

**PERANCANGAN SISTEM KENDALI ALAT BANTU  
REHABILITASI KAKI DENGAN DUA DERAJAT  
KEBEBASAN**

**TUGAS AKHIR**

**Diajukan Sebagai Salah Satu Syarat  
Untuk Memperoleh Gelar Sarjana Teknik Mesin**



**Disusun Oleh:**

**Nama : Stevano Tubagus Sampurno**

**No. Mahasiswa : 16525069**

**NIRM : 2016070534**

**JURUSAN TEKNIK MESIN  
FAKULTAS TEKNOLOGI INDUSTRI  
UNIVERSITAS ISLAM INDONESIA**

**YOGYAKARTA**

**2021**

## PERNYATAAN KEASLIAN

Dengan ini saya menyatakan bahwa karya tulis ilmiah yang saya buat merupakan karya sendiri bukan hasil plagiarisme dari karya tulis yang dibuat oleh orang lain. Semua referensi dan kutipan yang saya tulis pada karya tulis ini saya cantumkan sitasi dan sumber pustakanya. Apabila dikemudian hari saya dianggap melakukan pelanggaran hak kekayaan intelektual dan yang saya tulis pada karya ilmiah ini tidak benar, maka saya bersedia menerima sanksi dan hukuman yang berlaku.

Yogyakarta, 6 September 2021

  
Stevano Tubagus Sampurno

**LEMBAR PENGESAHAN DOSEN PEMBIMBING**

**PERANCANGAN SISTEM KENDALI ALAT BANTU  
REHABILITASI KAKI DENGAN DUA DERAJAT  
KEBEBASAN**

**TUGAS AKHIR**

**Disusun Oleh:**

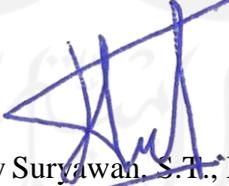
**Nama : Stevano Tubagus Sampurno**

**No. Mahasiswa : 16525069**

**NIRM 2016070534**

Yogyakarta, 20 Agustus 2021

Pembimbing,



Donny Suryawan, S.T., M.Eng.

**LEMBAR PENGESAHAN DOSEN PENGUJI**  
**PERANCANGAN SISTEM KENDALI ALAT BANTU**  
**REHABILITASI KAKI DENGAN DUA DERAJAT**  
**KEBEBASAN**

**TUGAS AKHIR**

**Disusun Oleh:**

**Nama : Stevano Tubagus Sampurno**  
**No. Mahasiswa : 16525069**  
**NIRM : 2016070534**

Tim Penguji

Donny Suryawan, S.T., M.Eng.

Ketua

  
Tanggal : 6/9/2021

Agung Nugroho Adi, S.T., M.T.

Anggota I

  
Tanggal : 6/9/2021

Arif Budi Wicaksono, S.T., M.Eng.

Anggota II

  
Tanggal : 6 September

Mengetahui

Ketua Jurusan Teknik Mesin



  
Dr. Eng. Risdiyono, S.T., M.Eng.

## HALAMAN PERSEMBAHAN

Penelitian ini dipersembahkan kepada:

Orang tua yaitu ayah dan ibu yang telah amat berjasa besar dan yang secara ikhlas dan tulus memperikan dukungan melalui nasehat serta do'a sehingga penulis selalu diiringi rasa bersemangat dan berusaha untuk menyelesaikan tugas akhir dengan baik.

Dosen Pembimbing yang telah memberikan ilmu pembelajaran, saran, serta arahan kepada penulis, sehingga penulis dapat menyelesaikan tugas akhir ini dengan benar dan baik.

Saudara dan teman yang selalu membantu dan juga mengingatkan kepada penulis untuk selalu berusaha memberikan yang terbaik dalam melakukan segala sesuatu, salah satunya adalah menyelesaikan tugas akhir ini.

## HALAMAN MOTTO

“Keberhasilan bukanlah milik orang Pintar,  
Namun milik mereka yang senantiasa berusaha”  
(B.J. Habibie)

“Seseorang yang putus asa melihat kesulitan dalam setiap kesempatan tetapi orang  
yang optimis melihat peluang dalam setiap kesulitan”  
(Ali Bin Abi Thalib)

“Jika Seseorang meninggal dunia maka terputuslah semua amalnya kecuali tiga  
perkara yaitu sodoqoh jariyah, ilmu yang diamalkan dan anak yang sholeh”  
(H.R. Muslim no. 1631)

## KATA PENGANTAR

Assalamu'alaikum Warahmatullahi Wabarakatuh.

Alhamdulillahirobbil'alamin, Puji dan Syukur penulis ucapkan atas Kehadirat Allah SWT Yang Telah Melimpahkan Rahmat, Karunia Serta Hidayah-Nya Sehingga laporan skripsi berjudul "Perancangan sistem kendali alat bantu rehabilitasi kaki dengan dua derajat kebebasan" ini dapat terselesaikan. Sholawat serta salam tidak lupa penulis panjatkan kepada baginda Nabi Muhammad SAW yang telah menuntun kita menuju zaman yang terang-benerang ini. Laporan skripsi ini disusun sebagai salah satu persyaratan meraih gelar Sarjana pada Program Studi Teknik Mesin Universitas Islam Indonesia.

Penyelesaian karya tulis ini tidak lepas dari bantuan berbagai pihak, oleh karena itu pada kesempatan ini penulis menyampaikan ucapan terima kasih serta penghargaan kepada:

1. Ibu Sri Winarti, seorang ibu yang selalu mendoakan, menyemangati dan memberikan motivasi selama menempuh pendidikan.
2. Kakak saya yaitu Doni Andrianto dan Lanny Ranta Kumala Dewi, Sebagaikakak yang penuh pengetahuan dan Selalu memberi pandang-pandangan selama masa pendidikan.
3. Bapak Dr.Eng. Risdiyono, S.T., M.Eng. selaku Ketua Program Studi Teknik Mesin Universitas Islam Indonesia.
4. Bapak Donny Suryawan, S.T., M.Eng. selaku dosen pembimbing yang telah memberikan arahan dan bimbingan selama mengerjakan Tugas Akhir ini.
5. Seluruh Dosen Teknik Mesin Universitas Islam Indonesia yang telah memberikan banyak ilmu selama penulis menjalani pendidikan di Universitas Islam Indonesia.
6. Saudara Muhammad Faisal Abror sebagai sahabat seperjuangan dalam Tugas Akhir yang telah membantu dalam perancangan hingga pengujian.
7. Seluruh staff dan laboran Teknik Mesin Universitas Islam Indonesia yang telah memfasilitasi penulis selama proses pembuatan Tugas Akhir ini.

8. Teman-teman “Sahara” dan “Bukan Sahara” yang telah menjadi teman berbagi cerita selama masa-masa kuliah.
9. Teman-teman Teknik Mesin 2016 yang telah memberikan dukungan dan bantuan dalam hal apapun.

Dalam penyusunan Laporan Tugas Akhir, penulis sangat menyadari masih terdapat banyak kesalahan dan kekurang. Oleh sebab itu. Penulis mengharapkan kritik dan saran dari pembaca yang bersifat membangun apabila ada kesalahan dalam penulisan Laporan Tugas Akhir ini, sehingga dapat lebih disempurnakan dan lebih memberikan manfaat bagi yang membaca.

Terima Kasih.

Wassalamu’alaikum Warahmatullahi Wabarakatuhu.

Yogyakarta, 20 Agustus 2021

Penulis,



(Stevano Tubagus Sampurno)

## ABSTRAK

Pasien operasi pasca fraktur atau patah tulang mengalami sering komplikasi bengkak, kesemutan, nyeri, pucat pada bagian anggota gerak yang telah di operasi hingga keterbatasan gerak sendi. Hal tersebut karena kurangnya mobilitas dari pasien post operasi fraktur. Kecacatan tersebut dapat dipulihkan Kembali dengan melakukan Latihan ROM (*Range of Motion*). Terdapat alat bantu rehabilitasi yang dapat membantu melakukan latihan tersebut. Alat itu dinamakan alat CPM (*Continous Passive Motion*) Namun CPM yang di khususkan untuk kaki masih jarang dijumpai dan alat yang ada di Rumah Sakit saat ini, masih bersifat statis. Hal ini menciptakan rasa ketergantungan pada rumah sakit. Penelitian tugas akhir ini akan merancang alat rehabilitasi kaki dengan dua derajat kebebasan dengan menggunakan yang system kendali Arduino. Hasil dari perancangan sistem kendali pada penelitian ini adalah pengguna alat dapat menggunakan alat bantu rehabilitasi kaki dengan aman dan memiliki kendali terhadap alat bantu rehabilitasi ini untuk dapat menentukan parameter Kecepatan, Sudut gerak, dan Waktu saat melakukan rehabilitasi kaki.

Kata kunci/*keywords*: Arduino, Rotary Encoder, Alat Bantu, Fraktur, Rehabilitasi kaki,

## **ABSTRACT**

*Patients with post-fracture surgery or fractures experience frequent complications of swelling, tingling, pain, paleness in the limbs that have been operated on to limited joint motion. This is due to the lack of mobility of postoperative fracture patients. The defect can be recovered by doing ROM (Range of Motion) Exercises .In carrying out the exercise there is tool called CPM (Continous Passive Motion). but CPM that is specifically for the legs is still rare and the CPM in hospital today, are still static.This is create a sense of dependence on hospitals. This final task research will design a Lower limb rehabilitation tool with two degrees of freedom. The result of the design of the control system in this study is that users of the tool can be use foot rehabilitation aids with safely and have control over these rehabilitation aids to be able to determine the parameters of Speed, Angle of motion, and how long doing legs rehabilitation.*

## DAFTAR ISI

Pernyataan Keaslian .....	ii
Lembar Pengesahan Dosen Pembimbing .....	iii
Lembar Pengesahan Dosen Penguji .....	iv
Halaman Persembahan .....	v
Halaman Motto .....	vi
Kata Pengantar .....	vii
Abstrak.....	ix
Daftar Isi.....	xi
Daftar Tabel.....	xiii
Daftar Gambar .....	xiv
Daftar Notasi.....	xvii
Bab 1 Pendahuluan .....	1
1.1 Latar Belakang .....	1
1.2 Rumusan Masalah.....	2
1.3 Batasan Masalah .....	2
1.4 Tujuan Penelitian atau Perancangan .....	3
1.5 Manfaat Penelitian atau Perancangan .....	3
1.6 Sistematika Penulisan .....	3
Bab 2 Tinjauan Pustaka .....	5
2.1 Kajian Pustaka .....	5
2.2 Dasar Teori.....	10
2.2.1 Rehabilitasi Ektrimis Bawah .....	10
2.2.2 <i>Range of Motion</i> .....	10
2.2.3 Sistem Kendali.....	11
2.2.4 Arduino.....	12
2.2.5 PWM.....	12
2.2.6 Robot Rehabilitasi .....	13
Bab 3 Metode Penelitian.....	14
3.1 Alur Penelitian .....	14
3.2 Konsep Kendali.....	15

3.3	Alat dan Bahan.....	18
3.4	Perancangan .....	26
3.4.1	Perancangan Perangkat Keras .....	27
3.4.2	Perancangan Perangkat Lunak .....	35
3.5	Metode Pengujian .....	48
Bab 4	Hasil dan Pembahasan.....	49
4.1	Hasil Perancangan.....	49
4.2	Hasil Pengujian .....	55
4.2.1	Kepresisian Sudut Lutut .....	56
4.2.2	Kepresisian Sudut <i>Ankle</i> .....	58
4.3	Analisis dan Pembahasan.....	61
4.3.1	Pembahasan Pengujian Mode Lutut .....	61
4.3.2	Pembahasan Pengujian Mode <i>Ankle</i> .....	62
4.3.3	Analisis Permasalahan .....	64
Bab 5	Penutup.....	70
5.1	Kesimpulan .....	70
5.2	Saran atau Penelitian Selanjutnya.....	70
Daftar Pustaka	.....	71

## DAFTAR TABEL

Tabel 2.1 Kajian Pustaka .....	8
Tabel 3.1 Spesifikasi Arduino Mega 2560 (Atmel, 2015).....	19
Tabel 3.2 Spesifikasi LCD dan I2C (Handsontec, 2021b) .....	20
Tabel 3.3 Spesifikasi <i>Rotary Encoder</i> (Handsontec, 2021c).....	21
Tabel 3.4 Spesifika <i>Motor Driver</i> BTS 7650 (Handsontec, 2021a) .....	22
Tabel 3.5 Spesifikasi <i>Power Supply</i> .....	24
Tabel 3.6 Spesifikasi Stepdown (FEC, 2021).....	24
Tabel 3.7 Spesifikasi Motor <i>Power Window</i> (Robotshop, 2020).....	25
Tabel 3.8 Alat dan Fungsinya.....	26
Tabel 3.9 Komponen Tambahan.....	30
Tabel 3.10 Variasi Kecepatan.....	38
Tabel 4.1 Biaya Pengeluaran .....	55
Tabel 4.2 Keterangan rentang sudut .....	56
Tabel 4.3 Pengujian Mode Lutut .....	56
Tabel 4.4 Pengujian Mode <i>Ankle</i> .....	59
Tabel 4.5 Rasio Sudut <i>Gearbox</i> Lutut .....	65
Tabel 4.6 Pembacaan <i>rotary encoder</i> terhadap <i>gearbox</i> lutut.....	66
Tabel 4.7 Rasio <i>Gearbox Ankle</i> .....	66
Tabel 4.8 Pembacaan <i>rotary encoder</i> terhadap <i>gearbox ankle</i> .....	67

## DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 <i>Customizable Rehabilitation Lower Limb Exoskeleton System</i> .....	5
Gambar 2.2 <i>A Novel Hybrid Rehabilitation</i> .....	6
Gambar 2.3 <i>Lower Limb Rehabilitation Robot (LLR-Ro)</i> .....	6
Gambar 2.4 <i>Alat Bantu Terapi Pasca Stroke Bagian Kaki</i> .....	7
Gambar 2.5 <i>Prototipe Robot Rehabilitasi Kaki</i> .....	7
Gambar 2.6 <i>Blok Open Loop</i> .....	11
Gambar 2.7 <i>Blok Close Loop</i> .....	12
Gambar 2.8 <i>Sinyal PWM</i> .....	13
Gambar 3.1 <i>Diagram Alur Penelitian</i> .....	14
Gambar 3.2 <i>Ilustrasi gerak Alat Bantu Rehabilitasi Kaki</i> .....	16
Gambar 3.3 <i>Alir Penggunaan</i> .....	17
Gambar 3.4 <i>Software Arduino IDE</i> .....	18
Gambar 3.5 <i>Arduino Mega 2560</i> .....	19
Gambar 3.6 <i>LCD dan I2C</i> .....	20
Gambar 3.7 <i>Rotary Encoder KY-040</i> .....	21
Gambar 3.8 <i>Motor Driver BTS 7960</i> .....	22
Gambar 3.9 <i>Limit Switch</i> .....	23
Gambar 3.10 <i>Power Supply</i> .....	23
Gambar 3.11 <i>Stepdown</i> .....	24
Gambar 3.12 <i>Motor Power Window</i> .....	25
Gambar 3.13 <i>Rangkaian Komponen Elektrikal</i> .....	27
Gambar 3.14 <i>Rangkaian Sumber Tegangan</i> .....	28
Gambar 3.15 <i>Rangkaian Elektrik</i> .....	29
Gambar 3.16 <i>Desain Rancang bangun Alat Bantu Rehabilitasi kaki</i> .....	29
Gambar 3.17 <i>Layout Rancangan PCB</i> .....	30
Gambar 3.18 <i>PCB</i> .....	31
Gambar 3.19 <i>Rangkaian Komponen Elektrikal</i> .....	32
Gambar 3.20 <i>Box Compartement</i> .....	32
Gambar 3.21 <i>Knop Rotary Encoder Menu</i> .....	33
Gambar 3.22 <i>Gear Rotary Encoder Motor</i> .....	34

Gambar 3.23 <i>Support Holder Limit Switch</i> .....	34
Gambar 3.24 Posisi <i>Support Holder Limit Switch</i> Lutut .....	35
Gambar 3.25 Posisi <i>Support Holder Limit Switch Ankle</i> .....	35
Gambar 3.26 Logika Pemrograman.....	36
Gambar 3.27 Logika Pemrograman Menu .....	37
Gambar 3.28 Logika Pemrograman Motor.....	39
Gambar 3.29 Modifikasi Logika Pemrograman Menu .....	40
Gambar 3.30 Logika Pemrograman Kalibrasi ROM (Lutut) .....	42
Gambar 3.31 Logika Pemrograman Kalibrasi ROM ( <i>Ankle</i> ) .....	43
Gambar 3.32 Logika Pemrograman Kalibrasi Kemampuan Lutut.....	44
Gambar 3.33 Logika Pemrograman Kalibrasi Kemampuan <i>Ankle</i> .....	45
Gambar 3.34 Logika Pemrograman Rehabilitasi Kaki.....	46
Gambar 3.35 Logika Pemrograman Gerak Mode Lutut.....	46
Gambar 3.36 Logika Pemrograman Gerak Mode <i>Ankle</i> .....	47
Gambar 3.37 Logika Pemrograman Gerak Mode <i>Both</i> .....	47
Gambar 4.1 Posisi Pengendalian .....	49
Gambar 4.2 Menu <i>Mode</i> .....	49
Gambar 4.3 Tampilan LCD Submenu <i>Mode</i> .....	50
Gambar 4.4 Tampilan LCD Submenu Kalibrasi .....	50
Gambar 4.5 Batas sudut gerak <i>Ankle</i> .....	51
Gambar 4.6 Batas Sudut gerak Lutut .....	51
Gambar 4.7 Menu <i>Speed</i> .....	52
Gambar 4.8 Tampilan LCD Submenu <i>Speed</i> .....	52
Gambar 4.9 Menu <i>Time</i> .....	52
Gambar 4.10 Tampilan LCD Submenu <i>Time</i> .....	53
Gambar 4.11 Menu <i>Start</i> .....	53
Gambar 4.12 Tampilan LCD Submenu <i>Start</i> .....	54
Gambar 4.13 Tampilan LCD selama Eksekusi .....	54
Gambar 4.14 Grafik Hasil Pengujian Kepresisian Mode Lutut.....	57
Gambar 4.15 Grafik Pengaruh Kecepatan Terhadap Kepresisian Sudut.....	58
Gambar 4.16 Grafik Hasil Pengujian Kepresisian Mode <i>Ankle</i> .....	60
Gambar 4.17 Grafik Pengaruh Kecepatan Terhadap Kepresisian <i>Ankle</i> .....	60

Gambar 4.18 Rasio <i>Gearbox</i> Lutut.....	65
Gambar 4.19 Rasio <i>Gearbox Ankle</i> .....	67
Gambar 4.20 piringan <i>incremental</i> dan saklar <i>Rotary Encoder</i> .....	68
Gambar 4.21 <i>Serial Monitor Rotary Encoder</i> .....	68



## DAFTAR NOTASI

ROM	= <i>Range Of Motion</i>
CPM	= <i>Continous Passive Motion</i>
PWM	= <i>Pulse Width Modulation</i>
PCB	= <i>Printed Circuit Board</i>
CW	= <i>Clock Wise</i>
CCW	= <i>Counter Clock Wise</i>



# BAB 1

## PENDAHULUAN

### 1.1 Latar Belakang

Data *World Health Organization* (WHO) menunjukkan bahwa pada Tahun 2018 terdapat 1,35 juta orang meninggal dunia dikarenakan insiden kecelakaan dalam setahun dan lebih dari 10 juta orang menderita cedera atau kecacatan fisik (WHO, 2018). Indonesia sendiri mengalami peningkatan pada proporsi cedera yang mengakibatkan terganggunya kegiatan sehari-hari dari tahun 2013 yang sekitar 8,2% mengalami peningkatan pada tahun 2018 menjadi 9,2% dan terdapat setidaknya 67,9% diantaranya adalah cedera pada anggota gerak bawah (BPS, 2018). Salah satu cedera yang terjadi pada anggota gerak bawah tersebut disebabkan oleh fraktur.

Fraktur atau patah tulang merupakan suatu kondisi terputusnya kontinuitas tulang dan atau tulang rawan yang umumnya disebabkan oleh rudapaksa dan juga disebabkan oleh trauma atau tenaga fisik yang ditentukan jenis dan luasnya trauma (Permana et al., 2015). Sehingga fraktur merupakan salah satu cedera yang dapat mengganggu kegiatan sehari-hari dan memerlukan penanganan medis profesional sehingga dapat menghindari dampak kecacatan secara permanen.

Penanganan kasus fraktur adalah secara prinsip dengan cara mengembalikan posisi patahan kedalam kondisi semula (reposisi) dan mempertahankan posisi tersebut selama masa penyembuhan patah tulang (Imobilisasi). Hal yang umumnya dilakukan adalah dengan memasang gips pada anggota tubuh yang patah atau dilakukan dengan pemasangan *Plate* dan *Screw* melalui jalur operasi.

Namun perawatan yang tidak maksimal selama post operasi dapat menyebabkan lambatnya masa penyembuhan dan komplikasi. Beberapa dari komplikasi tersebut adalah Nyeri, Pucat, hingga kekakuan sendi. Untuk mencegah tidak terjadinya kekakuan otot dan tulang pada daerah yang dilakukan operasi, serta mengurangi rasa nyeri yang dialami pasien maka tindakan yang dapat dilakukan adalah mobilisasi contohnya yaitu dengan melakukan *Range Of Motion* (Smeltzer & Bare, 2009).

*Range Of Motion* (ROM) adalah Latihan gerakan sendi yang memungkinkan terjadinya kontraksi dan pergerakan otot, dimana pasien menggerakkan masing-masing persendiannya sesuai gerakan normal baik secara aktif ataupun pasif (Perry & Potter, 2010). Pasien dapat melakukan latihan tersebut secara mandiri maupun dengan bantuan Alat Bantu Rehabilitasi atau yang biasa dikenal dengan Alat CPM (*Countinous Passive Motion*) yang bertujuan untuk mendampingi pasien untuk melakukan latihan gerak sendi.

Namun akses untuk alat CPM di Indonesia masih sangat jarang ditemukan dan secara khususnya untuk alat bantu rehabilitasi yang ditujukan untuk kaki hanya rumah sakit tertentu saja memiliki akses terhadap alat CPM. Belum lagi biaya yang diperlukan setiap pengadaan Rehabilitasi yang akan dibebankan kepada pasien yang merupakan investasi yang dilakukan oleh rumah sakit untuk pengadaan alat tersebut yang masih impor.

Berdasarkan pada latar belakang tersebut, penelitian ini akan diarahkan kepada pembuatan alat bantu rehabilitasi kaki dengan dua derajat kebebasan. Alat bantu rehabilitasi yang mudah untuk dikendalikan dan aman ketika digunakan.

## **1.2 Rumusan Masalah**

Berdasarkan latar belakang yang telah disampaikan, maka didapati rumusan masalah :

1. Bagaimana merancang sistem kendali alat bantu Rehabilitasi Kaki dengan dua derajat kebebasan?
2. Bagaimana Mengimplementasikan Sistem Kendali pada Alat bantu Rehabilitasi kaki dengan dua derajat kebebasan?

## **1.3 Batasan Masalah**

Sebagai upaya penyelesaian masalah pada penelitian ini ditentukan beberapa Batasan masalah sebagai berikut:

1. Alat dikondisikan posisi duduk (tidak untuk berjalan).
2. Penggerak dari alat menggunakan Motor DC
3. Menggunakan *micro-controller* Arduino Mega 2560

4. Parameter yang diatur adalah waktu, kecepatan, dan sudut.
5. Tidak Mempertimbangkan rugi-rugi akibat pembebanan

#### **1.4 Tujuan Penelitian atau Perancangan**

Terdapat beberapa tujuan untuk penelitian ini, antara lain:

1. Merancang Sistem Kendali Alat Bantu Rehabilitasi Kaki dengan dua derajat kebebasan.
2. Mengimplementasikan Sistem Kendali Alat Bantu Rehabilitasi Kaki dengan dua derajat Kebebasan.

#### **1.5 Manfaat Penelitian atau Perancangan**

1. Perancangan alat ini dapat menjadi opsi tahap lanjut dalam rehabilitasi kaki pasca fraktur tulang atau gangguan alat gerak bawah lainnya.
2. Perancangan ini dapat menjadi salah satu referensi untuk perancangan atau penelitian sejenisnya.

#### **1.6 Sistematika Penulisan**

##### **BAB 1 PENDAHULUAN**

Bab 1 membahas mengenai gambaran umum dari perancangan, yang menyajikan Latar Belakang Masalah, Rumusan Masalah, Batasan Masalah, Tujuan Perancangan, Manfaat Perancangan, dan Sistematika Penulisan.

##### **BAB 2 TINJAUAN PUSTAKA**

Bab 2 membahas mengenai beberapa literatur yang membahas mengenai topik yang terkait pada penelitian dan beberapa dasar teori yang melandasi penelitian ini.

##### **BAB 3 METODE PENELITIAN**

Bab 3 membahas mengenai Alur Penelitian yang digunakan dalam penelitian ini disertai dengan Langkah perancangan dan implementasi sistem kendali.

## **BAB 4 HASIL DAN PEMBAHASAN**

Bab 4 membahas mengenai Hasil Perancangan serta Hasil Pengujian yang kemudian dilakukan analisis dan pembahasan.

## **BAB 5 PENUTUP**

Bab 5 membahas mengenai kesimpulan yang didapat pada keseluruhan perancangan serta Saran yang bertujuan untuk memperbaiki penelitian atau perancangan selanjutnya.



## BAB 2

### TINJAUAN PUSTAKA

#### 2.1 Kajian Pustaka

Berkembangnya ilmu tentang teknologi otomasi di bidang manufaktur memaksa bidang-bidang lainnya untuk ikut berkembang bersama. Salah satu bidang yang mulai menerapkan teknologi otomasi adalah bidang kesehatan. Kini berbagai alat bantu kesehatan sedang dikembangkan diseluruh dunia termasuk alat bantu rehabilitasi.

Tujuan utama dari dilakukannya rehabilitasi adalah untuk mengembalikan kapabilitas fisik dari pasien yang berkurang diakibatkan dari suatu cedera. Pengadaan alat bantu, keterhambatan yang terjadi akibat waktu dan ketersediaan terapis akan terpengkas (Hablul Barri et al., 2017) dan rehabilitasi dapat terlaksana secara intensif dan repetitif dengan bantuan robot.

Alat bantu rehabilitasi kaki telah dikembangkan didalam maupun diluar negeri. Salah satunya adalah penelitian yang telah dilakukan Stopfort pada tahun 2012. Penelitian oleh Stopfort menciptakan alat bantu rehabilitasi kaki dengan bertujuan menggerakan pada bagian pinggul, lutut, dan pergelangan kaki. Penelitian ini menggunakan penggerak utama motor DC *linear actuator* dan menggunakan *rotary encoder* sebagai *feedback* sudut (Stopforth, 2012). alat dapat dilihat pada gambar 2.1.



**Gambar 2.1** *Customizable Rehabilitation Lower Limb Exoskeleton System*

Penelitian lain juga dilakukan oleh Khor dkk pada tahun 2014. Penelitian tersebut menciptakan suatu alat bantu rehabilitasi yang ditujukan untuk gerak ekstrimis bagian atas dan bawah bagi pasien stroke. Rehabilitasi dilakukan dengan menampilkan *virtual reality game* dengan 9 tingkat kesulitan dan dapat diatur sesuai dengan tingkat penyembuhan pasien (Khor et al., 2014). Alat rehabilitasi dapat dilihat pada gambar 2.2.



**Gambar 2.2** *A Novel Hybrid Rehabilitation*

Selanjutnya adalah penelitian yang dilakukan oleh Feng dkk pada tahun 2017. Penelitian tersebut menciptakan sebuah *prototype* robot rehabilitasi kaki yang diaplikasikan untuk pasien dengan stroke pada bagian ekstrimis gerak bawah. Robot rehabilitasi dilengkapi dengan pelindung batas mekanikal, pelindung batas listrik atau sensor, pelindung dengan perangkat lunak untuk menghindari mencegah cedera lanjutan (Feng et al., 2017). Alat rehabilitasi dapat dilihat pada gambar 2.3.



**Gambar 2.3** *Lower Limb Rehabilitation Robot (LLR-Ro)*

Penelitian lain juga telah dilakukan oleh mahasiswa Indonesia yang salah satunya dilakukan oleh Putra dkk pada tahun 2017. Penelitian tersebut ditujukan pada bagian lutut dan pergelangan kaki. Penggerak utamanya menggunakan motor pada bagian lutut dan pada *servo* pada bagian pergelangan kaki (Putra et al., 2017). Alat rehabilitasi dapat dilihat pada gambar 2.4.



**Gambar 2.4** Alat Bantu Terapi Pasca Stroke Bagian Kaki

Penelitian oleh mahasiswa Indonesia lainnya dilakukan oleh Satria dkk pada tahun 2020. Penelitian tersebut lebih mefokuskan pada menciptakan alat bantu rehabilitasi pada bagian kaki dan secara khususnya pada bagian pinggul dan lutut. Menggunakan motor DC sebagai penggerak utama untuk membuat pergerakan pada bagian kaki pasien sehingga dapat bergerak tanpa bantuan terapis(Satria et al., 2020). Alat rehabilitasi dapat dilihat pada gambar 2.5.



**Gambar 2.5** Prototipe Robot Rehabilitasi Kaki

**Tabel 2.1** Kajian Pustaka

<b>Tahun</b>	<b>Nama Peneliti</b>	<b>Judul Penelitian</b>	<b>Perbedaan dengan penelitian yang dilakukan/</b>
2020	Novian Fajar Satria, Endah Suryawati Ningrum, Hernandi Firmansyah Putra	Sistem Mekanik dan Elektrik Pada Prototipe Robot Rehabilitasi Kaki	Penelitian membahas mengenai kemampuan robot rehabilitasi untuk menciptakan gerakan pada pinggul dan pada bagian lutut dan tidak membahas mengenai rehabilitasi pada bagian mata kaki.
2017	Andreas Dwi Putra Intan Oktaviani Putri Madona S.S.T., M.T. Elva Susianti, S.S.T., M.T.	Alat Bantu Terapi Pasca Stroke Bagian Kaki	Penelitian tersebut membahas mengenai kecepatan alat bantu rehabilitasi kaki power window terhadap dua mode PWM dan tidak membahas mengenai kemampuan untuk dapat berhenti pada sudut dibawah batas geraknya.
2017	Yongfei Feng, Hongbo Wang, Hao Yan, Xincheng Wang, Zhennan Jin, Luige Vladareanu	<i>Research on Safety and Compliance of a New Lower Limb Rehabilitation Robot</i>	Penelitian tersebut membahas mengenai rehabilitasi yang dilakukan pada bagian pinggul dan belum membahas bagian lutut dan pada bagian mata kaki.
2014	K.X Khor H.A. Rahman S.K. Fu L.S. Sim	<i>A Novel Hybrid Rehabilitation Robot for Upper and Lower Limbs Rehabilitation Training</i>	Penelitian tersebut memanfaatkan alat bantu sebagai kontroler untuk melakukan rehabilitasi sambil memainkan <i>video game</i> . Sehingga parameter diatur berdasarkan tingkat kesulitan pada game tersebut. Pada

	C.F. Yeong E.L. M. Su		penelitian ini parameter waktu, sudut, dan waktu ditentukan oleh pengguna dari alat bantu rehabilitasi.
2012	Rian Stopforth	<i>Customizable Rehabilitation Lower Limb Exoskeleton System</i>	Penelitian tersebut menerapkan exoskeleton sebagai alat bantu rehabilitasi berjalan. Pada penelitian ini lebih mengoptimalkan sudut gerak pada bagian lutut dan ankle sehingga kaki dapat menciptakan gerak sudut yang sesuai pada batas gerak sudut yang seharusnya

## **2.2 Dasar Teori**

### **2.2.1 Rehabilitasi Ektrimis Bawah**

Rehabilitasi berasal dari dua kata, yaitu Re dan Hibilitasi. Re yang memiliki arti kembali dan hibilitasi yang berarti kemampuan. Rehabilitasi berdasarkan dari arti katanya berarti mengembalikan kemampuan. Beberapa kasus yang memerlukan rehabilitasi adalah kecelakaan yang mengakibatkan fraktur.

Fraktur merupakan kondisi dimana terjadinya diskontinuitas dari susunan tulang yang diakibatkan terjadinya trauma langsung maupun tidak langsung. Fraktur mengakibatkan terjadinya keterbatasan gerak terutama didaerah sendi yang berada disekitarnya. Keterbatasan sendi tersebut akan mengakibatkan terjadinya gangguan pada fleksibilitas sendi (Prima Gusty, 2014). Fleksibilitas sendi adalah luas bidang gerak yang maksimal pada persendian, tanpa dipengaruhi oleh suatu paksaan atau tekanan.

Terapi latihan merupakan salah satu upaya pengobatan dalam fisioterapi yang pelaksanaannya menggunakan latihan-latihan gerak tubuh, baik secara aktif maupun pasif (Damping, 2012). Perawatan rehabilitasi pada pasien fraktur mencakup terapi fisik, yang terdiri dari berbagai tipe latihan yaitu latihan isometrik otot dan latihan ROM (*Range Of Motion*).

### **2.2.2 *Range of Motion***

Beberapa penelitian didapati, *Range of Motion* (ROM) dipercaya dapat mengembalikan dan mencegah komplikasi seperti nyeri, bengkak, hingga kekakuan sendi yang dialami post operasi fraktur. Secara jenisnya ROM dibagi menjadi dua yaitu ROM Aktif dan ROM Pasif.

#### **1. ROM Aktif**

Latihan dilakukan dengan meminta pasien untuk menggunakan otot untuk melakukan Gerakan secara mandiri.

#### **2. ROM Aktif dengan dampungan (*Active-Assisted*)**

Latihan gerak mandiri dengan dibantu atau didampingi perawat atau tenaga kesehatan.

### 3. ROM Pasif

Latihan dilakukan oleh perawat atau tenaga Kesehatan lain kepada klien yang tidak mampu atau memiliki keterbatasan gerak. (Nisa, 2020)

Gerakan ROM yang dapat dilakukan pada bagian kaki secara khusus pada bagian lutut yaitu gerak *Flexion* dan *Ekstention*. Sementara itu pada bagian *Ankle* dengan gerakan *Platar Flexion dan Dorsiflexion* Oleh karna itu penelitian ini akan berfokus menciptakan gerak tersebut.

## 2.2.3 Sistem Kendali

Menurut (Charles L. Philips. 1998) Kendali merupakan kegiatan bertujuan untuk mengarahkan dan mengatur. Melalui definisi tersebut menyimpulkan bahwa sistem kendali merupakan suatu interaksi antara sesuatu atau beberapa elemen yang diarahkan untuk memperoleh suatu tujuan.

### 1. Sistem Pengendalian Kalangan Terbuka (*Open Loop*)

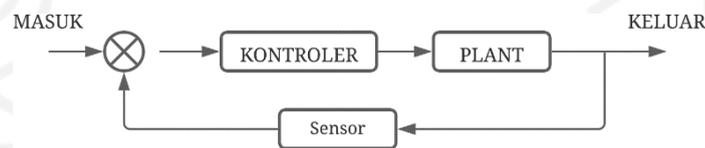
Sistem Pengendalian Kalangan Terbuka (*Open Loop*) adalah sebuah interaksi antara suatu atau beberapa elemen yang dilakukan untuk suatu tujuan dengan satu arah. Satu arah yang dimaksud adalah sistem kendali tersebut hanya menghasilkan keluaran dan tidak ada umpan balik yang mempengaruhi sistem. Maka dalam sistem ini masih diperlukan manusia sebagai operator untuk memberi masukan Berikut merupakan gambar blok dari sistem kendali kalangan terbuka.



**Gambar 2.6** Blok *Open Loop*

## 2. Sistem Pengendalian Kalangan Tertutup (*Close Loop*)

Sistem Pengendalian Kalangan Tertutup (*Close Loop*) adalah sebuah interaksi antara sesuatu atau beberapa elemen untuk memperoleh suatu tujuan dengan mempertimbangkan umpan balik untuk memvalidasi error kedalam kontroler. Umpan balik tersebut akan memperbaiki nilai dari keluaran sehingga sedekat mungkin dengan nilai masukan yang diberikan. Berikut merupakan gambar blog dari sistem kendali kalangan tertutup.



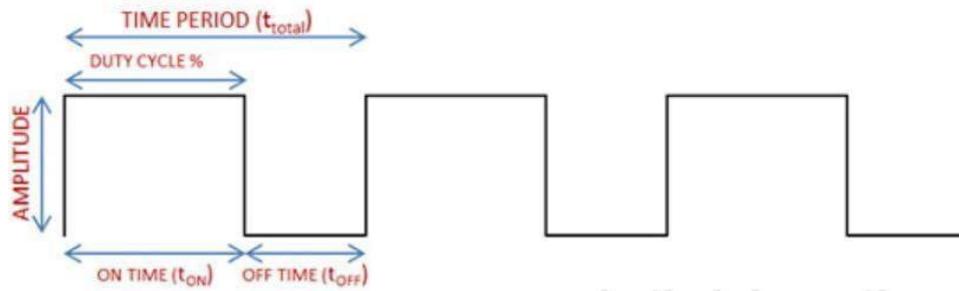
**Gambar 2.7** Blok *Close Loop*

### 2.2.4 Arduino

Arduino merupakan kombinasi perangkat keras dan lunak open source berbasis mikrokontroler sebagai sarana pengembangan elektronika yang fleksibel dan mudah digunakan. Komponen utama didalam papan Arduino adalah sebuah microcontroller 8bit dengan merk Atmega yang dibuat oleh perusahaan Atmel Corporation Berbagai papan Arduino menggunakan tipe Atmega yang berbeda-beda tergantung dari spesifikasinya.

### 2.2.5 PWM

PWM (*Pulse Width Modulation*) merupakan salah satu cara membangkitkan sebuah tegangan analog dari sebuah nilai digital. PWM pada dasarnya adalah pengaturan besarnya tegangan output dengan cara mengatur lebar pulsa yang dikirimkan pada frekuensi yang tetap dari output. Mengatur perbandingan lamanya sinyal HIGH dan LOW maka seakan akan dapat diperoleh tegangan output yang berbeda-beda. Perbandingan antara lama sinyal ON dibandingkan penjumlahan lama sinyal ON dan OFF disebut *duty cycle*. Sinyal PWM dapat dilihat pada gambar 2.8.



Gambar 2.8 Sinyal PWM

## 2.2.6 Robot Rehabilitasi

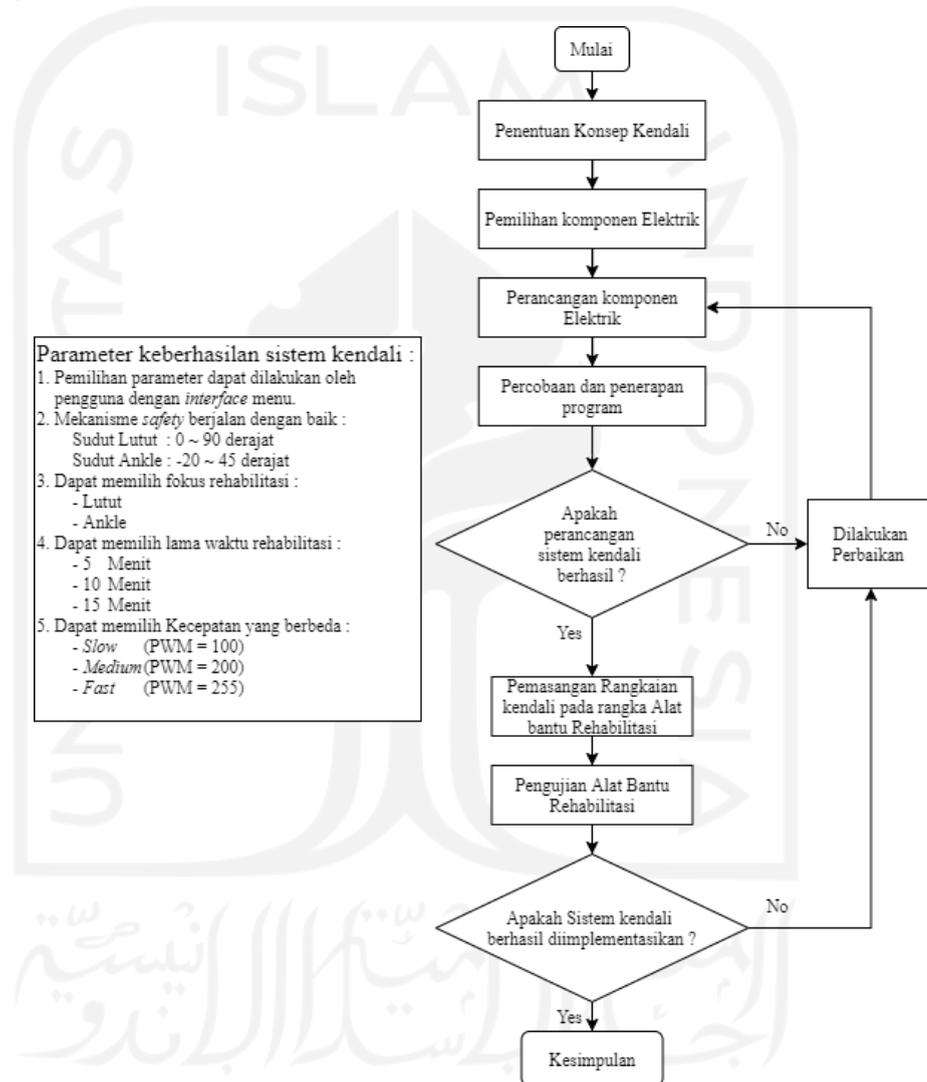
Menurut (Mastrisiswadi & Herianto, 2017), terdapat setidaknya tiga hal yang wajib ada pada alat bantu rehabilitasi. Kategori *must be* yaitu adalah robot mudah untuk dipindahkan (*portible*). Atribut harga juga mempengaruhi tingkat kepuasan konsumen. Penelitian tersebut juga menyebutkan bahwa atribut *control robot* merupakan salah satu atribut yang mempengaruhi tingkat ketidakpuasan tertinggi pada konsumen.

Hal yang lain yang tidak kalah penting adalah faktor keselamatan. Rehabilitasi cenderung bermain dengan kemampuan sudut gerak bagian tubuh, yang berarti robot perlu memiliki mekanisme *safety* untuk menghindari cedera tambahan selama proses rehabilitasi berlangsung. hal tersebut dapat diperoleh dengan memanfaatkan struktur rancang bangun dan dengan menambahkan batasan elektrik.

## BAB 3 METODE PENELITIAN

### 3.1 Alur Penelitian

Alur penelitian yang digunakan dalam penelitian ini dapat dilihat pada gambar 3.1.



**Gambar 3.1** Diagram Alur Penelitian

Penelitian dilakukan dengan menentukan konsep dasar yang akan menjadikan gambaran bagaimana alat bantu rehabilitasi ini akan bekerja. Terbentuknya konsep juga akan mengarahkan dilakukannya pemilihan komponen seperti aktuator dan sensor apa yang akan digunakan.

Setelah terpilihnya komponen, dilanjutkan dengan bagaimana perancangan komponen tersebut saling terhubung. Perancangan dilakukan sehingga terbentuk suatu rangkaian komponen elektrik yang dapat diprogram dan diimplementasikan. Perancangan komponen ini juga dilakukan dengan mempertimbangkan bagaimana jika terjadi perbaikan atau pergantian pada komponen-komponen yang digunakan. Setelah komponen terhubung, Program dapat diunggah kedalam mikrokontroler untuk menjalankan robot alat bantu rehabilitasi. Program disusun agar robot rehabilitasi dapat menggerakkan kaki dengan menerapkan parameter sudut, kecepatan dan waktu. Proses ini dilakukan hingga didapat kerja dari alat bantu rehabilitasi yang sesuai seperti yang telah di konsepskan.

Setelah sistem kendali telah terpasang pada alat bantu rehabilitasi kaki, berikutnya adalah dilakukan pengujian yang berkaitan dengan parameter yang digunakan yaitu sudut yang dihasilkan dari alat bantu rehabilitasi. Hasil dari pengujian tersebut akan menyimpulkan apakah sistem kendali ini dapat diimplementasikan kepada alat bantu rehabilitasi kaki dengan dua derajat kebebasan ini atau perlunya perbaikan dan bagaimana alat bantu ini dapat dikembangkan untuk penelitian berikutnya.

### **3.2 Konsep Kendali**

Konsep dasar dari Sistem Kendali dalam penelitian ini adalah untuk menciptakan suatu kendali untuk alat bantu rehabilitasi kaki dengan dua derajat kebebasan yang mudah untuk dikendalikan dengan memiliki mekanisme keamanan bagi penggunanya. Konsep tersebut dapat dipecah kembali menjadi beberapa point yang harus ada dalam perancangan ini, yaitu:

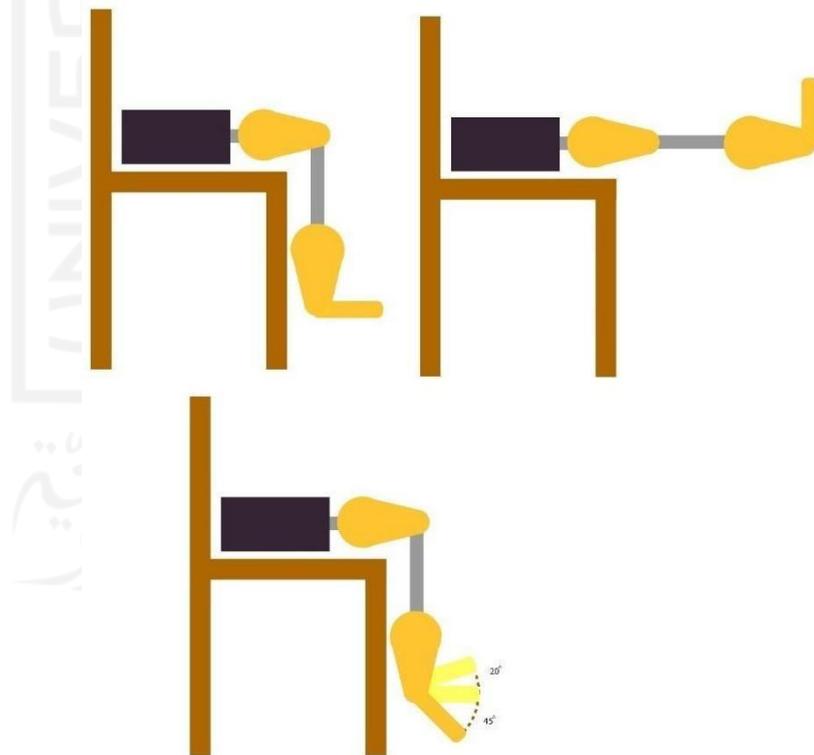
1. Keamanan: Sistem Kendali memiliki sensor pembatas gerakan dari kaki. Sensor kontak digunakan untuk menjadi referensi parameter bagi motor untuk berhenti sehingga tidak menciptakan cedera tambahan bagi penggunaannya.
2. Penggunaan Alat: Alat bantu Rehabilitasi dapat dikendalikan sendiri oleh penggunanya. Pengguna dapat mengendalikan robot rehabilitasi melalui menu yang dapat dinavigasi sendiri oleh pengguna.
3. Otomatis: Sistem dapat menggerakkan bagian kaki sesuai dengan parameter yang telah ditentukan. Parameter Mode, sudut gerak, kecepatan, dan waktu rehabilitasi

yang telah dipilih melalui menu dijadikan acuan dalam menggerakkan robot ketika eksekusi rehabilitasi.

4. Pengeluaran biaya: Pemilihan alat dan bahan dalam pembuatan sistem kendali tergolong murah untuk menekan biaya rancang bangun.

Seperti konsep yang telah didefinisikan tersebut, alat ini memerlukan suatu komponen yang berfungsi sebagai aktuator dan sensor. Aktuator yang difungsikan untuk menjadi penggerak utama menggerakkan kaki dan diperlukan Sensor yang berfungsi menjadi mekanisme pengaman dan untuk mengendalikan kondisi selama rehabilitasi.

Sesuai dengan topik alat bantu rehabilitasi kaki dengan dua derajat kebebasan, alat dirancang untuk dapat menggerakkan ekstrimis bawah untuk dapat melakukan gerakan-gerakan rehabilitasi kaki. Keperluan torsi yang tinggi sehingga dipilih motor *power window* sebagai penggerak utama. Gerakan yang akan dilakukan oleh motor *power window* dapat dilihat pada gambar 3.2.



**Gambar 3.2** Ilustrasi gerak Alat Bantu Rehabilitasi Kaki

Gerakan yang akan dilakukan oleh alat rehabilitasi adalah gerak *Flexion-Extension* untuk bagian lutut dan gerak *Dorsiflexion-Plantarflexion* untuk bagian *Ankle*. Bagian tumbuh manusia memiliki batasan gerak di setiap sendinya. AAOS (*American Academy of Ortopaedic Surgeons*) menyatakan bahwa bagian lutut mampu menciptakan gerak *flexion* dari sudut terbatas  $0^{\circ}$  sampai  $135^{\circ}$ . Sementara pada bagian *Ankle*, menciptakan gerak *Dorsiflexion-Plantarflexion* sudut gerak yang dilakukan adalah  $-20^{\circ}$  sampai  $50^{\circ}$  (Norkin & White, 2016). Namun untuk alat rehabilitasi yang dibuat dibatasi dengan menciptakan sudut sebesar  $0^{\circ}$  sampai  $90^{\circ}$  dari posisi duduk di atas kursi. Bagian *Ankle* yang ada dalam perancangan dibatasi untuk menciptakan *Dorsiflexion* sebesar  $-20^{\circ}$  dan *Plantarflexion* adalah  $45^{\circ}$ . Bentuk upaya untuk mengamankan pengguna dari cedera tambahan selama dilakukannya rehabilitasi digunakannya *Rotary Encoder* yang berfungsi membaca perputaran motor dan diletakkannya sensor *Limit Switch* yang berfungsi sebagai batas penanda maksimal gerak.

Pengguna harus dapat mengendalikan kondisi selama dilakukan rehabilitasi. Dilandasi hal tersebut, Sistem kendali alat bantu rehabilitasi kaki perlu suatu antarmuka yang difungsikan untuk pasien dapat kendalikan. Maka alat memerlukan sebuah penampil untuk mengetahui apa saja yang dapat dikendalikan oleh alat bantu rehabilitasi ini. Maka dipilihlah sebuah LCD dan *Rotary Encoder* untuk menavigasi kendali yang dilakukan. *Rotary Encoder* digunakan sebagai penavigasi menu dan LCD akan menampilkan antarmuka berupa menu untuk mengendalikan alat rehabilitasi dengan alur penggunaan seperti gambar 3.3.



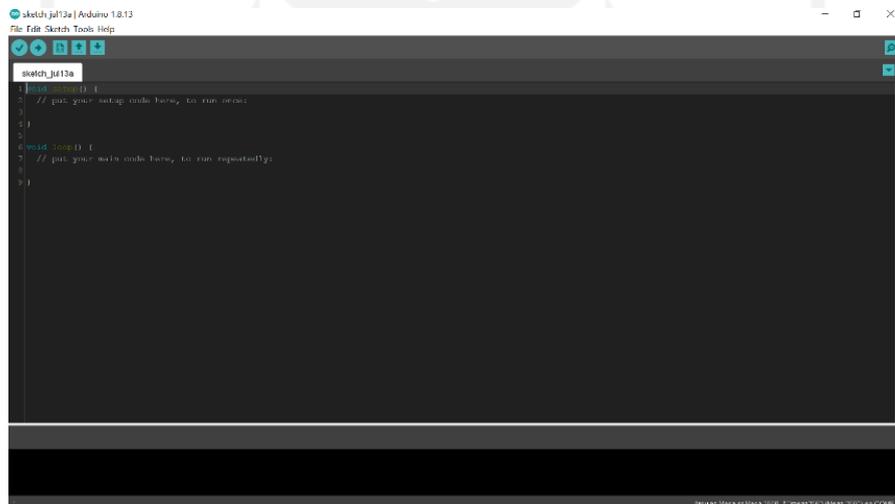
**Gambar 3.3** Alir Penggunaan

### 3.3 Alat dan Bahan

Alat dan Bahan yang digunakan dalam penelitian ini terdiri dari beberapa komponen elektrik yang akan saling berhubungan satu sama lain untuk menciptakan suatu rangkaian sistem elektrik. Berikut merupakan Alat dan bahan yang digunakan dalam perancangan Sistem Kendali Alat Bantu Rehabilitasi kaki dengan dua derajat kebebasan:

#### 1. Software Arduino IDE 1.8.13

Arduino IDE (*Intergrated Development Environment*) merupakan software yang dipergunakan untuk menulis program, melakukan *comple* menjadi kede biner dan meng-upload ke *Board* Arduino. Dasar pemrograman menggunakan Arduino adalah menggunakan Bahasa pemrograman C. berikut merupakan tampilan *software* yang digunakan dapat dilihat pada gambar 3.4.



**Gambar 3.4** Software Arduino IDE

#### 2. Arduino Mega 2560

Arduino Mega 2560 adalah Papan *Micro-Controller* yang berbasis pada Atmega 2560. Series ini didesain untuk memiliki 54 digital pin (14 pin untuk output PWM) dan 16 pin Analog, 4 UARTs, sebuah kristal osilator 16MHz, sebuah konektor USB, power jack, ICSP dan tombol reset.



**Gambar 3.5** Arduino Mega 2560

**Tabel 3.1** Spesifikasi Arduino Mega 2560 (Atmel, 2015)

<i>Microcontroller</i>	<i>ATmega2560</i>
<i>Operating Voltage</i>	<i>5V</i>
<i>Input Voltage (recommended)</i>	<i>7~12 V</i>
<i>Input Voltage (limit)</i>	<i>6~20 V</i>
<i>Digital I/O Pins</i>	<i>54( 14 PWM)</i>
<i>Analog Input Pins</i>	<i>16</i>
<i>DC Current per I/O Pin</i>	<i>40 mA</i>
<i>DC Current for 3.3 V Pin</i>	<i>50 mA</i>
<i>Flash Memory</i>	<i>256 Kb (8 Kb used by bootloader)</i>

### 3. LCD+I2C

LCD atau (*Liquid Crystal Display*) merupakan salah satu jenis *display* elektronik yang dibuat dengan teknologi CMOS *logic* yang bekerja dengan memantulkan cahaya yang ada disekelilingnya terhadap *front line* atau mentransmisikan cahaya *backlit*. I2C yang merupakan suatu modul komunikasi serial dua arah menggunakan dua saluran yang didesain khusus untuk memberikan dan menerima data (SDA & SCL).



**Gambar 3.6** LCD dan I2C

*Tabel 3.2 Spesifikasi LCD dan I2C (Handsontec, 2021b)*

<i>Compatible</i>	<i>Arduino Board atau Controller with I2C bus</i>
<i>Display Type</i>	<i>Negative White on Blue Backlight</i>
<i>I2C Address</i>	<i>0x38~0x3F</i>
<i>Supply Voltage</i>	<i>5 V</i>
<i>Interface</i>	<i>I2C to 4 bit LCD data and Control line</i>
<i>Board Size</i>	<i>(80x36) mm</i>
<i>Contrast Adjustment</i>	<i>Buid-in Potentiometer</i>
<i>Backlight Control</i>	<i>Firmware or Jumper wire</i>

#### 4. Rotary Encoder KY-040

Rotary encoder merupakan suatu komponen transuder elektromekanik yang dimanfaatkan untuk mengukur perpindahan (rotasi) pada motor. KY-040 terdiri dari 5 pin yang terdiri dari pin GND dan pin VCC yang berfungsi sebagai sumber tegangan, pin SW sebagai saklar, pin DT dan pin CLK yang berfungsi sebagai sumber data. Karena terdiri dari dua data encoder dapat mendeteksi arah perputaran.



**Gambar 3.7** *Rotary Encoder KY-040*

**Tabel 3.3** Spesifikasi *Rotary Encoder* (Handsontec, 2021c)

<i>Operating Voltage</i>	5 V
<i>Pulse/ perputaran</i>	20
<i>Output</i>	2-bit
<i>Sudut mekanikal</i>	360°
<i>Dimensi</i>	(30 x 18 x 30) mm
<i>Compatible</i>	Arduino/Raspberry Pi

#### 5. Motor Driver BTS 7960

Motor driver yang dapat menghantarkan arus hingga 43 A dan memiliki fungsi PWM didalamnya. Motor driver ini dapat menerima tegangan dari 5,5 – 27 V dan tegangan input sebesar 5V. Dengan menggunakan rangkaian full H-bridge dengan IC BTS7960 disertai heatsink sebagai pelindung saat terjadi panas dan arus berlebih.



**Gambar 3.8** Motor Driver BTS 7960

**Tabel 3.4** Spesifika Motor Driver BTS 7650 (Handsontec, 2021a)

<i>Input Voltage</i>	<i>6 ~ 27 Vdc</i>
<i>Driver</i>	<i>Dual BTS7960H Bridge Configuration</i>
<i>Peak current</i>	<i>43 Amp</i>
<i>PWM Capibility</i>	<i>Up to 25 kHz</i>
<i>Control Input</i>	<i>3.3 ~ 5 V</i>
<i>Control Mode</i>	<i>PWM or Level</i>
<i>Working Duty</i>	<i>0 ~ 100 %</i>
<i>Board size</i>	<i>(50x50x43) mm</i>
<i>Weight</i>	<i>66 g</i>

#### 6. Limit Switch

*Limit Switch* merupakan suatu saklar atau perangkat elektromekanis yang menggunakan prinsip tuas aktuator sebagai pengubah posisi kontak terminalnya (*Normally Open* ke *Normally Close* atau sebaliknya). Perubahan posisi dilakukan ketika tuas aktuator tertekan atau terdorong oleh suatu objek. Sama halnya dengan saklar, *limit switch* memiliki dua kondisi yaitu ON dan OFF.



**Gambar 3.9** *Limit Switch*

### 7. Power Supply

Catu daya adalah sebuah peralatan penyedia tegangan atau sumber daya untuk peralatan elektronika dengan prinsip mengubah tegangan listrik yang tersedia dari jaringan distribusi transmisi listrik menuju level yang diinginkan sehingga berimplikasi pada perubahan daya listrik. .



**Gambar 3.10** *Power Supply*

**Tabel 3.5** Spesifikasi *Power Supply*

<i>Input</i>	220 V AC
<i>Output</i>	10,2 V ~ 14,2 DC
<i>Rated Power</i>	120 W
<i>Max Output</i>	10 A
<i>Dimension</i>	(159 x98 x 42) mm
<i>Weight</i>	332 gr

#### 8. *Stepdown DC-DC Converter*

Modul XL4016 adalah sebuah *Stepdown* dengan 2 *heatsink*, 4 *capasitor* 470 $\mu$ f dan 2 *potensiometer* yang berguna untuk mengatur arus dan tegangan.



**Gambar 3.11** *Stepdown*

**Tabel 3.6** Spesifikasi *Stepdown* (FEC, 2021)

<i>Input</i>	DC 8~36 V
<i>Output</i>	DC 1,25~ 32 V
<i>Current</i>	12 A ( <i>Peak, max.</i> )
<i>Output Power</i>	Max 300 W
<i>Efficiency</i>	95 %
<i>Freq</i>	300 kHz
<i>Dimensions</i>	(65x47x22) mm

## 9. Motor Power Window

Motor *power window* penggerak regulator berputar searah jarum jam atau arah sebaliknya menggerakkan regulator jendela untuk dirubah menjadi gerak naik turun. Jenis motor yang digunakan pada sistem *power window* adalah motor DC. Motor listrik menggunakan energi listrik dan energi magnet untuk menghasilkan energi mekanis, operasi motor tergantung pada interaksi dua medan magnet. Secara sederhana dikatakan bahwa motor listrik bekerja dengan prinsip bahwa dua medan magnet dapat dibuat berinteraksi untuk menghasilkan gerakan tujuan motor adalah untuk menghasilkan gaya yang menggerakkan (torsi).



**Gambar 3.12** Motor Power Window

**Tabel 3.7** Spesifikasi Motor Power Window (Robotshop, 2020)

<i>Rate Speed</i>	$60 \pm 15 \text{ RPM}$
<i>Current (No Load)</i>	$< 5 \text{ A}$
<i>Current (Load)</i>	$< 15 \text{ A}$
<i>Stall Current (Locked)</i>	$< 28 \text{ A at } 12 \text{ V}$
<i>Rated Torque</i>	$30 \text{ Kg.Cm (2,9 N.m)}$
<i>Stall Torque</i>	$100 \pm 15 \text{ Kg.Cm}$
<i>Weight</i>	$696 \text{ g}$

Keseluruhan Komponen elektrik tersebut berkontribusi dalam perancangan rangkaian elektrik sistem kendali alat bantu rehabilitasi kaki dengan dua derajat kebebasan seperti yang dijelaskan pada tabel 3.8.

**Tabel 3.8** Alat dan Fungsinya

No.	Alat dan Bahan	Fungsi
1.	<i>Software</i> Arduino IDE 1.8.13	Berfungsi menulis dan meng- <i>upload</i> program ke papan Arduino
2.	Arduino Mega 2560	Berfungsi sebagai pusat kendali dari seluruh komponen dalam sistem elektrik
3.	<i>Power Supply</i> 12V10A	Sebagai Sumber tegangan yang diperlukan komponen dalam sistem kendali
4.	DC <i>Stepdown Buck Converter</i>	Sebagai Penurun tegangan yang diberikan power supply
5.	<i>Motor Driver</i> BTS7960	Sebagai modul pengendali gerakan motor DC
6.	Motor Power Window	Sebagai Penggerak Kaki menciptakan gerak Rehabilitasi
7.	LCD ( <i>Liquid Crystal Display</i> ) I2C 16x2	Sebagai penampil data yang berupa angka, simbol, dan huruf.
8.	<i>Limit Switch</i>	Sebagai pemutus dan penyambung arus listrik
9.	<i>Rotary Encoder</i> KY-040	Sebagai Sensor yang akan membaca perputaran yang dilakukan oleh poros

### 3.4 Perancangan

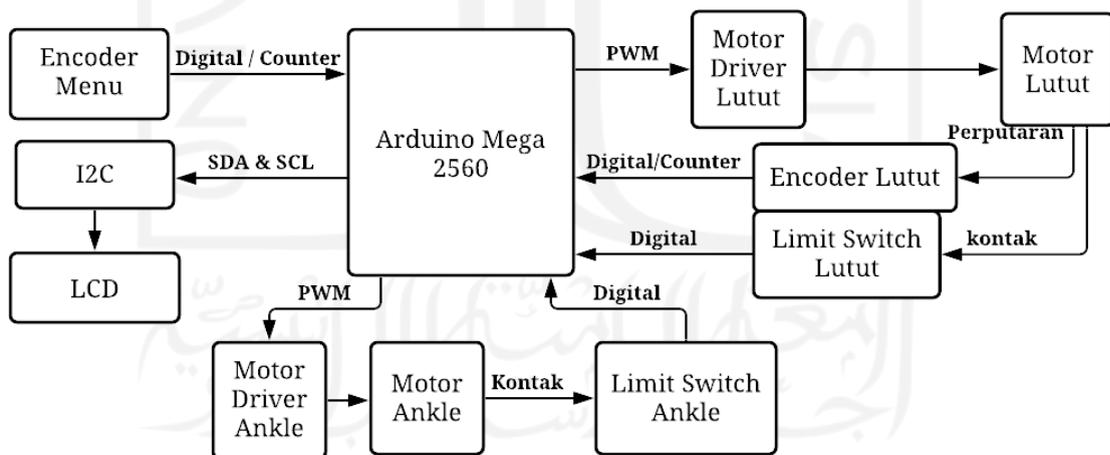
Konsep dasar dari alat bantu rehabilitasi pada penelitian ini adalah alat bantu rehabilitasi menciptakan dua derajat kebebasan. Motor digunakan sebagai penggerak utama untuk menciptakan gerak *Flexion* dan *Ekstension* di bagian lutut dan menciptakan gerak *Dorsiflexion* dan *Platarflexion* pada *Ankle*. Motor tersebut harus dapat dikendalikan dengan mudah dan memiliki mekanisme *safety* agar tidak berpotensi cedera tambahan bagi penggunaannya.

Konsep tersebut dilakukan dengan perancangan secara perangkat keras dan perangkat lunak. Perangkat keras meliputi menghubungkan komponen elektrik yang digunakan untuk alat bantu rehabilitasi kaki ini hingga dapat diprogram dan dikendalikan secara mandiri. Perancangan perangkat lunak meliputi program yang akan terdiri pengaturan parameter Kecepatan, Sudut, dan Waktu yang diterapkan oleh alat bantu rehabilitasi kaki dengan dua derajat kebebasan.

### 3.4.1 Perancangan Perangkat Keras

#### 3.4.1.1 Rangkaian Komponen Elektrik

Prinsip kerja alat bantu rehabilitasi ini menyerupai kerja mesin 3D *printer* yang terdapat pada Lab Mekatronika. Prinsip kerjanya adalah terdapat menu yang menampilkan parameter kendali yang akan diterapkan oleh mesin. Mesin 3D *Printer* menggunakan referensi parameter posisi dengan *limit switch* untuk mengetahui posisi dari gerakan motor *stepper* agar tidak melebihi batas kerja mesin. Mengambil hal tersebut perancangan perangkat keras diciptakan serupa dengan mesin 3D *printer*.

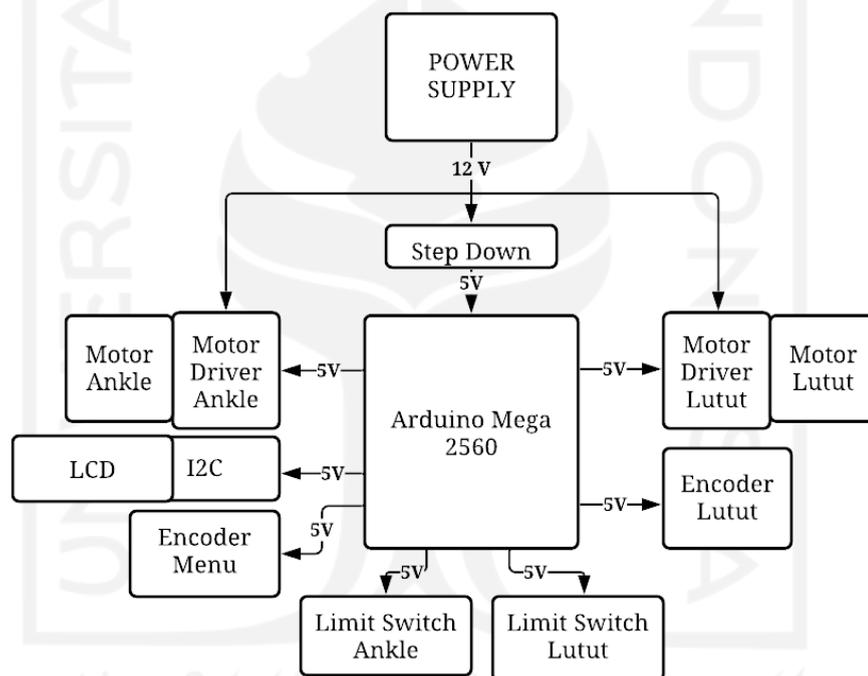


**Gambar 3.13** Rangkaian Komponen Elektrikal

Prinsip kerja dari alat bantu Rehabilitasi ini adalah dengan menggunakan *rotary encoder* untuk melakukan pemilihan parameter dalam menu yang akan ditampilkan LCD. Parameter yang telah dipilih akan diolah oleh Arduino untuk

mengendalikan gerak motor. Gerak motor akan dibatasi oleh *limit switch* sebagai referensi batas gerakan motor dan *rotary encoder* sebagai pembaca sudut gerak yang diciptakan motor dalam melakukan rehabilitasi kaki.

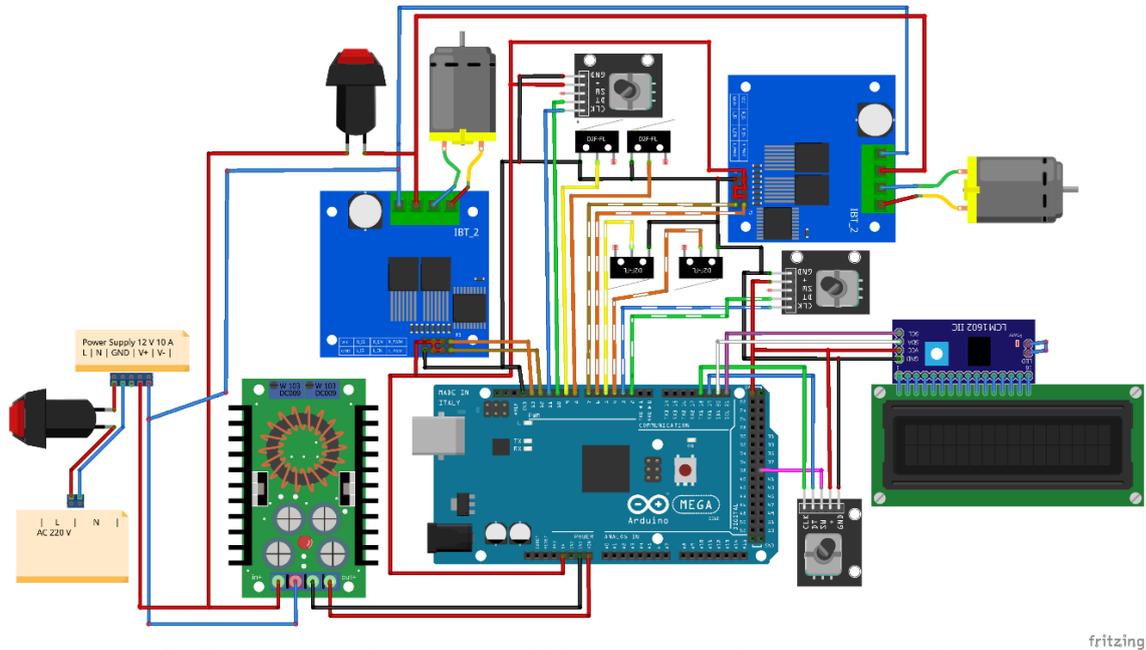
Sumber tegangan yang diperlukan rangkaian komponen elektrik menggunakan *Power Supply* yang mengubah tegangan rumahan yang sekitar 220 *Volt* menjadi 12 *Volt* sesuai dengan spesifikasi keperluan tegangan motor *Power Window* melalui *Motor Driver*. Arduino juga memerlukan sumber tegangan setidaknya 5-7 *Volt* sehingga ditambahkan komponen *stepdown* untuk menurunkan tegangan *power supply* yang 12 *Volt* menjadi 5 *Volt*. Berikut merupakan gambaran rangkaian sumber tegangan pada gambar 3.14.



**Gambar 3.14** Rangkaian Sumber Tegangan

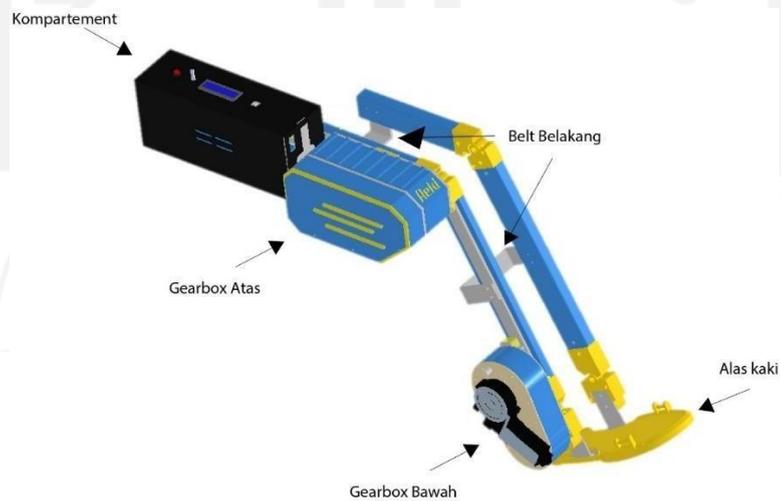
Seluruh rangkain tersebut diatur sedemikian rupa didalam *box compartement* yang akan dipasang pada bagian *shank* atas atau pada bagian paha sehingga pengguna memiliki akses yang mudah untuk melakukan kendali terhadap alat bantu rehabilitasi.

Ilustrasi rangkaian elektrik yang digunakan dalam perancangan sistem kendali alat bantu rehabilitasi kaki dengan dua derajat kebebasan dapat dilihat pada gambar 3.15



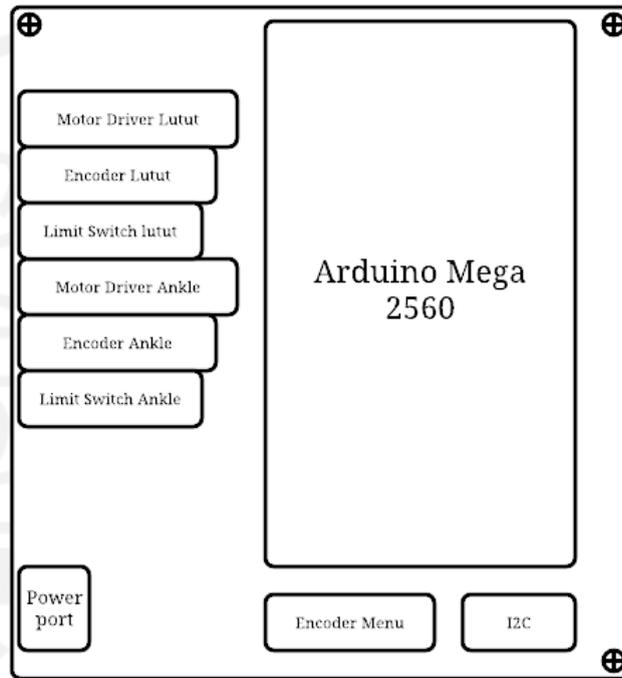
Gambar 3.15 Rangkaian Elektrik

Rangkaian tersebut akan diletakkan ke dalam *box compartment* yang telah dirancang seperti pada gambar 3.16.



Gambar 3.16 Desain Rancang bangun Alat Bantu Rehabilitasi kaki

Rangkaian elektrikal yang ingin diwujudkan adalah rangkaian komponen elektrikal seperti yang ditunjukkan pada gambar 3.12, maka dilakukan perakitan PCB berperan sebagai penyambung antara Arduino sebagai pusat otak dari seluruh rangkaian dan juga sebagai pembagi sumber tengangan bagi komponen-komponen elektrik lainnya. Perancangan PCB dibuat dengan layout seperti pada gambar 3.17.



**Gambar 3.17** *Layout* Rancangan PCB

Berikut merupakan tabel 3.9 yang berisikan tambahan alat dan bahan yang diperlukan dalam perakitan PCB

**Tabel 3.9** Komponen Tambahan

1.	PCB	Sebagai media penghubung pin dan sumber tengangan dari Arduino
2.	<i>Connector XH</i>	Sebagai penghubung komponen input dan output dengan Arduino
3.	<i>Block Terminal Connector</i>	Sebagai penghubung port penghubung tegangan antara Stepdown ke Arduino melalui PCB

4.	Kabel <i>jumper</i>	Sebagai penghubung komponen elektrik PCB
5.	<i>Pushbutton Detent</i>	Sebagai saklar pemutus dan penghubung sumber tegangan listrik
6.	<i>Acrylic</i>	Sebagai tempat meletakkan sistem elektrik.

Sumber tegangan dari *Power Supply* yang telah diturunkan oleh *Stepdown* akan dialirkan melalui *block terminal connector* dihubungkan kepada Arduino. Arduino melalui *pin header* yang telah disolder pada PCB menghubungkan berbagai komponen elektrik melalui kabel *jumper* dengan *connector xh*. Salah satu alasan yang mendasar penggunaan *connector* tersebut adalah untuk menghindari terjadinya kesalahan pemasangan kebel pada setiap pinnya.

Layout yang telah ditampilkan pada gambar 3.17 direalisasikan dengan hasil dari perancangan PCB dapat dilihat pada gambar 3.18.



**Gambar 3.18** PCB

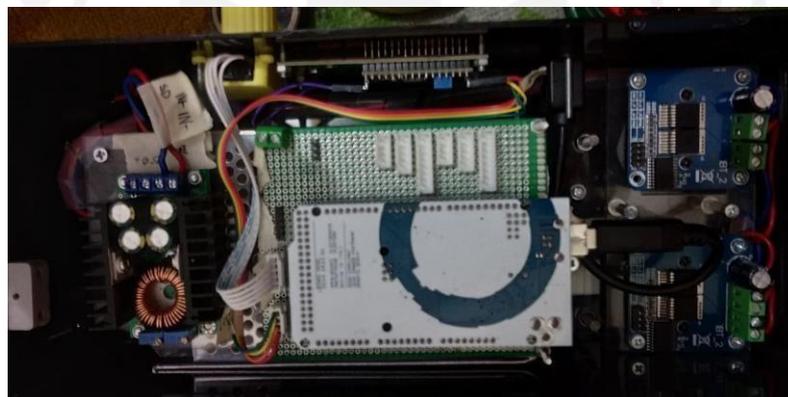
Pembagian tegangan yang telah ditampilkan pada gambar 3.14, memerlukan *power supply* untuk menurunkan tegangan rumahan agar dapat menjadi input tegangan 12 Volt untuk Motor *Power Window* dan diperlukan juga *Stepdown* untuk menurunkan tegangan output dari *Power Supply* agar dapat dialirkan ke Arduino dan Komponen elektrik lainnya yang memerlukan tegangan

5 Volt. Kedua komponen elektrik tersebut memerlukan tempat yang memadai didalam *box compartement*. Maka dari itu, komponen tersebut dapat diletakan secara bertingkat seperti pada gambar 3.19.



**Gambar 3.19** Rangkaian Komponen Elektrikal

Rangkaian yang telah disusun seperti gambar 3.19, dapat diletakkan dalam satu *box Compartement* seperti gambar 3.20.



**Gambar 3.20** *Box Compartement*

### 3.4.1.2 Support 3D Printing

Alat Rehabilitasi dirancang untuk menciptakan gerakan-gerakan rehabilitasi seperti pada lutut yaitu gerakan *Flextion-Extention* dengan sudut gerak  $0^{\circ}$  sampai  $90^{\circ}$  dan *ankle* dengan gerakan *Dorsiflexion-Platarflexion* menghasilkan sudut gerak  $-20^{\circ}$  sampai  $45^{\circ}$ . Perintah untuk melakukan gerakan tersebut, dilakukan dalam menu yang ditampilkan dalam LCD yang dinavigasi oleh *rotary encoder*. Oleh karena itu, diperlukan suatu *support* untuk *shaft rotary encoder* agardapat mempermudah pembacaan gerakan navigasi yang dilakukan oleh penggunanya.

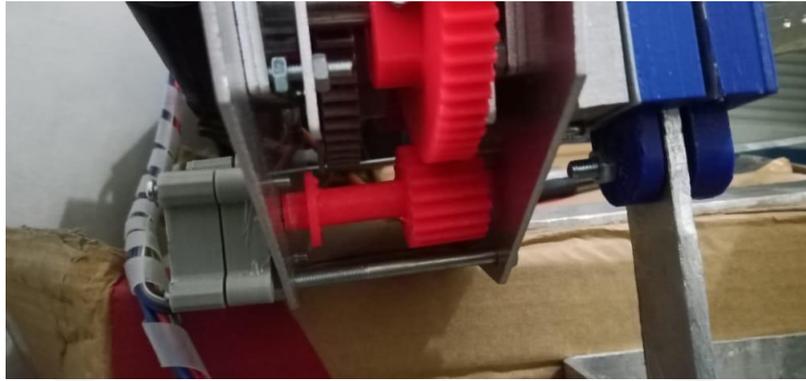


**Gambar 3.21** *Knop Rotary Encoder Menu*

Beberapa komponen lainnya memerlukan kontak fisik untuk dapat memperoleh data yang nantinya akan diolah oleh Arduino Mega. Beberapa dari komponen tersebut adalah *Rotary Encoder* untuk membaca perputaran yang dilakukan oleh motor.

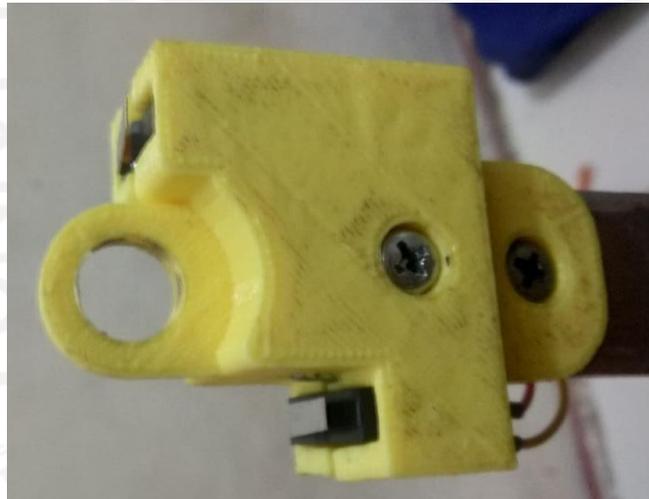
Rancang bangun dari alat bantu rehabilitasi kaki dengan dua derajat kebebasan mengharuskan untuk *reduce* kecepatan dari motor sekaligus meningkatkan torsi dengan memasang *gearbox*. *Gearbox* lutut terdiri *spur gear* yang dari 4 *gear* yang disusun untuk menciptakan rasio gear 1:20,25. Bagian *gearbox ankle* terdiri dari 3 *gear* yang disusun untuk menciptakan rasio gear 1:12. Komposisi gear tersebut dinamai *gear input*, *gear transisi*, dan *gear output*. Adanya *gearbox* memberikan beberapa pilihan bagi *rotary encoder* untuk melakukan pembacaan perputaran selain kepada *shaft motor power window*. Dipilihlah *gear output* untuk dilakukan pembacaan *rotary encoder* dikarenakan *gear output* merupakan gerak yang menghasilkan sudut yang sama dengan sudut yang dihasilkan kaki ketika rehabilitasi dilakukan.

*Rotary Encoder* motor ditambahkan support 3D *printing* berupa *Gear*, sehingga *Shaft Rotary Encoder* yang ada pada *gearbox* dapat membaca perputaran motor untuk menciptakan sudut gerak kaki. *Gear Rotary Encoder* dapat dilihat pada gambar 3.22.



**Gambar 3.22** *Gear Rotary Encoder Motor*

*Limit Switch* difungsikan sebagai pemberi sinyal kepada arduino bahwa motor telah menggerakkan kaki mencapai ke batas sudut dari ROM-nya. Maka dari itu, *Limit Switch* harus diletakan pada posisi tertentu agar rehabilitasi dapat mencapai sudut yang optimal. Posisi bagian lutut dipasangkan *support holder limit switch* seperti pada gambar 3.23 dan gambar 3.24 agar mengoptimalkan batasan gerakan rehabilitasi *Flexion-Ekstension* atau menciptakan gerakan 0-90 derajat.

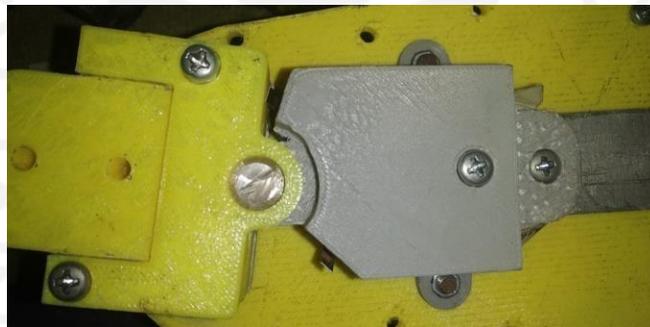


**Gambar 3.23** *Support Holder Limit Switch*



**Gambar 3.24** Posisi *Support Holder Limit Switch* Lutut

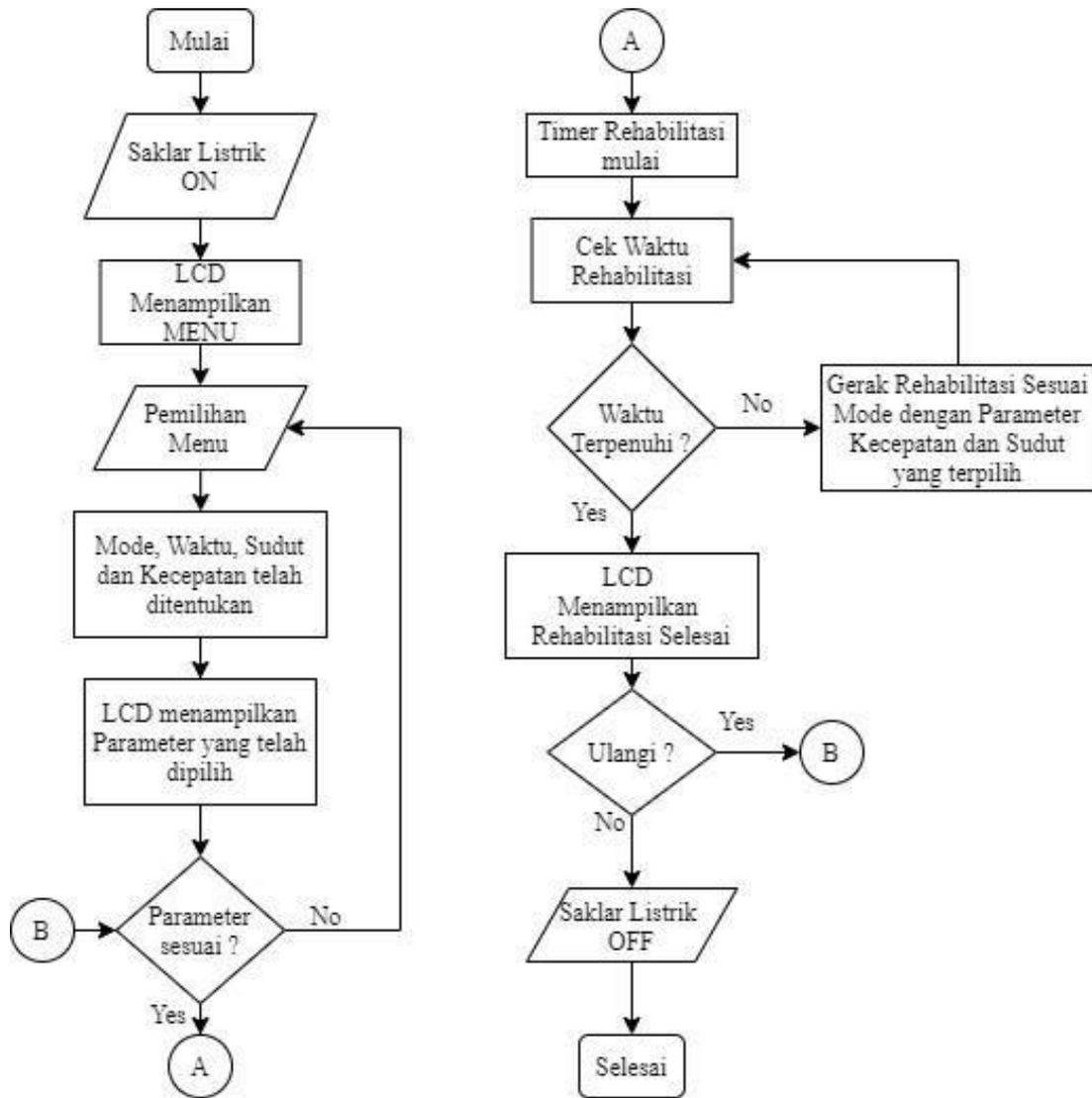
Bagian *Ankle* juga dibuatkan *support holder limit switch* sebagai upaya untuk meletakkan *limit switch* di posisi yang optimal agar dapat menciptakan gerakan *Dorsiflexion-Platarflexion* atau menciptakan  $20^\circ$  keatas dan  $45^\circ$  derajat kebawah. Seperti yang dapat dilihat pada gambar 3.25.



**Gambar 3.25** Posisi *Support Holder Limit Switch* Ankle

### **3.4.2 Perancangan Perangkat Lunak**

Perancangan perangkat lunak dilakukan dengan menggunakan software Arduino IDE 1.8.13. Software tersebut digunakan untuk merancang dan mengunggah program dari laptop ke *microcontroller* Arduino Mega 2560. Program yang dirancang sederhana mungkin supaya dapat diterapkan pada alat bantu rehabilitasi dan mudah untuk dikendalikan penggunaanya. Berikut merupakan logika pemerograman yang dapat dilihat pada gambar 3.26.

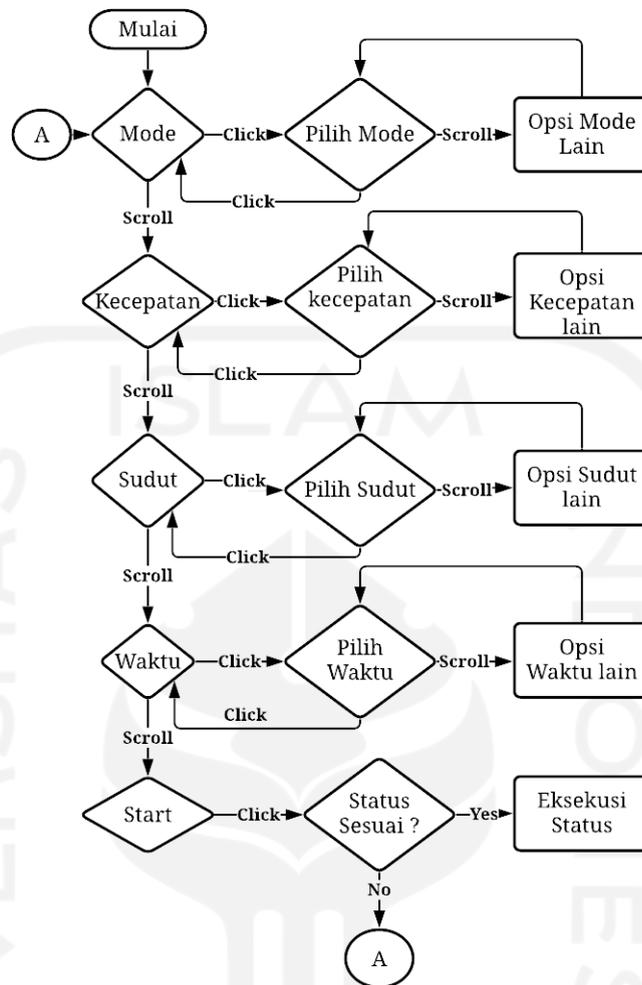


**Gambar 3.26** Logika Pemerograman

### 3.4.2.1 Aternatif Antar Muka 1

#### 1. Menu

Sistem kendali yang dirancang akan menampilkan menu sebagai antarmuka pertama yang ditemui oleh pengguna alat bantu rehabilitasi kaki ini. Hal yang pertama dilakukan adalah LCD menampilkan menampilkan menu. Didalam menu terdapat beberapa variabel yang akan dipilih oleh pengguna seperti “Mode”, “Kecepatan”, “Sudut” dan “Waktu”. Berikut merupakan logika Pemerograman menu yang ditampilkan pada gambar 3.27.



**Gambar 3.27** Logika Pemerograman Menu

*Rotary Encoder* Menu digunakan untuk menavigasi menu yang ada dalam sistem kendali alat bantu rehabilitasi kaki dengan cara memutar searah jarum jam atau sebaliknya. Prinsip kerja mekanisme tersebut adalah dengan menggunakan perputaran pada *Rotary Encoder* sebagai *counter*. Hasil *Counter* tersebut digunakan sebagai perpindahan menu satu ke menu lainnya. *Rotary Encoder* KY-040 dilengkapi dengan *switch button* pada shaft-nya, fitur tersebut digunakan sebagai *pushbutton* untuk membuka submenu yang berisi pilihan variabel yang ada. Setelah pemilihan pada menu, LCD akan menampilkan kembali variabel yang telah dipilih untuk di periksa kembali sebelum dieksekusi.

Variabel yang telah dimasukan pada menu akan menjadi parameter untuk motor menjalankan rehabilitasi. Variabel Mode akan mengaktifkan motor mana

yang akan bergerak apakah motor pada bagian lutut, atau bagian Mata kaki. Variabel Sudut berfungsi sebagai pembatas dari gerak motor. Sudut yang dapat dipilih adalah “30°”, “45°” dan “90°”. Variabel waktu yang berfungsi untuk mematikan motor apabila telah melampaui batas yang telah diberikan. Waktu yang dapat dipilih adalah “5, 10, dan 15” menit. Kemudian adalah Variabel Kecepatan akan menjadi acuan bagi motor untuk berputar. Hal tersebut dilakukan dengan metode PWM dari motor *power window*. Variasi kecepatan dan PWM-nya dapat dilihat pada tabel 3.10. kecepatan tersebut dibagi menjadi “Slow” dengan nilai PWM 100, “Medium” dengan nilai PWM 200 dan “Fast” dengan nilai PWM 255.

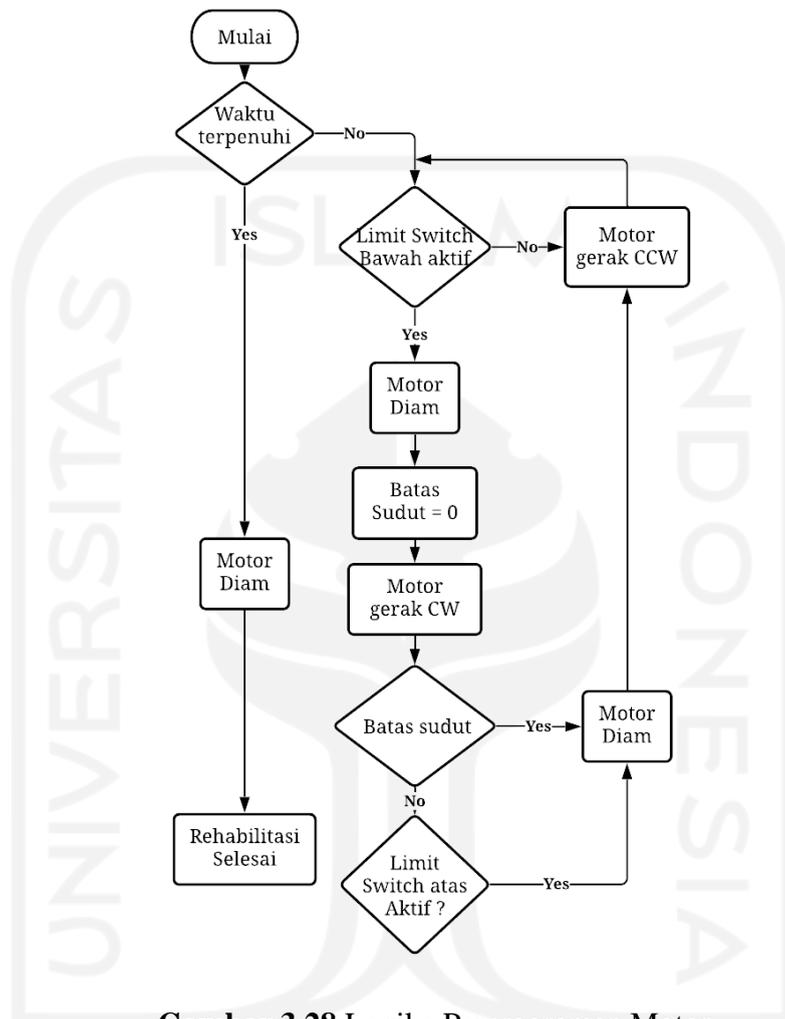
**Tabel 3.10** Variasi Kecepatan

Mode	PWM	Arah	Sudut Tempuh (derajat)	Sudut Tempuh (rad)	Waktu Tempuh (s)	Kecepatan Sudut ( rad/s)	Kecepatan (RPM)
Lutut	255	Naik	90	1,57	4,46	0,35	3,36
		Turun			3,37	0,47	4,45
	200	Naik			6,68	0,24	2,25
		Turun			4,5	0,35	3,33
	100	Naik			18,3	0,09	0,82
		Turun			10,91	0,14	1,37
Ankle	255	Naik	65	1,13	2,63	0,43	4,12
		Turun			2,5	0,45	4,33
	200	Naik			3,71	0,31	2,92
		Turun			3,56	0,32	3,04
	100	Naik			8,89	0,13	1,22
		Turun			8,23	0,14	1,32

Kecepatan yang telah tercantum pada tabel 3.10 menunjukkan kecepatan yang akan dilakukan oleh robot rehabilitasi kaki. Kecepatan gerak selama rehabilitasi sudah secara umum harus berada dibawah kecepatan gerak pada kondisi normal. penelitian (Christianto & Kaelani, 2013) yang menyebutkan bahwa kecepatan sudut dari orang berjalan normal adalah senilai 12,22 rad/s dan pada kecepatan ankle adalah 1,61 m/s dibagikan dengan jarak shaft ke alas kaki 0,6m sehingga diperoleh 2,68 rad/s. sehingga dapat diasumsikan bahwa kecepatan yang diciptakan robot rehabilitasi masih berada pada kecepatan yang aman.

## 2. Eksekusi Motor

Variabel yang telah dipilih kemudian di eksekusi dengan logika pemrograman seperti pada gambar 3.28.



**Gambar 3.28** Logika Pemrograman Motor

Kondisi awal motor akan bergerak kearah bawah atau menciptakan gerak *Flexion*. Motor akan terus bergerak melawan arah jarum jam sampai bertemu dengan *limit switch* bagian bawah. Menyentuhnya rangka dengan *limit switch* bawah digunakan sebagai referensi bahwa kaki sedang menciptakan sudut nol dan siap untuk melakukan gerak *Extention*. Setelah beberapa detik motor akan bergerak searah jarum jam atau melawan gerakan sebelumnya hingga mencapai batas sudut atau menyentuh *limit switch* pada bagian atas dan setelah beberapa saat akan

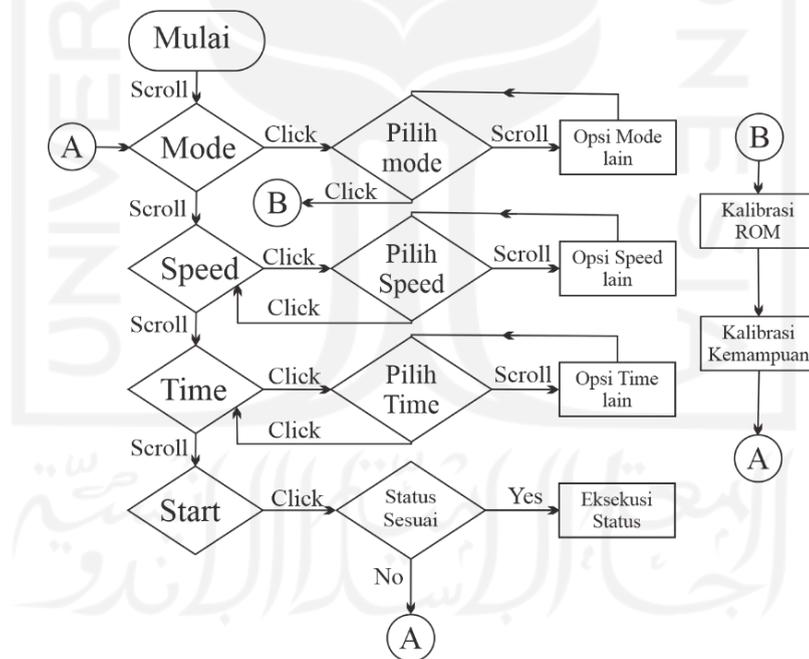
kembali ke posisi sudut nol nya. *Flexion dan Extention* akan terus berulang hingga waktu yang telah dipilih tercapai atau rehabilitasi selesai.

### 3.4.2.2 Alternatif Antar Muka 2

#### 1. Menu

Didalam logika pemrograman menu pada gambar 3.27, dirasa masih terdapat permasalahan dalam memperkirakan keperluan pasien pada bagian parameter sudut. Logika pemrograman tersebut, menggunakan menu ‘Sudut’ menentukan kemampuan pengguna menggerakkan bagian kaki tertentu melalui pilihan besaran satuan sudut derajat yang telah disediakan.

Hal tersebut memunculkan keraguan, karena akan sangat memungkinkan bahwa pengguna dari alat tersebut tidak mengetahui secara spesifik seberapa besar derajat kemampuan gerakannya. Menyelesaikan masalah tersebut, dilakukan pembaruan logika pemrograman menjadi seperti pada gambar 3.29.



**Gambar 3.29** Modifikasi Logika Pemrograman Menu

Letak perbedaan dari Logika pemrograman menu sebelumnya adalah pada penentuan sudut yang digantikan dengan adanya kalibrasi. Adanya kalibrasi difungsikan untuk mencatat secara sebenarnya kemampuan gerak dari pengguna

alat bantu rehabilitasi sehingga menambah *safety* yang ada pada alat bantu kehabilitasi kaki.

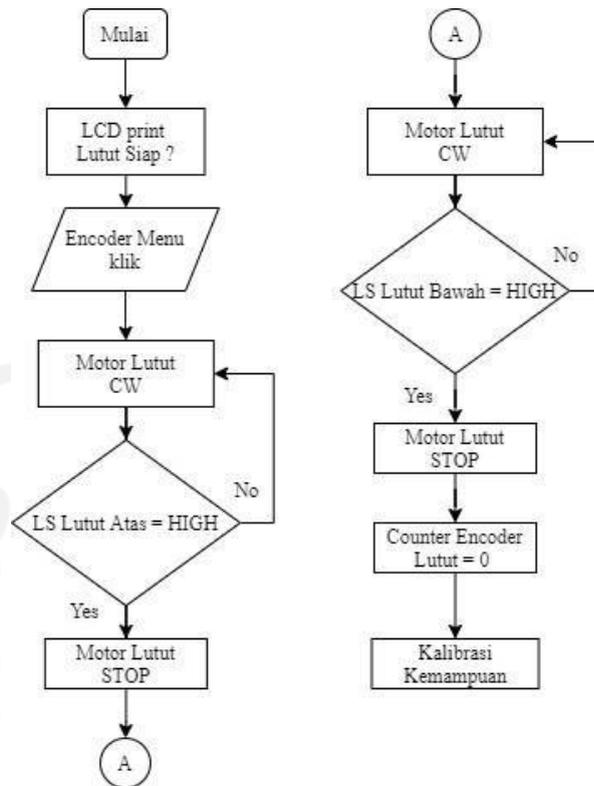
## 2. Kalibrasi

Kalibrasi dilakukan dengan tujuan untuk memperoleh batasan sudut yang sebenarnya oleh pengguna alat rehabilitasi kaki. Kalibrasi yang dilakukan dibagi menjadi dua kalibrasi yaitu kalibrasi ROM dan Kalibrasi Kemampuan.

### a. Kalibrasi ROM

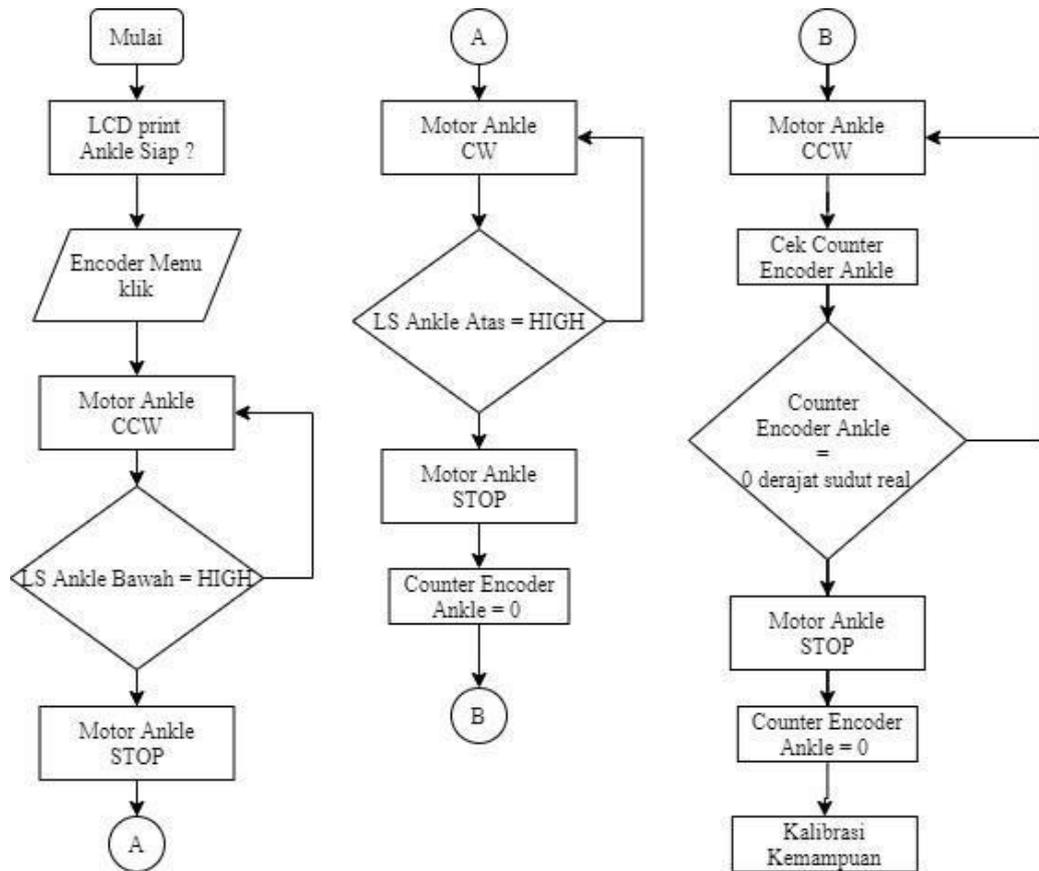
Logika Pemerograman ini difungsikan untuk menjamin *safety* dengan memastikan *limit switch* dapat mengirimkan sinyal bahwa motor telah mencapai batas akhir ROM. Selain menjamin *safety*, logika ini juga memposisikan motor dan *rotary encoder* motor untuk siap melakukan kalibrasi kemampuan kaki pengguna.

*Limit switch* menjadi pemeran utama sebagai referensi posisi dimana sudut nol berada. Sudut nol yang diterapkan pada lutut berbeda dengan yang akan diterapkan pada matakaki. ketika mode lutut, sudut nol akan dimulai ketika saat *limit switch* lutut bawah mendeteksi kontak. Sehingga proses kalibrasi nantinya akan dimulai dengan gerak *Extention* atau motor berputar ke arah jarum jam seperti yang yang ditampilkan pada gambar 3.30



**Gambar 3.30** Logika Pemrograman Kalibrasi ROM (Lutut)

Berbeda dengan lutut, mode *Ankle* menciptakan gerakan *Dorsiflexion-Platarflexion* dengan sudut yang dihasilkan pada *Ankle* yaitu  $20^\circ$  keatas dan  $45^\circ$  kearah bawah kaki. Sudut nol pada mode *Ankle* adalah posisi telapak kaki seperti posisi berdiri atau tegak lurus dengan lantai. Meciptakan posisi nol diperlukan *limit switch* dan *Rotary encoder*. Logika pemerograman ROM *Ankle* dapat dilihat pada seperti gambar 3.31.

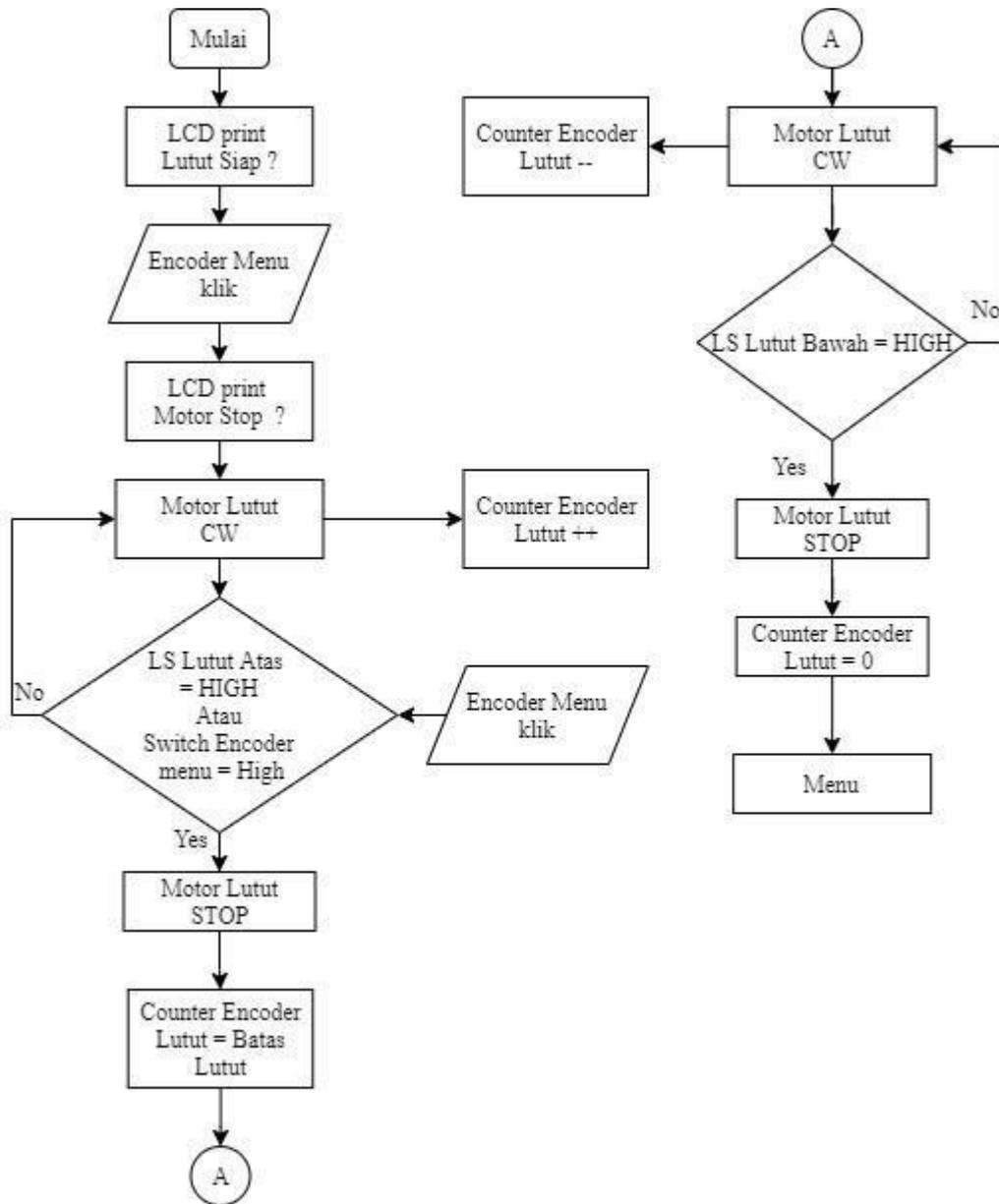


**Gambar 3.31** Logika Pemrograman Kalibrasi ROM (Ankle)

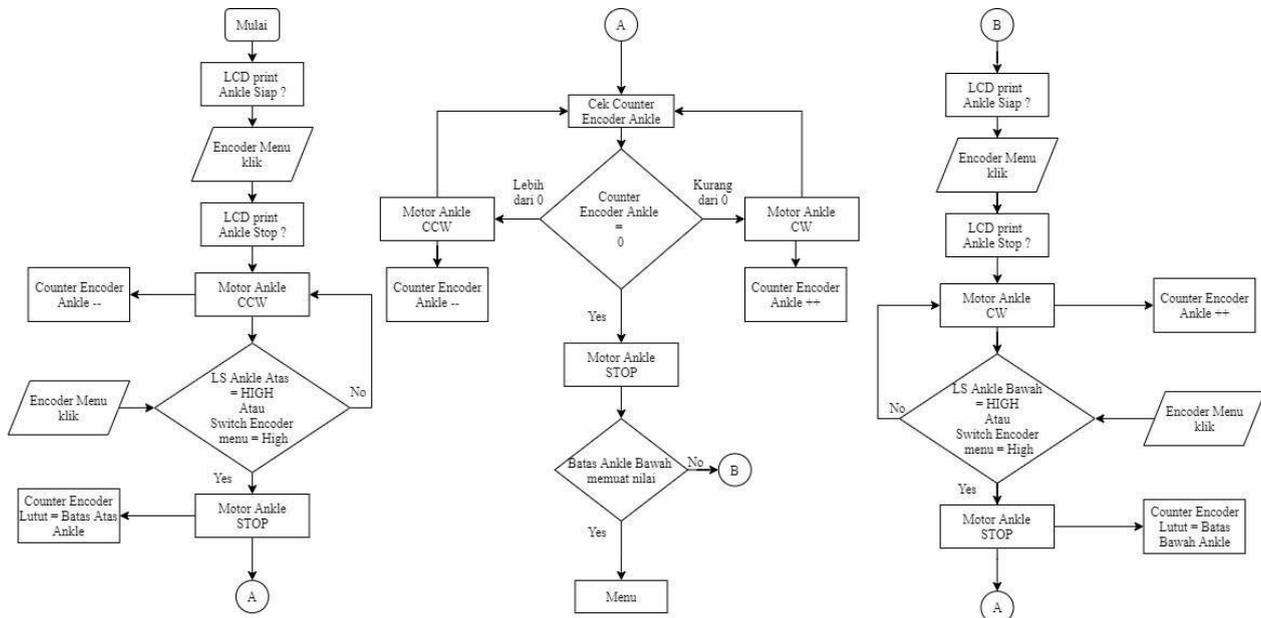
#### b. Kalibrasi Kemampuan

Kalibrasi kemampuan bertujuan untuk menentukan batasan sudut kemampuan kaki pasien untuk menggerakkan kakinya. Batas sudut merupakan antisipasi ketika menghadapi pasien dengan kekakuan sendi. Batas sudut diperoleh setelah dilakukannya Kalibrasi ROM dan dimulai dengan cara menekan *shaft rotary encoder* menu.

Berikut merupakan Kalibrasi kemampuan pada lutut yang ditunjukkan pada gambar 3.32 dan kalibrasi kemampuan Ankle yang ditunjukkan pada gambar 3.33. Kalibrasi kemampuan dilakukan dengan tujuan memperoleh batas kemampuan yaitu bersisi sudut batas gerak yang nantinya akan dijadikan acuan untuk membatasi gerak motor pada eksekusi. Setelah kalibrasi selesai dilakukan program akan diarahkan kembali ke menu untuk dilakukannya pemilihan parameter waktu dan kecepatan gerak rehabilitasi.



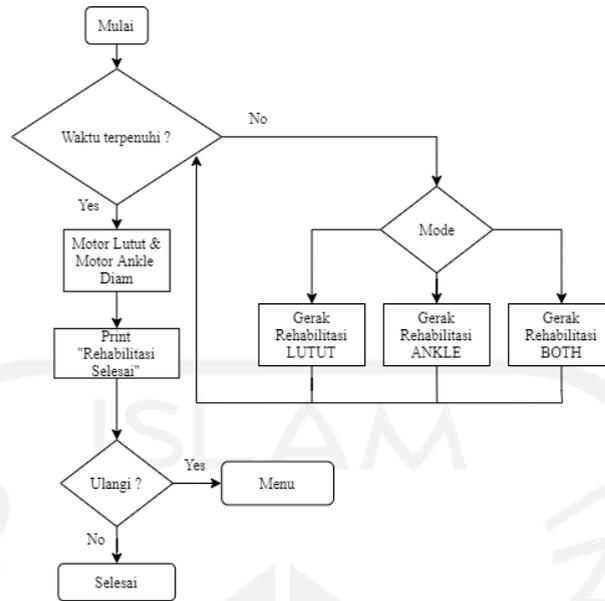
**Gambar 3.32** Logika Pemrograman Kalibrasi Kemampuan Lutut



**Gambar 3.33** Logika Pemrograman Kalibrasi Kemampuan *Ankle*

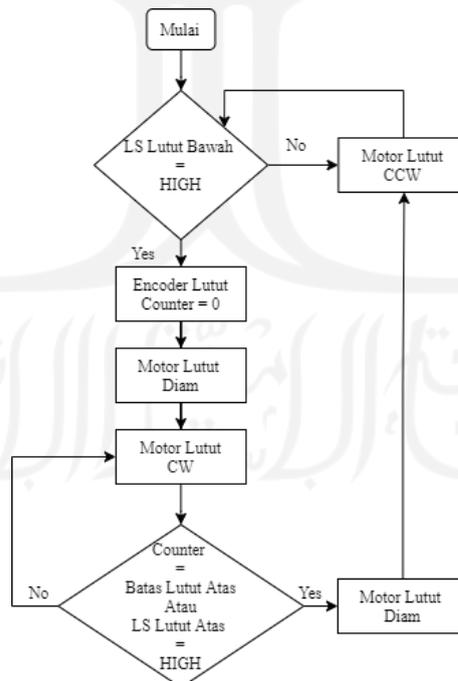
### 3. Gerak Rehabilitasi

Rehabilitasi hanya dapat dilakukan setelah Kalibrasi, validasi waktu dan kecepatan telah dilakukan. Setelah parameter tersebut telah terpenuhi selanjutnya dapat dilakukan rehabilitasi kaki. Rehabilitasi dilakukan dengan menitik beratkan waktu yang telah diatur. Ketika waktu mulai berjalan, program akan diarahkan berdasarkan mode mana yang dipilih apakah Lutut, *Ankle*, atau *Both* yang berarti menjalankan Mode Lutut dan Mode *Ankle*. Secara garis besar logika pemrograman ditunjukkan pada gambar 3.34.

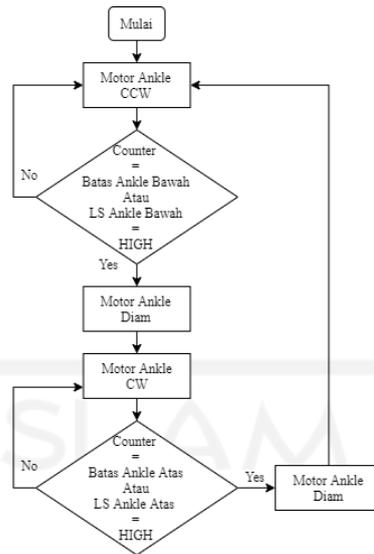


**Gambar 3.34** Logika Pemrograman Rehabilitasi Kaki

Mode yang dipilih pada menu menentukan logika pemrograman yang akan berjalan selama masa rehabilitasi. Gambar 3.35 terdapat logika pemrograman gerak mode lutut. Gambar 3.36 merupakan logika pemrograman gerak mode *ankle*.

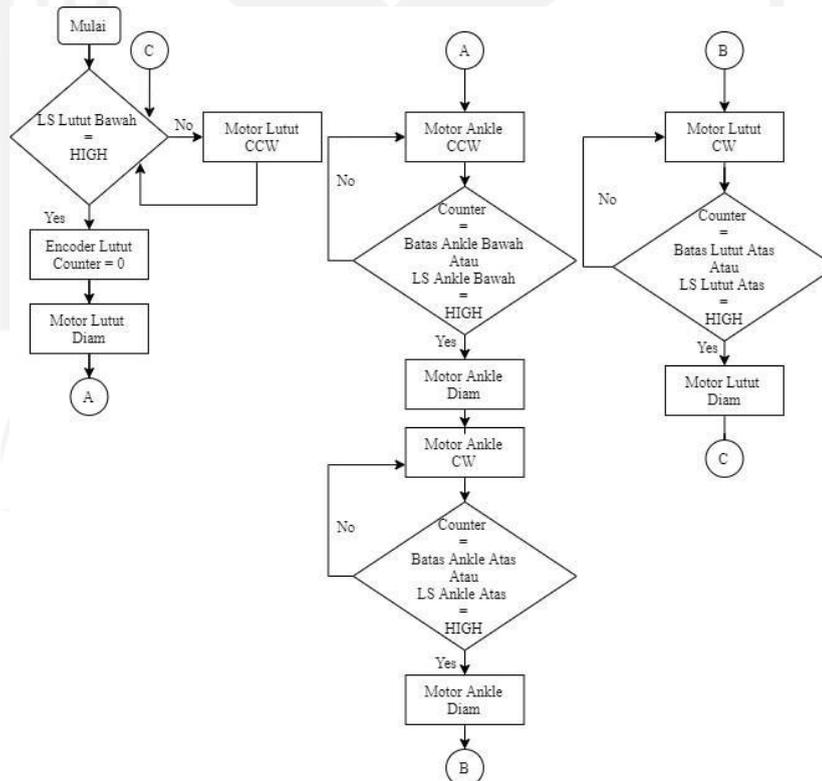


**Gambar 3.35** Logika Pemrograman Gerak Mode Lutut



**Gambar 3.36** Logika Pemrograman Gerak Mode *Ankle*

Mode *Both* merupakan pergabungan dari program Mode Lutut dan Mode *Ankle* yang dilakukan secara bergantian dalam 1 siklus dari mode *ankle* terlebih dahulu kemudian dilanjutkan mode lutut.



**Gambar 3.37** Logika Pemrograman Gerak Mode *Both*

### 3.5 Metode Pengujian

Setelah perancangan dilakukan, langkah berikutnya adalah melakukan pengujian terhadap sistem kendali alat bantu rehabilitasi kaki. Rehabilitasi sangat bergantung terhadap kemampuan gerak sudut yang diciptakan. Maka dari itu, pengujian yang akan dilakukan adalah mengenai kepresisian sudut yang diciptakan oleh alat bantu rehabilitasi kaki.

Pengujian Kepresisian dilakukan dengan mengatur alat bantu rehabilitasi untuk menciptakan gerak sudut tertentu, hasil sudut sebenarnya akan dibacadengan menggunakan busur sehingga akan diperoleh selisih perbedaan sudut yang diharapkan dan sudut yang sebenarnya. Pengujian tersebut dilakukan pada mode lutut dan mode *ankle* sebanyak masing masing 5 kali terhadap variasi sudut yang ditentukan dan variasi pilihan kecepatan.

Berdasar hasil pengujian tersebut, dilakukan analisis dan pembahasan seputar kinerja dari Sistem kendali alat bantu rehabilitasi kaki sehingga diakhir dapat ditarik kesimpulan dan saran yang dapat bermanfaat bagi penelitian mengenai topik serupa.

## BAB 4

### HASIL DAN PEMBAHASAN

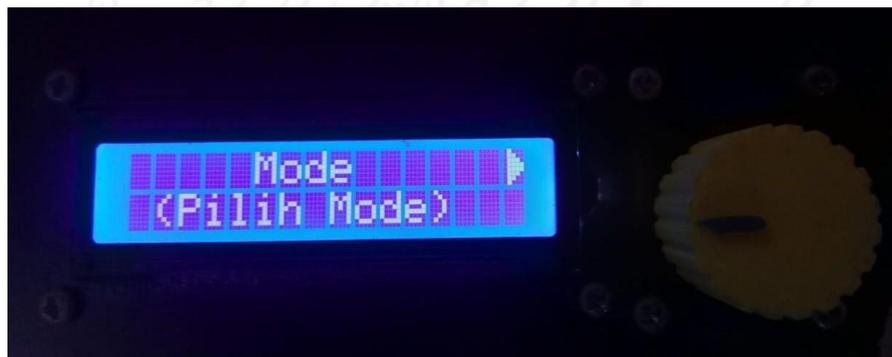
#### 4.1 Hasil Perancangan

Alat bantu Rehabilitasi kaki dengan dua derajat telah dirancang dan dioperasikan oleh pengguna sebagaimana ditunjukkan pada gambar 4.1.



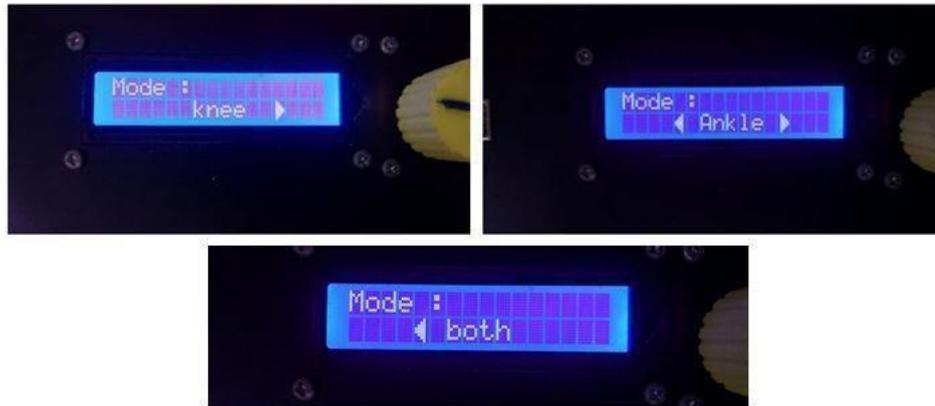
**Gambar 4.1** Posisi Pengendalian

Ketika alat dinyalakan, LCD akan menampilkan menu dengan beberapa parameter. Parameter yang pertama adalah menu 'Mode' yang dapat dilihat pada gambar 4.2. Mode digunakan untuk memilih bagian kaki mana yang akan digerakan. Bagian tubuh yang dapat dipilih akan ditampilkan ketika 'Mode' dipilih dengan menekan *shaft rotary encoder* disebelah kanan LCD.



**Gambar 4.2** Menu *Mode*

Terpilihnya Menu mode, akan memerintahkan LCD untuk menampilkan submenu yang dapat dipilih yaitu 'Knee', 'Ankle' dan 'Both' yang ditampilkan seperti pada gambar 4.3.



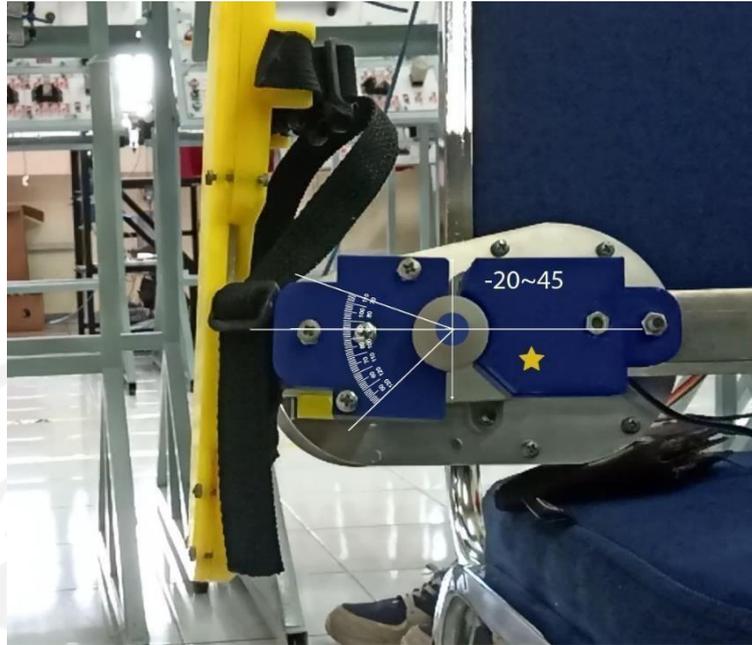
**Gambar 4.3** Tampilan LCD Submenu *Mode*

Setelah salah satu dari submenu tersebut dipilih maka program akan langsung mengarahkan pengguna untuk melakukan kalibrasi.



**Gambar 4.4** Tampilan LCD Submenu Kalibrasi

Kalibrasi akan dilakukan setelah pengguna siap menggerakkan kakinya. LCD akan menanyakan kepada pengguna apakah siap untuk melakukan kalibrasi dengan menampilkan seperti pada gambar 4.4. Kalibrasi tidak akan berjalan sebelum pengguna mengkonfirmasi siap memulai dengan menekan *shaft rotary encoder* menu.



**Gambar 4.5** Batas sudut gerak Ankle



**Gambar 4.6** Batas Sudut gerak Lutut

Ketika telah terkonfirmasi, alat akan bergerak menciptakan sudut gerak hingga mencapai batas kemampuan penggunanya. Batas kemampuan ditentukan dengan menghentikan pergerakan motor dengan cara menekan kembali *shaftrotary encoder* menu atau membiarkan mencapai gerak maksimal yaitu sesuai dengan sudut ROM. Ketika kalibrasi telah tercatat, alat akan menggerakkan kearah semula atau posisi awal kalibrasi kemampuan seperti pada gambar 4.5 dan gambar4.6.

Selanjutnya adalah kembali kepada memilih Menu ‘*Speed*’, dalam menu ini ditentukan kecepatan dari alat bantu rehabilitasi akan dilakukan. LCD akan menampilkan seperti yang ada pada gambar 4.7.



**Gambar 4.7** Menu *Speed*

Ketika menu *Speed* telah dipilih, maka LCD akan menampilkan submenu kecepatan yang dapat dipilih. Kecepatan yang dapat dipilih dibagi menjadi 3 yaitu *Slow*, *Medium*, *Fast*. Tampilan pada LCD dapat dilihat pada gambar 4.8



**Gambar 4.8** Tampilan LCD Submenu *Speed*

Setelah dipilihnya kecepatan, menu selanjutnya adalah menu ‘*Time*’. Menu *Time* akan mencakup seberapa lama eksekusi rehabilitasi akan dilakukan. Tampilan pada LCD dapat dilihat pada gambar 4.9.



**Gambar 4.9** Menu *Time*

Setelah dipilihnya menu *Time*, LCD akan menampilkan submenu *Time* yang dapat dipilih. Pilihan yang akan ditampilkan adalah 5 menit, 10 menit, dan 15 menit. Berikut merupakan tampilan LCD pada saat menampilkan submenu time pada gambar 4.10.



**Gambar 4.10** Tampilan LCD Submenu *Time*

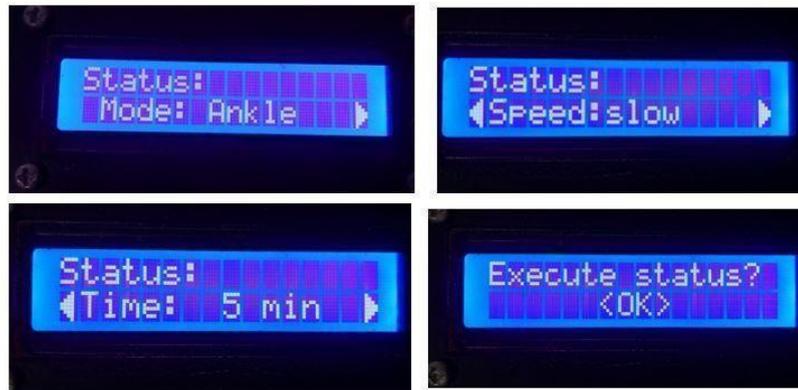
Tampilan menu yang terakhir adalah menu '*Start*'. Menu *Start* ditujukan untuk melakukan validasi mengenai parameter yang telah dipilih. Tampilan pada LCD seperti pada gambar 4.11.



**Gambar 4.11** Menu *Start*

Ketika menu start telah dipilih, LCD akan menampilkan parameter yang telah dipilih pada menu sebelumnya secara bertahap di halaman pertama adalah mode yang telah dipilih, ketika dilakukan *scroll* satu kali ke kanan akan menampilkan Kecepatan yang telah dipilih. Selanjutnya adalah Waktu yang telah dipilih. Jika parameter yang dipilih telah benar maka LCD menampilkan pertanyaan status variabel telah benar seperti yang ditunjukkan pada gambar 4.12. konfirmasi dapat dilakukan dengan menekan *shaft rotary encoder* menu untuk memulai Rehabilitasi. Namun jika masih terdapat kesalahan dalam memilih parameter yang perlu diperbaiki, maka yang dilakukan adalah menekan *shaft rotary encoder* menu pada saat tampilan LCD sedang menampilkan parameter yang ingin direvisi. LCD akan

kembali menampilkan menu awal dan program akan siap untuk mencatat kembali parameter yang ingin direvisi.



**Gambar 4.12** Tampilan LCD Submenu *Start*

Parameter telah sesuai dengan yang diinginkan, maka langkah selanjutnya adalah eksekusi. Ketika Eksekusi Rehabilitasi kaki dimulai, LCD akan menampilkan Posisi gerak yang sedang dilakukan. Seperti pada *Ankle*, gerakan keatas adalah *DorsiFlexion* dan gerakan ke bawah adalah *PlatarFlexion*. Gerakan meluruskan lutut adalah gerak *Extension* dan ketika menekukan lutut adalah *Flexion*. LCD akan menampilkan posisi secara berulang ulang hingga mencapai batas waktu yang telah dipilih. Saat mecapai waktu yang telah ditentukan maka motor akan berhenti dan LCD akan menampilkan bahwa Rehabilitasi telah selesai. Jika pengguna hendak melakukan rehabilitasi lagi maka yang perlu dilakukan adalah menekan *shaft rotary encoder* menu dan LCD akan menampilkan Menu utama namun telah menyimpan parameter-parameter yang telah dipilih sebelumnya.



**Gambar 4.13** Tampilan LCD selama Eksekusi

Pembuatan dari sistem kendali alat bantu rehabilitasi kaki pada penelitian ini mengeluarkan biaya seperti pada tabel 4.1

**Tabel 4.1** Biaya Pengeluaran

No	Bahan	Jumlah	Satuan	Harga Jual	Total
1	Tenol	1	Roll	23000	23000
2	Pin deret	4	Pcs	2500	10000
3	<i>Pushbutton On/Off</i>	2	Pcs	3000	6000
4	Kabel jumper 2m	2	Per Meter	15000	30000
5	Kabel awg	6	Per meter	2000	12000
6	<i>Limit switch</i>	4	Pcs	10000	40000
7	<i>Rotary Encoder</i>	3	Pcs	17000	51000
8	Arduino Mega 2560	1	Pcs	130000	130000
9	<i>Stepdown</i>	1	Pcs	35000	35000
10	PCB	1	Pcs	8000	8000
11	<i>Conector XH</i>	4	Set	10500	42000
12	<i>Motor Driver BTS 7960</i>	2	Pcs	62000	124000
13	<i>Power supply</i>	1	Pcs	25000	25000
14	_LCD + I2C	1	Pcs	25000	25000
15	<i>Tubing</i>	5	Pcs	2000	10000
Total					571000

Perancangan sistem kendali diharuskan untuk mengeluarkan biaya seminimal mungkin supaya menekan biaya produksi yang akan dikeluarkan. Sehingga pengeluaran yang tunjukan pada tabel 4.1 dianggap masih terjangkau sehingga masih sistem kendali sesuai dengan yang dikonsepskan.

## 4.2 Hasil Pengujian

Pengujian dilakukan berfokus pada kepresisian sudut yang dilakukan oleh Alat Bantu Rehabilitasi kaki dengan 2 derajat kebebasan. Pengujian dilakukan pada mode lutut dan mode *Ankle* dengan variasi kecepatan dan sudut. Alat Rehabilitasi yang telah dirancang selama penelitian telah mampu menggerakkan

badannya sendiri ke sudut maksimalnya, pada lutut adalah  $90^\circ$  dan pada *Ankle* adalah dari  $-20^\circ$  ke  $45^\circ$  derajat oleh karena ini variasi sudut yang akan dilakukan berada di bawah sudut tersebut.

Data akan dicatat kedalam tabel dan dari data tersebut akan diidentifikasi apakah berhenti pada sudut telah diatur atau tidak. Mengkategorikan perbedaan sudut yang dihasilkan, maka dilakukan dengan melebeli selisih sudut sesuai seperti pada tabel 4.2.

**Tabel 4.2** Keterangan rentang sudut

Selisih Sudut	Sudut				
	$-10^\circ$	$-0\sim 9^\circ$	$0^\circ$	$+0\sim 9^\circ$	$+10^\circ$
Posisi berhenti	Kurang tapi aman	Kurang	Tepat	Lebih	Bahaya

#### 4.2.1 Kepresisian Sudut Lutut

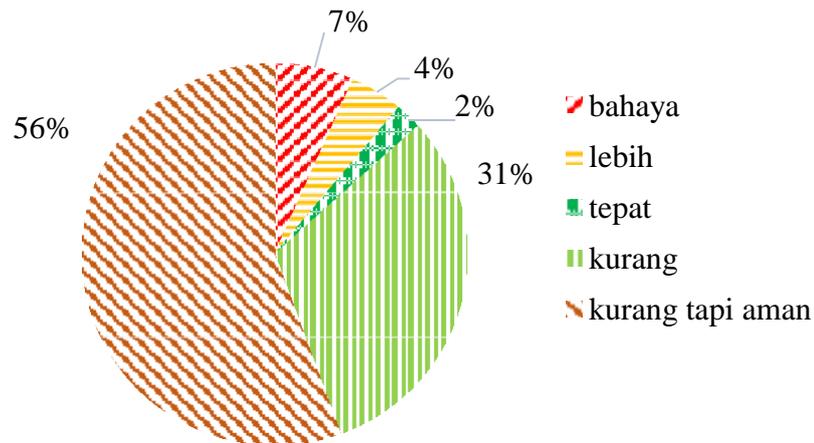
Pengujian dilakukan dengan mengambil sampel 5 data dari setiap variasi sudut dan variasi kecepatannya. Sudut gerak yang akan diciptakan alat adalah dari  $0^\circ$  sampai dengan sudut batas tertentu. Pengujian dibagi menjadi 3 disetiap kecepatannya dengan variasi sudut yang digunakan yaitu,  $45^\circ$ ,  $60^\circ$ , dan  $75^\circ$ . Alat bantu rehabilitasi akan bergerak untuk melakukan gerak *Extension*. ketika motor berhenti dan sebelum alat bantu rehabilitasi memulai gerakan *Flexion* maka akan dicatat sudut yang sebenarnya diciptakan oleh alat rehabilitasi kedalam tabel pengujian mode lutut. Melalui data akan menjawab apakah hasil sesuai dengan sudut yang diinginkan atau tidak. Hasil pengujian dapat dilihat pada tabel 4.3.

**Tabel 4.3** Pengujian Mode Lutut

No.	Mode	Speed	Pengujian 1			Pengujian 2			Pengujian 3		
			Posisi Setting	Posisi Real	Selisih	Posisi Setting	Posisi Real	Selisih	Posisi Setting	Posisi Real	Selisih
1.	Lutut	Slow	$45^\circ$	$75^\circ$	$-30^\circ$	$60^\circ$	$32^\circ$	$28^\circ$	$75^\circ$	$67^\circ$	$8^\circ$
2.			$45^\circ$	$76^\circ$	$-31^\circ$	$60^\circ$	$32^\circ$	$28^\circ$	$75^\circ$	$75^\circ$	$0^\circ$
3.			$45^\circ$	$43^\circ$	$2^\circ$	$60^\circ$	$25^\circ$	$35^\circ$	$75^\circ$	$61^\circ$	$14^\circ$

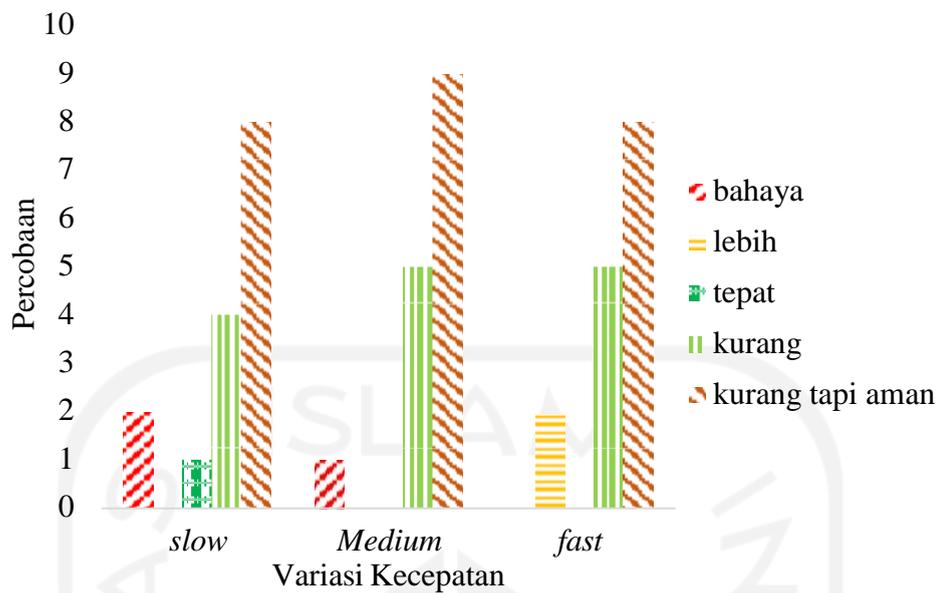
4.			45 °	43 °	2 °	60 °	33 °	27 °	75 °	55 °	20 °
5.			45 °	36 °	9 °	60 °	26 °	34 °	75 °	55 °	20 °
6.		Medium	45 °	34 °	11 °	60 °	52 °	8 °	75 °	61 °	14 °
7.			45 °	27 °	18 °	60 °	56 °	4 °	75 °	43 °	32 °
8.			45 °	21 °	24 °	60 °	52 °	8 °	75 °	63 °	12 °
9.			45 °	21 °	24 °	60 °	58 °	2 °	75 °	33 °	42 °
10.			45 °	21 °	24 °	60 °	78 °	-18 °	75 °	67 °	8 °
11.			Fast	45 °	26 °	19 °	60 °	57 °	3 °	75 °	56 °
12.		45 °		26 °	19 °	60 °	63 °	-3 °	75 °	65 °	10 °
13.		45 °		35 °	10 °	60 °	68 °	-8 °	75 °	65 °	10 °
14.		45 °		39 °	6 °	60 °	52 °	8 °	75 °	47 °	28 °
15.		45 °		41 °	4 °	60 °	52 °	8 °	75 °	41 °	34 °

Berdasarkan pada data tabel 4.3, diperoleh data yang menunjukkan terjadinya keberagaman hasil. Data-data tersebut disusun dan yang ditunjukkan dalam bentuk grafik *pie* pada gambar 4.14. melalui gambar tersebut dapat dilihat persentase sudut percobaan yang dihasilkan.



**Gambar 4.14** Grafik Hasil Pengujian Kepresisian Mode Lutut

Pengujian yang telah dilakukan kemudian dibandingkan dengan pilihan kecepatan motor yang telah digunakan sehingga menghasilkan data yang dapat dilihat pada grafik pada gambar 4.15



**Gambar 4.15** Grafik Pengaruh Kecepatan Terhadap Kepresisian Sudut

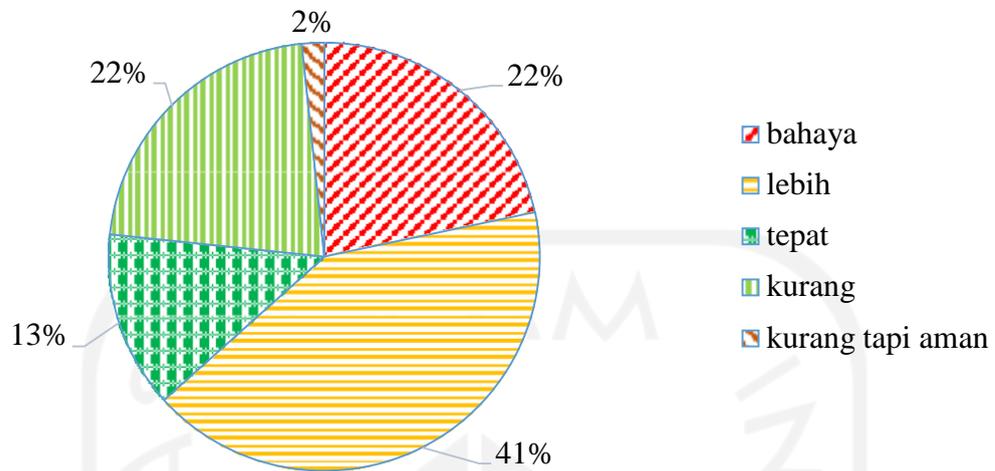
#### 4.2.2 Kepresisian Sudut *Ankle*

Pengujian pada mode *Ankle* dilakukan dengan mengambil sampel 5 data dari setiap variasi sudut dan kecepatannya. Pengujian dilakukan dengan mengatur alat Rehabilitasi untuk bergerak dari sudut awal menuju sudut akhir dengan kecepatan yang berbeda. Variasi Sudut untuk pengujian ke-1 adalah menciptakan gerakan dari sudut  $-20^{\circ}$  ke sudut  $0^{\circ}$ . Variasi sudut pengujian ke-2 adalah menciptakan gerak ke sudut  $30^{\circ}$  dan kembali ke sudut  $0^{\circ}$ . Variasi sudut pengujian ke-3 adalah menciptakan gerak dari sudut  $45^{\circ}$  ke sudut  $0^{\circ}$ . Data hasil pengujian dapat dilihat pada tabel 4.4.

**Tabel 4.4** Pengujian Mode *Ankle*

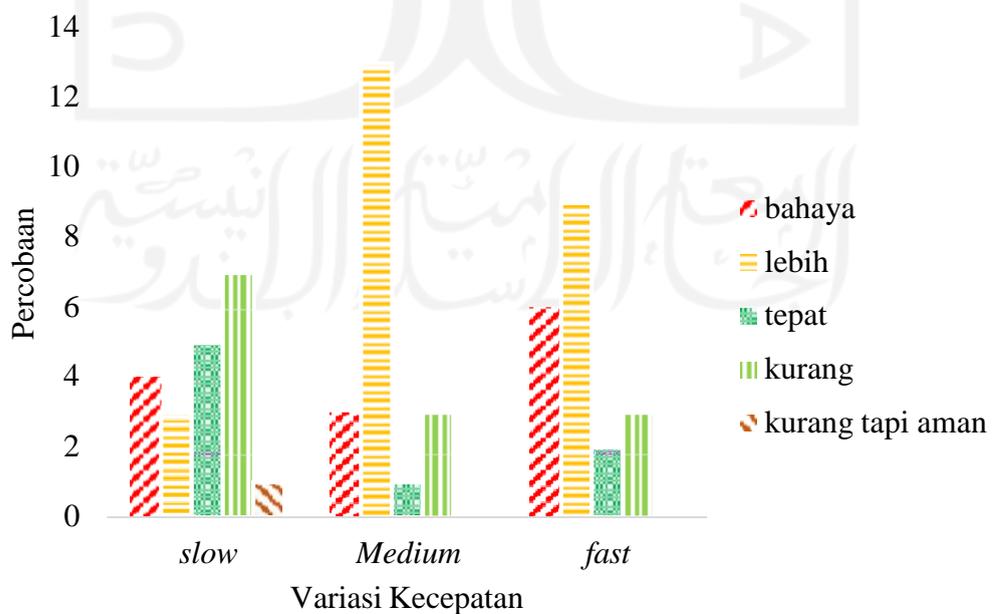
No.	Mode	Speed	Pengujian 1			Pengujian 2				Pengujian 3		
			Posisi Awal	Posisi Setting	Posisi Real	Posisi Awal	Posisi Real-Awal	Posisi Setting	Posisi RealSetting	Posisi Awal	Posisi Setting	Posisi Real
1.	<i>Ankle</i>	Slow	-20°	0°	-4°	0°	0°	30°	28°	45°	0°	-16°
2.			-20°	0°	0°	0°	-4°	30°	30°	45°	0°	17°
3.			-20°	0°	2°	0°	4°	30°	22°	45°	0°	-16°
4.			-20°	0°	-7°	0°	-11°	30°	22°	45°	0°	-16°
5.			-20°	0°	0°	0°	0°	30°	27°	45°	0°	-3°
6.		Medium	-20°	0°	4°	0°	-10°	30°	35°	45°	0°	-2°
7.			-20°	0°	6°	0°	6°	30°	30°	45°	0°	-8°
8.			-20°	0°	2°	0°	-12°	30°	25°	45°	0°	-3°
9.			-20°	0°	8°	0°	-12°	30°	38°	45°	0°	-8°
10.			-20°	0°	8°	0°	3°	30°	38°	45°	0°	-2°
11.		Fast	-20°	0°	4°	0°	-9°	30°	33°	45°	0°	-18°
12.			-20°	0°	12°	0°	-10°	30°	36°	45°	0°	6°
13.			-20°	0°	0°	0°	-10°	30°	36°	45°	0°	-8°
14.			-20°	0°	-3°	0°	-5°	30°	30°	45°	0°	-15°
15.			-20°	0°	2°	0°	-18°	30°	35°	45°	0°	1°

Berdasar kepada hasil tabel 4.4 diperoleh presentase keberhasilan seperti yang ditampilkan pada gambar 4.16.



**Gambar 4.16** Grafik Hasil Pengujian Kepresisian Mode *Ankle*

Pengujian yang telah dilakukan kemudian dibandingkan dengan pilihan kecepatan motor yang telah digunakan dan menghasilkan data yang dapat dilihat pada grafik pada gambar 4.17.



**Gambar 4.17** Grafik Pengaruh Kecepatan Terhadap Kepresisian *Ankle*



### 4.3 Analisis dan Pembahasan

Berdasarkan pada tabel 4.3 dan tabel 4.4 diperoleh bahwa terdapat banyak sudut yang meleset dari batasan yang sudah diatur. Penjelasan mengenai hasil percobaan yang terjadi dijelaskan lebih detail dalam submenu pembahasan pengujian mode lutut dan pembahasan pengujian mode *ankle*

#### 4.3.1 Pembahasan Pengujian Mode Lutut

Pengujian pada mode lutut dilakukan 3 kali dengan 5 percobaan setiap variasi sudut batasnya. Pembahasan dibagi menjadi 3 berdasarkan pada variasi kecepatan yang digunakan. Berikut merupakan pembahasannya:

##### 1. Kecepatan *Slow*

Pengujian ke-1 yaitu sudut gerakan sudut dari  $0^\circ$  menuju ke  $45^\circ$  dari lima data yang diperoleh terdapat 2 data yang melewati batas sudut dengan selisih sudut diatas  $10^\circ$  dan 3 data lainnya menunjukkan bahwa motor telah berhenti sebelum sudut yang diinginkan dengan selisih sudut kurang dari  $10^\circ$ .

Pengujian ke-2 yaitu pada sudut  $0^\circ$  menuju ke  $60^\circ$ , dari kelima data tersebut diperoleh data bahwa alat telah berhenti sebelum mendekati  $60^\circ$  dengan selisih keseluruhan sudut lebih  $20^\circ$ .

Pengujian ke-3 diperoleh 1 data tepat pada sudut derajat yang diinginkan dan terdapat 1 sudut yang mendekati sudut yang diinginkan dan 3 lainnya didapati bahwa motor berhenti sebelum mencapai batas sudut yang ditentukan.

##### 2. Kecepatan *Medium*

Pengujian ke-1 yaitu sudut gerakan sudut dari  $0^\circ$  menuju ke  $45^\circ$  diperoleh motor telah berhenti sebelum mencapai sudut yang ditentukan dengan selisih sudut semua diatas  $10^\circ$ .

Pengujian ke-2 yaitu dari  $0^\circ$  menuju ke  $60^\circ$ , diperoleh 4 dari 5 data menunjukkan bahwa motor berhenti sebelum batas yang ditentukan namun tidak melebihi  $10^\circ$  dan 1 data lainnya melebihi batas yang ditentukan dengan selisih diatas  $10^\circ$ .

Pengujian ke-3, yaitu dari  $0^\circ$  menuju sudut  $75^\circ$ , didapati hanya 1 data yang mendekati sudut berhenti yang diinginkan dan 4 data menunjukkan bahwa motor telah berhenti sebelum mendekati sudut yang diinginkan dengan selisih diatas  $10^\circ$ .

### 3. Kecepatan *Fast*

Pengujian ke-1 yaitu gerakan sudut dari  $0^\circ$  menuju ke  $45^\circ$ , diperoleh 2 data yang menunjukkan bahwa motor telah berhenti sebelum batas yang ditentukan. Data lainnya menunjukkan motor berhenti dengan menghasilkan selisih data dibawah  $10^\circ$ , dan lainya melebihi.

Pengujian ke-2 yaitu gerakan sudut dari  $0^\circ$  menuju ke  $60^\circ$ , didapati data yang menunjukkan bahwa motor telah berhenti sebelum dan setelah sudut yang diinginkan. Terdapat 3 data menunjukkan bahwa telah berhenti sebelum dan 2 data menunjukkan berhenti setelah. Selisih sudut yang dihasilkan tidak melebihi  $10^\circ$ .

Pengujian ke-3 yaitu gerakan sudut dari  $0^\circ$  menuju ke  $75^\circ$ , diperoleh dari data bahwa motor telah berhenti sebelum sudut yang ditentukan dengan selisih sudut diatas  $10^\circ$ .

#### **4.3.2 Pembahasan Pengujian Mode *Ankle***

Pengujian pada mode *ankle* dilakukan 3 kali dengan 5 percobaan setiap variasi sudut gerak dan kecepatannya. Pembahasan dibagi menjadi 3 berdasarkan pada variasi kecepatan yang digunakan. Berikut merupakan pembahasannya:

##### *1. Kecepatan Slow*

Pengujian ke-1 yaitu menciptakan gerakan sudut dari  $-20^\circ$  menuju ke  $0^\circ$ , didapati hasil pengujian yang diperoleh adalah 2 data menunjukan motor telah berhenti sesuai dengan sudut yang telah ditentukan dan 3 data lainnya menunjukan bahwa motor telah berhenti sebelum dan setelah sudut dengan selisih kurang dari  $10^\circ$  lebih tepatnya yaitu 2 data menunjukan motor berhenti sebelum dan 1 data menunjukan berhenti sebelum sudut diinginkan.

Pengujian ke-2 yaitu gerakan sudut dari  $0^\circ$  menuju ke  $30^\circ$ , hasil pengujian menunjukan pada saat menciptakan sudut  $30^\circ$ , 1 data menunjukan bahwa motor telah berhenti sesuai dengan sudut yang diinginkan dan 4 data lainnya menunjukan bahwa motor telah berhenti sebelum sudut yang diinginkan dengan selisih sudut yang diciptakan berada dibawah  $10^\circ$ . Ketika menciptakan sudut  $0^\circ$ , 2 data menunjukan bahwa motor telah berhenti pada sudut yang diinginkan. Namun data

lainnya menunjukkan bahwa motor telah berhenti sebelum dan setelah sudut yang diinginkan, dengan 2 data menunjukkan melebihi sudut yang diinginkan dan salah satu diantaranya dengan selisih diatas  $10^\circ$ . Sisa 1 data menunjukkan bahwa motor telah berhenti sebelum sudut  $0^\circ$  dengan selisih sudut kurang dari  $10^\circ$ .

Pengujian ke-3 yaitu menciptakan gerakan sudut dari  $45^\circ$  menuju ke  $0^\circ$ , hasil menunjukkan bahwa motor berhenti tidak sesuai dengan sudut yang diinginkan dengan 4 data yang menunjukkan bahwa motor telah berhenti melewati sudut yang diinginkan dan 3 diantaranya telah memiliki selisih sudut lebih dari  $10^\circ$ . Dan 1 data yang menunjukkan bahwa motor telah berhenti jauh sebelum sudut yang diinginkan dengan selisih sudut diatas  $10^\circ$ .

## 2. Kecepatan *Medium*

Pengujian ke-1 yaitu gerakan sudut dari  $-20^\circ$  menuju ke  $0^\circ$ , diperoleh hasil data yang menunjukkan bahwa motor telah berhenti melewati sudut yang diinginkan dengan selisih sudut yang beragam namun keseluruhannya berada dibawah  $10^\circ$ .

Pengujian ke-2 yaitu gerakan sudut dari  $0^\circ$  menuju ke  $30^\circ$ . ketika menciptakan sudut  $30^\circ$ , terdapat 1 data menunjukkan bahwa motor telah berhenti tepat pada sudut yang diinginkan. Data lainnya menunjukkan bahwa 1 data menyatakan bahwa motor telah berhenti sebelum dan 3 data menyatakan berhenti setelah sudut dengan selisih sudut yang dihasilkan kurang dari  $10^\circ$ . Ketika menciptakan sudut  $0^\circ$ , motor telah berhenti sebelum yang ditunjukkan oleh 2 data dengan sudut yang kurang dari  $10^\circ$  dan 3 data yang menunjukkan bahwa motor telah berhenti lebih dari sudut yang diinginkan dengan selisih sudut ketiganya adalah lebih dari  $10^\circ$ .

Pengujian ke-3 yaitu gerakan sudut dari  $45^\circ$  menuju ke  $0^\circ$ , hasil pengujian menunjukkan bahwa motor telah berhenti ketika motor telah melebihi batas yang diinginkan dengan selisih sudut dari data tidak ada yang melebihi  $10^\circ$ .

## 3. Kecepatan *Fast*

Pengujian ke-1 yaitu gerakan sudut dari  $-20^\circ$  menuju ke 0, terdapat hasil yang beragam. Data telah menunjukkan bahwa motor telah berhenti sebelum, sesudah dan tepat pada sudut yang diinginkan. Terdapat 1 data menunjukkan bahwa motor telah berhenti tepat pada sudut, 1 data menunjukkan bahwa motor telah

berhenti sebelum sudut yang diinginkan dengan sudut dibawah  $10^\circ$ , dan 3 data menunjukkan motor berhenti setelah sudut yang diinginkan dan 2 diantaranya menghasilkan selisih sudut dibawah  $10^\circ$ .

Pengujian ke-2 yaitu gerakan sudut dari  $0^\circ$  menuju ke  $30^\circ$ . ketika motor berusaha menciptakan sudut  $30^\circ$ , didapati motor telah berhenti didominasi melebihi sudut yang diinginkan. 1 data menunjukkan bahwa motor telah berhenti tepat di sudut yang diinginkan. Dan 4 lainnya melebihi dengan menyisakan selisih kurang dari  $10^\circ$ . Ketika berusaha menciptakan sudut  $0^\circ$ . Didapati melalui hasil data yang diperoleh bahwa motor berhenti melampaui sudut yang diinginkan dengan 3 data yang menciptakan selisih sudut lebih dari sama dengan  $10^\circ$ .

Pengujian ke-3 yaitu gerakan sudut dari  $45^\circ$  menuju ke  $0^\circ$ , diperoleh bahwa motor lebih cenderung berhenti pada saat motor melebihi sudut yang diinginkan. Terdapat 2 dari 3 data telah menunjukkan bahwa motor telah berhenti dengan selisih sudut lebih dari  $10^\circ$ . Dua data lainnya menunjukkan bahwa motor telah berhenti sebelum sudut yang diinginkan dengan selisih dibawah  $10^\circ$ .

### 4.3.3 Analisis Permasalahan

Berdasar hasil pengujian yang telah dilakukan pada tabel 4.3 dan tabel 4.4, faktor kecepatan kurang memiliki dampak terhadap ketepatan sudut yang dihasilkan. Terdapat beberapa hal yang ditemui menjadi penyebab yang mempengaruhi hasil dari pengujian yang diperoleh:

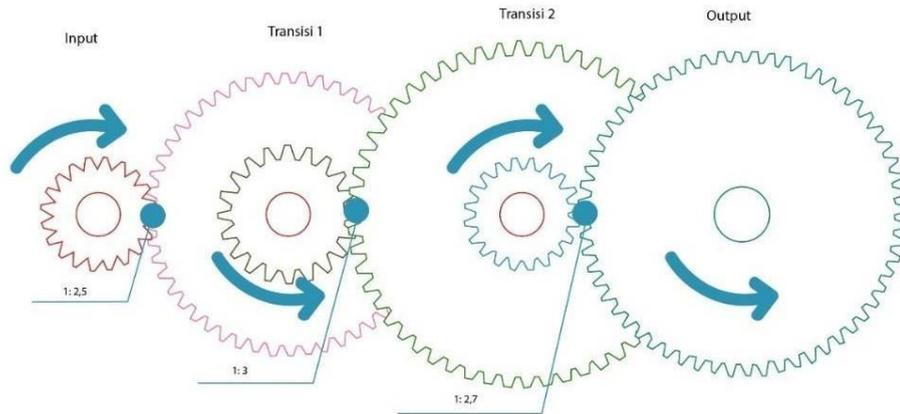
1. Pemilihan pembacaan *gear* oleh *Rotary Encoder* yang kurang tepat

*Gearbox* Lutut dirancang dengan tujuan untuk menurunkan sekaligus meningkatkan torsi dari motor *power window* dengan rasio 1:20,25. Dengan rasio tersebut, kecepatan motor akan mengalami *raduce* melalui 3 tahapan rasio *gear*. Reduce pertama pada *gear* input terhadap *gear* transisi 1 adalah 1:2,5. Berlanjut dari *gear* transmisi 1 mengalami *reduce* dengan *gear* transmisi 2 dengan rasio 1:3. Setelah itu kembali mengalami *reduce* dengan rasio terhadap *gear* output yaitu 1:2,7 yang pada akhirnya menghasilkan penurunan rasio sampai dengan 1:20,25 seperti yang dapat dilihat pada gambar 4.18. Perbandingan hasil sudut yang diciptakan setiap rasionya dapat dilihat pada tabel 4.5.

**Tabel 4.5** Rasio Sudut *Gearbox* Lutut

	<i>Gearbox</i> Lutut					
	Rasio 1:2,5		Rasio 1:3		Rasio 1:2,7	
	<i>Gear</i> Input	<i>Gear</i> Transisi 1	<i>Gear</i> Transisi 1	<i>Gear</i> Transisi 2	<i>Gear</i> Transisi 2	<i>Gear</i> Output
Sudut	1822,5°	729°	729°	243°	243°	90°

Rasio 1:20,25



**Gambar 4.18** Rasio *Gearbox* Lutut

*Rotary Encoder* diupayakan untuk membaca posisi pergerakan yang dihasilkan oleh motor melalui *gearbox*. Sesuai dengan mekanisme yang diterapkan pada rancangan alat bantu rehabilitasi, shaft pada *gear* output merupakan hasil secara sebenarnya dari sudut yang dihasilkan oleh alat bantu rehabilitasi. Dipilihlah *gear* output yang akan dibaca perputaran dengan oleh *Rotary Encoder* dengan menambahkan *gear* dengan bentuk rasio *gear* yang sama dengan *gear* yang menggerak *gear* Output yaitu gear kecil pada *gear* transisi 2.

*Rotary Encoder* yang digunakan bekerja dengan prinsip pembacaan digital dengan menghasilkan perputarannya pada *shaft rotary encoder* terbaca dengan *counter*. Program Arduino menampilkan bahwa diperlukan 20 *counter* dalam 1 putaran. sehingga menghasilkan kesimpulan bahwa *rotary encoder* dapat membaca

sudut per 1 *counter* adalah  $18^\circ$ . Menerapkan prinsip tersebut, diperoleh bahwa hasil baca pembacaan *gear* disetiap rasionya seperti pada tabel 4.6.

**Tabel 4.6** Pembacaan *rotary encoder* terhadap *gearbox* lutut

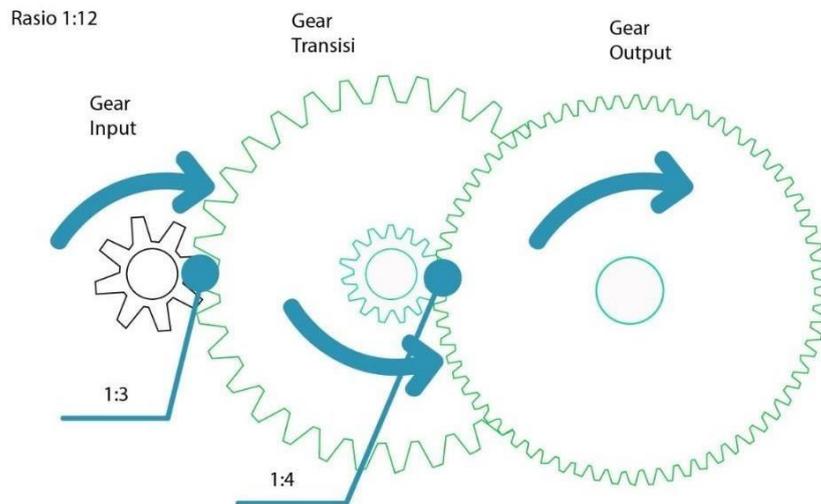
	Counter sudut	Sudut baca <i>encoder</i>	toleransi sudut
<i>Rotary encoder</i>	20	$360^\circ$	$\pm 18,00^\circ$
Rasio 1:2,7	13,5	$243^\circ$	$\pm 6,67^\circ$
Rasio 1: 8,1	40,5	$729^\circ$	$\pm 2,22^\circ$
Rasio 1:20,25	101,25	$1822,5^\circ$	$\pm 0,89^\circ$

Melalui data tabel 4.6, didapati bahwa hasil baca setiap pembacaan *gear* dengan rasio 1:2,7 menghasilkan toleransi sudut yang cukup besar yaitu sekitar  $\pm 6,67^\circ$ . Perbedaan toleransi tersebut mempengaruhi posisi berhenti yang dilakukan oleh motor lutut. Dengan jarak toleransi dan ditambah hasil pembacaan digital yang dilakukan oleh *rotary encoder* menambah ketidak-konsistenan hasil baca *counter*. Langkah yang perlu dilakukan untuk menanggulangi masalah jarak toleransi tersebut adalah memindahkan pembacaan *gear* dari *gear* Output dipindahkan pada *gear* transisi 2 sehingga dihasilkan toleransi sudut yang lebih kecil lagi.

*Gearbox Ankle* dirancang dengan menggunakan rasio *gear* 1:12 yang dibagi menjadi dua tahap yaitu 1:2 dan 1:4 seperti yang dapat dilihat pada gambar 4.19. *Gear* output memiliki jarak gerak yang sama seperti kaki pengguna yaitu  $-20^\circ$  sampai dengan  $45^\circ$  yang menghasilkan ruang gerak sebesar  $65^\circ$ . Hasil data pada tabel 4.7 merupakan pembacaan sudut yang akan dilakukan oleh *rotary encoder*.

**Tabel 4.7** Rasio *Gearbox Ankle*

	<i>Gearbox Ankle</i>			
	Rasio 1:3		Rasio 1:4	
	<i>Gear</i> Input	<i>Gear</i> Transisi	<i>Gear</i> Transisi	<i>Gear</i> Output
Sudut	$780^\circ$	$260^\circ$	$260^\circ$	$65^\circ$



**Gambar 4.19** Rasio Gearbox Ankle

*Rotary encoder* yang digunakan pada *gearbox ankle* merupakan *rotary encoder* yang sama yang digunakan pada *gearbox lutut* yaitu KY-040. Namun dikarenakan perbedaan rasio yang digunakan maka hasil *counter* yang dihasilkan mengalami perbedaan. Berikut merupakan hasil pembacaan *counter* program yang diperlukan pada setiap rasio pada *gearbox ankle* dapat dilihat pada tabel 4.8.

**Tabel 4.8** Pembacaan *rotary encoder* terhadap *gearbox ankle*

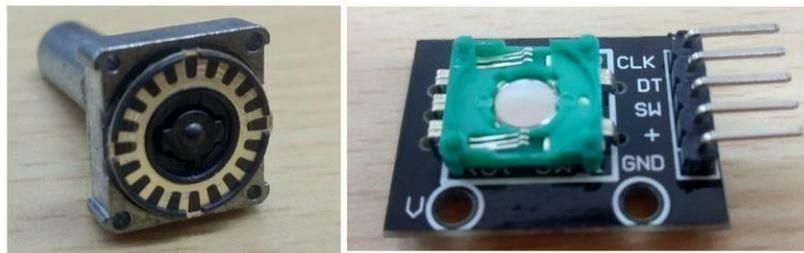
	Counter sudut	Sudut baca <i>encoder</i>	toleransi sudut
<i>Rotary Encoder</i>	20	360°	±18,0
Rasio 1:4	14,4	260°	±4,5
Rasio 1: 12	43,3	780°	±1,5

Toleransi sudut yang dapat peroleh adalah ±4,5. solusi yang dapat dilakukan adalah dengan memindahkan pembacaan ke *gear transisi* untuk didapati toleransi yang lebih kecil.

Memindahkan pembacaan *gear* juga perlu mempertimbangkan apakah perancangan dalam kondisi baik atau tidak. *Gear* yang digunakan selama penelitian ini adalah *gear* yang dibuat dengan *3D printing*. Kondisi *gear* yang terkikis giginya akibat pembebanan dapat mempengaruhi hasil perputaran yang dibaca oleh *rotary encoder*.

## 2. Mekanisme Rotary Encoder

*Rotary Encoder* KY-040, memiliki prinsip kerja yang digunakan adalah dengan menggunakan mekanisme kontak antara sakelar dengan piringan *incremental* yang berputar. Terdapat 3 saklar yang berperan dalam mekanisme *rotary encoder*, 1 saklar sebagai *ground* dan 2 saklar sebagai sensor yang dimanfaatkan untuk membaca arah perputaran shaft encoder. Berikut tampilan piringan *incremental* dan saklar *rotary encoder*.



**Gambar 4.20** piringan *incremental* dan saklar *Rotary Encoder*

Mekanisme kontak tersebut, beberapa hal yang kemungkinan terjadi pada masa pemakaian yang lama, yaitu terjadinya aus pada saklar sehingga memungkinkan terjadinya ketidak akuratan hasil bacaan *rotary encoder*. Hal lain yang terjadi adalah adanya loncatan listrik yang terjadi sehingga memungkinkan terjadinya ketidak-akuratan dari *rotary encoder* untuk menambah atau mengurangi *counter*, hal sangat mempengaruhi posisi berhenti motor terhadap sudut yang diinginkan. Berikut merupakan hasil baca yang diperoleh Arduino melalui *serial monitor* pada gambar 4.21

```
LS_Lutut_DW = 1 || LS_Lutut_UP = 1 || ## draw =1 || atas =9 || Posisi=1 ||
LS_Lutut_DW = 1 || LS_Lutut_UP = 1 || ## draw =1 || atas =9 || Posisi=1 ||
LS_Lutut_DW = 1 || LS_Lutut_UP = 1 || ## draw =1 || atas =9 || Posisi=2 ||
LS_Lutut_DW = 1 || LS_Lutut_UP = 1 || ## draw =1 || atas =9 || Posisi=3 ||
LS_Lutut_DW = 1 || LS_Lutut_UP = 1 || ## draw =1 || atas =9 || Posisi=3 ||
LS_Lutut_DW = 1 || LS_Lutut_UP = 1 || ## draw =1 || atas =9 || Posisi=3 ||
LS_Lutut_DW = 1 || LS_Lutut_UP = 1 || ## draw =1 || atas =9 || Posisi=3 ||
LS_Lutut_DW = 1 || LS_Lutut_UP = 1 || ## draw =1 || atas =9 || Posisi=4 ||
LS_Lutut_DW = 1 || LS_Lutut_UP = 1 || ## draw =1 || atas =9 || Posisi=5 ||
LS_Lutut_DW = 1 || LS_Lutut_UP = 1 || ## draw =1 || atas =9 || Posisi=4 ||
LS_Lutut_DW = 1 || LS_Lutut_UP = 1 || ## draw =1 || atas =9 || Posisi=5 ||
LS_Lutut_DW = 1 || LS_Lutut_UP = 1 || ## draw =1 || atas =9 || Posisi=6 ||
LS_Lutut_DW = 1 || LS_Lutut_UP = 1 || ## draw =1 || atas =9 || Posisi=6 ||
LS_Lutut_DW = 1 || LS_Lutut_UP = 1 || ## draw =1 || atas =9 || Posisi=7 ||
LS_Lutut_DW = 1 || LS_Lutut_UP = 1 || ## draw =1 || atas =9 || Posisi=7 ||
LS_Lutut_DW = 1 || LS_Lutut_UP = 1 || ## draw =1 || atas =9 || Posisi=8 ||
LS_Lutut_DW = 1 || LS_Lutut_UP = 1 || ## draw =1 || atas =9 || Posisi=8 ||
LS_Lutut_DW = 1 || LS_Lutut_UP = 1 || ## draw =1 || atas =9 || Posisi=9 ||
LS_Lutut_DW = 1 || LS_Lutut_UP = 1 || ## draw =1 || atas =9 || Posisi=7 ||
LS_Lutut_DW = 1 || LS_Lutut_UP = 1 || ## draw =1 || atas =9 || Posisi=8 ||
LS_Lutut_DW = 1 || LS_Lutut_UP = 1 || ## draw =1 || atas =9 || Posisi=9 ||
```

**Gambar 4.21** *Serial Monitor Rotary Encoder*

Gambar 4.20 menyertakan serial monitor yang memuat *LS\_Lutut\_DW* dan *LS\_Lutut\_UP* merupakan variabel yang menunjukkan apakah *limit switch* sedang

melakukan kontak atau tidak. Variabel 'draw' merupakan petunjuk bahwa kaki sedang melakukan gerak *Extention*. 'Atas' menandakan *counter* batas motor untuk berhenti, dan variabel 'posisi' pada serial monitor adalah posisi motor bergerak. Melalui gambar serial monitor tersebut didapati bahwa *rotary encoder* mengalami ketidak akuratan ketika melakukan *counter* yang mempengaruhi program yang berjalan. Motor akan berhenti pada *counter* 9, namun realita yang terjadi adalah terdapat saat dimana *counter* mengalami ketidak-akuratan dan memulai *counter* dari 7. Hal tersebut menciptakan 'posisi' sudah tidak membaca pada *counter* yang sebenarnya sementara motor tetap dalam kondisi berjalan. Hal ini menciptakan *counter* tambahan dimana motor akan berhenti diatas sudut yang berbeda.

#### **4.3.4 Alternatif Penyelesaian**

Penyelesaian yang dilakukan adalah dengan menggunakan validasi pada program. Validasi dilakukan dengan melakukan deklarasi nilai *counter* sebelum dan setelah dilakukan pergerakan oleh motor. Kedua variabel tersebut harus memiliki nilai selisih yang sama yaitu sebesar 1 *counter* apabila terjadi lebih atau kurang dari angka tersebut, maka nilai *counter* diperbaiki sesuai dengan angka yang semestinya. Penyelesaian tersebut tidak sepenuhnya berhasil namun setidaknya berhasil untuk meminimalisir terjadinya ketidak akuratan pada gerakan robot rehabilitasi.

Alternatif penyelesaian lain terhadap permasalahan diatas adalah dengan mengganti *Rotary Encoder* dengan tipe lain. *Rotary Encoder* dengan mekanisme kontak kurang cocok untuk digunakan sebagai pembaca sudut perputaran karna menghasilkan ketidak-akuratan sudut berhenti oleh motor. Dengan mengganti *rotary encoder* yang menggunakan mekanisme tanpa kontak dan tipe piringan *absolute* dapat dipertimbangkan sebagai solusi yang dapat menanggulangi masalah diatas.

Alternatif pengembangan yang dapat dilakukan oleh penelitian lain adalah dengan menambahkan sensor gaya. Penambahan sensor gaya bertujuan untuk memperhitungkan gaya yang diberikan oleh kaki yang nantinya akan dijadikan referensi bagi robot rehabilitasi untuk mengurangi atau meningkatkan torsi. Dengan begitu pengguna dapat mengerjakan kakinya secara mandiri dibantu oleh robot.

## **BAB 5**

### **PENUTUP**

#### **5.1 Kesimpulan**

Berdasarkan hasil analisis dan hasil pengujian, ditarik kesimpulan sebagai berikut:

- Sistem kendali dapat mengendalikan alat bantu rehabilitasi kaki dengan dua derajat kebebasan dengan parameter yang diatur adalah Mode, Sudut, Kecepatan, dan Waktu.
- Hasil pengujian menunjukkan bahwa terdapat ketidak-akuratan ketika alatbantu berusaha berhenti pada sudut yang telah ditentukan pada saat kalibrasi. hal ini terjadi karena posisi pembacaan putaran pada *gear* yang kurang tepat oleh *rotary encoder* sehingga menciptakan toleransi sudut.

#### **5.2 Saran atau Penelitian Selanjutnya**

- Menambahkan validasi sudut pada program.
- Menggunakan *Rotary Encoder* dengan mekanisme tanpa kontak dengan tipe *Absolute*.
- Mempertimbangkan posisi pembacaan putaran *Rotary Encoder* sehingga menciptakan seminimal mungkin toleransi sudut.
- Menambahkan sensor gaya untuk mengatur torsi yang diperlukan.

## DAFTAR PUSTAKA

- Atmel. (2015). Arduino Mega 2560 Datasheet. *Power*, 1–7.  
<http://www.robotshop.com/content/PDF/ArduinoMega2560Datasheet.pdf>
- BPS. (2018). *Hasil Utama Riskesdas 2018*.
- Chapanis, A. 1985. Some Reflections on Progress. Proceedings of the Human. Charles L.Philips,1998. Digital control system analysis and design.North Carolina State Univ,Raleigh.
- Christianto, A. W., & Kaelani, Y. (2013). Mengukur Kecepatan dan Percepatan Gerak Kaki Manusia Menggunakan Kamera Digital. *Jurnal Teknik Pomits*, 2(3), 379.
- Damping, H. H. (2012). Kepuasan Pasien Fraktur Di Irina a. *Keperawatan*, 1(1), 23–29.
- FEC. (2021). *Step Down DC-DC converter*
- Feng, Y., Wang, H., Yan, H., Wang, X., Jin, Z., & Vladareanu, L. (2017). Research on Safety and Compliance of a New Lower Limb Rehabilitation Robot. *Journal of Healthcare Engineering*, 2017.
- Hablul Barri, M., Ryandika, A., Cesario, A., & Widyotriatmo, A. (2017). Desain dan Kontrol Posisi dari Arm Manipulator Robot Sebagai Alat Rehabilitasi Pasien Pasca Stroke. *Jurnal Otomasi Kontrol Dan Instrumentasi*, 9(2), 81.
- Handsontec. (2021a). *BTS7960 High Current 43A H-Bridge Motor Driver*.
- Handsontec. (2021b). I2C Serial Interface 1602 LCD Module.
- Handsontec. (2021c). *Rotary Encoder for Arduino/Raspberry*. Datasheet KY-040.
- Hendrik. H. D. (2012). Pengaruh Penatalaksanaan Terapi Latihan Terhadap Kepuasan Pasien Fraktur di IRINA A BLU RSUP PROF. DR. R.D. Kandou Manado. *Juiperdo*, Vol. 1 No. 1 Maret 2012.
- Khor, K. X., Rahman, H. A., Fu, S. K., Sim, L. S., Yeong, C. F., & Su, E. L. M. (2014). A novel hybrid rehabilitation robot for upper and lower limbs rehabilitation training. *Procedia Computer Science*, 42(C), 293–300.
- Mastrisiswadi, H., & Herianto, H. (2017). Analisis Kebutuhan Robot Rehabilitasi

- Pasien Pasca Stroke dengan Menggunakan Metode Kano. *Jurnal Ilmiah Teknik Industri*, 15(2), 151. <https://doi.org/10.23917/jiti.v15i2.2331>
- Nisa, Ida Sholihatun. (2020). RANGE OF MOTION (ROM). Diakses dari <http://ners.unair.ac.id/site/lihat/read/506/range-of-motion-rom> pada 13/4/2021.
- Norkin, C. C., & White, D. J. (2016). Measurement of Joint Motion: A guide to goniometry. In *Physiotherapy* (Vol. 82, Issue 4).
- Permana, O., Nurchayati, S., & Herlina. (2015). PENGARUH RANGE OF MOTION (ROM) TERHADAP INTENSITAS NYERI PADA PASIEN POST OPERASI FRAKTUR EKSTREMITAS BAWAH. *Jurnal Online Mahasiswa*, 2(2).
- Potter, Perry. (2010). *Fundamental of nursing, Buku 3, Edisi 7*. Jakarta : EGC.
- Prima Gusty, R. (2014). Pemberian Latihan Rentang Gerak Terhadap Fleksibilitas Sendi Anggota Gerak Bawah Pasien Fraktur Femur Terpasang Fiksasi Interna Di RSUP. Dr. M. Djamil. *Ners Jurnal Keperawatan*, 10(1), 176–196. <http://jurnal.fkep.unand.ac.id/index.php/ners/article/view/41>
- Putra, A. D., Oktaviani, I., Madona, P., Susianti, E., Elektronika, J. T., & Riau, P. C. (2017). ALAT BANTU TERAPI PASCA STROKE BAGIAN KAKI. 2–7.
- Robotshop. (2020). *Power Window Motor with Coupling (Right) - RobotShop*. <https://www.robotshop.com/uk/power-window-motor-with-coupling-right.html>
- Satria, N. F., Ningrum, E. S., & Putra, H. F. (2020). Sistem Mekanik Dan Elektrik Pada Prototipe Robot Rehabilitasi Kaki. *Jurnal Mekanova: Mekanikal, Inovasi Dan Teknologi*, 6(1), 31.
- Smeltzer, SC & Bare BG. (2009). *Buku ajar keperawatan medikal bedah*. Jakarta:EGC.
- Stopforth, R. (2012). Customizable rehabilitation lower limb exoskeleton system. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, 9, 1–7.
- WHO. (2018). Global Status Report on Road Safety. In *New England Journal of Medicine*(Vol. 372, Issue 2).