

**Perancangan dan Pengujian Sistem Kendali Alat Rehabilitasi
Kaki dengan Dua Derajat Kebebasan**

TUGAS AKHIR

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



Disusun Oleh :

Nama : Yusuf Faishal Mahendra

No. Mahasiswa : 18525045

NIRM : 2018030071

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

2022

PERNYATAAN KEASLIAN

Bismillahirrahmanirrahim, saya yang bertanda tangan di bawah ini,

Nama : Yusuf Faishal Mahendra
NIM : 18525045
Program Studi : S1 Teknik Mesin
Fakultas : Fakultas Teknologi Industri
Institusi : Universitas Islam Indonesia
Judul Laporan : Perancangan dan Pengujian Sistem Kendali Alat Rehabilitasi
Kaki dengan Dua Derajat Kebebasan

Dengan ini saya menyatakan, semua yang saya tulis pada Tugas Akhir ini adalah hasil karya saya sendiri kecuali kutipan atau ringkasan yang saya ambil sebagai referensi dan telah saya cantumkan sumber-sumbernya. Apabila di kemudian hari pengakuan saya terbukti tidak benar, maka saya bersedia mengikuti hukuman ataupun sanksi yang diberikan sesuai hukum yang berlaku.

Yogyakarta, 3 November 2022



Yusuf Faishal Mahendra

18525045

LEMBAR PENGESAHAN DOSEN PEMBIMBING

Pengujian dan Perancangan Sistem Kendali Alat Rehabilitasi Kaki dengan Dua Derajat Kebebasan

TUGAS AKHIR

Disusun Oleh :

Nama : Yusuf Faishal Mahendra
No. Mahasiswa : 18525045
NIRM : 2018030071

Yogyakarta, 20 Oktober 2022

Pembimbing I



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

LEMBAR PENGESAHAN DOSEN PENGUJI

Pengujian dan Perancangan Sistem Kendali Alat Rehabilitasi Kaki dengan Dua Derajat Kebebasan

TUGAS AKHIR

Disusun Oleh :

Nama : Yusuf Faishal Mahendra

No. Mahasiswa : 18525045

NIRM : 2018030071

Tim Penguji

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

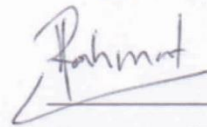
Ketua



Tanggal : 2 November 2022

Rahmat Riza, S.T., M.Sc.ME.

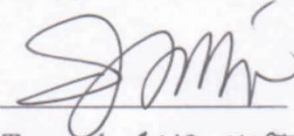
Anggota I



Tanggal : 2 November 2022

Ir. Santo Ajie Dhewanto, S.T., M.M. IPP

Anggota II



Tanggal : 1 NOVEMBER 2022

Mengetahui

Ketua Jurusan Teknik Mesin



Abdullah Nizam Khafidh, S.T., M.T., IPP

HALAMAN PERSEMBAHAN

Perancangan dan Penelitian ini saya persembahkan kepada

Ibu saya, karena bisikan doa-mu dalam sujud di sepertiga malam yang tidak dapat terhitung itu, menjadikan lancarnya proses studi yang saya jalani selama ini. Ibu saya, yang senantiasa mendidik saya untuk menjadi pribadi yang tangguh. Dan Ibu serta Bapak saya, yang selalu senantiasa tulus dan ikhlas dalam memberikan dukungan dalam menempuh studi SI ini.

Dosen pembimbing, dosen pengajar serta staff pengajar Teknik Mesin Universitas Islam Indonesia, yang dengan prinsip KSATRIA memotivasi saya untuk terus berkembang agar menjadi anak bangsa yang akan memajukan dunia.

HALAMAN MOTTO

“Sebaik-baik manusia adalah yang paling bermanfaat bagi orang lain.”

(HR. Ahmad)

قَالَ أَجْعَلْنِي عَلَى خَزَائِنِ الْأَرْضِ إِنِّي حَفِيظٌ عَلَيْمُ ﴿٥٥﴾

“Dia (Yusuf) berkata, "Jadikanlah aku bendaharawan negeri; karena sesungguhnya aku adalah orang yang pandai menjaga, dan berpengetahuan.”

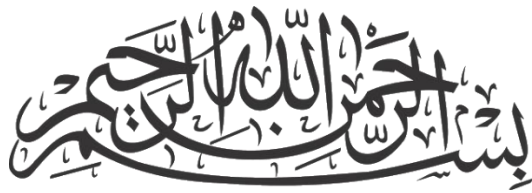
(QS Yusuf:55)

“Only the passion for the dreams, courage to pursue them, determination to succeed, turns them into reality.”

(Khabib Nurmagomedov)

الجامعة الإسلامية
الاستدال الاندو

KATA PENGANTAR ATAU UCAPAN TERIMA KASIH



Alhamdulillah rabbil ‘alamin segala puja dan puji syukur atas kehadiran Allah SWT yang telah melimpahkan rahmat serta inayah-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan Tugas Akhir dengan judul “Pengujian dan Perancangan Sistem Kendali Alat Rehabilitasi Kaki dengan 2 Derajat Kebebasan” dengan lancar. Tak lupa, Shalawat serta salam senantiasa tercurah bagi junjungan Nabi Muhammad SAW yang telah merubah dari zaman kegelapan dan jahiliyah menjadi zaman yang terang benderang bagi seluruh umat manusia yang memiliki semangat dalam berfikir dan belajar.

Tugas Akhir ini disusun sebagai salah satu syarat untuk memperoleh gelar sarjana Teknik pada Program Studi Teknik Mesin Universitas Islam Indonesia. Dalam penyusunan Tugas Akhir ini tentunya penulis banyak mendapatkan doa dan dukungan dari berbagai pihak, sehingga penulis ingin mengucapkan banyak terima kasih kepada:

1. Ibu dan Bapak serta keluarga tercinta saya, yang senantiasa memberi dukungan dan doa kepada penulis, sehingga penulis dapat menjalani dan menyelesaikan Tugas Akhir ini dengan lancar.
2. Bapak Dr. Ir. Muhammad Khafidh, S.T., M.T., IPP, selaku Ketua Program Studi Teknik Mesin, Fakultas Teknologi Industri, Universitas Islam Indonesia.
3. Bapak Ir. Donny Suryawan, S.T., M.Eng., IPP, selaku dosen pembimbing yang selalu memberikan arahan, bimbingan dan ilmu yang sangat bermanfaat kepada penulis selama dilaksanakannya perancangan dan penyusunan Tugas Akhir ini.
4. Saudara Dandi Rizqi Nurfattah dan Ridho Silva Wahidansyah, selaku teman seperjuangan dalam menimba ilmu, rekan magang, dan rekan kerja dalam proses perancangan Tugas Akhir ini.

5. Seluruh dosen Teknik Mesin FTI UII yang telah memberi ilmu yang tak ternilai dengan sepenuh hati.
6. Seluruh laboran dan staff Teknik Mesin FTI UII yang telah membantu dan memfasilitasi penulis dalam pelaksanaan Tugas Akhir ini.

Penulis menyadari, bahwasanya Laporan Tugas Akhir ini masih jauh dari kata sempurna baik dari penyusunan, bahasa, maupun penulisan. Oleh karena itu, penulis mengharapkan kritik serta saran dari pembaca yang bersifat membangun guna menjadi acuan agar penulis bisa lebih baik lagi di masa mendatang. Terakhir, semoga Laporan Tugas Akhir ini bisa menambah wawasan pembaca serta bermanfaat dalam perkembangan pada ilmu pengetahuan.

Yogyakarta, 20 Oktober 2022

Penulis,



Yusuf Faishal Mahendra

ABSTRAK

Pasien pasca *fraktur* atau patah tulang sering mengalami komplikasi seperti sendi kaku pada bagian anggota gerak yang terdampak. Demikian pula dengan resiko *atrofi* yang dialami pasien *stroke*, yaitu berkurangnya massa otot akibat tidak digunakannya otot dalam periode waktu yang lama. Hal tersebut diakibatkan kurangnya mobilitas atau gerakan anggota tubuh pada saat perawatan pasca *fraktur* dan *stroke*. Resiko penyakit komplikasi tersebut dapat dihindari dengan latihan ROM (*Range Of Motion*). Latihan ROM bisa dilakukan menggunakan alat bantu rehabilitasi berupa CPM (*Continous Passive Motion*) untuk membantu dalam latihan gerak sendi. Namun alat CPM yang ada hanya tersedia di rumah sakit tertentu. Hal ini menyebabkan ketergantungan pasien terhadap fasilitas rumah sakit, sehingga berpotensi banyak pasien yang tidak mendapatkan perawatan ROM dengan baik. Penelitian tugas akhir ini akan menguji dan merancang alat rehabilitasi kaki dengan dua derajat kebebasan menggunakan *motor servo* dan sistem kendali dengan mikrokontroler *Arduino*. Hasil dari pengujian motor penggerak bertujuan untuk menentukan apakah layak dan tidaknya untuk diimplementasikan dalam alat rehabilitasi kaki. Selanjutnya pada perancangan sistem kendali akan menghubungkan aktuator beserta komponen elektrik lainnya untuk menghasilkan gerakan berupa latihan ROM, dengan sudut gerak menjadi parameter yang akan ditentukan pengguna.

KATA KUNCI : *Alat Rehabilitasi Kaki, CPM, Rehabilitasi Kaki, Latihan ROM*

DAFTAR ISI

Halaman Judul	i
Pernyataan Keaslian	ii
Lembar Pengesahan Dosen Pembimbing	iii
Lembar Pengesahan Dosen Penguji	iv
Halaman Persembahan	v
Halaman Motto	vi
Kata Pengantar atau Ucapan Terima Kasih	vii
Abstrak	ix
Daftar Isi	x
Daftar Tabel	xii
Daftar Gambar	xiii
Daftar Notasi	xvi
Bab 1 Pendahuluan	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah	3
1.3 Batasan Masalah	3
1.4 Tujuan Penelitian dan Perancangan	4
1.5 Manfaat Penelitian atau Perancangan	4
1.6 Sistematika Penulisan	5
Bab 2 Tinjauan Pustaka	6
2.1 Kajian Pustaka	6
2.2 Dasar Teori	11
2.2.1 Rehabilitasi	11
2.2.2 <i>Range Of Motion</i>	11
2.2.3 Sistem Kendali	12
2.2.4 Momen Gaya	14
2.2.5 Komunikasi Data	14
2.2.6 PWM (<i>Pulse Width Modulation</i>)	15
Bab 3 Metode Penelitian	16
3.1 Alur Penelitian	16

3.2	Kriteria Desain	16
3.3	Identifikasi Kebutuhan Aktuator Sistem Kendali	19
3.4	Alternatif Motor Penggerak	20
3.5	Perhitungan Kebutuhan Torsi Motor Penggerak	24
3.5.1	Perhitungan Motor Bagian Lutut	24
3.5.2	Perhitungan Motor Bagian Ankle	27
3.6	Pemilihan Alternatif Motor Penggerak	29
3.7	Alat dan Bahan	32
3.7.1	Peralatan	32
3.7.2	Bahan	36
3.8	Perancangan Sistem Kendali	38
3.8.1	Perancangan Perangkat Keras	38
3.8.2	Perancangan Perangkat Lunak	40
3.9	Metode Pengujian	50
3.9.1	Pengujian Sistem Motor Penggerak	50
3.9.2	Pengujian Sistem Kendali Alat Rehabilitasi Kaki	50
Bab 4	Hasil dan Pembahasan	52
4.1	Hasil Perancangan	52
4.1.1	Perancangan Perangkat Keras	52
4.1.2	Hasil Pembuatan Antarmuka pada LCD Nextion	56
4.2	Hasil Pengujian	58
4.2.1	Pengujian Sistem Motor Penggerak	58
4.3	Pengujian Sistem Kendali	61
4.4	Analisis dan Pembahasan	68
4.4.1	<i>Position Command</i> Motor RMD X6-S2	68
4.5	Pemenuhan Kriteria Desain	73
Bab 5	Penutup	74
5.1	Kesimpulan	74
5.2	Saran atau Penelitian Selanjutnya	75
Daftar Pustaka	76

DAFTAR TABEL

Tabel 2-1 Tinjauan Pustaka	10
Tabel 3-1 Kriteria Desain	18
Tabel 3-2 Perbandingan Jenis Motor Listrik	23
Tabel 3-3 Presentase Berat Bagian Tubuh Manusia.....	24
Tabel 3-4 Kebutuhan <i>Motor servo</i>	29
Tabel 3-5 Opsi Jenis <i>Servo Lutut</i>	29
Tabel 3-6 Opsi Jenis <i>Servo Ankle</i>	31
Tabel 3-7 Alat dan Bahan.....	37
Tabel 3-8 Daftar Komponen HMI Nextion yang Digunakan.....	47
Tabel 3-9 <i>Setting</i> Komponen <i>Button</i>	48
Tabel 3-10 <i>Setting</i> Komponen <i>Display Input</i>	49
Tabel 3-11 <i>Setting</i> Komponen <i>Display Output</i>	49
Tabel 4-1 Pengujian Sistem Motor Penggerak Bagian Lutut.....	59
Tabel 4-2 Pengujian Sistem Motor Penggerak Bagian <i>Ankle</i>	60
Tabel 4-3 Hasil Pengujian Sistem Kendali Lutut	64
Tabel 4-4 Presentase Ketidakakuratan Sudut Sistem Kendali Bagian Lutut.....	65
Tabel 4-5 Standar Deviasi Hasil Pengujian Lutut	66
Tabel 4-6 Format Modifikasi Protokol <i>Position Command</i>	71
Tabel 4-7 Sudut <i>Input</i> Variabel Terhadap Sudut Gerakan Motor	72

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2-1 <i>A Lower Limb Rehabilitation Robot in Sitting Position</i>	7
Gambar 2-2 <i>Lower Limb Rehabilitation Robot</i>	7
Gambar 2-3 <i>Prototype CPM Device for the Knee Joint</i>	8
Gambar 2-4 <i>Prototipe Robot Rehabilitasi Kaki</i>	9
Gambar 2-5 <i>Alat Bantu Rehabilitasi Kaki dengan Dua Derajat Kebebasan</i>	9
Gambar 2-6 <i>ROM Aktif</i>	11
Gambar 2-7 <i>ROM Aktif assisted</i>	12
Gambar 2-8 <i>ROM Pasif</i>	12
Gambar 2-9 <i>Blok Diagram Sistem Open Loop</i>	13
Gambar 2-10 <i>Blok Diagram Sistem Closed Loop</i>	13
Gambar 2-11 <i>Ilustrasi Sinyal CAN-BUS</i>	14
Gambar 2-12 <i>Sinyal PWM</i>	15
Gambar 3-1 <i>Diagram Alir Penelitian</i>	16
Gambar 3-2 <i>Range Of Motion Lutut dan Ankle</i>	17
Gambar 3-3 <i>Ilustrasi Gerakan Alat Rehabilitasi Kaki</i>	17
Gambar 3-4 <i>Aktuator Pneumatik dan Hidrolik Tipe Rotary</i>	19
Gambar 3-5 <i>Ilustrasi Diagram Skematik Wiring Motor DC</i>	21
Gambar 3-6 <i>Ilustrasi Diagram Skematik Wiring Motor Stepper</i>	21
Gambar 3-7 <i>Ilustrasi Diagram Skematik Wiring Motor servo</i>	22
Gambar 3-8 <i>FBD Link Lutut</i>	26
Gambar 3-9 <i>Hasil Simulasi Kebutuhan Torsi Lutut Menggunakan Solidworks</i> ..	26
Gambar 3-10 <i>FBD Link Ankle</i>	28
Gambar 3-11 <i>Hasil Simulasi Kebutuhan Torsi Ankle Menggunakan Solidworks</i>	28
Gambar 3-12 <i>Arduino IDE</i>	32
Gambar 3-13 <i>Software Nextion Editor</i>	33
Gambar 3-14 <i>Arduino UNO</i>	34
Gambar 3-15 <i>CAN BUS Shield MCP2515</i>	34
Gambar 3-16 <i>Nextion Display Enhanced NX8048K050</i>	35
Gambar 3-17 <i>Power Supply 24 VDC</i>	35
Gambar 3-18 <i>Digital Stepdown 6 – 12 VDC LM2596</i>	35

Gambar 3-19 <i>Motor servo</i> RMD X6-S2.....	36
Gambar 3-20 <i>Motor servo</i> Digital SPT70HV-180	36
Gambar 3-21 Rangkaian Komponen Elektrik	39
Gambar 3-22 Rangkaian Sumber Tegangan.....	39
Gambar 3-23 Diagram Skematik <i>Wiring</i> Alat Rehabilitasi Kaki	40
Gambar 3-24 <i>Command List</i> CAN BUS Motor RMD	41
Gambar 3-25 Protokol <i>Position Control</i> RMD	41
Gambar 3-26 Diagram Alir Komunikasi CAN Motor RMD dengan <i>Arduino</i>	42
Gambar 3-27 Diagram Alir Program <i>Motor servo</i> Bagian <i>Ankle</i>	43
Gambar 3-28 Diagram Alir Konsep Tampilan HMI <i>Nextion</i>	45
Gambar 3-29 Tampilan Pengaturan Awal <i>Nextion Editor</i>	46
Gambar 3-30 <i>Setting Display</i> dan <i>Character Encoding</i> <i>Nextion Editor</i>	46
Gambar 3-31 Garis Bantu Pengukuran Sudut Pada Kerangka.....	51
Gambar 4-1 <i>Full Assembly</i> Alat Rehabilitasi Kaki	52
Gambar 4-2 Peletakan Motor RMD X6-S2 Pada Bagian Lutut	53
Gambar 4-3 Peletakan Motor SPT70HV Pada Bagian <i>Ankle</i>	53
Gambar 4-4 Rangkaian Sistem Kendali	54
Gambar 4-5 <i>Housing</i> serta <i>Assembly</i> Antarmuka LCD <i>Nextion</i>	54
Gambar 4-6 Visualisasi Gerakan Alat Rehabilitasi Kaki	55
Gambar 4-7 Halaman Mode Menu.....	56
Gambar 4-8 Halaman Mode Lutut.....	56
Gambar 4-9 Halaman Mode <i>Ankle</i>	57
Gambar 4-10 Posisi Pengguna dalam Pengujian Sistem Kendali Lutut.....	61
Gambar 4-11 Grafik Hasil Pengujian Sistem Kendali Lutut 15° ke 30°	62
Gambar 4-12 Grafik Hasil Pengujian Sistem Kendali Lutut 15° ke 45°	62
Gambar 4-13 Grafik Hasil Pengujian Sistem Kendali Lutut 15° ke 60°	63
Gambar 4-14 Grafik Hasil Pengujian Sistem Kendali Lutut 15° ke 75°	63
Gambar 4-15 Grafik Hasil Pengujian Sistem Kendali Lutut 15° ke 90°	64
Gambar 4-16 Presentase Keberhasilan Gerakan Akurat	65
Gambar 4-17 Grafik Hasil Pengujian Sistem Kendali Lutut 0° ke 45°	67
Gambar 4-18 Grafik Hasil Pengujian Sistem Kendali Lutut 0° ke -20°	67
Gambar 4-19 Grafik Hasil Pengujian Sistem Kendali Lutut -20° ke 45°	67

Gambar 4-20 Protokol Kontrol Posisi Motor RMD 69
Gambar 4-21 Dokumentasi Permasalahan Kontrol Posisi Motor RMD 69
Gambar 4-22 Keterangan *Single-Turn Angle* 72



DAFTAR NOTASI

<i>CPM</i>	=	<i>Continous Passive Motion</i>
<i>ROM</i>	=	<i>Range of Movement</i>
<i>PWM</i>	=	<i>Pulse Width Modulation</i>
<i>HMI</i>	=	<i>Human Machine Interface</i>
<i>LCD</i>	=	<i>Liquid Crystal Display</i>
<i>CW</i>	=	<i>Clockwise (searah jarum jam)</i>
<i>CCW</i>	=	<i>Counterclockwise (berlawanan arah jarum jam)</i>
<i>V</i>	=	<i>Voltase</i>
<i>A</i>	=	<i>Ampare</i>
<i>F</i>	=	<i>Gaya (Newton)</i>
<i>l</i>	=	<i>Panjang (mm)</i>
<i>r</i>	=	<i>Jarak (mm)</i>
<i>m</i>	=	<i>Massa (kg)</i>
θ	=	<i>Sudut (derajat)</i>
<i>g</i>	=	<i>Percepatan Gravitasi(m/s²)</i>
τ	=	<i>Momen Gaya (Nm)</i>

BAB 1

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Peningkatan mobilitas serta aktivitas manusia mengakibatkan meningkatnya kecelakaan dimana kecelakaan kerja dan lalu lintas menjadi faktor terbesar terjadinya fraktur (Yudhantoro & Ismiarto, 2019). Patah tulang atau lebih dikenal fraktur merupakan terganggunya kesinambungan jaringan dan kontinuitas tulang yang diakibatkan trauma atau tenaga fisik (Helmi, 2012).

Menurut data dari Departemen Kesehatan Republik Indonesia, pada tahun 2019 terjadi peningkatan angka kejadian cedera dibandingkan tahun 2018. Kecenderungan prevalensi angka kenaikan cedera naik dari 7,5% dari tahun 2018 menjadi 8,2% pada tahun 2019. Kasus fraktur di Indonesia pada tahun 2019 terjadi diantaranya pada bagian ekstremitas (anggota gerak) bawah sebesar 65,2% dan ekstremitas atas sebesar 36,9%. Peristiwa berupa kasus kecelakaan lalu lintas sebanyak 20.828 kasus dengan 25,9% mengalami fraktur (Kementrian Kesehatan Republik Indonesia, 2019).

Selain fraktur akibat kecelakaan, stroke adalah penyakit lain yang menyebabkan sebagian anggota tubuh susah untuk di gerakkan. Stroke merupakan penyakit neurovaskular yang dapat menyebabkan kelumpuhan yang berlangsung sementara atau permanen, hingga berujung kematian. Menurut WHO stroke merupakan penyakit kematian kedua setelah penyakit jantung dan merupakan penyebab disabilitas ketiga di dunia (World Health Organization, 2019).

Tingkat disabilitas akibat stroke pada penduduk di Indonesia berusia 60 tahun ke atas yang mengalami ketergantungan total terhadap alat bantu jalan sebesar 13,88% dan secara total nasional tingkat prevalensi stroke adalah sebesar 10,9%. Sehingga dapat diartikan bahwa setiap seribu penduduk di Indonesia, terdapat 10 orang yang mengidap penyakit stroke (Kementrian Kesehatan RI, 2019).

Dampak dari stroke, salah satunya adalah penurunan fungsi otot pada bagian ekstremitas bawah yang menyebabkan menurunnya kemampuan manusia

untuk menggerakkan, menopang, menyangga dan mempertahankan keseimbangan tubuh, sehingga pasien stroke kesulitan saat akan berjalan (Anita et al., 2018).

Meningkatnya jumlah kasus kecelakaan yang mengakibatkan fraktur pada bagian ekstremitas bawah, serta meningkatnya jumlah penderita penyakit stroke, perlu dilakukan tindakan untuk memulihkan fungsi gerak anggota tubuh ke kondisi semula atau disebut rehabilitasi.

Perawatan yang tidak maksimal pasca fraktur dapat mengakibatkan lambatnya proses pemulihan dan juga potensi munculnya komplikasi seperti kekakuan tulang dan sendi. Demikian pula dengan perawatan yang tidak maksimal pada penderita stroke dapat menyebabkan pengecilan otot atau *atrofi*. Atrofi adalah berkurang atau hilangnya massa otot diakibatkan tidak digunakannya otot tersebut dalam jangka waktu yang lama (Wijaya, 2017).

Latihan ROM (*Range of Motion*) adalah latihan gerak sendi yang memungkinkan terjadinya pergerakan dan kontraksi otot, dimana pasien menggerakkan sendi dengan gerakan normal baik secara aktif dan pasif (Perry & Potter, 2010). Latihan ROM diberikan pada bagian tubuh pasien pasca fraktur yang mudah kontraksi dan relaksasi agar tidak mengalami kekakuan otot (Hendrik, 2012). Pelaksanaan secara dini latihan ROM pada pasien stroke dapat meminimalisir defisit kemampuan gerak serta resiko kecacatan (Harrington et al., 2019).

Latihan ROM bisa dilakukan pasien secara mandiri dengan alat bantu rehabilitasi yang biasa dikenal dengan alat CPM (*Continous Passive Motion*) untuk membantu dalam melakukan latihan gerak sendi. Akan tetapi, alat CPM di Indonesia masih terbatas dan khususnya alat bantu rehabilitasi kaki yang hanya dimiliki rumah sakit tertentu. Alat rehabilitasi kaki yang tersedia di pasaran masih dijual dari luar negeri dan masih sangat jarang yang buatan Indonesia. Karena keterbatasan akses alat tersebut diperlukan perancangan alat rehabilitasi kaki agar lebih mudah diakses dan dimiliki secara perseorangan. Sehingga dari latar belakang tersebut penelitian dan perancangan ini akan difokuskan pada pembuatan Sistem Kendali Alat Rehabilitasi Kaki dengan 2 derajat kebebasan dimana pengguna bisa menggunakannya secara aman dan mudah.

1.2 Rumusan Masalah

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

1. Bagaimana merancang sistem kendali untuk diterapkan pada Alat rehabilitasi kaki dengan dua derajat kebebasan?
2. Bagaimana hasil implementasi dan pengujian sistem kendali pada Alat rehabilitasi kaki dengan dua derajat kebebasan?

1.3 Batasan Masalah

Berdasarkan rumusan masalah seperti yang sudah dituliskan, maka didapatkan Batasan masalah sebagai berikut:

1. Alat rehabilitasi dikondisikan pada posisi duduk dan tidak untuk berjalan.
2. Pengujian motor dilakukan menggunakan perangkat lunak motor dan *Arduino IDE*.
3. Perancangan sistem kendali menggunakan mikrokontroler *Arduino Uno*.
4. Tidak mempertimbangkan rugi-rugi akibat pembebanan.
5. Parameter pengujian adalah hasil sudut aktual (*output*) dari Alat Rehabilitasi Kaki dengan 2 Derajat Kebebasan.

1.4 Tujuan Penelitian dan Perancangan

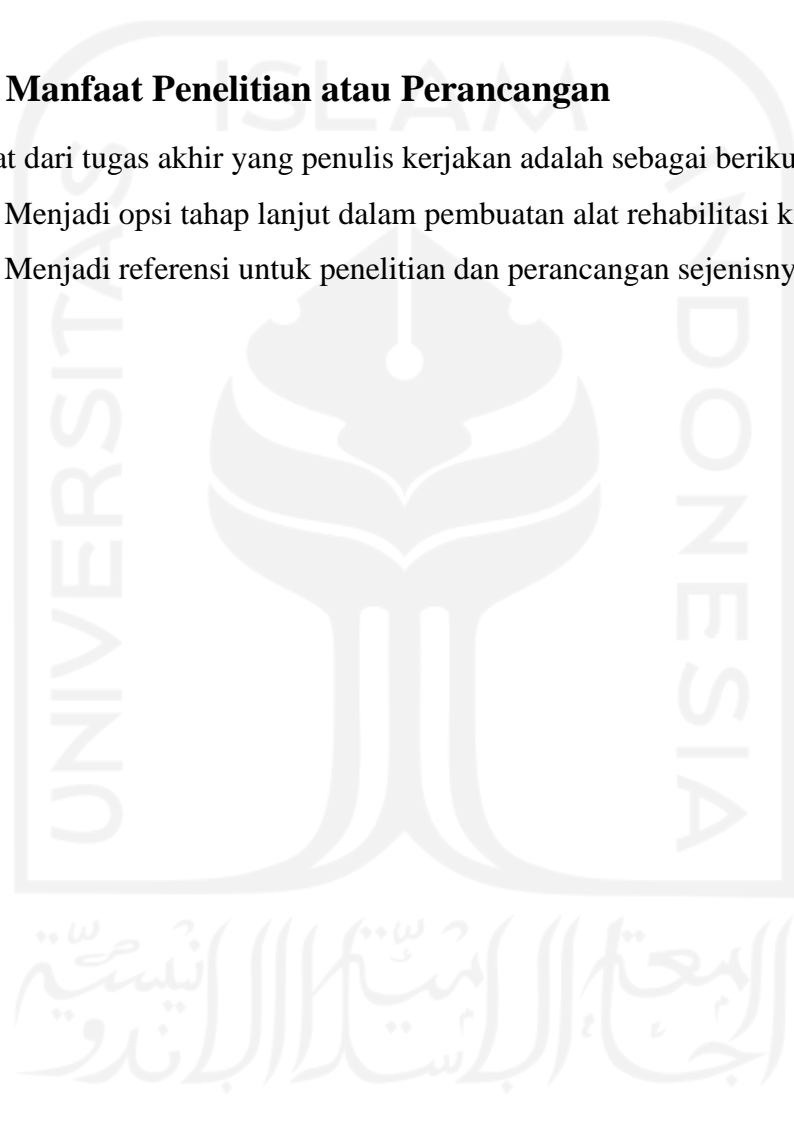
Tujuan dari penulisan tugas akhir ini adalah sebagai berikut:

1. Merancang sistem kendali untuk diterapkan pada Alat Rehabilitasi Kaki dengan 2 Derajat Kebebasan.
2. Mengimplementasikan dan menguji sistem kendali untuk diterapkan pada Alat Rehabilitasi Kaki dengan 2 Derajat Kebebasan.

1.5 Manfaat Penelitian atau Perancangan

Manfaat dari tugas akhir yang penulis kerjakan adalah sebagai berikut:

1. Menjadi opsi tahap lanjut dalam pembuatan alat rehabilitasi kaki.
2. Menjadi referensi untuk penelitian dan perancangan sejenisnya.



1.6 Sistematika Penulisan

BAB 1 PENDAHULUAN

Bab 1 berisikan 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 berisikan beberapa kajian Pustaka atau studi literatur yang membahas mengenai topik yang terkait pada penelitian serta teori-teori yang melandasi dan mempertegas penelitian ini.

BAB 3 METODE PENELITIAN

Bab 3 berisikan metode yang digunakan dalam penelitian ini mulai dari alur penelitian, kriteria desain, perhitungan dan penentuan motor penggerak, alat dan bahan, serta metode pengujian.

BAB 4 HASIL DAN PEMBAHASAN

Bab 4 menyajikan hasil perancangan dan hasil pengujian yang kemudian dilakukan analisis dan pembahasan.

BAB 1 PENUTUP

Bab 5 menyajikan kesimpulan yang diperoleh pada keseluruhan perancangan serta Saran yang bertujuan untuk memperbaiki penelitian atau perancangan selanjutnya.

DAFTAR PUSTAKA

LAMPIRAN

BAB 2

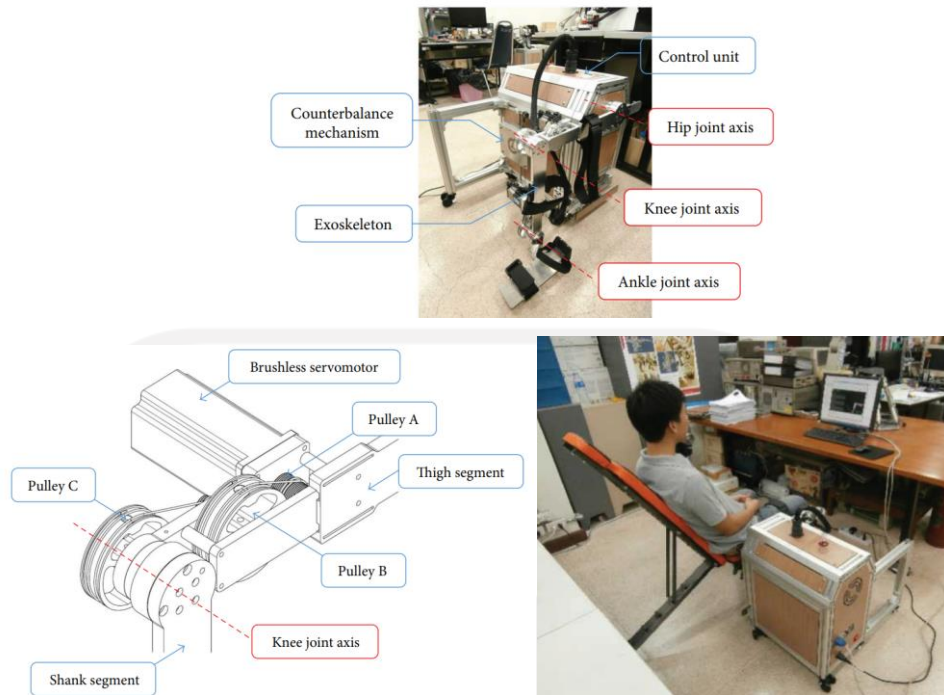
TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Kajian Pustaka

Rehabilitasi bertujuan untuk mengembalikan kemampuan fisik dan mental yang hilang karena adanya cedera atau penyakit dan untuk mendukung upaya percepatan penyembuhan yang tidak bisa ditangani sendiri. Seiring dengan jumlah meningkatnya kasus cedera dan penyakit seperti stroke menjadikan proses rehabilitasi membutuhkan alat bantu untuk memulihkan kondisi fisik.

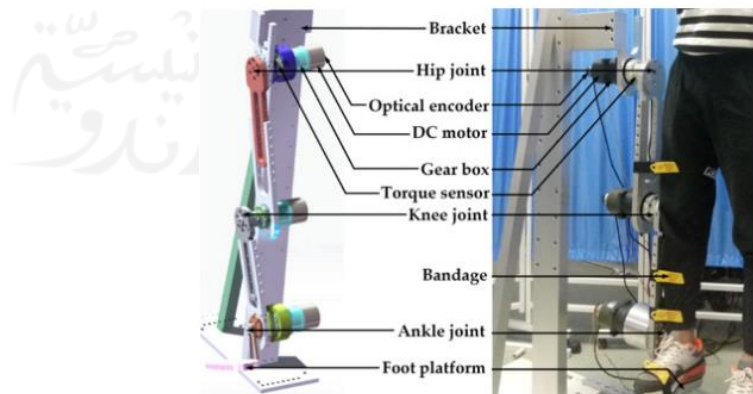
Pengembangan robot pada bidang kesehatan sebagai alat bantu rehabilitasi menjadi perhatian di berbagai penelitian karena keuntungan yang diberikan. Dengan kemampuan untuk merekam, mengolah dan mengontrol data, robot alat bantu rehabilitasi dapat memudahkan pasien serta fisioterapis dalam upaya proses penyembuhan.

Pengembangan robot alat bantu rehabilitasi telah dilakukan baik di Indonesia maupun di luar negeri. Seperti penelitian yang dilakukan Eiammanussakul dan Sangveraphunsiri pada tahun 2018 menciptakan alat bantu rehabilitasi ekstremitas bawah dengan posisi kondisi duduk (*Seated*). Penelitian tersebut menggunakan motor penggerak *brushless servo* (Eiammanussakul & Sangveraphunsiri, 2018). Alat rehabilitasi terdapat pada Gambar 2-1.



Gambar 2-1 A Lower Limb Rehabilitation Robot in Sitting Position
(Eiammanussakul & Sangveraphunsiri, 2018)

Penelitian lain juga telah dilakukan oleh Shen dkk pada tahun 2019. Penelitian tersebut menghasilkan alat bantu rehabilitasi kaki dengan 3 derajat kebebasan yang ditujukan untuk gerak ekstremitas bagian bawah dengan pengaturan posisi pasien berdiri. Penelitian tersebut menggunakan motor penggerak berupa *Motor DC* dan *optical encoder* sebagai umpan balik sudut yang dihasilkan (Shen et al., 2020). Hasil penelitian berupa alat bantu rehabilitasi kaki posisi berdiri ditunjukkan pada Gambar 2-2.



Gambar 2-2 Lower Limb Rehabilitation Robot
(Shen et al., 2020)

Selanjutnya, penelitian tentang alat bantu rehabilitasi kaki juga telah dilakukan oleh Tagami dkk pada tahun 2020. Penelitian tersebut merancang sebuah prototipe mesin CPM dengan motor penggerak utama berupa *motor servo*. *Motor servo* terhubung dengan *ball screw* dan *linear slider* untuk menghasilkan gerakan *flexion – extension* bagian lutut (Tagami et al., 2022). Hasil penilitan dan perancangan tersebut terdapat pada Gambar 2-3.



Gambar 2-3 *Prototipe CPM Device for the Knee Joint*
(Tagami et al., 2022)

Tidak hanya di luar negeri, penelitian juga dilakukan di Indonesia seperti yang dilakukan Satria dkk pada tahun 2020. Penelitian tersebut menghasilkan alat rehabilitasi kaki yang secara khusus untuk menggerakkan lutut dan pinggul. Penggerak utama dari alat tersebut adalah DC motor (Satria et al., 2020). Hasil perancangan alat rehabilitasi ditunjukkan pada Gambar 2-4.



Gambar 2-4 Prototipe Robot Rehabilitasi Kaki
(Satria et al., 2020)

Penelitian dan perancangan lain juga telah dilakukan oleh Sampurno dan Abror pada tahun 2021. Penelitian tersebut menciptakan prototipe alat bantu rehabilitasi kaki dengan 2 derajat kebebasan dengan menggunakan motor penggerak *power window* serta *rotary encoder* untuk *feedback* pembacaan sudutnya (Sampurno & Abror, 2021). Hasil perancangan tersebut ditunjukkan pada Gambar 2-5.



Gambar 2-5 Alat Bantu Rehabilitasi Kaki dengan Dua Derajat Kebebasan
(Abror dan Sampurno, 2021)

Tabel 2-1 Tinjauan Pustaka

Tahun Penelitian	Peneliti	Judul Pustaka	Deskripsi
2018	Trinnachoke Eiammanussakul et al.	<i>A Lower Limb Rehabilitation Robot in Sitting Position with a Review of Training Activities</i>	Penelitian membahas perancangan alat bantu rehabilitasi ekstremitas bawah dengan posisi kondisi duduk (<i>seated</i>). Penelitian tersebut menggunakan motor penggerak <i>brushless servo</i> .
2019	Zhihang Shen et al.	<i>Design and Test of Admittance Control with Inner Adaptive Robust Position Control for a Lower Limb Rehabilitation Robot</i>	Penelitian membahas alat bantu rehabilitasi kaki dengan 3 derajat kebebasan yang ditujukan untuk gerak ekstremitas bagian bawah dengan <i>setting</i> posisi pasien berdiri.
2020	Masaharu Tagami et al.	<i>Prototype of a Continuous Passive Motion Device for the Knee Joint with a Function of Active Exercise</i>	Penelitian membahas perancangan prototipe mesin CPM dengan motor penggerak utama berupa <i>motor servo</i> . <i>Motor servo</i> terhubung dengan ball screw dan linear slider untuk menghasilkan gerakan <i>flexion – extension</i> bagian lutut.
2020	Novian Fajar Satria et al.	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 <i>ankle</i> .
2021	Muhammad Faisal Abror	Desain, Simulasi, Dan Pembuatan Model alat Rehabilitasi Kaki Dengan Dua Derajat Kebebasan	Penelitian membahas perancangan desain dan pembuatan prototipe alat bantu rehabilitasi kaki dengan 2 derajat kebebasan dengan menggunakan motor penggerak <i>power window</i> .
2021	Stevano Tubagus Sampurno	Perancangan Sistem Kendali Alat Bantu Rehabilitasi Kaki Dengan Dua Derajat Kebebasan	Penelitian membahas perancangan serta hasil implementasi sistem kendali pada alat rehabilitasi dengan 2 derajat kebebasan dengan menggunakan motor penggerak <i>power window</i> serta <i>rotary encoder</i> untuk <i>feedback</i> pembacaan sudut.

2.2 Dasar Teori

2.2.1 Rehabilitasi

Fraktur atau lebih dikenal patah tulang merupakan kondisi dimana terjadinya diskontinuitas dari susunan tulang yang diakibatkan terjadinya trauma. Fraktur dapat berakibat munculnya keterbatasan gerak terutama pada daerah sendi yang berada disekitarnya. Fleksibilitas sendi akan terganggu akibat keterbatasan gerak tersebut (Gusty, 2014). Fleksibilitas sendi merupakan batas gerak maksimal pada suatu persendian yang tidak dipengaruhi oleh suatu tekanan atau paksaan.

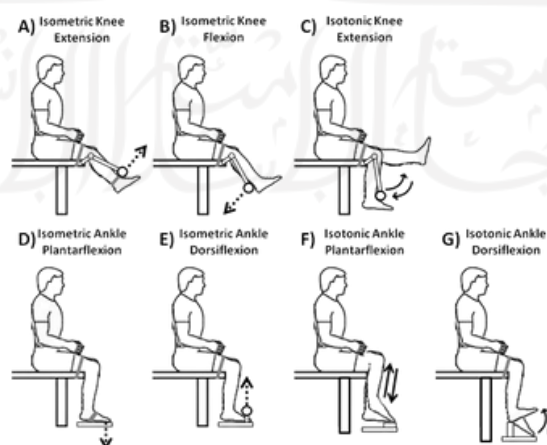
Dalam upaya pengobatan dapat dilakukan terapi berupa latihan fisioterapi dengan melaksanakan latihan gerak tubuh dengan cara aktif maupun pasif (Damping, 2012).

2.2.2 Range Of Motion

Beberapa studi didapati bahwasanya ROM atau *Range of Motion* dapat mencegah penyakit komplikasi seperti bengkak, nyeri, hingga sendi kaku yang umumnya dialami oleh pasien *post* operasi fraktur. ROM secara jenis dibedakan menjadi dua, yaitu ROM pasif dan ROM aktif.

1. ROM Aktif (mandiri)

Merupakan latihan ROM dengan pasien secara mandiri melakukan gerakan rehabilitasi tanpa bantuan baik alat maupun tenaga kesehatan.



Gambar 2-6 ROM Aktif
(Gwin & Ferris, 2012)

2. ROM Aktif (*Assisted* atau dengan bantuan)

Latihan gerak ROM dilakukan dengan bantuan tenaga kesehatan atau orang lain.

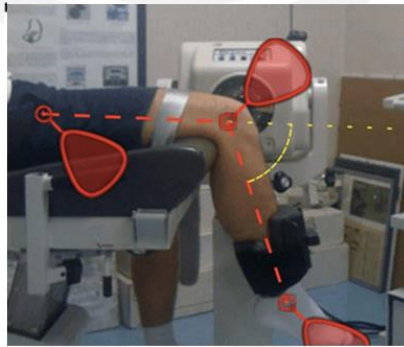


Gambar 2-7 ROM Aktif *assisted*

(Grabow et al., 2018)

3. ROM Pasif

Merupakan latihan ROM dengan pasien mendapat bantuan penuh untuk menggerakkan anggota tubuh oleh orang lain (dalam hal ini tenaga kesehatan) atau menggunakan alat bantu rehabilitasi seperti mesin CPM (*Continuous Passive Motion*). Latihan ROM pasif dilakukan karena keterbatasan gerak dari pasien (Nisa, 2016).



Gambar 2-8 ROM Pasif

2.2.3 Sistem Kendali

Definisi kendali menurut (Charles, 1998) adalah mengatur atau mengarahkan. Sehingga sistem kendali adalah hubungan atau ineraksi antar suatu elemen yang diarahkan untuk mencapai suatu tujuan. Sistem kendali sendiri jenisnya terbagi menjadi dua, yaitu sistem kendali terbuka atau *open loop* serta sistem kendali tertutup atau *closed loop*.

1. Sistem Kendali *Open Loop*

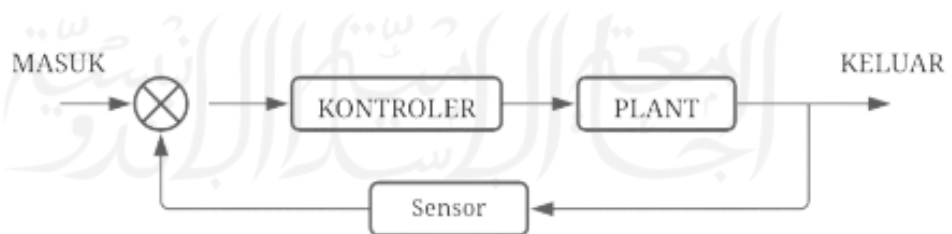
Sistem kendali *open loop* atau sistem kendali terbuka merupakan interaksi antar beberapa elemen guna mendapat suatu tujuan dengan satu arah. Maksud dari satu arah ini yaitu sistem kendali tersebut akan menghasilkan suatu keluaran dan tidak memiliki *feedback* atau umpan balik pada sistem atau yang mempengaruhi sistem. Oleh karena itu sistem kendali terbuka masih memerlukan kehadiran manusia sebagai pengontrol atau operator untuk memberi masukan. Gambar 2-9 merupakan blok diagram dari sistem kendali *open loop*.



Gambar 2-9 Blok Diagram Sistem *Open Loop*

2. Sistem Kendali *Closed Loop*

Sistem kendali *closed loop* atau sistem kendali tertutup merupakan interaksi antar beberapa elemen guna mendapat suatu tujuan dengan mempertimbangkan suatu *feedback* atau umpan balik untuk verifikasi dan validasi suatu kesalahan kedalam kontroler. *Feedback* tersebut dapat memperbaiki hasil atau nilai dari suatu *output* sehingga akan memiliki hasil yang dekat dengan nilai masukan yang diberikan. Gambar 2-10 merupakan blok diagram dari sistem kendali *closed loop*.



Gambar 2-10 Blok Diagram Sistem *Closed Loop*

2.2.4 Momen Gaya

Hukum II Newton menyebutkan suatu benda akan mengalami perubahan kecepatan ketika diberi suatu gaya. Dalam gerak rotasi, benda yang semula diam juga dapat mengalami rotasi apabila benda tersebut bekerja dalam suatu besaran yang disebut momen gaya atau torsi. Benda yang dalam posisi berotasi juga dapat mengalami perubahan kecepatan sudut ketika benda tersebut juga bekerja torsi atau momen gaya.

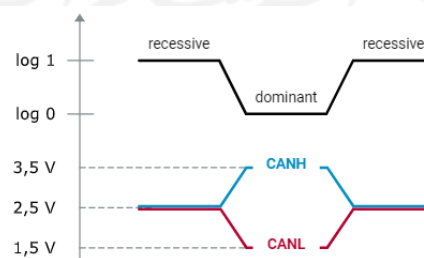
Torsi atau *torque* berbanding lurus dengan gaya (F) dalam Newton, serta berbanding lurus juga dengan nilai jarak dari titik gaya bekerja ke sumbu rotasi (r) dalam meter, dan juga sebanding dengan sinus sudut antara vektor titik posisi gaya bekerja dan vektor gaya sendiri . Sehingga persamaan torsi adalah sebagai berikut :

$$\tau = r \cdot F \cdot \sin \theta \quad (2.1)$$

2.2.5 Komunikasi Data

1. Komunikasi CAN BUS

Komunikasi CAN (*Control Area Network*) merupakan suatu jenis protokol komunikasi yang terdiri atas beberapa jalur yang terhubung melalui satu jalur BUS. CAN disini berfungsi untuk mengatur serta mengendalikan data yang masuk dan keluar (Christonny, 2015). Komunikasi CAN BUS terdapat dua jalur yang disebut *CAN High* dan *CAN Low*. Pada kondisi komunikasi CAN BUS tidak menerima atau mengirim data, kedua jalur tersebut membawa 2,5 V. Sedangkan ketika komunikasi CAN BUS dalam kondisi mentransmisikan data, *CAN High* meningkat 1 V menjadi 3,5 V dan *CAN Low* menurun 1 V menjadi 1,5 V, sehingga terdapat perbedaan 2,5 V (Avatefipour & Malik, 2018).



Gambar 2-11 Ilustrasi Sinyal CAN-BUS

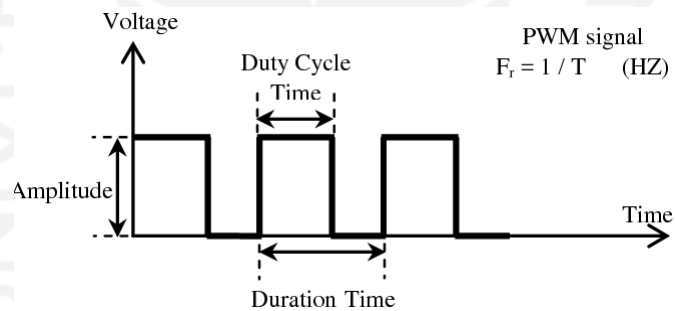
(Avatefipour & Malik, 2018)

2. Komunikasi Serial

Komunikasi serial merupakan salah satu jenis komunikasi data dengan mengirim satu per satu bit data secara berurutan dalam waktu tertentu. Komunikasi serial membutuhkan media baik kabel maupun nirkabel. Terdapat 2 jenis komunikasi serial yaitu sinkron dan asinkron. Komunikasi serial sinkron, merupakan komunikasi dengan 1 pihak pengirim dan penerima yang menghasilkan *clock* dan mengirim *clock* tersebut bersamaan beserta data (Prayudha et al., 2018).

2.2.6 PWM (*Pulse Width Modulation*)

PWM memiliki arti *Pulse Width Modulation* merupakan suatu cara untuk mengkonversi suatu lebar sinyal yang dinyatakan pada suatu perioda guna mendapat tegangan rata-rata yang berbeda (Syofian, 2016). Dengan mengatur lamanya sinyal ketika bernilai 1 (*High*) atau 0 (*Low*) akan memperoleh keluaran tegangan yang berbeda. Lama waktu sinyal *on* dibandingkan jumlah dari lama *on* dan *off* disebut dengan *duty cycle*.



Gambar 2-12 Sinyal PWM

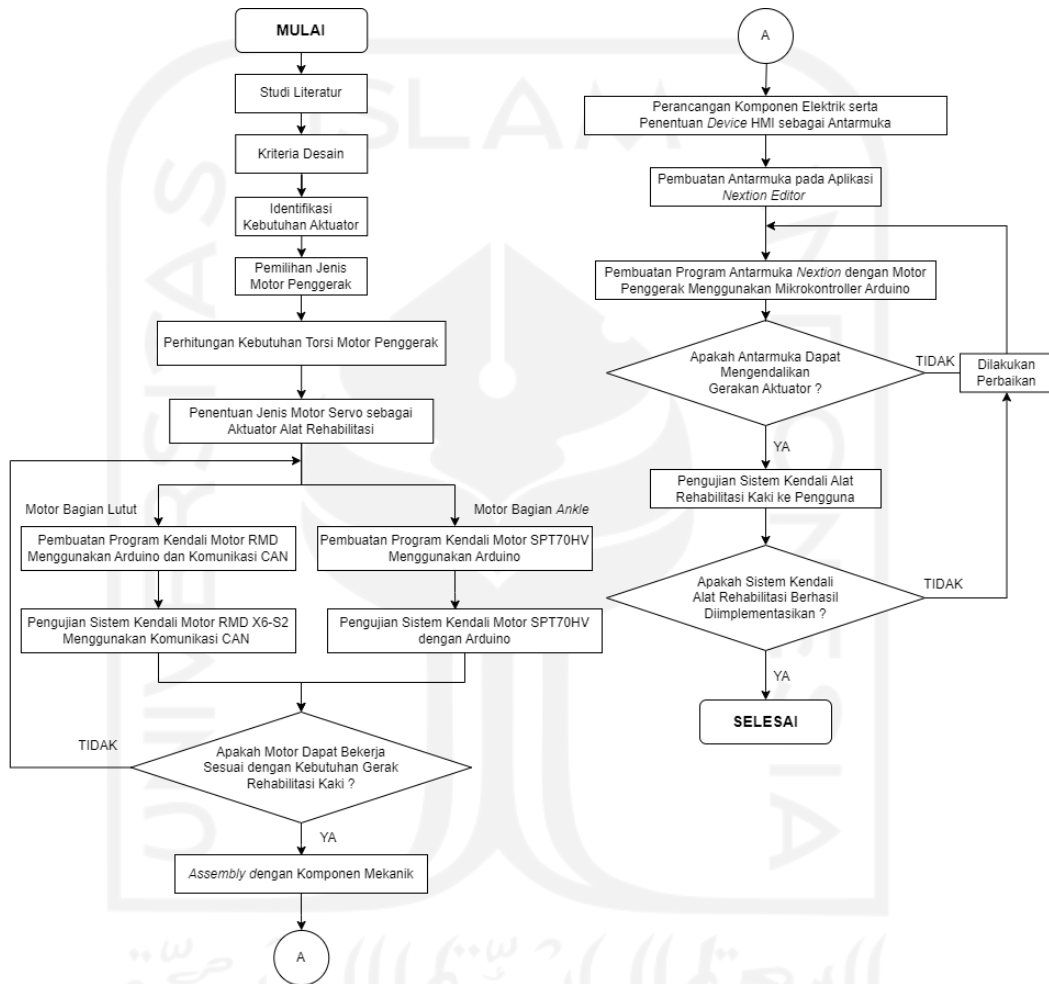
(Mohamed et al., 2013)

BAB 3

METODE PENELITIAN

3.1 Alur Penelitian

Diagram alir yang dilakukan dalam penelitian ini terdapat pada Gambar 3-1.

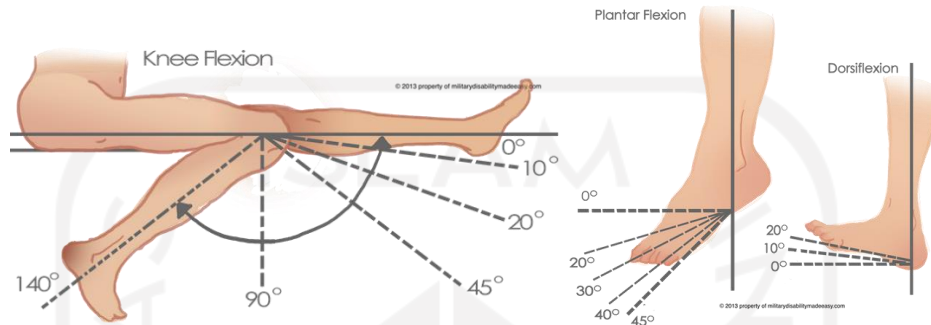


Gambar 3-1 Diagram Alir Penelitian

3.2 Kriteria Desain

Terdapat 2 jenis gerakan rehabilitasi kaki yang akan dilakukan oleh alat rehabilitasi. Pertama pada bagian lutut, gerakan yang dilakukan berupa gerak *Flexion-Extension*. Sedangkan pada bagian ankle, jenis gerakan yang dilakukan adalah gerak *Dorsiflexion-Plantarflexion*. Berdasarkan studi AAOS (*American Academy of Orthopedic Surgeons*) batas gerak *flexion-extension* adalah 0° sampai

dengan 135° atau 140° (American Academy of Orthopaedic Surgeons, 1965). Norkin & White pada tahun 2016 juga berpendapat bahwasanya rentang sudut untuk gerakan *dorsiflexion-plantarflexion* adalah -20° sampai 45° atau 50° (Norkin & White, 2016). Ilustrasi batas gerak atau ROM dari bagian lutut dan ankle ditunjukkan pada Gambar 3-2.



Gambar 3-2 *Range Of Motion* Lutut dan Ankle
(Military Dissability Made Easy, 2022)

Kriteria desain dari sistem kendali yang dibuat dalam penelitian ini yaitu untuk membuat suatu kendali pada alat bantu rehabilitasi bagian tubuh ekstremitas bawah dengan dua derajat kebebasan. Sesuai dengan batasan masalah yang ada, alat rehabilitasi kaki dikondisikan dalam posisi duduk. Sehingga rentang sudut gerak *flexion-extension* bagian lutut dalam kondisi posisi duduk, dimulai dari posisi awal kaki lurus ke bawah atau ditunjukkan pada sudut ke 90° dan berakhir sampai dengan posisi 0° seperti pada gambar 3.2. Bagian ankle, sesuai pada Gambar 3-2 memiliki rentang sudut 20° untuk *dorsiflexion* dan 45° untuk *plantarflexion*. Ilustrasi gerak alat bantu rehabilitasi kaki dengan dua derajat kebebasan dapat dilihat pada Gambar 3-3.



Gambar 3-3 Ilustrasi Gerakan Alat Rehabilitasi Kaki

Berdasarkan rumusan masalah dan tujuan penelitian dan perancangan, maka ditentukan kriteria desain pada pembuatan sistem kendali alat rehabilitasi kaki dengan 2 derajat kebebasan yang ditunjukkan pada Tabel 3-1.

Tabel 3-1 Kriteria Desain

No	Kriteria	Keterangan
1	<i>Must</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Sistem kendali harus bisa mengendalikan mekanisme gerakan <i>flexion-extension</i> dan <i>dorsiflexion-platarflexion</i>. • Pemilihan motor penggerak yang harus bisa menggerakkan sesuai <i>range</i> gerakan rehabilitasi. Bagian lutut menciptakan gerakan $0^{\circ} - 90^{\circ}$, bagian ankle $-20^{\circ} - 45^{\circ}$. • Alat Rehabilitasi harus bisa melakukan gerakan rehabilitasi (menggerakkan kaki) subject manusia dengan berat badan 70kg.
2	<i>Want</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Alat rehabilitasi kaki yang dirancang bersifat <i>portable</i> sehingga mudah untuk dipindahkan. • Sistem kendali mudah untuk dikontrol melalui HMI (<i>Human Machine Interface</i>) dengan pengguna dapat mengendalikan sendiri gerakan rehabilitasi pada menu navigasi.
3	<i>Not Want</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Gerakan dari motor penggerak yang tidak sesuai dengan inputan sudut, diakibatkan torsi motor yang kurang.
4	<i>Must Not</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Gerakan dari motor penggerak yang melebihi range batas sudut rehabilitasi <i>flexion - extension</i> dan <i>dorsiflexion - platarflexion</i>. Sehingga dapat mencederai pengguna.

3.3 Identifikasi Kebutuhan Aktuator Sistem Kendali

Perancangan alat rehabilitasi kaki dengan dua derajat kebebasan membutuhkan aktuator yang akan menggerakkan bagian betis dan pergelangan kaki. Gambar 3-2 menunjukkan gerak ROM dari bagian tubuh ekstremitas bawah, dan Gambar 3-3 merupakan konsep gerakan dari desain alat rehabilitasi kaki. Dari kedua gambar tersebut, diketahui bahwa aktuator yang dipilih merupakan aktuator dengan gerakan berputar atau *rotary actuator*. Tabel 3-1 juga menunjukkan bahwa tipe alat rehabilitasi kaki dirancang untuk bersifat *portable* atau mudah dipindahkan. Selanjutnya dilakukan identifikasi aktuator yang tepat untuk digunakan pada alat rehabilitasi. Terdapat beberapa opsi tipe aktuator untuk diterapkan. Beberapa diantaranya adalah, menggunakan aktuator pneumatik, aktuator hidrolik dan aktuator motor listrik.

Aktuator pneumatik memanfaatkan fluida yang dimampatkan untuk melakukan gerak aktuasi, sedangkan aktuator hidrolik memanfaatkan tekanan fluida tak mampat untuk aktuasi. Kedua jenis aktuator tersebut memiliki aktuator dengan tipe gerakan berputar. Gambar 3-4 merupakan jenis aktuator dengan tipe *rotary* untuk aktuator pneumatik dari produsen *festo* dan aktuator hidrolik dari produsen *omr*.



Gambar 3-4 Aktuator Pneumatik dan Hidrolik Tipe *Rotary*
(Festo & OMR, 2022)

Kelemahan utama dari pemilihan aktuator pneumatik dan hidrolik adalah pada bagian kompressor serta tangki penyimpanan fluidanya. Unsur *portable* yang diinginkan dari perancangan alat rehabilitasi menjadi tidak dapat diwujudkan apabila menggunakan kedua aktuator tersebut. Selain itu, pada kontrol posisi sudut yang dihasilkan pada aktuator akan sangat sulit untuk dilakukan menggunakan kedua jenis aktuator tersebut. Sehingga dapat disimpulkan kedua motor tersebut tidak sesuai untuk diimplementasikan pada perancangan alat rehabilitasi kaki.

Aktuator motor listrik memanfaatkan energi listrik menjadi energi gerak dengan fenomena elektromagnet. Terdapat banyak jenis motor listrik dengan tipe gerakan *rotary*, beberapa diantaranya adalah *Motor DC*, *motor stepper*, dan *motor servo*.

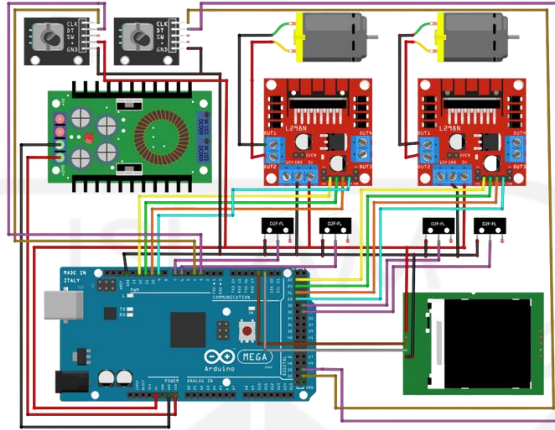
Komponen yang dibutuhkan untuk penggunaan motor listrik lebih sederhana dan ringkas dibanding dua jenis aktuator sebelumnya. Motor listrik juga lebih memungkinkan untuk diterapkan pada alat yang bersifat *portable* karena kemudahan untuk memperoleh sumber daya penggerakannya. Selain hal itu, kontrol posisi dari gerakan motor lebih mudah untuk dilakukan dengan adanya sistem kendali yang dapat dikontrol oleh sebuah program pada papan mikrokontroler. Sehingga karena nilai-nilai tersebut, penggunaan motor listrik dinilai paling relevan untuk diterapkan sebagai aktuator utama pada perancangan alat rehabilitasi kaki.

3.4 Alternatif Motor Penggerak

Identifikasi kebutuhan aktuator menyimpulkan bahwa motor listrik merupakan aktuator yang paling relevan untuk diterapkan pada perancangan alat rehabilitasi kaki. Terdapat 3 alternatif dalam pemilihan jenis motor penggerak yang akan digunakan, yaitu menggunakan *Motor DC*, *motor stepper*, dan juga *motor servo*. Dari ketiga jenis motor tersebut memiliki karakteristik yang berbeda-beda. Kemudian dilakukan juga penggambaran skematik *wiring* sederhana pada masing-masing jenis motor, untuk menggambarkan rancangan elektrik alat rehabilitasi kaki. Berikut diagram skematik elektrik dari 3 alternatif pemilihan jenis motor penggerak:

1. Alternatif I: *Motor DC*

Alternatif pertama merupakan rangkaian kendali menggunakan *Motor DC*. Alternatif tersebut diperlihatkan pada Gambar 3-5.

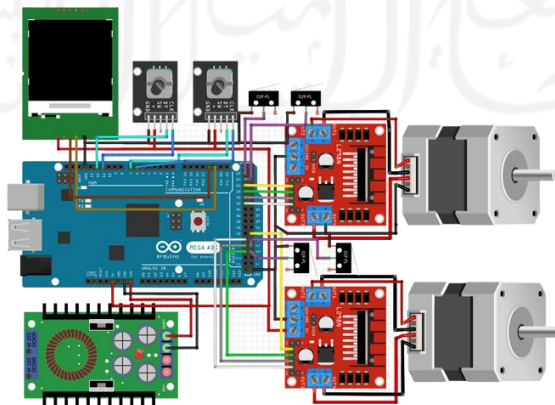


Gambar 3-5 Ilustrasi Diagram Skematik *Wiring Motor DC*

Motor DC umumnya digunakan pada rangkaian sistem kendali *open loop*. Dalam mengatur gerakan *Motor DC*, membutuhkan *motor driver* pada masing masing motor bagian ankle dan lutut. Selain itu, penggunaan *Motor DC* untuk diterapkan pada alat rehabilitasi kaki dengan 2 derajat kebebasan membutuhkan piranti tambahan berupa *encoder* untuk memberi umpan balik atau *feedback* berupa sudut yang terbaca. Karena adanya kemungkinan gerakan motor yang dapat melebihi batas sudut rehabilitasi, terdapat juga sensor berupa *Limit-Switch*.

2. Alternatif II: *Motor Stepper*

Alternatif kedua merupakan rangkaian kendali menggunakan *motor stepper*. Alternatif tersebut diperlihatkan pada Gambar 3-6.

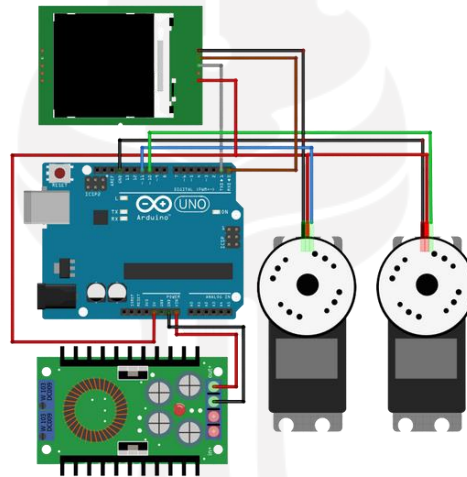


Gambar 3-6 Ilustrasi Diagram Skematik *Wiring Motor Stepper*

Motor stepper umumnya digunakan pada rangkaian sistem kendali *open loop*. Sama seperti sebelumnya, penggunaan *motor stepper* membutuhkan *motor driver* pada masing masing motor bagian ankle dan lutut. Penggunaan *Motor Stepper* untuk diterapkan pada alat rehabilitasi kaki dengan 2 derajat kebebasan juga membutuhkan piranti tambahan berupa *encoder* untuk memberi umpan balik atau *feedback* berupa sudut yang terbaca. Karena adanya kemungkinan gerakan motor yang dapat melebihi batas sudut rehabilitasi, terdapat juga sensor berupa *Limit-Switch*.

3. Alternatif III: *Motor servo*

Alternatif ketiga merupakan rangkaian kendali menggunakan *motor servo*. Alternatif tersebut diperlihatkan pada Gambar 3-7.



Gambar 3-7 Ilustrasi Diagram Skematik Wiring *Motor servo*

Penggunaan *motor servo* umumnya digunakan pada rangkaian *closed loop*, sehingga sesuai dengan sistem kendali yang akan dirancang pada alat rehabilitasi kaki. Selain hal tersebut, banyak *servo* yang sudah memiliki *built in* piranti *encoder* didalamnya. Sehingga dalam rangkaian tidak perlu lagi menambah piranti *encoder* untuk mendapatkan umpan balik berupa posisi sudut. Tabel 3-2 menjelaskan perbedaan dan perbandingan alternatif motor penggerak.

Tabel 3-2 Perbandingan Jenis Motor Listrik

<i>Motor DC</i>	<i>Motor Stepper</i>	<i>Motor servo</i>
<ul style="list-style-type: none"> • Umumnya diimplementasi pada sistem kendali <i>open loop</i> 	<ul style="list-style-type: none"> • Umumnya diimplementasi pada sistem kendali <i>open loop</i> 	<ul style="list-style-type: none"> • Umumnya diimplementasi pada sistem kendali <i>closed loop</i>
<ul style="list-style-type: none"> • Perlu penambahan <i>motor driver</i> 	<ul style="list-style-type: none"> • Perlu penambahan <i>motor driver</i> 	<ul style="list-style-type: none"> • Beberapa <i>servo</i> tidak membutuhkan <i>driver servo</i>
<ul style="list-style-type: none"> • Perlu penambahan <i>limit switch</i> dan <i>encoder</i> 	<ul style="list-style-type: none"> • Perlu penambahan <i>limit switch</i> dan <i>encoder</i> 	<ul style="list-style-type: none"> • Beberapa <i>servo</i> memiliki <i>built in encoder</i> dan tidak perlu <i>limit switch</i>
<ul style="list-style-type: none"> • Karena membutuhkan banyak piranti tambahan, membutuhkan mikrokontroller <i>Arduino Mega</i> 	<ul style="list-style-type: none"> • Karena membutuhkan banyak piranti tambahan, membutuhkan mikrokontroller <i>Arduino Mega</i> 	<ul style="list-style-type: none"> • Penggunaan Pin lebih sederhana dan ringkas, sehingga bisa menggunakan mikrokontroller <i>Arduino UNO</i>

Sehingga dari ketiga opsi alternatif pemilihan jenis motor tersebut, dipilih *motor servo* sebagai aktuator atau penggerak utama dari alat rehabilitasi kaki dengan 2 derajat kebebasan.

3.5 Perhitungan Kebutuhan Torsi Motor Penggerak

Berdasarkan studi antropometri berat badan rata-rata masyarakat Indonesia adalah 63 kg untuk pria dan 53 untuk wanita (Chuan et al., 2010). Peraturan Menteri Tenaga Kerja RI tentang aturan keselamatan lift bahwasanya standarisasi acuan berat badan manusia Indonesia adalah sebesar 68 kg dengan pembulatan menjadi 70 kg (Kementerian Ketenagakerjaan RI, 1999). Karena itu perancangan dan penelitian alat rehabilitasi kaki dengan 2 derajat kebebasan, didesain untuk dapat melakukan gerakan rehabilitasi terhadap subjek manusia Indonesia dengan berat badan acuan 70 kg. Pada penentuan motor penggerak telah disimpulkan bahwa motor jenis *servo* yang akan diimplementasikan pada alat rehabilitasi. Untuk mengetahui kemampuan torsi *servo* yang dibutuhkan, maka dilakukan perhitungan pembebanan berat bagian tubuh ekstremitas bawah manusia.

3.5.1 Perhitungan Motor Bagian Lutut

Berdasarkan (Bruno et al., 2016) didapati data presentase distribusi massa bagian tubuh manusia berdasarkan berat badan dalam kg yang ditunjukkan pada Tabel 3-3.

Tabel 3-3 Presentase Berat Bagian Tubuh Manusia
(Bruno et al., 2016)

Body Segment	Relative Mass
Head and neck	8.1%
Arm	5.6%
Forearm	3.2%
Hand	1.2%
Thorax	21.6%
Abdomen	13.9%
Pelvis	14.2%
Thigh	20%
Leg	9.3%
Foot	2.9%

Tabel 3-3 menunjukkan distribusi massa bagian tubuh manusia. Tabel tersebut merupakan massa untuk sepasang anggota tubuh kecuali pada bagian *head and neck*. Massa bagian kaki terdiri atas bagian betis/*leg* (9,3%) ditambah dengan telapak kaki/*Foot* (2,9%). Presentase tersebut masih dalam sepasang bagian tubuh. Berikut merupakan perhitungan massa kaki pada subjek dengan berat badan 70kg.

Berat badan manusia	= 70kg
Presentase massa betis	= 9,3%
Presentase massa telapak kaki	= 2,9%
Berat kaki (sepasang)	= (70 kg x 9,3%) + (70 kg x 2,9%) = (6,51 kg) + (2,03 kg) = 8,54 kg
Berat 1 kaki (<i>single</i>)	= 4,27 kg

Berdasarkan perhitungan tersebut, maka berat yang harus ditopang alat minimal 4,27 kg. Manusia dengan berat badan 70 kg menjadi patokan sehingga ketika digunakan pada pasien yang memiliki berat badan dibawah 70 kg alat rehabilitasi kaki masih kuat mengangkat.

Perancangan alat rehabilitasi kaki, terdapat *part* dan juga *link* yang digunakan untuk menopang kaki, sehingga motor pada bagian lutut tidak hanya mengangkat kaki, namun juga ditambah dengan massa komponen *link* lutut dan ankle, serta motor bagian ankle. Pada rencana desain, massa komponen dari lutut sampai ankle diperkirakan memiliki massa 0,6 kg. Pada rancangan desain yang ada juga merencanakan Panjang *link* dari lutut hingga ankle adalah 380 mm. Untuk menghitung kebutuhan torsi yang dibutuhkan motor bagian lutut, dilakukan perhitungan sebagai berikut :

Panjang link (l)	= 380 mm
Sudut gerak	= 0° s.d. 90°
Estimasi massa komponen	= 0,6 kg
Massa total lutut	= Estimasi massa komponen + Berat 1 kaki = 0,6 kg + 4,27 kg = 4,87 kg

$$\tau = F \times l$$

$$\tau = (\text{massa} \times \text{gravitasi}) \times r (\sin \theta) \quad (3.1)$$

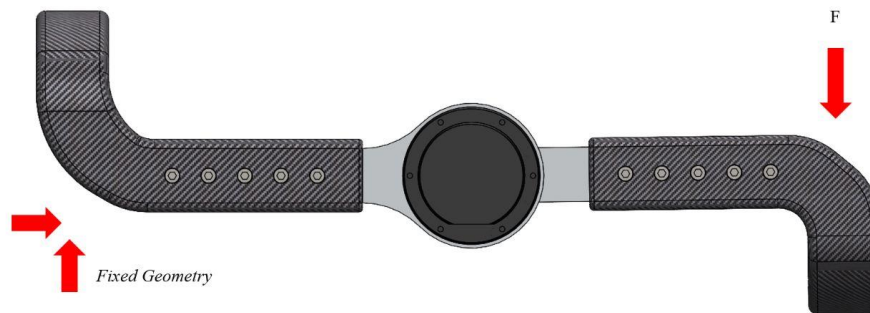
$$\tau = ((4,27 + 0,6) \text{ kg} \times 9,8 \text{ m/s}^2) \text{ N} \times 380 \text{ mm} \times \sin(90) \text{ Nmm}$$

$$\tau = 18.136 \text{ Nmm}$$

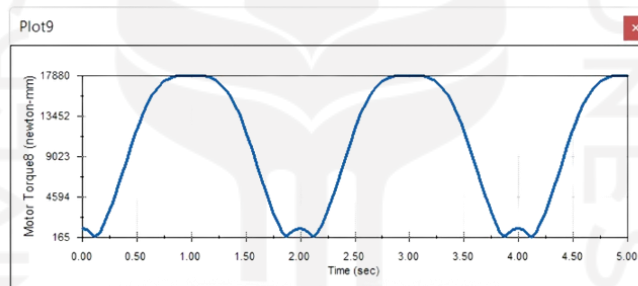
$$\tau = 18,136 \text{ Nm}$$

Perhitungan pada persamaan 3.1 menunjukkan kebutuhan torsi pada motor bagian lutut adalah sebesar 18,136 Nmm. Dari perhitungan tersebut kemudian

diverifikasi kembali menggunakan *software* Solidworks. Diagram benda bebas dari pembebanan atau *free body diagram* ditunjukkan pada Gambar 3-8 dan hasil analisis kinematika untuk mengetahui kebutuhan torsi motor bagian lutut ditunjukkan pada Gambar 3-9.



Gambar 3-8 FBD *Link* Lutut



Gambar 3-9 Hasil Simulasi Kebutuhan Torsi Lutut Menggunakan *Solidworks*

Hasil simulasi kinematika pada *software* *Solidworks* menunjukkan kebutuhan torsi yang diperlukan *motor servo* bagian lutut untuk melakukan gerakan rehabilitasi adalah sebesar 17.880 Nmm atau setara 17,9 Nm. Sehingga hasil tersebut tidak berbeda signifikan dari perhitungan manual untuk mengetahui torsi yang diperlukan *motor servo* bagian lutut. Berdasarkan 2 perhitungan tersebut, yaitu perhitungan manual dan simulasi menggunakan *Solidworks*, diambil keputusan untuk menggunakan *motor servo* dengan kemampuan minimal 18 Nm agar dapat melakukan gerakan rehabilitasi *flexion-extension* dengan optimal.

3.5.2 Perhitungan Motor Bagian Ankle

Sama seperti bagian lutut, perhitungan ankle didasari oleh Tabel 3-3. Dari tabel tersebut presentase berat bagian telapak kaki adalah 2,9% dari massa tubuh manusia. Sehingga pada manusia dengan berat badan 70kg, memiliki massa bagian telapak kaki sebesar 2,03 kg untuk sepasang, dan 1,02 kg untuk 1 telapak kaki (*single*).

Implementasi pada alat rehabilitasi kaki, terdapat juga *part* dan *link* yang digunakan untuk menopang telapak kaki. Motor bagian *ankle* tidak hanya menopang bagian telapak kaki, tetapi juga terdapat beban tambahan berupa *part* dan *link* tersebut. Pada bagian *link* bagian *ankle* dibuat menggunakan 3d printer filamen PLA. Pada rancangan desain *link* bagian *ankle* memiliki panjang 200mm dengan perkiraan massa sebesar 0,6 kg. Untuk menghitung kebutuhan torsi yang dibutuhkan pada motor bagian *ankle* dilakukan perhitungan sebagai berikut:

$$\begin{aligned} \text{Panjang link (l)} &= 200 \text{ mm} \\ \text{Sudut gerak} &= -45^\circ \text{ s.d. } 20^\circ \text{ (total : } 65^\circ) \\ \text{Estimasi massa komponen} &= 0,6 \text{ kg} \\ \text{Massa total telapak kaki} &= \text{massa komponen} + \text{Berat 1 telapak kaki} \\ &= 0,6 \text{ kg} + 1,02 \text{ kg} \\ &= 1,63 \text{ kg} \end{aligned}$$

$$\tau = F \times l$$

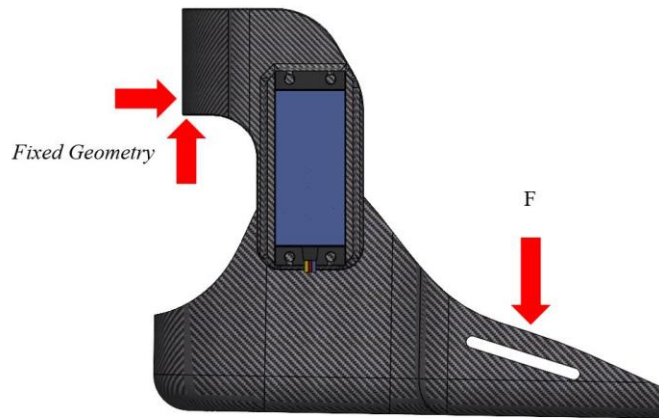
$$\tau = (\text{massa} \times \text{gravitasi}) \times r (\sin \theta) \quad (3.2)$$

$$\tau = ((1,02 + 0,6) \text{ kg} \times 9,8 \text{ m/s}^2) \text{ N} \times 200 \text{ mm} \times \sin (65) \text{ Nmm}$$

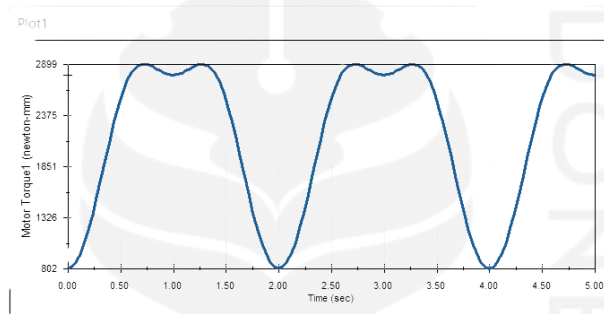
$$\tau = 2.859 \text{ Nmm}$$

$$\tau = 2,86 \text{ Nm}$$

Perhitungan pada persamaan 3.2 menunjukkan kebutuhan torsi pada motor bagian *ankle* adalah sebesar 2,86 Nm. Dari perhitungan tersebut kemudian diverifikasi kembali menggunakan *software Solidworks*. Diagram benda bebas dari pembebanan atau *free body diagram* ditunjukkan pada Gambar 3-10 dan hasil analisis kinematika untuk mengetahui kebutuhan torsi motor bagian lutut ditunjukkan pada Gambar 3-11.



Gambar 3-10 FBD Link Ankle



Gambar 3-11 Hasil Simulasi Kebutuhan Torsi *Ankle* Menggunakan *Solidworks*

Hasil simulasi kinematika pada *software Solidworks* menunjukkan kebutuhan torsi yang diperlukan *motor servo* bagian *ankle* untuk melakukan gerakan rehabilitasi adalah sebesar 2.899 Nmm atau setara 2,9 Nm. Sehingga hasil tersebut tidak berbeda signifikan dari perhitungan manual untuk mengetahui torsi yang diperlukan *motor servo* bagian *ankle*. Berdasarkan 2 perhitungan tersebut, yaitu perhitungan manual dan simulasi menggunakan *Solidworks*, diambil keputusan untuk menggunakan *motor servo* dengan kemampuan minimal 3 Nm agar dapat melakukan gerakan rehabilitasi *dorsiflexion-platarflexion* dengan optimal.

3.6 Pemilihan Alternatif Motor Penggerak




Dari perbandingan 3 opsi motor penggerak, disimpulkan bahwa *motor servo* dinilai paling relevan untuk diterapkan pada perancangan alat rehabilitasi. Selanjutnya dari perhitungan kebutuhan torsi motor bagian lutut dan *ankle*, mendapat hasil 18 Nm untuk lutut dan 3 Nm untuk *ankle*. Tabel 3-4 menunjukkan kebutuhan motor untuk diterapkan pada alat rehabilitasi kaki dengan 2 derajat kebebasan.

Tabel 3-4 Kebutuhan *Motor servo*

MOTOR	JENIS MOTOR	KEBUTUHAN TORSI
Lutut	<i>Servo</i>	18 Nm
Ankle	<i>Servo</i>	3 Nm

Langkah selanjutnya adalah menentukan jenis dan tipe *servo* apa yang paling relevan untuk diterapkan pada alat rehabilitasi. Terdapat 3 opsi jenis *servo* untuk diterapkan pada bagian lutut serta ankle. Data spesifikasi *servo* tersebut dijelaskan pada Tabel 3-5 untuk bagian lutut dan Tabel 3-6 untuk bagian ankle.




Tabel 3-5 Opsi Jenis *Servo* Lutut

No	Jenis <i>Servo</i>	Gambar	Spesifikasi
1	ATO180ST-M21520 <i>Brushless Servo</i>		<ul style="list-style-type: none"> • Berat : 22,2 kg • Torsi : 20 Nm • Ukuran: 180x300 mm
2	WINGXINE ASME-SQB		<ul style="list-style-type: none"> • Berat : 1 kg • Torsi : 29 Nm • Ukuran: 200x150 mm
3	RMD X6-S2		<ul style="list-style-type: none"> • Berat : 0,7 kg • Torsi : >18 Nm • Ukuran: 60x160 mm

Ketiga motor tersebut dipilih berdasarkan nilai kebutuhan torsi yang minimal 18 Nm. Pada opsi pertama, kekurangan dari *motor servo* tersebut adalah dimensinya yang terlalu besar dan memiliki berat motor yang cukup tinggi. Desain alat rehabilitasi kaki yang dibuat mempertimbangkan unsur *portable* atau mudah dibawa. *Motor servo* opsi pertama lebih sesuai apabila alat rehabilitasi kaki dibuat dalam kondisi *fixed*, menjadikan opsi pertama kurang sesuai apabila diimplementasikan pada perancangan yang ada. *Motor servo* opsi kedua juga memiliki kekurangan pada dimensi yang terlalu besar untuk diterapkan pada alat rehabilitasi kaki. Selain dimensi dan berat, motor opsi pertama dan kedua sama-sama memiliki kekurangan yaitu tidak adanya *built in encoder*. Sehingga untuk mendapatkan umpan balik berupa sudut yang terbaca, harus dengan menambah piranti tambahan berupa *encoder* pada komponen sistem kendali.

Opsi ketiga *motor servo* adalah RMD X6 S2, yang memiliki spesifikasi torsi nominal adalah 18 Nm. *Nominal torque* atau torsi nominal merupakan torsi batas aman yang dapat diterima secara terus menerus oleh *motor servo*. Selain torsi nominal yang sudah berada diatas kebutuhan torsi, motor tersebut juga memiliki dimensi yang relatif lebih kecil dan berat yang ringan, menjadikan motor opsi ketiga lebih sesuai untuk diterapkan pada alat rehabilitasi kaki yang bersifat *portable*. RMD X6 S2 juga sudah memiliki *built in encoder*, sehingga tidak membutuhkan encoder tambahan dalam komponen elektrik sistem kendali alat rehabilitasi kaki yang dirancang. Karena keunggulan yang dimiliki motor tersebut dibandingkan dengan opsi motor lutut lain, *motor servo* RMD X6-S2 dipilih untuk dijadikan motor penggerak pada bagian lutut.

Tabel 3-6 Opsi Jenis *Servo Ankle*

No	Jenis <i>Servo</i>	Gambar	Spesifikasi
1	RDS5160 <i>Servo Digital</i>		<ul style="list-style-type: none"> • Berat : 0,3 kg • Torsi : 5,8 Nm • Ukuran: 61x70 mm
2	WINGXINE ASME-SQB <i>Servo</i>		<ul style="list-style-type: none"> • Berat : 0,8 kg • Torsi : 5 Nm • Ukuran: -
3	SPT70HV <i>Servo Digital</i>		<ul style="list-style-type: none"> • Berat : 0,2 kg • Torsi : 6,8 Nm • Ukuran: 60x70 mm

Motor bagian *ankle* memiliki 3 opsi alternatif yang dipilih berdasarkan kebutuhan torsi minimal yaitu 3 Nm. Pada opsi pertama motor *ankle*, memiliki kekurangan terdapat dua posisi keluaran *shaft* atau dua muka, sedangkan kebutuhan untuk komponen *ankle* hanya satu. Pada opsi kedua, kekurangan *motor servo* tersebut adalah berat yang relatif tinggi untuk digunakan pada bagian *ankle* dan membutuhkan piranti tambahan *encoder*. *Motor servo* bagian *ankle* membutuhkan berat seminimal mungkin karena akan mempengaruhi kerja *motor servo* bagian lutut.

Opsi ketiga *motor servo* bagian *ankle*, merupakan *servo digital* SPT70HV. *Motor servo* tersebut memiliki torsi 6,8 Nm. Motor SPT70HV juga memiliki ukuran yang tidak terlalu besar dan memungkinkan dijadikan motor bagian *ankle* dengan membuat *mounting* pada yang nantinya akan di cetak menggunakan 3d printer. Untuk memperoleh umpan balik berupa sudut yang terbaca dari *servo digital*, pada *Arduino* memiliki *library* atau kumpulan baris program khusus dengan perintah *Servo.read*. Perintah tersebut akan menunjukkan posisi sudut yang terbaca oleh *motor servo* SPT70HV. Karena keunggulan yang dimiliki motor tersebut dibandingkan dengan opsi motor *ankle* lain, *motor servo* SPT70HV dipilih untuk dijadikan motor penggerak pada bagian *ankle*.

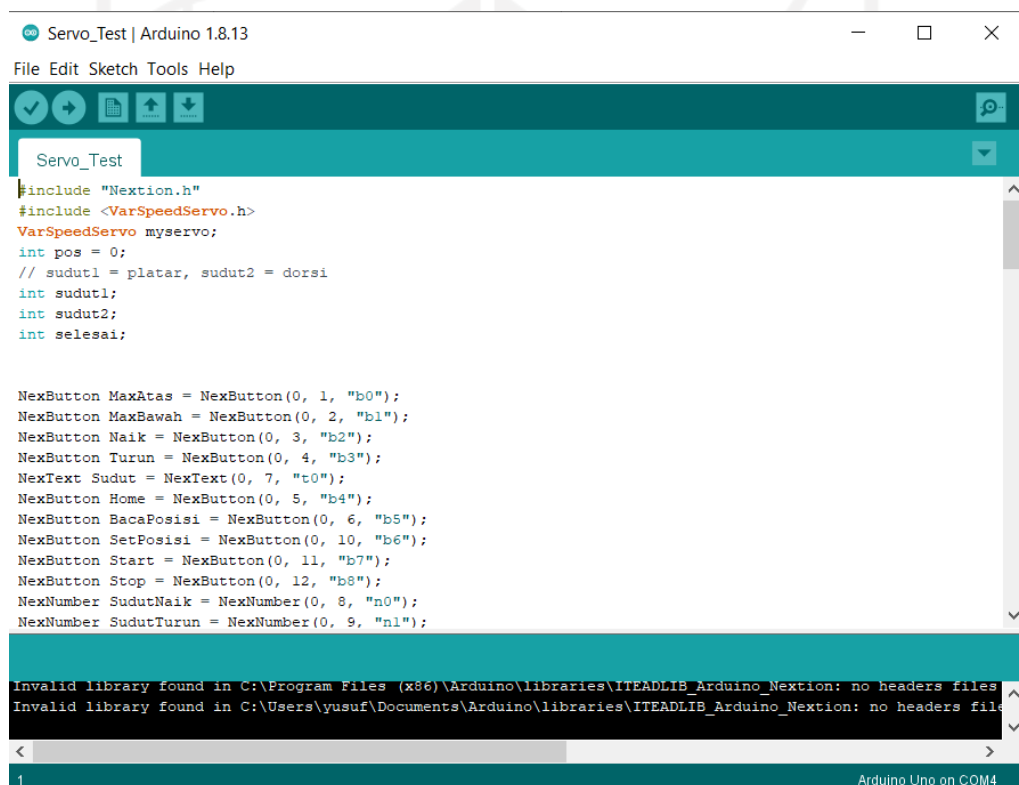
3.7 Alat dan Bahan

Alat dan Bahan dalam penelitian ini berupa software untuk pemrograman serta pengujian dan komponen elektrik yang saling berhubungan menjadi suatu rangkaian sistem elektrik.

3.7.1 Peralatan

Peralatan yang digunakan pada penelitian dan perancangan dibagi menjadi dua jenis, yaitu perangkat lunak dan perangkat keras. Berikut ini peralatan perangkat lunak yang digunakan dalam perancangan:

1. *Software Arduino IDE*



```
Arduino IDE | Servo_Test | Arduino 1.8.13
File Edit Sketch Tools Help
Servo_Test
#include "Nextion.h"
#include <VarSpeedServo.h>
VarSpeedServo myservo;
int pos = 0;
// sudut1 = platar, sudut2 = dorsi
int sudut1;
int sudut2;
int selesai;

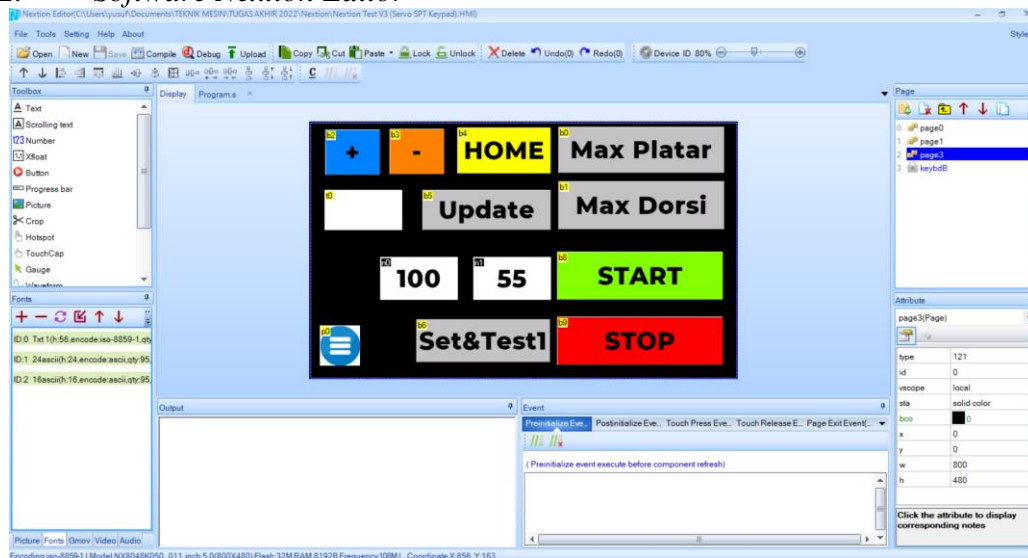
NexButton MaxAtas = NexButton(0, 1, "b0");
NexButton MaxBawah = NexButton(0, 2, "b1");
NexButton Naik = NexButton(0, 3, "b2");
NexButton Turun = NexButton(0, 4, "b3");
NexText Sudut = NexText(0, 7, "t0");
NexButton Home = NexButton(0, 5, "b4");
NexButton BacaPosisi = NexButton(0, 6, "b5");
NexButton SetPosisi = NexButton(0, 10, "b6");
NexButton Start = NexButton(0, 11, "b7");
NexButton Stop = NexButton(0, 12, "b8");
NexNumber SudutNaik = NexNumber(0, 8, "n0");
NexNumber SudutTurun = NexNumber(0, 9, "n1");

Invalid library found in C:\Program Files (x86)\Arduino\libraries\ITEADLIB_Arduino_Nextion: no headers files
Invalid library found in C:\Users\yusuf\Documents\Arduino\libraries\ITEADLIB_Arduino_Nextion: no headers files
1 Arduino Uno on COM4
```

Gambar 3-12 *Arduino IDE*

Arduino IDE (Intergrated Development Enviroment) merupakan perangkat lunak yang digunakan dalam menulis baris program yang berisi perintah-perintah tertentu yang kemudian diunggah ke papan *Arduino*. Bahasa pemrograman yang digunakan adalah bahasa C. Tampilan perangkat lunak *Arduino IDE* ditunjukkan pada Gambar 3-12.

2. *Software Nextion Editor*



Gambar 3-13 *Software Nextion Editor*

Perangkat lunak *Nextion Editor* berfungsi untuk mengelola dan memberi perintah dari tampilan pada layar LCD Nextion. Pada *software* tersebut, pengguna dapat menentukan apa yang akan ditampilkan serta mengunggah tampilan tersebut ke layar LCD Nextion. Terdapat dua cara dalam mengunggah tampilan, yaitu menggunakan serial port USB atau menggunakan sim card.

3. *Software Solidworks 2020*

Perangkat lunak *Solidworks* berfungsi untuk melakukan analisis pembebanan untuk mengetahui kemampuan torsi dari motor penggerak yang dipilih.

Selain peralatan perangkat lunak, berikut ini merupakan peralatan perangkat keras yang digunakan dalam perancangan:

1. *Arduino UNO*



Gambar 3-14 *Arduino UNO*

Arduino UNO merupakan papan rangkaian elektronik berbasis ATmega328, yang pada perancangan ini digunakan sebagai pengelola data, pengatur gerakan motor, dan juga pengatur input serta interface dari LCD Nextion. Mikrokontroler ini memiliki 14 pin input/output digital (6 sebagai pwm output), 6 input analog, osilator kristal 16 Mhz, USB *port*, ICSP dan juga tombol reset.

2. *CAN BUS Shield MCP2515*



Gambar 3-15 *CAN BUS Shield MCP2515*

MCP2515 merupakan piranti tambahan yang digunakan untuk berkomunikasi dengan motor RMD X6-S2. MCP2515 merupakan *Controller Area Network (CAN)* digunakan untuk menyederhanakan antarmuka antara *Arduino* dengan fisik CAN BUS (Motor RMD). MCP2515 terdiri atas modul CAN, *control logic* dan SPI (*Serial Peripheral Interface protocol*).

3. Nextion Display Enhanced NX8048K050



Gambar 3-16 Nextion Display Enhanced NX8048K050

LCD Nextion merupakan HMI (*Human Machine Interface*) yang digunakan sebagai monitoring, kontrol serta visualisasi antarmuka antara pengguna dengan proses/mesin. LCD ini tergolong jenis TFT (*Thin Film Transistor*) sama seperti jenis layar yang ada pada *smartphone* pada umumnya. LCD Nextion menggunakan satu port serial (RX TX) dengan *Arduino* untuk berkomunikasi.

4. Power Supply 24 VDC



Gambar 3-17 Power Supply 24 VDC

Digunakan sebagai catu daya atau penyedia tegangan untuk komponen elektronika yang ada. Pemilihan 24VDC didasari kebutuhan motor RMD yang memiliki rentang penggunaan tegangan 24 – 48 VDC.

5. Digital Stepdown VDC LM2596



Gambar 3-18 Digital Stepdown 6 – 12 VDC LM2596

Digunakan untuk mengatur (menurunkan) arus dan tegangan dari sumber tegangan yang ada. Input yang dapat diterima modul ini adalah 4 – 40 VDC, dan rentang keluaran output yang dapat diatur dari 6 – 12 VDC.

3.7.2 Bahan

Bahan yang digunakan dalam penelitian dan perancangan adalah sebagai berikut :

1. *Motor servo* RMD X6-S2



Gambar 3-19 *Motor servo* RMD X6-S2

Merupakan *motor servo* bertipe *flat servo* dari pengembang *MyActuator* yang menggunakan mekanisme *planetary gear* dan memiliki kemampuan nominal torsi 18 Nm. *Motor servo* ini digunakan dengan komunikasi tipe CAN. Dalam penggunaannya, motor RMD X6-S2 membutuhkan input tegangan dari 24 – 48 VDC. *Motor servo* ini juga memiliki *built in encoder* tipe absolut didalamnya, sehingga untuk mengontrol sudut dan membaca sudut dapat dilakukan dengan memberi perintah pada program. Motor tersebut digunakan sebagai motor penggerak bagian lutut.

2. *Motor servo* Digital SPT70HV-180



Gambar 3-20 *Motor servo* Digital SPT70HV-180

Merupakan *motor servo* bertipe *servo* digital yang memiliki rentang sudut gerak 0 - 180° dengan kemampuan torsi maksimal mencapai 6,8 Nm. *Motor servo* ini memerlukan tegangan 5 – 8 VDC dan untuk mengatur kecepatan dapat dengan mengatur nilai PWM di baris program. Untuk membaca sudut yang dihasilkan, pada program *Arduino* digunakan perintah *Servo.read*. Motor ini digunakan sebagai motor penggerak bagian *ankle*.

Dari keseluruhan komponen tersebut, akan digabungkan untuk menjadi suatu rangkaian sistem kendali pada perancangan alat rehabilitasi kaki dengan 2 derajat kebebasan. Tabel 3-7 menjelaskan ringkasan alat dan bahan yang digunakan pada perancangan beserta fungsinya.

Tabel 3-7 Alat dan Bahan

No	Alat dan Bahan	Fungsi
1	<i>Software Arduino IDE</i>	Berfungsi untuk menuliskan program perintah ke mikrokontroler <i>Arduino</i> UNO
2	<i>Software Nextion Editor</i>	Berfungsi untuk membuat desain dan rancangan <i>Interface</i> pada HMI Nextion
3	<i>Software Solidworks 2020</i>	Berfungsi untuk menghitung kebutuhan torsi motor dari simulasi kinematika
4	<i>Arduino</i> UNO	Berfungsi sebagai otak atau pusat dari rangkaian sistem kendali dan sistem elektrik
5	CAN BUS Shield MCP2515	Berfungsi agar <i>Arduino</i> dapat berkomunikasi menggunakan CAN-BUS dengan motor RMD
6	Nextion NX8048K050	Berfungsi sebagai HMI atau <i>Human Machine Interface</i>
7	Power Supply 24 VDC	Berfungsi sebagai sumber tegangan dari sistem kendali
8	Digital Stepdown 6-12 VDC	Berfungsi untuk menurunkan tegangan sesuai kebutuhan yang diperlukan
9	<i>Motor servo</i> RMD X6-S2	Berfungsi sebagai motor penggerak bagian lutut untuk gerakan <i>flexion-extension</i>
10	<i>Motor servo</i> SPT70HV-180	Berfungsi sebagai motor penggerak bagian <i>ankle</i> untuk gerakan <i>dorsiflexion-platarflexion</i>

3.8 Perancangan Sistem Kendali

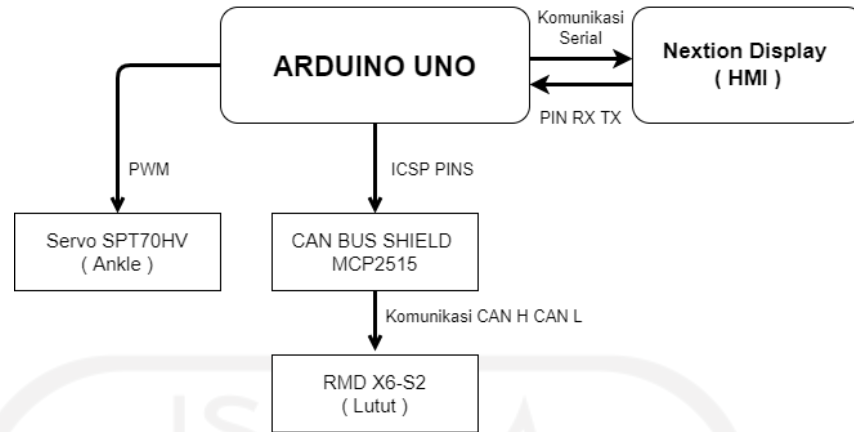
Konsep dasar dalam perancangan yang dibuat adalah dengan merancang suatu alat rehabilitasi kaki yang memiliki dua derajat kebebasan. Alat rehabilitasi ini memiliki dua buah *motor servo* sebagai penggerak utama, yaitu *motor servo* RMD X6-S2 pada bagian lutut dan *motor servo* SPT70HV pada bagian *ankle*. Pada bagian lutut motor akan menggerakkan kaki untuk melakukan gerak rehabilitasi *flexion-extension* sedangkan bagian *ankle* melakukan gerak rehabilitasi *dorsiflexion-platarflexion*. Kedua motor tersebut harus dapat dikendalikan sesuai dengan *range* sudut rehabilitasi yang telah ditentukan, dan gerakan motor harus sesuai dengan apa yang di *input*. Hal ini dikarenakan agar tidak berpotensi menambah cedera bagi pengguna alat rehabilitasi kaki.

Dari konsep kerja tersebut, dalam perancangan terdapat 2 tahap perancangan, yaitu perancangan perangkat keras dan perancangan perangkat lunak.

3.8.1 Perancangan Perangkat Keras

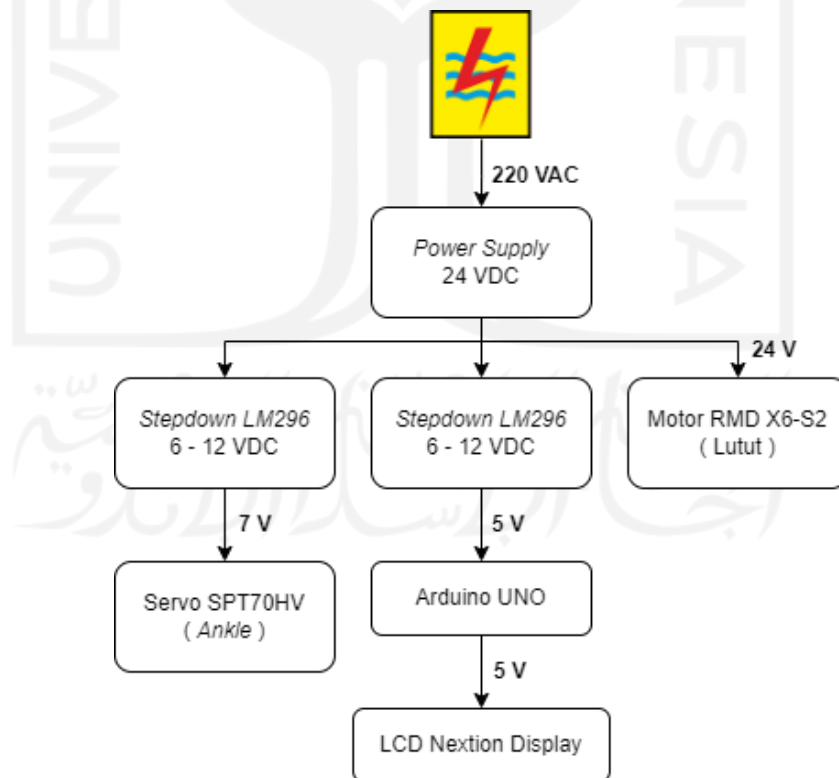
3.8.1.1 Komponen Elektrik

Prinsip kerja dari alat ini adalah, *Arduino* UNO menjadi pusat kendali dan akan mengontrol gerakan dari kedua *motor servo*. *Motor servo* bagian *ankle* menggunakan *servo* jenis digital, dan untuk mengatur sudut kecepataanya menggunakan sinyal PWM yang dihubungkan pada pin PWM *Arduino* UNO. Sedangkan pada motor lutut memerlukan piranti CAN BUS *Shield* yang terhubung pada pin ICSP, agar komunikasi CAN dapat diakses oleh *Arduino* UNO. Dalam antarmukanya, dipilih LCD *Nextion Display* sebagai HMI. *Nextion* disini akan menampilkan tombol pada layar sentuh dan juga *input keypad* angka untuk memasukan variabel besaran sudut. Selain itu, *Nextion* juga akan menerima data dari *Arduino* dan menampilkanya pada layar LCD. Sehingga terdapat komunikasi dua arah pada *Arduino* dan juga *Nextion*. Rangkaian komponen elektrikal alat ini ditunjukkan pada Gambar 3-21.



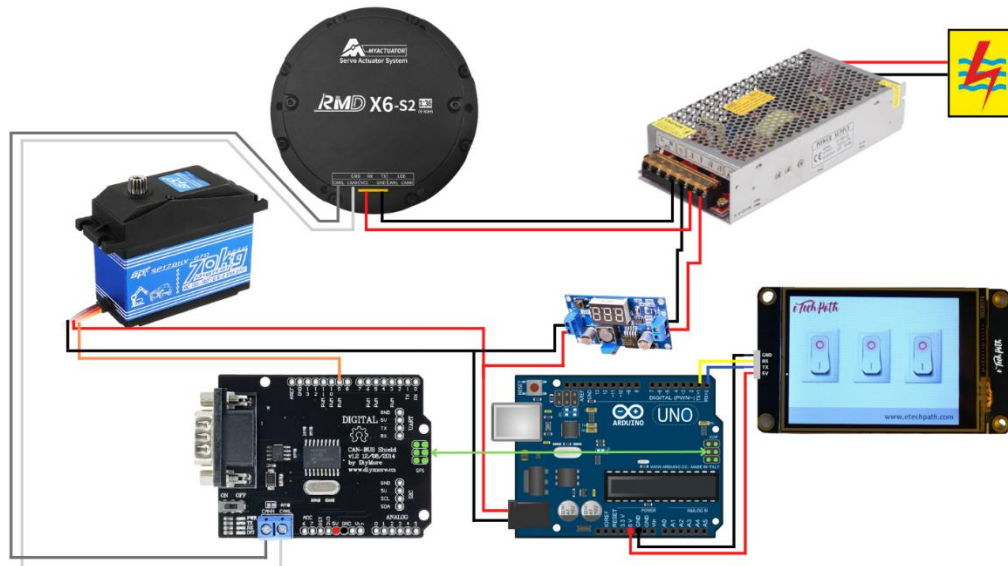
Gambar 3-21 Rangkaian Komponen Elektrik

Alat rehabilitasi kaki juga memerlukan sumber tegangan yang diambil dari tegangan rumahan (220 volt) dengan dikonversi menggunakan *power supply ac to dc* 24 volt. 24 volt digunakan sebagai catu daya motor RMD, sedangkan untuk *Arduino* dan *Servo SPT70HV* memerlukan 5-7 volt yang dikonversi dan diturunkan menggunakan *stepdown*. Gambar 3-22 merupakan gambaran rangkaian sumber tegangan pada perancangan.



Gambar 3-22 Rangkaian Sumber Tegangan

Dari rangkaian tersebut akan ditata dan ditempatkan pada *control box* atau *compartement box*. Selanjutnya, ilustrasi diagram skematik *wiring* rangkaian sistem kendali ditunjukkan pada Gambar 3-23.



Gambar 3-23 Diagram Skematik *Wiring* Alat Rehabilitasi Kaki

3.8.2 Perancangan Perangkat Lunak

Perancangan perangkat lunak untuk sistem kendali alat rehabilitasi kaki dengan dua derajat kebebasan dibagi menjadi 2 proses, yaitu merancang program perintah gerakan *motor servo* bagian lutut serta ankle pada *software Arduino IDE* dan merancang antarmuka LCD Nextion menggunakan *software Nextion Editor*.

3.8.2.1 Diagram Alir Program Motor Bagian Lutut

Motor servo bagian lutut menggunakan *servo RMD X6-S2* yang mana untuk berkomunikasi menggunakan jenis CAN. *Servo RMD* memiliki protokol perintah sendiri untuk mengontrol suatu gerakan. Pada *datasheet servo* tersebut, sudah tertera daftar perintah yang dapat dilakukan oleh motor beserta *command data* atau data perintah dalam bentuk heksadesimal. Contoh protokol perintah motor RMD ditunjukkan pada Gambar 3-24.

SN	COMMAND NAME	COMMAND DATA
1.	Read PID data command	0x30
2.	Write PID to RAM command	0x31
3.	Write PID to ROM command	0x32
4.	Read acceleration data command	0x33
5.	Write acceleration data to RAM command	0x34
6.	Read encoder data command	0x90
7.	Write encoder offset command	0x91
8.	Write current position to ROM as motor zero command	0x19
9.	Read multi turns angle command	0x92
10.	Read single circle angle command	0x94
11.	Read motor status 1 and error flag commands	0x9A
12.	Clear motor error flag command	0x9B
13.	Read motor status 2	0x9C
14.	Read motor status 3	0x9D
15.	Motor off command	0x80
16.	Motor stop command	0x81
17.	Motor running command	0x88
18.	Torque closed-loop command	0xA1
19.	Speed closed-loop command	0xA2
20.	Position closed-loop command 1	0xA3
21.	Position closed-loop command 2	0xA4
22.	Position closed-loop command 3	0xA5
23.	Position closed-loop command 4	0xA6

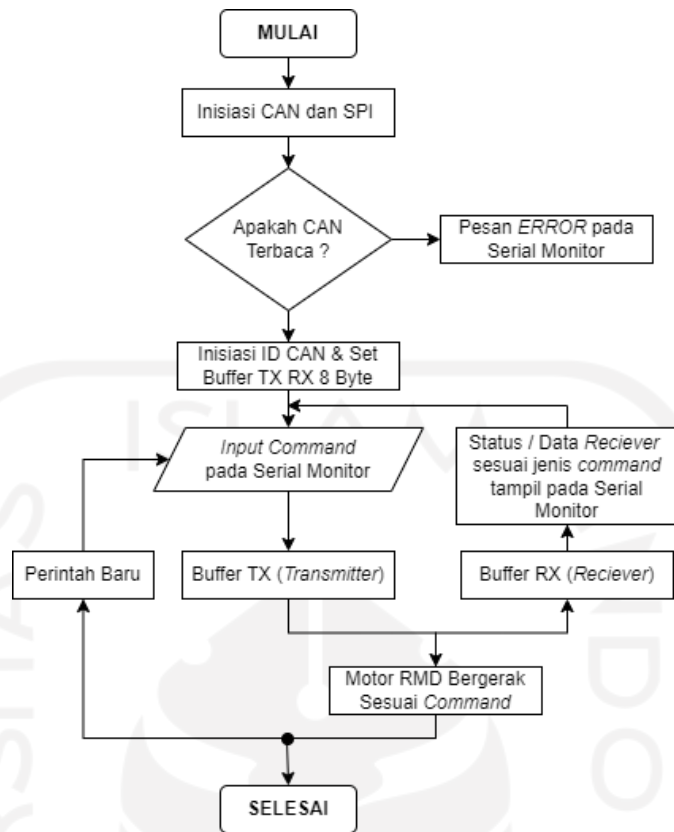
Gambar 3-24 *Command List* CAN BUS Motor RMD

Motor RMD X6-S2 difungsikan menjadi penggerak bagian lutut, yang pada konsep desain motor ini akan dikontrol untuk bergerak ke suatu sudut tertentu sesuai dengan *range* sudut rehabilitasi. Untuk menggerakkan motor RMD ke suatu posisi tertentu, terdapat pada protokol *position control* dengan kode 0xA6. Protokol kontrol posisi ditunjukkan pada Gambar 3-25.

Data field	Description	Data
DATA[0]	Command byte	0xA6
DATA[1]	Spin Direction byte	DATA[1] = spinDirection
DATA[2]	Speed limited low byte	DATA[2] = *(uint8_t *)&maxSpeed
DATA[3]	Speed limited high byte	DATA[3] = *((uint8_t *)&maxSpeed)+1
DATA[4]	Position control low byte	DATA[4] = *(uint8_t *)&angleControl
DATA[5]	Position control high byte	DATA[5] = *((uint8_t *)&angleControl)+1
DATA[6]	NULL	0x00
DATA[7]	NULL	0x00

Gambar 3-25 Protokol *Position Control* RMD

Gambar 3-25 menunjukkan 8 isian data heksadesimal yang digunakan untuk mengontrol gerakan posisi motor RMD dengan *command position control*. Pembuatan program komunikasi CAN dilakukan pada *software Arduino IDE* yang terhubung pada *Shield MCP2515* serta motor RMD X6-S2. Diagram alir cara motor RMD berkomunikasi CAN menggunakan *serial monitor* dengan *Arduino* ditunjukkan pada Gambar 3-26.

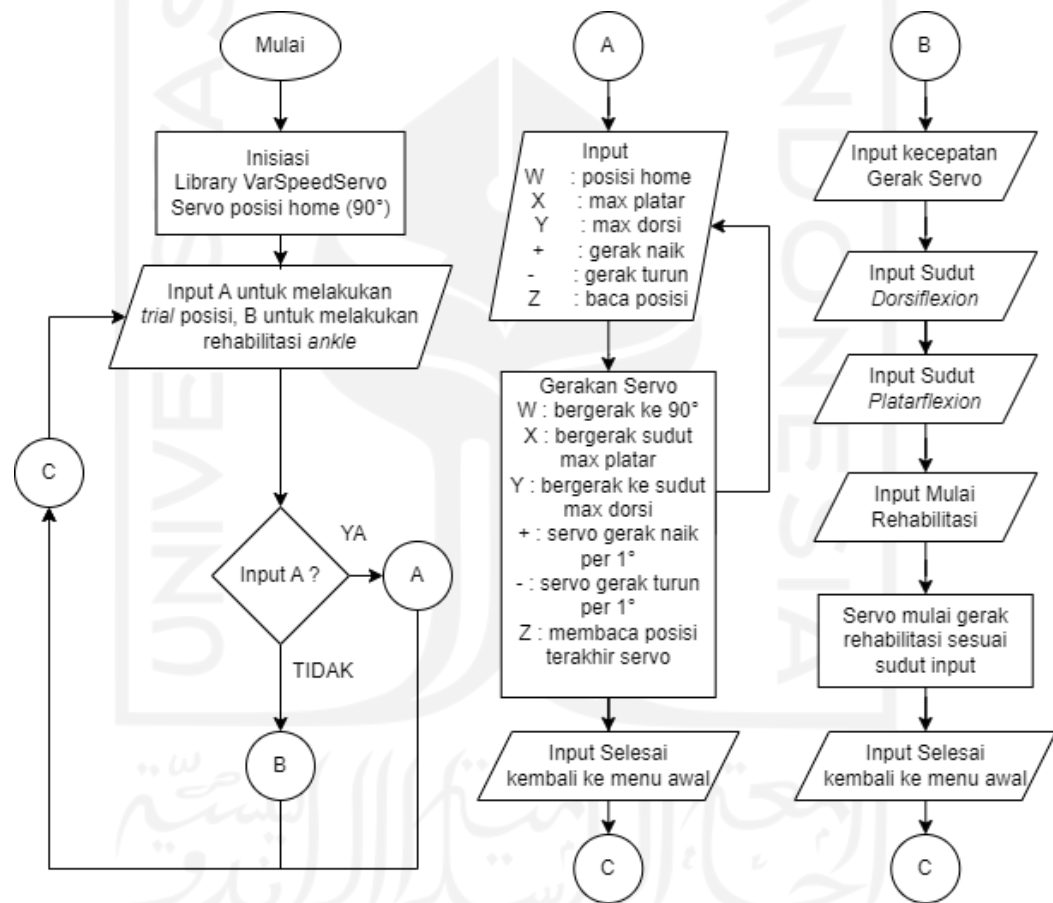


Gambar 3-26 Diagram Alir Komunikasi CAN Motor RMD dengan *Arduino*

Motor RMD X6-S2 kemudian dibuat program perintah kontrol posisi sesuai dengan sudut yang telah ditentukan. Pembuatan perintah dilakukan dengan mengisi/mengubah isi dari *buffer* perintah 8 *byte* seperti pada Gambar 3-25 pada program di *Arduino IDE*.

3.8.2.2 Diagram Alir Program Motor Bagian Ankle

SPT70HV merupakan *servo* digital yang dijadikan sebagai motor penggerak pada bagian *ankle*. Pembuatan program perintah gerakan *motor servo* bagian *ankle* menggunakan *software Arduino IDE*. Program yang dibuat dibagi menjadi dua bagian, yaitu program untuk kalibrasi awal berupa *setting* atau *trial* posisi dan esekusi gerakan rehabilitasi *ankle*. *Setting* posisi merupakan tahap awal pengguna untuk mengetahui/merasakan gerakan maksimal *dorsiflexion* dan *platarflexion*. Untuk memberi perintah, dilakukan dengan *input* pada serial monitor. Gambar 3-27 merupakan alur kerja program *motor servo* bagian *ankle*.



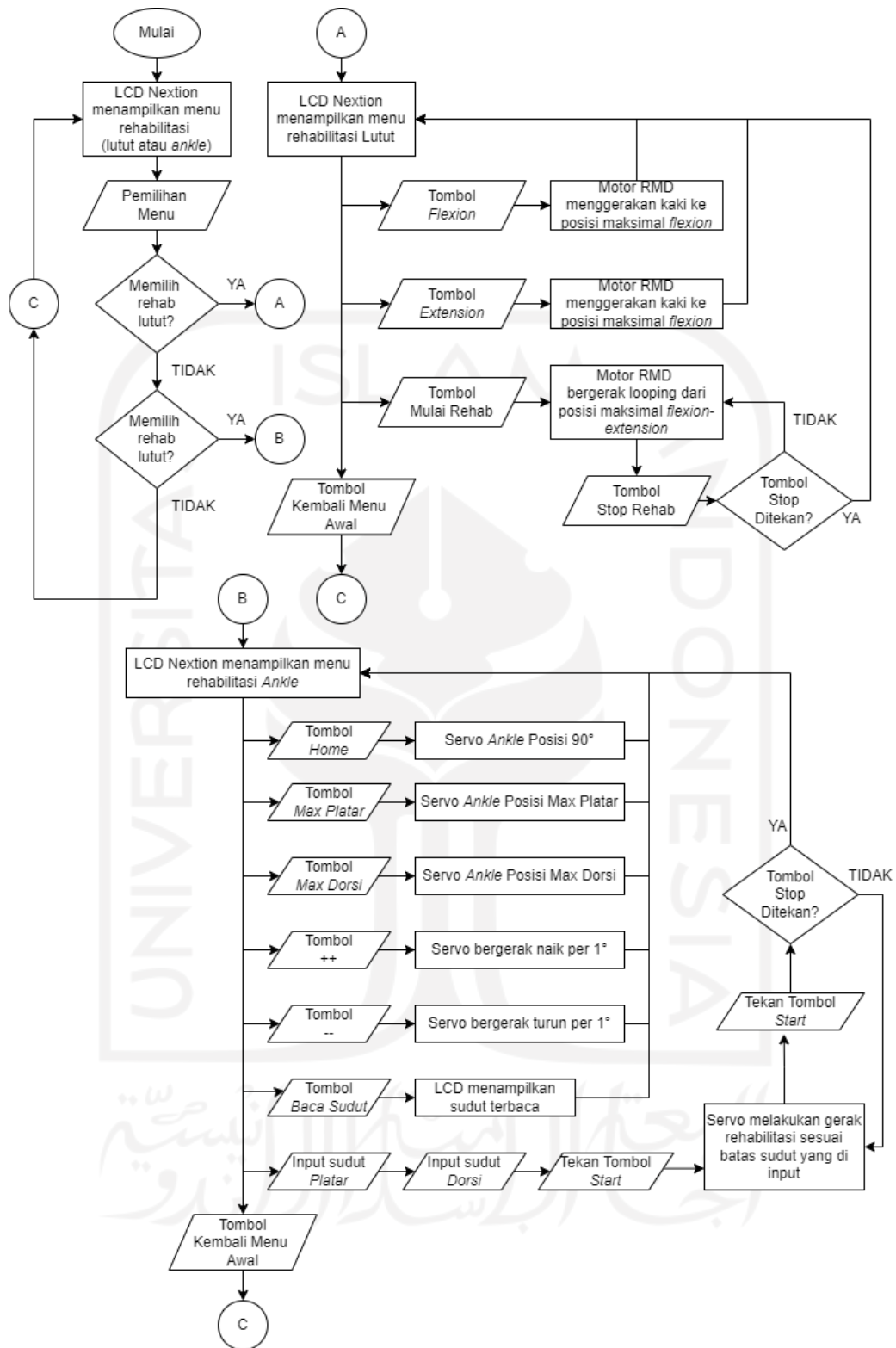
Gambar 3-27 Diagram Alir Program *Motor servo* Bagian *Ankle*

3.8.2.3 Rancangan Antarmuka LCD Nextion

LCD Nextion Display digunakan sebagai HMI atau antarmuka pengguna pada sistem kendali yang berguna untuk mengontrol alat rehabilitasi kaki. Sebelumnya, program perintah gerakan rehabilitasi pada *motor servo* baik lutut maupun *ankle* dilakukan menggunakan *input* pada serial monitor. Ketika mengirimkan suatu karakter pada serial monitor, akan menghasilkan suatu perintah pada *motor servo* yang dapat berupa membaca sudut ataupun menghasilkan gerakan. Langkah yang dilakukan selanjutnya adalah mengubah *input* atau masukan ke serial monitor tersebut ke LCD Nextion. Nextion akan menampilkan gambar berupa *push button* ataupun *keypad* yang digunakan menjadi seperti sebuah tombol, yang kemudian akan memberi perintah untuk mengontrol *motor servo*. Langkah kerja perancangan antarmuka LCD Nextion dibagi menjadi 4 tahap, yaitu penentuan konsep antarmuka, pengaturan Nextion, penyusunan komponen HMI, dan pemrograman komponen HMI.

1. Penentuan konsep antarmuka LCD Nextion

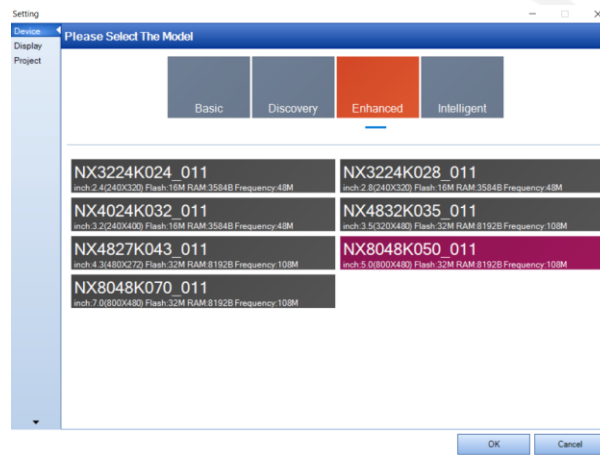
Penentuan konsep terkait dengan penjabaran apa saja yang diperlukan dalam perancangan antarmuka dari Nextion ke aktuator. Hal ini dilakukan agar pembuatan tampilan lebih terstruktur dan rapi. Konsep antarmuka yang dibuat, Nextion akan terdapat 3 halaman yang berupa menu awal, menu rehabilitasi lutut, dan menu rehabilitasi *ankle*. Gambar 3-28 merupakan konsep tampilan HMI Nextion yang dibuat.



Gambar 3-28 Diagram Alir Konsep Tampilan HMI Nextion

2. Pengaturan Nextion

Pembuatan HMI menggunakan aplikasi Nextion Editor, dan sebelum pembuatan antarmuka dilakukan *setting* mengenai Nextion yang digunakan. Pembuatan antarmuka dilakukan dengan cara memilih menu “New” kemudian akan tampil Gambar 3-29 Tampilan Pengaturan Awal *Nextion Editor*. Proses ini disesuaikan dengan nomer seri LCD Nextion yang digunakan. Pada perancangan kali ini, nomer seri yang digunakan adalah tipe Enhanced NX8048K050_11.



Gambar 3-29 Tampilan Pengaturan Awal *Nextion Editor*

Selanjutnya merupakan proses pengaturan arah display pada LCD serta pemilihan *Character Encoding*. Pada bagian tersebut disesuaikan arah LCD sesuai yang diinginkan serta pilih iso-8859-1 pada *Character Encoding*. Tampilan pengaturan ini ditunjukkan pada Gambar 3-30.






Gambar 3-30 *Setting Display* dan *Character Encoding Nextion Editor*

3. Penyusunan komponen HMI

Pada proses ini dilakukan dengan memasukan komponen berupa tombol sesuai dengan konsep antarmuka LCD Nextion. Tabel 3-8 menunjukkan daftar komponen yang digunakan sebagai tombol pada antar muka.

Tabel 3-8 Daftar Komponen HMI Nextion yang Digunakan

Tampilan	Komponen	Nama	Fungsi
Menu Utama (Halaman 1)		Display Menu Utama	Menunjukkan menu utama
		Button Menu Lutut	Menuju halaman rehabilitasi lutut
		Button Menu <i>Ankle</i>	Menuju halaman rehabilitasi ankle
Menu Rehabilitasi Lutut (Halaman 2)		Button <i>Start</i>	Memulai rehabilitasi lutut
		Button <i>Flexion</i>	Menggerakan ke posisi flexion maksimal
		Button <i>Extension</i>	Menggerakan ke posisi extension maksimal
		Button <i>Home Menu</i>	Kembali ke halaman menu utama
Menu Rehabilitasi <i>Ankle</i> (Halaman 3)		Button ++ dan --	Menggerakan <i>servo</i> naik atau turun sebesar 1°
		Button <i>Max Platar dan Dorsi</i>	Menggerakan ke posisi maksimal <i>platar</i> atau <i>dorsi</i>
		Button Baca Posisi	Membaca posisi sudut <i>motor servo ankle</i>
		Display Posisi Terbaca	Menampilkan posisi yang terbaca pada <i>servo ankle</i>
		Display Input <i>Platar dan Dorsi</i>	Menampilkan & mengisi besaran sudut
		Button	Memulai rehabilitasi <i>ankle</i>

		<i>Start</i>	
		Button <i>Home Menu</i>	Kembali ke halaman menu utama
Num Pad		Input Number	Input berupa keypad number










4. Pemrograman komponen HMI



Pemrograman dan penyetelan komponen HMI pada Nextion dilakukan dengan mengatur fungsi komponen dan menghubungkannya pada program di aplikasi *Arduino IDE*. Masing-masing komponen memiliki ID atau alamat yang berbeda dan mempunyai pengaturan tersendiri. Komponen dibedakan menjadi komponen *button*, *display input* dan *display output*.

a. Komponen *Button*

Berfungsi selayaknya tombol pada layar sentuh LCD Nextion. Komponen ini berfungsi memberikan input dengan inisiasi pada ID yang terhubung pada program *Arduino*, yang selanjutnya akan mengirim sebuah pesan perintah. Komponen *button* yang digunakan ditunjukkan pada Tabel 3-9.

Tabel 3-9 *Setting* Komponen *Button*



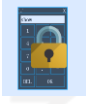
Komponen Button	Halaman, ID, Nama	Tindakan Output
	0, 2, b0	<i>Momentary</i>
	0, 3, b1	<i>Momentary</i>
	1, 4, bt0	<i>Alternate / Dual State Button</i>
	1, 2, b2	<i>Momentary</i>
	1, 3, b3	<i>Momentary</i>
	1, 1, p0	<i>Momentary</i>
	2, 2, b0 & 2, 3, b1	<i>Momentary</i>
	2, 5, b3 & 2, 6, b4	<i>Momentary</i>
	2, 7, b5	<i>Momentary</i>

	2, 13, bt0	<i>Alternate / Dual State Button</i>
	2, 1, p0	<i>Momentary</i>

b. *Komponen Display Input*

Berfungsi untuk inisiasi besaran angka, yang mana pada perancangan ini merupakan sudut gerakan *servo*. Ketika pengguna menyentuh bagian komponen *display input*, maka layar tampilan *keypad number* akan muncul atau *pop up*. Komponen *display input* ditunjukkan pada Tabel 3-10.


Tabel 3-10 *Setting Komponen Display Input*

Komponen Display Input	Halaman, ID, Nama	Jenis Data	Tindakan Output
	3, 9, n0	<i>Integer</i>	<i>Keypad Number</i>
	3, 10, n1	<i>Integer</i>	<i>Keypad Number</i>
	-	<i>Integer</i>	<i>Input Number</i>

c. *Komponen Display Output*

Berfungsi menampilkan besaran/variable yang terbaca pada layar LCD Nextion. Pada perancangan ini, terdapat pembacaan sudut terhadap *motor servo* bagian *ankle*. Sudut yang terbaca akan tampil pada layar bagian *display output*. Komponen *display output* terdapat pada Tabel 3-11.

Tabel 3-11 *Setting Komponen Display Output*

Komponen Display Input	Halaman, ID, Nama	Jenis Data	Tindakan Output
	3, 8, t0	<i>Float</i>	<i>Display Variable</i>

3.9 Metode Pengujian

3.9.1 Pengujian Sistem Motor Penggerak

Pengujian sistem aktuator dilakukan untuk menguji apakah masing-masing motor penggerak baik *motor servo* bagian lutut dan *ankle* dapat bergerak sesuai perintah dan kriteria yang diinginkan. Pengujian ini dilakukan untuk memastikan *motor servo* tidak bermasalah sebelum dilakukan penggabungan dengan sistem kendali dan antarmuka LCD Nextion. Parameter yang diukur dari pengujian sistem ini yaitu *range* sudut, kontrol gerakan, kontrol kecepatan dan komunikasi terhadap antarmuka.

Berdasarkan hasil pengujian sistem motor penggerak, akan dilakukan analisis apabila terdapat permasalahan. Dari analisis permasalahan, dapat dilakukan perbaikan rangkaian maupun program untuk mencapai kriteria yang diinginkan pada bagian motor lutut dan *ankle*.

3.9.2 Pengujian Sistem Kendali Alat Rehabilitasi Kaki

Pengujian sistem kendali dilakukan setelah dilakukan penggabungan komponen mekanik dengan komponen elektrik termasuk antarmuka pada LCD Nextion. Pengujian yang dilakukan akan mengukur kepresisian sudut yang dihasilkan oleh alat bantu rehabilitasi. Pengujian juga akan dilakukan dengan memasang alat rehabilitasi kaki dengan 3 objek manusia dengan variasi berat badan yang berbeda. 3 variasi berat badan manusia tersebut yaitu 60 kg, 65 kg, dan 75 kg. Berat badan 60 dan 65 kg dipilih karena angka tersebut dibawah dari desain rancangan untuk manusia 70 kg. Sedangkan berat badan 75 kg dipilih karena berat badan tersebut 5% lebih berat dari rancangan alat (70 kg).

Pengujian dilakukan dengan cara mengatur pada antarmuka alat rehabilitasi untuk menciptakan gerak pada bagian lutut atau *ankle*. Gerakan dengan sudut tertentu (sesuai *range* rehabilitasi) tersebut akan diukur menggunakan busur. Hasil pengukuran kemudian dibandingkan dengan sudut *input* atau sudut yang diinginkan pengguna. Pengujian dilakukan pada mode lutut dan *ankle* dan memiliki repetisi pengujian sebanyak 5 kali pada tiap bagian mode. Dalam

pengujian ini, kecepatan akan diseragamkan, sehingga bukan merupakan parameter pengujian.

Bagian kerangka alat rehabilitasi telah diberi tanda bantu berupa garis untuk membantu dalam mengukur nilai sudut yang dihasilkan gerakan motor. Tanda bantu tersebut terdapat pada bagian kerangka motor lutut dan juga motor *ankle*. Garis bantu untuk mengukur sudut hasil gerakan motor lutut dan *ankle* serta visualisasi cara pengukuran ditunjukkan pada Gambar 3-31.



Gambar 3-31 Garis Bantu Pengukuran Sudut Pada Kerangka

Berdasarkan hasil pengujian sistem kendali ini, akan dilakukan analisis apabila terdapat permasalahan kemudian dibahas penyebabnya serta solusi yang relevan untuk diterapkan.

BAB 4

HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1 Hasil Perancangan

Hasil perancangan yang telah dilakukan yaitu pertama berupa perancangan perangkat keras seperti pemasangan atau *assembly* komponen elektrik dengan mekanik, kemudian pembuatan antarmuka, dan pembuatan rangkaian sistem kendali alat rehabilitasi kaki dengan dua derajat kebebasan.

4.1.1 Perancangan Perangkat Keras

Alat rehabilitasi kaki dengan dua derajat kebebasan yang telah dirancang ditunjukkan pada Gambar 4-1.



Gambar 4-1 *Full Assembly* Alat Rehabilitasi Kaki

Gambar 4-1 menunjukkan alat rehabilitasi kaki yang terdiri dari dua *motor servo*, yaitu bagian lutut dan *ankle*. Berikut bagian-bagian pada sistem kendali alat rehabilitasi kaki dengan dua derajat kebebasan :

1. Motor RMD X6-S2 Sebagai Motor Penggerak Bagian Lutut



Gambar 4-2 Peletakan Motor RMD X6-S2 Pada Bagian Lutut

Motor RMD X6-S2 berfungsi sebagai penggerak utama dalam mekanisme rehabilitasi gerakan *flexion-extension* sendi lutut. Gambar 4-2 merupakan posisi peletakan *motor servo* pada *link* lutut yang sudah diberi lubang sebagai *mounting* baut.

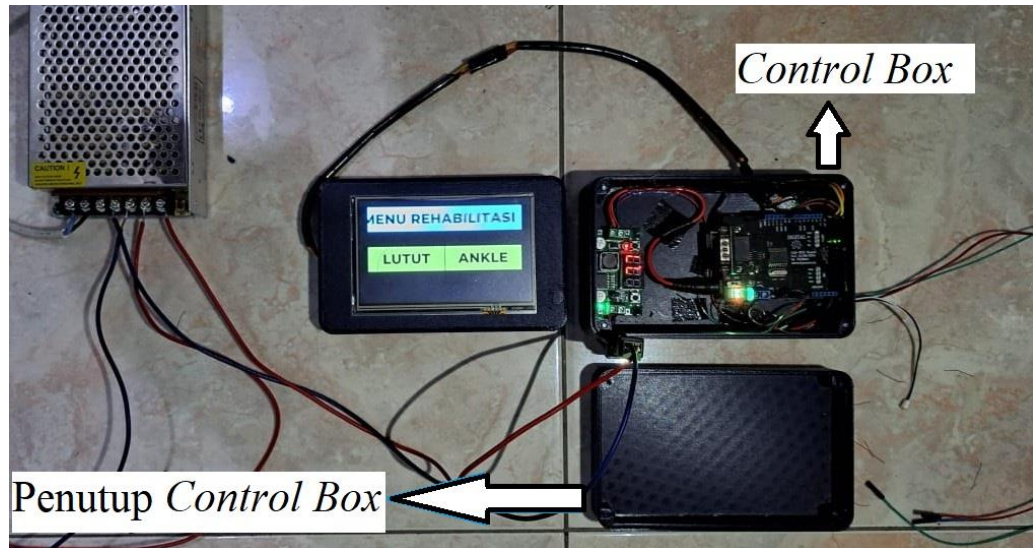
2. Motor SPT70HV Sebagai Motor Penggerak Bagian Ankle



Gambar 4-3 Peletakan Motor SPT70HV Pada Bagian Ankle

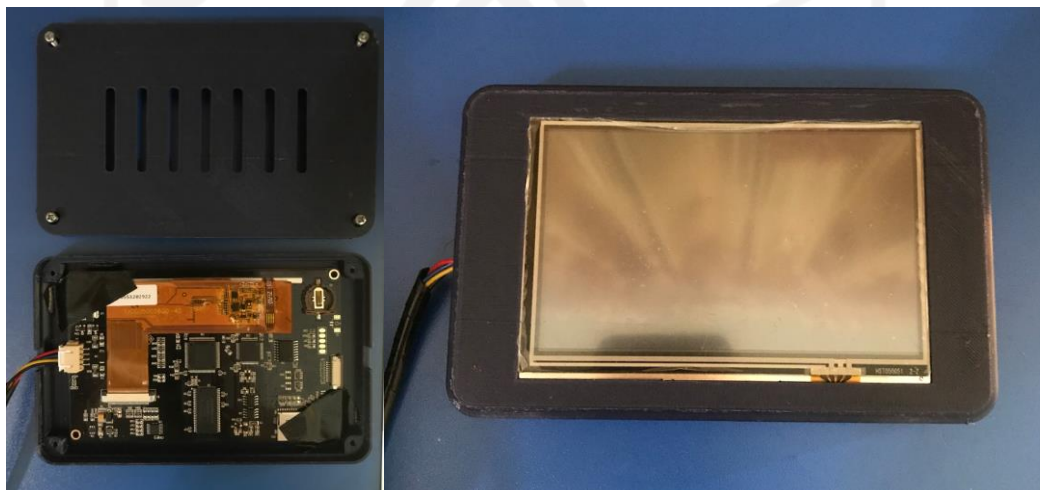
Motor SPT70HV berfungsi sebagai penggerak utama dalam mekanisme rehabilitasi gerakan *dorsiflexion-plantarflexion* sendi pada pergelangan kaki. Gambar 4-3 merupakan posisi motor yang diletakan pada *mounting* bagian *link* pada *ankle* yang dibuat menggunakan 3D Printer dengan material *filament* PLA.

3. Rangkaian Sistem Kendali Alat Rehabilitasi Kaki



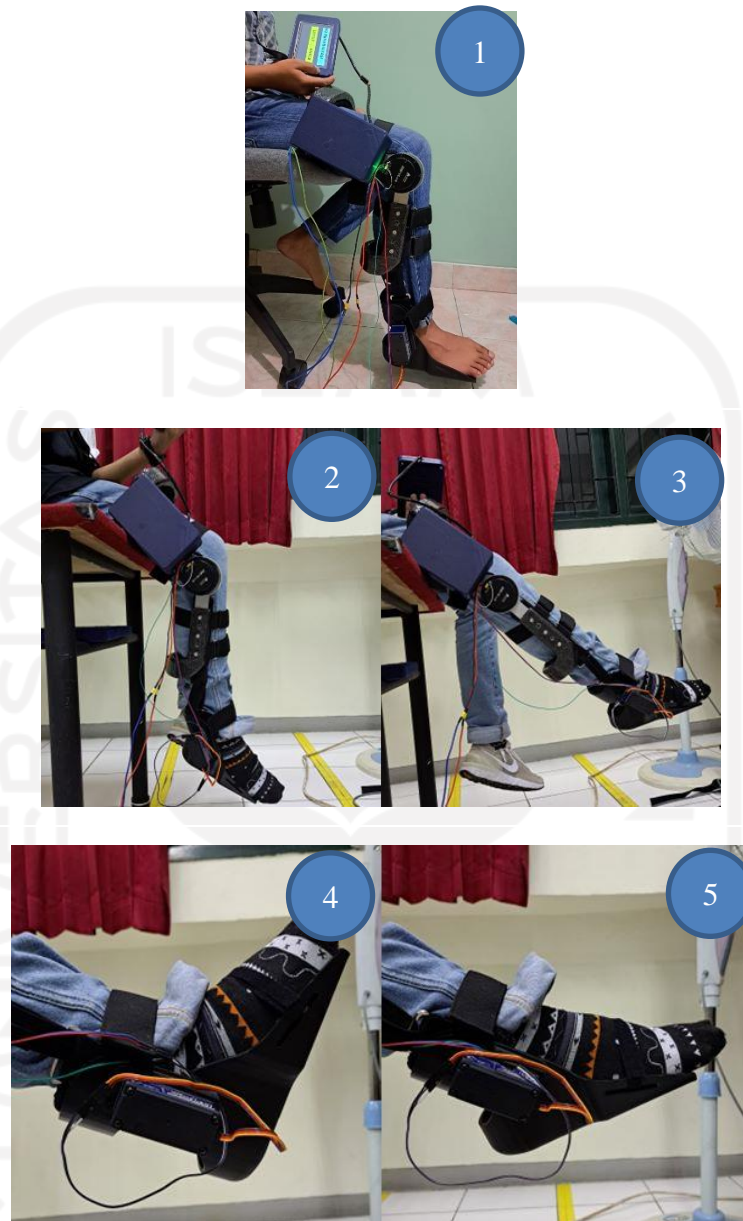
Gambar 4-4 Rangkaian Sistem Kendali

Sistem kendali berfungsi sebagai pengendali aktuator lewat antarmuka LCD Nextion. Gambar 4-4 merupakan rangkaian sistem kendali yang dirancang terdiri atas mikrokontroler *Arduino UNO*, *CAN BUS Shield MCP2515*, dan *step-down LM2596*. Perintah yang diberikan dari antarmuka LCD Nextion akan diproses oleh *Arduino* hingga akhirnya dapat mengendalikan aktuator sesuai dengan kriteria rehabilitasi yang diinginkan. Rangkaian tersebut juga terhubung dengan *housing* atau *handle* antarmuka LCD Nextion yang dibuat menggunakan *3D printer* dengan material *filament PLA*. *Housing* antarmuka tersebut ditunjukkan pada Gambar 4-5.



Gambar 4-5 *Housing* serta *Assembly* Antarmuka LCD Nextion

4. Visualisasi Gerakan Alat Rehabilitasi Kaki



Gambar 4-6 Visualisasi Gerakan Alat Rehabilitasi Kaki

Gambar 4-6 merupakan visualisasi gerak dari alat rehabilitasi kaki dengan dua derajat kebebasan. Nomor 1 menunjukkan posisi awal sebelum melakukan proses rehabilitasi. Nomor 2 dan 3 merupakan visualisasi gerakan *flexion-extension*. Nomor 4 dan 5 merupakan visualisasi gerakan *dorsiflexion - plantarflexion*.

4.1.2 Hasil Pembuatan Antarmuka pada LCD Nextion

Hasil perancangan yang juga telah dilakukan yaitu berupa pembuatan antarmuka pada LCD Nextion untuk memberi perintah dan mengontrol gerakan rehabilitasi pada bagian lutut dan *ankle*. Terdapat 3 halaman utama dalam antarmuka LCD Nextion, yaitu halaman 'Menu', 'Lutut', dan 'Ankle'. Setelah alat dinyalakan, LCD Nextion akan menampilkan halaman 'Menu' yang merupakan halaman utama untuk memilih mode yang akan direhabilitasi. Halaman 'Menu' ditampilkan pada Gambar 4-7.



Gambar 4-7 Halaman Mode Menu

Halaman mode menu utama terdapat dua opsi rehabilitasi, yaitu rehabilitasi pada bagian lutut atau *ankle*. Pengguna dapat memilih mode rehabilitasi mana yang akan dilakukan terlebih dahulu dengan cara menekan tombol pada LCD. Selanjutnya ketika memilih mode rehabilitasi lutut, layar akan menampilkan halaman mode rehabilitasi lutut yang ditunjukkan pada Gambar 4-8.



Gambar 4-8 Halaman Mode Lutut

Halaman mode lutut terdapat satu tombol utama yaitu tombol *alternate* 'Start' yang berfungsi untuk memulai rehabilitasi bagian lutut. Mekanisme tombol

tersebut seperti tombol *detent* atau *dual state button*. Sehingga untuk berhenti/*stop* gerakan rehabilitasi dapat menekan tombol '*Start*' itu kembali. Kemudian untuk mengganti mode menjadi rehabilitasi *ankle* dilakukan dengan menekan terlebih dahulu tombol *icon* menu di bagian pojok kiri bawah LCD dan layar akan kembali ke menu utama. Selanjutnya pilih menu *ankle* dan LCD Nextion akan menampilkan layar seperti pada Gambar 4-9.



Gambar 4-9 Halaman Mode *Ankle*

Halaman mode *ankle* terdapat beberapa tombol yang dibedakan menjadi dua jenis fungsi, yaitu untuk kalibrasi atau simulasi dan untuk melakukan rehabilitasi. Fungsi dari masing-masing tombol sendiri sudah dijelaskan pada Tabel 3-8. Pada bagian kalibrasi, pengguna dapat merasakan gerakan maksimal *dorsiflexion-platarflexion* sesuai dengan ROM, mengatur manual gerakan *servo* naik atau turun per 1 derajat, dan membaca posisi yang dihasilkan motor. Mengatur manual gerakan motor dan membaca posisi motor, berfungsi agar pengguna dapat menentukan sendiri batas kemampuan maksimal sudut gerakan kaki pada posisi *dorsi* atau *platar*. Sehingga ketika ingin memulai rehabilitasi, pengguna dapat memberi batas gerakan sudut dengan mengisi pada bagian *input* menggunakan *keypad*. Setelah mengisi batas sudut rehabilitasi, pengguna dapat memulai rehabilitasi *ankle* dengan menekan tombol '*Start*'. Mekanisme tombol tersebut seperti tombol *detent*, sehingga untuk mengakhiri rehabilitasi dapat dengan menekan kembali tombol '*Start*'.

4.2 Hasil Pengujian

Pengujian yang dilakukan terbagi menjadi dua bagian, yaitu pengujian sistem motor penggerak dan juga pengujian sistem kendali. Pengujian sistem motor penggerak akan lebih memfokuskan ke masing-masing bagian aktuator lutut dan *ankle*. Sedangkan pengujian sistem kendali akan memfokuskan terhadap kepresisian hasil sudut gerakan dalam melakukan simulasi rehabilitasi kaki terhadap objek uji manusia. Berikut merupakan hasil pengujian yang telah dilakukan.

4.2.1 Pengujian Sistem Motor Penggerak

4.2.1.1 Pengujian Sistem Motor Penggerak Bagian Lutut

Motor penggerak bagian lutut menggunakan *servo* RMD X6-S2 yang diakses menggunakan mikrokontroler *Arduino* UNO dengan komunikasi CAN BUS. Pada pengujian tersebut, jenis perintah atau *command protocol* yang digunakan adalah *position control*.

Terdapat 4 parameter yang diukur dari pengujian ini. Pertama rentang sudut, kontrol gerakan, kontrol kecepatan dan komunikasi terhadap antarmuka. Parameter rentang sudut merupakan pengukuran sudut gerakan yang dapat dihasilkan oleh *motor servo* dan harus sesuai dengan kriteria sudut rehabilitasi lutut (bisa bergerak minimal dari posisi 0° s.d. 90°). Parameter kontrol gerakan adalah kemampuan *servo* untuk dikendalikan dengan *input* sudut tertentu serta mengulang atau *looping* suatu siklus gerakan. Parameter kontrol kecepatan berfungsi untuk mengetahui apakah kecepatan *servo* dapat dikontrol pada program. Terakhir, pada parameter kontrol dengan antarmuka adalah kemampuan dari motor yang berkomunikasi CAN dengan *Arduino*, bisa dikontrol gerakannya menggunakan antarmuka LCD Nextion.

Sistem motor penggerak yang telah dibuat dinilai berhasil apabila masing-masing parameter tersebut bisa dikontrol, dan gagal apabila tidak bisa atau kurang lancar. Tabel 4-1 menunjukkan hasil pengujian sistem motor penggerak bagian lutut yang telah dilakukan.

Tabel 4-1 Pengujian Sistem Motor Penggerak Bagian Lutut

Parameter	Berhasil	Gagal	Keterangan
Rentang Sudut	✓	-	<i>Servo</i> RMD X6-S2 dapat bergerak 360° secara <i>CW</i> dan <i>CCW</i>
Kontrol Gerakan	✓	-	Dapat dikendalikan dari satu posisi ke posisi lain dan dibuat <i>looping gerakan</i>
Kontrol Kecepatan	✓	-	Kecepatan dapat diatur dengan mengatur besaran nilai pada program
Kontrol Antarmuka	✓	-	<i>Servo</i> dapat dikontrol menggunakan antarmuka LCD nextion
TOTAL	4	0	

Tabel 4-1 menunjukkan bahwasanya motor RMD X6-S2 berhasil dalam seluruh kriteria/parameter pengujian. Pengujian rentang sudut, motor tersebut dapat menjangkau seluruh sudut (360°) dengan arah *clockwise* maupun *counter clockwise* pada saat diberi perintah *position control*. Kriteria kontrol gerakan, motor tersebut juga dapat dikontrol untuk berpindah secara *looping* dari satu posisi ke posisi lain, dengan menentukan *inputan* sudut pada program. Kecepatan gerakan perpindahan motor juga berhasil dikontrol menjadi kecepatan rendah. Sehingga motor tersebut pada saat diimplementasikan menjadi alat rehabilitasi tidak akan mencederai pengguna akibat gerakan yang terlalu cepat. Akses gerakan motor RMD dengan *Arduino* yang menggunakan komunikasi CAN BUS diuji dengan penambahan antarmuka LCD Nextion yang mana komunikasi antarmuka tersebut melalui *serial*. Dari pengujian, gerakan motor dapat diakses dan dikontrol melalui antarmuka LCD Nextion.

Sehingga dari keempat parameter yang telah berhasil tersebut, dapat disimpulkan bahwa motor RMD X6-S2 secara sistem kompatibel untuk diimplementasikan menjadi penggerak bagian lutut alat rehabilitasi.

4.2.1.2 Pengujian Sistem Motor Penggerak Bagian *Ankle*

Motor servo jenis digital *servo* SPT70HV digunakan sebagai penggerak pada bagian *ankle*. Pengendalian *motor servo* tersebut menggunakan sinyal PWM (*Pulse Width Modulation*) yang dihasilkan oleh mikrokontroler *Arduino* UNO.

Sama seperti pengujian motor penggerak sebelumnya, pada pengujian ini juga terdapat empat parameter yang menjadi tolak ukur keberhasilan pengujian. Sistem motor penggerak dinilai berhasil apabila semua kriteria atau parameter dapat terpenuhi. Hasil pengujian tersebut terdapat pada Tabel 4-2.

Tabel 4-2 Pengujian Sistem Motor Penggerak Bagian *Ankle*

Parameter	Berhasil	Gagal	Keterangan
Range Sudut	✓	-	<i>Servo</i> SPT70HV dapat bergerak 180° baik CW dan CCW
Kontrol Gerakan	✓	-	Dapat dikendalikan dari satu posisi ke posisi lain dan dibuat <i>looping</i> gerakan dengan mengatur pwm
Kontrol Kecepatan	✓	-	Kecepatan dapat diatur dengan mengatur nilai pwm
Kontrol Antarmuka	✓	-	<i>Servo</i> dapat dikontrol menggunakan antarmuka LCD nextion
TOTAL	4	0	

Tabel 4-2 menunjukkan *motor servo* SPT70HV berhasil dalam seluruh kriteria/parameter pengujian. Gerakan rehabilitasi *dorsiflexion-platarflexion* bagian *ankle* memiliki ROM atau rentang sudut 65° sehingga motor memenuhi kriteria. Kontrol posisi gerakan dan kecepatan juga dapat dilakukan dengan

mengatur nilai PWM pada baris program *Arduino*. *Motor servo* tersebut juga berhasil diuji coba dengan mengontrol melalui piranti antarmuka LCD Nextion untuk melakukan gerakan rehabilitasi. Dari ke empat parameter yang telah berhasil tersebut, disimpulkan *motor servo* SPT70HV secara sistem kompatibel untuk diimplementasikan menjadi penggerak bagian *ankle* alat rehabilitasi.

4.3 Pengujian Sistem Kendali

Pengujian sistem kendali difokuskan pada tingkat kepresisian sudut hasil gerakan dari alat bantu rehabilitasi kaki dengan dua derajat kebebasan. Pengujian dilakukan pada mode rehabilitasi lutut dan *ankle* dengan variasi sudut.

Sistem kendali telah dirancang untuk memberi batas maksimal sudut rehabilitasi pada bagian lutut dan *ankle* sesuai dengan ROM. 0° s.d. 90° untuk bagian lutut dan -20° s.d. 45° untuk bagian *ankle*. Variasi sudut pada pengujian sistem kendali bagian lutut adalah kelipatan 15° dari posisi awal motor lutut. Variasi sudut bagian *ankle* adalah dari posisi 0 ke posisi maksimal *platarfelxion*, 0 ke maksimal *dorsiflexion*, dan terakhir dari maksimal *platarflexion* ke maksimal *dorsiflexion*.

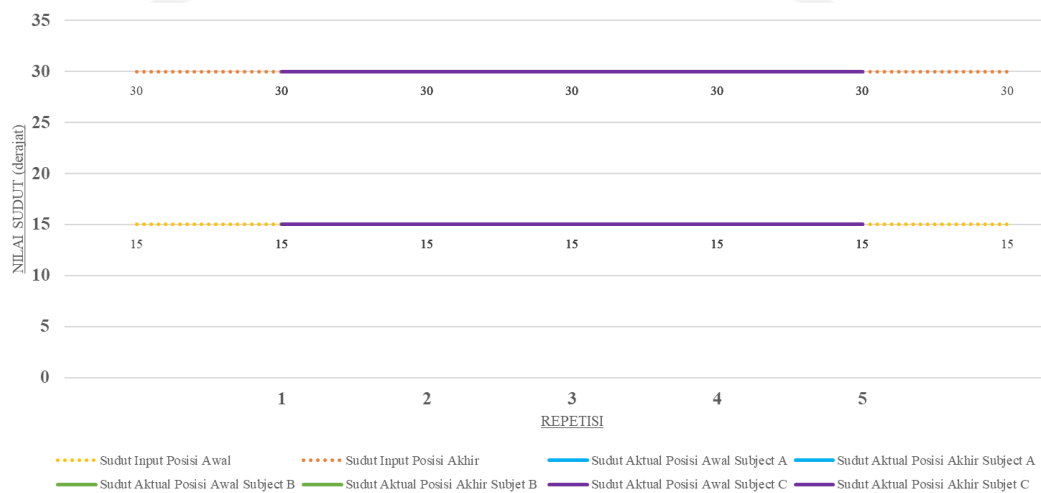
4.3.1.1 Hasil Pengujian Sistem Kendali Mode Rehabilitasi Lutut

Pengujian dilakukan dengan 3 subjek manusia yaitu subjek A (berat badan 60 kg), B (65 kg), dan C (75 kg). Sudut *input* yang dimasukan pengguna akan dibandingkan dengan sudut aktual yang diukur menggunakan busur. Pengujian ini dilakukan dengan posisi duduk sebagaimana yang ditunjukkan Gambar 4-10.

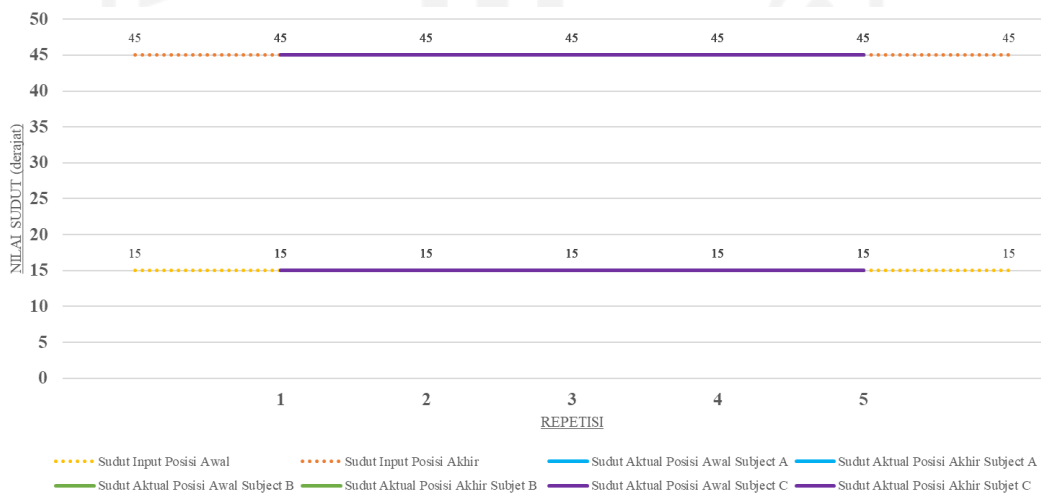


Gambar 4-10 Posisi Pengguna dalam Pengujian Sistem Kendali Lutut

Terlihat pada posisi duduk yang digambarkan Gambar 4-10 kaki pengguna tidak dapat diposisikan pada 0°, sehingga dalam pengujian posisi awal yang digunakan adalah 15°. Dengan posisi awal 15° dan besaran variasi sudut yang juga 15°, maka akan terdapat 5 varian pengujian. Yaitu dari posisi awal 15° ke 30,45,60,75 dan terakhir 90°. Tiap 1 variasi pengujian sudut dilakukan 5 kali repetisi gerakan *flexion-extension*. Berikut adalah hasil pengujian yang telah dilakukan :

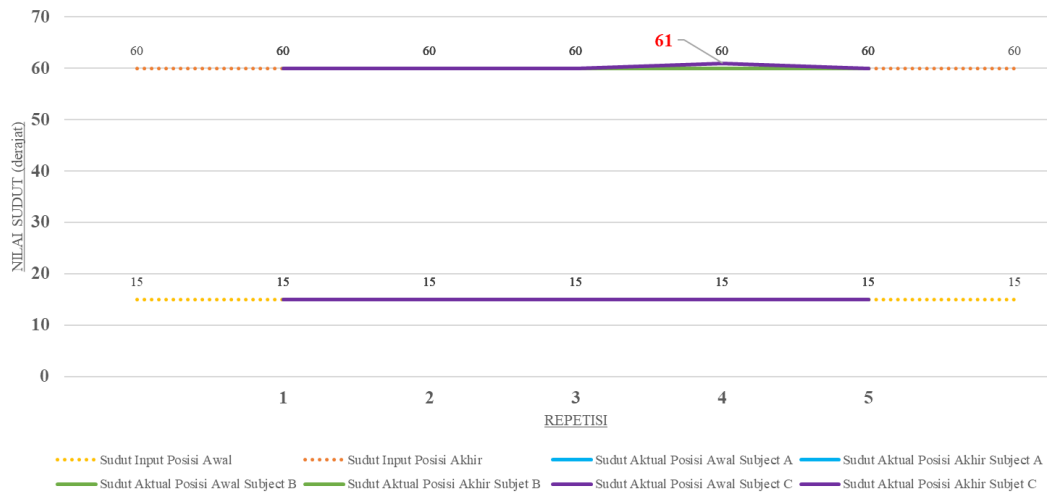


Gambar 4-11 Grafik Hasil Pengujian Sistem Kendali Lutut 15° ke 30°

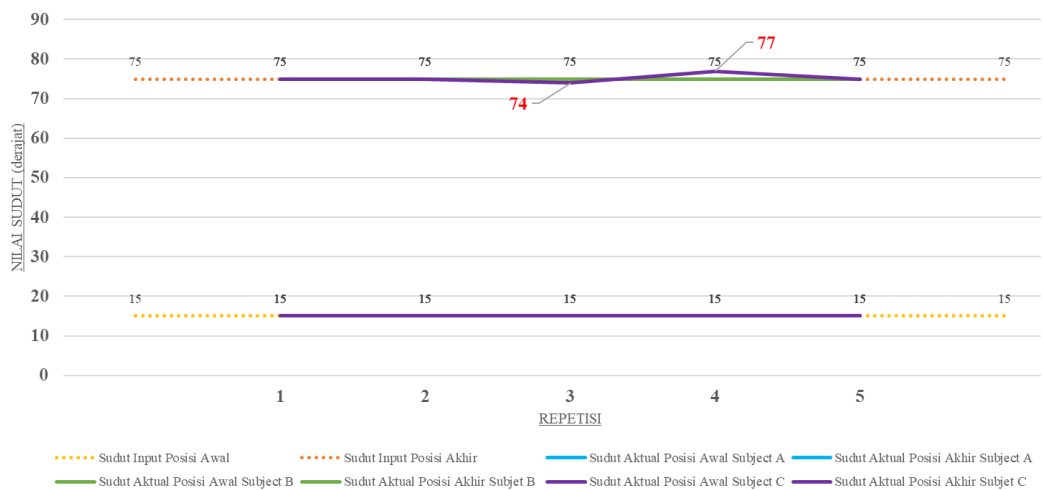


Gambar 4-12 Grafik Hasil Pengujian Sistem Kendali Lutut 15° ke 45°

Gambar 4-11 menunjukkan pengujian dengan *setting* posisi awal pada posisi 15° dan posisi akhir 30° sedangkan Gambar 4-12 posisi akhir pada 45°. Dari grafik tersebut menunjukkan tidak ada perbedaan/selisih sudut antara sudut yang di *input* dengan sudut aktual yang terbentuk oleh alat rehabilitasi.

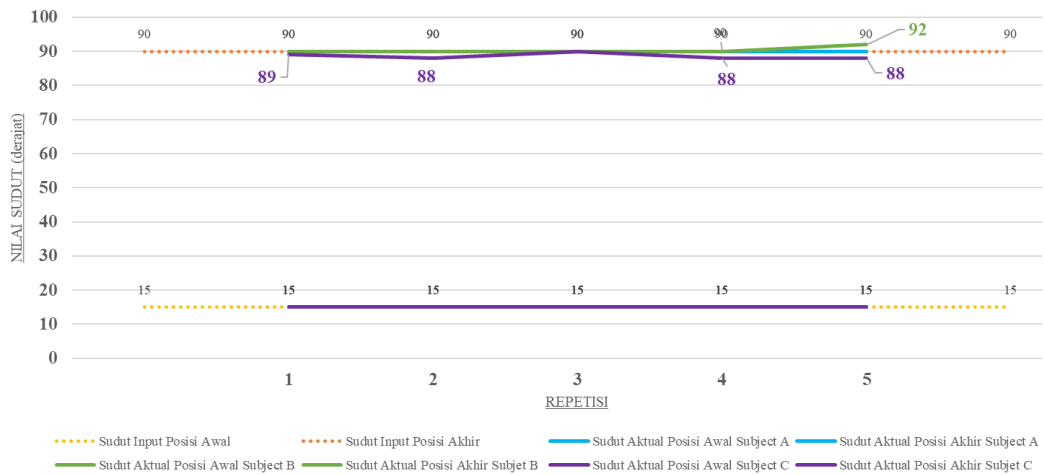


Gambar 4-13 Grafik Hasil Pengujian Sistem Kendali Lutut 15° ke 60°



Gambar 4-14 Grafik Hasil Pengujian Sistem Kendali Lutut 15° ke 75°

Gambar 4-13 menunjukkan pengujian dengan *setting* posisi awal pada posisi 15° dan posisi akhir 60° sedangkan Gambar 4-14 posisi akhir pada 75°. Dari kedua grafik tersebut, terdapat beberapa fenomena ketidaksesuaian sudut *input* dan aktual yang hanya dialami subjek C. Pada subjek A dan B dalam pengujian tersebut menunjukkan tidak ada perbedaan/selisih sudut antara sudut yang di input dengan sudut aktual yang terbentuk oleh alat rehabilitasi.



Gambar 4-15 Grafik Hasil Pengujian Sistem Kendali Lutut 15° ke 90°

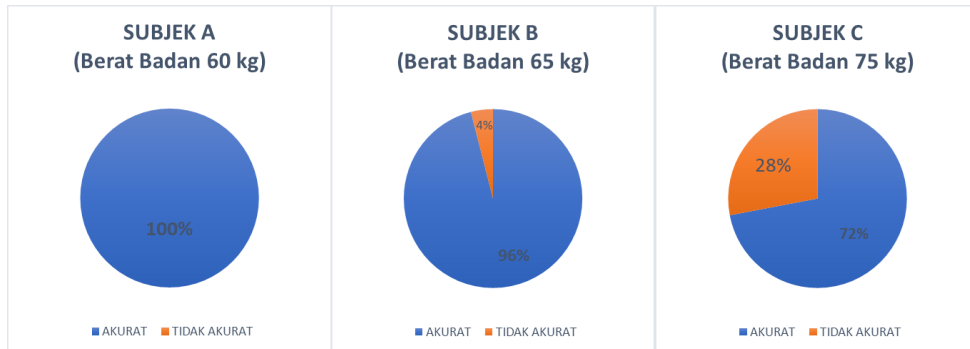
Gambar 4-15 menunjukkan pengujian dengan setting posisi awal pada posisi 15° dan posisi akhir 90°. Dari grafik tersebut, terdapat beberapa fenomena ketidaksesuaian sudut *input* dan aktual yang hanya dialami subjek B dan C. Pada subjek A sudut *input* sesuai dengan sudut aktual yang dihasilkan alat rehabilitasi.

Tabel 4-3 menunjukkan hasil pengujian sistem kendali bagian lutut. Tabel tersebut menunjukkan pengujian pada masing-masing subjek, varian, serta repetisi. Hasil dari tabel tersebut menunjukkan status akurat atau tidaknya dari tiap pengujian.

Tabel 4-3 Hasil Pengujian Sistem Kendali Lutut

PENGUJIAN	Sudut <i>Input</i> Presisi Dengan Sudut Aktual					Total Akurat	Total Tidak Akurat
	Repetisi 1	Repetisi 2	Repetisi 3	Repetisi 4	Repetisi 5		
Subjek A (Berat Badan 60 kg)							
15° ke 30°	✓	✓	✓	✓	✓	25	0
15° ke 45°	✓	✓	✓	✓	✓		
15° ke 60°	✓	✓	✓	✓	✓		
15° ke 75°	✓	✓	✓	✓	✓		
15° ke 90°	✓	✓	✓	✓	✓		
Subjek B (Berat Badan 65 kg)							
15° ke 30°	✓	✓	✓	✓	✓	24	1
15° ke 45°	✓	✓	✓	✓	✓		
15° ke 60°	✓	✓	✓	✓	✓		
15° ke 75°	✓	✓	✓	✓	✓		
15° ke 90°	✓	✓	✓	✓	X		
Subjek C (Berat Badan 75 kg)							
15° ke 30°	✓	✓	✓	✓	✓	18	7
15° ke 45°	✓	✓	✓	✓	✓		
15° ke 60°	✓	✓	✓	X	✓		
15° ke 75°	✓	✓	X	X	✓		
15° ke 90°	X	X	✓	X	X		

Tabel 4-3 menunjukkan bahwa subjek A dari 25 kali pengujian, tidak terdapat ketidakakuratan/ketidaktepresisian sudut. Artinya sudut *input* hasilnya akurat dengan sudut aktual yang dihasilkan. Pada subjek B terdapat 1 kondisi yang mengalami ketidakakuratan. Sedangkan subjek C terdapat 7 kondisi yang mengalami ketidakakuratan. Gambar 4-16 merupakan presentase keakuratan hasil pengujian sistem kendali bagian lutut.



Gambar 4-16 Presentase Keakuratan Pengujian Sistem Kendali Lutut

Gambar 4-16 menunjukkan sistem kendali bagian lutut pada subjek A mampu bekerja secara akurat. Sedangkan subjek B terdapat 4% dari percobaan pengujian, yang terdapat ketidakakuratan. Kemudian subjek C terdapat 28% munculnya temuan ketidakakuratan antara sudut masukan dengan sudut aktual hasil gerakan alat rehabilitasi bagian lutut.

Tabel 4-4 menunjukkan presentase besaran sudut ketidakakuratan yang disebut *error* dari hasil pengujian sistem kendali bagian lutut.

Tabel 4-4 Presentase Ketidakakuratan Sudut Sistem Kendali Bagian Lutut

Subjek	Pengujian	Repetisi (Selisih <i>Input</i> dengan Sudut Aktual dalam derajat)					Rata-rata (derajat)	Presentase Error (%)
		1	2	3	4	5		
A	15° ke 30°	0	0	0	0	0	0	0%
	15° ke 45°	0	0	0	0	0	0	0%
	15° ke 60°	0	0	0	0	0	0	0%
	15° ke 75°	0	0	0	0	0	0	0%
	15° ke 90°	0	0	0	0	0	0	0%
B	15° ke 30°	0	0	0	0	0	0	0%
	15° ke 45°	0	0	0	0	0	0	0%
	15° ke 60°	0	0	0	0	0	0	0%
	15° ke 75°	0	0	0	0	0	0	0%
	15° ke 90°	0	0	0	0	2	0,4	0,4%
C	15° ke 30°	0	0	0	0	0	0	0%
	15° ke 45°	0	0	0	0	0	0	0%
	15° ke 60°	0	0	0	0	1	0,2	0,2%
	15° ke 75°	0	0	-1	-2	0	-0,6	-1%
	15° ke 90°	0	0	0	-2	-2	-0,8	-1%

Sudut aktual melebihi input sudut
 Sudut aktual kurang dari input sudut

Tabel 4-4 menunjukkan bahwa hasil pengujian sistem kendali bagian lutut pada subjek A tidak terdapat ketidakakuratan atau *error*. Subjek B terdapat presentase ketidakakuratan sebesar 0,4% dengan selisih nilai sudut 2° melebihi *input* sudut yang diberikan. Sedangkan subjek C terdapat beberapa temuan ketidakakuratan dengan presentase *error* 0,2% dengan selisih nilai sudut 1° melebihi *input* dan -1% dengan selisih nilai sudut -2° kurang dari sudut *input*. Presentase bernilai positif menunjukkan bahwa alat bergerak melebihi *range* batas sudut rehabilitasi yang kemungkinan disebabkan suatu *overshoot* pada motor. Presentase bernilai positif lebih membahayakan dibandingkan presentase bernilai negatif, karena presentase bernilai negatif masih dalam *range* sudut rehabilitasi.

Tabel 4-5 menunjukkan standar deviasi dari hasil pengujian untuk subjek A, B, dan C.

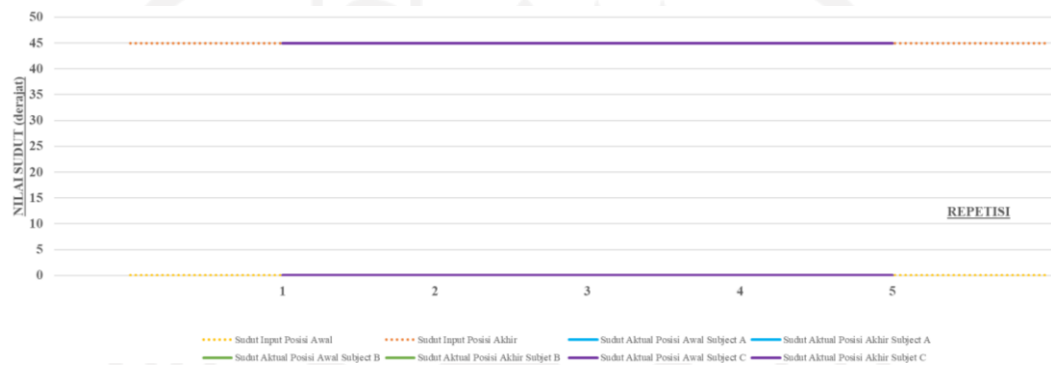
Tabel 4-5 Standar Deviasi Hasil Pengujian Lutut

Rentang Sudut	Repetisi Ke-	Selisih Sudut <i>input</i> dengan sudut aktual		
		Subjek A	Subjek B	Subjek C
15° ke 30°	1	0	0	0
	2	0	0	0
	3	0	0	0
	4	0	0	0
	5	0	0	0
15° ke 45°	1	0	0	0
	2	0	0	0
	3	0	0	0
	4	0	0	0
	5	0	0	0
15° ke 60°	1	0	0	0
	2	0	0	0
	3	0	0	0
	4	0	0	1
	5	0	0	0
15° ke 75°	1	0	0	0
	2	0	0	0
	3	0	0	-1
	4	0	0	2
	5	0	0	0
15° ke 90°	1	0	0	-1
	2	0	0	-2
	3	0	0	0
	4	0	0	-2
	5	0	2	-2
Rata-rata		0	0,08	-0,20
Standar Deviasi		0	0,4	0,87

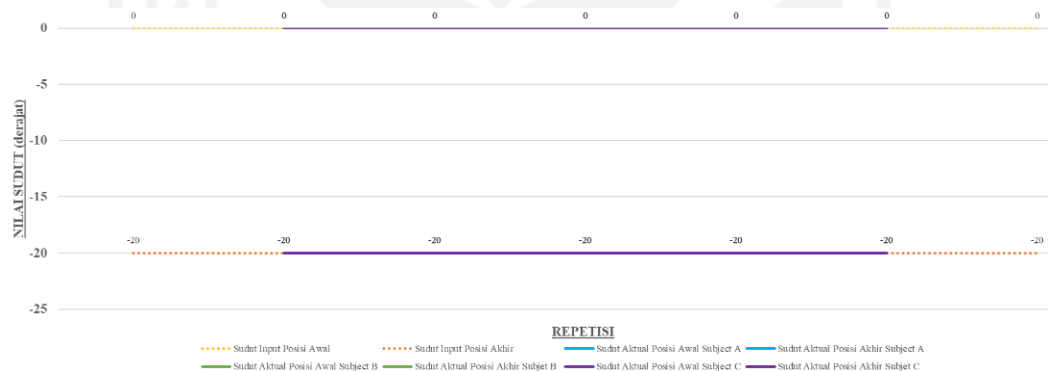
Tabel tersebut menunjukkan bahwasanya rata-rata ketidak presisian untuk subjek A adalah 0°, B adalah 0,08°, dan C -0,20°.

4.3.1.2 Hasil Pengujian Sistem Kendali Mode Rehabilitasi Ankle

Pengujian dilakukan dengan 3 subjek manusia yaitu subjek A (berat badan 60 kg), B (65 kg), dan C (75 kg). Sudut input yang dimasukan pengguna akan dibandingkan dengan sudut aktual yang diukur menggunakan busur. Pengujian ini dilakukan dengan posisi duduk sebagaimana yang digambarkan pada Gambar 4-10. Pengujian dilakukan 5 kali repetisi dengan 3 varian rentang sudut dari 0° ke 45° , 0° ke -20° , dan terakhir -20° ke 45° .



Gambar 4-17 Grafik Hasil Pengujian Sistem Kendali Lutut 0° ke 45°



Gambar 4-18 Grafik Hasil Pengujian Sistem Kendali Lutut 0° ke -20°



Gambar 4-19 Grafik Hasil Pengujian Sistem Kendali Lutut -20° ke 45°

Baik dari Gambar 4-17, Gambar 4-18, dan Gambar 4-19 menunjukkan tidak adanya selisih *input* sudut dengan sudut aktual. Menandakan sistem kendali *motor servo* bagian *ankle* dapat bekerja secara optimal dan presisi. Namun pada rehabilitasi bagian *ankle* kaki pengguna harus benar-benar lemas dan tidak ditahan agar mendapat hasil yang presisi.

4.4 Analisis dan Pembahasan

Bagian ini membahas terkait analisis dari permasalahan yang terdapat pada perancangan sistem kendali beserta penyelesaiannya.

4.4.1 Position Command Motor RMD X6-S2

Perancangan sistem kendali *motor servo* bagian lutut RMD X6-S2 awalnya terdapat beberapa permasalahan. Permasalahan tersebut diantaranya adalah terdapatnya ketidakpresisian hasil gerakan lutut, gerakan *servo* yang tidak dapat mencapai rentang sudut rehabilitasi, dan gerakan *servo* yang tidak bisa di *looping*. Berikut adalah analisis permasalahan beserta penyelesaian yang dilakukan.

1. Terdapatnya ketidakpresisian hasil gerakan motor RMD X6-S2

Hasil pengujian motor lutut menunjukkan beberapa temuan ketidakpresisian dengan nilai maksimal sebesar 2°. Hal ini memungkinkan dikarenakan adanya *overshoot* atau *undershoot* gerakan motor dan terbaca oleh *encoder*.

2. Gerakan *servo* RMD X6-S2 yang tidak dapat mencapai sudut rehabilitasi

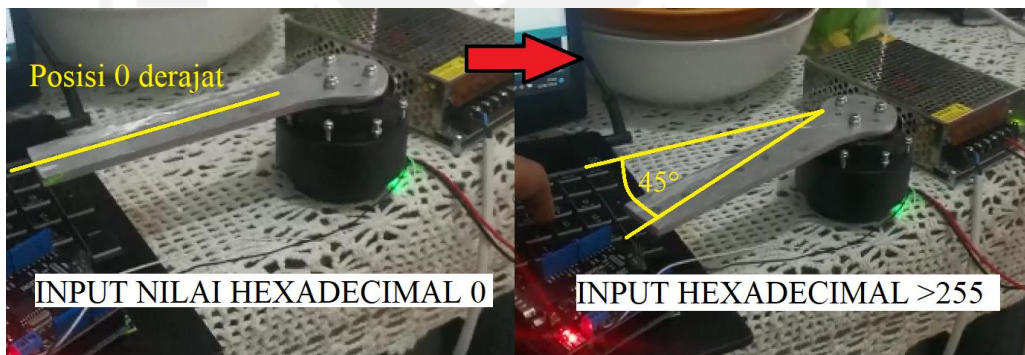
Perbuatan program RMD X6-S2 mengalami perubahan yang tidak menyesuaikan *datasheet command position control* dari *developer*. Hal ini dikarenakan dengan mengikuti protokol program tersebut, motor hanya mampu bergerak dari 0° s.d. 45°. *Command position control* dari *developer* terdapat pada Gambar 4-20.

Data field	Description	Data
DATA[0]	Command byte	0xA6
DATA[1]	Spin Direction byte	DATA[1] = spinDirection
DATA[2]	Speed limited low byte	DATA[2] = *(uint8_t *)&maxSpeed
DATA[3]	Speed limited high byte	DATA[3] = *(uint8_t *)&maxSpeed+1
DATA[4]	Position control low byte	DATA[4] = *(uint8_t *)&angleControl
DATA[5]	Position control high byte	DATA[5] = *(uint8_t *)&angleControl+1
DATA[6]	NULL	0x00
DATA[7]	NULL	0x00

1. Angle Control is uint16_t type, the value range is 0~35999, and the actual position is 0.01degree/LSB, the actual angle range is 0~359.99°.
2. The control value spin Direction sets the direction in which the motor rotates, which is uint8_t type, 0x00 for clockwise and 0x01 for counterclockwise.
3. Max Speed limits the maximum speed of motor rotation, which is uint16_t type, corresponding to the actual speed of 1dps/LSB.

Gambar 4-20 Protokol Kontrol Posisi Motor RMD

DATA[4] dan DATA[5] merupakan bagian *map* atau tempat mengisi program kontrol posisi menggunakan format heksadesimal 8 bit melalui komunikasi CAN *high* dan CAN *low*. 8 bit memiliki rentang nilai 0 – FF atau jika dalam decimal 0 – 255. Dengan mengikuti protokol tersebut, ketika DATA[4] dan DATA[5] diberi nilai FF atau 255 dan dilakukan *run* gerakan, motor hanya bergerak sebesar 45°. Dan ketika diberi nilai lebih dari FF atau 255, motor hanya akan bergerak maksimal 45°. Dokumentasi permasalahan tersebut terdapat pada Gambar 4-21.



Gambar 4-21 Dokumentasi Permasalahan Kontrol Posisi Motor RMD

Permasalahan tersebut hanya terdapat pada bagian perintah kontrol sudut. DATA[1] untuk menentukan arah rotasi serta DATA[2] dan DATA[3] yang berguna untuk mengatur kecepatan motor dapat bekerja sesuai protokol dan dapat diimplementasikan untuk sebuah gerakan rehabilitasi.

Berdasarkan analisis yang dilakukan, gerakan motor yang hanya berpindah maksimal sebesar 45° kemungkinan dikarenakan *input* 8 bit yang diberikan. Motor RMD sesuai Gambar 4-20 ditunjukkan pada poin nomor 1 bahwasanya besaran nilai untuk mengontrol gerakan atau *angle control unit* adalah uint16_t yang berarti 16 bit.

Berdasarkan permasalahan tersebut, dilakukan *trial error* dengan mengubah isian data pada format protokol kontrol posisi. Karena DATA[0] s.d. DATA[3] tidak terdapat masalah, maka *trial error* dilakukan dengan memodifikasi

DATA[4] s.d. DATA[7]. Percobaan tersebut menghasilkan suatu penyelesaian sehingga motor dapat bergerak dengan *range* 0° s.d. 360° sesuai dengan nilai masukan yang ditentukan. Penyelesaian dari permasalahan tersebut adalah dengan menukar susunan protokol pada program. DATA[6] digunakan sebagai masukan nilai untuk mencapai suatu sudut tertentu, sedangkan DATA[4], DATA[5], dan DATA[7] dikosongkan dengan diberi nilai heksadesimal 0x00. Protokol yang semula memberi masukan untuk mencapai suatu sudut dengan 2 jalur data untuk CAN *high* dan *low*, dimodifikasi menjadi 1 masukan nilai pada DATA[6]. Setelah percobaan tersebut, didapati juga bahwasanya perintah untuk mengatur kecepatan juga bisa dilakukan dengan hanya mengisi memberi masukan nilai pada DATA[3].

Motor RMD X6-S2 kini dapat bergerak dengan *range* gerakan sebesar 360° dikarenakan penyelesaian masalah tersebut. Tetapi dari penyelesaian yang dibuat, pengguna masih harus memberi *input* besaran sudut pada DATA[6] dengan format heksadesimal. Karena jika menggunakan format desimal dalam pengisian data pada map DATA[0] s.d. DATA[7] motor tidak akan mengeksekusi atau melakukan gerakan sesuai perintah. *Input* dalam format heksadesimal akan jauh lebih kompleks dibandingkan dengan format desimal. Input dengan format desimal akan lebih mudah ketika besaran tersebut akan dibuat operasi matematika.

Berdasarkan permasalahan tersebut ditemukan solusi agar *input* posisi maupun kecepatan bisa dilakukan menggunakan nilai desimal. Penyelesaian yang dilakukan adalah dengan menginisiasi nilai desimal dengan tipe data *long* pada variable *global* pada baris program. *Long* merupakan tipe data yang dapat menyimpan atau membuat variabel yang lebar, dan jauh lebih lebar dibandingkan dengan tipe data *integer*. *Long* dapat membuat variabel hingga 32 bit (4 byte). Pada variabel *global* tersebut disimpan dengan nama yang berbeda untuk variabel kecepatan dan posisi. Kemudian pada baris program protokol kontrol posisi, panggil kembali variabel tersebut. Sehingga dari solusi tersebut format protokol *command* untuk kontrol posisi yang telah dimodifikasi terdapat pada Tabel 4-6.

Tabel 4-6 Format Modifikasi Protokol *Position Command*

DATA[0]	0xA6 (<i>command</i> kontrol posisi)
DATA[1]	0x00 atau 0x01 (menentukan CW atau CCW)
DATA[2]	0x00
DATA[3]	Nilai Variabel Inisiasi Kecepatan
DATA[4]	0x00
DATA[5]	0x00
DATA[6]	Nilai Variabel Inisiasi Posisi
DATA[7]	0x00

Kontrol posisi *motor servo* RMD dapat dilakukan dengan *range* sudut 360° dengan memberi *input* menggunakan format desimal pada baris program. Nilai besaran *input* desimal tersebut tidak sama dengan nilai sudut aktual hasil gerakan. Contohnya, ketika variabel posisi diberi nilai 90, maka motor tidak bergerak ke posisi 90°. Karena nilai *input* yang tidak sama dengan hasil gerakan sudut tersebut, maka perlu dilakukan analisis untuk mengetahui pola nilai variabel terhadap hasil besaran sudut gerakan yang dihasilkan oleh *motor servo* RMD X6-S2.

Untuk mendapatkan pola nilai variabel, dilakukan uji coba dengan mengambil data besaran *input* terhadap sudut yang dihasilkan. Dari percobaan yang dilakukan, didapati hasil bahwasanya apabila *input* nilai variabel 0 dijadikan acuan sudut 0°, maka untuk mencapai sudut 90° membutuhkan nilai *input* sebesar 4,5. Nilai 4,5 dieperoleh dengan *trial error*. Sehingga untuk mendapatkan pola, dilakukan perhitungan interpolasi sebagai berikut :

$$x_1 = 0 ; y_1 = 0$$

$$x_2 = 90 ; y_2 = 4.5$$

$$x = 45 ; y = ?$$

$$y = y_1 + \frac{(x - x_1)}{(x_2 - x_1)}(y_2 - y_1)$$

$$y = 0 + \frac{(45 - 0)}{(90 - 0)}(4.5 - 0)$$

$$y = 2,25$$

Perhitungan interpolasi menunjukkan nilai variabel 2,25 akan menghasilkan besaran sudut 45°, dan ketika dilakukan percobaan pada motor hasil nilai variabel tersebut sesuai dengan sudut gerakan. Dari 3 data tersebut bisa didapatkan nilai variabel input tiap untuk kenaikan 1° sudut gerakan. Maka dilakukan percobaan perhitungan persamaan matematika sebagai berikut :

$x = \text{variabel pembagi untuk memperoleh nilai variabel input}$

$$\frac{90}{x} = 4.5 \approx x = 20$$

$$\frac{45}{x} = 2.25 \approx x = 20$$

Maka nilai variabel input dapat dirumuskan,

$$\frac{\text{Sudut Gerakan Motor yang Diinginkan}}{20} = \text{Nilai Variabel Input}$$

Berdasarkan rumus yang telah dibuat, dilakukan validasi dengan cara melakukan percobaan uji posisi motor. Hasil validasi rumus nilai variabel *input* terdapat pada Tabel 4-7. Dari hasil pada disimpulkan bahwa kenaikan tiap 1° sudut gerakan motor, membutuhkan nilai 0,05 pada variabel *input*. Dari Tabel 4-7 juga disimpulkan bahwasanya rumus yang dibuat telah valid untuk mengontrol gerakan sudut dari motor RMD X6-S2

Tabel 4-7 Sudut *Input* Variabel Terhadap Sudut Gerakan Motor

Sudut Aktual	0°	1°	2°	3°	4°	5°	6°	90°
Sudut Input	0	0,05	0,1	0,15	0,2	0,25	0,3	4,5

3. Gerakan *servo* RMD X6-S2 yang tidak bisa di *looping*

Gerakan protokol perintah kontrol posisi *motor servo* yang sudah dimodifikasi tidak dapat di *looping* atau diulang-ulang walaupun ditempatkan pada baris *void loop*. Hal ini dikarenakan protokol kontrol posisi 0xA6 merupakan protokol untuk *single-turn angle* seperti pada keterangan yang ada di *datasheet* ditunjukkan pada Gambar 4-22.

● **Position control command 4 (one frame)**
The host sends this command to control the position of the motor (single-turn angle)

Gambar 4-22 Keterangan *Single-Turn Angle*

Motor RMD akan melakukan gerakan dari satu perintah, kemudian menunggu kembali adanya *input* suatu perintah untuk bergerak ke posisi lain. Sehingga apabila program perintah dituliskan dalam *void loop*, program perintah tersebut tidak dapat terulang atau *looping*.

Solusi dari permasalahan tersebut yaitu menggunakan perintah *millis()* pada baris program *Arduino*. *Millis()* merupakan perintah untuk menjalankan fungsi secara independen. Dengan kata lain, *millis()* ini dapat digunakan untuk menjalankan 2 atau lebih program fungsi sekaligus dalam satu waktu. *Millis()* berbeda dengan *delay()* yang fungsinya untuk memberi jeda, sehingga *delay()* akan menjalankan suatu fungsi sesuai urutan atau sekuensial. Penggunaan *millis()* membuat alat rehabilitasi kaki dengan dua derajat kebebasan kini dapat dibuat gerakan perulangan atau *looping*.

4.5 Pemenuhan Kriteria Desain

Hasil perancangan alat rehabilitasi kaki dengan dua derajat kebebasan kemudian dibandingkan pada kriteria desain yang sudah ditentukan.

Sistem kendali yang telah dirancang dapat mengendalikan alat rehabilitasi untuk melakukan gerakan rehabilitasi lutut (*flexion-extension*) dan *ankle* (*dorsiflexion-plantarflexion*). Motor penggerak alat rehabilitasi menggunakan *motor servo* RMD X6-S2 untuk bagian lutut dan SPT70HV untuk bagian *ankle*, yang dari hasil pengujian mampu untuk melakukan gerakan rehabilitasi pada subjek manusia dengan berat badan 70 kg. Alat rehabilitasi kaki dirancang ringkas dengan kontrol antarmuka menggunakan LCD nextion. Pada antarmuka tersebut, sudah diberi batasan rentang nilai yang dapat di *input* guna meminimalisir gerakan rehabilitasi yang berlebihan sehingga bisa mencederai pengguna. Alat rehabilitasi kaki juga diuji dengan 3 subjek manusia dengan beban 60,65, dan 75 kg. Hasil pengujian menunjukkan motor penggerak mampu untuk menggerakkan kaki subjek manusia tersebut, namun memiliki kekurangan yaitu terdapatnya ketidakpresisian hasil sudut. Ketidakpresisian hasil sudut dari hasil pengujian memiliki nilai paling besar 2°, yang kemungkinan penyebabnya disebabkan oleh *overshoot* atau *undershoot* gerakan *motor servo* RMD.

BAB 5

PENUTUP

5.1 Kesimpulan

Berdasarkan hasil penelitian dan perancangan yang telah dilakukan, dapat ditarik kesimpulan sebagai berikut:

1. Hasil perancangan sistem kendali menunjukkan bahwa alat rehabilitasi kaki dengan dua derajat kebebasan berhasil melakukan gerakan rehabilitasi sesuai kebutuhan baik untuk bagian lutut dan *ankle*. Aktuator penggerak berupa *motor servo* RMD X6-S2 (bagian lutut) dan SPT70HV (bagian *ankle*) beroperasi dengan lancar sesuai dengan kriteria desain alat rehabilitasi yang dirancang untuk subjek manusia dengan berat badan 70 kg. Alat rehabilitasi kaki yang dibuat dikontrol melalui suatu HMI (*Human Machine Interface*) berupa layar LCD Nextion.
2. Hasil implementasi dan pengujian sistem kendali menunjukkan bahwa alat rehabilitasi mampu melakukan gerakan rehabilitasi (*flexion-extension*) dan (*dorsiflexion-platarflexion*) terhadap manusia (A, B, dan C) dengan berat badan 60, 65, dan 75 kg. Hasil pengujian subjek A, alat rehabilitasi bekerja optimal dengan tingkat kepresisian 100% pada bagian lutut dan *ankle*. Subjek B pada bagian *ankle* menunjukkan hasil presisi, tetapi pada bagian lutut terdapat ketidakpresisian dengan presentase 4%. Nilai maksimal ketidakpresisian yang terukur dari pengujian lutut subjek B adalah sebesar 2°. Subjek C pada bagian *ankle* menunjukkan hasil presisi, namun pada bagian lutut terdapat ketidakpresisian dengan presentase 28%. Nilai maksimal ketidakpresisian yang terukur pengujian lutut subjek C sebesar 2°. Ketidakpresisian tersebut berupa *overshoot* dan *undershoot* motor servo RMD yang dibaca *encoder*, yang bisa diminimalisir menggunakan sistem kontrol PID.

5.2 Saran atau Penelitian Selanjutnya

Dari hasil penelitian dan perancangan yang telah dilakukan masih terdapat banyak kekurangan yang masih bisa diperbaiki serta dikembangkan lebih lanjut. Saran pada penelitian dan perancangan selanjutnya adalah sebagai berikut:

1. Menambah fitur yang ada pada HMI Nextion untuk *monitoring* serta *input* posisi pada motor bagian lutut.
2. Membuat antarmuka dengan bahasa yang lebih mudah dipahami dengan penambahan ilustrasi gambar gerakan rehabilitasi.
3. Menambah studi literatur atau sumber informasi untuk akses motor RMD dengan protokol *multi turn position command*.
4. Menambah kontrol PID agar pembacaan sudut motor RMD lebih akurat dan meminimalisir adanya *overshoot* dan *undershoot*.

DAFTAR PUSTAKA

- Abror, M. F. (2021). *DESAIN, SIMULASI, DAN PEMBUATAN MODEL ALAT REHABILITASI KAKI DENGAN DUA DERAJAT KEBEBASAN*. Universitas Islam Indonesia.
- American Academy of Orthopaedic Surgeons. (1965). *Joint motion: Method of measuring and recording*. Churchill Livingstone.
- Anita, F., Pongantung, H., Ada, P. V., & Hingkam, V. (2018). *JOURNAL OF ISLAMIC NURSING*. 9.
- Avatefipour, O., & Malik, H. (2018). *State-of-the-Art Survey on In-Vehicle Network Communication (CAN-Bus) Security and Vulnerabilities*. <https://doi.org/10.48550/ARXIV.1802.01725>
- Bruno, S., José, M., Filomena, S., Vítor, C., Demétrio, M., & Karolina, B. (2016). The Conceptual Design of a Mechatronic System to Handle Bedridden Elderly Individuals. *Sensors*, 16(5), 725.
- Charles, L. P. (1998). *Digital Control System Analysis and Design*. Raleigh.
- CHRISTONNY, I. (2015). *Desain Sistem Elektronis Komunikasi Kendaraan Listrik Dengan Controller Area Network (CAN)*. Universitas Gadjah Mada.
- Chuan, T. K., Hartono, M., & Kumar, N. (2010). Anthropometry of the Singaporean and Indonesian populations. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 40(6), 757–766.
- Damping, H. H. (2012). PENGARUH PENATALAKSANAAN TERAPI LATIHAN TERHADAP KEPUASAN PASIEN FRAKTUR DI IRINA A

BLU RSUP PROF. DR. R.D. KANDOU MANADO. *Jurusan Keperawatan Poltekkes Kemenkes Manado.*

Eiammanussakul, T., & Sangveraphunsiri, V. (2018). A Lower Limb Rehabilitation Robot in Sitting Position with a Review of Training Activities. *Journal of Healthcare Engineering, 2018*, 1–18.

Festo. (2022). *Rotary Pneumatic Motor.*

Grabow, L., Young, J. D., Alcock, L. R., Quigley, P. J., Byrne, J. M., Granacher, U., Škarabot, J., & Behm, D. G. (2018). Higher Quadriceps Roller Massage Forces Do Not Amplify Range-of-Motion Increases nor Impair Strength and Jump Performance. *Journal of Strength and Conditioning Research, 32*(11), 3059–3069. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001906>

Gusty, R. P. (2014). Pemberian Latihan Rentang Gerak Terhadap Fleksibilitas Sendi Anggota Gerak Bawah Pasien Fraktur Femur Terpasang Fiksasi Interna Di RSUP. Dr. M. Djamil Padang. *NERS Jurnal Keperawatan, 10*(2), 176. <https://doi.org/10.25077/njk.10.2.176-196.2014>

Gwin, J. T., & Ferris, D. P. (2012). An EEG-based study of discrete isometric and isotonic human lower limb muscle contractions. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 9*(1), 35.

Harrington, A., Breden, K. M., & Upchurch, L. (2019). *Lewis's medical-surgical nursing: Assessment and management of clinical problems.*

Helmi, Z. N. (2012). *Buku Ajar Gangguan Muskuloskeletal.* Salemba Medika.

Kementerian Ketenagakerjaan RI. (1999). *PERATURAN MENTERI TENAGA KERJA REPUBLIK INDONESIA NOMOR : PER.03/MEN/1999.*

- Kementrian Kesehatan Republik Indonesia. (2019). Banyak Kasus Patah Tulang, Jemaah Haji Dihimbau Lebih Waspada. *Departemen Kesehatan RI*.
<https://www.depkes.go.id/article/view/19072900008/banyak-kasus-patah-tulang%20jemaah-haji-diimbau-lebih-waspada.html>
- Military Dissability Made Easy. (2022). *Flextion and Extension*.
<https://militarydisabilitymadeeasy.com/kneeandlegratings.html>
- Mohamed, M. A. A., Elmahalawy, A. M., & Harb, H. M. (2013). Developing the pulse width modulation tool (PWMT) for two timer mechanism technique in microcontrollers. *2013 Second International Japan-Egypt Conference on Electronics, Communications and Computers (JEC-ECC)*, 148–153.
<https://doi.org/10.1109/JEC-ECC.2013.6766403>
- Nisa, I. S. (2016). *RANGE OF MOTION (ROM)* [Fakultas Keperawatan]. RANGE OF MOTION (ROM). <http://ners.unair.ac.id/site/lihat/read/506/range-of-motion-rom>
- Norkin, C. C., & White, D. J. (2016). *Measurement of joint motion: A guide to goniometry* (Fifth edition). F.A. Davis Company.
- OMR. (2022). *Rotary Hydraulic Motor*.
- Prayudha, J., Saniman, S., & Arif, S. N. (2018). Sistem Kendali Fasilitas Lab Stmik Triguna Dharma Menggunakan Komunikasi Serial Berbasis Mikrokontroler. *Jurnal SAINTIKOM (Jurnal Sains Manajemen Informatika dan Komputer)*, 17(2), 184.
- Sampurno, S. T. (2021). *PERANCANGAN SISTEM KENDALI ALAT BANTU REHABILITASI KAKI DENGAN DUA DERAJAT KEBEBASAN*. Universitas Islam Indonesia.

- 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.
- Shen, Z., Zhuang, Y., Zhou, J., Gao, J., & Song, R. (2020). Design and Test of Admittance Control with Inner Adaptive Robust Position Control for a Lower Limb Rehabilitation Robot. *International Journal of Control, Automation and Systems*, 18(1), 134–142. <https://doi.org/10.1007/s12555-018-0477-z>
- Syofian, A. (2016). Pengendalian Pintu Pagar Geser Menggunakan Aplikasi Smartphone Android dan Mikrokontroler Arduino melalui Bluetooth. *Jurnal Teknik Elektro ITP*.
- Tagami, M., Hasegawa, M., Tanahara, W., Tagawa, Y., Faculty of Engineering, Kindai University 1 Takaya Umenobe, Higashi-Hiroshima, Hiroshima 739-2116, Japan, Faculty of Health and Welfare, Prefectural University of Hiroshima 1-1 Gakuen-cho, Mihara, Hiroshima 723-0053, Japan, Graduate School of Systems Engineering, Kindai University 1 Takaya Umenobe, Higashi-Hiroshima, Hiroshima 739-2116, Japan, & Faculty of Engineering, Tokyo University of Agriculture and Technology 2-24-16 Naka-cho, Koganei, Tokyo 184-8588, Japan. (2022). Prototype of a Continuous Passive Motion Device for the Knee Joint with a Function of Active Exercise. *Journal of Robotics and Mechatronics*, 34(1), 28–39. <https://doi.org/10.20965/jrm.2022.p0028>
- Wijaya, G. K. (2017). *Perancangan Alat Latih Fisik untuk Mencegah Atrofi Otot bagi Lanjut Usia*. Universitas Surabaya.

World Health Organization. (2019). Fractures. *National Institute Of Health*.

Yudhantoro, L., & Ismiarto, Y. D. (2019). *Gambaran Angka Kejadian Cedera Penyerta pada Fraktur Skapula di RS Dr Hasan Sadikin Bandung Periode Januari 2014—Desember 2018*. 4, 5.



LAMPIRAN 1

PROGRAM PADA ARDUINO UNO UNTUK SISTEM KENDALI ALAT REHABILITASI KAKI DENGAN DUA DERAJAT KEBEBASAN

```
TA_FINAL_NEXTION_SERVO_ANKLE_LUTUT | Arduino 1.8.13
File Edit Sketch Tools Help
TA_FINAL_NEXTION_SERVO_ANKLE_LUTUT
//----- TUGAS AKHIR ALAT REHABILITASI KAKI DENGAN 2 DERAJAT KEBEBASAN -----
#include "Nextion.h"
#include <VarSpeedServo.h>
VarSpeedServo myservo;

#include <SPI.h>
#include <mcp2515.h>
#define StepValue 10000
#define INTERVAL_MESSAGE1 9000
#define INTERVAL_MESSAGE2 8500

//----- inisiasi global variable lutut
struct can_frame canMsg;
MCP2515 mcp2515(10);
int incomingByte = 2;
long GenPos = 4.5;
long GenSpe = 1;

int period = 1000;
int tombol;

unsigned long time_1 = 0;
unsigned long time_2 = 0;
uint32_t DSLUTUT = 0;

//----- inisiasi global variable ankle
int pos = 0;
uint32_t DSANKLE = 0;
uint32_t angleDorsi;
uint32_t anglePlatar;

//----- inisiasi button page 2 (LUTUT)
<----->

1 Arduino Uno on COM4

TA_FINAL_NEXTION_SERVO_ANKLE_LUTUT | Arduino 1.8.13
File Edit Sketch Tools Help
TA_FINAL_NEXTION_SERVO_ANKLE_LUTUT
//----- inisiasi button page 2 (LUTUT)
NexDSButton startLutut = NexDSButton(1, 4, "bt0");

//----- inisiasi button page 3 (ANKLE) Page, ID, name
NexButton manualNaik = NexButton(2, 2, "b0");
NexButton manualTurun = NexButton(2, 3, "b1");
NexButton homeAnkle = NexButton(2, 4, "b2");
NexButton maxPlatar = NexButton(2, 5, "b3");
NexButton maxDorsi = NexButton(2, 6, "b4");
NexButton bacaAnkle = NexButton(2, 7, "b5");
NexText sudutReadAnkle = NexText(2, 8, "t0");
NexNumber inputPlatar = NexNumber(2, 9, "n0");
NexNumber inputDorsi = NexNumber(2, 10, "n1");
NexDSButton startAnkle = NexDSButton(2, 13, "bt0");

//----- add button
NexTouch *nex_listen_list[] =
{
  //---- page 2 (LUTUT)
  sstartLutut,

  //---- page 3 (ANKLE)
  smanualNaik,
  smanualTurun,
  shomeAnkle,
  smaxPlatar,
  smaxDorsi,
  sbacaAnkle,
  sudutReadAnkle,
  sinputPlatar,
  sinputDorsi,
  sstartAnkle,
}
<----->

1 Arduino Uno on COM4
```



```

TA_FINAL_NEXTION_SERVO_ANKLE_LUTUT | Arduino 1.8.13
File Edit Sketch Tools Help
TA_FINAL_NEXTION_SERVO_ANKLE_LUTUT
  sinputDorsi,
  sstartAnkle,
  NULL
};

//----- void LUTUT
void startLututPopCallback(void *ptr) {
  startLutut.getValue(&DSLUTUT);
}

//----- void ANKLE
void maxPlatarCallback(void *ptr) {
  myservo.write(120, 10, true);
}

void maxDorsiCallback(void *ptr) {
  myservo.write(55, 10, true);
}

void homeAnkleCallback(void *ptr) {
  myservo.write(78, 10, true);
}

void manualTurunCallback(void *ptr) {
  pos ++;
  if (pos >= 100) {
    pos = 100;
  }
  myservo.write(pos, 30, true);
}

void manualNaikCallback(void *ptr) {

```

```

TA_FINAL_NEXTION_SERVO_ANKLE_LUTUT | Arduino 1.8.13
File Edit Sketch Tools Help
TA_FINAL_NEXTION_SERVO_ANKLE_LUTUT
void manualNaikCallback(void *ptr) {
  pos --;
  if (pos <= 55) {
    pos = 55;
  }
  myservo.write(pos, 30, true);
}

void bacaAnkleCallback(void *ptr) {
  float sudutBacaAnkle = myservo.read();
  static char tec[6];

  dtostrf(sudutBacaAnkle, 6, 2, tec);
  sudutReadAnkle.setText(int(tec));
}

void startAnklePopCallback(void *ptr) {
  startAnkle.getValue(&DSANKLE);
  inputPlatar.getValue(&sanglePlatar);
  inputDorsi.getValue(&sangleDorsi);
}

void setup() {
  Serial.begin(115200);
  nexInit();
  //----- void setup LUTUT
  pinMode(4, OUTPUT);
  pinMode(5, OUTPUT);
  mcp2515.reset();
  mcp2515.setBitrate(CAN_500KBPS, MCP_16MHZ);

```

Invalid library found in C:\Program Files (x86)\Arduino\libraries\ITEADLIB_Arduino_Nextion: no headers
Invalid library found in C:\Users\yusuf\Documents\Arduino\libraries\ITEADLIB_Arduino_Nextion: no headers

```
TA_FINAL_NEXTION_SERVO_ANKLE_LUTUT | Arduino 1.8.13
File Edit Sketch Tools Help
TA_FINAL_NEXTION_SERVO_ANKLE_LUTUT
mcp2515.setBtrrate(CAN_500KBPS, MCP_16MHZ);
mcp2515.setNormalMode();

startLutut.attachPop(startLututPopCallback);

//----- void setup ANKLE
myservo.attach(9);
manualNaik.attachPop(manualNaikCallback, &manualNaik);
manualTurun.attachPop(manualTurunCallback, &manualTurun);
homeAnkle.attachPop(homeAnkleCallback, &homeAnkle);
maxPlatar.attachPop(maxPlatarCallback, &maxPlatar);
maxDorsi.attachPop(maxDorsiCallback, &maxDorsi);
bacaAnkle.attachPop(bacaAnkleCallback, &bacaAnkle);
startAnkle.attachPop(startAnklePopCallback);

}

void loop() {
  nexLoop(nex_listen_list);

//----- void setup LUTUT
GenPos = GenPos;
GenSpe = GenSpe;

canMsg.can_id = 0x141;
canMsg.can_dlc = 0x08;

if (2 == incomingByte) {
  canMsg.data[0] = 0x88;
  canMsg.data[1] = 0x00;
  canMsg.data[2] = 0x00;
  canMsg.data[3] = 0x00;
}

Invalid library found in C:\Program Files (x86)\Arduino\libraries\ITEADLIB_Arduino_Nextion: no headers
Invalid library found in C:\Users\yusuf\Documents\Arduino\libraries\ITEADLIB_Arduino_Nextion: no headers
```

```
TA_FINAL_NEXTION_SERVO_ANKLE_LUTUT | Arduino 1.8.13
File Edit Sketch Tools Help
TA_FINAL_NEXTION_SERVO_ANKLE_LUTUT
if (2 == incomingByte) {
  canMsg.data[0] = 0x88;
  canMsg.data[1] = 0x00;
  canMsg.data[2] = 0x00;
  canMsg.data[3] = 0x00;
  canMsg.data[4] = 0x00;
  canMsg.data[5] = 0x00;
  canMsg.data[6] = 0x00;
  canMsg.data[7] = 0x00;
} else {
  if (3 == incomingByte) {
    canMsg.data[0] = 0x81;
    canMsg.data[1] = 0x00;
    canMsg.data[2] = 0x00;
    canMsg.data[3] = 0x00;
    canMsg.data[4] = 0x00;
    canMsg.data[5] = 0x00;
    canMsg.data[6] = 0x00;
    canMsg.data[7] = 0x00;
  } else {
    if (4 == incomingByte) {
      canMsg.data[0] = 0xA6;
      canMsg.data[1] = 0x00;
      canMsg.data[2] = 0x00;
      canMsg.data[3] = GenSpe;
      canMsg.data[4] = 0x00;
      canMsg.data[5] = 0x00;
      canMsg.data[6] = 0x00;
      canMsg.data[7] = 0x00;
    } else {
      if (5 == incomingByte) {
        canMsg.data[0] = 0xA6;
      }
    }
  }
}

Invalid library found in C:\Program Files (x86)\Arduino\libraries\ITEADLIB_Arduino_Nextion: no headers
Invalid library found in C:\Users\yusuf\Documents\Arduino\libraries\ITEADLIB_Arduino_Nextion: no headers
```

```

TA_FINAL_NEXTION_SERVO_ANKLE_LUTUT | Arduino 1.8.13
File Edit Sketch Tools Help
TA_FINAL_NEXTION_SERVO_ANKLE_LUTUT
} else {
  if (5 == incomingByte) {
    canMsg.data[0] = 0xA6;
    canMsg.data[1] = 0x01;
    canMsg.data[2] = 0x00;
    canMsg.data[3] = GenSpe;
    canMsg.data[4] = 0x00;
    canMsg.data[5] = 0x00;
    canMsg.data[6] = GenPos;
    canMsg.data[7] = 0x00;
  } else {
    canMsg.data[0] = 0x80;
    canMsg.data[1] = 0x00;
    canMsg.data[2] = 0x00;
    canMsg.data[3] = 0x00;
    canMsg.data[4] = 0x00;
    canMsg.data[5] = 0x00;
    canMsg.data[6] = 0x00;
    canMsg.data[7] = 0x00;
  }
}
}
}
mcp2515.sendMessage (&canMsg); //передаем CAN сообщение

int len = 10;
while ((mcp2515.readMessage (&canMsg) != MCP2515::ERROR_OK))
{
  delay(1);
  len--;
}

```

Invalid library found in C:\Program Files (x86)\Arduino\libraries\ITEADLIB_Arduino_Nextion: no headers
Invalid library found in C:\Users\yusuf\Documents\Arduino\libraries\ITEADLIB_Arduino_Nextion: no headers

Arduino Uno on COM4

```

TA_FINAL_NEXTION_SERVO_ANKLE_LUTUT | Arduino 1.8.13
File Edit Sketch Tools Help
TA_FINAL_NEXTION_SERVO_ANKLE_LUTUT $
  delay(1);
  len--;
  if ((len <= 0)) {
    break;
  }
}
if (len > 0) {
} else {
}
if (DSLUTUT == 1) {
  if (millis() >= time_1 + INTERVAL_MESSAGE1) {
    time_1 += INTERVAL_MESSAGE1;
    incomingByte = 4;
  }
  if (millis() >= time_2 + INTERVAL_MESSAGE2) {
    time_2 += INTERVAL_MESSAGE2;
    incomingByte = 5;
  }
}
if (DSLUTUT == 0) {
  incomingByte = 2;
  digitalWrite(4, HIGH);
  delay(500);
  digitalWrite(4, LOW);
  delay(500);
}

//----- void setup ANKLE
if (DSANKLE == 1) {
  myservo.write(anglePlatar, 10, true);
  delay(2);
}

```

Invalid library found in C:\Program Files (x86)\Arduino\libraries\ITEADLIB_Arduino_Nextion: no headers
Invalid library found in C:\Users\yusuf\Documents\Arduino\libraries\ITEADLIB_Arduino_Nextion: no headers

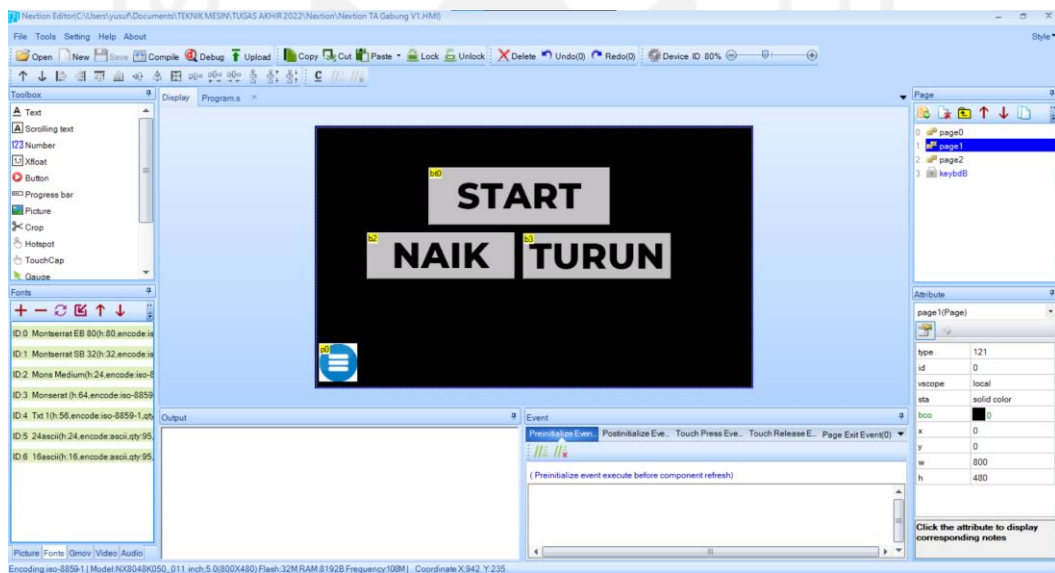
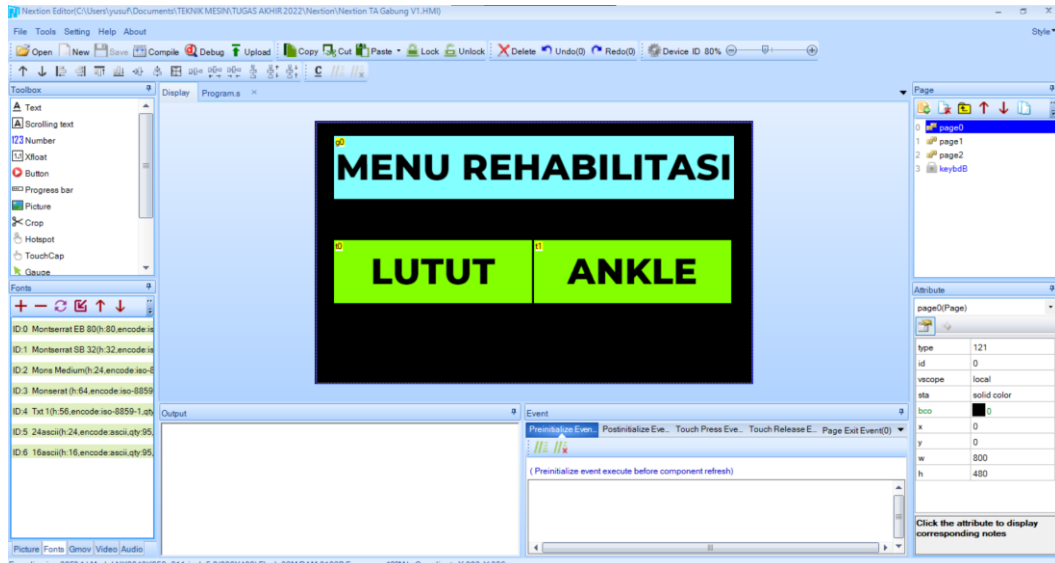
218 Arduino Uno on COM4

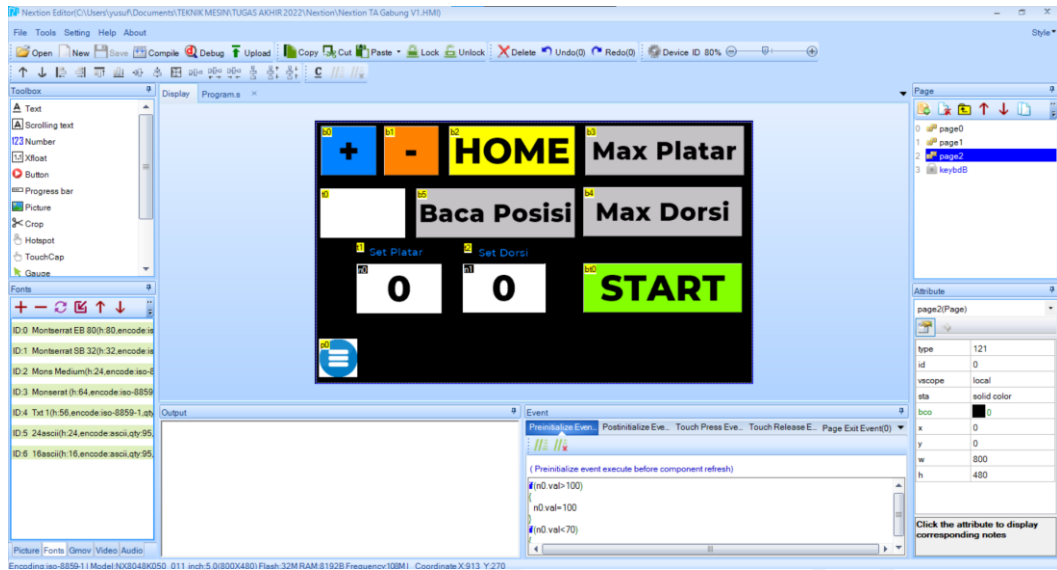
```
TA_FINAL_NEXTION_SERVO_ANKLE_LUTUT | Arduino 1.8.13
File Edit Sketch Tools Help
TA_FINAL_NEXTION_SERVO_ANKLE_LUTUT $
if (millis() >= time_1 + INTERVAL_MESSAGE1) {
  time_1 += INTERVAL_MESSAGE1;
  incomingByte = 4;
}
if (millis() >= time_2 + INTERVAL_MESSAGE2) {
  time_2 += INTERVAL_MESSAGE2;
  incomingByte = 5;
}
}
if (DSLUTUT == 0) {
  incomingByte = 2;
  digitalWrite(4, HIGH);
  delay(500);
  digitalWrite(4, LOW);
  delay(500);
}
//----- void setup ANKLE
if (DSANKLE == 1) {
  myservo.write(anglePlatar, 10, true);
  delay(2);
  myservo.write(angleDorsi, 10, true);
  delay(2);
}
if (DSANKLE == 0) {
  digitalWrite(5, HIGH);
  delay(500);
  digitalWrite(5, LOW);
  delay(500);
}
}
Invalid library found in C:\Program Files (x86)\Arduino\libraries\ITEADLIB_Arduino_Nextion: no headers
Invalid library found in C:\Users\yusuf\Documents\Arduino\libraries\ITEADLIB_Arduino_Nextion: no headers
243 Arduino Uno on COM4
```



LAMPIRAN 2

SETTING TAMPILAN HMI NEXTION PADA PERANGKAT LUNAK NEXTION EDITOR





LAMPIRAN 3

DATASHEET MOTOR SERVO RMD X6-S2

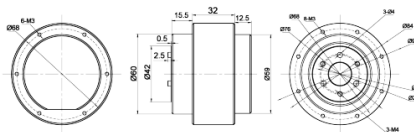


RMD X6-S2 1836



>>> 尺寸安装图

INSTALLATION DRAWING



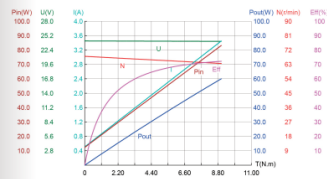
>>> 产品参数

PRODUCT PARAMETERS

参数/符号	RMD-X6-S2
型号标识	AD0102
减速比/速比 (Reducer ratio)	36:1
输入电压 (Input voltage)	V 24-48
最大空载转速 (No-load Speed)	rpm 90 @24V
额定转速 (Nominal Speed)	rpm 70
额定电流 (Nominal current)	A 2.6
额定功率 (Nominal power)	W 132
额定转矩 (Nominal torque)	N.M 18
电机效率 (motor efficiency)	% 70%
堵转电阻 (Resistance)	Ω 0.23
接线方式 (wiring connect)	Δ
相间电感 (Phase to phase inductance)	mH 0.14
转速常数 (Speed constant)	rpm/v 135
堵转电流常数 (Torque constant)	N.M/A 6.92
轴向外置 (Axial direction payload)	N.M 775
轴向外置 (Radial direction payload)	N.M 1250
转子惯量 (Rotor inertia)	gcm ² 800
极对数 (Number of pole pairs)	14
电机重量 (Motor weight)	g 600
环境温度 (Environment temperature)	$^{\circ}\text{C}$ (-20 ~ 55 $^{\circ}\text{C}$)
减速器寿命 (Backlash)	Arc min 15

>>> 电机特性曲线

MOTOR CHARACTERISTIC CURVE



SERVO MOTOR CONTROL PROTOCOL v2.0

Disclaimer

Thank you for using the RMD series motor drive system. Before use, please read this statement carefully. Once used, it will be regarded as acceptance of all contents of this statement. Please use the motor which strictly abide by the manual, product description and relevant laws, regulations, policies, installation guidelines. In the process of using the product, the user promises to be responsible for his behavior. Due to improper use, installation, modification caused by any loss, SUZHOU MICRO ACTUATOR TECHNOLOGY CO LTD(MyActuator) will not bear legal responsibility.

MyActuator is the trademark of SUZHOU MICRO ACTUATOR TECHNOLOGY CO LTD and its related companies. The product names, brands, etc. appearing in this article are all trademarks or registered trademarks of our company.

All copyright of products and handbooks are reserved by MyActuator. Reproduction in any form shall not be allowed without permission. Regarding the disclaimer the final interpretation right, all belongs to Myactuator.

1. Can bus parameters and single motor command data frame format

Bus Interface: CAN BUS
 Baud rate: 1Mbps
 The format of the message used to send control commands and motor replies to a single motor is as follows
 Identifier: 0x140 + ID(1-32)
 Frame format: DATA
 Frame type: standard frame
 DLC: 8byte



2. Single motor Command list

CAN control commands supported by RMD motor drive as following table:

SN	COMMAND NAME	COMMAND DATA
1	Read Position loop KP data command	0x30
2	Read Position loop KI data command	0x31
3	Read Speed loop KP data command	0x32
4	Read Speed loop KI data command	0x33
5	Read Current loop KP data command	0x34
6	Read Current loop KI data command	0x35
7	Write Position loop KP data to RAM command	0x36
8	Write Position loop KI data to RAM command	0x37
9	Write Speed loop KP data to RAM command	0x38
10	Write Speed loop KI data to RAM command	0x39
11	Write Current loop KP data to RAM command	0x3A
12	Write Current loop KI data to RAM command	0x3B
13	Write Position loop KP data to ROM command	0x3C
14	Write Position loop KI data to ROM command	0x3D
15	Write Speed loop KP data to ROM command	0x3E
16	Write Speed loop KI data to ROM command	0x3F
17	Write Current loop KP data to ROM command	0x40
18	Write Current loop KI data to ROM command	0x41
19	Read acceleration data command	0x42
20	Write acceleration data to RAM command	0x43
21	Read multiturn encoder position command	0x60
22	Read multiturn encoder original position command	0x61
23	Read multiturn encoder offset command	0x62
24	Write multiturn encoder values to ROM as motor zero command	0x63
25	Write multiturn encoder current position to ROM as motor zero command	0x64
26	Read encoder data command	0x90
27	Write encoder values to ROM as motor zero command	0x91
28	Write current position to ROM as motor zero command	0x19
29	Read multiturn turns angle command	0x92

LAMPIRAN 4 DATASHEET MOTOR SERVO SPT70HV



SPT70HV-180/70kg/Remote Control Car/SPT Servo/Large torque/Large angle/Metal gear/Digital servo/Remote Control Car

Adaptive Range



SPT70HV-180-----Parameter Update Date: 2021/6/7

Brand:	SPT Servo	Potentiometer:	Mechanics
Motor:	Core	Voltage Range:	4.8V/6.0V/8.4V
Neutral Point:	1500 μ s	Signal Frequency:	330Hz
PWM Voltage:	3.3V-5.0V	PWM Voltage:	3.3V-5.0V
Feedback Angle:	No	Operating Temperature:	-10°C-50°C
Cycle:	20ms	Dead band:	4 μ s
Default Direction:	CCW	Yes / no Lock:	NLock
Remote control Angle:	90°	500-2500μs Angle:	180° / PWM
Quiescent Current:	60mAh	Rated Current:	2A
Blocking Current:	4.5A	Weight / Dimensions:	200g / 65.7X30X57mm
Output Gear:	Savox0236 15T	Gear Material:	All Metal Gear
Shell Material:	Half Aluminum Shell	Bearing:	2BB
Connector Wire Length:	260MM	line Definition:	Brown-/Red+/Orange s
Operating Speed:	/		6.0V/ 0.20"/60° 7.4V/ 0.16"/60°
Stall Torque:	/		6.0V/56 kg.cm 7.4V/72 kg.cm

尺寸图-Size

