

**RANCANG BANGUN ALAT REHABILITASI KAKI DENGAN
DUA DERAJAT KEBEBASAN**

TUGAS AKHIR

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



Disusun Oleh :

Nama : Dandi Rizqi Nurfattah

No. Mahasiswa : 18525027

NIRM : 2018020140

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

2022

PERNYATAAN KEASLIAN

Dengan ini saya menyatakan bahwa karya ini merupakan hasil kerja saya sendiri dibawah bimbingan dari dosen pembimbing saya yaitu Bapak Ir. Donny Suryawan, S.T., M.Eng., IPP. Karya ini bukanlah karya yang pernah dipublikasikan sebelumnya, kecuali kutipan yang telah saya jelaskan setiap sumbernya. Apabila dikemudian hari pengakuan ini terbukti tidak benar, maka saya bersedia untuk menerima hukuman atau sanksi sesuai dengan hukum yang berlaku.

Yogyakarta, 4 November 2022

Penulis,



Dandi Rizqi Nurfattah

LEMBAR PENGESAHAN DOSEN PEMBIMBING

RANCANG BANGUN ALAT REHABILITASI KAKI DENGAN
DUA DERAJAT KEBEBASAN

TUGAS AKHIR

Disusun Oleh:

Nama : Dandi Rizqi Nurfattah
No. Mahasiswa : 18525027
NIRM : 2018020140

Yogyakarta, 19 Oktober 2022

Pembimbing,



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

LEMBAR PENGESAHAN DOSEN PENGUJI

RANCANG BANGUN ALAT REHABILITASI KAKI DENGAN DUA DERAJAT KEBEBASAN

TUGAS AKHIR

Disusun Oleh :

Nama : Dandi Rizqi Nurfattah
No. Mahasiswa : 18525027
NIRM : 2018020140

Tim Penguji

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

Ketua



Tanggal : 4 November 2022

Yustiasih Purwaningrum, S.T., M.T.

Anggota I



Tanggal : 2 November 2022.

Ir. Faisal Arif Nurgasang, S.T., M.Sc. IPP

Anggota II



Tanggal : 4 NOV 2022 .

Mengetahui

Kepala Jurusan Teknik Mesin



Muhammad Hafidh, S.T., M.T., IPP

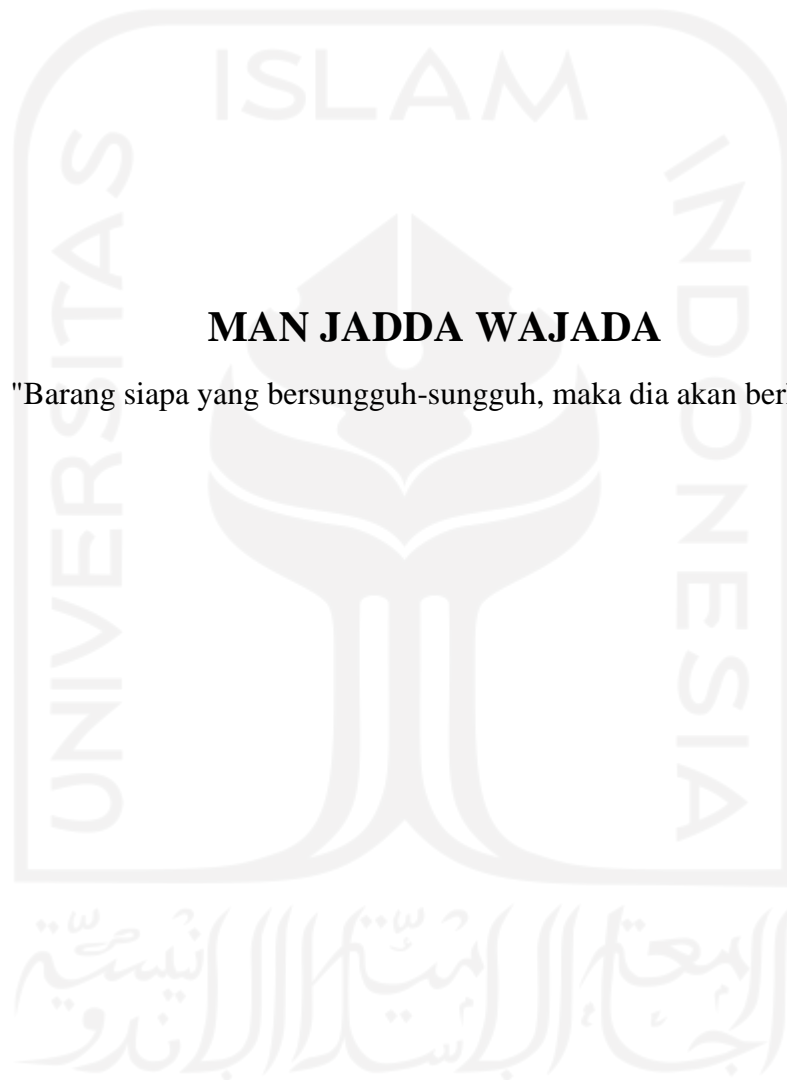
HALAMAN PERSEMBAHAN

Saya persembahkan tugas akhir ini untuk:

1. Ayah, Ibu, Mbak Dinda, Dita, dan keluarga besar saya yang selalu mendukung, memotivasi, dan mendoakan saya selalu.
2. Mentari yang selalu mensupport saya.
3. Bapak Dr. Ir. Muhammad Khafidh, S.T., M.T., IPP, selaku Ketua Program Studi Teknik Mesin.
4. Bapak Ir. Donny Suryawan, S.T., M.Eng., IPP, selaku dosen pembimbing.
5. Teman-teman mahasiswa Teknik Mesin UII.
6. Semua yang telah membantu menyelesaikan tugas akhir ini.



HALAMAN MOTTO



MAN JADDA WAJADA

"Barang siapa yang bersungguh-sungguh, maka dia akan berhasil"

KATA PENGANTAR ATAU UCAPAN TERIMA KASIH



Assalamu'alaikum Wr.Wb

Puji dan syukur penulis panjatkan kehadiran Allah SWT, yang telah melimpahkan rahmat dan hidayah-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan tugas akhir yang berjudul “Rancang Bangun Alat Rehabilitasi Kaki dengan Dua Derajat Kebebasan”. Sholawat serta salam semoga selalu tercurah kepada junjungan Nabi Muhammad SAW, para sahabat, dan pengikutnya hingga akhir zaman.

Dalam penyusunan laporan tugas akhir ini tentu tidak lepas dari bantuan dan dukungan dari berbagai pihak. Oleh karena itu, pada kesempatan kali ini penulis mengucapkan terimakasih kepada:

1. Bapak Prof. Dr. Ir. Hari Purnomo., M.T., IPU., ASEAN,Eng, selaku Dekan Fakultas Teknologi Industri Universitas Islam Indonesia.
2. Bapak Dr. Ir. Muhammad Khafidh, S.T., M.T., IPP, selaku Ketua Program Studi Teknik Mesin, Fakultas Teknologi Industri.
3. Bapak Ir. Donny Suryawan, S.T., M.Eng., IPP, selaku dosen pembimbing yang telah meluangkan waktu untuk bimbingan, arahan, serta saran kepada penulis selama penyusunan laporan tugas akhir ini.
4. Orang tua dan keluarga yang selalu memberikan doa dan dukungan.
5. Raden Rara Mentari Ayu Ramadhani yang melalu mensupport saya.
6. Yusuf Faishal Mahendra teman seperjuangan tugas akhir.
7. Semua pihak yang tidak dapat disebutkan satu persatu.

Terakhir, penulis menyadari bahwa masih banyak kekurangan baik dari segi penulisan maupun penyajian dari laporan tugas akhir ini. Oleh karena itu, kritik dan saran yang membangun sangat penulis harapkan guna perbaikan. Penulis berharap penyusunan laporan tugas akhir ini dapat bermanfaat bagi semua pihak.

Wassalamualaikum Wr.Wb

Yogyakarta, 20 Oktober 2022



Penulis



ABSTRAK

Cedera atau stroke merupakan penyakit yang menyebabkan sebagian anggota tubuh sulit untuk digerakkan. Untuk memulihkan anggota gerak bawah supaya dapat berfungsi seperti sedia kala diperlukan adanya rehabilitasi. Namun alat rehabilitasi anggota gerak bawah di Indonesia sendiri belum banyak beredar. Keterbatasan alat rehabilitasi inilah yang menjadi penghambat untuk memulihkan produktifitas para pasien. Oleh sebab itu dibutuhkan adanya alat rehabilitasi yang mempermudah pasien untuk mengembalikan kondisinya seperti semula. Perancangan alat rehabilitasi dimanufaktur untuk membantu anggota gerak bagian bawah para pasien dan disesuaikan dengan antropometri orang Indonesia. Proses perancangan dan manufaktur dilakukan dengan memanfaatkan software *solidworks*, *3D print* dan *plasma cutting*. Selain itu penggeraknya menggunakan *motor servo*. Laporan ini dijabarkan perhitungan tentang torsi, penentuan kriteria desain dan penentuan metode manufaktur. Hasil dari penelitian yaitu dapat merealisasikan alat rehabilitasi kaki dengan penggerak motor servo dan rangka yang terbuat dari gabungan plastik dan aluminium. Selain itu alat mampu mengangkat betis dengan subyek yang memiliki berat badan 75 kg. serta alat dapat digunakan pada tinggi badan subyek 160 cm -180 cm.

Kata kunci : Rehabilitasi, perancangan, torsi

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	xiii
Daftar Gambar	xiv
Daftar Notasi	xvii
Bab 1 Pendahuluan	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah	4
1.3 Batasan Masalah	4
1.4 Tujuan Penelitian atau Perancangan	5
1.5 Manfaat Penelitian atau Perancangan	5
1.6 Sistematika Penulisan	5
Bab 2 Tinjauan Pustaka	7
2.1 Kajian Pustaka	7
2.2 Dasar Teori	11
2.2.1 Antropometri	11
2.2.2 Elemen Mesin	12
2.2.3 Komposit	15
2.2.4 <i>Carbon Fiber</i>	16
Bab 3 Metode Penelitian	17
3.1 Alur Penelitian	17
3.1.1 Tinjau Pustaka	18
3.1.2 Kriteria Desain	18

3.1.3	Alternatif Desain.....	18
3.1.4	Pembuatan Desain	18
3.1.5	Simulasi	18
3.1.6	Pembuatan Alat	19
3.2	Peralatan dan Bahan.....	19
3.2.1	Alat	19
3.2.2	Bahan	19
3.3	Perancangan	20
3.3.1	Kriteria Desain.....	20
3.3.2	Rancangan Dimensi Produk	20
3.4	Konsep Rancangan Alat Rehabilitasi	24
3.4.1	Alternatif Desain.....	24
3.4.2	Pemilihan Alternatif Desain	26
3.4.3	Desain alat	28
3.4.4	Parameter Simulasi	33
3.5	Metode Pengujian Prototipe.....	38
3.5.1	Pengujian massa alat.....	38
3.5.2	Pengujian kekuatan alat	38
3.6	Metode Proses Manufaktur	40
3.6.1	Proses 3D Print	40
3.6.2	Lapis Carbon	40
3.6.3	<i>Plasma Cutting</i>	41
3.6.4	Pembuatan Bantalan	41
3.6.5	Perakitan	41
Bab 4	Hasil dan Pembahasan	42
4.1	Hasil Akhir Desain.....	42
4.2	Hasil Simulasi	43
4.2.1	Pengukuran Massa alat	44
4.2.2	Hasil Simulasi Kekuatan alat.....	44
4.3	Hasil Manufaktur	49
4.3.1	Proses Pembuatan Rangka Plastik.....	49
4.3.2	Proses Pelapisan Carbon.....	50

4.3.3	Proses Plasma Cutting	52
4.3.4	Proses Pembuatan Bantalan.....	53
4.3.5	Proses Perakitan.....	53
4.4	Hasil Pengujian	55
4.4.1	Hasil Pengukuran Massa Alat.....	55
4.4.2	Hasil Pengujian Kekuatan Alat.....	56
4.5	Analisis dan Pembahasan.....	59
4.5.1	Kendala Proses Manufaktur.....	59
4.5.2	Ketercapaian Kriteria Desain.....	61
4.5.3	Analisis Prosedur Pemakaian	64
4.5.4	Perbandingan dengan alat yang sudah ada	66
Bab 5	Penutup.....	69
5.1	Kesimpulan	69
5.2	Saran atau Penelitian Selanjutnya.....	69
Daftar Pustaka	70

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1 Tinjauan Pustaka	10
Tabel 2.2 Antropometri orang asia (Chuan et al., 2010).....	11
Tabel 2.3 Distribusi massa bagian tubuh (Bruno et al., 2016)	12
Tabel 2.4 Hasil pengujian komposit (Yazdanie & Mahood, 1985).....	15
Tabel 3.1 Kriteria desain	20
Tabel 3.2 Perkiraan dimensi alat	21
Tabel 3.3 Proporsi berat bagian tubuh.....	21
Tabel 3.4 Kelebihan dan kekurangan setiap alternatif desain	27
Tabel 3.5 <i>Checklist</i> pemilihan alternatif desain.....	27
Tabel 3.6 <i>material properties</i>	33
Tabel 4.1 Parameter 3D print	49
Tabel 4.2 Hasil pengujian alat	59
Tabel 4.3 Hasil manufaktur dan pengujian.....	64
Tabel 4.4 Ketercapaian kriteria desain	64

DAFTAR GAMBAR

Gambar 1.1 Persentase kenaikan penderita cedera (RISKESDAS, 2018)	1
Gambar 1.2 Persentase kenaikan penderita stroke (RISKESDAS, 2018).....	2
Gambar 1.3 Artrofi (Depositphotos, 2022)	2
Gambar 1.4 <i>Canwell CPM Rehabilitation</i> (Canwellmedical, 2022).....	3
Gambar 2.1 Macam-macam ilustrasi robot rehabilitasi tungkai bawah	7
Gambar 2.2 <i>Hybrid actuator exoskeleton lower limb</i> (Aguilar-Sierra et al., 2015).8	
Gambar 2.3 <i>LLRR: iLeg</i> (Zhang et al., 2016).....	8
Gambar 2.4 Alat pada penelitian terdahulu (Abror, 2021).....	9
Gambar 2.5 Antropometri (Chuan et al., 2010).....	12
Gambar 2.6 Von Mises dinyatakan dengan enam komponen tegangan (Patel et al., 2019).....	14
Gambar 2.7 Tegangan dan regangan (Aeroengineering,2022).....	14
Gambar 2.8 Komposit (Ruzuqi, 2020)	15
Gambar 3.1 Alur penelitian	17
Gambar 3.2 Antropometri bagian paha, betis dan ankle (Chuan et. al., 2010)	20
Gambar 3.3 Grafik torsi pada lutut.....	22
Gambar 3.4 Dimensi motor RMD x6-s2	23
Gambar 3.5 Grafik torsi pada <i>ankle</i>	23
Gambar 3.6 Dimensi <i>servo SPT70HV</i>	24
Gambar 3.7 Alternatif desain 1.....	25
Gambar 3.8 Alternatif desain 2.....	25
Gambar 3.9 Alternatif desain 3.....	26
Gambar 3.10 Desain rangka plastik bagian paha	28
Gambar 3.11 Desain rangka plastik bagian betis	28
Gambar 3.12 Desain rangka plastik bagian <i>ankle</i>	29
Gambar 3.13 Desain rangka plastik bagian kaki	29
Gambar 3.14 Rangka aluminium bagian motor RMD	30
Gambar 3.15 Rangka aluminium bagian tanpa <i>motor RMD</i>	30
Gambar 3.16 (a) bantalan paha, (b) bantalan betis) dan (c) bantalan <i>ankle</i>	31
Gambar 3.17 a) Desain akhir bagian lutut dan b) Desain akhir bagian <i>ankle</i>	32

Gambar 3.18 Desain akhir perancangan.....	32
Gambar 3.19 Visualisasi simulasi tegangan bagian lutut.....	34
Gambar 3.20 Peletakan penyangga pada simulasi bagian lutut.....	34
Gambar 3.21 Peletakan gaya pada simulasi bagian lutut	35
Gambar 3.22 Parameter <i>mesh</i> pada simulasi lutut.....	35
Gambar 3.23 Visualisasi simulasi tegangan bagian <i>ankle</i>	36
Gambar 3.24 Peletakan penyangga pada simulasi bagian <i>ankle</i>	36
Gambar 3.25 Peletakan gaya pada simulasi bagian lutut	37
Gambar 3.26 Parameter <i>mesh</i> pada simulasi lutut.....	37
Gambar 3.27 Ilustrasi metode pengukuran massa alat	38
Gambar 3.28 Ilustrasi metode pengujian bagian lutut.....	39
Gambar 3.29 Ilustrasi metode pengujian bagian <i>ankle</i>	39
Gambar 3.30 Diagram alir proses manufaktur	40
Gambar 4.1 Hasil desain tampak samping	42
Gambar 4.2 Alat terpasang pada manekin.....	43
Gambar 4.3 Hasil simulasi massa dengan <i>software solidworks</i>	44
Gambar 4.4 Hasil simulasi <i>von mises</i> pada alat bagian lutut	45
Gambar 4.5 Tegangan maksimal pada simulasi bagian lutut	45
Gambar 4.6 Hasil simulasi <i>von mises</i> pada poros bagian lutut	46
Gambar 4.7 Hasil simulasi <i>von mises</i> pada alat bagian <i>ankle</i>	47
Gambar 4.8 Tegangan maksimal pada simulasi bagian <i>ankle</i>	47
Gambar 4.9 Hasil simulasi <i>von mises</i> pada poros bagian <i>ankle</i>	48
Gambar 4.10 Posisi 3D print	50
Gambar 4.11 Bahan-bahan untuk lapis carbon.....	50
Gambar 4.12 Setelah proses vacuum bag.....	51
Gambar 4.13 Bagian rangka plastic lapis carbon	52
Gambar 4.14 Rangka aluminium bagian dengan motor dan tanpa motor	52
Gambar 4.15 Bahan-bahan yang digunakan untuk pembuatan bantalan.....	53
Gambar 4.16 Hasil pembuatan bantalan.....	53
Gambar 4.17 Visualisasi perakitan bagian lutut.....	54
Gambar 4.18 Visualisasi perakitan bagian ankle.....	54
Gambar 4.19 Hasil pengukuran subjek pertama.....	55

Gambar 4.20 Hasil pengukuran subjek kedua	55
Gambar 4.21 Hasil pengujian bagian lutut dengan subyek 60 kg	56
Gambar 4.22 Hasil pengujian bagian lutut dengan subyek 75 kg	57
Gambar 4.23 Hasil pengujian bagian lutut dengan subyek 90 kg	57
Gambar 4.24 Hasil pengujian bagian <i>ankle</i> dengan subyek 60 kg	58
Gambar 4.25 Hasil pengujian bagian <i>ankle</i> dengan subyek 75 kg	58
Gambar 4.26 Hasil pengujian bagian <i>ankle</i> dengan subyek 90 kg	59
Gambar 4.27 Hasil <i>3D printing</i> dengan <i>filament</i> berjenis <i>nylon carbon fiber</i>	60
Gambar 4.28 Lapisan carbon tidak rata	60
Gambar 4.29 Hasil <i>plasma cutting</i> yang tajam	61
Gambar 4.30 Hasil pengujian alat dengan subyek 75 kg dan 90 kg	61
Gambar 4.31 Alat dipakai pada ketiga subyek	62
Gambar 4.32 Selisih massa dengan menggunakan timbangan	62
Gambar 4.33 Pengoperasian bagian lutut dan <i>ankle</i> secara terpisah	63
Gambar 4.34 Penyetelan titik nol	64
Gambar 4.35 Menghubungkan rangkaian elektrik	65
Gambar 4.36 Perbandingan dimensi saat digunakan	66
Gambar 4.37 Perbandingan aktuator	66
Gambar 4.38 Perbandingan poros penghubung antar rangka	67
Gambar 4.39 Perbandingan Rangka	67
Gambar 4.40 Perbandingan betis	68

DAFTAR NOTASI

σ_{geser} = Tegangan geser

σ = Tegangan normal

F = Gaya

A = Luas alas

τ = Torsi

r = Jari jari

d = diameter

θ = sudut

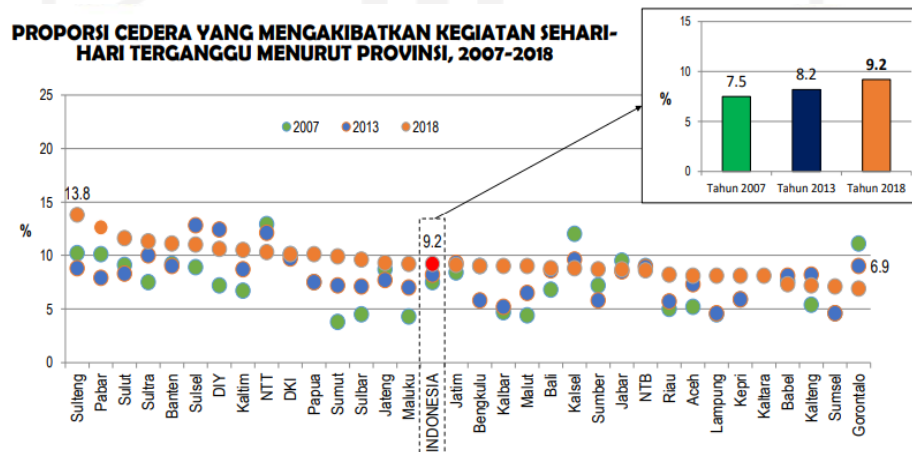


BAB 1

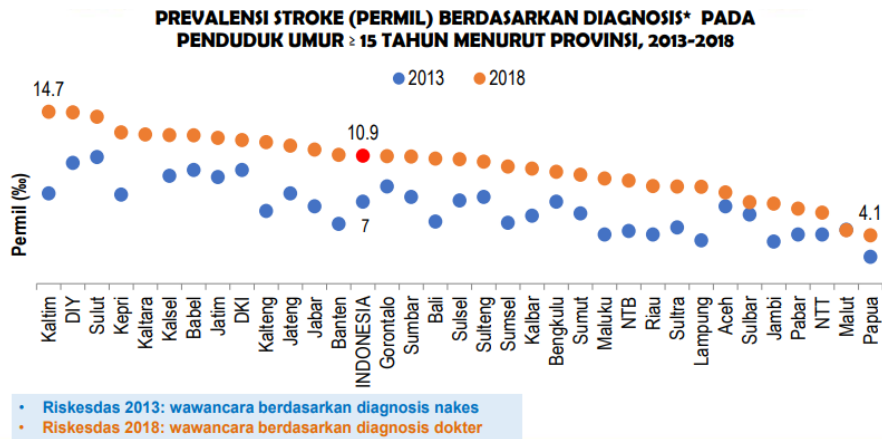
PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Cedera dan Stroke merupakan penyakit yang mengakibatkan sebagian anggota tubuh sulit untuk digerakkan. Penderita cedera dan stroke setiap tahunnya mengalami peningkatan. Menurut data pada Riset Kesehatan Daerah (RISKESDAS) Republik Indonesia pada tahun 2018, cedera yang mengakibatkan kegiatan sehari-hari terganggu mengalami kenaikan dari tahun 2007 sebesar 7,5% naik menjadi 9,2% pada tahun 2018 dari seluruh penduduk Indonesia. Dari persentase cedera tersebut masih dikelompokkan kembali berdasarkan proporsi bagian tubuh yang terkena cedera yaitu cedera kepala, dada, perut, anggota gerak bagian atas dan anggota gerak bagian bawah, persentase terbesar pada proporsi tersebut yaitu pada anggota gerak bagian bawah dengan angka 67,9%. Sama seperti cedera, penderita stroke juga mengalami kenaikan dari tahun 2013 dengan persentase sebesar 7% hingga pada tahun 2018 menjadi 10,9% dari jumlah penduduk yang ada di Indonesia (RISKESDAS, 2018).

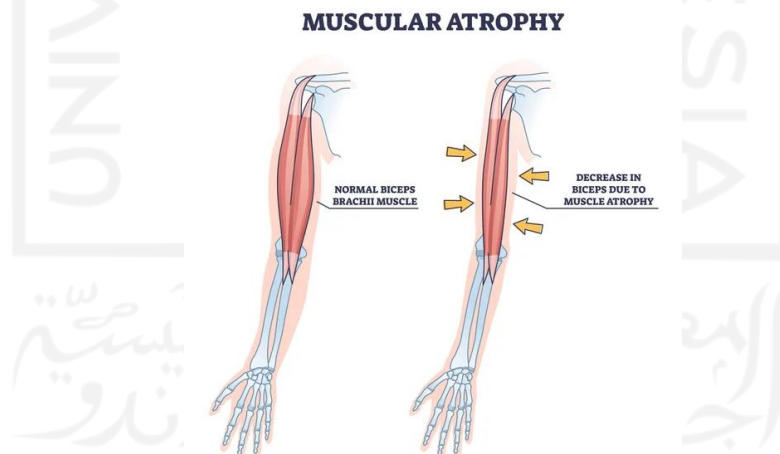


Gambar 1.1 Persentase kenaikan penderita cedera (RISKESDAS, 2018)



Gambar 1.2 Persentase kenaikan penderita stroke (RISKESDAS, 2018)

Meningkatnya penderita cedera dan stroke mengakibatkan produktifitas masyarakat Indonesia menurun. Sehingga untuk mengembalikan fungsi anggota gerak ke kondisi semula maka diperlukan adanya upaya rehabilitasi. Rehabilitasi adalah suatu proses pemulihan atau refungsional terhadap penderita cacat tubuh untuk dapat melakukan kegiatan sehari-hari seperti semula yang meliputi fungsi fisik dan social. Dalam dunia medis rehabilitasi dilakukan pada penderita stroke, kecelakaan, cedera atau penyakit yang dapat mengganggu kegiatan sehari-hari (Dnm, 2005).



Gambar 1.3 Artrofi (Depositphotos, 2022)

Rehabilitasi yang dilakukan pada penderita stroke atau cedera anggota gerak bagian bawah akan membuat para penderita terhindar dari terjadinya pengecilan otot-otot kaki. Pengecilan serat otot atau biasa disebut artrofi dapat terjadi apabila otot jarang mendapat tekanan atau jarang dilatih dan apabila serat otot ini mengecil dibiarkan akan menyebabkan terjadinya kelumpuhan otot total.

Oleh sebab itu, penderita stroke atau penderita cedera anggota gerak bagian bawah tetap perlu melatih ototnya supaya tidak terjadi kelumpuhan total setelah pulih dari penyakitnya (Pangemanan et al., 2013).

Penderita stroke dan cedera anggota gerak bagian bawah biasanya kesulitan untuk menggerakkan kakinya, agar terhindar dari pengecilan otot kaki maka diperlukan alat untuk membantu kakinya agar tetap aktif bergerak. Namun, di Indonesia belum banyak beredar alat rehabilitasi untuk kaki. Alat rehabilitasi yang tersedia sekarang masih dijual dari luar negeri dan buatan luar negeri juga. Contoh alat rehabilitasi kaki berjenis *CPM (Continuous Passive Motion)* yang dibuat di Cina dibanderol dengan harga 2000 US Dollar atau setara dengan 28 juta Rupiah. Bagi pasien yang memerlukan alat rehabilitasi dengan harga 28 juta akan sangat memberatkan pasien jika harus membelinya secara pribadi. Selain itu alat rehabilitasi tersebut juga memiliki massa yang berat yaitu 15 kg. Sehingga dengan berat 15 kg maka alat tidak mudah untuk dipindahkan. Selain itu alat yang beredar hanya mampu untuk menggerakkan bagian lutut saja dan hanya dapat dilakukan secara berbaring. Apabila terdapat rumah sakit yang menyediakan jasa alat rehabilitasi juga memberatkan pasien karena waktu dan tempat yang terbatas yaitu hanya dapat dilakukan dirumah sakit. Adapun alat yang tersedia dipasaran Indonesia hanyalah alat untuk membantu berjalan, penderita stroke dan cedera akan mengalami kesulitan apabila menggunakan alat tersebut karena sendi dan otot mereka belum terbiasa untuk digerakkan dan untuk menopang badan. Sedikitnya alat rehabilitasi kaki menandakan riset yang membahas tentang alat ini juga terbatas.



Gambar 1.4 *Canwell CPM Rehabilitation* (Canwellmedical, 2022)

Karena sedikitnya riset tentang alat rehabilitasi kaki, maka alat rehabilitasi masih perlu adanya pengembangan yang sesuai dengan antropometri rata-rata orang Indonesia dengan tinggi badan 150 – 180. Selain itu, harga dari alat rehabilitasi yang sudah beredar dipasaran tidak terjangkau untuk dibeli secara personal oleh masyarakat umum. Alat rehabilitasi kaki yang dikembangkan yaitu alat bantu rehabilitasi kaki dari paha hingga ke telapak kaki yang dilengkapi dengan motor penggerak untuk melatih penderita stroke dan cedera agar sendi dan ototnya dapat bekerja seperti semula, selain itu ukuran yang disesuaikan dengan antropometri orang Indonesia sehingga mudah digunakan.

Berdasarkan kekurangan dari produk yang beredar dipasaran dapat ditemukan solusinya dengan merancang alat rehabilitasi yang dilengkapi dengan motor penggerak disetiap sendinya untuk memulihkan sendi dan otot pada bagian kaki terutama bagian paha hingga telapak kaki.

1.2 Rumusan Masalah

Berdasarkan dari latar belakang sebelumnya, maka dapat diambil rumusan masalah yaitu:

1. Bagaimana rancangan desain alat rehabilitasi untuk anggota gerak bagian bawah yang kuat menopang beban 70 kg?
2. Bagaimana merancang alat rehabilitasi untuk anggota gerak bagian bawah yang dapat dipisah antara lutut dan ankle?

1.3 Batasan Masalah

Sebagai upaya untuk menyelesaikan masalah pada penelitian ini ditentukan beberapa batasan masalah sebagai berikut:

1. Dimensi rancangan disesuaikan dengan ukuran rata-rata orang Indonesia.
2. Kekuatan konstruksi rancangan disesuaikan dengan berat rata-rata orang Indonesia.
3. Struktur kuat untuk menahan gerak kaki dengan berat badan 70kg.
4. Desain dan simulasi hanya menggunakan *Software Solidworks 2020*.

1.4 Tujuan Penelitian atau Perancangan

Penelitian, perancangan, simulasi dan pembuatan prototipe dari alat bantu rehabilitasi ini bertujuan untuk:

1. Membuat rancangan desain alat rehabilitasi untuk anggota gerak bagian bawah yang kuat menopang beban 70 kg
2. Merancang alat rehabilitasi untuk anggota gerak bagian bawah yang dapat dipisah antara lutut dan *ankle*

1.5 Manfaat Penelitian atau Perancangan

Berdasarkan tujuan penelitian yang hendak dicapai, maka penelitian ini diharapkan dapat bermanfaat. Adapun manfaat pada penelitian ini yaitu:

1. Perancangan ini dapat dijadikan salah satu referensi untuk pengembangan produk bagi industry yang bergerak di bidang orthotic bawah perut.
2. Perancangan ini dapat menjadi sebuah alternatif cara merehabilitasi penderita pasca stroke atau cedera

1.6 Sistematika Penulisan

Subbab ini berisikan urutan-urutan dan sistematika penulisan pada laporan tugas akhir ini. Setiap bab akan dijelaskan secara umum sehingga dapat mengetahui gambaran dari masing-masing bab. Sistematika penulisan bertujuan untuk mempermudah dalam melakukan penulisan laporan tugas akhir.

BAB I PENDAHULUAN

Bab I membahas mengenai gambaran umum dari tugas akhir yang berisikan latar belakang, rumusan masalah, Batasan masalah, tujuan dan manfaat dari penelitian tugas akhir ini. Serta menjabarkan mengenai sistematika penulisan.

BAB II TINJAUAN PUSTAKA

Bab II membahas mengenai penelitian terdahulu yang sudah dilakukan tentang tugas akhir ini serta landasan teori yang digunakan dalam melakukan tugas akhir ini yang keduanya bersumber buku atau jurnal ilmiah.

BAB III METODE PENELITIAN

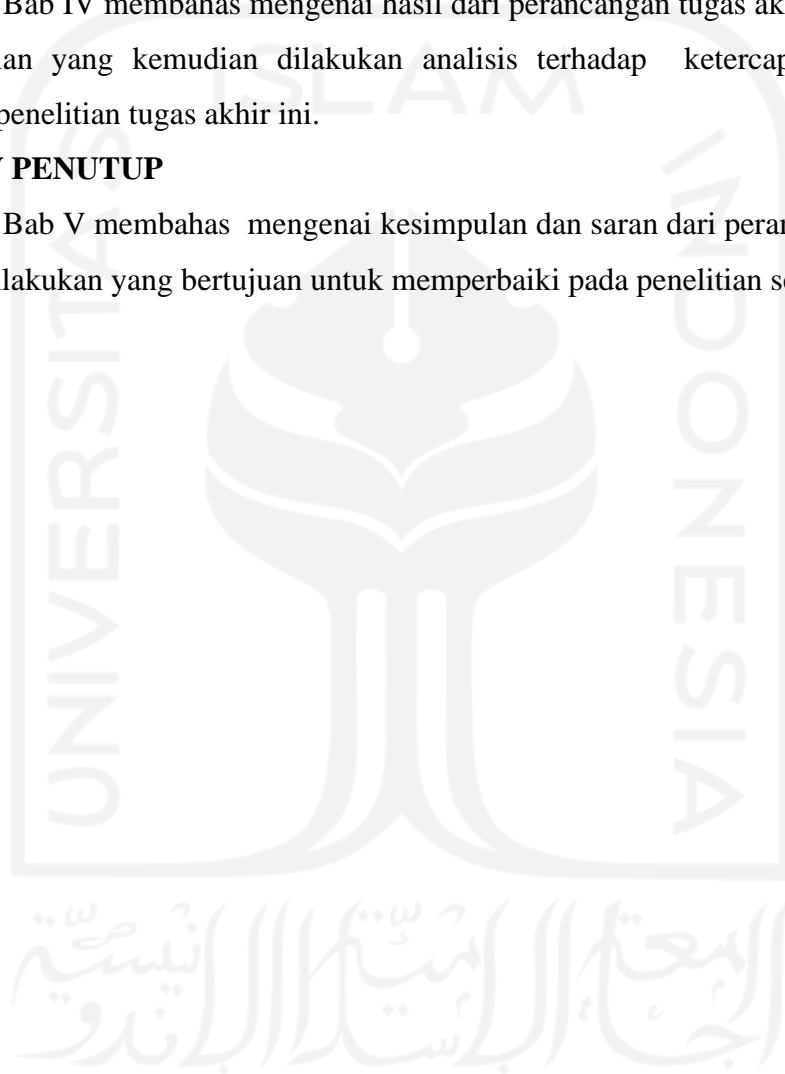
Bab III membahas mengenai metode yang digunakan dalam melakukan penelitian atau perancangan tugas akhir ini yang meliputi alur penelitian, alat dan bahan yang digunakan, perancangan, simulasi dan metode pengujian yang dilakukan.

BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN

Bab IV membahas mengenai hasil dari perancangan tugas akhir serta hasil pengujian yang kemudian dilakukan analisis terhadap ketercapaian dengan tujuan penelitian tugas akhir ini.

BAB V PENUTUP

Bab V membahas mengenai kesimpulan dan saran dari perancangan yang telah dilakukan yang bertujuan untuk memperbaiki pada penelitian selanjutnya.

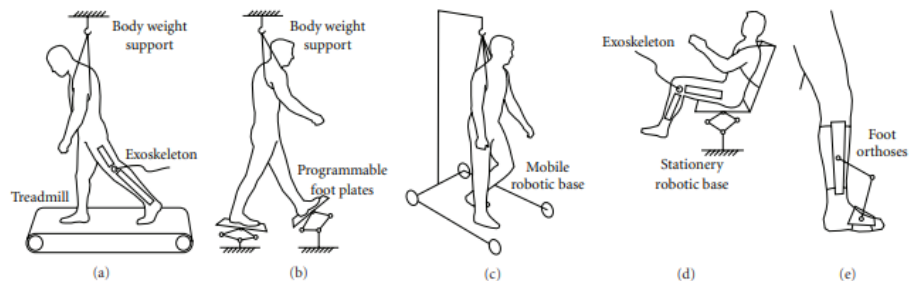


BAB 2

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Kajian Pustaka

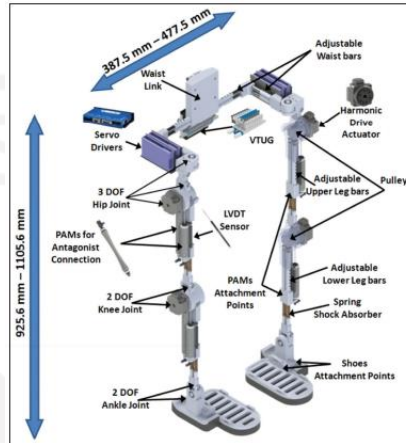
Stroke atau pecahnya pembuluh darah merupakan penyakit yang dapat menyebabkan kecacatan anggota gerak badan. Di Amerika Serikat dan Eropa, WHO (*World Health Organization*) sendiri telah memperdiksikan akan adanya peningkatan 30% dari penderita stroke diantara tahun 2000 sampai 2050. Dengan meningkatnya penderita stroke membuat penelitian robot untuk rehabilitasi semakin intensif. Robot untuk rehabilitasi stroke dapat terbagi menjadi 2 jenis berdasarkan letaknya yaitu *Upper Limb robotic system* dan *Lower limb robotic system*. Pada *lower limb robotic system* sudah banyak robot rehabilitasi antara lain *lokomat*, *LOPES*, *Gait Trainer*, *Haptic walker*, *Lokohelp* dan *G-EO-System* (Poli et al., 2013)



Gambar 2.1 Macam-macam ilustrasi robot rehabilitasi tungkai bawah
(Díaz et al., 2011)

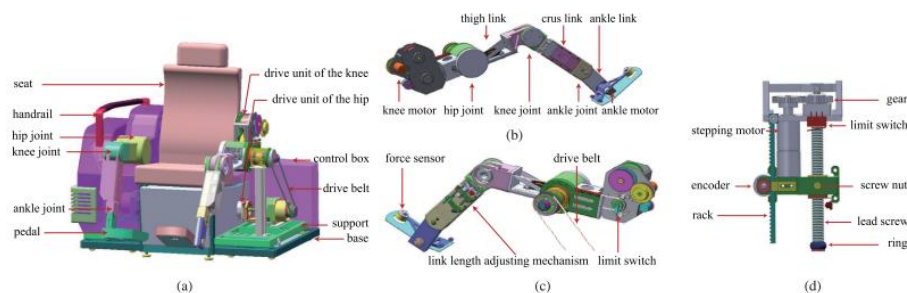
Sebuah studi tentang alat rehabilitasi *lowerlimb* yang menjabarkan tentang berbagai macam robot rehabilitasi tungkai bawah seperti pada Gambar 2.1. Terdapat salah satu jenis robot rehabilitasi yang dapat membantu memulihkan otot dan sendi-sendi kaki pasien pasca stroke yaitu robot rehabilitasi yang berjenis *stationary*. Dengan menggunakan robot rehabilitasi berjenis *stationary* ini lebih efektif untuk melatih gerakan pada lutut dan *ankle* pasien dikarenakan proses rehabilitasinya dilakukan tanpa harus berjalan yang membuat kaki pasien lebih terbebani. Namun, dari berbagai macam robot rehabilitasi tersebut terdapat nilai kurang yaitu mobilitasnya. Hingga saat ini robot

rehabilitasi tersebut hanya tersedia di rumah sakit sehingga pasien yang memerlukan rehabilitasi harus datang ke rumah sakit terlebih dahulu. Selain mobilitasnya yang masih kurang, robot rehabilitasi juga memiliki harga yang tinggi sehingga membuat robot rehabilitasi sangat jarang dimiliki oleh perseorangan (Díaz et al., 2011).



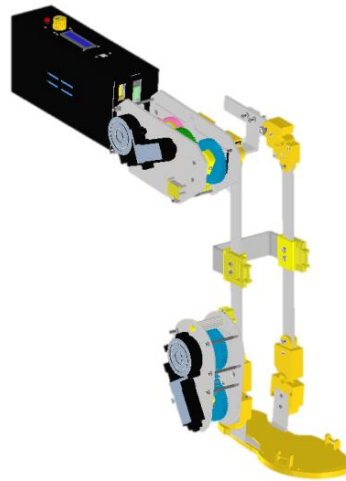
Gambar 2.2 Hybrid actuator exoskeleton lower limb (Aguilar-Sierra et al., 2015)

Penelitian lain tentang robot rehabilitasi tungkai bawah berjenis robot *Gait trainer* biasanya menggunakan alat bantu yaitu *exoskeleton*. *Exoskeleton Lower limb* umum digunakan karena anggota gerak bagian bawah rentan sekali terkena cedera akibat dari kecelakaan, penyakit atau degenerasi otot. *Actuator* dari *exoskeleton* dapat menggunakan sebuah *motor DC* dengan *harmonic drive* karena torsi yang dihasilkan besar, tingkat keakuratan yang tinggi serta dimensi yang relatif kecil dan dilengkapi dengan *pneumatic electric* sebagai pengganti otot untuk memberikan daya dorong. Dengan mengombinasikan kedua *actuator* tersebut membuat pergerakan *exoskeleton* menjadi lebih efektif karena keakuratan dari *harmonic drive* serta gaya dorong dari *pneumatic elektrik* (Aguilar-Sierra et al., 2015).



Gambar 2.3 LLRR: iLeg (Zhang et al., 2016)

Sebuah makalah lain yang membahas *LLRR (Lower Limb Rehabilitation Robot)* dengan nama alat *iLeg*. *LLRR* sendiri terbagi menjadi tiga jenis tergantung dari mekanismenya, *iLeg* merupakan *LLRR* dengan metode duduk atau berbaring. *iLeg* bertujuan untuk rehabilitasi koordinasi gerak serta kekuatan otot. Mekanisme gerak pada *iLeg* menggunakan sabuk penggerak untuk transmisi energi dari *motor*. Dengan menggunakan sabuk penggerak, lengan momen setiap sendi tidak akan berubah. Selain itu, desain *iLeg* dibuat untuk dapat menyesuaikan panjang paha (Zhang et al., 2016).



Gambar 2.4 Alat pada penelitian terdahulu (Abror, 2021)

Penelitian terdahulu yang dilakukan oleh Faisal Abror, pembuatan alat rehabilitasi kaki sudah dapat mencapai sudut 0° - 90° pada lutut dan -20° - 40° pada *ankle*, serta dapat mengangkat kaki pasien dengan berat badan 73 kg. *actuator* yang digunakan pada penelitian tersebut yaitu motor power window yang penggerakannya menggunakan *motor DC* dengan torsi sebesar 3.000 N.mm untuk mencapai torsi yang diinginkan sebesar 31.757 N.mm maka diperlukan adanya reduksi sebesar 10 kali. Reduksi ini menggunakan *gear-gear* yang terbuat dari *filament 3D print*, penggunaan *gear* dengan *filament 3D print* tidak disarankan karena kekuatan dari hasil *3D print* yang sangat rendah. Alat rehabilitasi kaki tersebut memiliki bobot 7,32 kg yang terdiri dari gearbox atas, gearbox bawah, frame dan kompartement (Abror, 2021)

Tabel 2.1 Tinjauan Pustaka

Tahun	Peneliti	Judul	Ringkasan
2011	Inaki Díaz, Jorge Juan Gil, dan Emilio Sánchez	Lower-limb robotic rehabilitation: literature review and challenges.	Terdapat beberapa jenis <i>lower limb robot rehabilitation</i> salah satunya <i>stationary</i> . Jenis tersebut sangat efektif digunakan untuk membantu memulihkan otot dan sendi.
2013	Poli, P., Morone, G., Rosati, G., & Masiero, S.	Robotic technologies and rehabilitation: new tools for stroke patients' therapy	Penelitian robot rehabilitasi semakin meningkat. Penelitian tersebut terbagi menjadi dua yaitu <i>upper limb robotic system</i> dan <i>lower limb robotic sistem</i>
2015	Aguilar-Sierra, H., Yu, W., Salazar, S., & Lopez, R.	Design and control of hybrid actuation lower limb exoskeleton	<i>Actuator</i> yang digunakan untuk robot rehabilitasi tungkai bawah menggunakan <i>motor DC</i> dengan <i>harmonic drive</i> dan <i>PAM</i> .
2016	Zhang, F., Hou, Z. G., Cheng, L., Wang, W., Chen, Y., Hu, J., ... & Wang, H.	iLeg—a lower limb rehabilitation robot: a proof of concept	<i>iLeg</i> menggunakan metode rehabilitasi secara duduk atau berbaring. Dilengkapi dengan sabuk penggerak untuk mentransmisikan daya.
2021	Muhammad Faisal Abror	Desain, Simulasi, Dan Pembuatan Model alat Rehabilitasi Kaki Dengan Dua Derajat Kebebasan	Model alat rehabilitasi sudah dapat mengangkat kaki subjek dengan berat badan 73 kg

2.2 Dasar Teori

Dasar teori diperlukan sebagai dasar perancangan ini. dasar teori berisikan beberapa hal yang akan diterapkan pada perancangan ini.

2.2.1 Antropometri

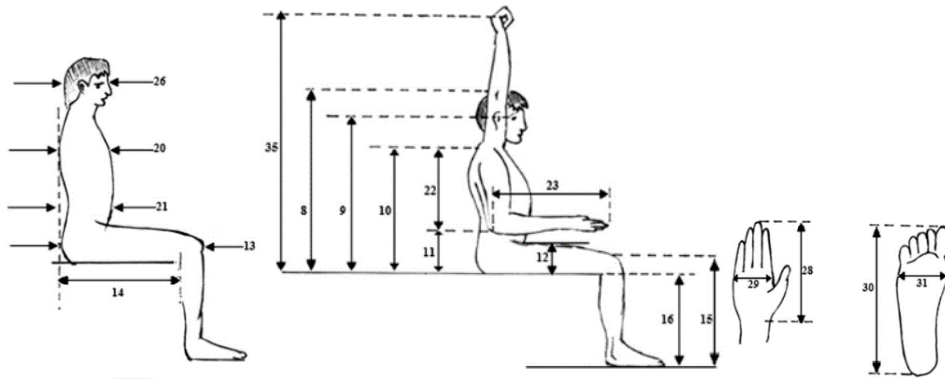
Antropometri merupakan kata yang berasal dari bahasa latin yang terdiri dari ‘anthropus’ yang memiliki makna manusia dan kata ‘merton’ yang bermakna pengukuran. Jika kedua kata tersebut digabungkan, maka makna dari kata antropometri adalah pengukuran tubuh manusia. (Bridger, 2009).

Perancangan suatu alat juga dilakukan oleh manusia, maka dalam merancang alat yang digunakan oleh manusia harus memiliki factor-faktor manusia, karena kegagalan kerja suatu alat yang terjadi disebabkan oleh rancangan alat yang tidak memiliki kompatibilitas dengan manusia yang memakainya. Maka dalam merancang sebuah alat perlu disesuaikan dengan antropometri penggunaannya.

Berdasarkan data pengukuran antropometri penduduk Indonesia untuk perancangan alat ini yaitu hanya bagian paha hingga telapak kaki, didapatkan hasil sebagai berikut (Chuan et al., 2010)

Tabel 2.2 Antropometri orang asia (Chuan et al., 2010)

Dimension	Male citizens				Male Chinese				Female citizens				Female Chinese			
	5th	50th	95th	SD	5th	50th	95th	SD	5th	50th	95th	SD	5th	50th	95th	SD
1. Stature	162	172	183	6.23	165	171	180	4.81	150	159	169	5.76	151	159	166	5.06
2. Eye height	151	160	172	6.3	153	160	169	5.08	139	148	158	6.12	137	146	158	6.73
3. Shoulder height	134	143	155	6.41	134	143	151	5.05	123	132	141	5.91	123	132	139	5.43
4. Elbow height	99	107	114	5.12	99	106	112	4.29	91	99	108	6.4	92	98	107	5.35
5. Hip height	83	95	105	6.76	81	94	103	6.48	78	88	97	5.91	79	90	96	5.68
6. Knuckle height	68	75	82	4.75	69	74	80	5.13	63	70	78	4.37	64	69	77	3.89
7. Fingertip height	58	64	71	4.82	59	64	70	5.13	54	60	65	3.67	53	60	68	3.99
8. Sitting height	80	89	96	5.24	85	90	96	6.55	78	83	90	4.7	79	84	88	2.97
9. Sitting eye height	69	76	84	4.58	72	78	85	6.54	67	73	80	5.83	68	72	79	3.64
10. Sitting shoulder height	52	59	67	6.27	55	61	72	7.15	51	56	63	4.94	52	57	64	3.67
11. Sitting elbow height	19	24	30	4.74	19	25	31	7.13	19	25	32	5.19	21	24	30	3.24
12. Thigh thickness	12	16	22	3.59	13	16	20	2.76	11	15	19	3.22	12	15	19	2.81
13. Buttock-knee length	48	56	64	4.89	49	57	64	4.83	45	53	60	4.81	48	53	60	4.06
14. Buttock-popliteal length	40	46	54	4.82	38	47	56	5.36	37	43	51	4.21	39	44	52	3.97
15. Knee height	46	54	62	5.21	44	53	61	5.65	43	50	60	5.27	42	49	60	5.38
16. Popliteal height	38	44	49	3.78	36	44	50	5.36	38	44	50	3.92	36	43	47	3.85
17. Shoulder breadth (bideltoid)	36	45	52	4.66	38	45	50	4.6	37	43	53	5.43	40	44	53	4.97
18. Shoulder breadth (biacromial)	31	37	43	3.61	33	38	44	3.83	33	38	44	3.56	34	38	44	3.18
19. Hip breadth	28	35	43	4.41	30	35	44	4.09	29	35	45	7.22	30	34	42	4.21
20. Chest (bust) depth	16	21	27	3.5	17	22	27	4.02	17	21	28	3.38	19	23	28	3.61
21. Abdominal depth	15	21	29	4.46	15	21	30	5.19	14	18	25	3.44	15	20	26	3.93
22. Shoulder-elbow length	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA	NA
23. Elbow-fingertip length	42	47	56	4.55	41	46	53	4.27	37	43	50	4.27	37	42	47	3.72
24. Upper limb length	68	76	84	6.39	68	75	85	5.06	62	70	77	4.69	64	68	74	3.92
25. Shoulder-grip length	56	65	73	6.29	59	66	74	5.13	54	60	68	4.3	54	60	68	4.64
26. Head length	17	20	24	2.21	17	20	24	2.58	15	18	22	3.95	15	19	22	2.13
27. Head breadth	15	18	22	2.06	15	18	21	1.89	14	17	21	2.48	14	18	21	2.11
28. Hand length	17	19	22	1.64	15	19	22	2.42	16	18	20	1.72	17	18	20	2.16
29. Hand breadth	7	9	11	1.09	8	9	11	0.89	6	8	10	4.85	6	8	9	0.73
30. Foot length	22	25	29	2.58	11	25	28	4.43	21	23	26	2.63	21	23	26	2.3
31. Foot breadth	8	10	12	3.96	8	10	12	1.16	7	9	11	2.2	7	9	10	1.08
32. Span	158	172	186	8.5	155	171	182	8.73	146	156	170	7.61	150	159	168	6.52
33. Elbow span	78	86	96	5.97	79	87	94	4.36	73	79	89	5.38	73	81	88	4.53
34. Vertical grip reach (standing)	192	206	221	10.54	197	206	222	7.74	174	186	204	9.1	176	189	202	8.07
35. Vertical grip reach (sitting)	112	122	136	7.9	116	123	130	5.18	101	113	124	7.2	106	115	128	10.25
36. Forward grip reach	64	73	81	5.89	66	74	81	4.7	61	67	76	4.39	60	67	74	4.76
37. Body weight (kg)	50	63	89.25	13.19	53.05	63	93.45	13.35	39.80	53	80	11.68	41.90	55	70.40	9.49



Gambar 2.5 Antropometri (Chuan et al., 2010)

Alat rehabilitasi yang akan dirancang harus dapat memenuhi ukuran rata – rata orang asia. Sehingga pada perancangan, acuan dimensi yang digunakan yaitu p50 *Male citizen* pada Tabel 2.2.

Selain mengetahui antropometri orang asia maka diperlukan juga untuk mengetahui distribusi berat setiap anggota tubuh. Pembagian proporsi untuk bagian paha hingga telapak kaki didapatkan hasil sebagai berikut (Bruno et al., 2016).

Tabel 2.3 Distribusi massa bagian tubuh (Bruno et al., 2016)

Body Segment	Relative Mass	Individual Member Mass (kg)	Combined Mass (kg)
Head and neck	8.1%	12.6	12.6
Arm	5.6%	4.3	8.7
Forearm	3.2%	2.5	5
Hand	1.2%	0.9	1.9
Thorax	21.6%	33.5	33.5
Abdomen	13.9%	21.5	21.5
Pelvis	14.2%	22	22
Thigh	20%	15.5	31
Leg	9.3%	7.2	14.4
Foot	2.9%	2.2	4.5
Total mass:			155

2.2.2 Elemen Mesin

A. Tegangan Normal

Tegangan normal adalah tegangan yang terjadi karena arah gaya tegak lurus terhadap permukaan yang berlawanan. Tegangan normal mengakibatkan terbentuknya dua tegangan yang dipengaruhi arah gaya yang bekerja, yaitu tegangan tarik dan tekan. Apabila gaya dari luar dapat terdistribusi secara merata pada keseluruhan luas penampang maka tegangan dapat ditemukan dengan

menggunakan rumus tegangan normal (Mott, 2004). Rumus tegangan normal dapat dilihat sebagai berikut:

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (1)$$

B. Tegangan Geser

Tegangan geser akan timbul ketika terkena gaya yang memotong material yang dikenai beban. Dapat dikatakan apabila gaya yang bekerja sejajar dengan luas permukaan. Perhitungan tegangan geser serupa dengan tegangan normal karena gaya yang diberikan diasumsikan merata pada penampang (Mott, 2004). Maka rumus untuk tegangan geser dapat dituliskan:

$$\sigma_{geser} = \frac{F}{A} \quad (2)$$

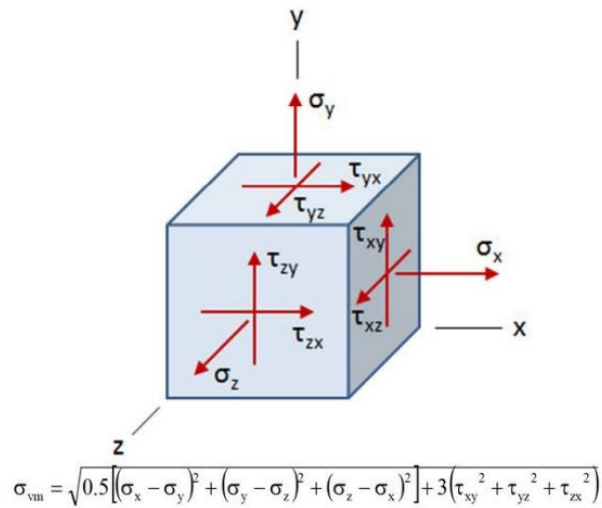
C. Momen Gaya

Penyebab berputarnya suatu benda terjadi karena adanya momen gaya atau biasa disebut torsi. Momen gaya adalah besarnya gaya yang bekerja untuk mengakibatkan terjadinya rotasi pada suatu benda. Besarnya torsi bergantung pada gaya dan jarak antar sumbu putar dengan letak gaya (Alfianti, 2016). Sehingga torsi dapat dirumuskan sebagai berikut:

$$\tau = F \cdot r \cdot \sin \theta \quad (3)$$

D. Von Mises Theory

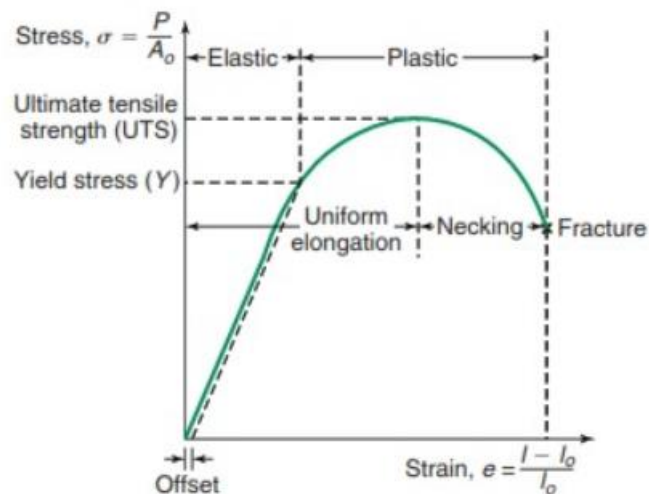
Von mises adalah penggabungan atau hasil dari semua tegangan yang terjadi. Tegangan tersebut diturunkan dari hasil tegangan normal yang terjadi (Antartika et al., 2020). *Von Mises Theory* juga disebut sebagai teori kegagalan. Teori tersebut memaparkan bahwa luluh pada suatu jenis material akan terjadi apabila tegangan *octahedral* maksimum melebihi limit yang telah diketahui (Sutikno, 2011). Limit dari perancangan menggunakan *yield strength* dari masing masing material yang digunakan.



Gambar 2.6 Von Mises dinyatakan dengan enam komponen tegangan (Patel et al., 2019)

E. Kekuatan Material

Salah satu sifat yang dimiliki oleh setiap material yaitu kekuatan. Kekuatan material dapat diperoleh melalui pengujian salah satunya pengujian tarik. Pengujian Tarik menghasilkan suatu kurva yang disebut kurva uji Tarik. Pengujian tarik dapat menggambarkan suatu fenomena kegagalan material akibat dari adanya pembebanan (Sonawan, 2010).



Gambar 2.7 Tegangan dan regangan (Aeroengineering,2022)

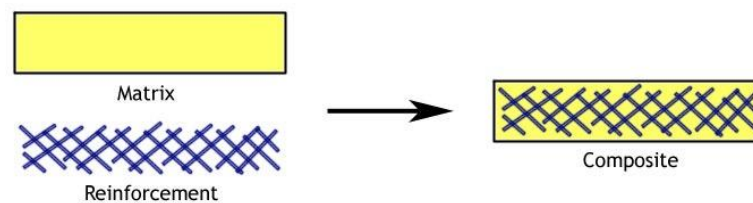
Proses pengujian tarik juga merupakan proses deformasi atau perubahan bentuk. Pada Gambar 2.7 kurva linear menunjukkan bahwa deformasi yang terjadi merupakan deformasi elastis yang merupakan perubahan sementara, sedangkan

dalam kurva tidak linear menunjukkan bahwa deformasi yang terjadi adalah deformasi plastis yang merupakan perubahan bentuk secara permanen. Deformasi boleh terjadi pada sebuah perancangan, akan tetapi deformasi dibatasi hanya pada deformasi elastis (Sonawan, 2010).

2.2.3 Komposit

Komposit adalah suatu jenis bahan baru hasil rekayasa yang terdiri dari dua atau lebih bahan dimana sifat masing-masing bahan berbeda satu sama lainnya baik itu sifat kimia maupun fisiknya dan tetap terpisah dalam hasil akhir bahan tersebut (bahan komposit). Tujuan dari dibentuknya komposit yaitu sebagai berikut (Nayiroh, 2013):

- Memperbaiki sifat mekanik dan/atau sifat spesifik tertentu
- Mempermudah design yang sulit pada manufaktur
- Keleluasaan dalam bentuk/design yang dapat menghemat biaya
- Menjadikan bahan lebih ringan



Gambar 2.8 Komposit (Ruzuqi, 2020)

Komposit umumnya terdiri dari 2 fasa yaitu matriks dan fiber. Matriks adalah fasa dalam komposit yang mempunyai bagian atau fraksi volume terbesar (dominan). Sedangkan *fiber* merupakan Salah satu bagian utama dari komposit adalah *reinforcement* (penguat) yang berfungsi sebagai penanggung beban utama pada komposit (Nayiroh, 2013).

Tabel 2.4 Hasil pengujian komposit (Yazdanie & Mahood, 1985)

Group	Time (minutes-seconds)	Load (kg)	Deflection (mm)	Modulus of elasticity	
				kg/mm ²	N/mm ²
Unfilled	3.30	4	1.09	358	3521
1 Mat	3.30	4	2.22	472	4630
1 Strand	2.30	3	1.76	465	4562
2 Mat	8.30	9	1.02	695	1818
2 Strand	3.30	4	1.10	791	7760
3 Mat	4.30	5	1.48	499	4895
3 Strand	3.30	4	0.80	823	8073
4 Mat	8.30	9	0.77	1087	10663
4 Strand	3.30	4	0.49	1609	15785
5 Mat	11.30	12	0.71	1513	14842
5 Strand	4.30	5	0.40	2213	21709

Hasil dari Tabel 2.4 menunjukkan kekuatan hasil dari sebuah komposit. Jika dibandingkan antara matriks saja dengan matriks yang diisi dengan penguat maka kekuatan matriks yang diisi dengan penguat lebih kuat daripada matriks saja. Sehingga dengan penggunaan metode komposit dapat memperkuat suatu material (Yazdanie & Mahood, 1985).

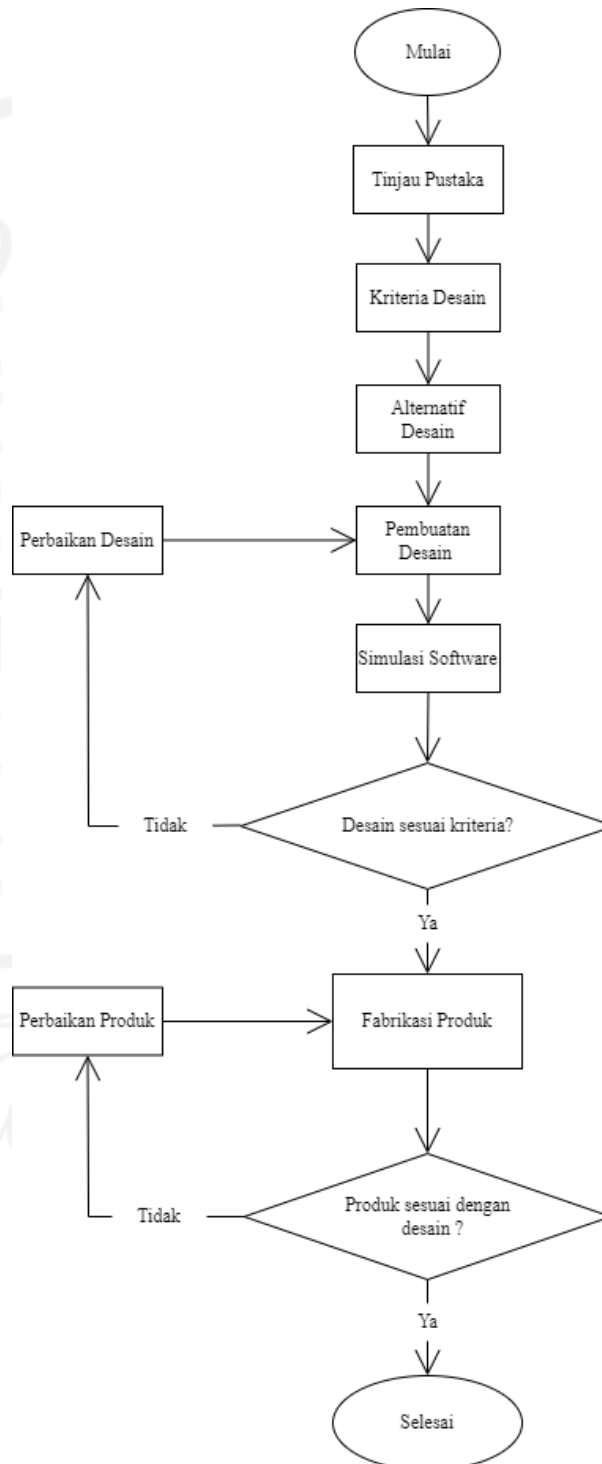
2.2.4 Carbon Fiber

Carbon fiber atau serat karbon merupakan salah satu material yang sering digunakan untuk penguat komposit. Penguat *carbon fiber* sering digunakan dibidang dirgantara. Penggunaan *carbon fiber* sebagai penguat komposit memiliki beberapa keunggulan yaitu biaya pembuatan lebih jadi lebih rendah, massa jenis lebih ringan dari serat kaca atau *fiberglass* dan kekuatan tarik dan tekan yang tinggi. Selain itu kerugian menggunakan *carbon fiber* antara lain ketahanan benturan yang rendah dan konduktivitas yang tinggi. *Carbon fiber* mempunyai nilai *modulus young* sebesar 276 GPa, *tensile strength* 5413 MPa dan massa jenis 1,7 gr/cm³ (Gibson, 1994).

BAB 3

METODE PENELITIAN

3.1 Alur Penelitian



Gambar 3.1 Alur penelitian

3.1.1 Tinjau Pustaka

Langkah awal yang dilakukan pada penelitian ini yaitu tinjau pustaka. Dilakukan tinjau Pustaka ini untuk mengetahui penelitian-penelitian yang sudah ada sebelumnya, sehingga dapat dijadikan sebagai patokan atau dasar dari penelitian dan perancangan yang dilakukan. Tinjau Pustaka ini bersumber dari berbagai literatur yang berupa artikel, jurnal ilmiah dan buku elektronik. Selain meninjau tentang penelitian alat sebelumnya ada juga antropometri orang Indonesia yang digunakan sebagai dasar dalam melakukan perancangan

3.1.2 Kriteria Desain

Setelah melakukan tinjau pustaka selanjutnya menentukan kriteria desain yang digunakan. Kriteria desain ditentukan dari penelitian-penelitian terdahulu. Dengan dibuatnya kriteria desain maka dapat dijadikan sebagai acuan bahwa perancangan berhasil atau tidak.

3.1.3 Alternatif Desain

Setelah mengetahui kriteria desain dari alat yang akan dirancang, langkah selanjutnya itu membuat beberapa alternatif desain. Dari banyak alternatif desain nantinya akan dipilih salah satu yang memenuhi kriteria desain.

3.1.4 Pembuatan Desain

Langkah berikutnya setelah memilih alternatif desain yaitu pembuatan desain, pembuatan desain ini menggunakan *software 3D* desain sehingga terlihat rancangan alatnya.

3.1.5 Simulasi

Setelah dilakukan desain langkah selanjutnya yaitu simulasi desain 3D yang telah dibuat. Simulasi yang dilakukan yaitu simulasi kekuatan dan massa alat. Simulasi dilakukan untuk mengetahui kemampuan dari perancangan sebelum dilakukan proses manufaktur.

3.1.6 Pembuatan Alat

Tahapan terakhir dari sebuah perancangan yaitu pembuatan alat. Pembuatan alat dilakukan untuk mewujudkan perancangan pada tahap sebelumnya dengan memperhatikan segi kekuatan dan jenis material yang akan digunakan

3.2 Peralatan dan Bahan

Untuk menyelesaikan perancangan ini diperlukan alat untuk menunjang dan bahan untuk membuat perancangan ini, alat dan bahan yang digunakan sebagai berikut.

3.2.1 Alat

Pada tahap pembuatan perancangan ini diperlukan perangkat keras dan perangkat lunak.

3.2.1.1 Hardware

Pada perancangan ini perangkat keras yang digunakan adalah komputer, *3D Print, Plasma Cutting, Single Bore, Hand Tap, Hand Bore, Mini Grinder, Vacuum Bag*, dan alat perkakas lainnya.

3.2.1.2 Software

Perangkat lunak yang digunakan dalam mengerjakan perancangan ini yaitu *Solidworks 2020, Ultimaker Cura* dan *RD Works*.

3.2.2 Bahan

Bahan yang digunakan untuk membuat perancangan ini yaitu *Filament PLA+*, Plat aluminium 5 mm, komposit *carbon fiber*, spons, mur dan baut.

3.3 Perancangan

Bab perancangan akan menjabarkan tahap-tahap dari perancangan yaitu menentukan kriteria desain, menentukan antropometri dan menentukan motor yang akan digunakan.

3.3.1 Kriteria Desain

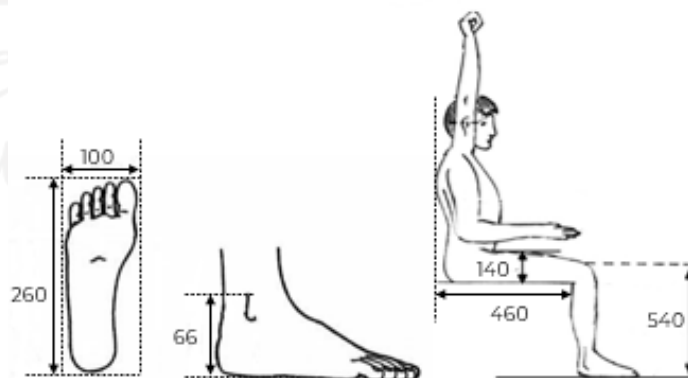
Kriteria desain digunakan untuk memenuhi tujuan dari penelitian tersebut. Selain itu kriteria desain juga digunakan sebagai panduan dalam merancang sebuah alat. Kriteria desain sebagai berikut:

Tabel 3.1 Kriteria desain

Kriteria	Deskripsi
Kuat	Mampu menahan berat kaki dengan rata-rata berat badan penduduk Indonesia 70kg.
Nyaman	Dimensi alat dapat menyesuaikan antropometri orang Indonesia.
Ringan	Alat memiliki massa dibawah 4kg.
<i>Segmented</i>	Dapat dipisah menjadi dua bagian yaitu lutut dan <i>ankle</i>

3.3.2 Rancangan Dimensi Produk

Rancangan desain produk diawali dengan menentukan dimensi yang akan digunakan dari antropometri kaki orang Indonesia.



Gambar 3.2 Antropometri bagian paha, betis dan ankle (Chuan et. al., 2010)

Setelah mengetahui antropometri kaki pada Gambar 3.2 tersebut maka dapat ditentukan panjang rangka paha, rangka betis dan rangka telapak kaki.

Panjang frame paha tidak mengambil angka 460 mm karena angka tersebut didapatkan dari ujung lutut ke pangkal paha bagian belakang, maka untuk panjang rangka paha menjadi di sekitar 250 mm dengan lebar 140 mm. kemudian untuk panjang dari frame betis pengukuran digunakan dari ujung lutut ke ujung mata kaki sehingga didapatkan untuk rangka betis memiliki rentang panjang dari 440 mm sampai 510 mm diukur dari lutut dengan lebar 100 mm. Bagian rangka telapak kaki memiliki panjang di angka 260 mm, lebar 100 mm dan tinggi 70 mm agar dapat tersambung dengan rangka bagian *ankle*.

Tabel 3.2 Perkiraan dimensi alat

Dimensi	Lebar paha	Lebar betis	Panjang paha	Panjang betis
<i>Minimum (mm)</i>	120	80	250	440
<i>Maximum (mm)</i>	140	100	250	510

Setelah mengetahui panjang dari masing-masing bagian maka untuk menentukan beban yang akan diberikan kepada alat perlu mengetahui distribusi beban dari betis hingga telapak kaki.

Tabel 3.3 Proporsi berat bagian tubuh

Bagian-bagian tubuh	Massa (kg)	Massa per satuan bagian (kg)
Tubuh	70	
Betis	6,51	3,26
Kaki	2,03	1,02
Total	8,54	4,27

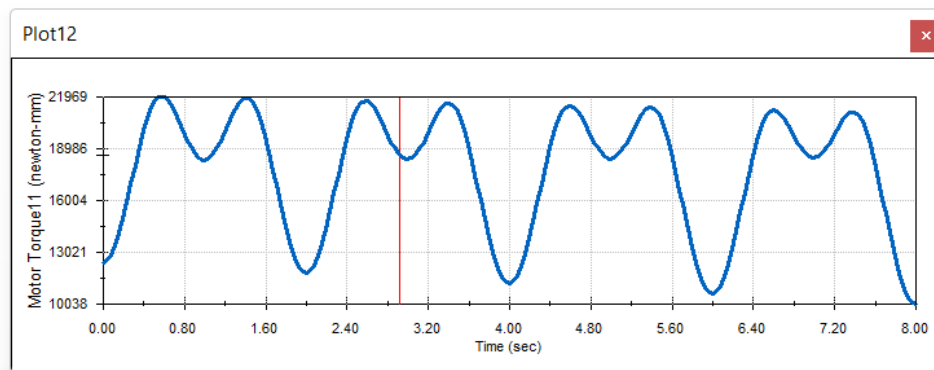
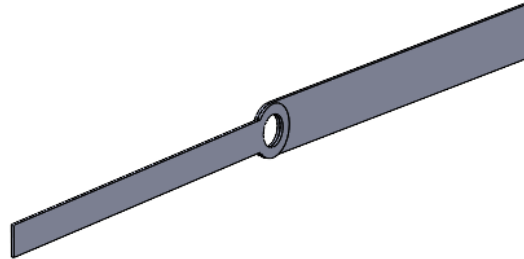
Sesuai Tabel 3.3 beban yang akan ditopang alat sebesar 4,27 kg dari total berat betis dan berat kaki. Kemudian dikarenakan terdapat alat yang terpasang pada kaki bagian bawah maka perlu menambahkan massa alat untuk menentukan torsi yang dibutuhkan. Asumsi massa alat bagian bawah yaitu 600 gr. Jadi untuk total beban yang digunakan seberat.

$$\text{Massa Total} = \text{Massa Betis} + \text{Massa Kaki} + \text{Massa Alat}$$

$$\text{Massa Total} = 3,26 \text{ kg} + 1,02 \text{ kg} + 0,6 \text{ kg}$$

$$\text{Massa Total} = 4,87 \text{ kg}$$

Setelah mengetahui beban yang akan ditopang maka untuk menentukan motor yang akan digunakan pada lutut perlu mengetahui torsi untuk mengangkat beban 4,87 kg.



Gambar 3.3 Grafik torsi pada lutut

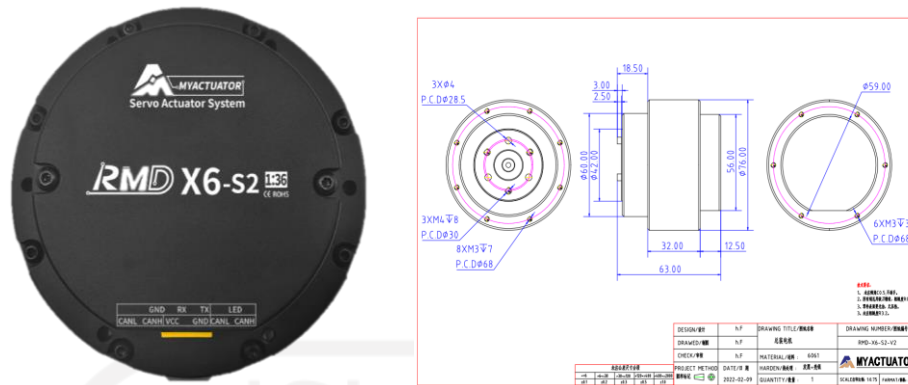
Hasil simulasi melalui *software* pada Gambar 3.3 tersebut, torsi yang didapatkan untuk menggerakkan beban 4,87 kg yaitu perlu 21969 N.mm. Untuk memvalidasi hasil simulasi momen menggunakan *software* maka dilakukan perhitungan momen secara manual. Hasil validasi dapat dilihat pada perhitungan berikut:

$$\tau = r \times F$$

$$\tau = 400 \text{ mm} \times 47,73 \text{ N}$$

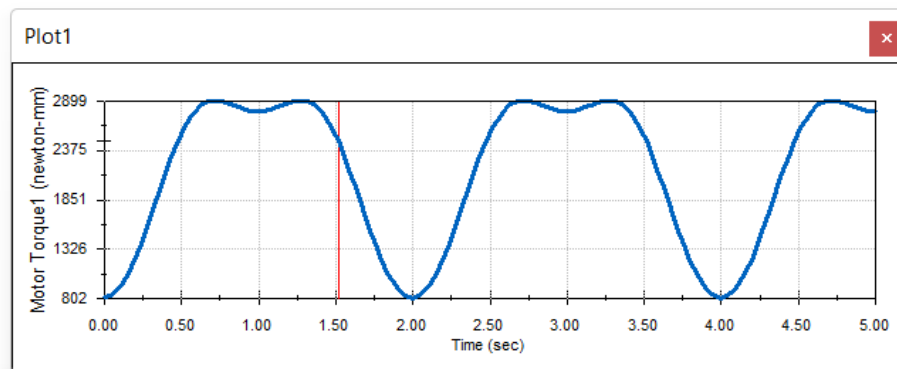
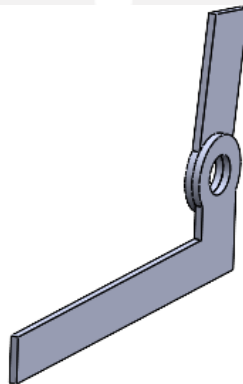
$$\tau = 19.099 \text{ N.mm}$$

Sehingga *motor servo* yang kuat untuk menangani torsi tersebut yaitu *Servo Motor RMD X6 S2*. Alasan dari penggunaan motor tersebut yaitu *servo motor RMD* memiliki torsi nominal sebesar 18 N.m. Besar torsi tersebut mendekati nilai dari torsi yang dibutuhkan. Selain itu dimensi pada *actuator* tersebut lebih ringkas. Dimensi dari *servo motor RMD* dapat dilihat pada Gambar 3.4.



Gambar 3.4 Dimensi motor RMD x6-s2

Setelah mengetahui torsi yang dibutuhkan untuk motor bagian lutut selanjutnya mengetahui kebutuhan torsi pada motor bagian *ankle*. Untuk motor bagian *ankle* harus dapat mengangkat kaki seberat 1,02kg.



Gambar 3.5 Grafik torsi pada *ankle*

Hasil simulasi melalui *software* pada Gambar 3.5 menunjukkan torsi yang didapatkan untuk menggerakkan beban 1,02 kg yaitu perlu 2899 N.mm. Untuk memvalidasi hasil simulasi momen menggunakan *software* maka

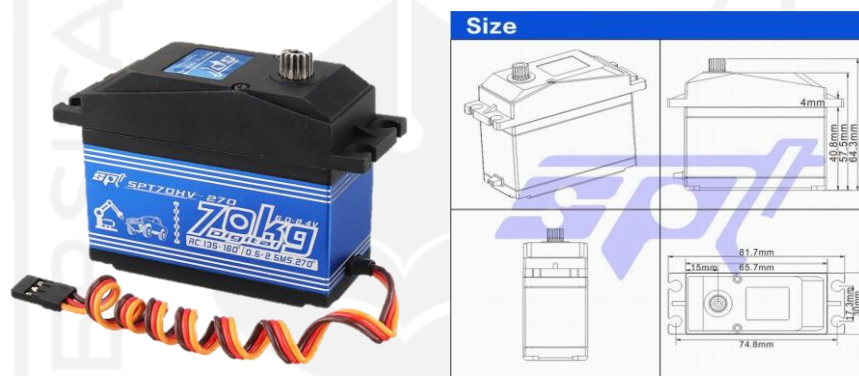
dilakukan perhitungan momen secara manual. Hasil validasi dapat dilihat pada perhitungan berikut:

$$\tau = r \times F$$

$$\tau = 260 \text{ mm} \times 10 \text{ N}$$

$$\tau = 2.600 \text{ N.mm}$$

sehingga *motor servo* yang dapat menangani torsi tersebut yaitu *servo SPT70HV*. Pemilihan *servo* ini dikarenakan *servo SPT70HV* memiliki torsi sebesar 6,8 N.m. Dimensi dari *servo SPT70HV* dapat dilihat pada Gambar 3.6.



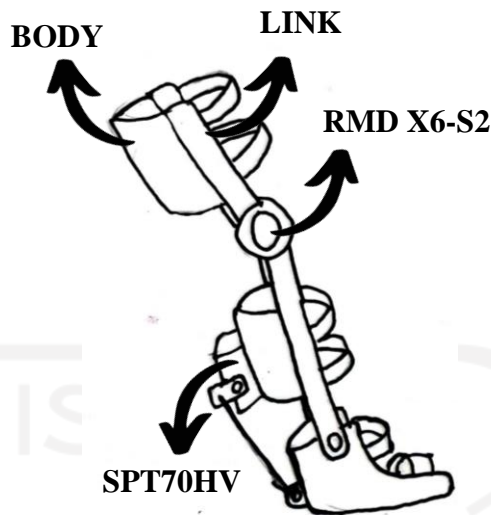
Gambar 3.6 Dimensi *servo SPT70HV*

3.4 Konsep Rancangan Alat Rehabilitasi

Bab desain berisikan tentang apa saja alternatif desain dan bagaimana cara memilih desain dari alternatif desain yang telah dibuat, kemudian dimensi dari setiap part yang dibuat dan simulasi massa serta simulasi tegangan pada alat.

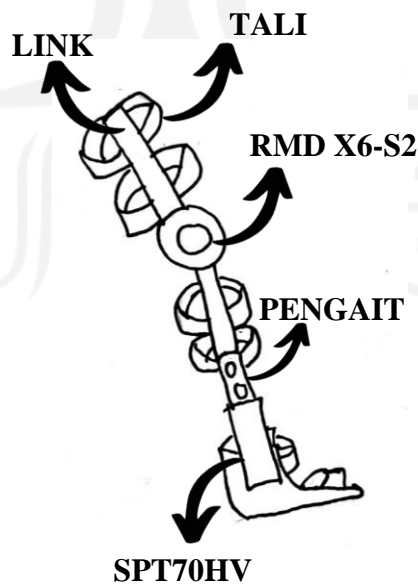
3.4.1 Alternatif Desain

Setelah mengetahui rancangan dimensi produk, beban yang akan ditopang dan motor yang akan digunakan maka selanjutnya pembuatan alternatif desain. Alternatif desain terdiri dari tiga buah desain. Salah satu dari ketiga desain tersebut dipilih yang memenuhi semua kriteria pada kriteria desain yang telah ditentukan.



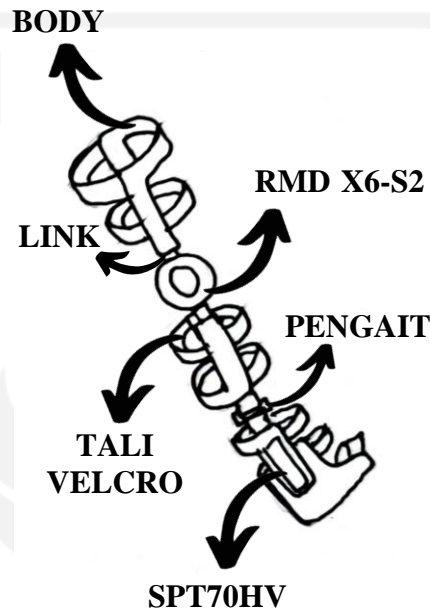
Gambar 3.7 Alternatif desain 1

Hasil pembuatan alternatif desain dapat dilihat pada Gambar 3.7. Alternatif desain 1 memiliki konstruksi yang kokoh dikarenakan rangkanya mengelilingi bagian belakang paha dan betis. Akan tetapi, dengan menggunakan rangka seperti itu dapat menambah massa pada alat secara signifikan. Kekurangan lainnya pada alternatif desain 1 yaitu panjang dari rangka betis tidak dapat di atur panjang pendeknya dikarenakan letak *motor servo* bagian *ankle* terdapat rangka yang *fix* sehingga tidak dapat menyesuaikan antropometri penggunaanya.



Gambar 3.8 Alternatif desain 2

Desain dari alternatif desain 2 dapat dilihat pada Gambar 3.8. Alternatif desain 2 tidak menggunakan rangka plastik dikarenakan hanya menggunakan rangka pada satu sisi saja dan ditambahkan perekat untuk menyelimuti paha dan betis, dengan menggunakan cara tersebut massa alat akan cenderung lebih ringan dan ukuran alat dapat menyesuaikan dengan kaki penggunaannya. Akan tetapi, dengan menggunakan rangka tersebut konstruksi yang dihasilkan tidak kokoh.



Gambar 3.9 Alternatif desain 3

Gambar 3.9 menunjukkan gambar dari alternatif desain 3. Alternatif desain 3 penggunaan rangka hanya dibagian yang sekiranya fatal untuk mengurangi bobot dan tidak mengurangi kekuatan alatnya, dan pada bagian betis diberikan penghubung dengan bagian *ankle* supaya dapat dipisah dan dapat diatur panjang pendeknya sehingga dimensi dapat menyesuaikan dengan kaki penggunaannya.

3.4.2 Pemilihan Alternatif Desain

Pemilihan dilakukan untuk menentukan desain yang akan dilakukan perancangan. Pemilihan desain dilakukan dengan membandingkan kelebihan dan kekurangan dari ketiga kriteria desain yang sudah disebutkan. Kelebihan dan kekurangan dari ketiga desain dapat dilihat pada Tabel 3.4.

Tabel 3.4 Kelebihan dan kekurangan setiap alternatif desain

Alternatif desain	Kelebihan	Kekurangan
Alternatif desain 1	Konstruksi rangka kokoh	Massa alat menjadi berat, dimensi alat tetap dan proses manufaktur rumit
Alternatif desain 2	Ringan, dimensi dapat menyesuaikan pengguna, bagian <i>ankle</i> dapat dilepas dan proses manufaktur tidak rumit	Konstruksi rangka tidak kokoh
Alternatif desain 3	Massa alat lebih ringan dari alternatif desain 1 tetapi lebih berat dari alternatif desain 2, konstruksi rangka lebih kokoh dari alternatif desain 2 sama kuatnya dengan alternatif desain 1, dimensi dapat menyesuaikan pengguna dan bagian <i>ankle</i> dapat dilepas	Proses manufaktur lebih kompleks namun masih dalam tahap yang wajar

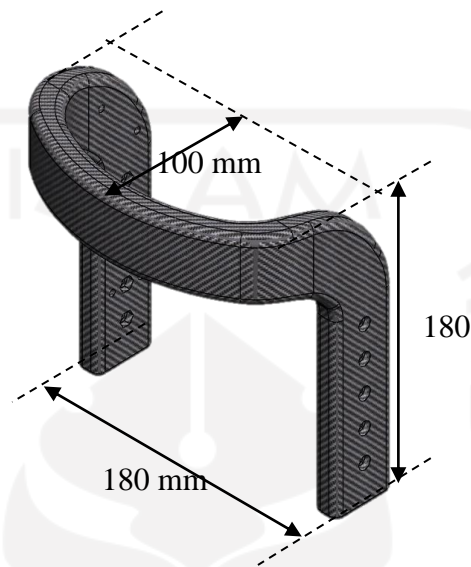
Tabel 3.4 menjelaskan perbandingan kelebihan dan kekurangan dari tiga macam alternatif desain yang telah dibuat. Dari penjelasan masing masing alternatif desain tersebut, dapat diketahui alternatif desain yang mana yang dapat memenuhi semua kriteria dari kriteria desain yang telah ditentukan. tersebut maka dapat ditentukan dengan cara sebagai berikut:

Tabel 3.5 Checklist pemilihan alternatif desain

Tema	Alternatif	Alternatif	Alternatif
	1	2	3
Fit		✓	✓
Kuat	✓		✓
Ringan		✓	✓
Segmented			✓

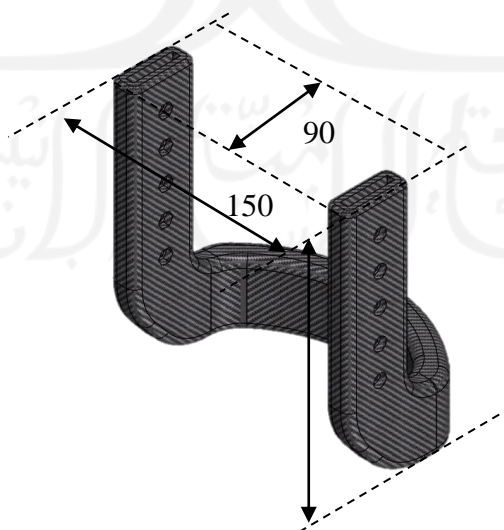
3.4.3 Desain alat

Berdasarkan proses pembuatannya, alat yang dirancang terbagi menjadi tiga rancang desain yaitu bagian rangka plastik, rangka aluminium dan bantalan.



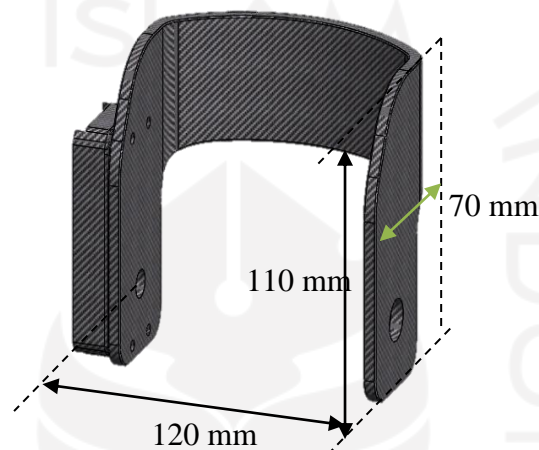
Gambar 3.10 Desain rangka plastik bagian paha

Desain rangka plastik bagian paha Gambar 3.10 memiliki dimensi lebar 180 mm, Panjang 180 mm dan tinggi 100 mm. Terdapat 5 lubang setiap sisi dengan diameter 5 yang berguna sebagai jalur baut M5 yang digunakan untuk menyambung setiap bagian. Bagian tersebut dibuat menggunakan *3D print* dengan menggunakan *filament* berjenis *PLA*.



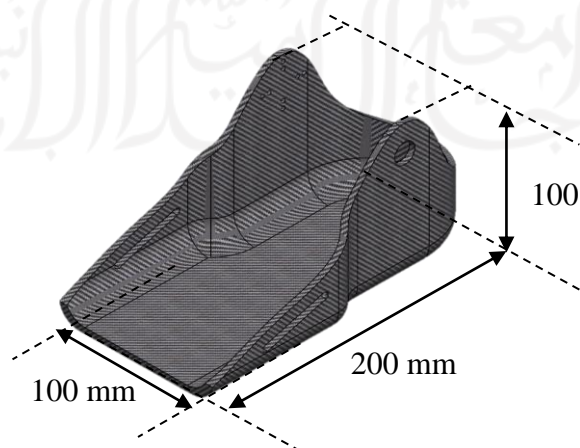
Gambar 3.11 Desain rangka plastik bagian betis

Desain rangka plastik bagian betis Gambar 3.11 memiliki dimensi lebar 150 mm, Panjang 160 mm dan tinggi 90 mm. Terdapat 5 lubang setiap sisi dengan diameter 5 yang berguna sebagai jalur baut m5 yang digunakan untuk menyambung setiap bagian. Selain itu terdapat lubang berbentuk persegi panjang yang digunakan sebagai jalur masuknya link penghubung. Bagian tersebut dibuat menggunakan *3D print* dengan menggunakan *filament* berjenis *PLA*.



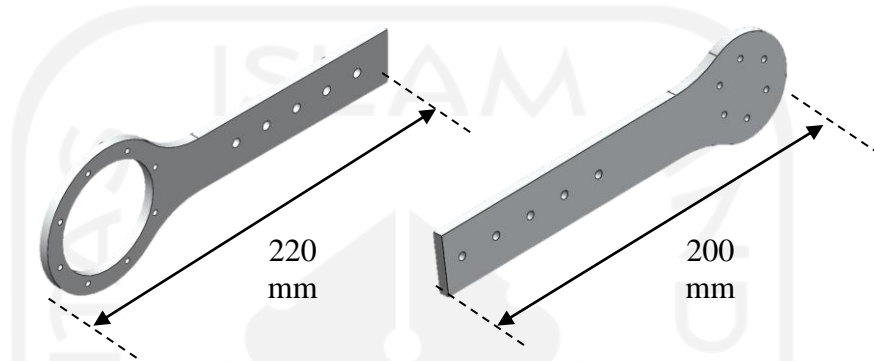
Gambar 3.12 Desain rangka plastik bagian *ankle*

Desain rangka plastik bagian *ankle* memiliki dimensi lebar 120 mm, Panjang 110 mm dan tinggi 70 mm. Pada bagian kiri desain terdapat lubang yang berfungsi sebagai tempat ball bearing dan pada bagian kanan desain terdapat tempat untuk *servo SPT70HV* yang digunakan sebagai motor pada ankle. Pada bagian ini dibuat menggunakan *3D print* dengan menggunakan filament berjenis *PLA*.



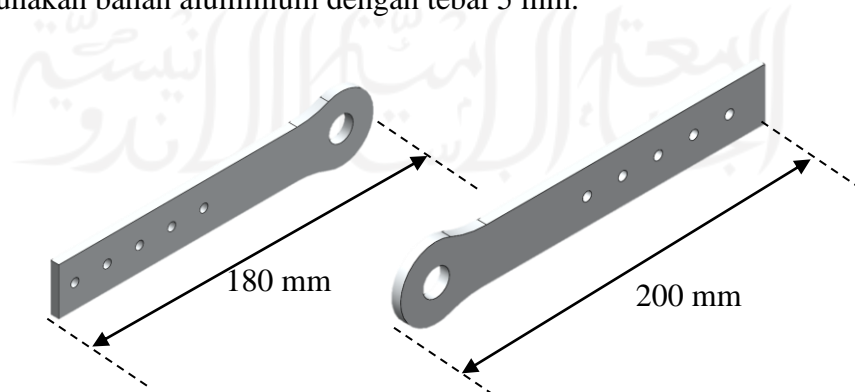
Gambar 3.13 Desain rangka plastik bagian kaki

Desain rangka plastik bagian kaki memiliki dimensi lebar 100 mm, Panjang 200 mm dan tinggi 100 mm. Pada bagian kiri desain terdapat lubang yang berfungsi sebagai jalur sumbu penghubung antara bagian ankle dengan bagian kaki dan pada bagian kanan desain terdapat lubang yang digunakan sebagai jalur baut untuk memasang pada arm servo yang digunakan. Pada bagian ini dibuat menggunakan *3D print* dengan menggunakan filament berjenis *PLA*.



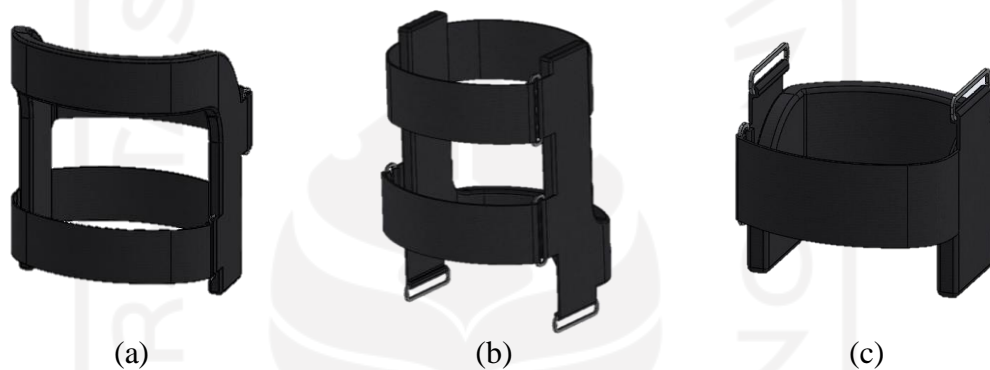
Gambar 3.14 Rangka aluminium bagian motor RMD

Rangka aluminium pada bagian *motor RMD x6 s2* dapat dilihat pada Gambar 3.14. Terdapat dua bagian yaitu bagian paha dan betis. Rangka aluminium bagian paha memiliki Panjang 220 mm dan terdapat beberapa lubang untuk jalur baut yang menyesuaikan dengan *body* dari *motor RMD*. Sedangkan, rangka aluminium bagian betis memiliki Panjang 200 mm dan terdapat beberapa lubang untuk jalur baut dan pengunci yang menyesuaikan dengan *driver* dari *motor RMD*. Pada bagian ini akan dibuat dengan metode *plasma cutting* menggunakan bahan aluminium dengan tebal 5 mm.



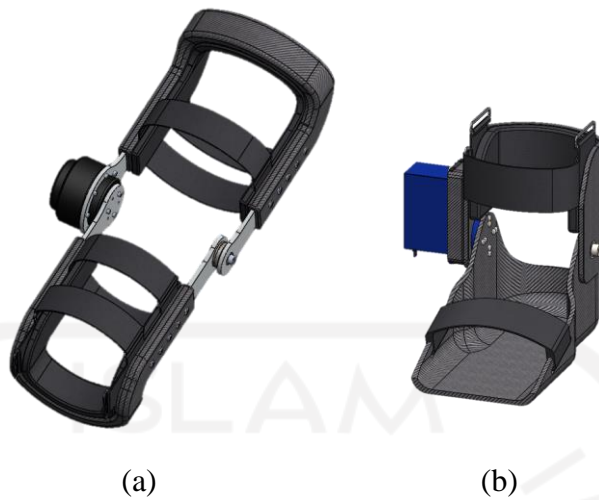
Gambar 3.15 Rangka aluminium bagian tanpa *motor RMD*

Rangka aluminium pada bagian yang tidak terdapat *motor RMD* dapat dilihat pada Gambar 3.15. Bagian tersebut terbagi menjadi dua bagian yaitu bagian paha dan betis. Rangka aluminium bagian paha memiliki Panjang 200 mm dan terdapat lubang besar yang digunakan sebagai tempat dari roller bearing. Sedangkan, rangka aluminium bagian betis memiliki Panjang 180 mm dan terdapat lubang besar yang digunakan sebagai tempat dari roller bearing. Pada bagian ini akan dibuat dengan metode *plasma cutting* menggunakan bahan aluminium dengan tebal 5 mm.



Gambar 3.16 (a) bantalan paha, (b) bantalan betis) dan (c) bantalan *ankle*

Desain selanjutnya yaitu desain bantalan yang dapat dilihat pada Gambar 3.16. Bantalan ini nantinya digunakan untuk menambah kenyamanan dan keamanan dari alat ini. Dimensi dari desain bantalan ini sama dengan dimensi pada body bagian paha, betis dan ankle. Bantalan ini menggunakan busa dengan tebal 10 mm yang dilengkapi dengan tali *Velcro* serta *buckle stainless* pada bagian betis dan *ankle* yang berguna untuk menghubungkan antara betis dan *ankle*. Pada bagian bantalan ini dibuat menggunakan kain *mesh* sehingga terdapat rongga rongga untuk sirkulasi udara. Proses pembuatan bagian bantalan ini menggunakan metode jahit dengan mesin jahit.



Gambar 3.17 a) Desain akhir bagian lutut dan b) Desain akhir bagian *ankle*

Desain akhir dari bagian lutut dan ankle dapat dilihat pada Gambar 3.17. Desain akhir tersebut dapat membentuk sebuah desain dengan *assembly* terpisah yaitu pada bagian lutut dan bagian *ankle*. Tujuan dari pemisahan antara lutut dan ankle yaitu mudah untuk disimpan, mudah untuk dibawa dan mudah dalam penggunaannya.



Gambar 3.18 Desain akhir perancangan

Desain akhir dalam perancangan yaitu menyatukan bagian lutut dan ankle. Desain akhir dapat dilihat pada Gambar 3.18 . Untuk menyatukan kedua bagian tersebut dapat menggunakan kain perekat atau *velcro* dua sisi. Dengan menggunakan kain tersebut Panjang alat yang dibutuhkan dapat secara fleksibel mengikuti panjang kaki penggunanya.

3.4.4 Parameter Simulasi

Bab ini menentukan parameter apa saja yang digunakan dalam melakukan simulasi massa dan von mises pada solidworks

Tabel 3.6 *material properties*

<i>Material</i>	<i>Yield Strength</i> (MPa)	<i>Tensile Strength</i> (MPa)	<i>Mass Density</i> (kg/m ³)
<i>Stainless Steel</i>	190	517	8
<i>Aluminium</i>	76	82	2,7
<i>PLA</i>	60	50	1,2

3.4.4.1 Simulasi Massa Alat

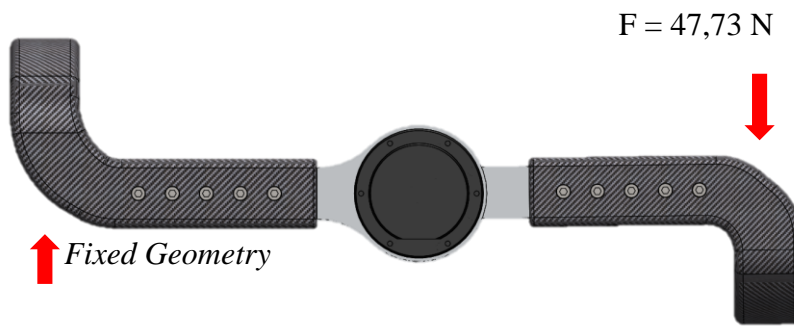
Simulasi massa menggunakan *software* Solidworks. Material properties yang digunakan pada simulasi menggunakan solidworks 2020 yaitu AISI 304, Alumunium 1060 dan PLA. Simulasi massa alat menggunakan assembly dari keseluruhan desain.

3.4.4.2 Simulasi Tegangan

Simulasi tegangan dilakukan menggunakan *software* Solidworks. Material properties yang digunakan pada simulasi ini yaitu alloy, stainless steel dan plastic abs. Simulasi tegangan dilakukan pada dua bagian yaitu bagian lutut yang terdiri dari paha dan betis dan pada bagian *ankle* yang terdiri dari bagian pergelangan kaki dan kaki.

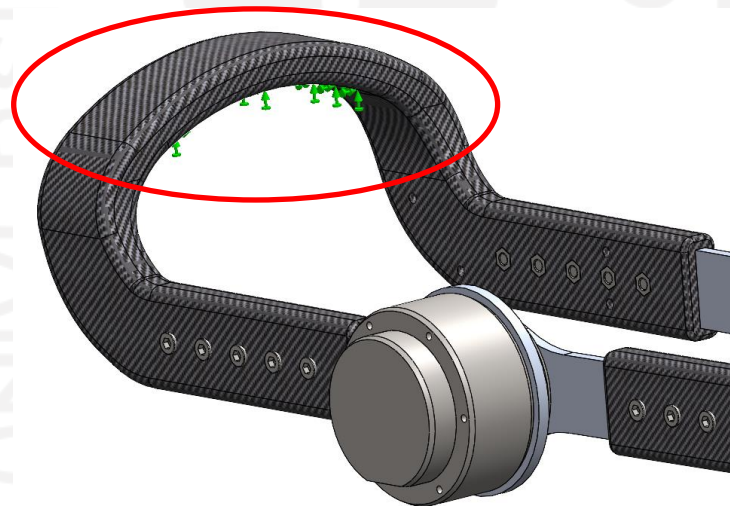
a. Simulasi tegangan bagian lutut

Simulasi bagian lutut dilakukan untuk mengetahui kekuatan dari kerangka dan sambungan antar bagian. Posisi dari support dan gaya pada simulasi tegangan bagian lutut dapat dilihat pada Gambar 3.19.



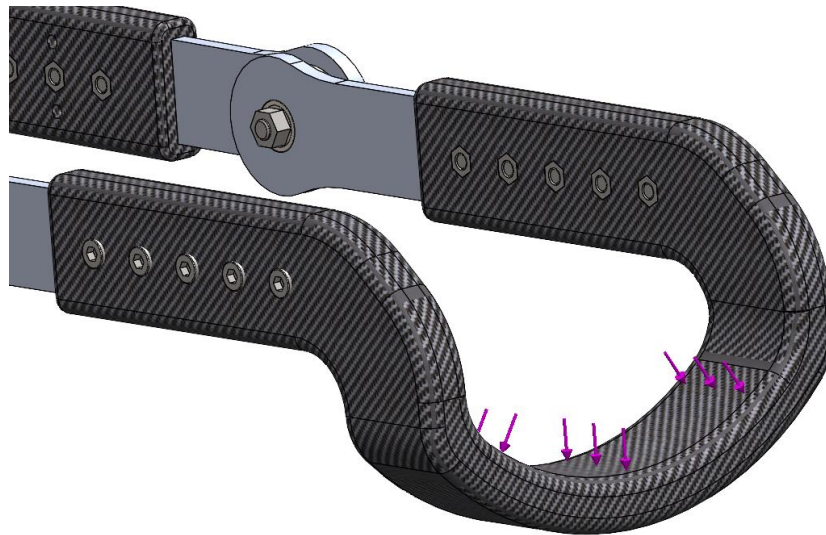
Gambar 3.19 Visualisasi simulasi tegangan bagian lutut

Jenis penyangga yang digunakan dalam simulasi tersebut yaitu *Fixed Geometry*. Letak penyangga berada pada ujung bagian paha. Pemilihan jenis penyangga dan peletakannya pada bagian tersebut menggambarkan kondisi nyata saat digunakan. Bagian tersebut akan tertahan dengan paha bagian depan. Visualisasi jenis dan peletakan penyangga dapat dilihat pada Gambar 3.20.



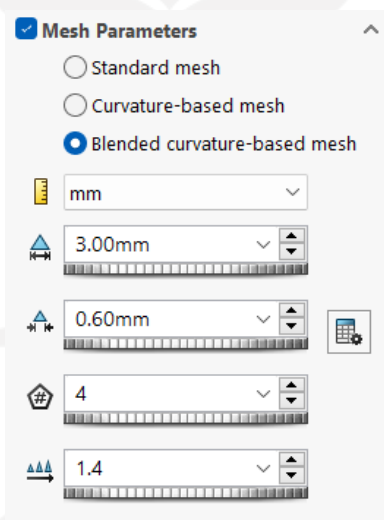
Gambar 3.20 Peletakan penyangga pada simulasi bagian lutut

Jenis gaya yang dipilih berupa *external loads*. Penempatan gaya berada diujung dari bagian betis. Besar gaya yang diberikan yaitu 47,73 N, angka tersebut didapatkan dari penjumlahan massa kaki dengan asumsi berat alat. Pemilihan dan peletakan gaya yang bekerja pada bagian tersebut dapat menggambarkan kondisi nyata saat alat digunakan. Bagian tersebut akan menopang beban betis. Visualisasi dari jenis dan peletakan gaya dapat dilihat pada Gambar 3.21.



Gambar 3.21 Peletakan gaya pada simulasi bagian lutut

Parameter yang perlu diperhatikan saat melakukan simulasi selain penyangga dan gaya yang diberikan yaitu *mesh*. *Mesh* bertujuan untuk membuat titik titik pengujian pada desain. Semakin kecil ukuran mesh keakuratan hasil semakin tinggi. Parameter mesh yang digunakan untuk simulasi bagian lutut dapat di lihat pada Gambar 3.22.



Gambar 3.22 Parameter *mesh* pada simulasi lutut

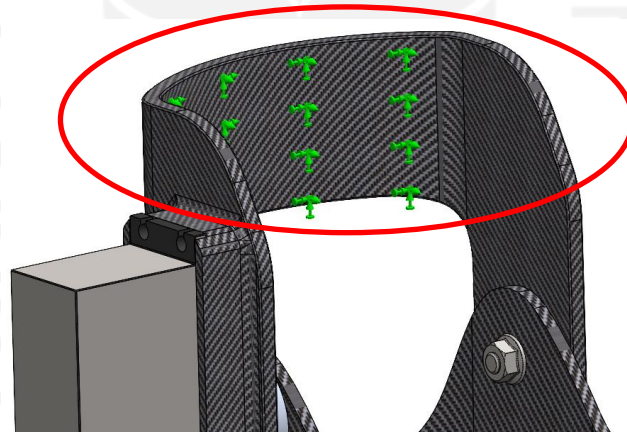
b. Simulasi tegangan bagian *ankle*

Simulasi bagian lutut dilakukan untuk mengetahui kekuatan dari kerangka dan sambungan antar bagian. Posisi dari support dan gaya pada simulasi tegangan bagian *ankle* dapat dilihat pada Gambar 3.19.



Gambar 3.23 Visualisasi simulasi tegangan bagian *ankle*

Jenis penyangga yang digunakan dalam simulasi tersebut yaitu *Fixed Geometry*. Letak penyangga berada pada ujung atas bagian rangka *ankle*. Pemilihan jenis penyangga dan peletakannya pada bagian tersebut menggambarkan kondisi nyata saat digunakan. Bagian tersebut akan tertahan dengan pergelangan kaki bagian belakang. Visualisasi jenis dan peletakan penyangga dapat dilihat pada Gambar 3.24



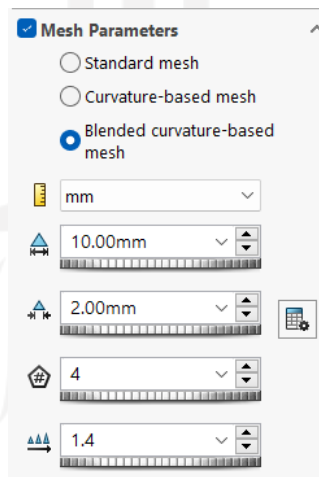
Gambar 3.24 Peletakan penyangga pada simulasi bagian *ankle*

Jenis gaya yang dipilih berupa *external loads*. Penempatan gaya berada diujung dari bagian betis. Besar gaya yang diberikan yaitu 10 N, angka tersebut didapatkan dari konversi berat kaki 1,02 kg menjadi newton. Pemilihan dan peletakan gaya yang bekerja pada bagian tersebut dapat menggambarkan kondisi nyata saat alat digunakan. Bagian tersebut akan menopang beban kaki. Visualisasi dari jenis dan peletakan gaya dapat dilihat pada Gambar 3.21.



Gambar 3.25 Peletakan gaya pada simulasi bagian lutut

Parameter yang perlu diperhatikan saat melakukan simulasi selain penyangga dan gaya yang diberikan yaitu *mesh*. *Mesh* bertujuan untuk membuat titik titik pengujian pada desain. Semakin kecil ukuran mesh keakuratan hasil semakin tinggi. Parameter mesh pada bagian ankle tidak sama dengan bagian lutut karena desain pada bagian ankle lebih kompleks untuk dilakukan *meshing*. Parameter mesh yang digunakan untuk simulasi bagian *ankle* dapat di lihat pada Gambar 3.26.



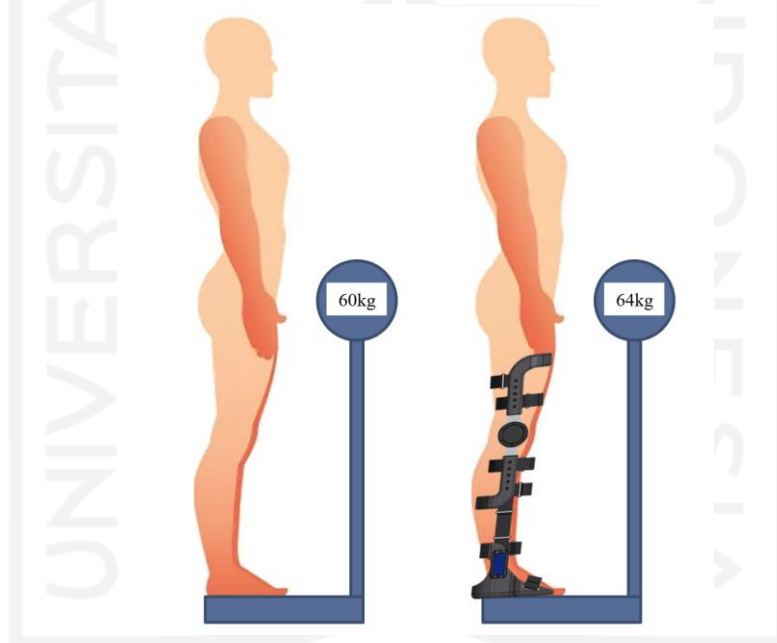
Gambar 3.26 Parameter *mesh* pada simulasi lutut

3.5 Metode Pengujian Prototipe

Bab ini berisikan tentang metode atau cara untuk melakukan pengujian pada alat. Pengujian pada alat yang dilakukan yaitu pengujian massa alat dan pengujian kekuatan alat

3.5.1 Pengujian massa alat

Pengujian massa alat prototipe dilakukan menggunakan timbangan manual. Metode yang dilakukan yaitu dengan menimbang berat badan subjek terlebih dahulu kemudian menimbang berat badan subjek ketika menggunakan alat. Ilustrasi dari pengujian dapat dilihat pada Gambar 3.27

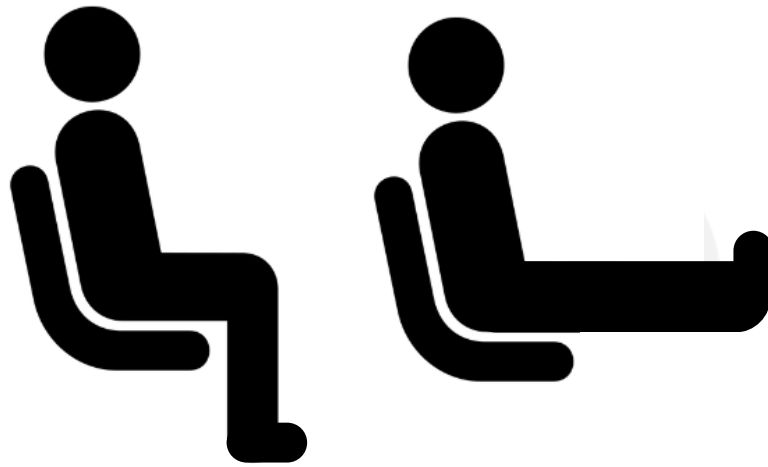


Gambar 3.27 Ilustrasi metode pengukuran massa alat

3.5.2 Pengujian kekuatan alat

Pengujian alat dilakukan pada dua bagian yaitu bagian lutut dan *ankle*. Pengujian prototipe menggunakan 3 subjek dengan variasi massa tubuh berbeda-beda yaitu subjek 1 dengan massa tubuh 60kg, subyek 2 dengan massa tubuh 75kg dan subjek 3 dengan massa tubuh 90kg. Pengujian pada bagian lutut dapat dilihat pada Gambar 3.28 dilakukan dengan cara subjek menggunakan prototipenya kemudian kaki subyek digerakkan lurus kedepan sehingga kaki subjek menggantung supaya beban pada kaki dapat tersalurkan merata secara

maksimal ke prototipenya, kemudian dilakukan pengamatan terhadap poros yang digunakan pada prototipe ada lengkungan atau tidak. Pengujian dilakukan pada setiap subyek masing- masing satu kali.



Gambar 3.28 Ilustrasi metode pengujian bagian lutut

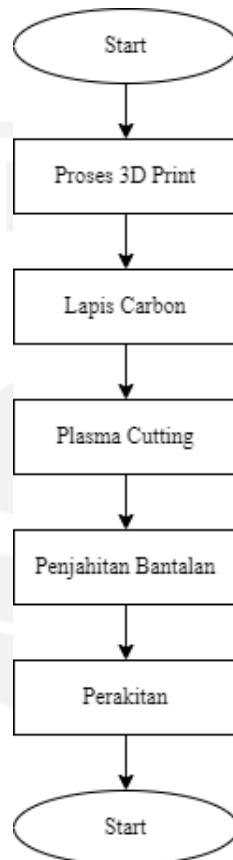
Pengujian pada bagian *ankle* dapat dilihat pada Gambar 3.29 dilakukan dengan cara subjek menggunakan prototipenya kemudian telapak kaki subyek digerakkan naik turun sehingga kaki subjek menekan secara maksimal ke kerangka kaki. Kemudian dilakukan pengamatan terhadap poros yang digunakan pada prototipe ada lengkungan atau tidak. Pengujian dilakukan pada setiap subjek masing- masing satu kali.



Gambar 3.29 Ilustrasi metode pengujian bagian *ankle*

3.6 Metode Proses Manufaktur

Proses manufaktur melalui beberapa tahap. Alur prosesnya dapat dilihat pada Gambar 3.30.



Gambar 3.30 Diagram alir proses manufaktur

3.6.1 Proses 3D Print

Bagian tersebut membahas proses 3D print yang dilakukan. Pengaturan dalam menentukan parameter 3D Print, pemilihan orientasi proses 3D print dan pemilihan material yang digunakan.

3.6.2 Lapis Carbon

Bagian tersebut membahas proses pelapisan carbon pada rangka plastic, bagian ini meliputi metode yang digunakan dan penentuan bahan yang digunakan. Proses lapis serat *carbon* digunakan untuk memperkuat bagian-bagian yang diproses manufaktur menggunakan *3D print*.

3.6.3 Plasma Cutting

Bagian tersebut membahas proses dilakukannya plasma cutting pada bagian link. Bagian ini meliputi tahapan tahapan yang dilalui untuk membentuk sebuah link.

3.6.4 Pembuatan Bantalan

Bagian tersebut membahas cara pembuatan bantalan. Bagian ini meliputi metode pembuatan dan bahan yang digunakan.

3.6.5 Perakitan

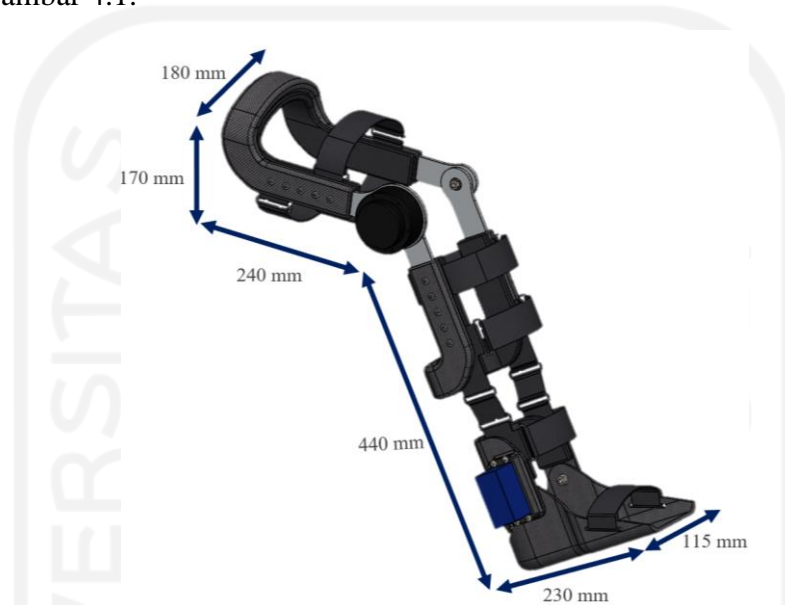
Bagian tersebut membahas alur perakitan dari bagian-bagian alat hingga menjadi alat rehabilitasi kaki seutuhnya. Bagian ini meliputi alat dan bahan apasaja yang digunakan dalam melakukan perakitan.

BAB 4

HASIL DAN PEMBAHASAN

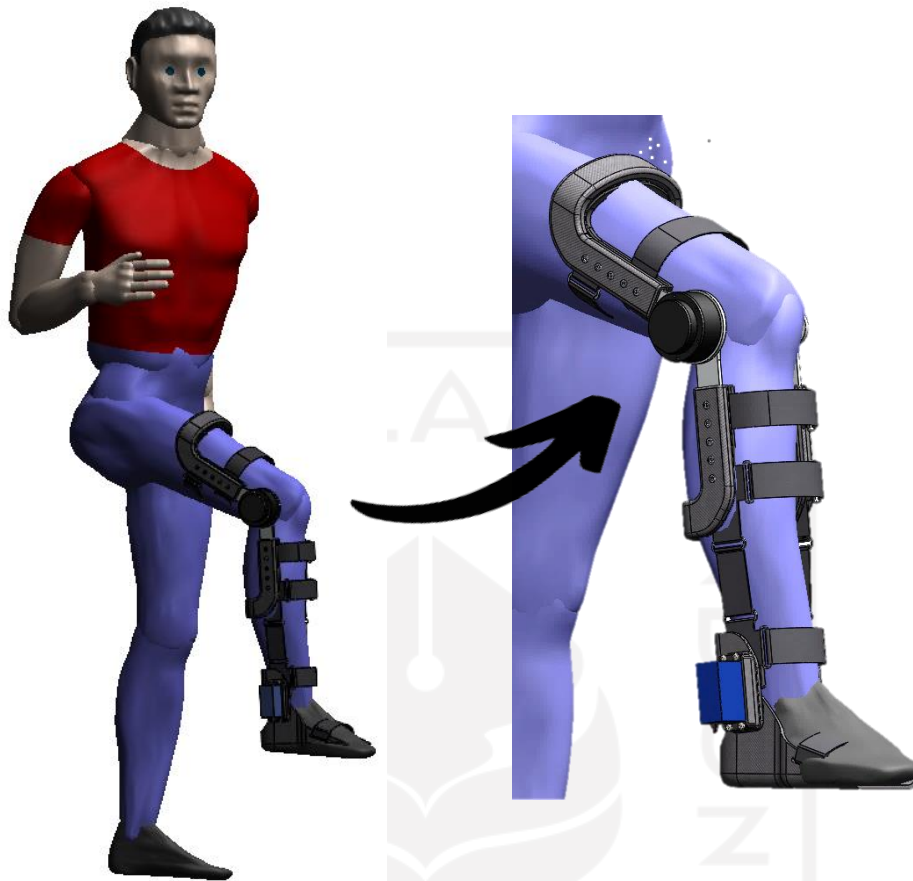
4.1 Hasil Akhir Desain

Hasil akhir desain perancangan dan garis besar dimensinya dapat dilihat pada Gambar 4.1.



Gambar 4.1 Hasil desain tampak samping

Hasil dari pemodelan 3D tersebut kemudian di pasangkan ke manekin dalam bentuk 3D pada *software Solidworks 2020* agar dapat menggambarkan alat rehabilitasi saat terpasangkan pada manusia. Hasil dari visualisasi saat alat terpasang dalam bentuk 3D dapat dilihat pada Gambar 4.2.



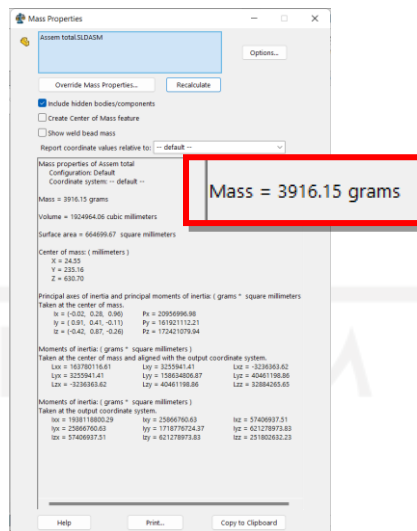
Gambar 4.2 Alat terpasang pada manekin

Manekin pada Gambar 4.2 bertinggi 180 cm. Manekin tersebut memiliki panjang dari telapak kaki ke lutut yaitu 51 cm. Lebar dari betis dan paha pada manekin masing masing yaitu 11 cm dan 15 cm. Alat yang dipasangkan pada manekin dapat terpasang secara sempurna, sehingga hasil akhir alat dapat digunakan hingga orang bertinggi badan 180 cm.

4.2 Hasil Simulasi

Hasil simulasi terdiri dari dua jenis simulasi yaitu simulasi pengukuran massa alat dan simulasi pengujian kekuatan kerangka alat.

4.2.1 Pengukuran Massa alat



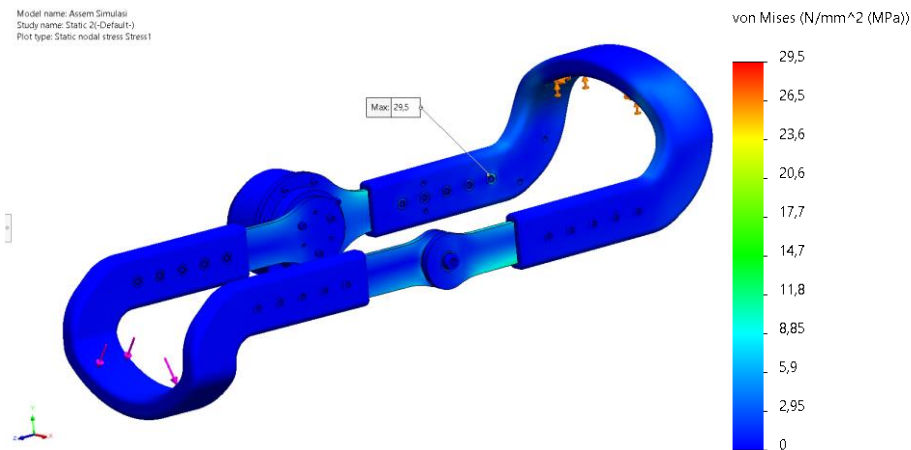
Gambar 4.3 Hasil simulasi massa dengan *software solidworks*

Hasil simulasi pengukuran massa alat setelah dilakukan simulasi pada *software solidworks 2020* dapat dilihat pada Gambar 4.3, massa alat total mencapai 3916,15 gram atau 3,916 kg. Hasil simulasi massa pada alat tersebut masih dibawah 4 kg. Bobot alat pada Gambar 1.4 mempunyai berat hingga 15 kg. Sehingga hasil dari simulasi pengukuran massa alat lebih ringan dibandingkan dengan alat yang sudah beredar dipasaran.

4.2.2 Hasil Simulasi Kekuatan alat

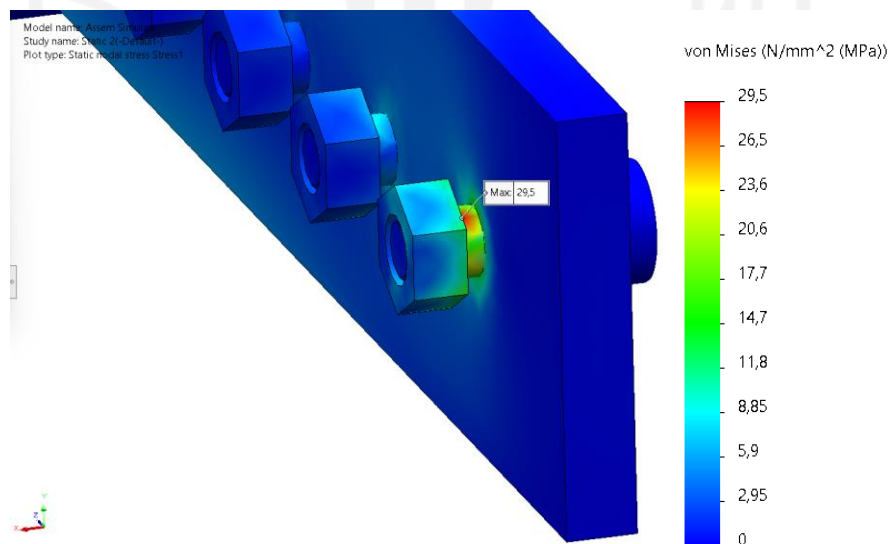
Simulasi kekuatan alat dilakukan pada dua bagian yaitu bagian lutut dan bagian ankle. Bagian terpenting dari kedua bagian yaitu poros penghubung antar link atau rangka. Apabila poros link terjadi deformasi atau patah maka alat tidak dapat digunakan. Hasil simulasi dapat dilihat sebagai berikut:

4.2.2.1 Hasil Simulasi Bagian Lutut



Gambar 4.4 Hasil simulasi *von mises* pada alat bagian lutut

Hasil dari simulasi tegangan dapat dilihat pada Gambar 4.4. Gambar tersebut menampilkan tegangan maksimal *von Mises* yang terjadi pada hasil akhir alat bagian lutut. Simulasi dilakukan dengan pembebanan 47,73 N pada bagian betis. Simulasi tersebut menghasilkan nilai tegangan *von Mises* terbesar yaitu 29,5 MPa yang terjadi pada Gambar 4.5.

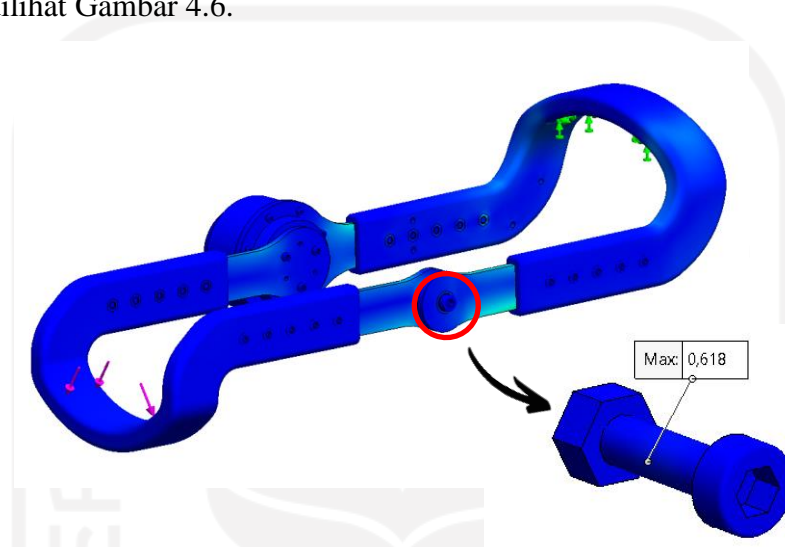


Gambar 4.5 Tegangan maksimal pada simulasi bagian lutut

Tegangan maksimal terjadi pada baut penghubung antara link motor dengan rangka plastic bagian besi. Tegangan maksimal terjadi pada bagian

tersebut karena terdapat motor yang massanya ikut tersimulasi sehingga menambahkan gaya tekan pada bagian tersebut

Hasil simulasi juga menunjukkan poros penghubung antara paha dan betis pada bagian tanpa motor RMD. Bagian poros sangat penting dilakukan simulasi karena digunakan sebagai penghubung antar dua bagian penting yaitu kerangka paha dan kerangka betis. Nilai dari tegangan yang terjadi pada poros penghubung dapat dilihat Gambar 4.6.



Gambar 4.6 Hasil simulasi *von mises* pada poros bagian lutut

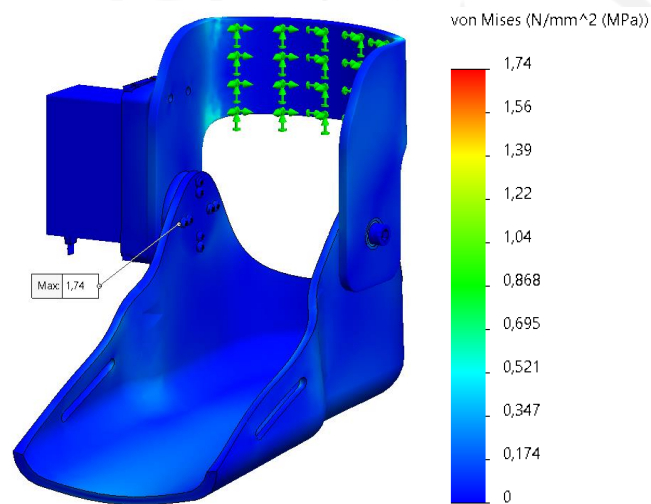
Tegangan pada bagian poros penghubung antara rangka paha dan betis tanpa motor dapat dilihat pada Gambar 4.6. Tegangan *von Mises* yang terjadi pada poros penghubung bagian *ankle* yaitu sebesar 0,618 MPa. Hasil tersebut kemudian divalidasi dengan perhitungan manual poros dengan diameter 6 mm didapatkan hasil tegangan geser sebagai berikut.

$$\begin{aligned}\sigma_{geser} &= \frac{4F}{\pi d^2} \\ \sigma_{geser} &= \frac{4.47,73}{\pi.6^2} \\ \sigma_{geser} &= \frac{190,92}{113,097} \\ \sigma_{geser} &= 1,688 \text{ N/mm}^2\end{aligned}$$

Hasil dari perhitungan manual, tegangan geser yang terjadi pada poros sebesar 1,688 MPa. Terdapat perbedaan antara hasil simulasi dengan perhitungan manual. Perbedaan tersebut terjadi karena simulasi dilakukan dengan

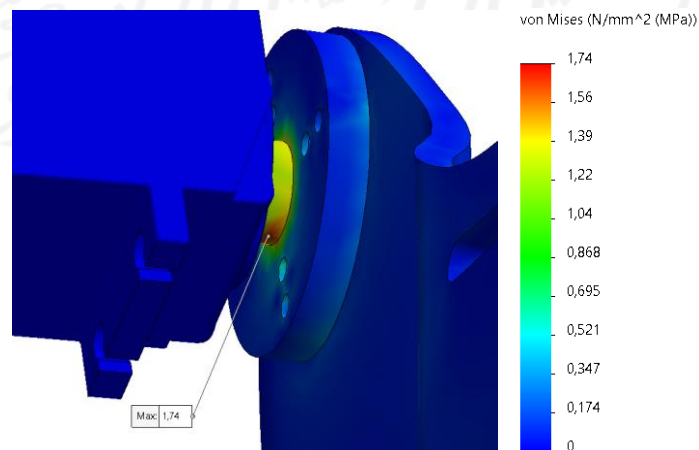
menggunakan metode von mises. Metode tersebut merupakan penjumlahan dari ketiga gaya yang bekerja yaitu pada sumbu x, y dan z. Hasil dari simulasi von mises lebih cocok digunakan untuk menentukan kekuatan alat. Hasil dari *von mises* 29,5 MPa dan hasil tegangan geser pada poros 1,688 MPa masih berada dibawah tensile strength pada material yang digunakan.

4.2.2.2 Hasil simulasi bagian ankle



Gambar 4.7 Hasil simulasi *von mises* pada alat bagian *ankle*

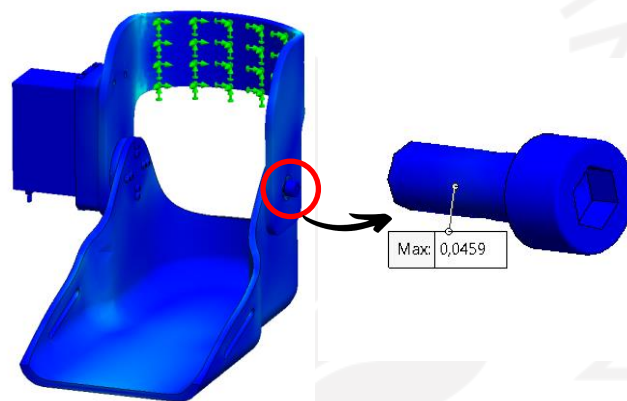
Hasil dari simulasi tegangan dapat dilihat pada Gambar 4.7. Gambar tersebut menampilkan tegangan maksimal *von Mises* yang terjadi pada hasil akhir alat bagian ankle. Simulasi dilakukan dengan pembebanan 10 N pada bagian telapak kaki. Simulasi tersebut menghasilkan nilai tegangan *von Mises* terbesar yaitu 1,74 MPa yang terjadi pada Gambar 4.8.



Gambar 4.8 Tegangan maksimal pada simulasi bagian *ankle*

Tegangan maksimal terjadi pada *servo arm*. Tegangan maksimal terjadi pada bagian tersebut karena dinding dari penghubung *servo arm* yang tipis dan terkena bagian dari rangka *ankle*. Sehingga terjadi penekanan pada bagian tersebut

Hasil simulasi juga menunjukkan poros penghubung antara antara ankle dan kaki di sisi tanpa motor servo. Bagian poros sangat penting dilakukan simulasi karena digunakan sebagai penghubung antar dua bagian penting yaitu kerangka ankle dan kerangka kaki. Nilai dari tegangan yang terjadi pada poros penghubung dapat dilihat Gambar 4.6



Gambar 4.9 Hasil simulasi *von mises* pada poros bagian *ankle*

Tegangan pada bagian poros penghubung antara rangka paha dan betis tanpa motor dapat dilihat pada Gambar 4.9. Tegangan *von Mises* yang terjadi pada poros penghubung bagian *ankle* yaitu sebesar 0,0459 MPa. Hasil tersebut kemudian divalidasi dengan perhitungan manual poros dengan diameter 6 mm didapatkan hasil sebagai berikut.

$$\sigma_{geser} = \frac{4F}{\pi d^2}$$

$$\sigma_{geser} = \frac{4 \cdot 10}{\pi \cdot 6^2}$$

$$\sigma_{geser} = \frac{40}{113,097}$$

$$\sigma_{geser} = 0,354 \text{ N/mm}^2$$

Hasil dari perhitungan manual, tegangan geser yang terjadi pada poros penghubung ankle sebesar 0,354 MPa. Terdapat perbedaan antara hasil simulasi dengan perhitungan manual. Perbedaan tersebut terjadi karena simulasi dilakukan

dengan menggunakan metode von mises. Metode tersebut merupakan penjumlahan dari ketiga gaya yang bekerja yaitu pada sumbu x, y dan z. Hasil dari simulasi von mises lebih cocok digunakan untuk menentukan kekuatan alat. Hasil dari *von mises* 1,74 MPa dan hasil tegangan geser pada poros 0,354 MPa masih berada dibawah tensile strength pada material yang digunakan.

4.3 Hasil Manufaktur

Proses manufaktur alat melewati tahap tahap pada Gambar 3.30. Proses manufaktur tersebut akan di jabarkan sebagai berikut

4.3.1 Proses Pembuatan Rangka Plastik

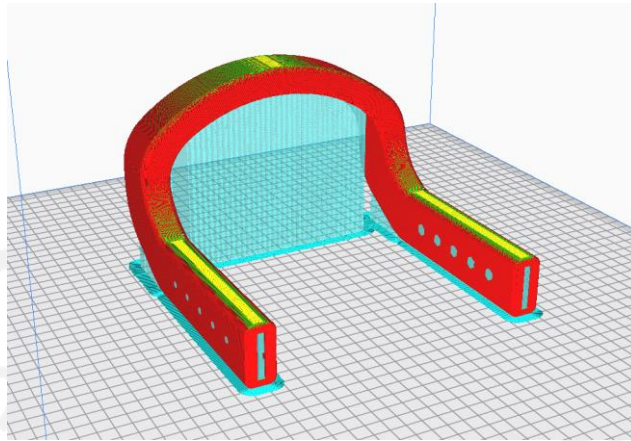
Pembuatan bagian rangka plastik menggunakan proses *3D Print* dengan metode FDM (*Fused deposition modelling*). Material yang digunakan berjenis PLA (*Polyactic Acid*). Parameter yang digunakan selama proses *3D print* dapat dilihat pada Tabel 4.1.

Tabel 4.1 Parameter 3D print

Parameter	Deskripsi
<i>Layer height</i>	<i>Draft</i> (0,2 mm)
<i>Infill density</i>	50%
<i>Infill pattern</i>	<i>Tri Hexagon</i>
<i>Build plate adhesion</i>	<i>Brim</i>

Kualitas atau *layer height* dalam proses *3D print* tersebut menggunakan tipe *draft* (0,2 mm) karena untuk mempercepat proses *printing*. *Infill density* menggunakan 50% supaya mengurangi beban dan mempercepat proses *printing*. *Infill pattern* atau pola *printing* menggunakan tipe *Tri Hexagon* karena dengan menggunakan tipe tersebut struktur *3D print* menjadi fleksibel sehingga mengurangi resiko terjadi patah. Proses *3D print* juga menggunakan *build plate adhesion* dengan tipe *brim* supaya saat proses pelepasan hasil *printing* dari permukaan *3D printer* tidak langsung mengenai permukaan hasil *printing*. Selain itu posisi saat proses print dapat dilihat pada Gambar 4.10. Posisi tersebut dipilih karena proses print jauh lebih singkat dibandingkan posisi vertical. Selain itu dari

segi kekuatan bagian sambungan orientasi setiap layernya tegak lurus dengan gaya.



Gambar 4.10 Posisi 3D print

. Setelah bagian rangka plastik paha dan betis yang dibuat menggunakan proses *3D print*, dilakukan penyesuaian ukuran. Penyesuaian tersebut dilakukan karena terdapat toleransi pada mesin *3D print*. Proses penyesuaian dilakukan dengan cara pengamplasan. Penyesuaian dilakukan pada bagian jalur baut dan jalur rangka aluminium. Selanjutnya dilakukan pemasangan mur kedalam bagian rangka plastik dengan tujuan agar tidak menonjol dari bagian rangka plastik.

4.3.2 Proses Pelapisan Carbon



Gambar 4.11 Bahan-bahan untuk lapis carbon

Setelah melalui proses amplas dan pemasangan mur tahap selanjutnya yaitu melapisi rangka plastik dengan serat karbon. Pelapisan tersebut bertujuan untuk memperkuat rangka plastik yang menggunakan material *PLA*. Langkah

pertama yang dilakukan dalam proses pelapisan serat karbon yaitu menyiapkan bahan-bahan yang akan digunakan pada proses pelapisan serat karbon seperti pada Gambar 4.11. Campuran lapisan pertama yaitu *gelcoat:katalis:cobalt*, dengan perbandingan 10:1:1. Campuran tersebut kemudian dioleskan ke seluruh permukaan rangka plastik hingga merata. Setelah itu dilapisi dengan *carbon cloth* ke seluruh permukaan rangka plastic yang sudah di lapisi campuran pertama. *Carbon cloth* yang sudah terpasang pada rangka plastik kemudian dioleskan dengan campuran kedua yaitu resin dan katalis. Pengolesan tersebut dilakukan supaya anyaman *carbon* dan rangka plastic saling mengikat. Setelah terlapisi dengan *carbon cloth* dan resin langkah selanjutnya yaitu melakukan metode *vaccum bag* yang berguna untuk meratakan sebaran resin pada carbonnya dengan cara menyelimuti 3D print dengan *peel ply* dan dibungkus menggunakan *breather cloth* supaya sisa resin dapat terserap. Sehingga pada lapisan carbon tidak meninggalkan residu resin pada 3D print. Pengeringan resin dilakukan selama dua hari agar resin kering dengan sempurna.



Gambar 4.12 Setelah proses vacuum bag

Setelah karbon kering dan keras seperti pada Gambar 4.12 maka selanjutnya melapisi *carbon* dengan campuran resin dan katalis supaya tampilan *carbon* menjadi mengkilap. Setelah semua bagian terlapisi oleh resin selanjutnya resin dikeringkan selama sehari. Resin yang sudah kering selanjutnya dilakukan pengrataan dan penghalusan pada permukaan paling luar dan dilakukan *coating* dengan *clear coat* sehingga menghasilkan bagian rangka plastik dengan lapis carbon seperti pada Gambar 4.13.



Gambar 4.13 Bagian rangka plastic lapis carbon

4.3.3 Proses Plasma Cutting

Proses selanjutnya yaitu pembuatan rangka aluminium dengan metode *plasma cutting*. Penggunaan *plasma cutting* dilakukan karena melihat jenis material dan ketebalan dari bahan yang digunakan. Tahap awal proses *plasma cutting* yaitu menyiapkan desain rangka aluminium dan dimasukkan ke dalam aplikasi *plasma cutting* untuk menentukan bagian bagian yang akan terpotong habis dan menentukan parameter *plasma cutting* yang akan digunakan. Selanjutnya menyiapkan bahan untuk dilakukan *plasma cutting*, bahan yang digunakan yaitu plat aluminium dengan tebal 5 mm. Langkah selanjutnya yaitu melakukan proses *plasma cutting*. Setelah proses *laser cutting* selesai langkah selanjutnya yaitu membuat ulir pada setiap lubang yang ada di rangka aluminium tersebut. Proses pembuatan ulir menggunakan *hand tapper* dengan mata ulir berukuran M5.



Gambar 4.14 Rangka aluminium bagian dengan motor dan tanpa motor

4.3.4 Proses Pembuatan Bantalan



Gambar 4.15 Bahan-bahan yang digunakan untuk pembuatan bantalan

Pembuatan bantalan bertujuan untuk menambahkan kenyamanan pada alat rehabilitasi. Bahan-bahan yang akan digunakan dapat dilihat pada Gambar 4.15. Gambar tersebut menampilkan busa dengan tebal 1 cm, kain *mesh* dan tali dengan lebar 38 mm. Proses pembuatan yang pertama dilakukan dalam yaitu membuat pola rangka plastik dengan cara dijiplak. Setelah pola didapatkan maka selanjutnya pembentukan pola pada bahan yang digunakan. Bahan yang sudah terpola selanjutnya dilakukan pemotongan bahan sesuai pola. Bahan yang sudah terbentuk pola maka dilakukan penyatuan semua bahan dengan mesin jahit. Sehingga hasil dari proses pembuatan bantalan dapat dilihat pada Gambar 4.16

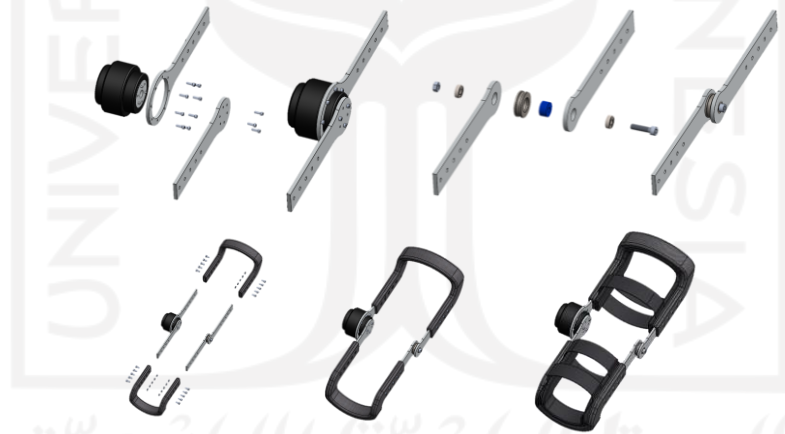


Gambar 4.16 Hasil pembuatan bantalan

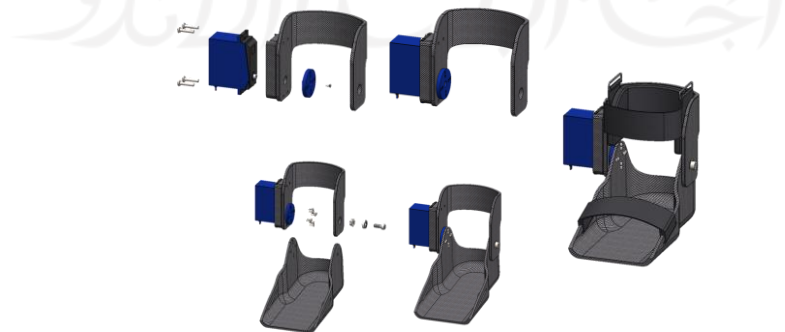
4.3.5 Proses Perakitan

Proses perakitan dilakukan untuk menyatukan semua bagian sehingga membentuk alat rehabilitasi seutuhnya. Alat yang digunakan dalam melakukan proses perakitan yaitu kunci L, obeng plus dan lem tembak. Sedangkan bahan yang dibutuhkan dalam proses perakitan yaitu lem dan baut dengan variasi ukuran M3, M4, M5 dan M6. Langkah pertama dalam perakitan yaitu pemasangan

rangka aluminium bagian *motor RMD* ke *motor RMD* dengan menggunakan baut berukuran M3 dan M4. Tahap selanjutnya yaitu pemasangan *ball bearing* pada rangka aluminium tanpa motor dan diantara kedua rangka aluminium tersebut dipasangkan *thrust bearing*. Untuk menghubungkan rangka aluminium pada bagian tanpa motor menggunakan baut ukuran M6 yang kemudian dikencangkan. Setelah link bagian motor dan link tanpa motor siap selanjutnya memasang kedua link ke rangka plastik bagian paha dan betis dan dikunci menggunakan baut ukuran M5 disetiap masing masing lubang baut. Selanjutnya perakitan pada *motor ankle* dilakukan pemasangan *servo* dan *bearing* pada rangka plastic bagian *ankle*. Langkah selanjutnya pemasangan *arm servo* ke *servo* bagian *ankle*. Pemasangan bagian kaki disesuaikan dengan lubang yang ada pada bagian *arm servo*. Langkah terakhir yang dilakukan yaitu memasang bantalan ke bagian rangka palstik dengan menggunakan lem tembak. Visualisasi perakitan dapat dilihat pada Gambar 4.17 untuk bagian lutut dan Gambar 4.18 untuk bagian ankle.



Gambar 4.17 Visualisasi perakitan bagian lutut



Gambar 4.18 Visualisasi perakitan bagian ankle

4.4 Hasil Pengujian

Bab hasil pengujian membahas hasil dari pengujian-pengujian yang dilakukan antara lain hasil pengukuran massa alat dan hasil uji kekuatan alat. Hasil dari pengukuran dan pengujian dapat dilihat sebagai berikut.

4.4.1 Hasil Pengukuran Massa Alat

Pengukuran massa alat dilakukan sebanyak dua kali dengan dua subjek yang memiliki berat badan berbeda. Pengukuran pertama dilakukan dengan pada



Gambar 4.19 Hasil pengukuran subjek pertama

Hasil pengukuran dengan subyek pertama dapat dilihat pada Gambar 4.19. Hasil pengukuran tanpa memakai alat memiliki berat badan seberat 60,2 kg. Sedangkan, hasil pengukuran ketika menggunakan alat berat badan yang terukur menjadi 63,1 kg. Sehingga dari pengukuran tersebut didapatkan selisih sebesar 2,9 kg.



Gambar 4.20 Hasil pengukuran subjek kedua

Hasil pengukuran dengan subyek pertama dapat dilihat pada Gambar 4.19. Hasil pengukuran tanpa memakai alat memiliki berat badan seberat 86,6 kg.

Sedangkan, hasil pengukuran ketika menggunakan alat berat badan yang terukur menjadi 69,5 kg. Sehingga dari pengukuran tersebut didapatkan selisih sebesar 2,9 kg.

Hasil pengukuran dari kedua subjek, didapatkan massa alat seberat 2,9 kg. Terdapat perbedaan antara simulasi pengukuran massa alat dengan hasil pengukuran secara langsung. Perbedaan tersebut terjadi karena aktuator yang digunakan menjadi benda pejal. Selain itu rangka plastic yang digunakan juga terhitung sebagai benda pejal. Sehingga terdapat perbedaan antara hasil simulasi pengukuran dengan hasil pengukuran secara langsung.

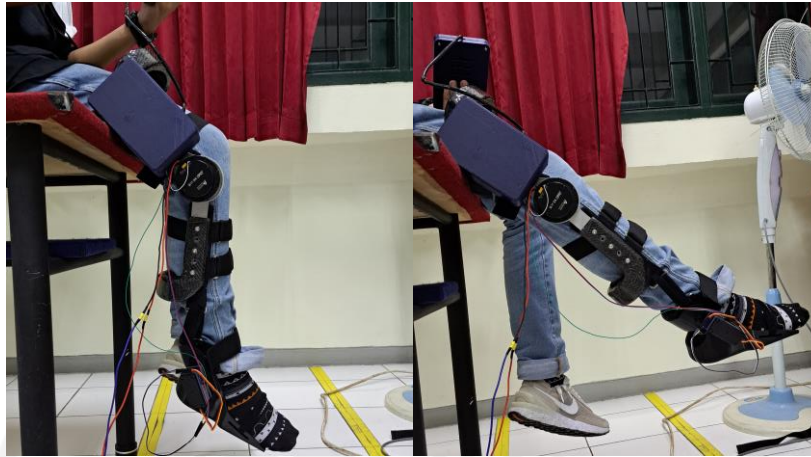
4.4.2 Hasil Pengujian Kekuatan Alat

Hasil pengujian massa alat dilakukan dengan tiga subyek uji dengan variasi berat badan 60 kg untuk memenuhi p05 kemudian 75 kg untuk memenuhi p50 dan yang terakhir 90 kg untuk memenuhi p95. Awal pengujian dilakukan pada bagian lutut dengan subyek yang memiliki berat badan 60 kg.



Gambar 4.21 Hasil pengujian bagian lutut dengan subyek 60 kg

Uji coba alat pada bagian lutut untuk mengangkat betis subyek dengan berat badan 60 kg dapat dilihat pada Gambar 4.21. dari hasil uji coba ini alat dapat menahan betis subyek dan tidak terjadi deformasi dan kerusakan pada poros penghubung bagian lutut.



Gambar 4.22 Hasil pengujian bagian lutut dengan subyek 75 kg

Uji coba alat pada bagian lutut untuk mengangkat betis subyek dengan berat badan 75 kg dapat dilihat pada Gambar 4.22. dari hasil uji coba ini alat dapat menahan betis subyek dan tidak deformasi pada sumbu penghubung bagian lutut.



Gambar 4.23 Hasil pengujian bagian lutut dengan subyek 90 kg

Uji coba alat pada bagian lutut untuk mengangkat betis subyek dengan berat badan 90 kg dapat dilihat pada Gambar 4.23. dari hasil uji coba ini alat tidak dapat mengangkat betis subyek akan tetapi kerangka alat dapat menahan betis subyek dan tidak terjadi deformasi dan kerusakan pada poros penghubung bagian lutut.

Selain pengujian pada bagian lutut, bagian *ankle* juga dilakukan pengujian. Pengujian bagian *ankle* diawali oleh subyek dengan berat badan 60kg.



Gambar 4.24 Hasil pengujian bagian *ankle* dengan subyek 60 kg

Uji coba alat pada bagian *ankle* untuk menggerakkan kaki subyek dengan berat badan 60 kg dapat dilihat pada Gambar 4.24. dari hasil uji coba ini alat dapat menahan kaki subyek dan tidak terjadi deformasi dan kerusakan pada poros penghubung bagian *ankle*.



Gambar 4.25 Hasil pengujian bagian *ankle* dengan subyek 75 kg

Uji coba alat pada bagian *ankle* untuk menggerakkan kaki subyek dengan berat badan 75 kg dapat dilihat pada Gambar 4.25. dari hasil uji coba ini alat dapat menahan kaki subyek dan tidak terjadi deformasi dan kerusakan pada poros penghubung bagian *ankle*.



Gambar 4.26 Hasil pengujian bagian *ankle* dengan subyek 90 kg

Uji coba alat pada bagian *ankle* untuk menggerakkan kaki subyek dengan berat badan 90 kg dapat dilihat pada Gambar 4.26. dari hasil uji coba ini alat dapat menahan kaki subyek dan tidak terjadi deformasi dan kerusakan pada poros penghubung bagian *ankle*.Tabel 4.2 Menampilkan hasil dari pengujian kekuatan kerangka alat pada bagian lutut dan *ankle*.

Tabel 4.2 Hasil pengujian alat

Subyek	Berat badan	Kerangka lutut	Kerangka ankle
1	60 kg	Aman	Aman
2	75 kg	Aman	Aman
3	90 kg	Aman	Aman

4.5 Analisis dan Pembahasan

Analisis dilakukan untuk pengolahan hasil pengujian yang telah dilakukan, Serta membahas hasil pengujian yang dilakukan.

4.5.1 Kendala Proses Manufaktur

Terdapat beberapa kendala dalam proses manufaktur. Kendala yang pertama yaitu pada proses *3D printing*. Pada tahap tersebut awalnya akan menggunakan *filament* dengan jenis carbon fiber nylon supaya rangka lebih kokoh dan ulet. Jenis filament tersebut diperlukan suhu yang tinggi dalam proses *printing*. Dengan menggunakan mesin *3D print* yang tersedia, mesin tersebut sering *overheat* sehingga proses print dengan filament tersebut tidak pernah

berhasil. Sehingga diputuskan untuk menggunakan *filament* berjenis PLA karena suhu yang dibutuhkan lebih rendah. Gambar 4.27 menunjukkan hasil *3D printing* dengan *filament* berjenis *nylon carbon fiber* yang tidak selesa.



Gambar 4.27 Hasil *3D printing* dengan *filament* berjenis *nylon carbon fiber* terjadi pada pelapisan carbon pada bagian rangka plastic. Kendala yang terjadi yaitu carbon cloth tidak bisa rata melapisi permukaan rangka plastik. Penyebab dari kendala ini yaitu kontur permukaan dari rangka plastik yang kompleks, Mengakibatkan permukaan dari rangka tidak rata atau bergelombang. Hasil dari lapisan carbon yang tidak rata dapat dilihat pada Gambar 4.28



Gambar 4.28 Lapisan carbon tidak rata

Selain dalam proses pelapisan carbon, kendala selanjutnya yaitu saat proses *plasma cutting*. Proses *plasma cutting* hanya dapat memotong dalam bentuk 2D. Sehingga pinggir dari pola yang terpotong membentuk siku. Siku tersebut tajam dan dapat melukai apabila terkena oleh anggota tubuh. Pinggiran dari hasil *plasma cutting* yang tajam dapat dilihat pada Gambar 4.29.



Gambar 4.29 Hasil *plasma cutting* yang tajam

4.5.2 Ketercapaian Kriteria Desain

Hasil pengujian dilakukan untuk mengetahui bahwa perancangan dapat memenuhi kriteria dalam kriteria desain atau tidak. Kriteria yang telah ditentukan pada kriteria desain yaitu kuat, nyaman, ringan dan segmentasi. Ketercapaian tersebut menentukan keberhasilan dalam perancangan.

4.5.2.1 Kuat

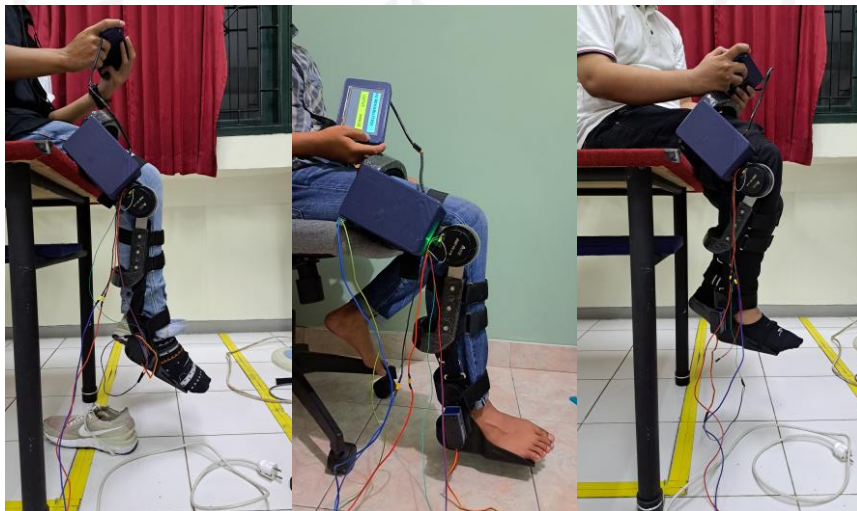
Hasil dari pengujian kekuatan alat menunjukkan bahwa alat bagian lutut dapat mengangkat kaki subyek dengan berat badan 75 kg. Sedangkan kekuatan konstruksi alat bagian lutut dapat menopang betis subyek dengan berat badan 90 kg. Dengan hasil tersebut alat sudah dapat mengangkat kaki dengan berat badan lebih dari 63kg (p50) yaitu 19% lebih berat dari 63 kg. Gambar 4.30 menunjukkan bahwa rangka alat perancangan kuat. Dengan hasil tersebut kriteria kuat pada kriteria desain sudah terpenuhi.



Gambar 4.30 Hasil pengujian alat dengan subyek 75 kg dan 90 kg

4.5.2.2 Nyaman

Hasil dari pengujian menggunakan tinggi subyek yang bervariasi yaitu dari 165 cm hingga 180 cm. Panjang dari alat dapat disesuaikan karena menggunakan pengait yang flexibel. Lebar paha dan betis pada alat dapat mengakomodasi lebar paha dan betis dengan subyek yang berat badannya bervariasi dari 60 kg hingga 90 kg. Lebar paha dan betis yang flexible dikarenakan terdapat bantalan di sekeliling rangka bagian dalam. Gambar 4.31 menunjukkan bahwa alat dapat digunakan pada ketiga subyek dengan variasi berat dan tinggi yang berbeda-beda. Dengan hasil tersebut kriteria nyaman pada kriteria desain sudah terpenuhi.



Gambar 4.31 Alat dipakai pada ketiga subyek

4.5.2.3 Ringan



Gambar 4.32 Selisih massa dengan menggunakan timbangan

Hasil dari pengukuran massa alat, didapatkan hasil massa rata-rata alat di angka 2,9 kg. Dengan berat tersebut alat yang dirancang lebih ringan

dibandingkan dengan alat yang sudah beredar. Dengan berat tersebut alat yang dirancang dapat digunakan secara portable atau dapat dipindahkan. Sedangkan alat yang sudah ada merupakan alat yang diletakkan tetap disuatu tempat tertentu. Dengan hasil tersebut kriteria ringan pada kriteria desain dapat terpenuhi.

4.5.2.4 *Segmented*

Hasil dari manufaktur alat, bagian lutut dan *ankle* dapat digunakan secara dipisah. Alat dapat dipisahkan karena penghubung antara bagian lutut dan *ankle* menggunakan kain perekat sehingga dapat dengan mudah dilepas dan dipasang. Selain itu, sumber daya dari masing masing aktuator yang terpisah menyebabkan kedua bagian tidak saling terhubung. Penggunaan control box secara terpisah juga memudahkan untuk memakai salah satu bagian saja. Gambar 4.33 menunjukkan bahwa alat perancangan dapat digunakan secara dipisah. Dengan hasil tersebut kriteria segmentasi pada kriteria desain sudah terpenuhi



Gambar 4.33 Pengoperasian bagian lutut dan *ankle* secara terpisah

Dari hasil pemaparan ketercapaian kriteria desain, dapat disimpulkan bahwa hasil dari perancangan dapat memenuhi semua kriteria yang telah ditentukan pada kriteria desain. Tabel 4.3 menampilkan ketercapaian setiap kriteria desain dan Tabel 4.4 menunjukkan ketercapaian dari kriteria desain

Tabel 4.3 Hasil manufaktur dan pengujian

<i>Kriteria</i>	<i>Hasil</i>
<i>Kuat</i>	Hasil dari pengujian, kontruksi alat rehabilitasi dapat menahan betis dan kaki dengan berat badan sebesar 75kg.
<i>Nyaman</i>	Hasil dari manufaktur alat, alat tersebut dapat dipakai oleh orang dengan tinggi badan 150 – 180 cm
<i>Ringan</i>	Hasil pengukuran yang dilakukan, massa alat mempunyai berat sebesar 2,45 kg
<i>Segmented</i>	Hasil dari manufaktur, alat dapat digunakan secara terpisah

Tabel 4.4 Ketercapaian kriteria desain

<i>Kriteria</i>	<i>Ketercapaian</i>
<i>Kuat</i>	✓
<i>Aman</i>	✓
<i>Ringan</i>	✓
<i>Segmented</i>	✓

4.5.3 Analisis Prosedur Pemakaian

Prosedur pemakaian alat rehabilitasi kaki tersebut dapat melalui beberapa tahap. Tahapan tersebut dijabarkan sebagai berikut.

1. Mengatur ke titik nol



Gambar 4.34 Penyetelan titik nol

Tahap pertama yang dilakukan yaitu mengatur titik nol pada bagian lutut. Rangka betis digerakkan kedepan sebesar 93° . Visualisasi penyetelan titik nol dapat dilihat pada Gambar 4.34.

2. Menghubungkan rangkaian elektrik



Gambar 4.35 Menghubungkan rangkaian elektrik

Tahap selanjutnya yang dilakukan yaitu menyalakan aktuator dan *LCD Nextion*. Untuk mengaktifkan aktuator dan *LCD* dengan cara menghubungkan aktuator ke panel box kemudian menghubungkan panel box ke listik 220V. Gambar 4.35 memvisualisasikan rangkaian elektrik yang harus dihubungkan. Dengan menghubungkan rangkaian elektrik rancangan alat sudah menyala dan dapat digerakkan secara program ataupun manual.

3. Memasang bagian lutut

Langkah selanjutnya yaitu memasang bagian lutut ke kaki dengan cara, memasukkan kaki dari atas bagian paha kemudian ditarik hingga posisi aktuator sejajar dengan lutut. Kemudian mengencangkan bagian lutut dengan menarik perekat yang ada. Fungsi perekat digunakan untuk mengencangkan atau menyelimuti bagian paha dan betis supaya alat tidak terlepas.

4. Memasang bagian ankle

Langkah selanjutnya yaitu memasang bagian lutut ke kaki dengan cara memasukkan dari depan bagian *ankle*. Memastikan bagian telapak kaki sudah menapak pada rangka kaki.lalu mengencangkan perekat pada bagian *ankle* dan memasang perekat pada bagian punggung kaki. Pemasangan perekat dilakukan agar kaki ikut bergerak saat alat digerakkan. Untuk menyatukan bagian *ankle* dengan lutut maka selanjutnya pemasangan penghubung rangka.

Pemasangan dapat dilakukan dengan menarik perekat sehingga bagian *ankle* tidak terjatuh posisi duduk dan kaki membentuk siku 90°.

Setelah melalui tahapan-tahapan pemakaian tersebut alat sudah dapat digunakan.

4.5.4 Perbandingan dengan alat yang sudah ada

Penelitian ini merupakan pengembangann dari penelitian yang sudah dilakukan maka diperlukan adanya perbandingan dengan alat yang sudah ada. Perbandingan hasil alat dengan alat yang sudah ada dijabarkan sebagai berikut.



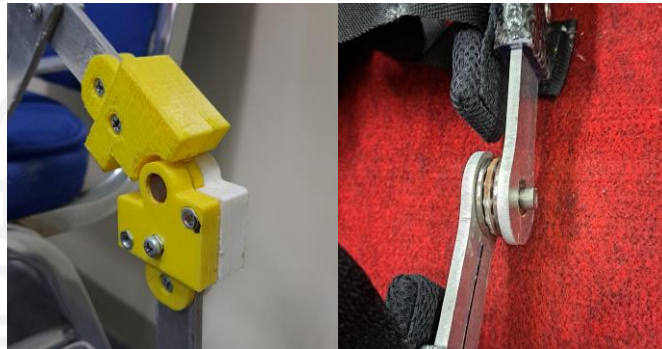
Gambar 4.36 Perbandingan dimensi saat digunakan

Perbandingan dimensi antara hasil perancangan dengan alat yang sudah ada dapat dilihat pada. Gambar 4.36 tersebut memperlihatkan bahwa dimensi pada hasil perancangan lebih kecil dari alat yang sudah ada saat alat digunakan pada subjek.



Gambar 4.37 Perbandingan aktuator

Terdapat perbedaan pada aktuator yang digunakan pada hasil perancangan dengan alat yang sudah ada. Aktuator pada alat yang sudah ada menggunakan *motor DC power window* yang menghasilkan torsi sebesar 3 N.m. Sedangkan untuk mengangkat beban betis dibutuhkan torsi sebesar 19 N.m. Sehingga pada alat yang sudah ada diperlukan reduksi gear. Sedangkan pada hasil perancangan motor yang digunakan yaitu motor servo RMD x6-s2 yang dapat menghasilkan torsi sebesar 18 N.m.



Gambar 4.38 Perbandingan poros penghubung antar rangka

Poros penghubung antar rangka pada penelitian sebelumnya terbuat dari *3D Print* dengan *filament* berjenis *PLA*. Dengan menggunakan material tersebut maka kekuatan dari poros penghubung menjadi lemah sehingga poros mudah untuk patah. Sedangkan pada hasil perancangan, poros penghubung menggunakan *stainless steel*. Material tersebut lebih kuat dibandingkan dengan material *PLA* sehingga poros pada hasil perancangan alat tidak mudah terdeformasi.



Gambar 4.39 Perbandingan Rangka

Rangka dari alat yang sudah ada menggunakan banyak menggunakan bahan metal. Penggunaan bahan metal bertujuan untuk memberikan kekuatan pada konstruksi alat. Akan tetapi, banyaknya bahan metal yang digunakan dapat menambah massa pada alat. Selain itu, proses pembentukan menggunakan bahan metal cenderung lebih rumit sehingga bentuk pada alat yang sudah ada cenderung lebih kaku atau mengotak. Sedangkan pada hasil perancangan alat, rangka yang digunakan terdiri dari dua material yaitu metal dengan material aluminium dan plastik dengan material *PLA*. Penggunaan *PLA* bertujuan untuk mengurangi massa dari alat yang dirancang. Untuk meningkatkan kekuatan dari material *PLA* digunakan komposit dengan metode lapis carbon. Selain itu, proses pembentukan rangka menggunakan material *PLA* lebih mudah sehingga bentuk pada hasil perancangan alat dapat mengikuti bentuk dari bagian kaki.



Gambar 4.40 Perbandingan betis

Rangka betis pada alat yang sudah ada tidak dapat diatur panjang pendeknya akan tetapi bagian belakang betis dapat diatur ketinggiannya. Sedangkan pada hasil perancangan alat pengaturan panjang pendeknya bagian betis menggunakan perekat sehingga pengaturan panjang pendeknya lebih fleksibel.

BAB 5

PENUTUP

5.1 Kesimpulan

Berdasarkan hasil pengujian dan analisis pada penelitian ini, dapat ditarik kesimpulan sebagai berikut:

1. Hasil dari perancangan alat rehabilitasi mampu mengakomodasi mengangkat kaki dengan berat badan 75kg dan tidak terjadi deformasi pada sumbu.
2. Hasil dari pembuatan alat rehabilitasi menunjukkan mampu dipisah antara bagian lutut dan ankle. Masing masing bagian dapat digunakan secara terpisah dan dapat dioperasikan secara terpisah.

5.2 Saran atau Penelitian Selanjutnya

Bagi yang ingin meneruskan penelitian ini. kami memberi beberapa saran:

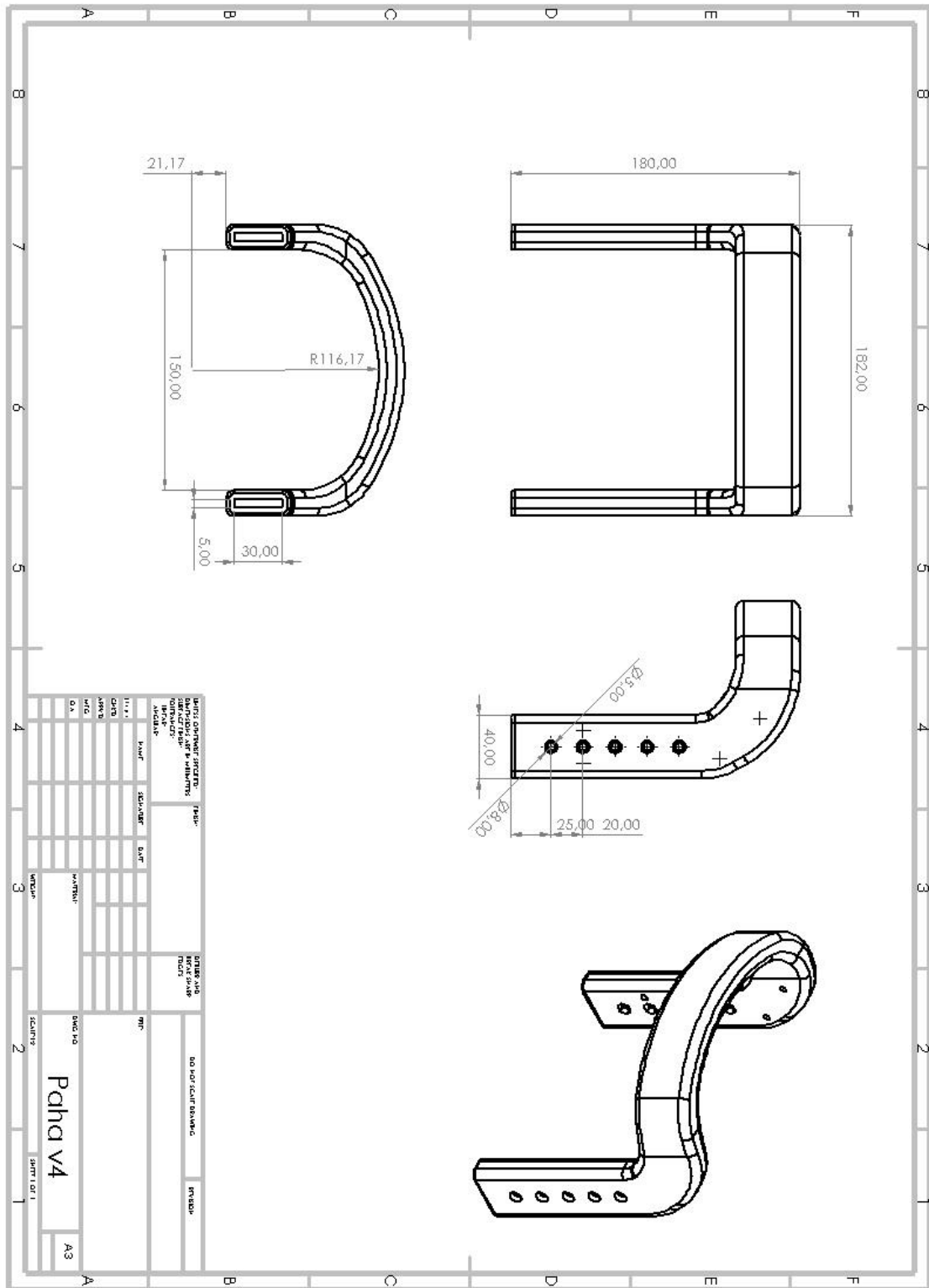
1. Proses pembuatan carbon dilakukan dengan metode molding
2. Memposisikan kembali perekat bagian paha supaya tidak terangkat saat alat bergerak

DAFTAR PUSTAKA

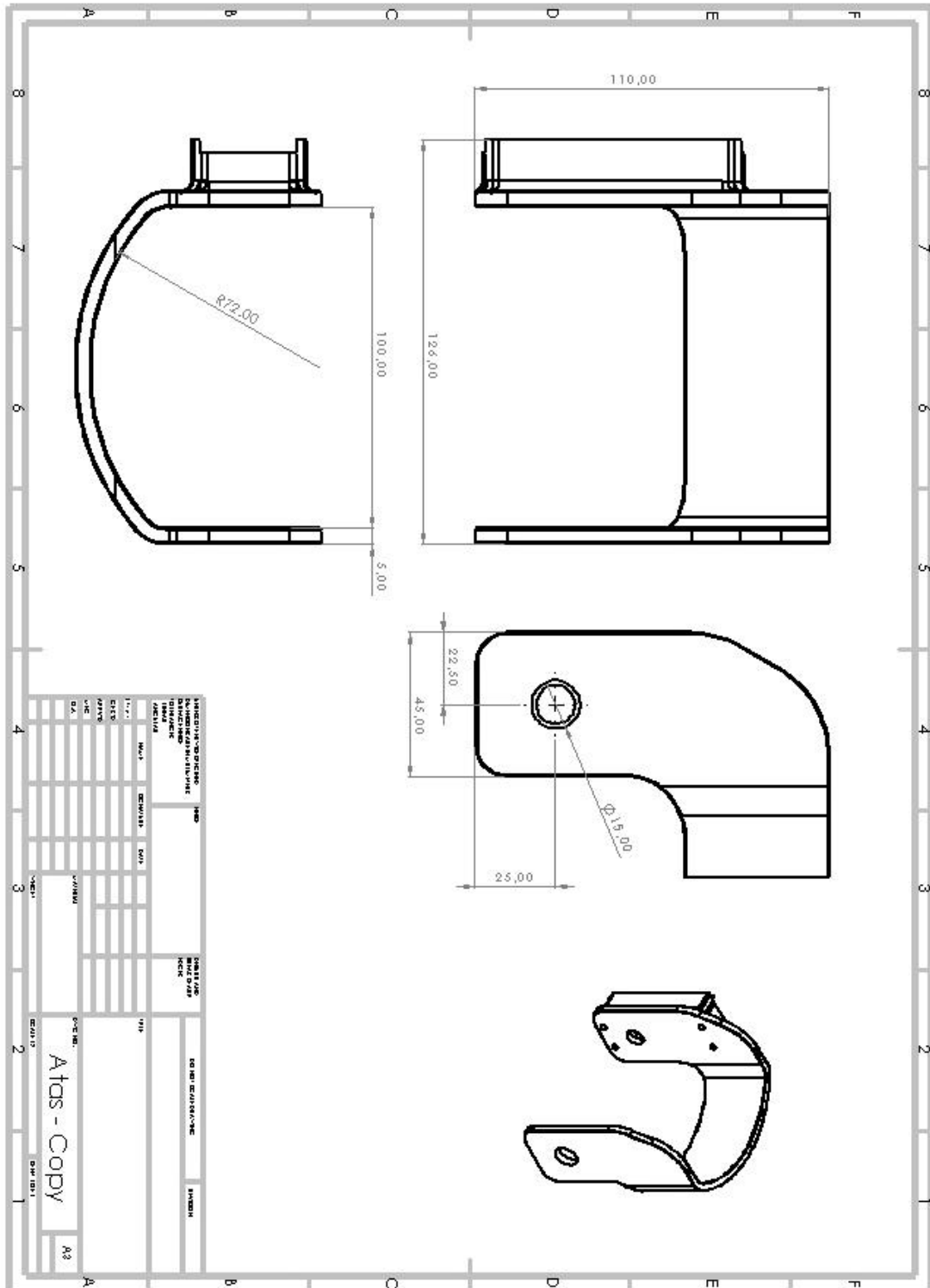
- Abror, M. F. (2021). Desain, Simulasi, Dan Pembuatan Model alat Rehabilitasi Kaki Dengan Dua Derajat Kebebasan. *Skripsi*. Yogyakarta: Universitas Islam Indonesia.
- Aguilar-Sierra, H., Yu, W., Salazar, S., & Lopez, R. (2015). Design and control of hybrid actuation lower limb exoskeleton. *Advances in Mechanical Engineering*, 7(6), 1-13.
- Alfianti, Z. F. (2016). Desain Dan Pembuatan Mesin Stirling Tenaga Matahari Dengan Memanfaatkan Pemanas Matahari Tipe *Box* Untuk Pembangkit Listrik. *Skripsi*. Malang: Universitas Islam Negeri Maulana Malik Ibrahim.
- Antartika, M. P., Ari, M., & Suastika, K. (2020). Perbandingan Hasil Analisis Metode Elemen Hingga Berbasis *Software* Dengan *Simple Supported Calculation* Pada Kapal 50 Pax Crane Barge. *Jurnal Integrasi*, 12(1), 72-78.
- Bridger, R. S. (2009). *Introduction to ergonomics* (Third edition). CRC Press.
- 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.
- Chuan, T. K., Hartono, M., & Kumar, N. (2010). Anthropometry of the Singaporean and Indonesian populations. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 40(6), 757–766.
- Depositphotos. 2022. *Atrofi otot atau contoh gangguan SMA dibandingkan dengan diagram garis besar yang sehat*. [online] Available at: <<https://id.depositphotos.com/538751050/stock-illustration-muscular-atrophy-or-sma-disorder.html>> [Accessed 18 October 2022].
- Díaz, I., Gil, J. J., & Sánchez, E. (2011). Lower-Limb Robotic Rehabilitation: Literature Review and Challenges. *Journal of Robotics*, 2011, 1–11.
- Dnm, A. R. (2005). Pusat Rehabilitasi Penyandang Cacat Kaki Di Yogyakarta. *Skripsi*. Yogyakarta: Universitas Islam Indonesia.
- Gibson, R. F. (1994). *Principles of composite material mechanics*. McGraw-Hill.

- Mott, R. L. (2004). *Elemen-Elemen Mesin dalam Perancangan Mekanis* (1st ed.). New Jersey: Pearson Education.
- Nayiroh, N. (2013). *Teknologi Material Komposit*. 22.
- Pangemanan, D. H. C., Engka, J. N. A., & Supit, S. (2013). Gambaran Kekuatan Otot Dan Fleksibilitas Sendi Ekstremitas Atas Dan Ekstremitas Bawah Pada Siswa/I Smkn 3 Manado. *Jurnal Biomedik (JBM)*, 4(3). S109-118
- Patel, R., Riveros, G., Thompson, D., Perkins, E., Hoover, J. J., Peters, J., & Tordesillas, A. (2019). A Transdisciplinary Approach for Analyzing Stress Flow Patterns in Biostructures. *Mathematical and Computational Applications*, 24(2), 47.
- Poli, P., Morone, G., Rosati, G., & Masiero, S. (2013). Robotic Technologies and Rehabilitation: New Tools for Stroke Patients' Therapy. *BioMed Research International*, 2013, 1–8.
- Ruzuqi, R. (2020). Impact Strength Analysis of Polymer Composite Materials (PCM) Fiber Reinforced in the Fiberboat Application. *Material Science Research India*, 17(2), 170–178.
- Sonawan, H. (2010). *Perancangan Elemen Mesin*. Bandung: Alfabeta
- Sutikno, E. (2011). Analisis Tegangan Akibat Pembebanan Statis Pada Desain Carbody Tec Railbus Dengan Metode Elemen Hingga. *Jurnal Rekaya Mesin*, 2(1), 65-81.
- Wiratama, C. (n.d.). Home. Retrieved October 20, 2022, from <https://www.aeroengineering.co.id/2022/03/kurva-tegangan-regangan-pada-material/>
- Yazdanie, N., & Mahood, M. (1985). Carbon fiber acrylic resin composite: An investigation of transverse strength. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 54(4), 543–547.
- Zhang, F., Hou, Z.-G., Cheng, L., Wang, W., Chen, Y., Hu, J., Peng, L., & Wang, H. (2016). iLeg—A Lower Limb Rehabilitation Robot: A Proof of Concept. *IEEE Transactions on Human-Machine Systems*, 46(5), 761–768.

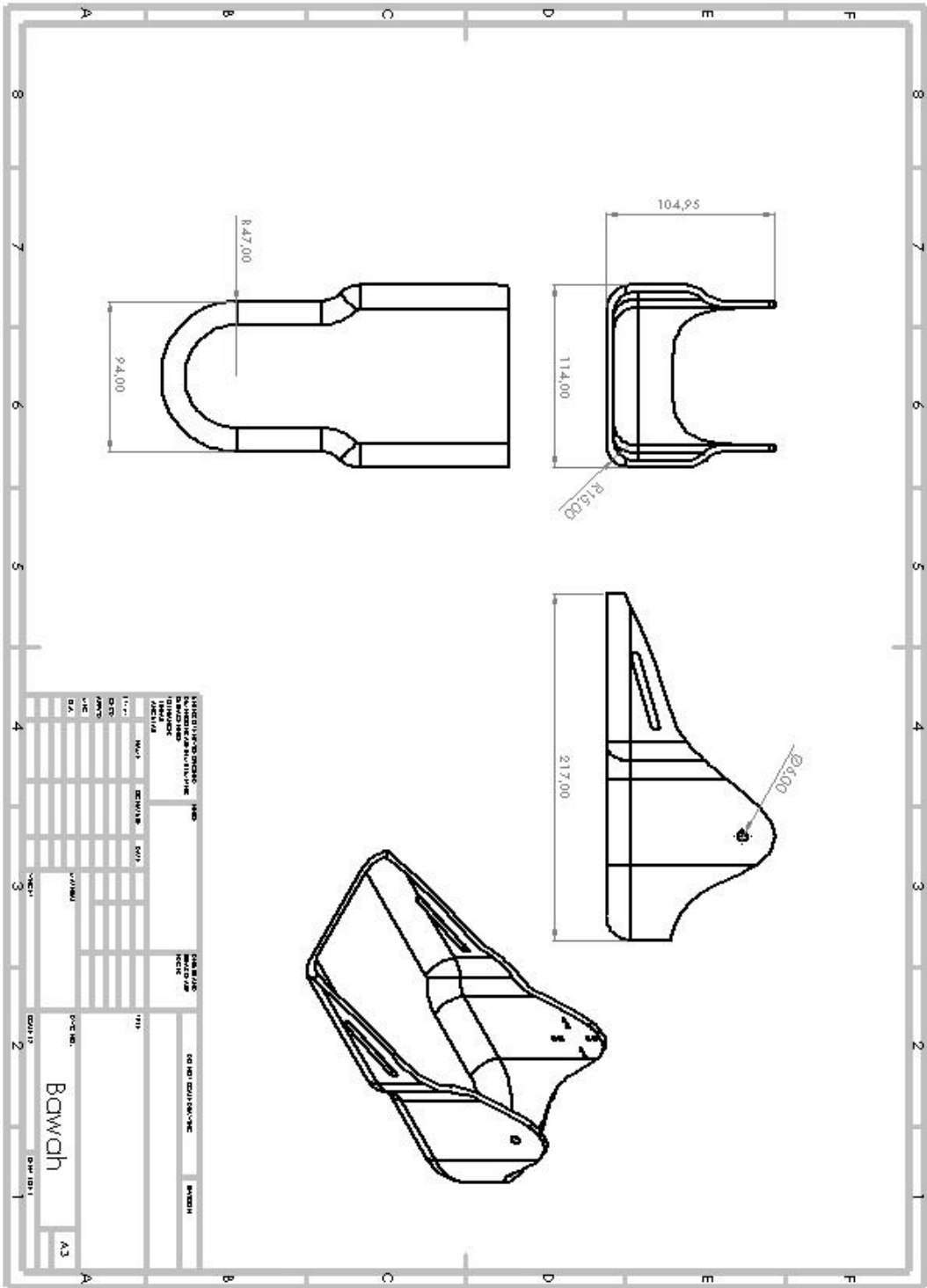
LAMPIRAN 1 DRAWING RANGKA PLASTIK BAGIAN PAHA



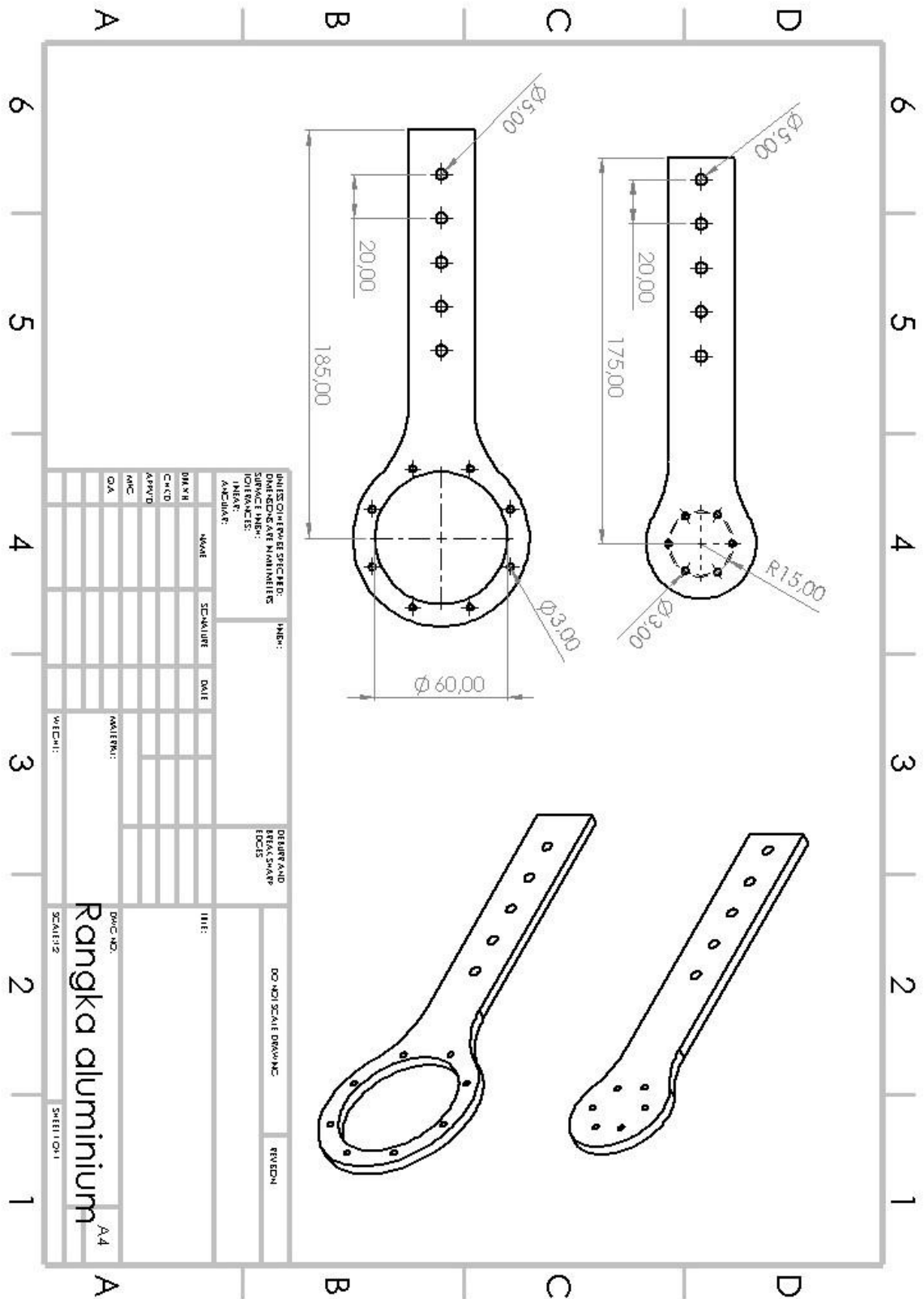
LAMPIRAN 3 DRAWING RANGKA PLASTIK BAGIAN ANKLE



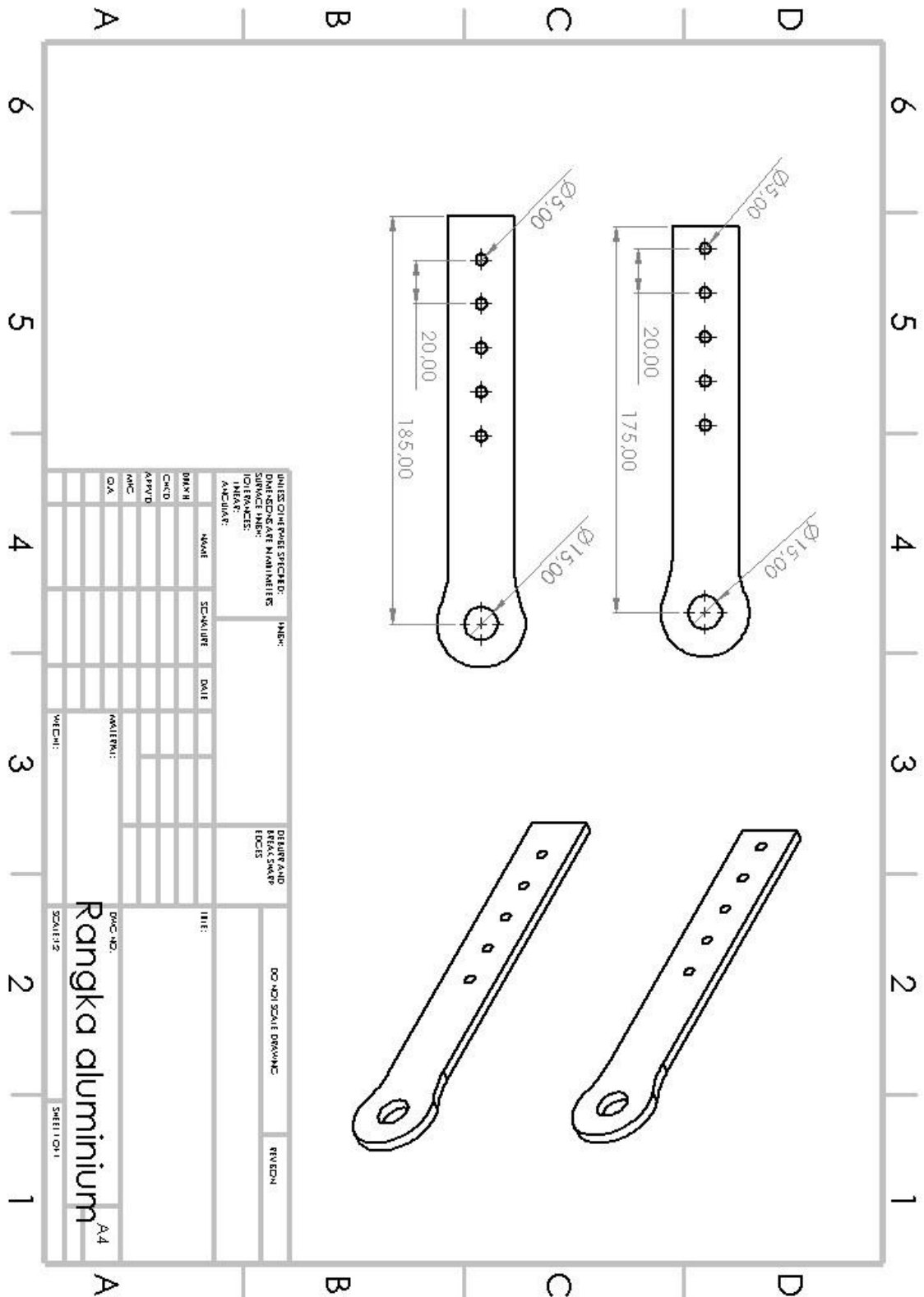
LAMPIRAN 4
DRAWING RANGKA PLASTIK BAGIAN KAKI



LAMPIRAN 5 DRAWING RANGKA ALUMINIUM BAGIAN MOTOR



LAMPIRAN 6 DRAWING RANGKA ALUMINIUM BAGIAN TANPA MOTOR



UNITS OR ENGINE SPECIFIED:		MKS:	
DRAWING SCALE:		1:1	
SHEET NO.:		1	
DATE:			
DRAWN BY:			
CHECKED BY:			
APPROVED BY:			
SCALE:		1:1	
TITLE:		Rangka aluminium	
SHEET NO.:		A4	
SCALE:		1:1	