i> .....	29
Gambar 4.2 Metode Pengujian Rangkaian <i>Adaptive Threshold</i> dengan <i>Avometer</i> ....	29
Gambar 4.3 Metode Pengujian Rangkaian <i>Adaptive Threshold</i> dengan Subjek .....	30
Gambar 4.4 Hasil Pengujian Rangkaian <i>Peak Detector</i> dengan Subjek 1 .....	31
Gambar 4.5 Hasil Pengujian Rangkaian <i>Peak Detector</i> dengan Subjek 2 .....	31
Gambar 4.6 Metode Pengujian Rangkaian Komparator .....	31
Gambar 4.7 Peletakan <i>Surface Electrode</i> pada Tangan.....	32
Gambar 4.8 Hasil Kalibrasi Sensor <i>Hc-Sr04</i> .....	35
Gambar 4.9 Pengujian Sistem Deteksi Hambatan .....	36

Gambar 4.10 Metode Pengujian PWM.....	38
Gambar 4.11 Hasil Pengujian PWM <i>Duty Cycle</i> 40%.....	39
Gambar 4.12 Hasil Pengujian PWM <i>Duty Cycle</i> 60%.....	39
Gambar 4.13 Hasil Pengujian PWM <i>Duty Cycle</i> 80%.....	40
Gambar 4.14 Hasil Pengujian tanpa Beban ketika diberikan Pengedali PID dengan Kp= 1,8.....	40
Gambar 4.15 Hasil Pengujian dengan Beban ketika Diberikan Pengedali PID dengan Kp = 1,8.....	41
Gambar 4.16 Hasil Pengujian Tanpa Beban ketika Diberikan Pengedali PID dengan Kp = 2,4.....	41
Gambar 4.17 Hasil Pengujian dengan Beban ketika Diberikan Pengedali PID dengan Kp = 2,4.....	41
Gambar 4.18 Hasil Pengujian Motor tanpa Beban ketika Diberikan Pengedali PID dengan Ki = 0,2.....	42
Gambar 4.19 Hasil Pengujian Motor dengan Beban ketika Diberikan Pengedali PID dengan Ki= 0,2.....	42
Gambar 4.20 Hasil Pengujian Motor tanpa Beban ketika Diberikan Pengedali PID dengan Ki= 0,6.....	42
Gambar 4.21 Hasil Pengujian Motor dengan Beban ketika Diberikan Pengedali PID dengan Ki= 0,6.....	42
Gambar 4.22 Hasil Pengujian Motor tanpa Beban ketika Diberikan Pengedali PID dengan Kd = 0,5.....	43
Gambar 4.23 Hasil Pengujian Motor dengan Beban ketika Diberikan Pengedali PID dengan Kd = 0,5.....	43
Gambar 4.24 Hasil Pengujian Motor tanpa Beban ketika Diberikan Pengedali PID dengan Kd = 0,75.....	43
Gambar 4.25 Hasil Pengujian Motor dengan Beban ketika Diberikan Pengedali PID dengan Kd = 0,75.....	46
Gambar 4.26 Alat Keseluruhan.....	48
Gambar 4.27 Skenario Pengujian Keseluruhan.....	49
Gambar 5.1 Data Hasil Pengujian Subjek 1 Proses <i>Thresholding</i> dengan Rangkaian <i>Analog</i> .....	53
Gambar 5.2 Data Hasil Pengujian Subjek 2 Proses <i>Thresholding</i> dengan Rangkaian <i>Analog</i> .....	54
Gambar 5.3 Data Hasil Pengujian Subjek 1 Proses <i>Thresholding</i> dengan <i>Microcontoller</i> .....	54
Gambar 5.4 Data Hasil Pengujian Subjek 2 Proses <i>Thresholding</i> dengan <i>Microcontoller</i> .....	54

Gambar 5.5 Hubungan Pembacaan Sensor <i>Hc-Sr04</i> dengan Jarak Sebenarnya.....	55
Gambar 5.6 Hubungan Pembacaan <i>Duty Cycle PWM (%)</i> dengan Jarak Sebenarnya.....	57
Gambar 5.7 Pembacaan <i>Encoder</i> Kanan Hasil Pengujian Subjek 1 dengan <i>Setpoint</i> Kecepatan 20 Rpm .....	57
Gambar 5.8 Pembacaan <i>Encoder</i> Kiri Hasil Pengujian Subjek 1 dengan <i>Setpoint</i> Kecepatan 20 Rpm .....	58
Gambar 5.9 Pembacaan <i>Encoder</i> Kanan Hasil Pengujian Subjek 2 dengan <i>Setpoint</i> Kecepatan 20 Rpm .....	58
Gambar 5.10 Pembacaan <i>Encoder</i> Kiri Hasil Pengujian Subjek 2 dengan <i>Setpoint</i> Kecepatan 20 Rpm .....	58
Gambar 5.11 Pembacaan <i>Encoder</i> Kanan Hasil Pengujian Subjek 1 dengan <i>Setpoint</i> Kecepatan 25 Rpm .....	59
Gambar 5.12 Pembacaan <i>Encoder</i> Kiri Hasil Pengujian Subjek 1 dengan <i>Setpoint</i> Kecepatan 25 Rpm .....	59
Gambar 5.13 Pembacaan <i>Encoder</i> Kanan Hasil Pengujian Subjek 2 dengan <i>Setpoint</i> Kecepatan 25 Rpm .....	59
Gambar 5.14 Pembacaan <i>Encoder</i> Kiri Hasil Pengujian Subjek 2 dengan <i>Setpoint</i> Kecepatan 25 Rpm .....	60
Gambar 5.15 Pembacaan <i>Encoder</i> Kanan Hasil Pengujian Subjek 1 dengan <i>Setpoint</i> Kecepatan 35 Rpm .....	60
Gambar 5.16 Pembacaan <i>Encoder</i> Kiri Hasil Pengujian Subjek 1 dengan <i>Setpoint</i> Kecepatan 35 Rpm .....	60
Gambar 5.17 Pembacaan <i>encoder</i> Kanan Hasil Pengujian Subjek 2 dengan <i>Setpoint</i> Kecepatan 35 Rpm .....	61
Gambar 5.18 Pembacaan <i>Encoder</i> Kiri Hasil Pengujian Subjek 2 dengan <i>Setpoint</i> Kecepatan 35 Rpm .....	61
Gambar 5.19 Pembacaan <i>Encoder</i> Hasil Pengujian Pengendali PID saat Menaiki Lintasan Miring .....	62
Gambar 5.20 Pembacaan <i>Encoder</i> Hasil Pengujian Pengendali PID saat Menuruni Lintasan Miring .....	63
Gambar 5.21 Hasil Perekaman Sinyal <i>Myoelectric</i> Subjek 1 .....	64
Gambar 5.22 Hasil Perekaman Sinyal <i>Myoelectric</i> Subjek 3 .....	65
Gambar 5.23 Pembacaan <i>Encoder</i> Kanan Hasil Pengujian Keseluruhan Subjek 1 ....	65
Gambar 5.24 Pembacaan <i>Encoder</i> Kiri Hasil Pengujian Keseluruhan Subjek 1 .....	66
Gambar 5.25 Pembacaan <i>Encoder</i> Kanan Hasil Pengujian Keseluruhan Subjek 2....	66
Gambar 5.26 Pembacaan <i>Encoder</i> Kiri Hasil Pengujian Keseluruhan Subjek 2.....	67
Gambar 5.27 Pembacaan Hasil <i>Encoder</i> Motor Kanan saat Lintasan Menanjak .....	67
Gambar 5.28 Pembacaan Hasil <i>Encoder</i> Motor Kiri saat Lintasan Menanjak .....	68

Gambar 5.29 Pembacaan Hasil *Encoder* Motor Kanan saat Lintasan Menurun ..... 68  
Gambar 5.30 Pembacaan Hasil *Encoder* Motor Kiri saat Lintasan Menurun ..... 68

## DAFTAR TABEL

Tabel 3.1 Klasifikasi Perintah Kontrol Gerak Kursi Roda .....	22
Tabel 4.1 Data Hasil Pengujian Rangkaian <i>Peak Detector</i> dengan Sinyal Masukan Tegangan <i>DC</i> .....	29
Tabel 4.2 Data Hasil Pengujian Rangkaian <i>Peak Detector</i> dengan Sinyal Masukan Sinyal <i>Sinus</i> .....	30
Tabel 4.3 Data Hasil Pengujian Rangkaian Komparator .....	33
Tabel 4.4 Hasil Pengujian <i>Thresholding</i> dan Klasifikasi Skenario Gerakan Belok Kanan.....	33
Tabel 4.5 Hasil Pengujian <i>Thresholding</i> dan Klasifikasi Skenario Gerakan Belok Kiri .....	34
Tabel 4.6 Hasil Pengujian <i>Thresholding</i> dan Klasifikasi Skenario Gerakan Maju Kecepatan Awal.....	34
Tabel 4.7 Hasil Pengujian <i>Thresholding</i> dan Klasifikasi Skenario Gerakan Maju Kecepatan Tingkat 1 .....	35
Tabel 4.8 Hasil Pengujian <i>thresholding</i> dan Klasifikasi Skenario Gerakan Maju Kecepatan Tingkat 2.....	36
Tabel 4.9 Data Hasil Kalibrasi Sensor <i>Hc-Sr04</i> .....	37
Tabel 4.10 Data Hasil Pengujian dari Penggabungan Sensor <i>Hc-Sr04</i> .....	39
Tabel 4.11 Hasil pengujian Peletakkan Sensor ketika Kursi Roda Berjarak 70 Cm dari Objek.....	39
Tabel 4.12 Hasil Pengujian Peletakkan Sensor ketika Kursi Roda Berjarak 40 Cm dari Objek.....	40
Tabel 4.14 Hasil Pengujian Parameter PID Motor Kanan Kursi Roda.....	47
Tabel 4.15 Hasil Pengujian Parameter PID Motor Kiri Kursi Roda.....	47
Tabel 4.16 Hasil Sistem <i>Myoelectric</i> dengan Skenario Pengujian Keseluruhan Lintasan Datar Subjek 1 dan Subjek 2 .....	50
Tabel 4.17 Hasil Sistem <i>Myoelectric</i> dengan Skenario Pengujian Keseluruhan Lintasan Datar Subjek 3 dan Subjek 4 .....	51
Tabel 4.18 Hasil Sistem <i>Myoelectric</i> dengan Skenario Pengujian Keseluruhan Lintasan Miring untuk Subjek 1 dan Subjek 2.....	51
Tabel 4.19 Hasil Sistem <i>Myoelectric</i> dengan Skenario Pengujian Keseluruhan Lintasan Miring untuk Subjek 3 dan Subjek 4.....	52
Tabel 5.1 Hasil Motor Kanan Pengujian PID pada Lintasan Datar .....	60
Tabel 5.2 Hasil Motor Kiri Pengujian PID pada Lintasan Datar .....	61

# BAB 1

## PENDAHULUAN

### 1.1 Latar Belakang

Kelumpuhan atau paralisis dalam bidang kedokteran merujuk pada penghapusan fungsi, baik sensorik maupun motorik [1]. Penderita kelumpuhan kerap mengalami kesulitan mobilitas dalam melakukan aktivitas kehidupan sehari-hari. Alat yang sesuai untuk membantu mobilitas para penderita kelumpuhan yaitu dengan menggunakan kursi roda. Pengembangan kursi roda untuk penderita kelumpuhan dimulai dari kursi roda konvensional kemudian beralih ke kursi roda listrik. Penggunaan kursi roda konvensional cenderung berfokus pada penggunaan manual yang masih mengasumsikan pengguna dapat menggunakan tangan mereka untuk menggerakkan kursi roda secara maksimal [2]. Penggunaan kursi roda konvensional masih menggunakan gerakan dorong dengan jari-jarinya. Ini kurang efektif bagi para penyandang cacat dalam menggerakkan kursi roda karena membutuhkan daya yang cukup besar untuk mengayuh kursi roda menggunakan gerakan tangan. Terlebih lagi, ketika pengguna melewati suatu daerah yang memiliki kemiringan, daya itu perlu digandakan dari biasanya.

Sejumlah sinyal *biomedis* seperti *electroencephalography (EEG)*, *electrooculography (EOG)*, dan *myoelectric* telah digunakan sebagai salah satu sarana penghubung khusus yang memungkinkan para penderita kelumpuhan untuk mengontrol kursi roda listrik tanpa menggunakan *joystick* atau *keyboard* [3]. Pada penelitian [4] yang telah dilakukan oleh Nudra, kursi roda listrik dikontrol menggunakan sinyal *myoelectric*. Informasi dari sinyal *myoelectric* digunakan untuk memberikan kontrol berupa perintah maju, berhenti, belok kiri, dan belok kanan [4]. Dalam penelitian [4], proses *thresholding* dilakukan dengan memberi nilai *threshold* secara tetap, sehingga ketika digunakan dengan pengguna berbeda perlu dilakukan kalibrasi ulang untuk nilai *threshold*. Hal ini disebabkan karena setiap orang memiliki rentang sinyal *myoelectric* yang berbeda.

Penelitian [4] yang sudah dilakukan hanya berfokus pada kontrol navigasi kursi roda listrik menggunakan sinyal *myoelectric*, tidak ada pilihan perubahan kecepatan pada pergerakan kursi roda listrik. Berdasarkan penelitian [5] yang telah dilakukan, menyebutkan bahwa kontrol multi variabel sangat penting untuk mengoperasikan kursi roda listrik untuk penyandang disabilitas, beberapa sinyal kontrol diperlukan untuk mengontrol arah (kiri dan kanan) dan kecepatan (akselerasi dan deselerasi) serta untuk memulai dan menghentikan gerakan kursi roda listrik [5]. Pengaturan perubahan kecepatan kursi roda merupakan aspek yang diperlukan untuk penyandang disabilitas



atau penggunaan kursi roda listrik. Misalnya, ketika kursi roda bergerak ke arah yang lurus dan ada jarak yang panjang antara kursi roda dan tujuan, lebih baik bagi pengguna untuk memilih kecepatan menengah atau tinggi. Sebaliknya, ketika kursi roda membelok tajam atau bergerak di sepanjang jalan sempit lebih baik memilih kecepatan yang rendah. Jika perintah kecepatan dilacak dan diterapkan dengan tepat, kursi roda dapat bergerak dengan benar. Selain itu, perintah kontrol ini harus dibuat secara akurat dan cepat. Hal ini diperlukan agar kursi roda listrik ini lebih nyaman bagi pengguna kursi roda ataupun penyandang disabilitas, kontrol kecepatan menggunakan sinyal *myoelectric* untuk mengontrol perubahan kecepatan pergerakan kursi roda listrik perlu ditambahkan.

Pada penelitian [4] tidak berfokus pada pengendali motor pada kursi roda listrik. Hal ini ditunjukkan dari pergerakan kursi roda listrik ketika bergerak maju tidak stabil dan kedua motor kursi roda listrik bergerak tidak seimbang. Sehingga kursi roda listrik tidak berjalan lurus kedepan, hal tersebut akan mengganggu kenyamanan penyandang disabilitas saat menggunakan kursi roda listrik. Ketika kursi roda listrik mengalami perubahan kecepatan, penyandang disabilitas atau pengguna kursi roda listrik akan merasakan resiko hentakan. Hal tersebut membuat penyandang disabilitas atau pengguna kursi roda merasa was-was dan tidak nyaman, selanjutnya untuk mengendalikan resiko hentakan pada saat menambah kecepatan kursi roda listrik diperlukanlah pengendali kecepatan pada kursi roda listrik. Pengendali motor kursi roda listrik harus dapat memberikan dampak pada kestabilan dari pergerakan kursi roda listrik. Oleh karena itu pada penelitian ini akan menambahkan pengendali PID sebagai pengendali motor kursi roda listrik. Pengendali PID dipilih karena pengoperasiannya yang sederhana tetapi dapat menjamin performansi sistem dengan mengurangi nilai *error* dari sistem. Pada penelitian [6] menunjukkan efektivitas pengendali PID, bahwa pengendali PID yang digunakan pada kursi roda listrik *joystick* mampu berjalan di jalan yang miring.

Kursi roda listrik harus cukup cepat untuk menghindari rintangan dan memastikan berkendara yang aman untuk kursi roda ketika menghadapi masalah darurat (seperti munculnya hambatan yang tiba-tiba). Dalam perkembangan kursi roda listrik, aspek keselamatan pengguna menjadi hal yang penting. Untuk menunjang aspek keselamatan pengguna kursi roda diperlukan sistem deteksi hambatan dan tabrakan. Hal ini diperlukan ketika pengguna kursi roda listrik menggunakan pada ruang terbuka. Misalnya, ketika di ruang keramaian yang penuh sesak, sulit untuk pengguna kursi roda bergerak dan pengguna kursi roda terkadang juga mengalami kesulitan dalam menavigasi kursi roda listrik. Hal ini akan menyebabkan resiko pengguna kursi roda listrik mengalami tabrakan.

## 1.2 Rumusan Masalah

Pada penelitian ini, permasalahan difokuskan pada penyempurnaan dari Tugas Akhir milik Nudra [4], dengan menambahkan metode proses *thresholding* sinyal *myoelectric* secara adaptif. Pada penelitian [4], proses *thresholding* dilakukan dengan metode *thresholding* tetap sehingga ketika alat digunakan dengan subjek berbeda diperlukan kalibrasi ulang *threshold*. Pada penelitian [4], tidak berfokus pada pengendali motor yang digunakan pada kursi roda listrik hal ini ditunjukkan dari hasil pada penelitian [4] bahwa pergerakan motor kursi roda listrik tidak stabil, sehingga pada penelitian ini permasalahan juga difokuskan terhadap pengendali motor kursi roda listrik, untuk menjaga kestabilan kecepatan gerak kursi roda listrik. Selanjutnya, pada penelitian ini, akan menambahkan sistem deteksi hambatan untuk menyempurnakan tugas akhir milik Nudra [4].

## 1.3 Batasan Masalah

Mengingat dengan adanya keterbatasan waktu, cakupan dan aktifitas, penelitian hanya membatasi bahwa hasil klasifikasi gerakan kursi roda listrik dengan sinyal *myoelectric* meliputi gerakan untuk perintah arah yaitu maju, berhenti, belok kanan, dan belok kiri. Sedangkan untuk perintah kecepatan akan disesuaikan dengan hasil keluaran dari keinginan pengguna (kecepatan awa awal, kecepatan 1, dan kecepatan 2). Sistem deteksi hambatan dalam penelitian ini dibatasi dengan hanya menggunakan sensor jarak. Metode yang digunakan dalam sistem deteksi hambatan merupakan sederhana dalam mendeteksi hambatan.

Pergerakan kursi roda dibatasi sebesar  $30^\circ$  ketika melewati rintangan menanjak dan menurun. Hal ini dikarenakan rancangan dari kursi roda yang digunakan hanya aman hingga sudut maksimal  $30^\circ$ . Apabila sudut kemiringan lintasan lebih dari  $30^\circ$ , akan ada kemungkinan pasien jatuh ke belakang diakibatkan titik berat pasien lebih berat dibagian belakang. Lintasan pengujian kursi roda dibatasi untuk lintasan yang datar yang tidak bergelombang dan lintasan menanjak atau menurun dengan lintasan yang tidak bergelombang.

## 1.4 Tujuan dan Manfaat Penelitian

Tujuan dari tugas akhir ini yaitu menemukan metode *thresholding* yang tepat dalam proses klasifikasi gerakan kursi roda dengan sinyal *myoelectric* kecepatan untuk kontrol pergerakan kursi roda listrik *myoelectric*. Tujuan kedua yaitu untuk menambahkan pengendali kecepatan kursi roda listrik yang stabil dalam kondisi lintasan datar maupun menanjak atau menurun. Tujuan ketiga yaitu merealisasikan

sistem deteksi hambatan untuk kursi roda listrik dengan perintah kontrol sinyal *myoelectric* yang dapat mencegah tabrakan ataupun kecelakaan.

Manfaat penelitian ini diharapkan dapat menambah ilmu pengetahuan dan wawasan terkait perkembangan teknologi kursi roda listrik menggunakan sinyal *myoelectric*.

## **1.5 Kontribusi**

Pada penelitian ini diharapkan memiliki kontribusi ilmiah maupun kontribusi praktis. Pada kontribusi aspek ilmiah hasil penelitian ini diharapkan dapat memiliki kontribusi dalam bidang rehabilitasi dan teknologi asistif berupa memperkaya khasanah pengetahuan mengenai perkembangan kursi roda listrik menggunakan sinyal *myoelectric*. Selain itu, penelitian ini juga dapat memiliki kontribusi dalam bidang bidang aplikasi sensor dan aplikasi metode sistem pengendali. Penelitian ini juga diharapkan dapat menjadi pijakan dan referensi pada penelitian-penelitian selanjutnya yang berhubungan dengan perkembangan kursi roda listrik.

Kontribusi penelitian ini pada aspek praktis yang dilakukan pada tugas akhir ini yaitu dapat menjadi solusi untuk pengaturan kecepatan gerak kursi roda listrik menggunakan sinyal *myoelectric* dan menjadi solusi dari permasalahan pengendali motor kursi roda listrik. Serta, dapat memberikan solusi mengenai mengenai sistem keamanan kursi roda listrik agar terhindar dari risiko tabrakan.

## BAB 2

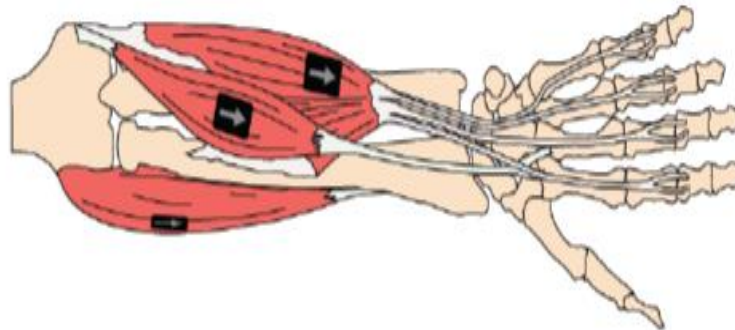
### KAJIAN PUSTAKA

#### 2.1 *Myoelectric* dan Otot yang Digunakan

*Myoelectric* mengacu pada sinyal listrik kolektif dari otot, yang dikendalikan oleh sistem saraf dan diproduksi selama kontraksi otot [3]. Sinyal *myoelectric* adalah aktivitas listrik dari unit motor otot, yang terdiri dari dua jenis yaitu *myoelectric* permukaan, dan *myoelectric intramuskuler*. *Myoelectric* permukaan dan *myoelectric intramuskuler* masing masing direkam dengan menggunakan elektroda *non-invasif* dan elektroda *invasive* [7].

Alat yang digunakan untuk mengukur sinyal *myoelectric* yaitu elektromiograf. Cara kerja elektromiograf adalah dengan mendeteksi potensial listrik yang dihasilkan oleh sel otot ketika otot aktif dan ketika otot istirahat. *Neuron* motor akan menstransmisikan *impuls* listrik ke otot, yang akan menginstruksikannya untuk berkontraksi atau berelaksasi. Otot yang aktif akan menghasilkan arus listrik yang proporsional dengan tingkat aktifitas otot [8]. *Myoelectric* akan menterjemahkan sinyal - sinyal ini kedalam bentuk grafik, suara, atau nilai-nilai numerik yang dapat diinterpretasikan untuk memahami kesehatan otot. *Myoelectric* mendeteksi kontraksi pada otot dengan tegangan yang dihasilkan berkisar 50  $\mu\text{V}$  sampai 5 mV. Amplitudo yang dihasilkan oleh *myoelectric* bergantung kepada beberapa faktor seperti penempatan elektroda dan jenis elektroda yang digunakan [9].

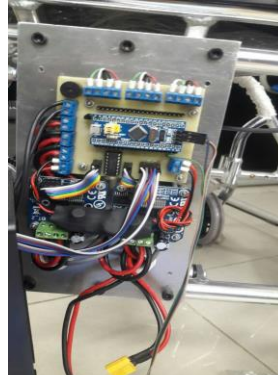
Secara umum, otot merupakan suatu jaringan konektif untuk melakukan proses kontraksi sehingga dapat menghasilkan gerakan pada bagian-bagian tubuh tertentu. Otot sendiri ada yang berkontraksi secara sadar maupun tidak sadar. Otot memiliki sel-



**Gambar 2. 1** Posisi Peletakkan Elektroda pada Lengan Bawah [8]

sel yang tipis dan panjang, yang bekerja dengan cara mengubah lemak dan glukosa menjadi gerakan. Elektroda *myoelectric* diletakkan pada otot *fleksor digitorium superficialis*, *fleksor carpi radialis*, dan *ekstensor carpa radialis longus*. *Fleksor digitorium superficialis* berasal dari *radius*, *ulna*, dan *humerus distal*. Tendonnya masuk pada aspek *proksimal* setiap *falang* jari pada bagian tengah. *Fleksor carpi radialis* berasal dari *epikondilus medial humerus* dan memasuki pada aspek *proksimal* kedua dan ketiga *metacarpal*. *Ekstensor carpa radialis longus* berasal dari *epikondilus lateral humerus* dan menyisipkan pada aspek *proksimal* kedua *metacarpal* pada bagian *dorsal*. Otot bagian ini terletak terutama pada aspek *lateral* dan *dorsal* lengan bawah daripada aspek *ventral* seperti kedua otot sebelumnya [8]. Gambar 2.1 merupakan hubungan peletakan elektroda *myoelectric* dengan anatomi otot lengan bawah. Sebagian besar *fleksor digitorium superficialis* terletak jauh dari *fleksor carpi radialis*. Setiap elektroda *myoelectric* diusahakan letaknya mendekati garis tengah *longitudinal* otot dan dibagian perut otot dengan masa yang paling maksimal. Pada kasus *fleksor digitorium superficialis*, elektroda *myoelectric* harus berada pada posisi sedikit lebih *lateral* dan *inferior* untuk menghindari *fleksor carpi radialis* dan otot yang lain yang tidak ada pada Gambar 2.1. Pada kasus *ekstensor carpi radialis longus*, elektroda *myoelectric* diletakkan pada bagian aspek *lateral* atau *dorsal* lengan bawah [8]. Gambar 2.1 merupakan hubungan peletakan elektroda *myoelectric* dengan anatomi otot lengan bawah. Berikut merupakan prosedur dalam pemasangan elektroda pada otot [8]:

- a. Letakkan elektroda pada bagian garis tengah *longitudinal* pada otot yang diinginkan dengan posisi panah yang sejajar dengan serabut otot.
- b. Jangan letakkan sensor diluar tepi otot karena dapat meningkatkan potensi terjadinya *crosstalk*.
- c. Letakkan sensor diantara dua titik motorik.
- d. Jangan letakkan sensor diatas maupun didekat titik motorik dikarenakan pada titik tersebut aktivitas kelistrikan berpropagasi ke banyak arah sehingga bersifat saling menghilangkan pada saat dikuatkan dengan menggunakan *differential amplifier*.
- e. Jangan letakkan sensor diatas maupun didekat *tendon* otot dikarenakan serabut otot menjadi sangat tipis dan jumlahnya semakin sedikit sehingga sinyal yang ditangkap *myoelectric* menjadi semakin kecil.
- f. Setelah posisi dari sensor sudah ditentukan, maka perlu dilakukan kontraksi otot untuk memastikan bahwa sinyal telah terdeteksi.



**Gambar 2.2** Sistem Kontrol Kursi Roda [4]



**Gambar 2.3** Kursi Roda Listrik [4]

## 2.2 Kursi Roda Listrik

Kursi roda bertenaga listrik adalah kursi roda yang didorong oleh motor listrik daripada tenaga dorong [10]. Kursi roda bertenaga listrik berguna bagi mereka yang tidak dapat menggerakkan kursi roda manual. Kursi roda bertenaga listrik memungkinkan orang untuk pindah ke dalam rumah dan komunitas mereka. Ini dapat membantu memaksimalkan kemandirian tanpa mengeluarkan banyak kerja otot dan energi. Kursi roda bertenaga listrik menawarkan keuntungan menjelajahi berbagai medan melalui pilihan jenis ban dan posisi roda [2].

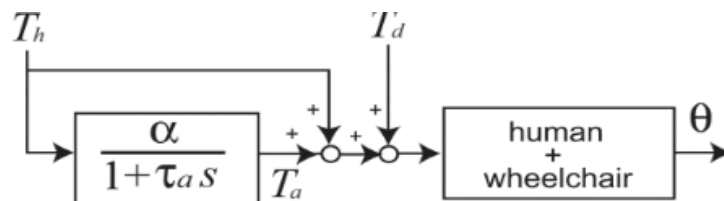
Untuk menggerakkan kursi roda listrik, terdapat beberapa pin kontrol yang harus dihubungkan dengan PWM dari *microcontroller* pin *ground* pada kursi roda listrik harus dijadikan satu dengan pin *ground* dari *microcontroller* yang menghasilkan PWM [4]. Gambar 2.2 merupakan *microcontroller* dan Gambar 2.3 merupakan kursi roda listrik yang akan digunakan pada penelitian ini. Untuk memberikan PWM dari *microcontroller* ke kursi roda listrik maka diperlukan langkah-langkah [4] :

- Sambungkan semua pin PWM *microcontroller* pada pin kursi roda listrik yang digunakan.
- Aktifkan atau sambungkan *microcontroller* dengan laptop lalu berikan nilai PWM dengan nilai tegangan sebesar 2,5 V pada tiap-tiap pin kursi roda listrik
- Setelah itu sambungkan *ground* dari *microcontroller* ke *ground* kursi roda listrik.

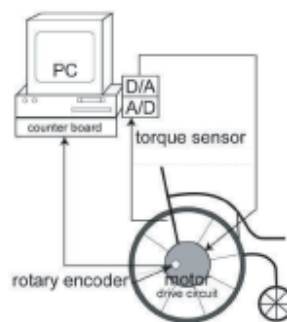
### 2.3 Kursi Roda dengan *Power Resisted* [11]

Dalam penelitian ini telah menghasilkan kursi roda yang di dasarkan pada *power asisted* untuk membantu orang tua, dimana kursi roda tersebut terdapat sistem yang akan membantu ketika melintasi jalan menanjak dan jalan dengan gangguan, sehingga tidak membebani orang yang menggunakan kursi roda tersebut. Gambar 2.4 menunjukkan diagram kotak yang digunakan dalam penelitiannya dan Gambar 2.5 merupakan konfigurasi kursi roda.

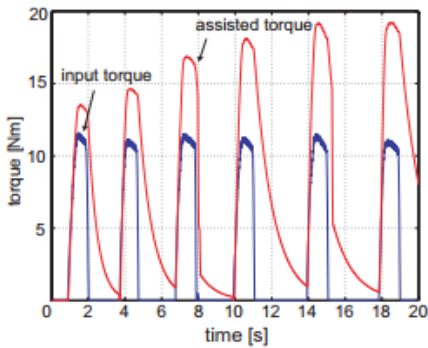
Pengujian kursi roda yang di dasarkan pada *power asisted* dilakukan sebanyak dua kali pengujian yaitu pengujian dengan jalan menanjak dan pengujian pada jalan yang kasar, pada pengujian pertama dilakukan pengujian untuk jalan menanjak dengan kemiringan  $4^{\circ}$  kursi roda dengan *power asisted* secara bertahap dapat membantu pengguna kursi roda melintasi jalan tersebut, hasil pengujian pertama ditunjukkan pada Gambar 2.6 dan pengujian yang kedua dilakukan pada jalan datar dengan kontur jalan yang kasar, dimana jalan kasar tersebut dicontohkan dengan



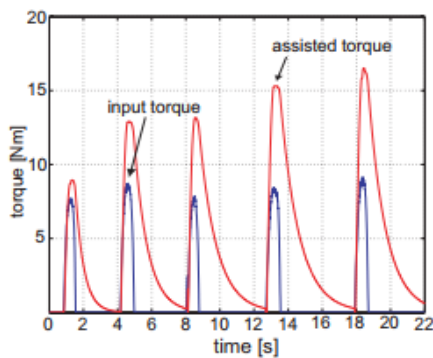
**Gambar 2.4** Diagram Kotak Kursi Roda dengan *Power Resisted* [11]



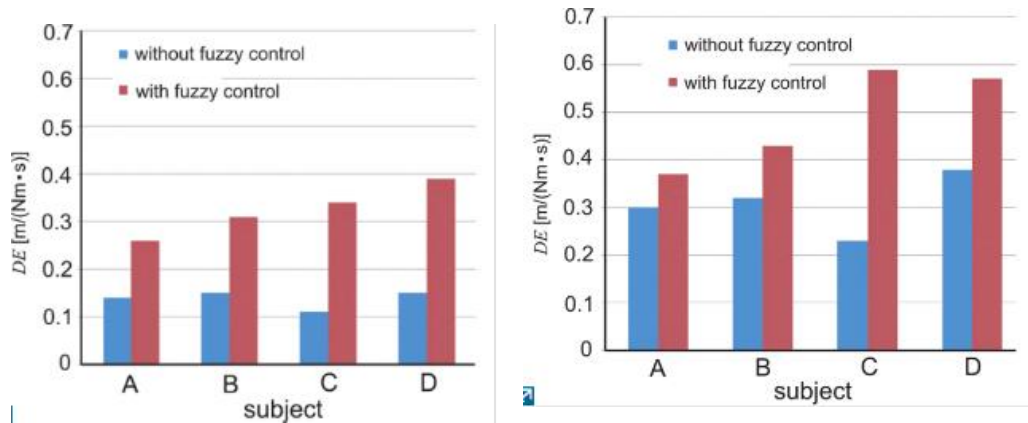
**Gambar 2.5** Konfigurasi Kursi Roda [11]



**Gambar 2. 6** Pengujian Kursi Roda pada Sudut  $4^\circ$  [11]



**Gambar 2.7** Pengujian Kursi Roda pada Jalanan Kasar [11]



**Gamba 2.8** Efisiensi Pengujian Jalan Menanjak dan Menurun [11]

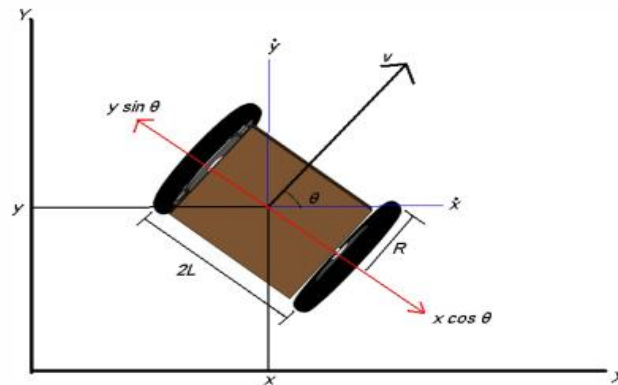
rumpuk buatan. Hasil pengujian yang kedua dapat dilihat pada Gambar 2.7, dimana pada waktu pengujian, torsi yang digunakan untuk membantu pengguna kursi roda dapat secara bertahap meningkat setelah dua kali dorongan dan kecepatan yang diinginkan oleh pengguna kursi roda dapat tercapai. Sedangkan efisiensi pengendalian kursi roda ditunjukkan pada Gambar 2.8.



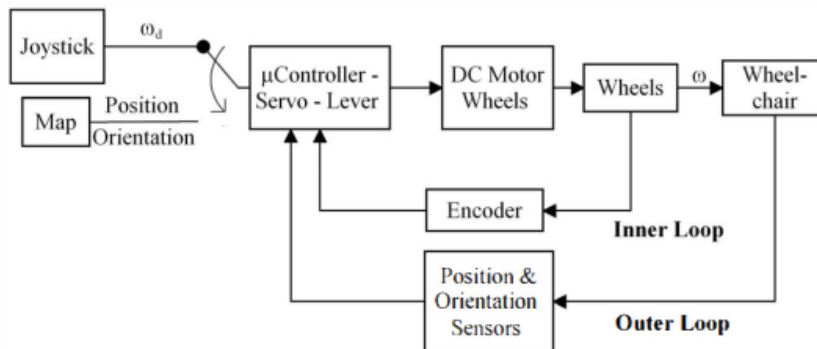
#### 2.4. Kursi Roda dengan Joystick [6]

Widyotriatno *et al* pada tahun 2012 menghasilkan sebuah kursi roda listrik yang mampu berjalan di jalan miring seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.9, dimana kursi roda dalam penelitian yang dilakukan oleh Widyotriatno *et al* dapat melaju dengan kecepatan 40 rpm dan 60 rpm.

Selain itu kursi roda dalam penelitian ini dapat berkerja secara manual maupun otomatis, dimana ketika *mode* manual maka masukan perintah kontrol berasal dari *joystick* dan ketika *mode* otomatis maka masukan kontrol berasal dari *map* (sensor posisi dan orientasi) dan diagram kotak kontrol kursi roda ditunjukkan pada Gambar 2.10. Kontrol yang tertanam dalam sistem kursi roda tersebut adalah kontrol PID dengan metoda *tuning* untuk konstanta PID menggunakan metoda *open loop Zieger-Nichols*. Hasil yang didapat dari penelitian ini menunjukkan efektivitas kontrol PID yang digunakan untuk kursi roda yang mampu berjalan di jalan yang miring.



Gambar 2.9 Model Kursi Roda [6]



Gambar 2.10 Diagram Kotak Kursi Roda [6]

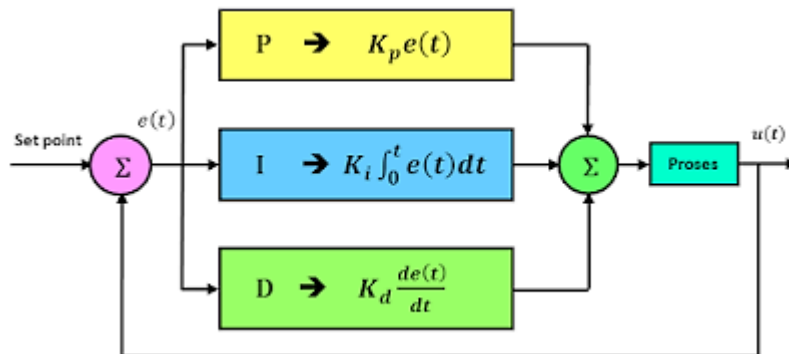
## 2.5 Kursi Roda dengan kontrol *Myoelectric* [4]

Pada penelitian Nudra *et al* pada tahun 2019, telah merancang kursi roda listrik dengan pengaturan perintah menggunakan sinyal elektromiografi. Dimana sinyal *masukan* yang digunakan berasal dari kontraksi dan relaksasi otot tangan. Metode yang digunakan berbasis *subject intention variable speed* untuk mengatur pergerakan kursi roda listrik. Navigasi pada kursi roda listrik mendapatkan rekomendasi otot berdasarkan kebutuhan dari penyandang disabilitas, yaitu otot *carpi radials*. Sistem kursi roda listrik ini dijalankan secara *real time* dan diperintahkan langsung oleh subjek dalam menentukan arah tujuan dari subjek. Semua perintah dipadukan yang berpusat pada *Stm32f103* sebagai *microcontroller*.

Hasil yang didapat dari pengujian dengan 3 subjek, yaitu pengujian pada subjek 1 memiliki tingkat akurasi sebesar 100%, pada subjek 2 dan subjek 3 memiliki tingkat akurasi sebesar 93,75%. Dengan hasil pengujian yang didapat, kursi roda listrik dikategorikan baik dalam memberikan perintah navigasi kursi roda. Namun, saat dilakukan pengujian ditemukan bahwa motor *DC* belum bekerja secara baik. Hal ini terlihat ketika proses kursi roda bergerak maju, kedua motor bergerak secara tidak seimbang, sehingga kursi roda listrik tidak berjalan lurus kedepan. Hal ini disebabkan karena pada kursi roda listrik belum ada kontrol kecepatan yang mengatur pergerakan kursi roda listrik.

## 2.6 Pengendali PID

Pengendali PID (*Proportional, Integral, Derivative*) merupakan suatu pengendalian yang mampu memperbaiki tingkat akurasi dari sistem *plan* yang memiliki karakteristik umpan balik/*feedback* pada sistem tersebut. Pengendali PID menghitung dan meminimalisasi nilai *error*/selisih antara keluaran dari proses terhadap masukan/*setpoint* yang diberikan ke sistem. Sistem kontrol PID dimanfaatkan dalam sistem *loop* tertutup yang menyertakan *feedback* dari keluaran sistem untuk mendapat



**Gambar 2.11.** Diagram Kotak Pengendali PID [12]

respon yang sesuai. Untuk mengendalikan masukan, agar keluaran tercapai bisa dengan cara menggunakan PID. Nantinya akan didapat masukan baru untuk mendapatkan nilai yang sesuai [12].

Pengendali PID terdiri dari tiga komponen yaitu *proportional*, *integral*, dan *derivative* yang dapat dipakai secara bersamaan maupun sendiri sendiri tergantung dari respon yang diinginkan pada suatu sistem/*plan* [13]. Diagram kotak PID dapat dilihat pada Gambar 11. Berikut merupakan penjelasan masing masing komponen pada pengendali PID [12];

1. Pengendali *Proportional* [12]

Pengendali *proportional/gain* bertindak sebagai penguat yang mampu mengubah keluaran dari sistem secara *proportional* tanpa memberikan efek dinamik pada kinerja pengendali tersebut. Respon dari pengendali *proportional* dapat dinyatakan sebagai Persamaan (2.1) :

$$P_{out} = K_p E(t) \quad (2.1)$$

dimana :

$P_{out}$  = keluaran dari pengendali *proportional*

$K_p$  = konstantan *gain*

$E(t)$  = *error* yang dinyatakan dalam waktu secara kontinu

2. Pengendali *Integral* [12]

Pengendali *integral/reset* merupakan pengendali yang berfungsi untuk memperbaiki respon tunak/ *steady state* dari sistem sehingga pengendali ini mampu memperkecil nilai *error* sistem. Respon dari pengendali *integral* dapat dinyatakan sebagai Persamaan (2.2) :

$$I_{out} = K_i \int_0^t E(\tau) d\tau \quad (2.2)$$

dimana :

$I_{out}$  = keluaran dari pengendali *integral*

$K_i$  = konstantan *integral*

$E(\tau)$  = *error* yang dinyatakan dalam waktu secara kontinu

$\tau$  = variable *integral*

3. Pengendali *Derivative* [12]

Pengendali *Derivative* merupakan suatu pengendali yang terutama berfungsi untuk memperbaiki respon *transien* dari sistem. Respon pengendali *derivative* dapat dinyatakan dalam persamaan berikut :

$$D_{out} = K_d \frac{d}{dt} E(t) \quad (2.3)$$

dimana :

$D_{out}$  = keluaran dari pengendali *derivative*

$K_d$  = konstantan *derivative*

$E(t)$  = *error* yang dinyatakan dalam waktu secara kontinu

Nilai keluaran dari pengendali PID didapatkan berdasarkan penjumlahan dari masing masing komponennya , berikut persamaan PID [12] :

$$U(t) = K_p E(t) + K_i \int_0^t E(\tau) d\tau + K_d \frac{d}{dt} E(t) \quad (2.4)$$

Persamaan (2.4) merupakan persamaan PID dalam waktu kontiniu, kemudian untuk mendapat persaman PID dalam waktu diskrit diperlukan *transfer function*. Hasil *transfer function* untuk Persamaan (2.4) ditampilkan pada Persamaan (2.5) hingga Persamaan (2.8) [12].

$$\frac{U(z)}{E(z)} = K_p + K_i \left( \frac{1}{1 - z^{-1}} \right) + K_d (1 - z^{-1}) \quad (2.5)$$

$$\frac{U(z)}{E(z)} = \frac{K_p z(z - 1) + K_i z + K_d (z - 1)^2}{z(z - 1)} \quad (2.6)$$

$$\frac{U(z)}{E(z)} = \frac{(K_p + K_d)z^2 + (K_i - 2K_d - K_p)z + K_d}{z^2 - z} \quad (2.7)$$

$$\frac{U(z)}{E(z)} = \frac{K_p + K_d + (K_i - 2K_d - K_p)z^{-1} + K_d z^{-2}}{1 - z^{-1}} \quad (2.8)$$

$$u[n] = u[n - 1] + (K_p + K_d)e[n] + (K_i - 2K_d - K_p)e[n] + K_d e[n - 2] \quad (2.9)$$

## 2.7 Sensor Jarak

Sensor jarak adalah sebuah sensor elektronik yang mampu untuk mendeteksi keberadaan objek di sekitarnya tanpa adanya sentuhan fisik. Dapat juga dikatakan sensor ini adalah perangkat yang dapat mengubah informasi tentang gerakan atau keberadaan objek yang diubah menjadi sebuah sinyal listrik. Sensor untuk mengetahui jarak ini pada perkembangannya memiliki dua kelompok, yang pertama adalah sensor ultrasonik dan yang kedua adalah sensor inframerah [14], [15], [16].

Sensor ultrasonik adalah sensor yang memanfaatkan prinsip gelombang ultrasonik. Gelombang ultrasonik merupakan gelombang mekanik *longitudinal* yang memiliki karakteristik propagasi seperti gelombang suara yang bisa didengar [14], [15]. Rentang frekuensi gelombang ultrasonik yaitu lebih dari 20 kHz [14]. Gelombang ultrasonik merupakan gelombang *longitudinal*, dimana gelombang tersebut terjadi karena perapatan dan perenggangan partikel-partikel dalam medium yang dilaluinya diakibatkan oleh gangguan dari benda yang bergetar. Dapat pula dikatakan, gelombang ultrasonik adalah gelombang bunyi yang terjadi

karena adanya getaran dari partikel zat padat, zat cair atau juga gas yang dilaluinya. Partikel-partikel tersebut bergetar disekitar titik setimbangnya sehingga ikut menggetarkan partikel-partikel tetangganya [14].

Sensor ultrasonik kerap digunakan untuk pengukuran jarak, sensor ultrasonik juga digunakan dalam pengujian bahan ultrasonik (untuk mendeteksi retakan, gelembung udara, dan kelemahan lain dalam produk), deteksi objek, deteksi posisi, *mouse* ultrasonik, dan sebagainya [15]. Prinsip dari sensor ultasonik, yaitu berdasarkan prinsip pantulan gelombang suara dan digunakan untuk mendeteksi keberadaan suatu objek tertentu di depannya, frekuensi kerjanya di atas gelombang suara dari 40 KHz hingga 400 KHz. Sensor ultrasonik terdiri dari dari dua unit, yaitu unit pemancar dan unit penerima [14].

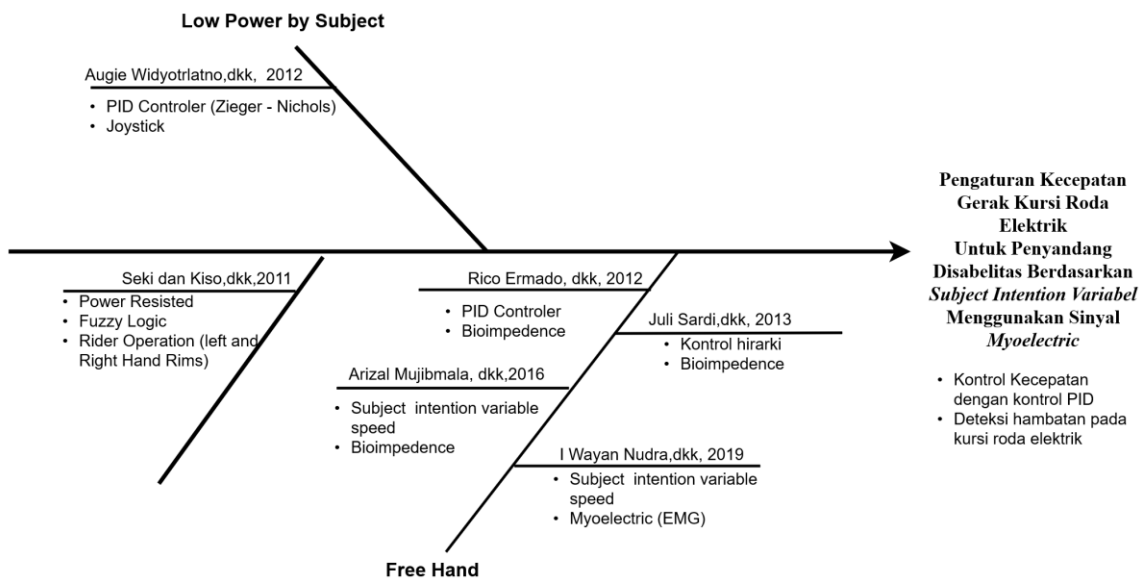
Sensor Inframerah adalah perangkat yang memiliki pemancar dan penerima inframerah [16]. Sensor Inframerah merupakan komponen elektronika yang dapat mendeteksi benda ketika cahaya inframerah terhalangi oleh benda. Sensor inframerah terdiri dari *led* inframerah sebagai pemancar dan *phototransistor* sebagai penerima cahaya inframerah. Sensor inframerah memancarkan cahaya inframerah menggunakan pemancar, dan ketika hambatan sangat dekat dengan sensor, cahaya akan memantul objek dan masuk ke penerima [17]. Tergantung pada jarak antara penghalang dan sensor, cahaya yang dipantulkan akan memiliki intensitas yang berbeda. Namun objek yang berbeda dari warna atau bahan yang berbeda akan memiliki efek yang berbeda pada cahaya yang dipantulkan bahkan jika mereka semua ditempatkan pada jarak yang sama dari sensor. Selain itu, tidak ada cara untuk menghitung jarak hambatan dari sensor dan juga, karena sensor ini menggunakan inframerah, panas dari sinar matahari akan berdampak pada deteksi sensor, sehingga sensor tidak terlalu akurat untuk menjadi digunakan di luar ruangan tetapi dapat bekerja dengan baik di lingkungan dalam ruangan [17].

Sensor jarak ultrasonik memang dapat mengatasi tipuan - tipuan dalam bentuk cermin, namun sensor ini memiliki kelemahan apabila objek yang dideteksi berupa dinding yang bergelombang dimana sinyal ultrasonik akan dipantulkan ke arah lain sehingga jarak tidak terdeteksi [15]. Untuk mengatasi hal ini, sensor inframerah sebagai pendukung sistem pengukuran jarak adalah alternatif yang baik. Berbeda dengan sensor ultrasonik, sensor inframerah tidak menghitung waktu pancaran sinar melainkan menghitung di bagian mana sinar inframerah yang dikembalikan diterima oleh rangkaian *phototransistor*. Semakin jauh jarak maka semakin ke kanan sinar inframerah yang diterima pada rangkaian *phototransistor* dan semakin kecil tegangan keluarannya [16].

## 2.8 Rasional

Berdasarkan kajian pustaka yang telah dipaparkan diatas, dapat diketahui perkembangan teknologi kursi roda mulai dari kursi roda listrik sampai kursi roda berbasis *subject intention variable speed* [13], [18], [19]. Perkembangan teknologi kursi roda dapat dilihat pada Gambar 2.12 yang merupakan *fishbone diagram* dari penelitian mengenai kursi roda listrik. Kursi roda bertenaga listrik adalah kursi roda yang didorong oleh motor listrik. Pada awalnya kursi roda listrik dalam menanjak dan menurun masih menggunakan daya bantu listrik yang didasarkan pada *power resisted* [11]. Selanjutnya, perkembangan teknologi kursi roda listrik sudah dapat digunakan lebih mudah dengan menggunakan *joystick* [6]. Pengembangan kontrol dinamis pada kursi roda *joystick* otomatis yang terdiri atas persamaan kinematik dan dinamik yang diturunkan oleh Widyotriatno *et al.* Penelitian ini akan meneliti penggunaan dari algoritma PID sebagai kontroler dinamis dan juga konvergensi dari *error*-nya [6]. Perkembangan teknologi kursi roda listrik semakin dikembangkan dengan berbagai metode seperti pengendali PID, kontrol hirarki, dan *subject intention variable speed*. Penelitian mengenai pengaturan kecepatan kursi roda dengan menggunakan sinyal *bioimpedance* telah dikembangkan Ermado *et al* dan Mujibtama *et al*, dimana penelitian tersebut mengenai aplikasi *bioelectrical impedance* sebagai perintah kontrol gerak kursi roda listrik menggunakan metode *Proportional–Integral–derivative* (PID) [13], [19]. Studi selanjutnya oleh Sardi *et al* mengenai pengembangan *bioelectrical impedance* sebagai perintah kontrol pengaturan kecepatan kursi roda dengan metode kontrol hirarki untuk jalanan menanjak dan menurun. Selain, penggunaan sinyal *bioimpedance* sebagai perintah kontrol gerak kursi roda listrik, penggunaan sinyal *myoelectric* juga digunakan sebagai perintah kontrol kursi roda listrik. Nudra *et al* telah mendesain perintah kontrol *myoelectric* sebagai perintah kursi roda, namun dalam penelitiannya belum diberikan pengaturan kecepatan kursi roda [4]. Dalam penelitian sebelumnya sudah dikembangkan mengenai kursi roda listrik menggunakan kontrol *myoelectric*, tetapi dalam penelitian tersebut belum diberikan pengaturan kecepatan kursi roda dan pengaturan dalam pengendalian keselamatan. Selanjutnya, pada penelitian ini akan berfokus pada pengaturan dalam pengendalian kecepatan serta deteksi hambatan. Metode untuk pengaturan kecepatan dengan kontrol PID dan untuk deteksi hambatan dengan dengan menambahkan sensor jarak untuk mendeteksi lingkungan sekitar kursi roda listrik. Pendeteksian lingkungan bertujuan untuk menghindari terjadinya tabrakan pada kursi roda listrik. Dalam pengendalian keselamatan kursi roda listrik, aspek kecepatan juga menjadi hal penting. Pada

penelitian ini juga menambahkan pengaturan kecepatan kursi roda dengan metode berbasis *subject intention variable speed* untuk mengubah kecepatan kursi roda, dengan metode tersebut pengguna kursi roda listrik dapat memilih tingkat kecepatan berdasarkan keinginan dan kebutuhan. Serta, dalam penelitian ini ditambahkan proses *adaptive threshold* untuk memudah proses klasifikasi gerakan kursi roda listrik dengan menggunakan sinyal *myoelectric*. Untuk lebih mudah memahami dapat dilihat pada *fishbone diagram* Gambar 2.12 yang menjelaskan perkembangan penelitian dari kursi roda listrik.

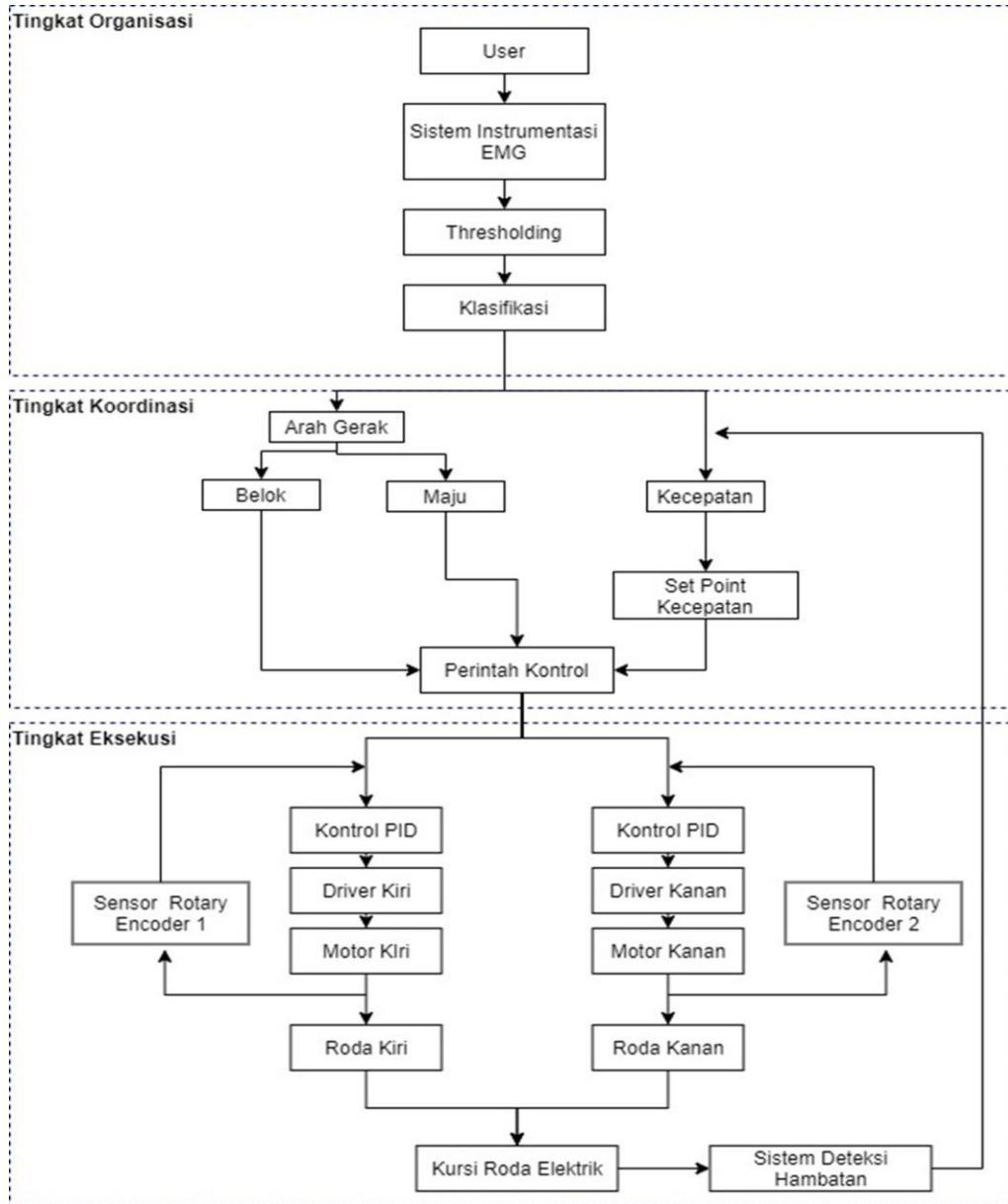


**Gambar 2.12** *Fishbone Diagram*

# BAB 3 PERANCANGAN SISTEM

## 3.1 Perancangan Keseluruhan Sistem

Perancangan keseluruhan sistem pada penelitian ini menggunakan pengaturan kecepatan kursi roda berbasis *subject intention variable speed*. Artinya pengaturan



**Gambar 3. 1** Metode Kontrol Hirarki untuk Sistem Keseluruhan



kecepatan kursi roda dapat disesuaikan dengan keinginan pengguna kursi roda, dimana akan ada pilihan klasifikasi tingkat kecepatan yang akan dipilih oleh subjek atau pengguna kursi roda. Desain perintah kontrol didasarkan perubahan sinyal *myoelectric* pada otot *carpi radials*. Pengukuran sinyal *myoelectric* menggunakan instrumentasi *myoelectric* dengan elektroda yang masing masing terpasang pada otot *carpi radials* tangan kanan dan tangan kiri, dimana masing masing bagian dipasang 3 *surface electrode*.

Gambar 3.1 merupakan diagram dari keseluruhan sistem kursi roda listrik. Secara garis besar pusat kendali terdapat pada pengguna, dimana pengguna memiliki peran utama untuk mengendalikan arah dan kecepatan kursi roda listrik. Perintah yang diberikan oleh pengguna dilakukan melalui pergerakan tangan, ketika tangan melakukan gerakan *flexion* dan *extention* maka otot *carpi radials* akan mengalami kontraksi atau relaksasi. Saat otot mengalami kontraksi atau relaksasi akan ada perubahan nilai tegangan yang terukur pada instrumentasi *myoelectric*, perubahan tersebut akan diterjemahkan sebagai perintah kontrol navigasi untuk menjalankan kursi roda listrik. Untuk menjaga kestabilan kecepatan kursi roda dan menjaga arah gerak kursi roda, maka digunakan pengendali PID. Umpan balik dari sensor *encoder* akan menjadi masukan untuk kontrol PID dalam menjaga kestabilan kecepatan dan arah gerak kursi roda listrik. Pada sistem ini juga terdapat sensor jarak sebagai pengaturan dalam pengendalian keamanan pada kursi roda listrik berbasis sinyal *myoelectric*. Sensor jarak digunakan untuk mendeteksi hambatan yang ada disekitar kursi roda listrik, sensor tersebut akan dipasang dibagian depan kanan dan kiri kursi roda. Kemudian hasil deteksi dari sensor jarak akan dijadikan referensi untuk perubahan arah gerak dan kecepatan kursi roda listrik.

### **3.2 Perancangan Sistem Instrumentasi *Myoelectric***

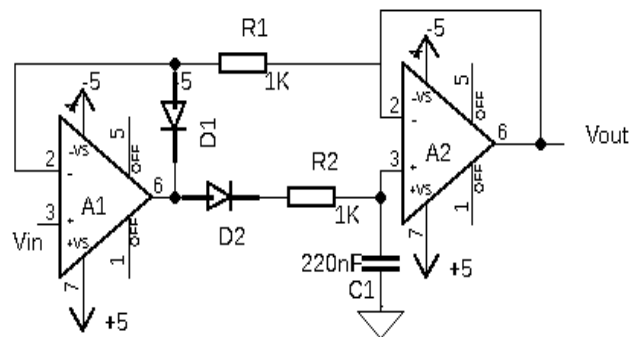
Perangkat sistem instrumentasi *myoelectric* menggunakan rangkaian instrumentasi *myoelectric* dua bagian dimana bagian pertama untuk membaca sinyal otot pada tangan kiri sedangkan bagian kedua digunakan untuk membaca sinyal otot pada tangan kanan. Dalam perangkat sistem instrumentasi *myoelectric* terdiri dari rangkaian *instrumentation amplifier*, rangkaian *high pass filter* (HPF) +40dB/dec 20 Hz, rangkaian *low pas filter* (LPF) -40dB/dec 500 Hz, rangkian *band stop filter* (BSF) +40dB/dec 50 Hz, rangkaian *adder*, rangkaian penyearah, dan rangkaian *low pass filter* (LPF) -20dB/dec 2 Hz. Rangkaian *instrumentation amplifier* dibutuhkan agar mampu menguatkan sinyal otot yang memiliki amplitudo ada skala  $\mu\text{V}$  sama mV. Rangkaian HPF +40dB/dec 20 Hz digunakan untuk mereduksi sinyal *DC drift* yang mempunyai frekuensi rendah, sedangkan untuk rangkaian LPF -40dB/dec 500 Hz berfungsi sebagai

pereduksi sinyal yang berasal dari interferensi gelombang RF dan untuk menghindari *antialiasing* pada saat disampling. Rangkaian BSF berfungsi untuk mereduksi sinyal yang berasal dari interferensi sinyal jala – jala dengan frekuensi 50 Hz. Kemudian untuk konfigurasi antara rangkaian *analog* dengan *ADC* internal ARM ditambahkan rangkaian penjumlah atau juga sering disebut rangkaian *offset* sehingga semua sinyal *myoelectric* dapat tercuplik dari puncak bawah sampai dengan puncak sinyal dan diberikan rangkaian penyearah yang digunakan untuk sinyal *myoelectric* dengan polaritas positif dan mengubah sinyal *myoelectric* yang memiliki polaritas negatif menjadi sinyal yang memiliki polaritas positif. Sehingga dihasilkan sinyal dengan polaritas positif pada keseluruhan sinyal *myoelectric* yang direkam. Setelah dilakukan penyearah terhadap sinyal *myoelectric* yang direkam, selanjutnya adalah rangkaian LPF -20 dB dengan frekuensi yang sangat rendah, hal ini bertujuan untuk menghasilkan *linear envelope* dari sinyal *myoelectric*.

Pada penelitian ini ditambahkan rangkaian *adaptive threshold*. Rangkaian *adaptive threshold* merupakan rangkaian *analog* yang bertujuan menentukan *threshold* pada sistem *myoelectric* untuk perintah kontrol kursi roda. Rangkaian *adaptive threshold* terdiri dari rangkaian *peak detector* dan rangkaian komparator.

Rangkaian *peak detector* digunakan untuk menentukan nilai puncak pada sinyal *myoelectric*, dimana pada rangkaian ini akan menyimpan nilai puncak dari tegangan masukan untuk durasi waktu yang tak terbatas hingga kondisi *reset* kembali. Perancangan rangkaian *peak detector* dapat dilihat pada Gambar 3.2 Seperti yang dapat dilihat pada Gambar 3.2 pada rangkaian tersedut terdiri dari 2 *op-amp*. *Op-amp*  $A_1$  digunakan sebagai rangkaian dasar *peak detector*, dimana beban impedansi tinggi diberikan oleh *op-amp*  $A_1$  ke sumber. Sedangkan untuk *op-amp*  $A_2$  sebagai *buffer* diantara beban dan kapasitor.

Prinsip kerja dari rangkaian *peak detector* yaitu ketika diberikan sinyal masukan pada rangkaian *peak detector*, rangkaian akan mendeteksi puncak yang lebih tinggi,



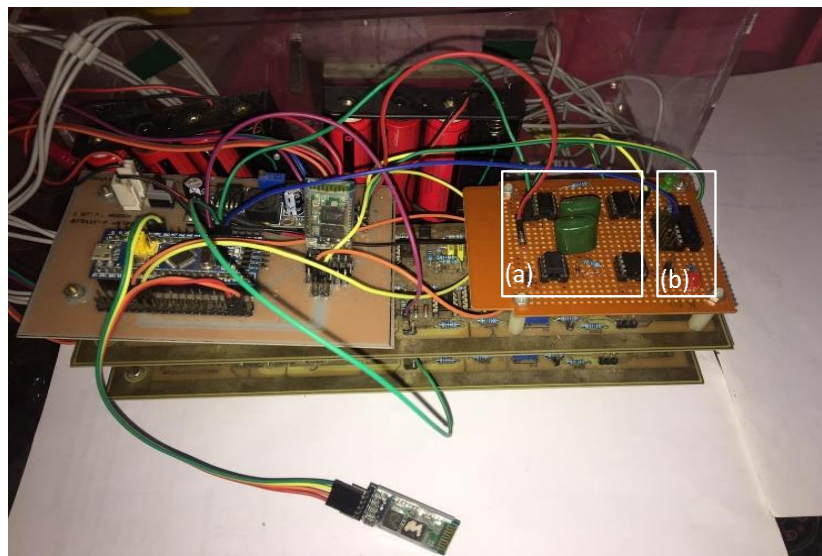
**Gambar 3. 2** Skema Rangkaian *Peak Detector*

kemudian nilai puncak akan disimpan dalam kapasitor. Tegangan pada sisi keluaran rangkaian *peak detector* sama dengan puncak sinyal *masukan* yang disimpan dalam kapasitor. Ketika tegangan masukan menjadi lebih tinggi dari muatan yang disimpan di kapasitor, maka rangkaian akan mengisi sendiri dengan nilai sinyal masukan baru yang lebih tinggi. Namun, untuk nilai tegangan masukan yang lebih kecil, maka nilai kapasitor akan sama seperti nilai sebelumnya saat nilai masukan lebih tinggi.

Pada rangkaian *peak detector* juga terdapat dua dioda yang digunakan. Dioda  $D_1$  digunakan sebagai pengikut tegangan. Ketika tegangan masukan melebihi tegangan kapasitor, maka  $D_1$  *forward bias*, namun ketika tegangan kurang dari nilai tegangan kapasitor maka  $D_1$  akan *reverse bias*. Untuk Dioda  $D_2$  pada rangkaian *peak detector* digunakan sebagai pembatas keluaran dari *op-amp*  $A_1$  saat mencapai saturasi negatif. Kemudian, untuk mencegah efek dari tegangan *offset*, maka nilai dari dua resistansi  $R_1$  dan  $R_2$  diberikan nilai yang sama.

Pada rangkaian *adaptive threshold*, terdapat rangkaian komparator. Pada rangkaian komparator memanfaatkan *op-amp* komparator untuk membandingkan satu tingkat tegangan *analog* dengan tingkat tegangan *analog* lain, atau beberapa tegangan referensi yang telah ditetapkan, untuk menghasilkan sinyal keluaran berdasarkan perbandingan tegangan ini. Dengan kata lain, komparator tegangan *op-amp* membandingkan besarnya dua masukan tegangan dan menentukan mana yang terbesar dari keduanya.

Rangkaian komparator pada rangkaian *adaptive threshold*, akan membandingkan sinyal *myoelectric* dengan nilai *threshold* yang ditentukan. Dimana untuk nilai



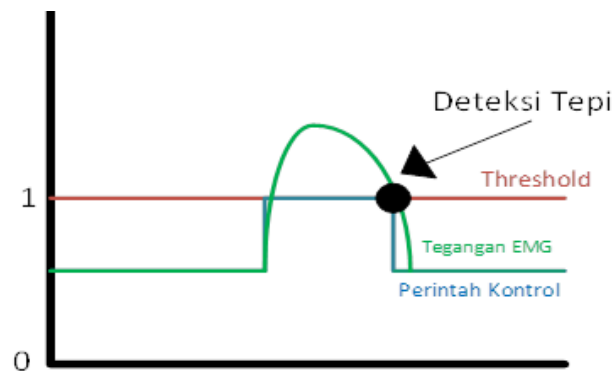
**Gambar 3.3** Rangkaian *Adaptive Threshold*

*threshold* berasal dari hasil keluaran rangkaian *peak detector*. Sehingga pada rangkaian komparator tegangan masukan berasal sinyal *myoelectric linier envelop*, sedangkan untuk tegangan referensi untuk rangkaian komparator yaitu berasal dari keluaran rangkaian *peak detector*. Selanjutnya keluaran dari rangkai komparator akan masuk kedalam pin *ADC mikrokontroler Stm32f103*. Kemudian, untuk rangkaian instrumentasi *myoelectric* secara menyeluruh dapat dilihat pada Gambar 3.3.

### 3.3 Perancangan *Thresholding* dan Klasifikasi

Hasil pembacaan sinyal *myoelectric* dari sistem instrumentasi *myoelectric* akan dilakukan tahapan *thresholding* untuk membantu dalam menentukan klasifikasi arah gerak dari kursi roda. *Threshold* merupakan cara menerjemahkan perubahan tegangan dari sinyal *myoelectric* sebagai perintah kontrol gerak. Kontraksi dan Relaksasi otot dari otot *fleksor carpi radialis* dimanfaatkan sebagai perintah kontrol dengan cara memberikan *threshold* pada keluaran dari sinyal *myoelectric*, dengan metode deteksi tepi seperti pada Gambar 3.4. Ketika nilai tegangan yang terukur lebih besar dari *threshold* maka tegangan tersebut akan diartikan sebagai perintah kontrol. Selanjutnya hasil dari *thresholding* diklasifikasikan berdasarkan perintah kontrol dari arah gerak kursi roda listrik.

Pada penelitian ini akan membandingkan dua metode *thresholding*, yaitu metode yang pertama dengan proses deteksi tepi secara *analog* dan metode yang kedua yaitu dengan proses deteksi tepi yang dilakukan pada *microcontroller*. Proses deteksi tepi secara *analog* dengan memanfaatkan rangkaian *adaptive threshold*, hasil dari keluaran rangkaian *adaptive threshold* akan masuk ke dalam *ADC microcontroller*, selanjutnya dilakukan *binary threshold* dengan metode deteksi tepi. Sedangkan, untuk proses *thresholding* deteksi tepi yang dilakukan di *microcontroller* yaitu dengan cara sinyal *myoelectric* hasil keluaran instrumentasi *myoelectric* akan dibaca langsung oleh



**Gambar 3.4** Proses *Thresholding* Deteksi Tepi

*microcontroller*, kemudian dilakukan proses deteksi tepi dengan *microcontroller*. Setelah proses *thresholding* yang dilakukan dengan menterjemahkan perubahan tegangan pada otot saat kontraksi dan relaksasi maka akan didapatkan perintah kontrol dan kursi roda dapat bergerak belok kanan, belok kiri, maju dengan kecepatan 1, kecepatan 2, kecepatan 3, dan berhenti. Skenario gerakan tangan untuk klasifikasi gerakan kursi roda dapat dilihat pada Tabel 3.1

### 3.4 Perancangan Sistem Deteksi Hambatan

Sistem deteksi hambatan pada kursi roda listrik terdiri dari *power supply*, sensor jarak, *microcontroller*, dan modul *bluetooth*. Selanjutnya dari sistem deteksi hambatan akan disambungkan ke modul sistem instrumentasi *myoelectric* yang akan digunakan sebagai perintah gerak kontrol kursi roda. Diagram fungsional dari sistem deteksi hambatan yang digunakan dapat dilihat pada diagram fungsional pada Gambar 3.5.

Salah satu komponen yang terdapat pada sistem deteksi hambatan adalah rangkaian *power supply*, rangkaian ini merupakan rangkaian yang dapat menstabilkan tegangan masukan untuk seluruh sistem deteksi hambatan. Rangkaian *power supply* dirancang untuk tegangan keluaran sebesar 5V, hal ini karena disebabkan

**Tabel 3. 1** Klasifikasi Perintah Kontrol Gerak Kursi Roda

No	Perintah Kontrol Gerak	Skenario
1	Belok Kanan	Dari keadaan diam digerakkan pergelangan tangan kanan secara fleksi 1 kali
2	Belok Kiri	Dari keadaan diam digerakkan pergelangan tangan kiri secara fleksi 1 kali
3	Maju Kecepatan 1	Dari keadaan diam, pergelangan tangan kanan dan kiri digerakkan secara bersamaan sebanyak 1 kali.
4	Maju Kecepatan 2	Dari keadaan diam, pergelangan tangan kanan dan kiri digerakkan secara bersamaan sebanyak 1 kali. Pergelangan tangan kanan di gerakkan kembali 1 kali. Untuk berhenti pergelangan tangan kiri digerakkan 1 kali.
5	Maju kecepatan 3	Dari keadaan diam, pergelangan tangan kanan dan kiri digerakkan secara bersamaan sebanyak 1 kali. Pergelangan tangan kanan di gerakkan kembali 2 kali. Untuk berhenti pergelangan tangan kiri digerakkan 1 kali.

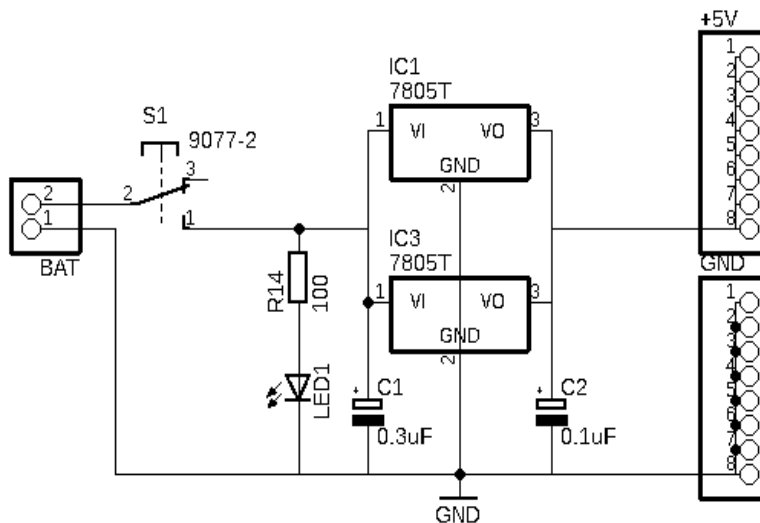


**Gambar 3.5** Diagram Fungsional Sistem Deteksi Hambatan

kebutuhan tegangan untuk sensor jarak dan *microcontroller* sebesar 5V. Pada rangkaian ini, digunakan regulator tegangan *IC7805* untuk memstabilkan tegangan 5V dalam jangka waktu yang lama. Selain itu terdapat *push button* yang berfungsi sebagai *on/off* untuk menyalakan-matikan rangkaian, juga terdapat lampu *LED* sebagai indikator nyala-matinya rangkaian. Masukan yang digunakan pada rangkaian ini, adalah 2 baterai 4,2V yang dipasang seri, sehingga masukan 8,4V, yang dikonversi menjadi 5V untuk masukan pada rangkaian selanjutnya. Desain rangkaian dapat dilihat pada Gambar 3.6.

Perancangan sistem deteksi hambatan pada kursi roda listrik dengan perintah kontrol *myoelectric*, memanfaatkan sensor ultrasonik *Hc-Sr04*. Sensor ultrasonik *Hc-Sr04* memanfaatkan prinsip pemantulan gelombang suara yang dapat diaplikasikan untuk menghitung jarak benda dengan frekuensi yang ditentukan sesuai dengan sumber *oscillator*. Sensor *Hc-Sr04* memiliki dua pin *I/O* yang digunakan untuk berkomunikasi dengan *microcontroller*, pin tersebut yaitu pin *trigger* dan pin *echo*.

Sensor jarak akan mendeteksi jarak atau gangguan yang ada di lingkungan, untuk memulai pengukuran jarak, pin *trigger* pada sensor *Hc-Sr04* diberikan sinyal positif (*high*) sebesar 10 mikro detik dari *microcontroller* agar sensor *Hc-Sr04* dapat memantulkan gelombang bunyi. Ketika gelombang bunyi yang dipantulkan kembali ke sensor *Hc-Sr04*, gelombang akan diterima oleh *receiver* sensor dan membuat keluaran sinyal positif (*high*) pada pin *echo* yang kemudian akan menjadi masukan

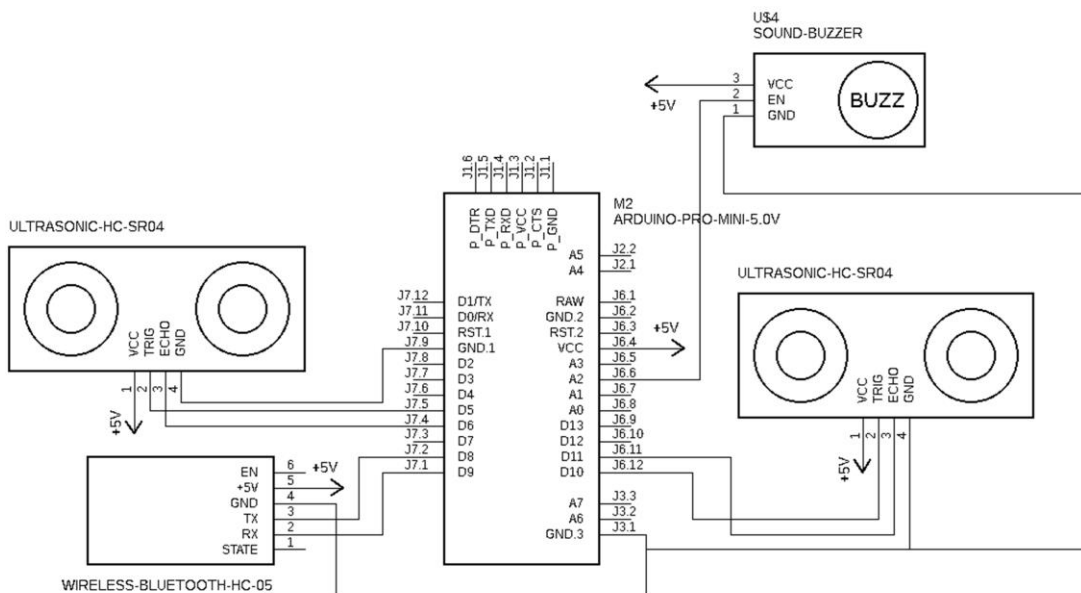


**Gambar 3.6** Skematik Rangkaian *Power Supply*

pada *microcontroller*. Perhitung jarak antara sensor dengan benda yang memantulkan gelombang bunyi yang berada didepan sensor memanfaatkan durasi lamanya sinyal *high* dari *echo*. Untuk menghitung lamanya sinyal *high* yang diterima *microcontroller* dari pin *echo*, maka digunakan fasilitas *timer* yang ada pada *microcontroller*. Ketika ada perubahan dari *low* ke *high* dari pin *echo* maka akan mengaktifkan *timer* dan ketika terdapat perubahan dari *high* ke *low* dari pin *echo* maka akan mematikan *timer*. Selanjutnya, untuk mendapat besaran jarak perlu dilakukan kalkulasi hasil *pulse* yang diterima oleh *microcontroller*, kemudian dilakukan konversi untuk mengubah pembacaan *pulse* menjadi besaran jarak. Persamaan yang digunakan untuk mengkonversi nilai *pulse* menjadi satuan sentimeter (cm), dimana untuk hasil pengukuran dalam satuan *s* adalah jarak dalam cm dan *t* merupakan durasi pemantulan dalam mikro detik, untuk persamaan dapat dilihat pada Persamaan (3.1).

$$S = \frac{t}{58} \quad (3.1)$$

Sistem deteksi hambatan untuk *microcontroller* yang digunakan yaitu *Arduino Pro Mini*. *Microcontroller Arduino Pro Mini* selain digunakan dalam proses pembacaan sensor jarak juga digunakan untuk pengolah perintah dalam sistem deteksi hambatan. Selanjutnya, perintah yang diolah akan dikirim kepada *microcontroller* utama melalui modul komunikasi. Modul komunikasi yang digunakan adalah *HC-05*. Proses pengiriman data akan dilakukan melalui proses *binding bluetooth*. Pin – pin yang digunakan pada *Arduino Pro Mini* untuk sistem deteksi hambatan yaitu seperti



**Gambar 3.7** Sistem Wiring untuk Deteksi Hambatan

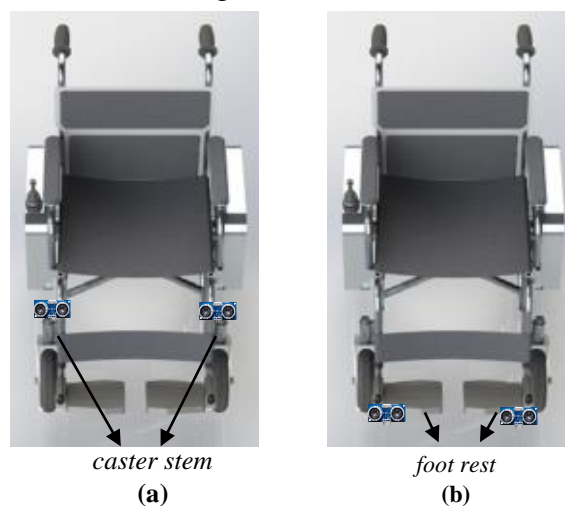
pada Gambar 3.7 dan untuk perancangan *board* untuk sistem deteksi hambatan dapat dilihat pada Gambar 3.8.

### 3.4.1 Perancangan Peletakan Sensor Jarak

Peletakkan sensor jarak pada sistem deteksi hambatan yang diusulkan terdapat 2 pilihan penempatan sensor jarak. Pilihan peletakkan sensor pertama yaitu dengan diletakkan pada dibagian depan kursi roda tepatnya pada bagian *caster stem*. Sensor diletakkan pada kedua *caster stem* kanan dan kiri. Pilihan peletakkan sensor pertama dapat dilihat pada ilustrasi Gambar 3.9(a). Selanjutnya, pilihan peletakkan sensor kedua yaitu dengan diletakkan pada bagian bawah *foot rest* dari kursi roda. Peletakan sensor diletakkan di kedua bagian *foot rest* kanan dan kiri. Ilustrasi peletakkan sensor jarak untuk pilihan peletakkan kedua, dapat dilihat pada Gambar 3.9(b).

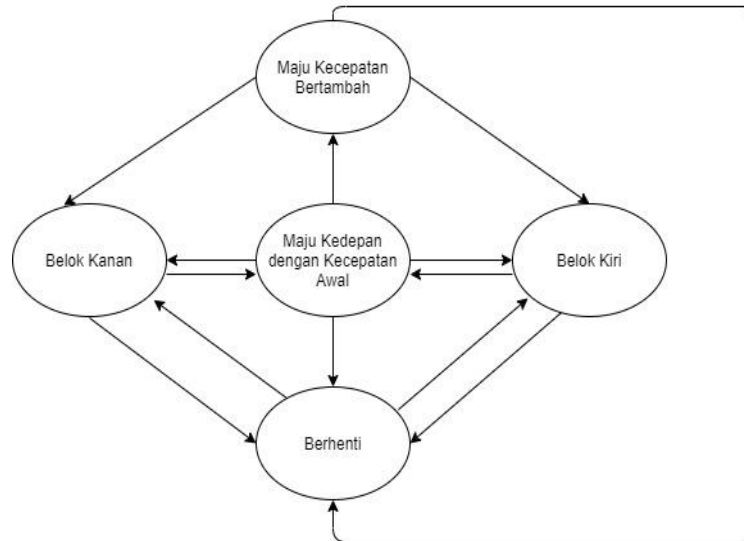


**Gambar 3. 8** Rancangan *Board* Sistem Deteksi Hambatan



**Gambar 3.9** Peletakan Sensor Jarak pada Kursi Roda Listrik





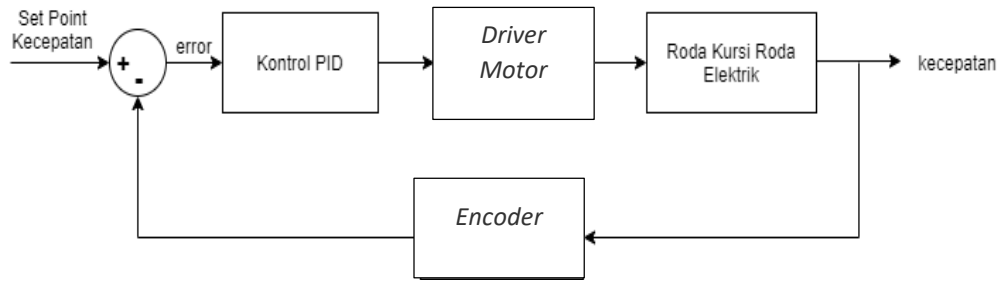
**Gambar 3.10** *State Diagram* Kursi Roda Listrik

### 3.5 Perancangan *State Diagram*

Kursi roda listrik dengan *myoelectric* dirancang dengan perintah-perintah sederhana seperti maju, belok kanan dan belok kiri. Berdasarkan perintah gerak kursi roda maka dibuatlah *state diagram* untuk mempermudah pengguna untuk menggunakannya, *state diagram* di tunjukkan seperti Gambar 3.10. Dimulai dari keadaan diam, kursi roda listrik dapat digerakkan untuk belok kanan, belok kiri. Dari keadaan belok kanan maupun belok kiri, kursi roda dapat diberi perintah untuk berhenti dan maju, sedangkan pada keadaan bergerak maju akan ada kecepatan awal untuk kursi roda, kemudian kursi roda dapat meningkatkan kecepatan dan berbelok, serta berhenti dari kondisi maju kecepatan awal. Ketika kursi roda berada pada keadaan kecepatan bertambah, maka kursi roda dapat bergerak kanan dan kiri, beserta berhenti. Apabila ingin menurunkan kecepatan maka kursi roda harus berhenti terlebih dahulu.

### 3.6 Perancangan Sistem Pengendali PID

Perancangan pengendali yang akan digunakan adalah pengendali PID untuk mengendalikan kecepatan dan mengendalikan posisi, perancangan pengendali dapat dilihat pada Gambar 3.11. Pengendali ini akan menentukan keluaran sinyal PWM yang akan diberikan kepada motor *servo* yang bertindak sebagai *actuator*. Dalam perancangan PID penentuan parameter didasarkan pada hasil ekperimental *trial error* pada *plan*. Tahap pertama adalah menaikkan nilai  $K_P$ ,  $K_I$  dan  $K_D$  yang dilakukan



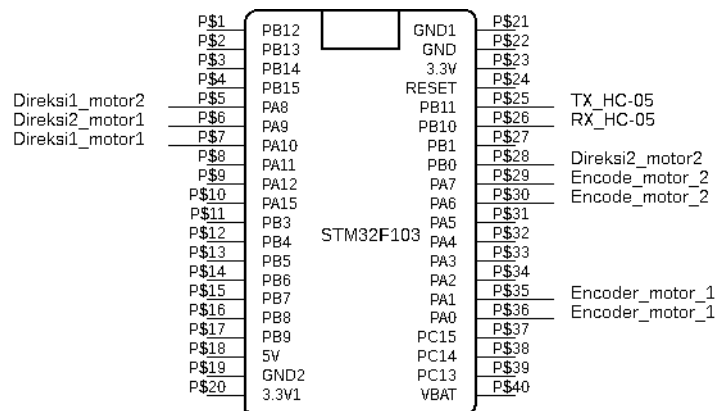
**Gambar 3. 11** Diagram Kotak Sistem Pengendali Kursi Roda Listrik

secara *tuning manual*. Didasarkan hasil percobaan dengan menaikkan nilai  $K_p$ ,  $K_i$  dan  $K_D$ , dalam perancangan pengendali PID didapatkan pengaruh ketiga parameter terhadap sistem kecepatan motor kursi roda. Setelah dilakukan pengujian satu per satu terhadap nilai  $K_p$ ,  $K_I$  dan  $K_D$ , kemudian dilakukan pengujian kombinasi terhadap parameter nilai  $K_p$ ,  $K_I$  dan  $K_D$  untuk memperbaiki respon *plan* terhadap *setpoint* yang diberikan.

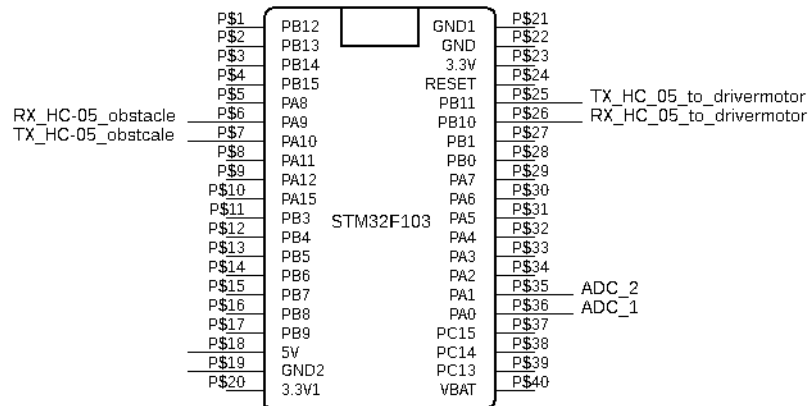
### 3.7 Perancangan Sistem Keseluruhan *Microcontroller*

Perancangan sistem *microcontroller* pada penelitian ini menggunakan 3 jenis *microcontroller*, dimana 3 jenis *microcontroller* tersebut masing masing digunakan untuk sistem instrumentasi *myoelectric*, sistem deteksi hambatan, dan sistem pengendali PID. Proses penggabungan ketiga *microcontroller* memanfaatkan modul *bluetooth HC-05* sebagai serial komunikasi dan dengan memanfaatkan pin *USART* yang terdapat pada masing masing *microcontroller*. Diagram fungsional untuk sistem *microcontroller* secara umum dapat dilihat pada Gambar 3.12.

Pada sistem deteksi hambatan *microcontroller* digunakan untuk membaca sensor jarak dengan memanfaatkan *timer internal* yang terdapat pada *microcontroller*.



**Gambar 3.14** Wiring *Stm32f103* pada Sistem Kursi Roda Listrik



**Gambar 3.13** Wiring *Stm32f103* pada Sistem Instrumentasi *Myoelectric*

Kemudian, data yang didapat dari pembacaan sensor jarak, akan diolah oleh *microcontroller* yang selanjutnya dikirim kepada *microcontroller* menggunakan komunikasi serial *bluetooth*. Modul komunikasi serial *bluetooth* pada *microcontroller* sistem deteksi hambatan berperan sebagai *slave*, sedangkan pada *microcontroller* sistem instrumentasi *myoelectric* berperan sebagai *master*.

Pada sistem instrumentasi *myoelectric*, sistem *microcontroller* berfungsi dalam mengolah tegangan hasil keluaran dari sistem instrumentasi *myoelectric* menjadi data *digital*. Hal tersebut bisa direalisasikan dengan memanfaatkan kemampuan *ADC internal* yang dimiliki *microcontroller Stm32f103*, untuk penggunaan pin *ADC* pada *microcontroller Stm32f103* dapat dilihat pada Gambar 3.13. Pada *microcontroller* sistem instrumentasi *myoelectric* juga dilakukan proses *thresholding* sinyal *myoelectric* untuk perintah kontrol kursi roda listrik. Pada *microcontroller* sistem instrumentasi *myoelectric* terdapat dua modul *bluetooth*, dimana *bluetooth* pertama digunakan sebagai *slave* untuk pengiriman dari *microcontroller* sistem deteksi hambatan. Sedangkan, untuk *bluetooth* kedua digunakan sebagai *master* dalam pengiriman ke *microcontroller* kursi roda listrik.

*Microcontroller* yang terdapat pada kursi roda listrik, digunakan untuk untuk menggerakkan motor kursi roda dan untuk pengendalian kursi roda. Dimana untuk proses pengendali *PID* dilakukan dalam *microcontroller*. Modul komunikasi serial *bluetooth* pada *microcontroller* sistem kursi roda listrik berperan sebagai *slave*. Dimana *microcontroller* pada sistem ini akan menerima perintah gerak dari *microcontroller* sistem instrumentasi *myoelectric*, untuk penggunaan pin *microcontroller Stm32f103* pada kursi roda listrik dapat dilihat Gambar 3.14.

### 3.8 Prosedur Pengujian

Pada penelitian ini digunakan subjek dengan kondisi normal dengan jenis kelamin laki-laki atau perempuan. Sebelum subjek melakukan pengujian, subjek diberikan lembar persetujuan mengenai ketersediaan menjadi subjek dalam pengujian kursi roda, untuk lembar persetujuan subjek dilampirkan pada Lampiran A. Tahap pertama pengujian yaitu, subjek diharuskan duduk di kursi roda secara rileks dan dilakukan pemasangan *surface electrode*. Pemasangan *surface electrode* ditempelkan pada otot *carpi radialis* dikarenakan pada bagian otot ini merupakan bagian yang paling sensitif saat otot kontraksi dan relaksasi. Sebelum dilakukan penempelan *surface electrode*, maka sesuai dengan prosedur medis tempat peletakkan *surface electrode* harus dibersihkan dahulu dengan menggunakan alkohol 70%. Selanjutnya subjek menggerakkan pergelangan tangan sebelah kanan maupun kiri untuk memberikan perintah kontrol kursi roda elektrik.

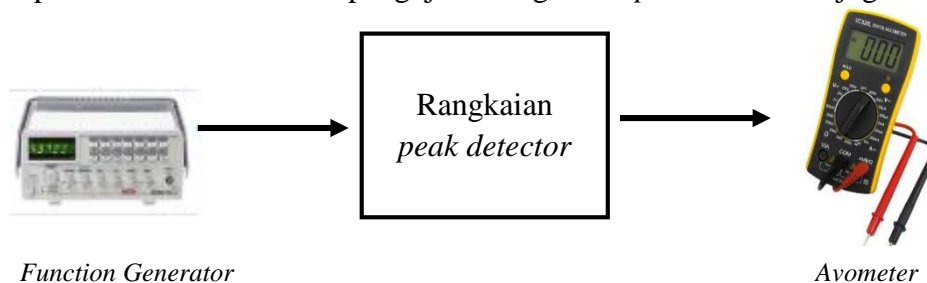
Pada pengujian keseluruhan sistem meliputi penggabungan perangkat keras dan perangkat lunak. Subjek duduk secara rileks di kursi roda dan memberikan perintah kontrol dengan menggerakkan pergelangan tangan secara *flexion* sesuai dengan perintah gerakan yang sudah ditentukan. Untuk mengontrol arah kursi roda elektrik maju maka kedua pergelangan tangan digerakan secara *flexion* sehingga mengalami kontraksi. Untuk mengontrol arah gerak kursi roda belok kanan maka pergelangan tangan kanan di gerakan secara *flexion* sehingga tangan kanan mengalami kontraksi dan tangan kiri mengalami relaksasi dikarenakan dalam kondisi diam. Untuk mengontrol arah gerak kursi roda belok kiri maka pergelangan tangan kiri di gerakan secara *flexion* sehingga tangan kiri mengalami kontraksi dan tangan kanan mengalami relaksasi dikarenakan dalam kondisi diam. Prosedur untuk gerakan maju dilakukan dengan menggerakkan kedua tangan. Prosedur gerakan maju dilengkapi dengan penambahan kecepatan oleh subjek. Gerakan dilakukan secara bergantian. Kondisi awal menggerakkan tangan kanan secara fleksi dan kemudian menggerakkan tangan kiri secara fleksi maka kursi roda akan bergerak maju. Dalam kondisi terakhir adalah tangan kiri bergerak, apabila tangan kiri digerakkan secara fleksi kembali maka kecepatan kursi roda akan bertambah. Untuk menghentikan gerakan maju dari kursi roda dengan menggerakkan perintah awal yaitu fleksi pergelangan tangan kanan. Untuk perintah maju diawali dengan tangan kiri dilanjutkan dengan tangan kanan. Untuk menambah kecepatan dengan menggerakkan tangan kanan dan untuk berhenti dengan menggerakkan tangan kiri.

## BAB 4 PENGUJIAN SISTEM

### 4.1 Pengujian Sistem Instrumentasi *Myoelectric*

Pada pengujian sistem instrumentasi *myoelectric* yang merupakan sistem dari perintah arah navigasi dari kursi roda. Bagian ini menggunakan *raw* sinyal *myoelectric* yang kemudian dikonversikan menjadi sinyal *linear envelope* untuk menentukan besar dari *threshold* untuk mengubah perintah menjadi navigasi dari kursi roda. Dalam sistem ini terdapat rangkaian *adaptive threshold*.

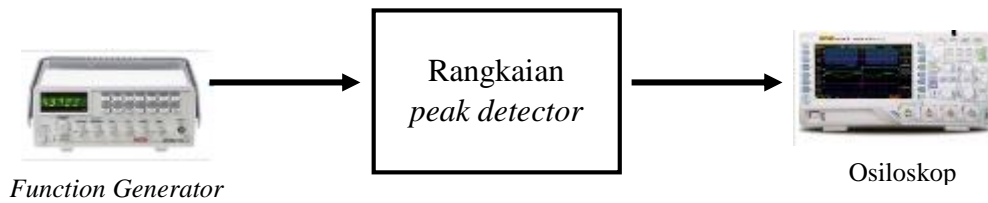
Pengujian rangkaian *peak detector* dilakukan dengan memberikan sinyal masukan berupa tegangan *DC* dengan variasi nilai yang berbeda beda, kemudian dilakukan pengukuran keluaran rangkaian dengan menggunakan *avometer*, seperti pada Gambar 4.1. Hasil pengujian dengan masukan tegangan *DC* dapat dilihat pada Tabel 4.1. Pengujian rangkaian *peak detector* juga diberikan sinyal masukan berupa sinyal *sinus*. Sinyal *sinus* yang dijadikan masukan diatur dengan nilai frekuensi dan tegangan yang bervariasi. Metode pengujian yang dilakukan, seperti pada Gambar 4.2. Hasil pengujian rangkaian *peak detector* dengan menggunakan sinyal sinus dapat dilihat pada Tabel 4.2. Pada pengujian rangkaian *peak detector* juga dilakukan



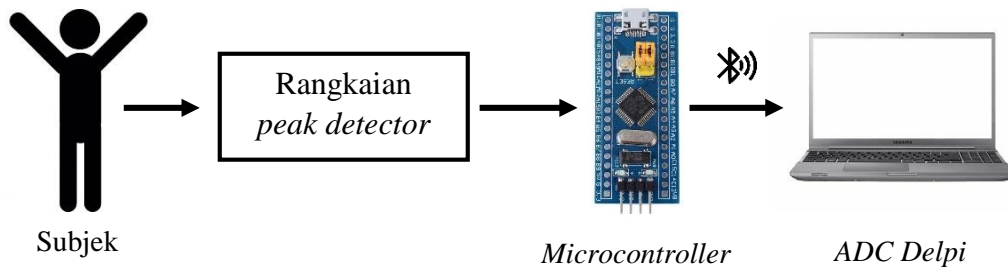
**Gambar 4. 1** Metode Pengujian Rangkaian *Adaptive Threshold* dengan *Function Generator*

**Tabel 4.1** Data Hasil Pengujian Rangkaian *Peak Detector* dengan Sinyal Masukan Tegangan *DC*

<i>V<sub>in</sub></i> (V)	<i>V<sub>out</sub></i> (V)
0,5	0,44
1	1,1
2	1,97
3	3
4	4
5	4,8



**Gambar 4. 2** Metode Pengujian Rangkaian *Adaptive Threshold* dengan *Function Generation*



**Gambar 4.3** Metode Pengujian Rangkaian *Adaptive Threshold* dengan Subjek

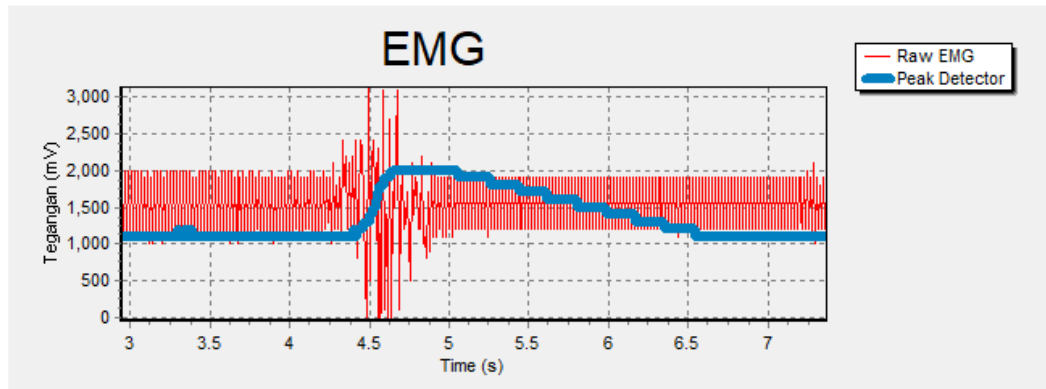
**Tabel 4.2** Data Hasil Pengujian Rangkaian *Peak Detector* dengan Sinyal Masukan Sinyal Sinus

Frekuensi (Khz)	$V_{RMS}(V)$	$V_P(V)$	$V_{Out}(V)$
1	0,177	0,250	0,254
1	0,786	0,999	1,014
1	1,410	1,637	1,741
1	2,012	2,387	2,375
1	2,630	3,032	3
100	0,179	0,253	0,244
100	0,701	1	1,002
100	1,341	1,551	1,555
100	2	2,338	2,301
100	2,583	2,982	2,991

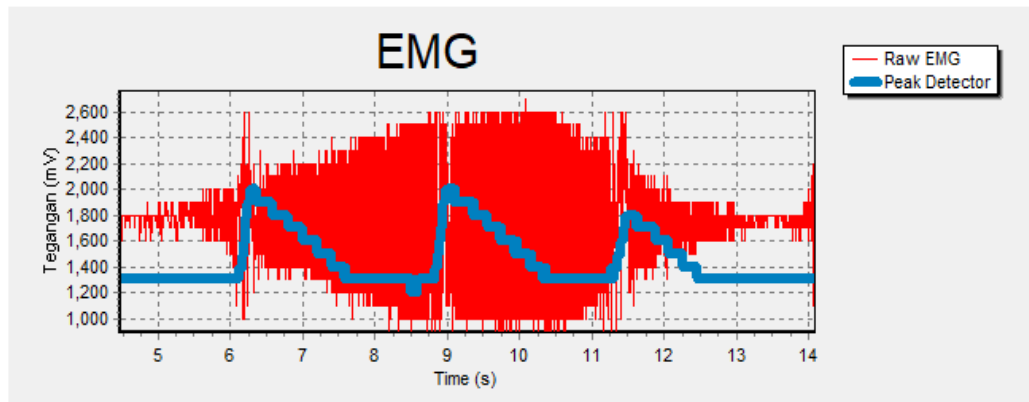
pengujian ke tangan kanan dan tangan kiri subjek. Kemudian sinyal ditampilkan pada *delphi* dengan *ADC* dari *microcontroller Stm32f103* dan kemudian data disimpan dalam bentuk *text*. Metode pengujian yang dilakukan seperti pada Gambar 4.3. Sebelum melakukan pengujian untuk rangkaian *peak detector* perlu dipasang *surface electrode* pada otot *carpi radialis*. Pengujian dilakukan dengan menggerakkan tangan kanan maupun kiri dengan gerakan *fleksor*. Hasil pengujian dapat dilihat pada Gambar 4.4 untuk subjek 1 dan Gambar 4.5 untuk subjek 2.

Pada rangkaian *adaptive threshold* juga terdapat rangkaian komparator. Pengujian rangkaian komparator dengan memberikan tegangan masukan bervariasi,

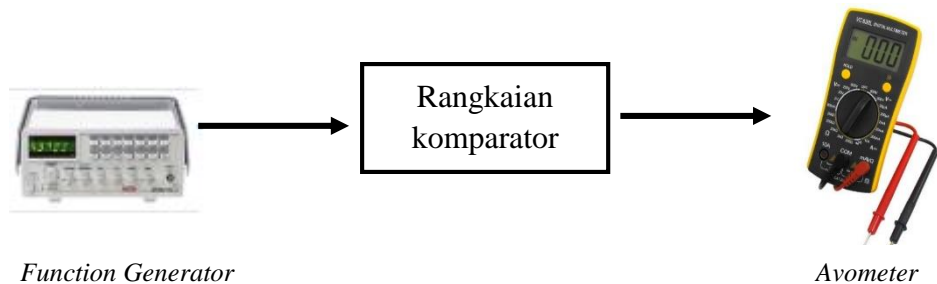
kemudian dilakukan pengukuran pada keluaran rangkaian komparator dengan menggunakan *avometer*. Metode pengujian dapat dilihat Gambar 4.6. Untuk hasil pengujian dari rangkaian komparator dapat dilihat pada Tabel 4.3, dari hasil yang didapat ketika nilai tegangan masukan kurang dari tegangan referensi maka tegangan keluaran akan bernilai  $\pm 0V$ , sedangkan ketika tegangan masukan lebih dari tegangan referensi maka tegangan keluaran akan bernilai  $\pm 5V$ .



**Gambar 4.4** Hasil Pengujian Rangkaian *Peak Detector* dengan Subjek 1



**Gambar 4.5** Hasil Pengujian Rangkaian *Peak Detector* dengan Subjek 2



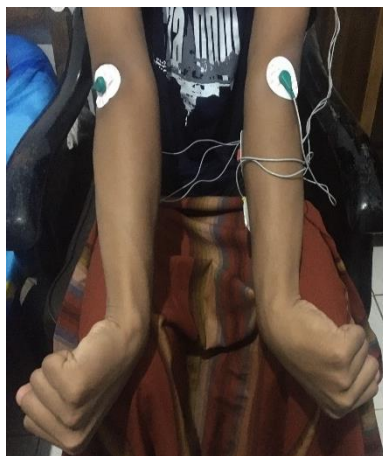
**Gambar 4.6** Metode Pengujian Rangkaian Komparator

## 4.2 Pengujian *Thresholding* dan Klasifikasi Gerakan

Pengujian *Thresholding* dan klasifikasi gerakan bertujuan untuk menguji apakah klasifikasi gerakan dari otot *carpi radialis* sudah sesuai yang diharapkan. Pengujian dilakukan dengan pengujian langsung terhadap subjek. Sebelum dilakukan pengujian perlu dilakukan peletakkan elektroda pada otot *carpi radialis*, peletakkan elektroda dapat dilihat pada Gambar 4.7. Selanjutnya dilakukan pengujian *thresholding* dan klasifikasi gerakan. Tabel 4.4 hingga Tabel 4.8 merupakan hasil pengujian pengujian metode *thresholding* dan klasifikasi gerakan dengan *microcontroller* dan menggunakan rangkaian *analog* terhadap subjek 1.

**Tabel 4. 3** Data Hasil Pengujian Rangkaian Komparator

<i>Vref</i> (V)	<i>Vin</i> (V)	<i>Vout</i> (V)
5	1	0,1
5	2	0,5
5	4	5,1
5	6	4,9
5	8	5



**Gambar 4. 7** Peletakan *Surface Electrode* pada Tangan

**Tabel 4. 4** Hasil Pengujian *Thresholding* dan Klasifikasi Skenario Gerakan Belok Kanan

Skenario Belok Kanan				
	Menggunakan <i>Microcontroller</i>		Menggunakan Rangkaian <i>Analog</i>	
No	Kondisi Subjek	Gerak Kursi Roda	Kondisi Subjek	Gerak Kursi Roda
1	Kanan	Kanan	Berhenti	Berhenti



<b>Skenario Belok Kanan</b>				
	<b>Menggunakan <i>Microcontroller</i></b>		<b>Menggunakan Rangkaian <i>Analog</i></b>	
2	Kanan	Kanan	Kanan	Kanan
3	Kanan	Kanan	Berhenti	Berhenti
4	Kanan	Kanan	Berhenti	Berhenti
5	Kanan	Kanan	Kanan	Kanan
Tingkat Keberhasilan 100%			Tingkat Keberhasilan 40%	

**Tabel 4. 5** Hasil Pengujian *Thresholding* dan Klasifikasi Skenario Gerakan Belok Kiri

<b>Skenario Belok Kiri</b>				
	<b>Menggunakan <i>Microcontroller</i></b>		<b>Menggunakan Rangkaian <i>Analog</i></b>	
No	Kondisi Subjek	Gerak Kursi Roda	Kondisi Subjek	Gerak Kursi Roda
1	Kiri	Kiri	Kiri	Kiri
2	Kiri	Kiri	Kiri	Kiri
3	Kiri	Kiri	Kiri	Kiri
4	Kiri	Kiri	Maju	Maju
5	Kiri	Kiri	Maju	maju
Presentasi Keberhasilan 80%			Presentasi Keberhasilan 60%	

**Tabel 4. 6** Hasil Pengujian *Thresholding* dan Klasifikasi Skenario Gerakan Maju Kecepatan Awal

<b>Skenario Maju Kecepatan Awal</b>				
	<b>Menggunakan <i>Microcontroller</i></b>		<b>Menggunakan Rangkaian <i>Analog</i></b>	
No	Kondisi Subjek	Gerak Kursi Roda	Kondisi Subjek	Gerak Kursi Roda
1	Maju Kecepatan Awal	Maju Kecepatan Awal	Maju Kecepatan Awal	Maju Kecepatan Awal
2	Maju Kecepatan Tingkat 1	Maju Kecepatan Tingkat 1	Maju Kecepatan Awal	Maju Kecepatan Awal
3	Maju Kecepatan Awal	Maju Kecepatan Awal	Maju Kecepatan Awal	Maju Kecepatan Awal
4	Maju Kecepatan Awal	Maju Kecepatan Awal	Maju Kecepatan Awal	Maju Kecepatan Awal
5	Maju Kecepatan Awal	Maju Kecepatan Awal	Maju Kecepatan Tingkat 1	Maju Kecepatan Tingkat 1
Tingkat Keberhasilan 80%			Tingkat Keberhasilan 80%	

**Tabel 4. 7** Hasil Pengujian *Thresholding* dan Klasifikasi Skenario Gerakan Maju Kecepatan Tingkat 1

<b>Skenario Maju Kecepatan Tingkat 1</b>				
	<b>Menggunakan <i>Microcontroller</i></b>		<b>Menggunakan Rangkaian <i>Analog</i></b>	
<b>No</b>	<b>Kondisi Subjek</b>	<b>Gerak Kursi Roda</b>	<b>Kondisi Subjek</b>	<b>Gerak Kursi Roda</b>
1	Maju Kecepatan Tingkat 1	Maju Kecepatan Tingkat 1	Maju Kecepatan Tingkat 2	Maju Kecepatan Tingkat 2
2	Maju Kecepatan Tingkat 1	Maju Kecepatan Tingkat 1	Maju Kecepatan Tingkat 1	Maju Kecepatan Tingkat 1
3	Maju Kecepatan Tingkat 1	Maju Kecepatan Tingkat 1	Maju Kecepatan Tingkat 2	Maju Kecepatan Tingkat 2
4	Maju Kecepatan Tingkat 1	Maju Kecepatan Tingkat 1	Maju Kecepatan Tingkat 1	Maju Kecepatan Tingkat 1
5	Maju Kecepatan Tingkat 1	Maju Kecepatan Tingkat 1	Maju Kecepatan Tingkat 1	Maju Kecepatan Tingkat 1
Tingkat Keberhasilan 100%			Tingkat Keberhasilan 60%	

**Tabel 4. 8** Hasil Pengujian *Thresholding* dan Klasifikasi Skenario Gerakan Maju Kecepatan Tingkat 2

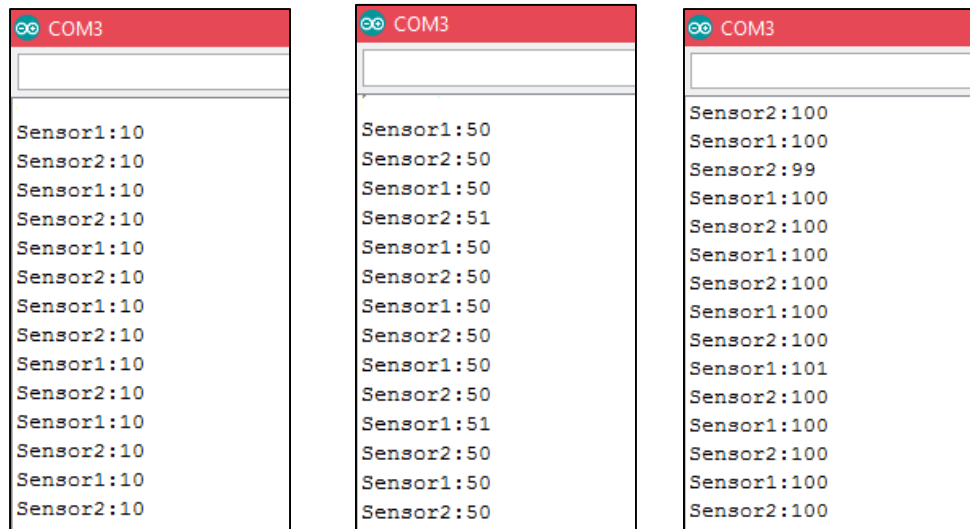
<b>Skenario Maju Kecepatan Tingkat 2</b>				
	<b>Menggunakan <i>Microcontroller</i></b>		<b>Menggunakan Rangkaian <i>Analog</i></b>	
<b>No</b>	<b>Kondisi Subjek</b>	<b>Gerak Kursi Roda</b>	<b>Kondisi Subjek</b>	<b>Gerak Kursi Roda</b>
1	Maju Kecepatan Tingkat 2	Maju Kecepatan Tingkat 2	Maju Kecepatan Tingkat 2	Maju Kecepatan Tingkat 2
2	Maju Kecepatan Tingkat 2	Maju Kecepatan Tingkat 2	Maju Kecepatan Tingkat 2	Maju Kecepatan Tingkat 2
3	Maju Kecepatan Tingkat 2	Maju Kecepatan Tingkat 2	Berhenti	Berhenti
4	Maju Kecepatan Tingkat 2	Maju Kecepatan Tingkat 2	Maju Kecepatan Tingkat 2	Maju Kecepatan Tingkat 2
5	Maju Kecepatan Tingkat 2	Maju Kecepatan Tingkat 2	Maju Kecepatan Tingkat 2	Maju Kecepatan Tingkat 2
Tingkat Keberhasilan 100%			Tingkat Keberhasilan 80%	

### 4.3 Pengujian Sistem Deteksi Hambatan

Sistem deteksi hambatan untuk kursi roda listrik dengan perintah kontrol *myoelectric*, menggunakan 2 buah sensor ultrasonik *Hc-Sr04*. Pengujian hasil pembacaan dari sensor *HC-SR04* dengan membandingkan hasil pembacaan dari sensor *Hc-Sr04* dengan hasil pembacaan mistar atau penggaris, hal ini dilakukan untuk menentukan jarak yang diukur sudah sesuai dengan jarak yang sebenarnya.

**Tabel 4. 9** Data Hasil Kalibrasi Sensor *Hc-Sr 04*

Sensor HC-SRF 04	Pengujian 10 Cm	Pengujian 50 Cm	Pengujian 100 Cm
Sensor 1	10	50	100
Sensor 2	10	50	99
Sensor 1	10	51	100
Sensor 2	10	50	100
Sensor 1	10	50	100
Sensor 2	10	50	100
Sensor 1	10	50	100
Sensor 2	10	50	100
Sensor 1	10	50	101
Sensor 2	10	50	100
Sensor 1	10	51	100
Sensor 2	10	50	100
Sensor 1	10	50	100
Sensor 2	10	50	100



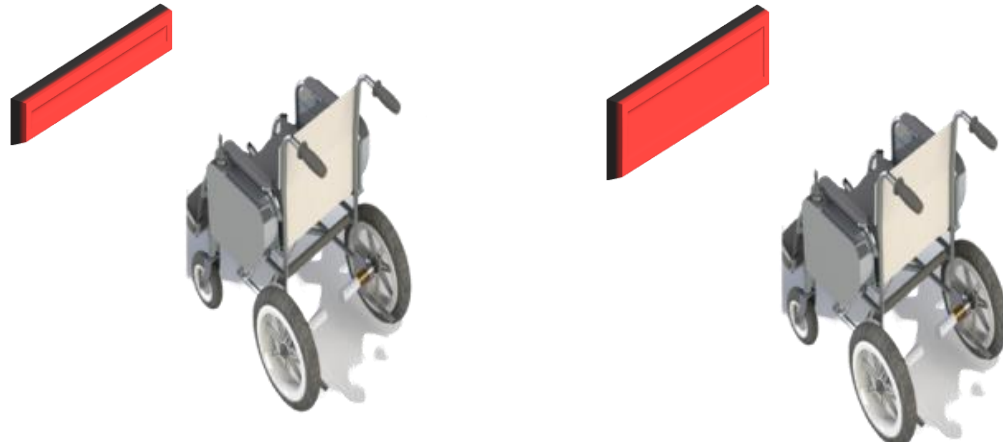
**Gambar 4.8** Hasil Kalibrasi Sensor *HC-SR04*

### 4.3.1 Pengujian Sensor Jarak

Metode pengujian sensor yang dilakukan ada beberapa tahapan yaitu yang pertama yaitu dengan mengkalibrasi sensor *Hc-Sr04* dengan jarak 10 cm, 50 cm, dan 100 cm. Hasil kalibrasi sensor *Hc-Sr04* dapat dilihat pada Tabel 4.9 dan pada Gambar 4.8 yang memanfaatkan *serial monitor* dari *Arduino IDE*. Tahap kedua pengujian yaitu dengan sensor *Hc-Sr04* secara satu persatu dilakukan pengujian dengan beberapa rentang jarak. Pengujian lainnya yang dilakukan untuk sensor yang digunakan yaitu dengan melakukan pengujian semua sensor *Hc-Sr04* secara bersamaan. Hasil pengujian dari penggabungan sensor *Hc-Sr04* dapat dilihat pada Tabel 4. 10.

### 4.3.2 Pengujian Peletakkan Sensor Jarak

Peletakkan sensor jarak *Hc-Sr04* dalam sistem deteksi hambatan terdapat dua pilihan peletakkan. Skenario pengujian yang dilakukan yaitu dengan mengarahkan kursi roda listrik dengan perintah kontrol sinyal *myoelectric* menuju dinding berukuran 20 cm dan dinding berukuran 35 cm. Ilustrasi pengujian dapat dilihat pada Gambar 4.9. Hasil Pengujian dapat dilihat pada Tabel 4.11 dan Tabel 4.12.



**Gambar 4. 9** Ilustrasi Pengujian Sistem Deteksi Hambatan

**Tabel 4. 10** Data Hasil Pengujian dari Penggabungan Sensor *Hc- Sr04*

Hasil yang diinginkan (Cm)	Pengujian ke - 1		Pengujian ke - 2		Pengujian ke - 3	
	Sensor HC-SRF04 (1) (Cm)	Sensor HC-SRF04 (2) (Cm)	Sensor HC-SRF04 (1) (Cm)	Sensor HC-SRF04 (2) (Cm)	Sensor HC-SRF04 (1) (Cm)	Sensor HC-SRF04 (2) (Cm)
5	5	5	5	5	5	5
15	15	15	15	15	15	15
20	20	20	20	20	20	20

Hasil yang diinginkan (Cm)	Pengujian ke - 1		Pengujian ke - 2		Pengujian ke - 3	
	Sensor HC-SRF04 (1) (Cm)	Sensor HC-SRF04 (2) (Cm)	Sensor HC-SRF04 (1) (Cm)	Sensor HC-SRF04 (2) (Cm)	Sensor HC-SRF04 (1) (Cm)	Sensor HC-SRF04 (2) (Cm)
25	25	25	25	25	25	25
30	30	30	30	30	30	30
35	35	35	35	35	35	35
40	40	40	40	40	40	41
45	44	44	45	45	45	46
50	50	51	50	50	50	51
55	56	56	56	56	56	56
60	60	60	60	60	60	60
65	65	65	65	66	65	64
70	69	70	69	70	70	70
75	75	75	74	75	75	75
80	80	81	80	81	81	81
85	85	85	85	85	85	85
90	91	91	90	91	90	90
95	95	95	95	95	95	95
100	101	100	100	100	100	101

**Tabel 4. 11** Hasil Pengujian Peletakkan Sensor ketika Kursi Roda Berjarak 70 Cm dari Objek

Objek	Pengujian ke - 1		Pengujian ke - 2	
	Penempatan Pada Bagian <i>caster stem</i>	Penempatan Pada Bagian <i>foot rest</i>	Penempatan Pada Bagian <i>caster stem</i>	Penempatan Pada Bagian <i>foot rest</i>
<b>Dinding Tinggi 20 cm</b>	<i>Buzzer</i> Berbunyi	<i>Buzzer</i> diam	<i>Buzzer</i> Berbunyi	<i>Buzzer</i> diam
<b>Dinding 30 cm</b>	<i>Buzzer</i> Berbunyi	<i>Buzzer</i> Berbunyi	<i>Buzzer</i> Berbunyi	<i>Buzzer</i> berbunyi

#### 4.4 Pengujian Pengendali PID

Pengendali PID yang diusulkan bertujuan untuk mengendalikan kecepatan dan mengendalikan posisi dari kursi roda listrik dengan perintah kontrol sinyal *myoelectric*.

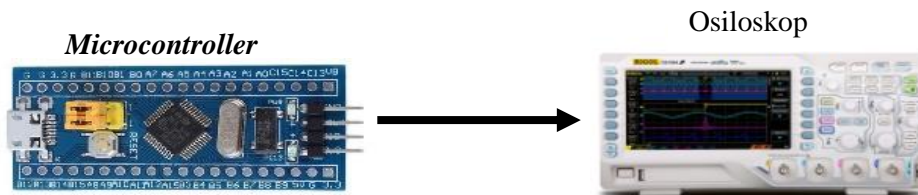
Pengendali ini akan menentukan keluaran sinyal *Pulse Width Modulation* (PWM) yang akan diberikan.

#### 4.4.1 Pengujian *Pulse Width Modulation*

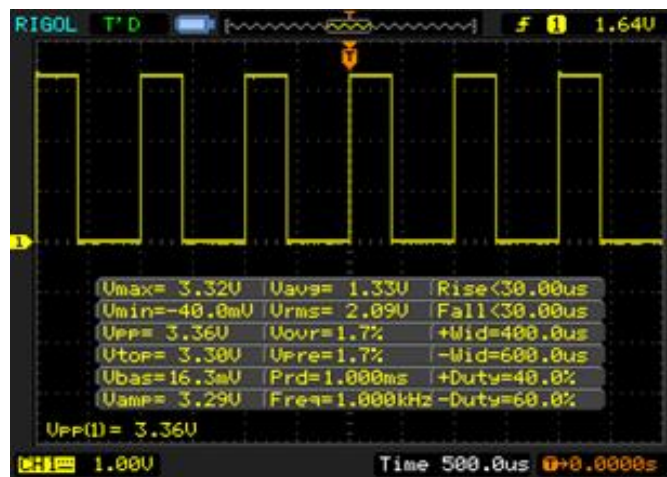
*Pulse Width Modulation* (PWM) merupakan metode mencacah satu sinyal masukan dan membagi baginya ke dalam serentetan sinyal modulasi digital yang terdiri

**Tabel 4. 12** Hasil Pengujian Peletakan Sensor ketika Kursi Roda Berjarak 40 Cm dari Objek

Objek	Pengujian ke - 1		Pengujian ke - 2	
	Penempatan Pada Bagian <i>caster stem</i>	Penempatan Pada Bagian <i>foot rest</i>	Penempatan Pada Bagian <i>caster stem</i>	Penempatan Pada Bagian <i>foot rest</i>
Dinding Tinggi 20 cm	Berhenti	Tidak Berhenti	Berhenti	Tidak Berhenti
Dinding 30 cm	Berhenti	Berhenti	Berhenti	Berhenti



**Gambar 4. 10** Metode Pengujian PWM

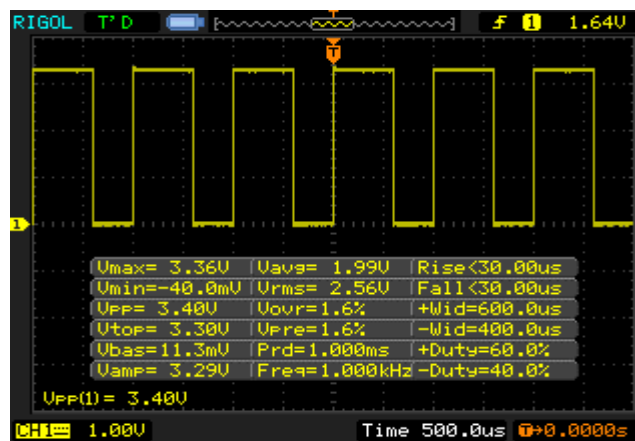


**Gambar 4. 11** Hasil Pengujian PWM *Duty Cycle* 40%

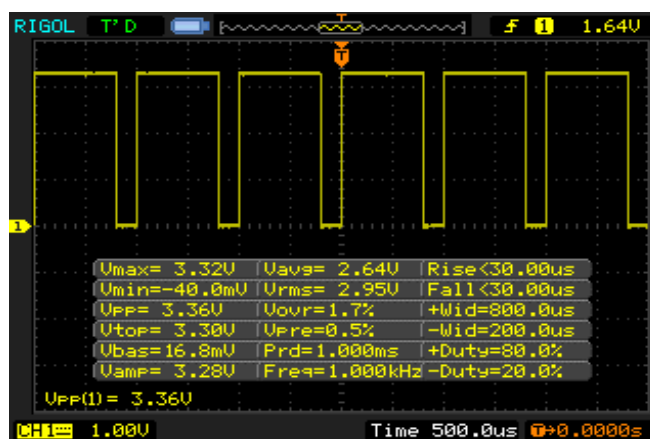
dari *ON* dan *OFF*. PWM berupa sinyal kotak yang bisa diatur nilai frekuensinya dan *duty cycle*-nya tergantung dari kebutuhan yang diperlukan. Pada *microcontroller Stm32f103*, PWM bisa diatur hingga frekuensi 72 MHz dan *duty cycle* mencapai maksimal 100%. Pengujian PWM yang dilakukan yaitu dengan memberi frekuensi sebesar 1000 Hz dan memberikan nilai dan memberikan nilai *dutycycle* dengan nilai sebesar 40%, 60%, dan 80%. Metode pengujian dapat dilihat pada Gambar 4.9. Hasil dari pengujian dapat dilihat pada Gambar 4.9 hingga Gambar 4.11. Kemudian pengujian PWM juga melihat hubungan PWM dengan kecepatan dari *encoder* motor, hasil pengujian dapat dilihat pada Tabel 4.14.

#### 4.4.2 Pengujian Parameter Pengendali PID

Pengendali PID dalam perancangannya untuk mendapatkan hasil yang diinginkan, dalam penentuan parameter didasarkan pada hasil pengujian *trial error*



Gambar 4. 12 Hasil Pengujian PWM *Duty Cycle* 60%



Gambar 4. 13 Hasil Pengujian PWM *Duty Cycle* 80%

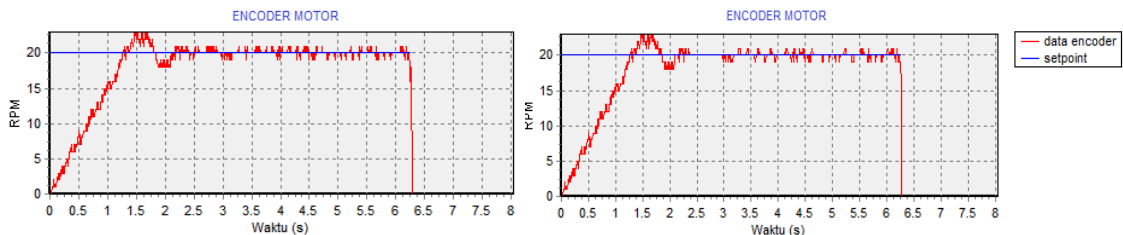
**Tabel 4.12** Hasil Pengujian Hubungan *Duty Cycle* PWM dengan Kecepatan Motor

<i>Duty cycle</i> (%)	Kecepatan Motor (Rpm)
10	6
20	14
30	20
40	32
50	38
60	46
70	51
80	61
90	67
100	75

pada *plan* motor kursi roda listrik. Maka setiap parameter dalam pengendalian PID perlu diketahui pengaruhnya terhadap sistem kursi roda elektik. Pengujian parameter pengendali PID dilakukan dengan menaikkan besar nilai parameter nilai  $K_p$ ,  $K_i$  dan  $K_d$ . Parameter pengendali PID juga diuji saat kursi roda diberikan beban dan tidak diberi beban. Hasil pengujian ditampilkan dalam grafik hasil pembacaan *encoder* motor kursi roda, dimana pada grafik garis merah merupakan data hasil pembacaan *encoder* dan untuk garis biru pada grafik merupakan *setpoint* kecepatan pengujian.

1. Menaikkan nilai  $K_p$

Pengujian pertama parameter pengendali PID dengan menaikkan nilai  $K_p$  sebanyak 2 kali. Besar nilai  $K_p$  yang digunakan sebesar 1,8 dan 2,4. Hasil pengujian untuk nilai  $K_p$  1,8 tanpa diberikan beban dapat dilihat pada Gambar 4.14, sedangkan untuk nilai  $K_p$  1,8 saat diberikan beban seperti pada Gambar 4.15. Pengujian kedua terhadap parameter nilai  $K_p$  yaitu dengan menaikkan nilai  $K_p$  dari 1,8 menjadi sebesar 2,4. Hasil pengujian tanpa beban dengan nilai  $K_p$  2,4



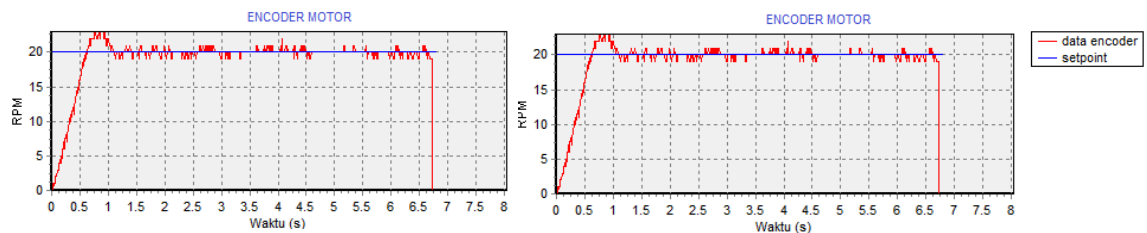
**Gambar 4. 15** Hasil Pengujian dengan Beban ketika Diberikan Pengedali PID dengan  $K_p = 1,8$



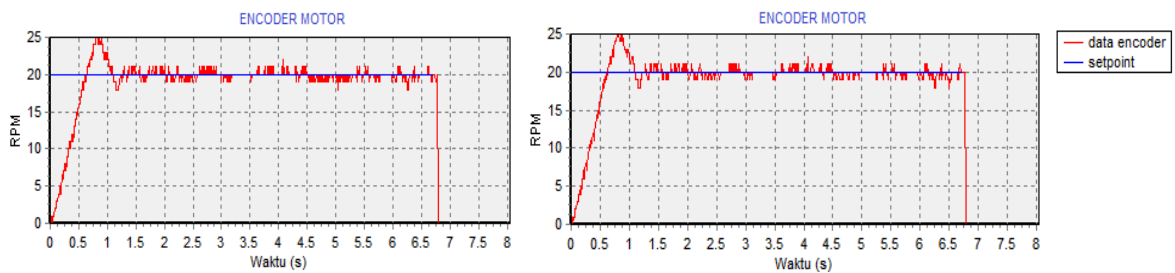
dapat dilihat pada Gambar 4.16, sedangkan untuk pengujian nilai  $K_P$  sebesar 2,4 dengan diberikan beban hasil pengujian dapat dilihat pada Gambar 4.17.

## 2. Menaikkan nilai $K_I$

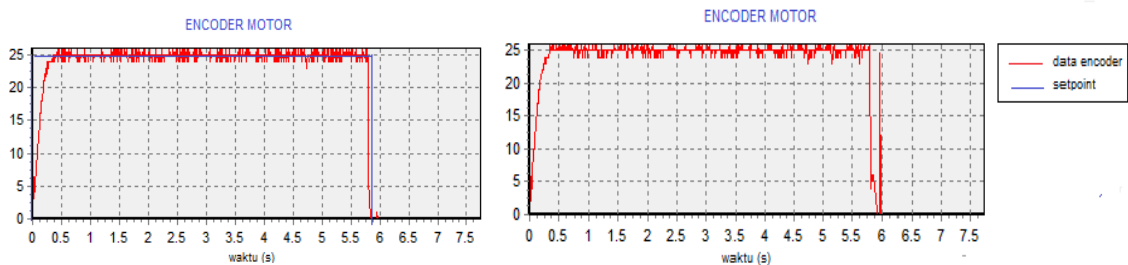
Pengujian parameter PID yaitu dengan menaikkan nilai  $K_I$  bervariasi, pengujian parameter juga dilakukan dengan diberikan beban pada kursi roda listrik dan pengujian tanpa beban. Nilai  $K_I$  mula mula yang diberikan yaitu sebesar 0,2. Hasil pengujian pengendali PID dengan nilai  $K_I = 0,2$  tanpa beban dapat dilihat pada Gambar 4.18, dan untuk pengujian dengan beban hasilnya dapat Gambar 4.19. Pengujian parameter PID dengan menaikkan  $K_I$ , selanjutnya diberikan nilai



**Gambar 4. 16** Hasil Pengujian tanpa Beban ketika Diberikan Pengedali PID dengan  $K_P = 2,4$



**Gambar 4. 17** Hasil Pengujian dengan Beban ketika Diberikan Pengedali PID dengan  $K_P = 2,4$

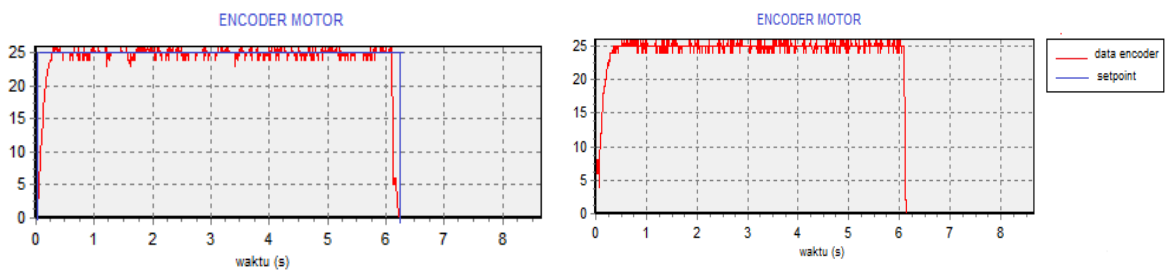


**Gambar 4. 18** Hasil Pengujian Motor tanpa Beban ketika Diberikan Pengedali PID dengan  $K_I = 0,2$

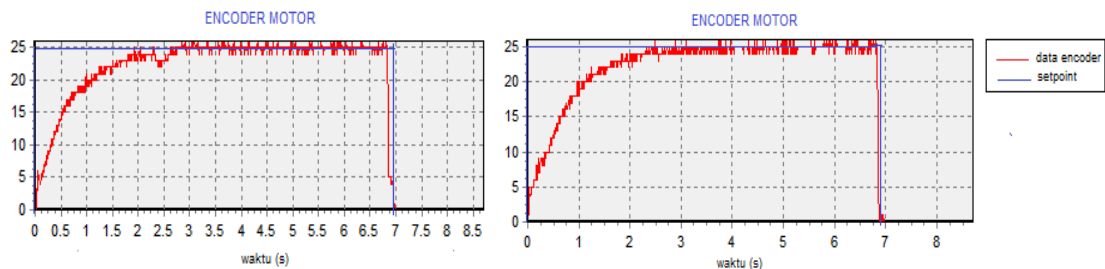
$K_I$  sebesar 0,3 dan sebesar 0,6. Untuk hasil pengujian  $K_I = 0,6$  tanpa beban dapat dilihat pada Gambar 4.18. Sedangkan, untuk pengujian  $K_I = 0,6$  dengan beban dapat dilihat pada Gambar 4.21 .

3. Menaikkan nilai  $K_D$

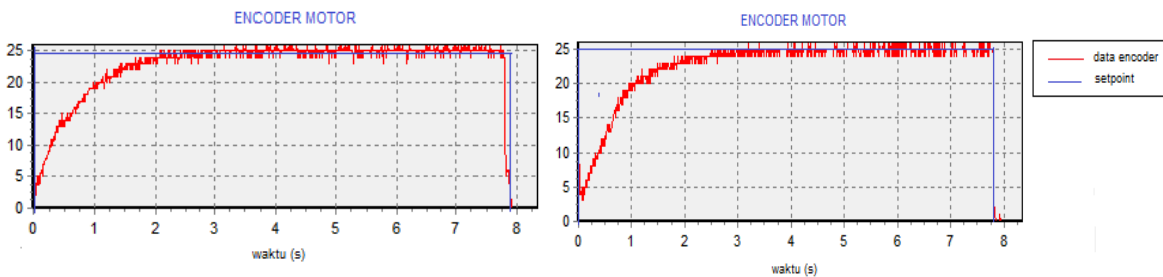
Pengujian parameter  $K_D$  dilakukan dengan menaikkan nilai  $K_D$  secara bervariasi. Pengujian dilakukan tanpa beban dan diberikan beban. Nilai  $K_D$  yang diberikan mula mula yaitu sebesar 0,25. Pengujian parameter  $K_D$  selanjutnya yaitu dengan menaikkan nilai  $K_D$  sebesar 0,5 dan 0,75. Hasil pengujian tanpa beban untuk nilai



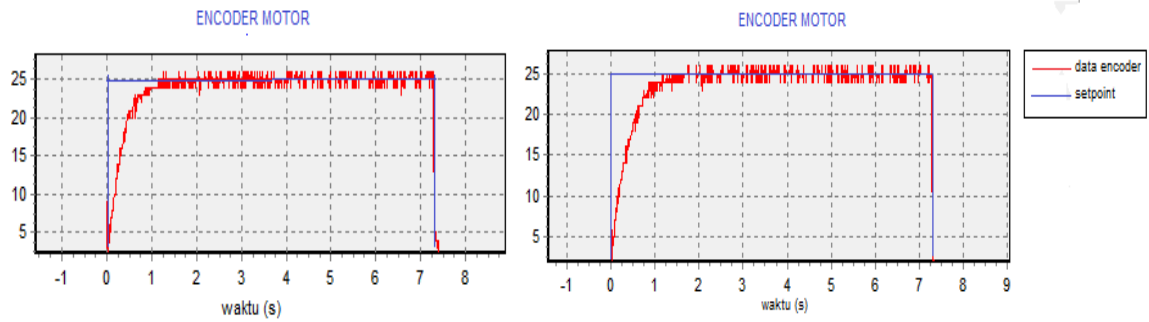
**Gambar 4. 19** Hasil Pengujian Motor dengan Beban ketika Diberikan Pengedali PID dengan  $K_I= 0,2$



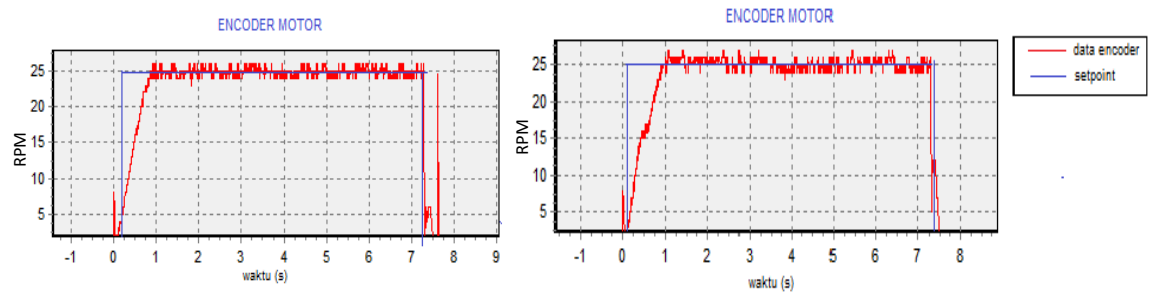
**Gambar 4. 20** Hasil Pengujian Motor dengan Beban ketika Diberikan Pengedali PID dengan  $K_I= 0,6$



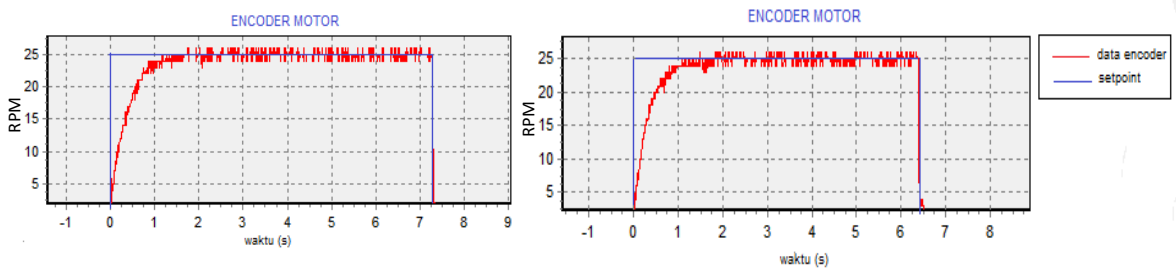
**Gambar 4. 21** Hasil Pengujian Motor tanpa Beban ketika Diberikan Pengedali PID dengan  $K_I= 0,6$



**Gambar 4. 22** Hasil Pengujian Motor tanpa Beban ketika Diberikan Pengedali PID dengan  $K_D = 0,5$

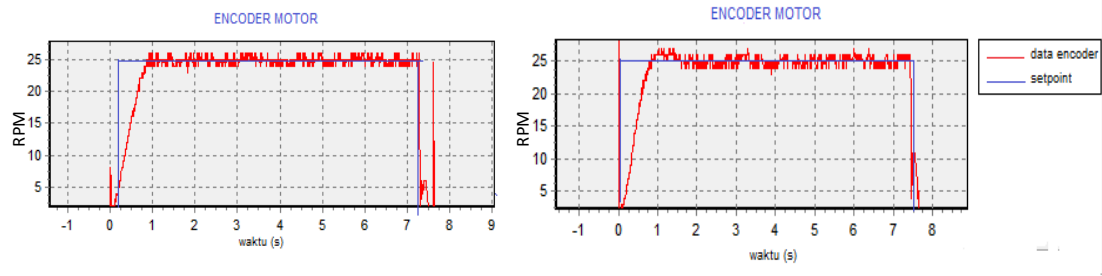


**Gambar 4. 23** Hasil Pengujian Motor dengan Beban ketika Diberikan Pengedali PID dengan  $K_D = 0,5$



**Gambar 4. 24** Hasil Pengujian Motor tanpa Beban ketika Diberikan Pengedali PID dengan  $K_D = 0,75$

$K_D = 0,5$  dapat dilihat pada Gambar 4.22. Sedangkan, untuk pengujian  $K_D = 0,5$  dengan diberikan beban dapat dilihat pada Gambar 4.23. Selanjutnya hasil pengujian untuk nilai  $K_D = 0,75$  tanpa diberikan beban dapat dilihat pada Gambar 4.24, sedangkan hasil pengujian untuk nilai  $K_D = 0,75$  dengan beban ditunjukkan pada Gambar 4.25.



**Gambar 4. 25** Hasil Pengujian Motor dengan Beban ketika Diberikan Pengedali PID dengan  $K_D = 0,75$

**Tabel 4. 14** Hasil Pengujian Parameter PID Motor Kanan Kursi Roda

Motor Kanan Kursi Roda								
No	Nilai KP	Nilai Ki	Nilai Kd	Overshoot (%)	Rise time (detik)	Settling time (detik)	Steady state error(%)	Keterangan
1	1,8	0,3	0,1	10	1,25	2,15	4	tanpa beban
2	1,8	0,3	0,1	15	1,15	1,6	4	dengan beban
3	2,4	0,2	0,1	15	0,6	1,1	4	tanpa beban
4	2,4	0,2	0,1	25	0,6	1,25	4	dengan beban
5	2,4	0,2	0,25	4	0,65	2,2	4	tanpa beban
6	2,4	0,2	0,25	4	0,35	3	4	dengan beban
7	2,4	0,3	0,25	8	0,8	1,4	4	tanpa beban
8	2,4	0,3	0,25	12	0,65	1,3	4	dengan beban
9	2,4	0,6	0,25	4	2	0,5	4	tanpa beban
10	2,4	0,6	0,25	20	2,6	0,9	4	dengan beban
13	2,4	0,2	0,5	4	1,4	1,3	4	tanpa beban
14	2,4	0,2	0,5	8	1	1,3	4	dengan beban
15	2,4	0,2	0,75	4	0,8	1,4	4	tanpa beban
16	2,4	0,2	0,75	16	0,8	1,6	4	dengan beban

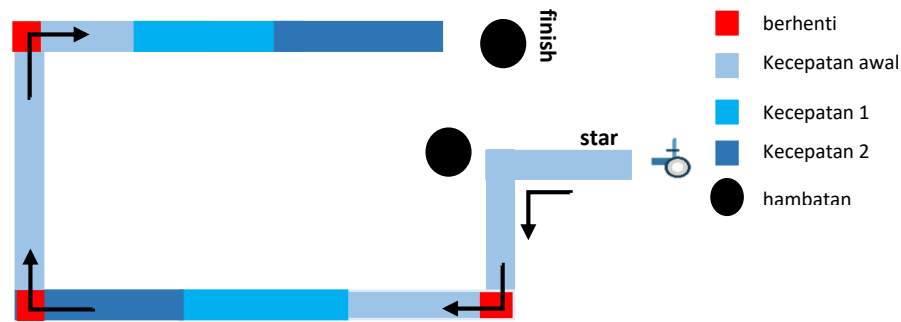
**Tabel 4. 15** Hasil Pengujian Parameter PID Motor Kiri Kursi Roda

Motor Kiri Kursi Roda								
No	Nilai KP	Nilai KI	Nilai KD	Overshoot (%)	Rise time (detik)	Settling time (detik)	Steady state error(%)	Keterangan
1	1,8	0,3	0,1	10	1,25	2,15	4	tanpa beban
2	1,8	0,3	0,1	15	1,15	1,6	4	dengan beban
3	2,4	0,2	0,1	15	0,6	1,1	4	tanpa beban
4	2,4	0,2	0,1	25	0,6	1,25	4	dengan beban
5	2,4	0,2	0,25	4	0,35	2,8	4	tanpa beban
6	2,4	0,2	0,25	4	0,5	2,7	4	dengan beban
7	2,4	0,3	0,25	8	0,6	1,4	4	tanpa beban
8	2,4	0,3	0,25	12	1	1,3	4	dengan beban
9	2,4	0,6	0,25	4	2,4	0,5	4	tanpa beban
10	2,4	0,6	0,25	20	2,6	0,9	4	dengan beban
13	2,4	0,2	0,5	4	1,2	1,4	4	tanpa beban
14	2,4	0,2	0,5	8	0,9	1,4	4	dengan beban
15	2,4	0,2	0,75	4	0,8	1,4	4	tanpa beban
16	2,4	0,2	0,75	16	0,8	1,6	4	dengan beban

Hasil pengujian parameter PID dengan menaikkan nilai  $K_p$ ,  $K_I$  dan  $K_D$  memiliki respon yang bervariasi terhadap kursi roda listrik. Dari hasil pengujian setiap parameter PID ini akan ditentukan besar parameter yang dianggap memiliki respon terbaik dengan mengkombinasikan dengan parameter lain yang ada. Maka dibuatlah Tabel 4.14 dan Tabel 4.15 untuk mempermudah melihat dan menganalisa hasil percobaan yang telah dilakukan.

#### 4.5 Pengujian Keseluruhan Sistem

Pengujian keseluruhan sistem yaitu dengan menggabungkan sistem instrumentasi *myoelectric*, sistem deteksi hambatan, dan sistem pengendali PID pada



**Gambar 4.26** Skenario Pengujian Keseluruhan



**Gambar 4.27** Lintasan Pengujian Jalan Miring

kursi roda listrik. Skenario untuk pengujian untuk lintasan datar di tunjukkan seperti Gambar 4.26, dimana pertama kursi roda di gerakkan maju dengan kecepatan 1 atau kecepatan mula mula kemudian berhenti, selanjutnya belok kiri dan berhenti, kemudian kursi roda kembali bergerak maju dengan kecepatan mula mula dan berhenti, setelah berhenti kursi roda bergerak belok kiri dan berhenti, setelah berhenti kursi roda bergerak dengan kecepatan awal untuk beberapa saat, kemudian dilanjutkan dengan menaikkan kecepatan secara bertahap hingga kecepatan 2 dan berhenti, setelah berhenti kursi roda kembali berbelok ke kanan dan berhenti, setelah berhenti dilanjutkan dengan gerakan maju dengan kecepatan awal dan berhenti untuk berbelok ke kanan, setelah berbelok kursi roda bergerak dengan kecepatan awal dan berhenti, selanjutnya bergerak lagi dengan kecepatan, selanjutnya kursi roda bergerak dengan kecepatan 2. Saat kursi roda bergerak dengan kecepatan 2, kemudian diberikan halangan untuk pengujian sistem deteksi hambatannya. Hasil pengujian dari keseluruhan sistem dengan skenario pengujian datar yang ada untuk sistem perintah instrumentasi *myoelectric* ditampilkan pada Tabel 4.17 dan Tabel 4.18. Kemudian untuk hasil deteksi hambatan saat pengujian keseluruhan sistem berhasil mendeteksi hambatan yang ada, saat sesor jarak diletakkan pada bagian *caster stem* kursi roda.

Pengujian keseluruhan yang dilakukan pada lintasan miring seperti pada Gambar 4.26. Lintasan miring memiliki kemiringan sebesar 5° dan 10°. Pengujian dilakukan dengan melintasi lintasan tersebut, dimana pengujian akan menaiki lintasan dengan kemiringan 5°, kemudian dilanjutkan dengan menuruni lintasan dengan kemiringan 10°. Ketika pengujian, subjek memiliki kecepatan yang diinginkan sesuai dengan kebutuhan subjek. Hasil pengujian perintah kontrol dengan sinyal *myoelectric* pada lintasan miring dapat dilihat pada Tabel 4.19 dan Tabel 4.20.

**Tabel 4. 18** Hasil Sistem *Myoelectric* dengan Skenario Pengujian Keseluruhan Lintasan Miring untuk Subjek 1 dan Subjek 2

No	Skenario Gerak	Subjek 1	Subjek 2
		Gerak Kursi Roda	Gerak Kursi Roda
1	Maju Kecepatan Awal	Maju Kecepatan Awal	Maju Kecepatan Awal
2	Berhenti	Berhenti	Berhenti
3	Belok Kanan	Belok Kanan	Belok Kanan
4	Maju Kecepatan Awal	Maju Kecepatan Awal	Maju Kecepatan Awal
5	Berhenti	Berhenti	Belok Kiri
6	Belok Kiri	Belok Kiri	Belok Kiri
7	Maju Kecepatan Awal	Maju Kecepatan Awal	Maju Kecepatan Awal
8	Maju Kecepatan 1	Maju Kecepatan 1	Maju Kecepatan 1
9	Maju Kecepatan 2	Maju Kecepatan 2	Maju Kecepatan 2
10	Berhenti	Berhenti	Berhenti
11	Belok Kiri	Belok Kiri	Belok Kiri
12	Maju Kecepatan Awal Maju	Maju Kecepatan Awal	Maju Kecepatan Awal
13	Berhenti	Berhenti	Berhenti
14	Belok Kiri	Belok Kiri	Belok Kiri
15	Maju Kecepatan Awal	Maju Kecepatan Awal	Maju Kecepatan Awal
16	Maju Kecepatan 1	Maju Kecepatan 1	Maju Kecepatan 2
17	Maju Kecepatan 2	Maju Kecepatan 2	Maju Kecepatan 2
18	Berhenti	Berhenti	Berhenti
<b>Tingkat Keberhasilan</b>		100%	89%

**Tabel 4. 18** Hasil Sistem *Myoelectric* dengan Skenario Pengujian Keseluruhan Lintasan Miring untuk Subjek 3 dan Subjek 4

No	Skenario Gerak	Subjek 3	Subjek 4
		Gerak Kursi Roda	Gerak Kursi Roda
1	Maju Kecepatan Awal	Maju Kecepatan Awal	Maju Kecepatan Awal
2	Berhenti	Berhenti	Berhenti
3	Belok Kanan	Belok Kanan	Belok Kanan
4	Maju Kecepatan Awal	Maju Kecepatan Awal	Maju Kecepatan Awal
5	Berhenti	Berhenti	Berhenti
6	Belok Kiri	Belok Kiri	Belok Kiri
7	Maju Kecepatan Awal	Maju Kecepatan Awal	Maju Kecepatan Awal
8	Maju Kecepatan 1	Maju Kecepatan 1	Maju Kecepatan 1
9	Maju Kecepatan 2	Maju Kecepatan 2	Maju Kecepatan 2
10	Berhenti	Berhenti	Berhenti
11	Belok Kiri	Belok Kiri	Belok Kiri
12	Maju Kecepatan Awal Maju	Maju Kecepatan Awal	Maju Kecepatan 1
13	Berhenti	Berhenti	Berhenti
14	Belok Kiri	Belok Kiri	Belok Kiri
15	Maju Kecepatan Awal	Maju Kecepatan Awal	Maju Kecepatan Awal
16	Maju Kecepatan 1	Maju Kecepatan 1	Maju Kecepatan 1
17	Maju Kecepatan 2	Maju Kecepatan 2	Maju Kecepatan 2
18	Berhenti	Berhenti	Berhenti
<b>Tingkat Keberhasilan</b>		100%	94%



**Tabel 4. 19** Hasil Sistem *Myoelectric* dengan Skenario Pengujian Keseluruhan Lintasan Miring Untuk Subjek 1 dan Subjek 2

Subjek 1		Subjek 2	
Perintah Gerak dengan <i>Myoelectric</i>	Gerak Kursi Roda	Perintah Gerak dengan <i>Myoelectric</i>	Gerak Kursi Roda
Maju Kecepatan Awal	Maju Kecepatan Awal	Maju Kecepatan Awal	Maju Kecepatan Awal
Maju Kecepatan Tingkat 1	Maju Kecepatan Tingkat 1	Maju Kecepatan Tingkat 1	Maju Kecepatan Tingkat 1
Berhenti	Berhenti	Maju Kecepatan 2	Maju Kecepatan 2
		Berhenti	Berhenti

**Tabel 4. 20** Hasil Sistem *Myoelectric* dengan Skenario Pengujian Keseluruhan Lintasan Miring Untuk Subjek 3 dan Subjek 4

Subjek 3		Subjek 4	
Perintah Gerak dengan <i>Myoelectric</i>	Gerak Kursi Roda	Perintah Gerak dengan <i>Myoelectric</i>	Gerak Kursi Roda
Maju Kecepatan Awal	Maju Kecepatan Awal	Maju Kecepatan Awal	Maju Kecepatan Awal
Maju Kecepatan Tingkat 1	Maju Kecepatan Tingkat 1	Maju Kecepatan Tingkat 1	Maju Kecepatan Tingkat 1
Maju Kecepatan 2	Maju Kecepatan 2	Berhenti	Berhenti
Berhenti	Berhenti		

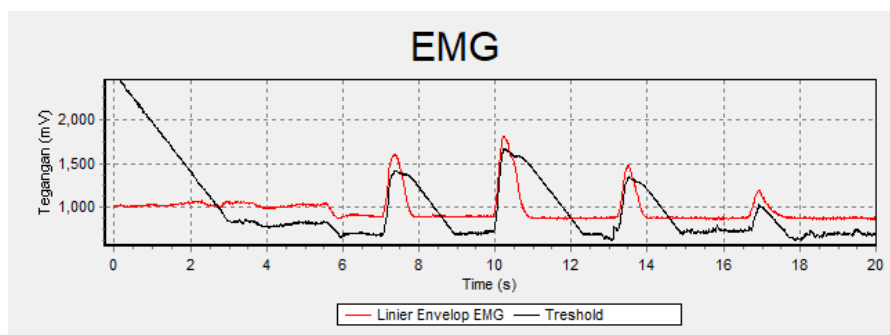
## BAB 5

### HASIL DAN PEMBAHASAN

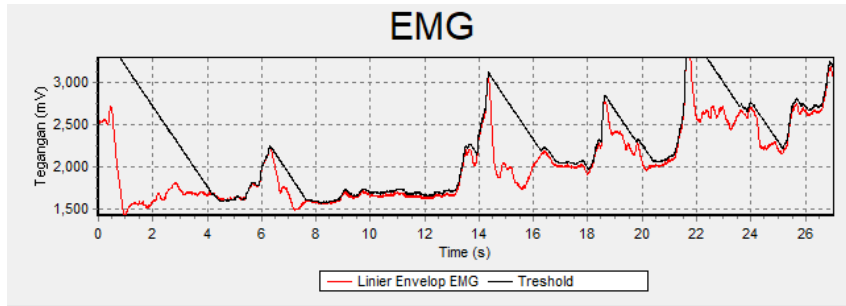
#### 5.1 Hasil dan Pembahasan Sistem Instrumentasi *Myoelectric*

Pengujian sistem *myoelectric* bertujuan untuk mengetahui respon perintah kontrol terhadap perubahan tegangan pada otot *carpi radialis*. Pengujian dilakukan dengan cara menggerakkan tangan kanan atau tangan kiri secara bergantian, keluaran sistem *myoelectric* harus melebihi batas *threshold* sehingga dapat diartikan sebagai perintah kontrol untuk kursi roda listrik.

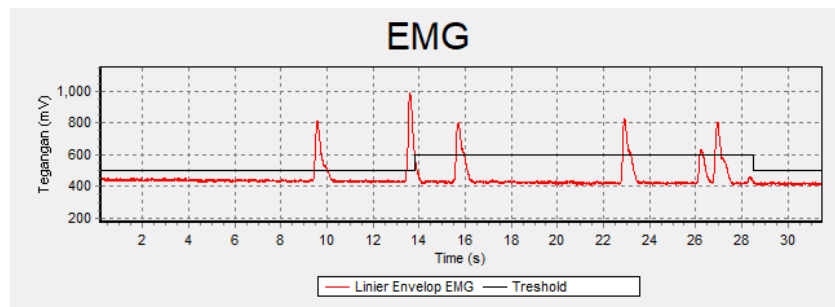
Pada pengujian proses *thresholding* pada sistem *myoelectric* ketika menggunakan rangkaian *analog* tingkat keberhasilan semuanya yaitu sebesar 64%. Hal ini disebabkan karena tegangan maksimal *peak detector* dengan tegangan nilai tegangan *linear envelop* mempunyai nilai hampir sama. Sehingga proses perbandingan tegangan antara tegangan referensi *peak detector* dengan tegangan masukan *linear envelop* terjadi ketika tegangan kapasitor *peak detector* mulai mengalami sedikit penurunan. Rangkaian komparator akan bekerja ketika nilai tegangan *peak detector* mengalami penurunan. Hal lain yang mempengaruhi proses *thresholding* dengan rangkaian *analog* yaitu besar kapasitor yang digunakan, karena kapasitor yang ada pada rangkaian *peak detector* digunakan untuk mempertahankan tegangan keluaran *peak detector* sampai masukan kembali melebihi nilai yang disimpan dalam kapasitor. Dari pengamatan saat pengujian dilakukan diketahui bahwa ketika menyalakan rangkaian sistem *myoelectric* akan ada lonjakan tegangan, yang akan mempengaruhi proses *thresholding*. Data hasil pembacaan sinyal *myoelectric* juga direkam dalam bentuk *file*, pada Gambar 5.1 dan Gambar 5.2 merupakan data hasil pengujian proses *thresholding* pada sistem *myoelectric* ketika menggunakan rangkaian *analog*.



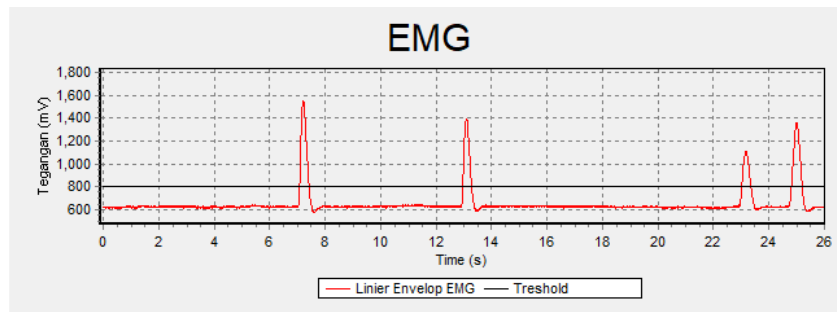
**Gambar 5.1** Data Hasil Pengujian Subjek 1 Proses *Thresholding* dengan Rangkaian *Analog*



**Gambar 5.2** Data Hasil Pengujian Subjek 2 Proses *Thresholding* dengan Rangkaian *Analog*



**Gambar 5.3** Data Hasil Pengujian Subjek 1 Proses *Thresholding* dengan *Microcontroller*



**Gambar 5.4** Data Hasil Pengujian Subjek 2 Proses *Thresholding* dengan *Microcontroller*

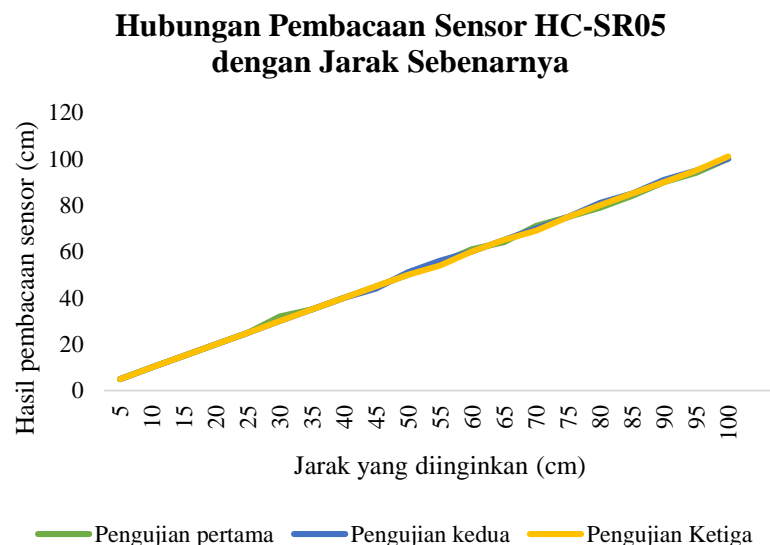
Hasil pengujian proses *threshold* dengan *microcontroller* memiliki persentase keberhasilan sebesar 92%. Proses *thresholding* menggunakan *microcontroller* akan menyesuaikan nilai masukan *linear envelop* secara otomatis. Ketika ada gerakan otot sedikit saja maka akan sangat sensitif untuk mendeteksi perintah kontrol kursi roda, hal ini dapat mengakibatkan kemungkinan salah penerjemahan perintah kontrol kursi roda. Saat dilakukan terhadap beberapa subjek diketahui bahwa *baseline* setiap subjek berbeda beda, hal ini juga mempengaruhi proses *thresholding* menggunakan

*microcontroller*. Data hasil pengujian proses *threshold* dengan *microcontroller* direkam dalam bentuk *file*. Pada Gambar 5.3 dan Gambar 5.3 merupakan contoh data sinyal *myoelectric* perekaman saat pengujian proses *thresholding* dengan *microcontroller*.

Dari hasil pengujian antara proses *thresholding* antara rangkaian *analog* dan *microcontroller*, diketahui bahwa proses *thresholding* dengan *microcontroller* memiliki ketepatan perintah gerak kursi roda yang tinggi. Proses *thresholding* dengan *adaptive threshold* dimana *threshold* akan secara adaptif dan otomatis menentukan batas *threshold* dari subjek merupakan penambahan sistem dari dari penelitian [4]. Penelitian [4] dalam proses *thresholding* hanya menggunakan metode deteksi tepi tanpa ada *adaptive threshold*, sehingga pada penelitian [4] ketika sistem digunakan terhadap subjek yang berbeda maka nilai *threshold* harus dilakukan kalibrasi ulang. Pada penelitian ini penambahan sistem *adaptive threshold* untuk memperbaiki penelitian [4], dimana pada penelitian ini ketika sistem instrumentasi *myoelectric* digunakan dengan subjek secara berbeda tidak perlu mengkalibrasi ulang nilai karena secara adaptif sistem akan menentukan nilai *threshold* berdasarkan hasil perekaman sinyal *myoelectric*. Dengan penambahan sistem *adaptive threshold* ini akan meningkatkan keefisienan dalam proses klasifikasi kontrol gerak kursi roda.

## 5.2 Hasil dan Pembahasan Sistem Deteksi Hambatan

Sistem deteksi hambatan sangat penting untuk memiliki deteksi hambatan dekat yang sensitif dan akurat. Hal ini dikarenakan bahwa sistem deteksi hambatan berperan untuk mencegah kondisi berbahaya akibat tabrakan ataupun kecelakaan. Sistem deteksi



**Gambar 5.5** Hubungan Pembacaan Sensor *HC-SR04* dengan Jarak Sebenarnya

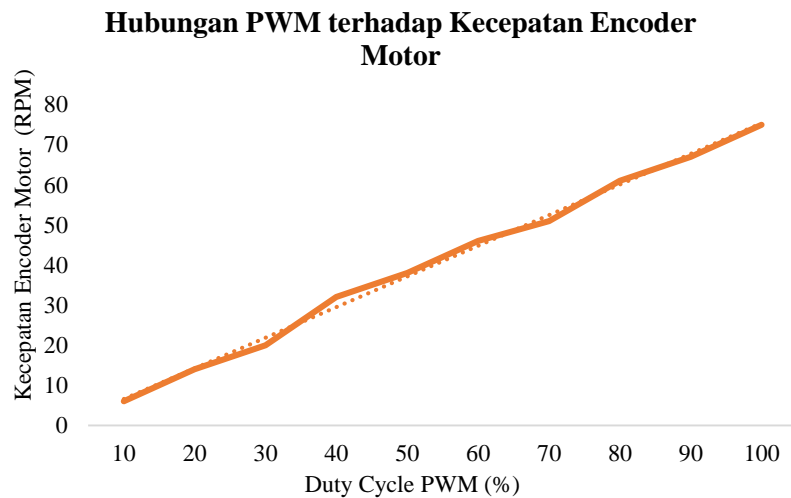
hambatan pada penelitian ini memanfaatkan sensor jarak *Hc-Sr04*, dari hasil pengujian sensor jarak *Hc-Sr04* sebanyak tiga kali yang telah dilakukan, dibuatlah grafik hubungan jarak yang diinginkan dengan jarak pembacaan dari sensor seperti pada Gambar 5.5. Jarak yang dihitung dari sensor ultrasonik dalam pengujian dalam rentang interval mulai dari 5 cm sampai 100 cm, dengan interval 5 cm. Dari grafik pada Gambar 5.5 dapat dilihat bahwa jarak yang dibaca oleh sensor ultrasonik hampir dekat dengan jarak yang diinginkan dan menunjukkan hubungan *linier* yang baik. Sehingga dapat disimpulkan bahwa sensor ultrasonik mempunyai kesensitivitasan dan keakurasian yang bagus, hasil yang didapatkan juga disebutkan pada penelitian [10], [20].

Hasil pengujian sistem deteksi hambatan yang ketika diujikan dengan objek, kursi roda listrik berhasil mendeteksi hambatan didepannya. Ketika jarak objek hambatan dengan kursi roda sejauh 70 cm, *buzzer* (penghasil suara) berhasil berbunyi untuk memberikan tanda bahaya terhadap pengguna kursi roda. Apabila pengguna kursi roda tidak berhasil menghentikan kursi roda secara sadar, maka ketika jarak objek hambatan dengan kursi roda sejauh 40 cm kursi roda akan berhenti secara otomatis. Hasil pengujian ketika jarak objek hambatan dengan kursi roda sejauh 40 cm, kursi roda berhasil otomatis berhenti. Hasil pengujian dari sistem deteksi hambatan dapat diketahui bahwa sistem dirancang efektif dalam mendeteksi hambatan yang ada disekitar lingkungan kursi roda. Dari studi yang didapat dalam penelitian yang telah dilakukan, bahwa sensor ultrasonik efektif digunakan untuk sistem deteksi hambatan dalam jarak dekat [18], hal ini sama seperti hasil yang didapat dalam penelitian ini.

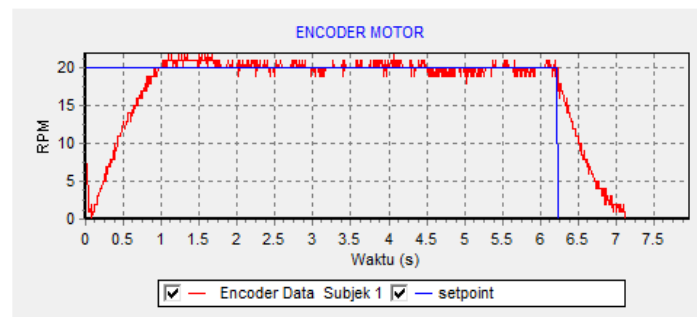
Peletakan sensor jarak pada sistem deteksi hambatan terdapat 2 pilihan peletakkan, hal ini dikarenakan kondisi lingkungan yang berbeda beda seperti hal disebut pada [10]. Pilihan peletakkan sensor pertama yaitu sensor diletakkan pada kedua kanan dan kiri *foot rest*. Dalam hal ini pada kondisi jalan datar, sensor memiliki jarak 19,5 cm dari permukaan landasan. Ketika pengujian dilintasan datar sensor berhasil untuk mendeteksi hambatan yang didepannya. Namun, ketika pengujian di lintasan miring dengan kemiringan  $5^\circ$  dan  $10^\circ$ , lintasan miring yang tidak ada hambatan dianggap sebuah hambatan. Peletakkan sensor diletakkan di kedua bagian *caster stem* kanan dan kiri, dimana ketika pada kondisi jalan datar sensor mempunyai jarak sebesar 43,5 cm dari permukaan landaaan datar. Dengan peletakkan sensor setinggi itu sensor dapat mendeteksi hambatan berupa objek dengan tinggi minimum 43,5 cm. Selanjutnya, ketika dilakukan pengujian dilintasan miring dengan kemiringan  $5^\circ$  dan  $10^\circ$ , sistem deteksi hambatan tidak mendeteksi lintasan miring sebagai hambatan sehingga kursi roda dapat berjalan lancar. Dari pengujian yang telah dilakukan diketahui bahwa lintasan dari kursi roda mempengaruhi keberhasilan dari sistem deteksi hambatan.

### 5.3 Hasil dan Pembahasan Sistem Pengendali PID

Pengendali PID menentukan keluaran sinyal PWM yang akan diberikan kepada *encoder* motor kursi roda listrik. Pada pengujian yang telah dilakukan, pengujian melihat hubungan PWM dengan kecepatan dari *encoder* motor, hasil pengujian ditampilkan pada Tabel 4.14 ,selanjutnya dari hasil tersebut dibuatlah grafik seperti pada Gambar 5.6. Dapat diamati pada Gambar 5.6 bahwa hubungan PWM dengan kecepatan dari *encoder* motor bersifat *linier*, semakin besar PWM *duty cycle* maka nilai kecepatan dari motor kursi roda akan semakin bertambah besar juga. Namun dari hasil pengujian diketahui bahwa skala nilai PWM dengan nilai kecepatan berbeda hal ini akan mempengaruhi proses perancangan pengendali PID. Oleh sebab itu dalam perancangan pengendali PID, *delay output* PID dibatasi nilai maksimal PWM yang digunakan.

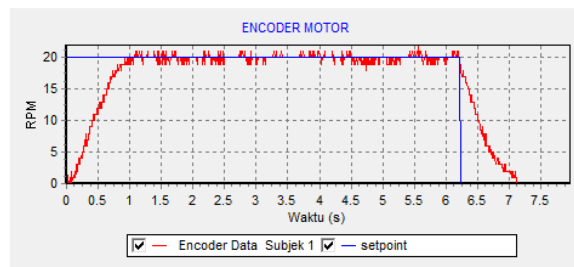


**Gambar 5.6** Hubungan Pembacaan *Duty Cycle* PWM dengan Jarak Sebenarnya

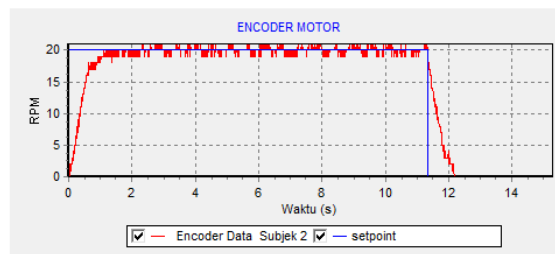


**Gambar 5.7** Pembacaan *Encoder* Kanan Hasil Pengujian Subjek 1 dengan *Setpoint* Kecepatan 20 Rpm

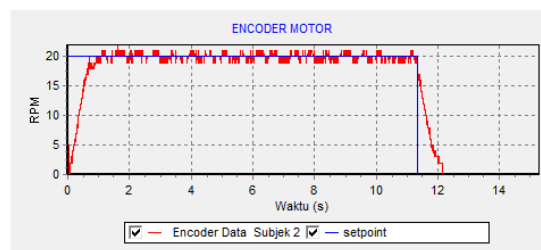
Pengujian sistem pengendali PID mula mula dilakukan dengan merubah besar nilai dari  $K_P$ ,  $K_I$  dan  $K_D$ . Hasil pengujian dengan mengubah parameter  $K_P$ ,  $K_I$  dan  $K_D$  ditampilkan pada Tabel 4.15 dan Tabel 4.16. Diketahui bahwa  $K_P$  atau parameter *proportional*, dalam sistem mempengaruhi besar nilai *overshoot* (suatu keadaan yang melebihi nilai batas atau lonjakan), semakin besar parameter *proportional* yang dimasukan ke dalam sistem, maka nilai *overshoot* akan semakin besar dan sistem menjadi tidak lebih stabil (jauh dari *setpoint*). Dan parameter *proportional* tidak dapat dipakai sendirian atau harus diimbangi dengan konstanta lain sebagai peredamannya. Kemudian, dari hasil pengujian yang dilakukan bahwa semakin besar parameter *proportional* maka *rise time* akan semakin berkurang. Hasil pengujian dengan merubah besar nilai  $K_I$  atau parameter *integral* yaitu ketika parameter *integral*



**Gambar 5.8** Pembacaan *Encoder* Kiri Hasil Pengujian Subjek 1 dengan *Setpoint* Kecepatan 20 Rpm

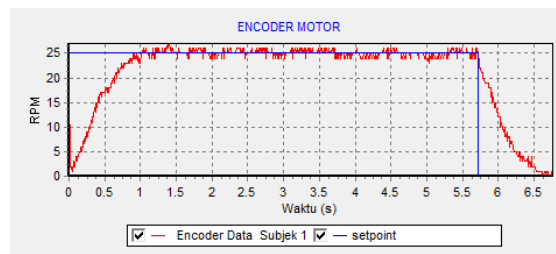


**Gambar 5.9** Pembacaan *Encoder* Kanan Hasil Pengujian Subjek 2 dengan *Setpoint* Kecepatan 20 Rpm

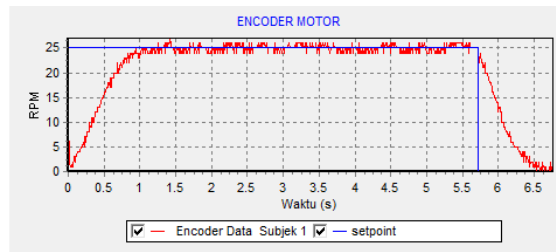


**Gambar 5.10** Pembacaan *Encoder* Kiri Hasil Pengujian Subjek 2 dengan *Setpoint* Kecepatan 20 Rpm

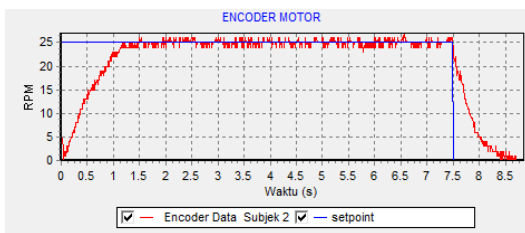
dinaikkan maka *rise time* dan *settling time* akan semakin berkurang. Kemudian saat pengujian dengan diberikan beban nilai *overshoot* semakin besar sebandingkan dengan nilai  $K_I$  yang dinaikkan. Hasil pengujian dengan merubah besar nilai  $K_D$  atau parameter *derivative* yaitu parameter *derivative* memberikan dampak redaman kepada sistem motor kursi roda. Kemudian saat besar nilai  $K_D$  dinaikkan, *rise time* dari sistem motor kursi roda tidak terlalu memiliki perubahan. Setelah mengetahui pengaruh tiap parameter dalam pengendali PID, kemudian dipilihlah respon sistem motor kursi roda yang paling terbaik. Didapatkan hasil terbaik dari respon yaitu ketika nilai sebesar  $K_P = 2,4$ ,  $K_I = 0,2$  dan  $K_D = 0,25$ . Selanjutnya, setelah didapat parameter dengan hasil terbaik dilakukan pengujian dengan tiga nilai *setpoint* kecepatan. *Setpoint* yang digunakan sebesar 20 *revolutions per minute* ( 18,22 meter per menit ), 25 *revolutions*



**Gambar 5.11** Pembacaan *Encoder Kanan* Hasil Pengujian Subjek 1 dengan *Setpoint* Kecepatan 25 Rpm



**Gambar 5.12** Pembacaan *Encoder Kiri* Hasil Pengujian Subjek 1 dengan *Setpoint* Kecepatan 25 Rpm

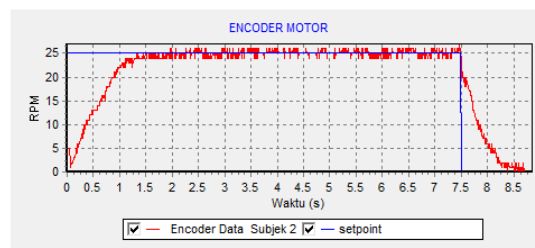


**Gambar 5.13** Pembacaan *Encoder Kanan* Hasil Pengujian Subjek 2 dengan *Setpoint* Kecepatan 25 Rpm

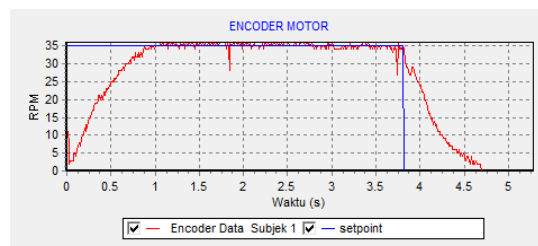


*per minute* (22,8 meter per menit), dan *35 revolutions per minute* (31,89 meter per menit).

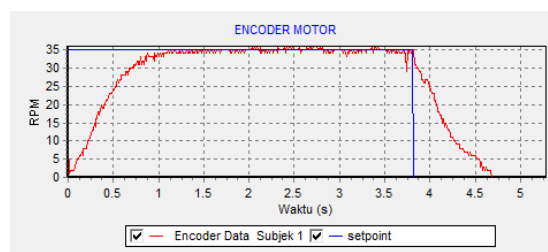
Pengujian untuk sistem pengendali PID dilakukan pada lintasan datar, pengujian dilakukan dengan memberikan *setpoint* kecepatan sebesar *20 revolutions per minute*, *25 revolutions per minute*, dan *35 revolutions per minute* yang dilakukan empat kali pengujian dengan subjek yang berbeda. Sebagian hasil pengujian dapat dilihat pada Gambar 5.7 hingga Gambar 5.18 dan untuk hasil pengujian yang lain ditampilkan pada Tabel 5.1. Dari hasil pengujian pengendali PID yang telah dilakukan bahwa masa beban yang diberikan juga mempengaruhi hasil dari respon motor kursi roda. Semakin besar beban yang diberikan maka akan ada kemungkinan *overshoot* terhadap respon



**Gambar 5.14** Pembacaan *Encoder* Kiri Hasil Pengujian Subjek 2 dengan *Setpoint* Kecepatan 25 Rpm



**Gambar 5.15** Pembacaan *Encoder* Kanan Hasil Pengujian Subjek 1 dengan *Setpoint* Kecepatan 35 Rpm

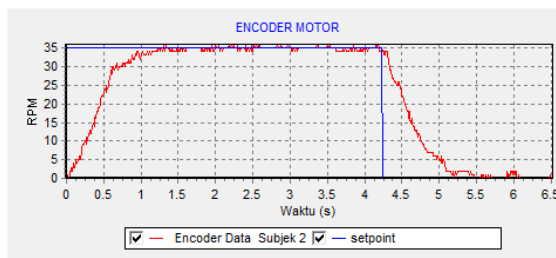


**Gambar 5.16** Pembacaan *Encoder* Kiri Hasil Pengujian Subjek1 dengan *Setpoint* Kecepatan 35 Rpm

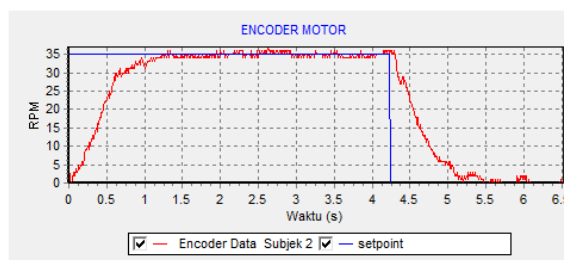
sistem, dan juga akan mempengaruhi durasi dari *rise time* dan *settling time* pada respon sistem.

Pengujian pengendali PID juga dilakukan dengan memberikan kecepatan awal sebesar 20 *revolutions per minute* kemudian *setpoint* kecepatan dinaikkan 25 *revolutions per minute* dan 35 *revolutions per minute*. Dari hasil pengujian saat pengujian dengan memberi kecepatan awal sebesar 20 *revolutions per minute* lalu dinaikkan menjadi 25 *revolutions per minute*, *rise time* yang dibutuhkan untuk mencapai *setpoint* 25 *revolutions per minute* sebesar 0,5 detik dan *settling time* yang dibutuhkan hingga kondisi stabil yaitu sebesar 0,7 detik. Sedangkan, saat pengujian dengan *setpoint* kecepatan awal sebesar 20 *revolutions per minute* kemudian *setpoint* kecepatan dinaikkan menjadi 35 *revolutions per minute* diketahui bahwa *rise time* yang dibutuhkan yaitu sebesar 0,7 detik dan *settling time* yang dibutuhkan untuk mencapai kondisi stabil sebesar 0,9 detik. Sehingga dari beberapa pengujian yang telah dilakukan, diketahui bahwa *rise time* dan *settling time* pada sistem motor kursi roda dipengaruhi oleh besar dari *setpoint* kecepatan.

Pengujian pengendali PID juga dilakukan pada lintasan miring dengan sudut kemiringan 5° dan 10°. Salah satu hasil pengujian dapat dilihat pada Gambar 5.19. Ketika pengujian kecepatan kursi roda diberi kecepatan sebesar 25 *revolutions per minute*, kursi berhasil menaiki lintasan miring dengan dengan nilai maksimal *overshoot*



**Gambar 5.17** Pembacaan *Encoder* Kanan Hasil Pengujian Subjek 2 dengan *Setpoint* Kecepatan 35 Rpm



**Gambar 5.18** Pembacaan *Encoder* Kiri Hasil Pengujian Subjek 2 dengan *Setpoint* Kecepatan 35 Rpm

**Tabel 5.1** Hasil Motor Kanan Pengujian PID pada Lintasan Datar

Subjek	Jenis Kelamin	Berat Badan (Kg)	Setpoint (RPM)	Overshoot (%)	Rise Time (detik)	Settling Time (detik)	Steady state error
1	L	75	20	8	1	1,5	4
2	L	43	20	4	0,7	1,1	4
3	P	41	20	4	0,6	1,3	4
4	P	52	20	4	0,9	1,4	4
1	L	75	25	8	1,1	1,4	4
2	L	43	25	4	0,7	1	4
3	P	41	25	4	0,7	1	4
4	P	52	25	4	0,8	1,2	4
1	L	75	35	8	1	1,3	4
2	L	43	35	4	0,6	0,8	4
3	P	41	35	4	0,8	1,1	4
4	P	52	35	4	0,9	1,3	4

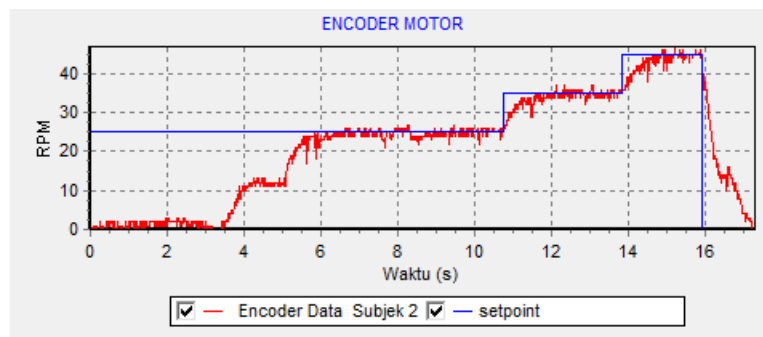
**Tabel 5.2** Hasil Motor Kiri Pengujian PID pada Lintasan Datar

Subjek	Jenis Kelamin	Berat Badan (Kg)	Setpoint (RPM)	Overshoot (%)	Rise Time (detik)	Settling Time (detik)	Steady state error (%)
1	L	75	20	8	1	1,3	4
2	L	43	20	4	0,7	1,1	4
3	P	41	20	4	0,6	1,3	4
4	P	52	20	4	0,9	1,4	4
1	L	75	25	8	1,1	1,6	4
2	L	43	25	4	0,7	1	4
3	P	41	25	4	0,7	1	4
4	P	52	25	4	0,8	1,2	4
1	L	75	35	8	1	1,3	4
2	L	43	35	4	0,6	0,8	4
3	P	41	35	4	0,7	1,3	4
4	P	52	35	4	0,9	1,3	4

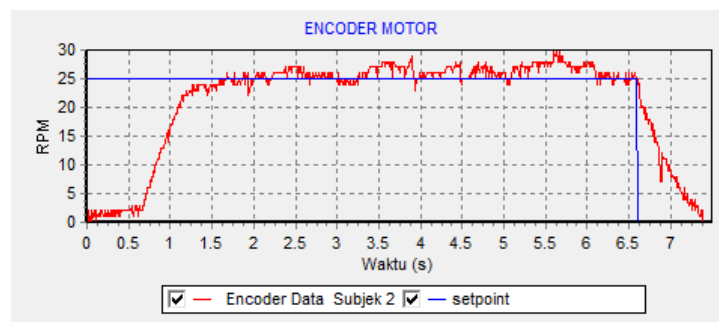
sebesar 16%. Pada kecepatan 25 *revolutions per minute*, pengendali PID cenderung tidak stabil dengan *setpoint* kecepatan yang sudah ditentukan. Sedangkan, ketika kursi roda diberi kecepatan 35 *revolutions per minute*, nilai maksimal *overshoot* sebesar 8,6% dan pengendali PID cenderung stabil mempertahankan nilai *setpoint* kecepatan yang ditentukan. Dalam pengujian pengendali PID pada lintasan miring, juga diberikan

kecepatan sebesar 45 *revolutions per minute*, dimana untuk nilai maksimal *overshoot* sebesar 11,1% dan hasil pengendali PID cenderung melebihi *setpoint* kecepatan yang ditentukan. Dalam pengujian PID dalam lintasan miring, diketahui bahwa ketika melintasi jalan turunan, pengendali PID berhasil mempertahankan *setpoint* kecepatan yang ditentukan, maka pengendali PID dapat mencegah resiko tergelincir saat menuruni lintasan miring. Hasil pengujian pengendali PID saat menuruni lintasan miring ditampilkan pada Gambar 5.20. Diketahui bahwa lintasan yang dilalui kursi roda mempengaruhi hasil pengendali PID, dengan lintasan miring atau tidak stabil mempengaruhi performansi dari pengendali PID.

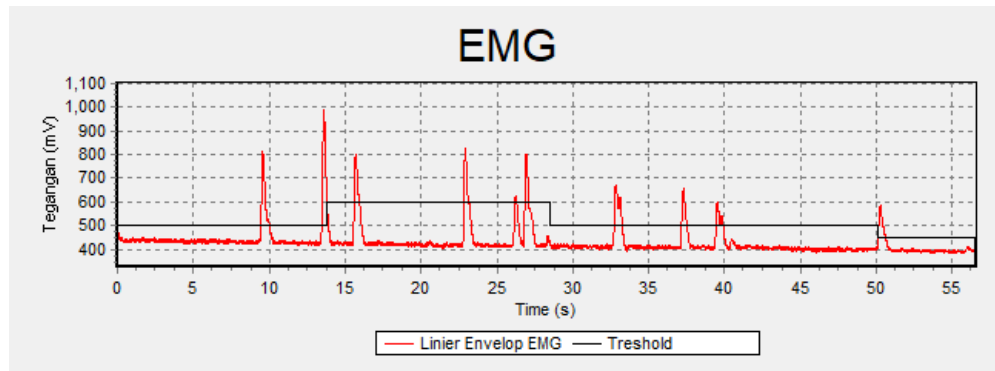
Pengendali PID pada penelitian ini dirancang untuk melengkapi kekurangan dari penelitian [4], kendala yang pada penelitian [4] terdapat pada kontroler motor DC pada kursi roda listrik. Hal ini terlihat ketika proses kursi roda bergerak maju, kedua motor bergerak tidak seimbang. Sehingga kursi roda tidak berjalan lurus kedepan. Dari hasil pengujian pengendali PID yang telah dilakukan dengan beberapa pengujian, untuk mengetahui apakah pengendali PID yang dirancang sudah menyelesaikan permasalahan pada penelitian[4]. Hal itu, dibuktikan dengan didapatkan nilai rata rata



**Gambar 5.19** Pembacaan *Encoder* Hasil Pengujian Pengendali PID saat Menaiki Lintasan Miring



**Gambar 5.20** Pembacaan *Encoder* Hasil Pengujian Pengendali PID saat Menuruni Lintasan Miring



**Gambar 5.21** Hasil Perekaman Sinyal *Myoelectric* Subjek 1

RMSE (*Root Mean Squared Error*) dari semua pengujian yang telah dilakukan yaitu untuk motor kursi roda bagian kiri sebesar 5,54 dan untuk motor kursi roda bagian kanan sebesar 5,78. Adanya *error* disebabkan karena untuk mencapai *setpoint* diperlukan waktu untuk mencapai *setpoint* yang ditentukan, dan karakteristik dari *encoder* yang tidak dapat cenderung konstant pada satu nilai dalam hal ini *encoder* cenderung naik turun  $\pm 1$  dari nilai yang ditetapkan. Untuk mengurangi nilai *error* dari pengendali PID yang telah dirancang, bisa digabungkan dengan metode lain seperti metode *Fuzzy*. Pengendali PID yang dirancang pada penelitian ini dapat menjaga keseimbangan dan kestabilan motor kursi roda listrik, pengendali PID cenderung berusaha menjaga nilai *setpoint* kecepatan dari motor kursi roda listrik.

#### 5.4 Hasil dan Pembahasan Pegujian Keseluruhan

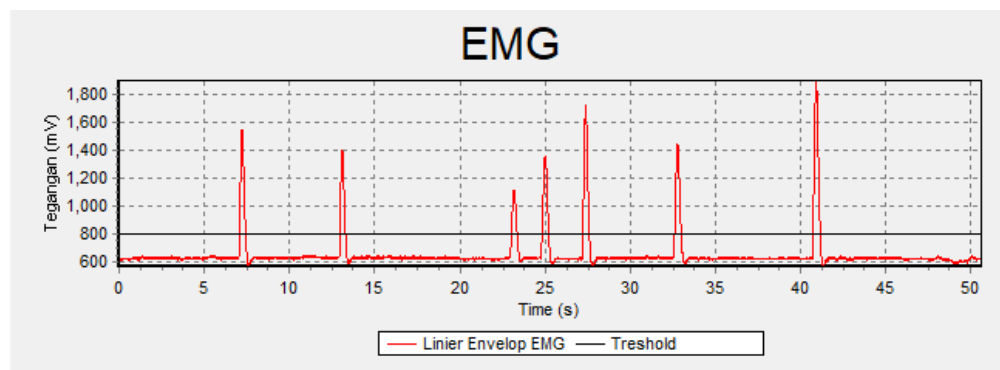
Pengujian keseluruhan merupakan pengujian gabungan dari sistem instrumentasi *myoelectric*, sistem deteksi hambatan, dan sistem pengendali PID. Sistem instrumentasi *myoelectric* dalam penelitian ini untuk penentuan *threshold* didesain *adaptive threshold*. Dimana sistem instrumentasi *myoelectric* akan secara otomatis menentukan *threshold* yang digunakan untuk proses klasifikasi perintah kontrol gerak kursi roda. Sehingga, ketika digunakan dengan pengguna atau subjek yang berbeda tidak diperlukan kalibrasi ulang. Pengujian keseluruhan yang dilakukan untuk sistem *myoelectric* menggunakan proses *threholding* dengan *microcontroller*.

##### 5.4.1 Hasil dan Pembahasan Pengujian Keseluruhan Lintasan Datar

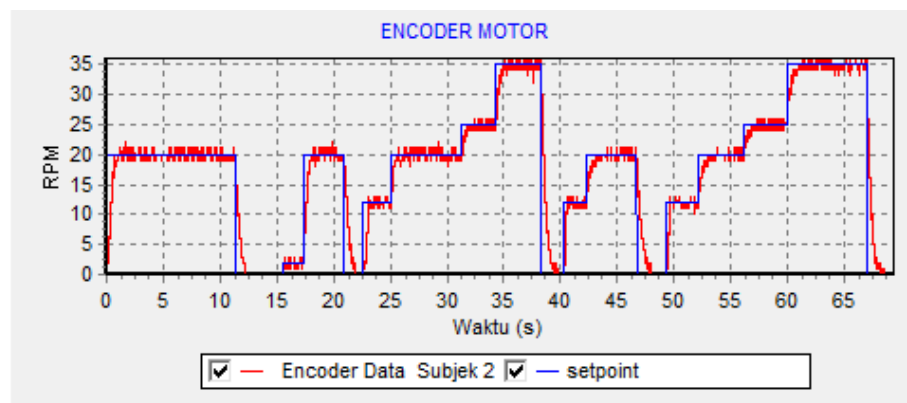
Ketika dilakukan pengujian keseluruhan pada lintasan datar terhadap empat subjek dengan skenario gerakan yang telah ditentukan, untuk subjek pertama memiliki tingkat keberhasilan sebesar 100%, subjek kedua memiliki tingkat keberhasilan sebesar 89%, subjek ketiga memiliki keberhasilan sebesar 100%, dan yang terakhir subjek

empat memiliki tingkat keberhasilan 94% dalam memberikan perintah kontrol kursi roda dengan sinyal *myoelectric*. Tingkat keberhasilan yang rendah disebabkan karena kebutuhannya adaptasi subjek terhadap perintah gerakan yang harus dilakukan untuk perintah kontrol kursi roda. Kemudian, peletakan dan kesensitifitas dari *surface electrode* yang digunakan juga mempengaruhi keberhasilan dari perintah kontrol kursi roda. Semakin lama *surface electrode* digunakan maka kesensitifitas *surface electrode* akan semakin berkurang, hal ini akan mempengaruhi hasil proses perekaman sinyal *myoelectric*. Dalam pengujian keseluruhan yang dilakukan, hasil perekaman sinyal *myoelectric* direkam dalam bentuk *file* Gambar 5.21 dan Gambar 5.22 merupakan contoh perekaman sinyal *myoelectric* ketika pengujian berlangsung.

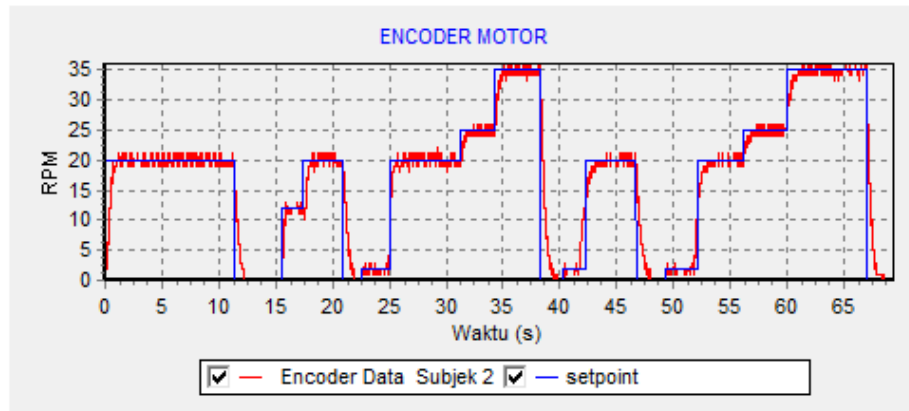
Hasil pembacaan *encoder* motor saat dilakukan pengujian secara menyeluruh dengan skenario pengujian lintasan datar yang sudah ditentukan, didapatkan hasil pembacaan motor seperti pada Gambar 5.23 hingga Gambar 5.26. Hasil pengujian oleh subjek 1, didapatkan nilai RMSE sebesar 3,67 untuk motor kanan, sedangkan untuk



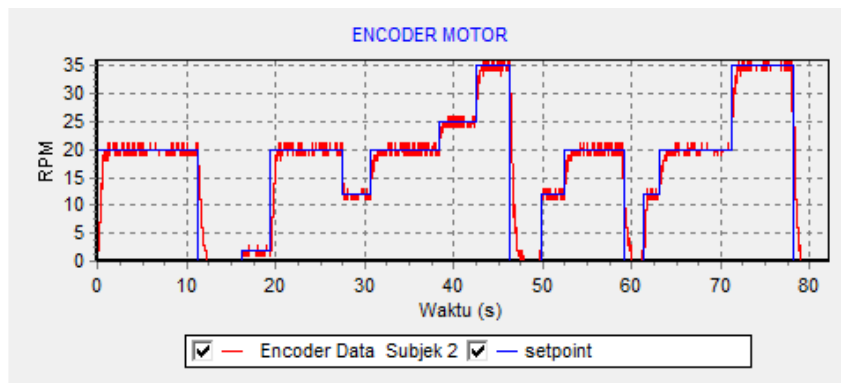
**Gambar 5.22** Hasil Perekaman Sinyal *Myoelectric* Subjek 3



**Gambar 5.23** Pembacaan *Encoder* Kanan Hasil Pengujian Keseluruhan Subjek 1

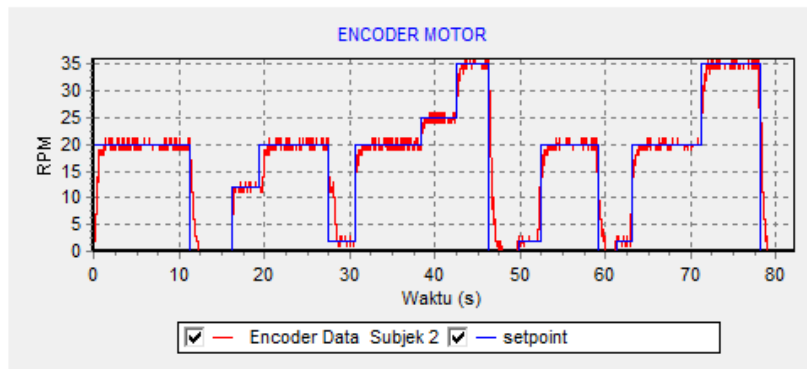


**Gambar 5.24** Pembacaan *Encoder* Kiri Hasil Pengujian Keseluruhan Subjek 1



**Gambar 5.25** Pembacaan *Encoder* Kanan Hasil Pengujian Keseluruhan Subjek 2

motor kiri sebesar 3,54. Selanjutnya, ketika dilakukan pengujian terhadap subjek 2 nilai RMSE dari motor kursi roda bagian kanan sebesar 3,35 dan untuk bagian kiri sebesar 3,39. Sementara, ketika dilakukan pengujian terhadap subjek 3 nilai RMSE untuk *encoder* motor kursi roda bagian kanan sebesar 2,91 dan untuk bagian kiri sebesar 2,86. Dan untuk subjek 4, nilai RMSE ketika pengujian sebesar 3,47 untuk *encoder* motor sebelah kanan dan untuk sebesar kiri nilai RSME sebesar 3,41. Adanya *error* ini disebabkan karena adanya *rise time* dan *settling time* yang pada sistem motor kursi roda dan karena *encoder* sendiri memiliki sifat cenderung tidak kontastan untuk pada satu nilai, tetapi dari besar nilai RMSE yang tidak terlalu besar sudah dapat membuktikan bahwa pengendali PID yang diusulkan dapat digunakan untuk menjaga keseimbangan kecepatan gerak kursi roda dan untuk mengatur kecepatan dari kursi roda. Hal ini dibuktikan ketika kecepatan kursi roda sudah mencapai *setpoint* yang ditentukan memiliki rata rata *steady state error* sebesar 4%. Dari hasil pengujian yang telah dilakukan, diketahui bahwa terdapat selisih nilai *error* antara motor kursi roda bagian kanan dan bagian kiri, tetapi besar nilai *error* hanya sedikit. Hal ini disebabkan karena



**Gambar 5.26** Pembacaan *Encoder* Kiri Hasil Pengujian Keseluruhan Subjek 2

pemberian PWM pada *microcontroller driver* motor dilakukan dengan 2 *channel* yang masing masing untuk motor kanan dan kiri, sehingga terdapat 2 pengendali PID pada kursi roda. Tetapi saat diamati secara kasat mata saat pengujian, kursi roda sudah dapat berjalan lurus.

Ketika pengujian keseluruhan dengan lintasan datar sensor pada sistem deteksi hambatan diletakan pada bagian *foot rest*. Hasil pengujian keseluruhan sistem terhadap sistem deteksi hambatan ketika pengujian dilakukan oleh semua subjek menunjukkan hasil 100%. Sistem deteksi hambatan berhasil mendeteksi benda yang terdapat didepan kursi roda, ketika kursi roda dengan benda asing yang ada didepan kursi roda memiliki jarak 50 cm maka *alarm* dari *buzzer* berbunyi , sedangkan ketika kursi roda dengan benda asing yang ada didepan kursi roda memiliki jarak 30 cm maka kursi roda berhenti. Sistem deteksi hambatan bermanfaat untuk menjaga keamanan dan keselamatan pengguna kursi roda, terutama bagi pengguna yang pertama kali mencoba kursi roda. Pengguna yang pertama kali mencoba kursi roda cenderung masih belum beradaptasi dengan perintah kontrol yang harus dilakukan, hal ini menyebabkan kemungkinan kesalahan dalam perintah kontrol kursi roda. Kesalahan perintah kontrol kursi roda dapat mengakibatkan tabrakan yang dapat membahayakan pasien terutama dengan lintasan atau lingkungan yang sempit.

Setelah dilakukan pengujian keseluruhan pada lintasan datar terhadap subjek, subjek diberikan beberapa pertanyaan mengenai bagaimana perasaan subjek saat pengujian dengan tingkat kecepatan kursi roda dan berapa kecepatan ideal untuk kecepatan mula mula kursi roda. Subjek 1 dan subjek 4 merasa dengan kecepatan awal 20 *revolutions per minute* tidak merasa takut saat pertama kali mencoba dan dengan kecepatan tersebut subjek 1 dan subjek 4 merasa pergerakan kursi roda lambat. Sedangkan, subjek 2 dan 3 ketika kursi roda bergerak dengan kecepatan awal 20 *revolutions per minute*, subjek merasa pergerakan kursi roda tidak merasa lambat dan

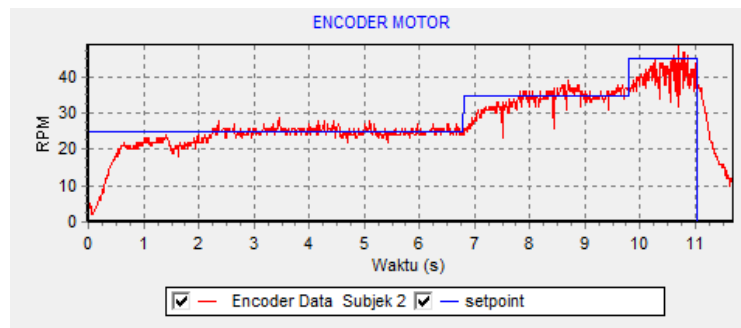


subjek sedikit merasa takut saat pengujian pertama kali ketika kursi roda bergerak dengan kecepatan tersebut. Saat ada perubahan tingkat kecepatan semua subjek merasa bawah perubahan kecepatan tidak langsung melonjak naik, hal ini membuat subjek merasa nyaman dan tidak terkejut saat terjadi kenaikan tingkat kecepatan. Kemudian ketika kecepatan kursi roda sebesar *35 revolutions per minute* semua subjek merasa pergerakan kursi roda cepat tetapi tidak membuat subjek merasa takut.

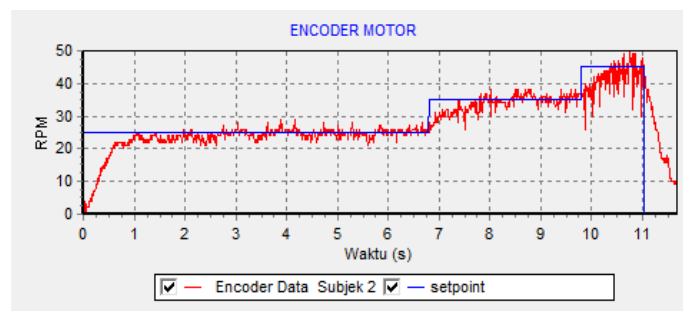
#### 5.4.2 Hasil dan Pembahasan Pengujian Keseluruhan Lintasan Miring

Pengujian keseluruhan sistem dilakukan pada lintasan miring dengan dengan kemiringan  $5^\circ$  dan  $10^\circ$ , dimana subjek akan menaiki lintasan dengan kemiringan  $5^\circ$  dengan kecepatan sesuai keinginan subjek. Selanjutnya, subjek akan menuruni lintasan dengan kemiringan  $10^\circ$ . Pengujian dilakukan dengan melibatkan 4 subjek. Hasil sistem *myoelectric* pada pengujian keseluruhan sistem tingkat keberhasilan mencapai 100%. Perintah kontrol gerak kursi roda dengan menggunakan gerakan tangan sudah tepat sesuai dengan keinginan subjek.

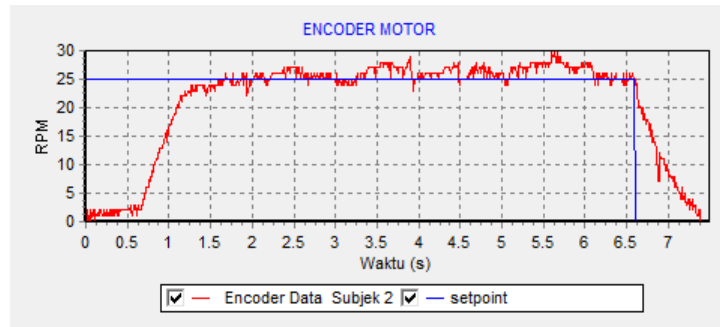
Pilihan kecepatan pada pengujian keseluruhan sistem terdiri dari 3 tingkat kecepatan yaitu yang pertama dengan kecepatan *25 revolutions per minute* ( 22,8 meter per menit), kecepatan kedua yaitu sebesar *35 revolutions per minute* ( 31,89 meter per



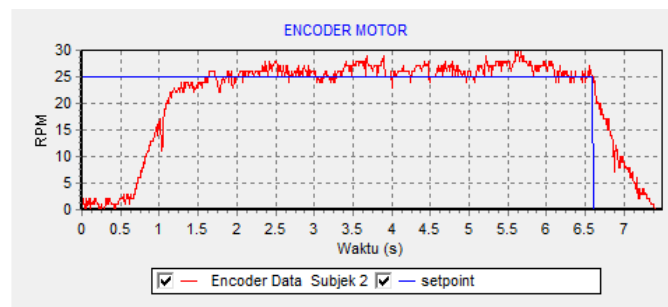
**Gambar 5.27** Pembacaan Hasil *Encoder* Motor Kiri saat Lintasan Menanjak



**Gambar 5.28** Pembacaan Hasil *Encoder* Motor Kanan saat Lintasan Menanjak



**Gambar 5.29** Pembacaan Hasil *Encoder* Motor Kanan saat Lintasan Menurun



**Gambar 5.30** Pembacaan Hasil *Encoder* Motor Kiri saat Lintasan Menurun

menit) , dan yang terakhir dengan kecepatan 45 *revolutions per minute* ( 40,98 meter per menit ). Salah satu hasil *encoder* motor ketika dilakukan pengujian seluruhan pada lintasan menanjak ditampilkan pada Gambar 5.27 dan Gambar 5.28. Dari pengamatan hasil pembacaan *encoder* pada Gambar 5.27 dan Gambar 5.28 pengendali PID akan berusaha untuk mencapai nilai dari *setpoint* kecepatan yang ditentukan dan pengendali PID berusaha untuk menjaga kecepatan agar konstan di *setpoint* kecepatan. Gambar 5.29 dan Gambar 5.30 merupakan hasil pembacaan *encoder* ketika menuruni lintasan miring. Dari hasil pengamatan diketahui pengendali PID berusaha untuk mempertahankan kecepatan agar kursi roda tidak tergelincir saat menuruni lintasan. Hasil pengujian ketika melewati tanjakan oleh subjek 1, didapatkan nilai RMSE sebesar 7,42 untuk motor kanan ,sedangkan untuk motor kiri sebesar 7,23. Selanjutnya, ketika dilakukan pengujian terhadap subjek 2 nilai RMSE dari motor kursi roda bagian kanan sebesar 8,97 dan untuk bagian kiri sebesar 8,13. Sementara, ketika dilakukan pengujian terhadap subjek 3 nilai RMSE untuk *encoder* motor kursi roda bagian kanan sebesar 7,23 dan untuk bagian kiri sebesar 6,17. Dan untuk subjek 4, nilai RMSE ketika pengujian sebesar 6,47 untuk *encoder* motor sebelah kanan dan untuk sebelah kiri nilai RSME sebesar 6,06.

Hasil pengujian saat menuruni lintasan miring nilai RMSE saat pengujian oleh subjek 1 yaitu RMSE sebesar 12,91 untuk motor kanan dan 11,47 untuk RMSE motor kiri . Selanjutnya, ketika dilakukan pengujian terhadap subjek 2 nilai RMSE dari motor kursi roda bagian kanan sebesar 8,93 dan untuk bagian kiri sebesar 8,83. Sementara, ketika dilakukan pengujian terhadap subjek 3 nilai RMSE untuk *encoder* motor kursi roda bagian kanan sebesar 7,73 dan untuk bagian kiri sebesar 7,67. Dan untuk subjek 4, nilai RMSE ketika pengujian sebesar 9,38 untuk *encoder* motor sebelah kanan dan untuk sebelah kiri nilai RMSE sebesar 9,19. Adanya nilai *error* saat pengujian diakibatkan butuh penyesuaian pengendali PID terhadap lintasan miring. Lintasan miring cenderung membuat motor kursi roda tidak konstan dalam mempertahankan kecepatannya. Dari hasil nilai *error* yang masih dibawah 12 persen sistem pengendali PID dianggap dapat bekerja pada lintasan miring. Maka hasil pengujian menyeluruh dari pengujian lintasan datar dan miring didapatkan nilai rata rata RMSE sebesar 7,523% untuk motor kanan dan untuk motor kiri RMSE sebesar 6,77%.

Sensor pada sistem deteksi hambatan saat pengujian keseluruhan pada lintasan miring dipasang pada bagian kanan dan kiri *caster stem* kursi roda. Hal ini disebabkan agar lintasan miring tidak dianggap sebagai hambatan untuk kursi roda. Ketika melewati lintasan miring, kursi roda berhasil berjalan lancar tanpa mendeteksi hambatan.

Subjek yang telah melakukan pengujian dilintasan miring diberikan beberapa pertanyaan mengenai performansi dari kursi roda. Ketika harus melewati lintasan menanjak dengan kecepatan 25 *revolutions per minute* ( 22,8 meter per menit) subjek 1 merasa kecepatan semakin berkurang sehingga subjek 1 menaikkan tingkat kecepatan. Sedangkan, untuk subjek 2, subjek 3, dan subjek 4 saat melewati lintasan menanjak dengan kecepatan 25 *revolutions per minute* subjek merasa kecepatan sudah cukup dan tidak merasa mengalami penurunan kecepatan. Namun, ada subjek yang juga menaikkan tingkat kecepatan karna merasa ingin tahu. Tiga subjek merasa tidak takut saat melewati lintasan menanjak dan satu subjek merasa takut terjungkal kebelakang. Saat melewati lintasan menurun, semua subjek merasa saat awal awal melintasi kecepatan mengalami kenaikan namun lama kelamaan kecepatan mulai konstan dan subjek merasa motor menahan kecepatan agar tidak tergelincir.

Metode *Subject Intention Variable* untuk mengatur pergerakan kursi roda telah dilakukan dalam penelitian [4], [19], [13], [20]. Pada penelitian [4] *subject intention variable* menggunakan sinyal *myoelectric* untuk navigasi kursi roda listrik memiliki keberhasilan 95,83%, sedangkan penelitian [19], [13], [20] menggunakan metode *subject intention variable* menggunakan sinyal *bioimpedance* memiliki tingkat keberhasilan masing masing sebesar 95%, 77%, dan 78%. Dari hasil pengujian keseluruhan metode pengaturan gerak kursi roda berbasis *subject intention variable*

*speed* berhasil diimplementasikan seperti pada penelitian [4], [19], [13], [20] dengan tingkat keberhasilan 97,5%. Subjek berhasil mengatur kecepatan kursi roda dapat disesuaikan dengan keinginan pengguna kursi roda dengan menggunakan sinyal *myoelectric*. Kebutuhan mengenai pengaturan kecepatan gerak kursi roda listrik untuk berdasarkan *subject intention variabel* merupakan hal yang penting. Pengguna kursi roda listrik berpotensi mengubah kecepatan saat kondisi tertentu. Misalnya, ketika kursi roda bergerak ke arah yang lurus dan ada jarak yang panjang antara kursi roda dan tujuan, lebih baik bagi pengguna untuk memilih kecepatan menengah atau tinggi. Sebaliknya, ketika kursi roda membelok tajam atau bergerak di sepanjang jalan sempit lebih baik memilih kecepatan yang rendah. Penggunaan kursi roda pada lingkungan *indoor* dan *outdoor* juga akan mempengaruhi kebutuhan kontrol kecepatan kursi roda.

## **BAB 6**

### **KESIMPULAN**

#### **6.1 Kesimpulan**

Proses *thresholding* dengan *adaptive threshold* untuk penentuan klasifikasi gerakan kursi roda, lebih efektif menggunakan *microcontroller*. Hal ini dibuktikan dengan hasil pengujian ketika proses *thresholding* menggunakan *microcontroller* memiliki keberhasilan sebesar 92%, sedangkan untuk hasil pengujian proses *thresholding* menggunakan rangkaian *analog* memiliki keberhasilan sebesar 64%. Keberhasilan proses *thresholding* juga dipengaruhi oleh penempatan dan kesentivitasan dari *surface electrode* yang digunakan, serta kemampuan subjek melakukan perintah gerakan yang harus dilakukan. Proses *thresholding* dengan *adaptive threshold* efisien untuk penentuan klasifikasi gerakan kursi roda, lebih efektif menggunakan *microcontroller*.

Sistem deteksi hambatan kursi roda menggunakan sensor jarak *HC-SR04* dapat mendeteksi hambatan di depan kursi roda secara efektif. Kemudian, sensor jarak *HC-SR04* memiliki keakurasian yang baik dengan ditunjukkan hubungan pembacaan sensor yang linear dengan jarak yang sebenarnya. Sistem deteksi hambatan bermanfaat untuk menjaga keamanan dan keselamatan pengguna kursi roda terutama dalam jarak dekat. Peningkatan sistem dapat dilakukan dengan penambahan alat deteksi selain sensor jarak dapat meningkatkan performansi sistem deteksi hambatan.

Sistem pengendali PID merupakan metode yang tepat untuk menjaga keseimbangan gerak kursi roda dan untuk mengatur kecepatan dari kursi roda. Dari hasil pengujian menyeluruh didapatkan nilai rata-rata RMSE sebesar 7,52% untuk motor kanan dan untuk motor kiri RMSE sebesar 6,77%. Dalam performansi pengendali PID pada kursi roda dipengaruhi oleh besar parameter yang digunakan beban yang terdapat pada kursi roda, dan lintasan yang dilalui. Untuk mengurangi nilai *error* dari pengendali PID, metode dapat digabungkan dengan metode lain, seperti metode *fuzzy*.

Metode *Subject Intention Variable Speed* menggunakan sinyal *myoelectric* untuk mengatur kecepatan pergerakan kursi roda listrik memiliki keberhasilan 97,5%, sehingga sistem yang dirancang sudah tepat. Subjek berhasil mengatur kecepatan kursi roda yang dapat disesuaikan dengan keinginan pengguna kursi roda dengan menggunakan sinyal *myoelectric*. Kebutuhan mengenai pengaturan kecepatan gerak kursi roda listrik berdasarkan *Subject Intention Variabel* merupakan hal yang penting untuk memudahkan pengguna kursi roda listrik/penyandang disabilitas dalam menggunakan kursi roda dalam lingkungan yang berbeda. Untuk memvalidasi metode

*Subject Intention Variable Speed* dengan sinyal *myoelectric* untuk untuk penyandang disabilitas, maka perlu dilakukan pengujian terhadap penyandang disabilitas.

## **6.2 Rencana Pengembangan**

Rencana pengembangan yang dapat diberikan pada penelitian ini yaitu untuk validasi keseluruhan sistem pengujian dapat dilakukan terhadap subjek dengan penyandang disabilitas. Selanjutnya, untuk pengembangan penelitian yaitu untuk sistem instrumentasi *myoelectric* dapat diperkecil lagi. Sistem deteksi hambatan untuk kursi roda dapat dikembangkan menjadi lebih kompleks dengan penambahan alat deteksi dan metode yang digunakan. Penambahan sistem lokalisasi dan posisi keberadaan kursi roda listrik juga dapat dikembangkan untuk pengembangan penelitian penambahan sistem tersebut dapat memanfaatkan *Global Positioning System* (GPS) dan *Internet of Thing* (IoT).

## DAFTAR PUSTAKA

- [1] Allan H. Ropper, Martin A. Samuels dan Joshua Klein, *Adam & Victor's Principles of Neurology*, 10th ed, New York: McGraw-Hill Medical Pub. Division, 2000.
- [2] D. Sumit, S.S. Mantha, dan V.M. Phalle, "Advances in Smart Wheelchair Technology", *2017 International Conference on Nascent Technologies in Engineering (ICNTE)*, Navi Mumbai, 2017.
- [3] G. Jan, J. Kim, S. Lee, dan Y. Choi, "EMG-Based Continuous Control Scheme with Simple Classifier for Electric-Powered Wheelchair", *IEEE Access*, Vol. 6, No. 6, Hal. 3695-3705, 2016.
- [4] I. W. Nudra, "Desain Perintah Myoelectric Control Sebagai Perintah Kursi Roda Listrik untuk Mobilitas Penyandang Disabilitas", *Tugas Akhir*, Program S1 Teknik Biomedik, Fakultas Teknologi Elektro Institut Teknologi Sepuluh Nopember, Surabaya, 2019.
- [5] J. Long, Y. Li, H. Hang, T. Yu, J. Pan, dan F. Li, "A Hybrid Brain Computer Interface to Control The Direction and Speed Of A Simulated or Real Wheelchair", *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 20, No. 5, Hal. 720 - 729, 2012.
- [6] A. Widyotriatmo, S.K. Rauzanfiq, dan Suprijanto, "A Modified PID Algorithm for Dynamic Control of An Automatic Wheelchair", *IEEE Conference on Control, Systems and Industrial Informatics*, Bandung, 2012.
- [7] R.H. Chowdhury, M.I. Reaz, dan M.A. Ali, "Surface Electromyography Signal Processing and Classification Techniques", *Sensor*, Vol. 13, No. 3, Hal. 12431-12466, 2013.
- [8] Paul Blakey, *The Muscle Book*, Honesadale: Himalayan Institute Pres, 2005.
- [9] J. Fu, J. Chen, Y. Shi, dan Y. Li, "Design of A Low-Cost Wireless Surface EMG Acquisition System", *IEEE*, Hal. 699-702, 2013.
- [10] G. Freiha, R. Achkar, M. Owayjan, dan M. Mokhadder, "Smart Assistive Accident Free Wheelchair System (SAAFWS)", *2013 Conference on Robotics, Biomimetics, Intelligent Computational System*, Jogjakarta, 2013.
- [11] H. Seki, dan A. Kiso "Disturbance Road Adaptive Driving Control of Power-Assisted Wheelchair using Fuzzy Inference", *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2011.
- [12] Nise Norma S., *Control System Engineering*, Hoboken, NJ: Wiley, 2004.
- [13] Mujibtamala A., "Pengaturan Kecepatan Gerak Kursi Roda Listrik Saat Melintasi Jalan Menanjak dan Menurun Berbasis Subject Intention Variable

- Speed Menggunakan Sinyal Bioelectrical Impedance*”, *Tesis*, Program S2 Teknik Elektro, Fakultas Teknologi Industri Institut Teknologi Sepuluh Nopember, Surabaya, 2016.
- [14] L. Koval, J. Vaňuš, dan P. Bilík, "Distance Measuring by Ultrasonic Sensor", *Sciendirect*, Vol. 49, No. 25, Hal. 153-158, 2016.
- [15] S. Kumar, dan P. Raja, " Ultrasonic Sensor with Accelerometer Based Smart Wheel Chair Using Microcontroller ", *International Research Journal of Engineering and Technology*, Vol. 02, No. 09, 2015.
- [16] Yan, *Infrared Sensor*, US7,408,157B2, U.S. Patent, 5 Agustus 2008.
- [17] K.Y. Christopher, L.M Lam, K. Yogesh, dan N.Leckraj, "A Low Cost Autonomous Unmanned Ground Vehicle", *Sciencedirect*, Vol. 3, No. 2, Hal. 304-320, 2018.
- [18] Safira T., “*Desain Sistem Kontrol Kursi Roda dengan Sinyal Bioimpedansi Menggunakan Fuzzy Logic Control pada Lingkungan yang Berbeda*”, Surabaya: Institut Sepuluh Nopember, 2020. *Tugas Akhir*, Program S1 Teknik Biomedik, Fakultas Teknologi Elektro dan Informatika Cerdas Institut Teknologi Sepuluh Nopember, Surabaya, 2020.
- [19] Ermado R., *Aplikasi Bioelectrical Impedance sebagai Perintah Kontrol Gerakan pada Kursi Roda Listrik*, *Tugas Akhir*, Program S1 Teknik Elektro, Fakultas Teknologi Industri Institut Teknologi Sepuluh Nopember, Surabaya, 2012.
- [20] J. Pu et al., "Low Cost Sensor Network for Obstacle Avoidance in Share-Controlled Smart Wheelchairs Under Daily Scenarios", *ScienceDirect Microelectronics Reabilit* , Vol. 83, Hal. 180-186, 2018.
- [21] T. Dutta dan G. R. Fernie, "Utilization of Ultrasound Sensors for Anti-Collision", *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 13, No. 1, Hal. 24-32, 2005.
- [22] M. Hashimoto, K. Takahashi, dan M. Shimada, "Wheelchair Control Using An EOG- and EMG-Based", *IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*, Singapore, 2009.



## LAMPIRAN

### Lampiran A

#### LEMBAR PERSETUJUAN MENGIKUTI EKSPERIMEN (INFORMED CONSENT) TUGAS AKHIR MENGENAI PENGATURAN KECEPATAN GERAK KURSI RODA LISTRIK UNTUK PENYANDANG DISABILITAS BERDASARKAN *SUBJECT INTENTION* VARIABEL MENGGUNAKAN SINYAL *MYOELECTRIC*

##### A. Latar Belakang

Kelumpuhan atau paralisis dalam bidang kedokteran merujuk pada penghapusan fungsi, baik sensorik maupun motorik. Penderita kelumpuhan kerap mengalami kesulitan mobilitas dalam melakukan aktivitas kehidupan sehari-hari. Alat yang sesuai untuk membantu mobilitas para penderita kelumpuhan yaitu dengan menggunakan kursi roda. Kursi roda listrik digunakan untuk membantu mobilitas penderita kelumpuhan lebih mandiri. Seiring berjalannya kemajuan teknologi, kursi roda listrik dapat dikendalikan menggunakan sinyal otot atau *myoelectric*.

##### B. Tujuan

Tujuan dari eksperimen ini adalah untuk menguji performansi kursi roda elektrik dengan perintah kontrol kursi roda dengan metode *subject intention variable speed* terhadap subjek

##### C. Prosedur

Subjek akan diminta untuk mengisi data umum seperti, identitas nama, umur, berat badan, dan jenis kelamin. Prosedur umum dari eksperimen adalah sebagai berikut:

1. Subjek duduk di kursi roda secara rileks dan dilakukan pemasangan *surface electrode*
2. Pemasangan *surface electrode* ditempelkan pada otot *carpi radialis*
3. Sesuai dengan prosedur medis tempat peletakkan *surface electrode* harus dibersihkan dahulu dengan menggunakan alkohol 70%
4. Subjek diharapkan menggerakkan pergelangan tangan sebelah kanan maupun kiri untuk memberikan perintah kontrol kursi roda elektrik. Perintah gerakan tangan ditampilkan pada Tabel 1.
5. Subjek akan melakukan eksperimen pada lintasan datar dan lintasan tanjakan
6. Subjek harus melakukan skenario rute gerakan sesuai pada Gambar 1 dan Gambar 2
7. Setelah melakukan eksperimen subjek diwajibkan mengisi lembar evaluasi dan performansi dari kursi roda listrik yang telah dirancang

#### D. Ketentuan

Peneliti, dalam hal ini pihak yang melakukan eksperimen, bertanggung jawab penuh atas kerahasiaan data dan dokumentasi subjek. Data dan dokumentasi tersebut hanya akan digunakan untuk analisa yang berkaitan dengan eksperimen kursi roda listrik dengan perintah kontrol sinyal *myoelectric*

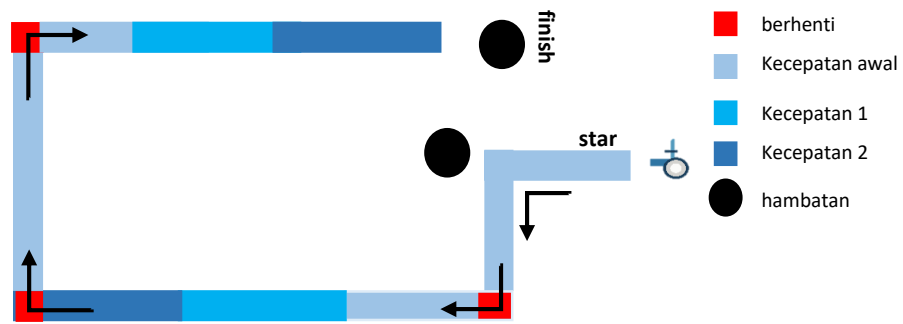
#### E. Biodata Peneliti

1. Nama : Elvina Ambarwati
2. Status : Mahasiswa Departemen Teknik Biomedik, FTEIC, ITS
3. NRP : 073111640000005

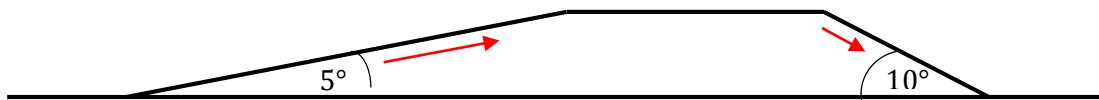
**Tabel 1.** Perintah Kontrol Gerak Kursi Roda

No	Perintah Kontrol Gerak	Skenario
1	Belok Kanan	Dari keadaan diam digerakkan pergelangan tangan kanan secara fleksi 1 kali
2	Belok Kiri	Dari keadaan diam digerakkan pergelangan tangan kiri secara fleksi 1 kali
3	Maju Kecepatan 1	Dari keadaan diam, pergelangan tangan kanan dan kiri digerakkan secara bersamaan sebanyak 1 kali.
4	Maju Kecepatan 2	Dari keadaan diam, pergelangan tangan kanan dan kiri digerakkan secara bersamaan sebanyak 1 kali. Pergelangan tangan kanan di gerakkan kembali 1 kali. Untuk berhenti pergelangan tangan kiri digerakkan 1 kali.
5	Maju kecepatan 3	Dari keadaan diam, pergelangan tangan kanan dan kiri digerakkan secara bersamaan sebanyak 1 kali. Pergelangan tangan kanan di gerakkan kembali 2 kali. Untuk berhenti pergelangan tangan kiri digerakkan 1 kali.

4. Alamat : Jl. Raya Segaran No 2, Malang, Jawa Timur  
5. Kontak : HP +62 899 6655 7889 , e-mail : elvina16@mhs.bme.its.ac.id



**Gambar 1.** Skenario Pengujian Keseluruhan Lintasan Datar



**Gambar 2.** Lintasan Pengujian Jalan Miring

**LEMBAR PERSETUJUAN MENGIKUTI EKSPERIMEN  
(INFORMED CONSENT) TUGAS AKHIR MENGENAI  
PENGATURAN KECEPATAN GERAK KURSI RODA LISTRIK UNTUK  
PENYANDANG DISABILITAS BERDASARKAN *SUBJECT INTENTION*  
VARIABEL MENGGUNAKAN SINYAL *MYOELECTRIC***

Saya, yang bertanda tangan dibawah ini:

Nama :

Alamat:

Kontak:

HP :

*e-mail* :

menyatakan bahwa :

- Saya bersedia untuk mengisikan data pribadi saya seperti nama, umur , data berat badan, data data pengujian performansi kursi roda elektrik
- Saya bersedia untuk menjadi subjek eksperimen tugas akhir yang telah dijelaskan
- Saya bersedia untuk didokumentasikan selama proses eksperimen untuk sebagai bukti telah melakukan eksperimen.
- Saya bersedia agar data yang sudah saya isikan digunakan untuk analisi lebih lanjut

Demikian form persetujuan ini saya ini dengan sadar dan tanpa paksaan pihak manapun.

*Catatan : centang apabila pernyataan setuju*

Surabaya, .....2020

( )

**LEMBAR PERSETUJUAN MENGIKUTI EKSPERIMEN  
(INFORMED CONSENT) TUGAS AKHIR MENGENAI  
PENGATURAN KECEPATAN GERAK KURSI RODA LISTRIK UNTUK  
PENYANDANG DISABILITAS BERDASARKAN *SUBJECT INTENTION*  
VARIABEL MENGGUNAKAN SINYAL *MYOELECTRIC***

Isi pertanyaan dengan jujur dengan menyentang salah satu pilihan jawaban !

<b>Nama :</b>		<b>Jenis kelamin : L / P</b>	
<b>Berat badan :</b>	<b>Umur :</b>	<b>Jawaban</b>	
<b>Pertanyaan</b>		<b>Benar</b>	<b>Tidak</b>
1. Apa Anda merasa takut ketika mencoba pertama kali kursi roda elektrik ?			
2. Apa Anda merasa was was ketika mencoba pertama kali kursi roda elektrik ?			
3. Apa Anda merasa tidak takut ketika mencoba pertama kali kursi roda elektrik ?			
4. Apa kecepatan awal kursi roda degan 25 rpm terlalu cepat untuk kursi roda elektrik ?			
5. Ketika dilakukan pengujian dilintasan tanjakan apakah kursi roda bergerak konstan dengan kecepatan 25 rpm?			
6. Ketika dilakukan pengujian dilintasan tanjakan apakah kursi roda bergerak semakin melambat dengan kecepatan 25 rpm ?			
7. Ketika kursi roda dilakukan pengujian pada lintasan turunan, apakah Anda merasa kursi roda menahan beban agar tidak tergelincir ?			
8. Apakah anda merasa takut ketika melakukan pengujian dilintasan miring ?			
9. Apakah ketika kecepatan kursi roda listrik berubah Anda merasa ada hentakan lonjakan yang menyebabkan ketidak nyamanan ?			
10. Apakah perintah gerakan tangan dengan <i>myoelectric</i> susah dilakukan untuk mengoperasikan kursi roda listrik ?			

## LAMPIRAN B

### HASIL INFORMED CONSENT

#### a) Data Subjek

Tabel Data Subjek

Subjek	Nama	Jenis Kelamin (L/P)	Umur	Berat Badan (Kg)	Kondisi
1.	H***** M*****	L	22	75	Normal
2.	I**** E**** S	L	22	43	Normal
3.	L*****	P	22	42	Normal
4.	E*****	P	21	52	Normal

#### b) Hasil Performansi

Tabel Hasil Performansi Subjek Setelah Pengujian

Pertanyaan	Hasil			
	Subjek 1	Subjek 2	Subjek 3	Subjek 4
1. Apa Anda merasa takut ketika mencoba pertama kali kursi roda elektrik ?	Tidak	Benar	Tidak	Tidak
2. Apa Anda merasa was was ketika mencoba pertama kali kursi roda elektrik ?	Tidak	Tidak	Tidak	Benar
3. Apa Anda merasa tidak takut ketika mencoba pertama kali kursi roda elektrik ?	Benar	Tidak	Benar	Tidak
4. Apa kecepatan awal kursi roda degan 25 rpm terlalu cepat untuk kursi roda elektrik ?	Tidak	Tidak	Tidak	Tidak
5. Ketika dilakukan pengujian dilintasan tanjakan apakah kursi roda bergerak konstan	Tidak	Benar	Benar	Benar

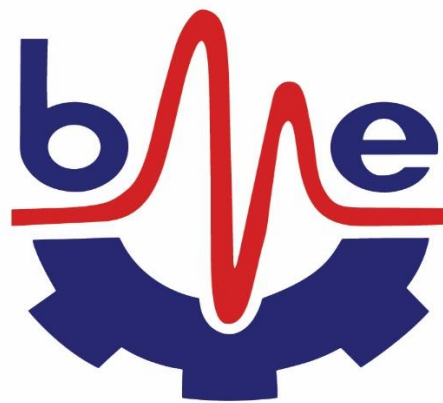
dengan kecepatan 25 rpm?				
6. Ketika dilakukan pengujian dilintasan tanjakan apakah kursi roda bergerak semakin melambat dengan kecepatan 25 rpm ?	Benar	Tidak	Tidak	Tidak
7. Ketika kursi roda dilakukan pengujian pada lintasan turunan, apakah Anda merasa kursi roda menahan beban agar tidak tergelincir ?	Benar	Benar	Benar	Benar
8. Apakah anda merasa takut ketika melakukan pengujian dilintasan miring ?	Tidak	Benar	Tidak	Benar
9. Apakah ketika kecepatan kursi roda listrik berubah Anda merasa ada hentakan lonjakan yang menyebabkan ketidaknyamanan ?	Tidak	Tidak	Tidak	Tidak
10. Apakah perintah gerakan tangan dengan <i>myoelectric</i> susah dilakukan untuk mengoperasikan kursi roda listrik ?	Tidak	Tidak	Tidak	Tidak

## BIODATA PENULIS



Elvina Ambarwati dilahirkan di Malang pada 09 Maret 1998. Penulis merupakan anak pertama dari dua bersaudara. Penulis menempuh Pendidikan Sekolah Dasar di SDN Kebonsari 3 Kota Malang dan meneruskan ke jenjang Sekolah Menengah Pertama di SMPN 3 Kota Malang dan melanjutkan ke Sekolah Menengah Atas SMAN 4 Kota Malang. Kemudian penulis meneruskan ke jenjang Pendidikan yang lebih tinggi di Departemen Teknik Biomedik, Institut Teknologi Sepuluh Nopember. Selama masa perkuliahan penulis aktif dalam kegiatan kemahasiswaan yaitu Tim Unit Kaderisasi HIMATEKTRO ITS dan Departemen Sosial Masyarakat BEM FTE ITS. Penulis juga aktif sebagai asisten Laboratorium Instrumentasi dan Pengolahan Sinyal Biomedika. Adapun kontak penulis yang dapat dihubungi yaitu :  
*e-mail* : [elvina16@mhs.bme.its.ac.id](mailto:elvina16@mhs.bme.its.ac.id) / [elvinaambarwati09@gmail.com](mailto:elvinaambarwati09@gmail.com)





**BIOMEDICAL ENGINEERING ITS  
2020**