

**DESAIN, SIMULASI, DAN PEMBUATAN  
MODEL ALAT REHABILITASI KAKI  
DENGAN DUA DERAJAT KEBEBASAN**

**TUGAS AKHIR**

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



**Disusun Oleh :**

**Nama : Muhammad Faisal Abror**

**No. Mahasiswa : 16525068**

**NIRM : 2016070533**

**PROGRAM STUDI TEKNIK MESIN  
FAKULTAS TEKNOLOGI INDUSTRI  
UNIVERSITAS ISLAM INDONESIA  
YOGYAKARTA**

**2021**

## PERNYATAAN KEASLIAN

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

Yogyakarta, 6 September 2021



Muhammad Faisal Abror

**LEMBAR PENGESAHAN DOSEN PEMBIMBING**

**DESAIN, SIMULASI, DAN PEMBUATAN  
MODEL ALAT REHABILITASI KAKI  
DENGAN DUA DERAJAT KEBEBASAN**

**TUGAS AKHIR**

**Disusun Oleh :**

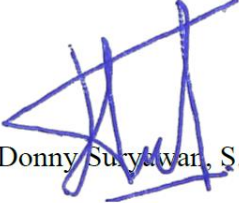
**Nama : Muhammad Faisal Abror**

**No. Mahasiswa : 16525068**

**NIRM : 2016070533**

Yogyakarta, 20 Agustus 2021

Pembimbing I,

  
Donny Suryawan, S.T., M.Eng

**LEMBAR PENGESAHAN DOSEN PENGUJI**

**DESAIN, SIMULASI, DAN PEMBUATAN**

**MODEL ALAT REHABILITASI KAKI**

**DENGAN DUA DERAJAT KEBEBASAN**

**TUGAS AKHIR**

**Disusun Oleh :**

**Nama : Muhammad Faisal Abror**

**No. Mahasiswa : 16525068**

**NIRM : 2016070533**

Tim Penguji


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

Ketua

  
Tanggal : 11 September 2021

Santo Ajie Dhewanto, ST, M.M.

Anggota I

  
Tanggal : 10 September 2021

Purtojo, ST, M.Sc.

Anggota II

  
Tanggal : 8 September 2021

Mengetahui

Ketua Jurusan Teknik Mesin



  
Dr. Eng. Risdiyono, ST, M.Eng.

## HALAMAN PERSEMBAHAN

Saya persembahkan tugas akhir ini untuk:

1. Bapak, Ibu, Hilmy, Mbak Salma dan keluarga besar saya yang selalu mensupport, memotivasi dan mendoakan saya selalu
2. Bapak Dr. Risdiyono, ST, M.Eng selaku ketua Prodi Teknik Mesin
3. Bapak Donny Suryawan, S.T., M.Eng sebagai Dosen Pembimbing
4. Mahasiswa Teknik Mesin UII
5. Teman teman semua yang telah membantu menyelesaikan tugas akhir ini



## HALAMAN MOTTO

“Barang siapa yang melepaskan satu kesusahan seorang mukmin, pasti Allah akan melepaskan darinya satu kesusahan pada hari kiamat. Barang siapa yang menjadikan mudah urusan orang lain, pasti Allah akan memudahkannya didunia dan diakhirat. Barag siapa yang menutupi aib seseorang muslim, pasti Allah akan menutupi aibnya didunia dan diakhirat. Allah senantiasa menolong hambanya selama hambanya itu suka menolong sodaranya”. (HR Muslim)

## KATA PENGANTAR ATAU UCAPAN TERIMA KASIH

*Assalamualaikum Warohmatullahi Wabarokatuh*

*Alhamdulillah*, puji dan syukur kehadiran *Allah Subhanalahu Wa Ta'ala* yang telah melimpahkan rahmat dan hidayahnya sehingga laporan tugas akhir ini dapat terselesaikan, Sholawat serta salam selalu tercurah kepada Nabi Muhammad *Shalallahu 'Alaihi Wasalam* yang telah membawa lentera islam, menerangi jiwa dengan islam, sejak zaman jahiliah hingga zaman ini. Menjadi role model bagi diri untuk selalu berbenah dan sebagai panutan bagi seluruh umat manusia. Laporan ini dikerjakan untuk memenuhi salah satu syarat kelulusan pada program studi Teknik Mesin Universitas Islam Indonesia.

Dalam pengerjaan laporan tugas akhir ini, penulis mendapatkan banyak bantuan dan motivasi dari berbagai pihak, Oleh karena itu penulis mengucapkan banyak banyak trimakasih kepada:

1. Keluarga tercinta, terutama Bapak dan Ibu yang selalu mendoakan anaknya dalam menempuh pendidikan.
2. Bapak Dr. Risdiyono ST, M.Eng selaku ketua prodi Teknik Mesin Universitas Islam Indonesia.
3. Bapak Donny Suryawan, S.T., M.Eng sebagai dosen pembimbing yang selalu ada untuk membantu dalam menyelesaikan tugas akhir ini.
4. Seluru dosen Teknik Mesin yang telah memberikan ilmunya selama proses perkuliahan.
5. Ustadz Fathurrahman Kamal, Lc., M.S.I. yang telah mengajarkan kesabaran, cara berfikir seorang muslim, sebagai contoh bagi para santri untuk belajar.
6. Stevano Tubagus Sampurno selaku partner Tugas akhir, sahabat seperjuangan yang selalu sabar menghadapi diri saya.

7. Teman teman santri Pondok Pesantren Budi Mulia yang selalu menemani, memahami, dan mengajarkan arti hidup dipondok.
8. Teman teman Teknik Mesin 2016 yang telah memberi dukungan dalam banyak hal.

Dalam penyusunan laporan ini penulis menyusun sebaik baiknya namun sebagai manusia penulis tidak lepas dai kesalahan. Maka dari itu peneliti mengharapkan kritik dan saran yang membangun demi laporan yang lebih baik. Penulis berharap laporan ini dapat bermanfaat bagi penulis sendiri dan pembaca.

*Wassalamualaikum Warohmatullahi Wabarokatuh*

Yogyakarta, 20 Agustus 2020



Muhammad Faisal Abror



## ABSTRAK

Rehabilitasi adalah sebuah kegiatan ataupun proses untuk membantu para penderita yang mempunyai penyakit serius atau cacat yang memerlukan pengobatan medis untuk mencapai kemampuan fisik psikologis, dan sosial yang maksimal. Tetapi hal ini sering terhalang dengan alat yang hanya bisa diakses di rumah sakit. Jika pasien membelinya maka akan sangat mahal dan ukuran alat rehabilitasi belum sesuai dengan ortosis orang Indonesia. Oleh karena itu dibutuhkan alat rehabilitasi yang dapat membantu pasien cedera atau stroke mendapatkan rehabilitasi dengan harga yang terjangkau dan sesuai dengan ortosis orang Indonesia. Pada penelitian ini, kami memanfaatkan teknologi *3D Print* dalam pembuatan berbagai partnya serta motor *Power Window* untuk penggerakannya. Pada laporan ini dijabarkan proses perhitungan, menentukan material, pemilihan motor, dan reduce motor yang diperlukan untuk mengangkat beban kaki. Hasil dari penelitian ini adalah berhasil merealisasikan alat bantu rehabilitasi dengan menggunakan motor *power window* sebagai penggerak dan *3D Print* sebagai pelengkap komponen dalam pembuatan alat rehabilitasi ini. Sementara alat mampu mengangkat *subject* seberat 73 Kg .

## **ABSTRACT**

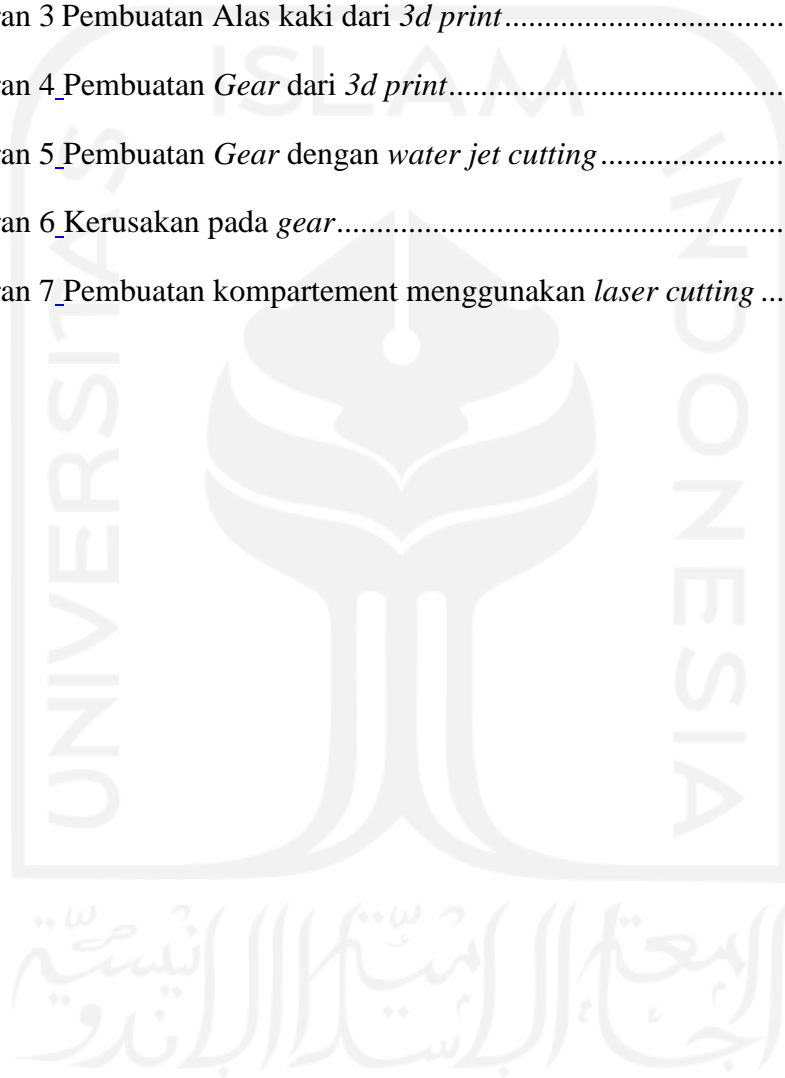
*Rehabilitation is an activity or process to help people who have serious illnesses or disabilities who need medical treatment to achieve maximum psychological, and social physical abilities. But this is often hindered by tools that can only be accessed in hospitals. If the patient buys it self, it will be very expensive and the size of the rehabilitation tool is not in accordance with the ortosis of Indonesians. Therefore, rehabilitation tools are needed that can help injured or stroke patients get rehabilitation at an affordable price and in accordance with indonesian ortosis. In this study, we utilized 3D Print technology in the manufacture of various parts and Power Window motors for driving. In this report outlined the process of calculation, determining the material, motor selection, and reduce motor needed to lift foot weights. The result of this study is to successfully realize rehabilitation aids by using a power window motor as a drive and 3D Print as a complement to the components in the manufacture of this rehabilitation tool. While the tool is able to lift the subject weighing 73 Kg.*

## DAFTAR ISI

Lembar Pengesahan Dosen Pembimbing .....	i
Lembar Pengesahan Dosen Penguji .....	ii
Halaman Persembahan .....	iii
Halaman Motto .....	iv
Kata Pengantar atau Ucapan Terima Kasih .....	v
Abstrak .....	vii
Daftar Isi .....	ix
Daftar Tabel .....	xii
Daftar Gambar .....	xiii
Daftar Notasi .....	xvi
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 .....	13
2.2.1. Cedera .....	13
2.2.2. Stroke .....	14
2.2.3. Rehabilitasi .....	14

2.2.4. Autodesk Inventor 2020 .....	15
2.2.5. Antropometri .....	16
2.2.6. Elemen Mesin .....	19
Bab 3 METODE PENELITIAN.....	24
3.1 Alur Penelitian .....	24
3.1.1. Studi Pustaka .....	24
3.1.2. Kriteria desain.....	25
3.1.3. Pembuatan desain .....	25
3.1.4. Pembuatan model .....	25
3.2 Kriteria Desain .....	25
3.3 Peralatan dan Bahan.....	26
3.4 Perancangan .....	27
3.4.1. Perancangan alat rehabilitasi kaki .....	30
3.5 Simulasi dan Pengujian.....	42
3.5.1. <i>Extension</i> .....	42
3.5.2. <i>Flexion</i> .....	43
3.5.3. <i>Dorsiflexion</i> .....	44
3.5.4. <i>Platarflexion</i> .....	44
3.6 Pembuatan Model .....	45
3.6.1. Pembuatan model alat rehabilitasi kaki .....	45
3.6.2. Perakitan Komponen .....	46
Bab 4 Hasil dan pembahasan.....	47
4.1 Hasil Perancangan Desain Alat Rehabilitasi Kaki.....	47
4.2 Hasil pengujian .....	48
4.3 Analisis dan Pembahasan.....	53
4.4 Kendala .....	69

Bab 5 Penutup	74
5.1 Kesimpulan .....	74
5.2 Saran .....	74
Lampiran 1 <i>Plasma Cuting dan bending</i> .....	77
Lampiran 2 Pembuatan <i>conector</i> dari <i>3d print</i> .....	78
Lampiran 3 Pembuatan Alas kaki dari <i>3d print</i> .....	79
Lampiran 4 Pembuatan <i>Gear</i> dari <i>3d print</i> .....	80
Lampiran 5 Pembuatan <i>Gear</i> dengan <i>water jet cutting</i> .....	81
Lampiran 6 Kerusakan pada <i>gear</i> .....	82
Lampiran 7 Pembuatan kompartement menggunakan <i>laser cutting</i> .....	83



## DAFTAR TABEL

Tabel 2.1 Tinjauan Pustaka .....	11
Tabel 2.2 Data Antropometri Warganegara Indonesia.....	18
Tabel 2.4 Data Distribusi Anggota Tubuh Manusia.....	18
Tabel 2.5 Antropometri Kaki Orang Indonesia.....	19
Tabel 3.1 Keriteria Desain.....	26
Tabel 3.2 Distribusi Massa tiap bagian tubuh dengan berat badan 90 kg .....	29
Tabel 3.3 kekuatan motor dan harganya dipasaran .....	31
Tabel 3.4 tabel distribusi massa pada manusia.....	37
Tabel 3.5 tabel distribusi massa pada manusia dengan berat 90 Kg .....	37
Tabel 3.6 tabel kekuatan bahan .....	38
Tabel 4.1 Tabel hasil pengujian.....	52
Tabel 4.2 total massa alat rehabilitasi.....	63
Tabel 4.3 Biaya yang dikeluarkan .....	68

## DAFTAR GAMBAR

Gambar 1.1 Tren penyakit yang menyebabkan kematian tahun 1990-2017 ( <i>Global Burden of Disease Study 2017, 2017</i> ) .....	1
Gambar 1.2 Tren penyakit yang menyebabkan kematian tahun 2016-2040 ( <i>Global Burden of Disease Study 2017, 2017</i> ) .....	2
Gambar 1.3 Alat rehabilitasi tungkai bawah di situs Alibaba (Ticare, 2020) .....	3
Gambar 1.4 Alat penyangga kaki di situs Tokopedia (Tokoe Sebelah, 2020) .....	3
Gambar 2.1 Macam macam robot rehabilitasi (Díaz, Gil and Sánchez, 2011) .....	7
Gambar 2.2 Robot rehabilitasi <i>Stationary</i> (Díaz, Gil and Sánchez, 2011).....	8
Gambar 2.3 Robot rehabilitasi ekstrimis bawah (Aguilar-Sierra <i>et al.</i> , 2015).....	9
Gambar 2.4 Antropometri Tubuh Manusia .....	17
Gambar 2.5 Antropometri Kaki (Nurmianto, 2008).....	19
Gambar 2.6 Tegangan Normal (Mott, 2004).....	20
Gambar 2.7 Tegangan Geser Pada Paku Keling (Mott, 2004) .....	21
Gambar 2.8 Kurva Tegangan dan Regangan (Sonawan, 2010) .....	23
Gambar 3.1 Alur Penelitian .....	24
Gambar 3.2 Ilustrasi ukuran kaki .....	27
Gambar 3.3 alternatif desain alat rehabilitasi kaki .....	29
Gambar 3.4 Hasil simulasi kebutuhan torsi pada alat rehabilitasi .....	31
Gambar 3.5 Motor <i>Power Window</i> (Daniel Du, 2020).....	32
Gambar 3.6 Rasio <i>gear</i> pada Lutut.....	33
Gambar 3.7 Desain dudukan gearbox atas .....	33
Gambar 3.8 Desain dudukan gearbox bawah .....	34
Gambar 3.9 Desain <i>cover</i> untuk elektrikal .....	35
Gambar 3.10 Desain <i>cover</i> untuk bagian paha .....	35
Gambar 3.11 Desain <i>cover</i> untuk bagian betis .....	36
Gambar 3.12 Desain <i>cover</i> untuk gearbox atas .....	36
Gambar 3.13 Desain shank .....	38
Gambar 3.14 Desain sambungan .....	39
Gambar 3.15 Desain Sambungan ankle.....	39
Gambar 3.16 Ilustrasi <i>belt</i> pada kaki .....	40

Gambar 3.17 Ilustrasi <i>belt</i> pada kaki .....	40
Gambar 3.18 Desain Alas Kaki beserta <i>beltnya</i> .....	41
Gambar 3.19 Ilustrasi alat dilihat dari atas dengan satu penyangga.....	41
Gambar 3.20 Ilustrasi alat dilihat dari atas dengan dua penyangga .....	42
Gambar 3.21 Ilustrasi pergerakan <i>extension</i> .....	43
Gambar 3.22 Ilustrasi pergerakan <i>flextion</i> .....	43
Gambar 3.23 Ilustrasi pergerakan <i>Dorsiflextion</i> .....	44
Gambar 3.24 Ilustrasi pergerakan <i>Platarflextion</i> .....	45
Gambar 4.1 Desain nampak samping .....	47
Gambar 4.2 Desain tanpa cover.....	48
Gambar 4.3 Pengujian Kekuatan alat .....	48
Gambar 4.4 Pengujian Kekuatan ankle alat.....	49
Gambar 4.5 Pengujian Kekuatan alat dengan <i>subject</i> 55 Kg .....	49
Gambar 4.6 Pengujian Kekuatan ankle dengan <i>subject</i> 55 Kg.....	49
Gambar 4.7 Pengujian Kekuatan alat dengan <i>subject</i> 62 Kg .....	50
Gambar 4.8 Pengujian Kekuatan ankle dengan <i>subject</i> 62 Kg.....	50
Gambar 4.9 Pengujian Kekuatan alat dengan <i>subject</i> 73 Kg .....	50
Gambar 4.10 Pengujian Kekuatan ankle dengan <i>subject</i> 73 Kg.....	51
Gambar 4.11 Pengujian Kekuatan ankle dengan <i>subject</i> 80 Kg.....	51
Gambar 4.12 Pengujian Kekuatan ankle dengan <i>subject</i> 90 Kg.....	52
Gambar 4.13 Seketsa distribusi pembebanan <i>gear</i> pada lutut.....	54
Gambar 4.14 Seketsa distribusi pembebanan <i>gear</i> pada ankle .....	55
Gambar 4.15 Analisis <i>gear</i> transisi 1 di <i>software Inventor</i> .....	56
Gambar 4.16 Mencari luas alas dari <i>gear</i> transisi 1 .....	57
Gambar 4.17 Analisis <i>gear</i> transisi 2 di <i>software Inventor</i> .....	58
Gambar 4.18 Mencari luas alas dari <i>gear</i> transisi 1 .....	58
Gambar 4.19 <i>Data sheet</i> PLA .....	59
Gambar 4.20 Ilustrasi penimbangan alat .....	60
Gambar 4.21 Kompartement .....	61
Gambar 4.22 <i>Gearbox</i> atas .....	61
Gambar 4.23 <i>Gearbox</i> bawah.....	62
Gambar 4.24 Berat alas kaki alat.....	62



Gambar 4.25 Berat <i>Frame</i> .....	63
Gambar 4.26 Massa alat dengan <i>cover</i> .....	64
Gambar 4.27 Alat rehabilitasi B08K4MH2YJ (Ticare, 2020) .....	64
Gambar 4.28 alat rehabilitasi BTL-CPMotion K Easy (BTL, 2021) .....	65
Gambar 4.29 Ilustrasi batasan alat rehabilitasi.....	65
Gambar 4.30 Pengujian lutut pada alat rehabilitasi tanpa beban.....	66
Gambar 4.31 Pengujian lutut pada alat rehabilitasi tanpa beban.....	66
Gambar 4.32 Proses print dengan arah print <i>Vertikal</i> .....	69
Gambar 4.33 Proses print dengan arah print <i>Horizontal</i> .....	70
Gambar 4.34 Pengeprintan dengan bahan resin .....	70
Gambar 4.35 Pengeprintan dengan bahan Alumunium.....	70
Gambar 4.36 mengganti gear dengan alumunium.....	71
Gambar 4.37 <i>gear 3D Print</i> yang dimodifikasi.....	71
Gambar 4.38 Suhu motor pada lutut saat pengujian.....	72
Gambar 4.39 Suhu motor pada ankle saat pengujian .....	72



## DAFTAR NOTASI

$\sigma_{geser}$  = Tegangan geser

$F$  = Gaya

$A$  = Luas alas

$\tau$  = Torsi

$r$  = Jari jari gear



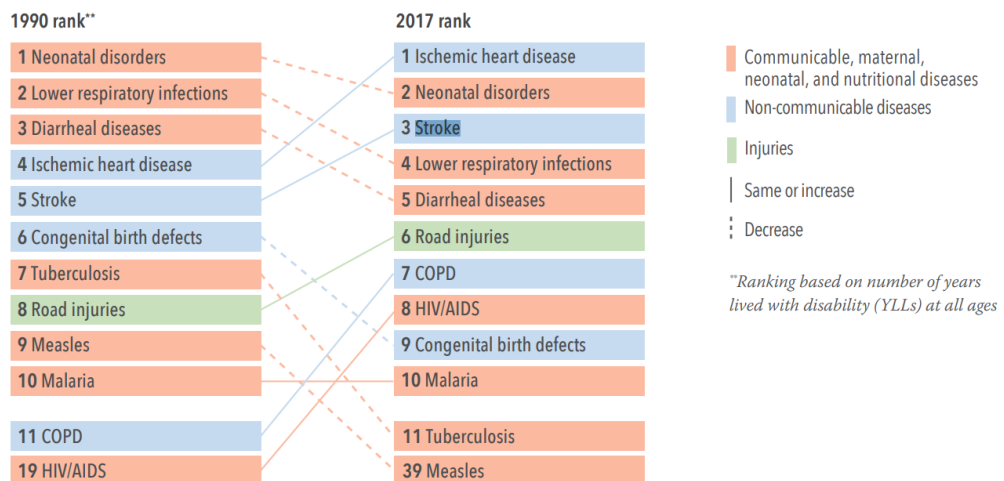
# BAB 1

## PENDAHULUAN

### 1.1 Latar Belakang

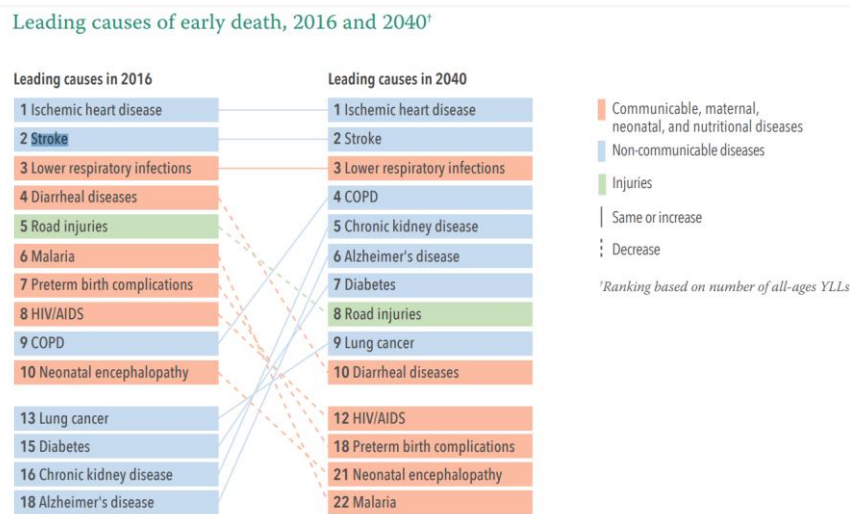
Perkembangan dari tahun ketahun menunjukkan bahwa penderita cedera dan stroke terus mengalami peningkatan. Data RISKESDAS Kementerian Kesehatan Republik Indonesia tahun 2018, kasus cedera yang mengakibatkan kegiatan sehari-hari terganggu mengalami kenaikan dari 7.5% (tahun 2007) naik hingga 9.2 % (tahun 2018) dari jumlah penduduk Indonesia. Dari kasus cedera ini, dibagi kembali dalam proporsi bagian tubuh yang mengalami cedera dan yang terbanyak adalah anggota gerak bawah dengan nilai 67,9% dari total kasus cedera yang ada di Indonesia. Selain cedera, penyakit lain yang mengakibatkan sebagian anggota tubuh sulit untuk di gerakkan adalah stroke. Pasien stroke di Indonesia mengalami kenaikan dari 7% (tahun 2013) menjadi 10,9% (tahun 2018) dari jumlah penduduk di Indonesia.

Menurut data *GBD* tahun 2017, dari tren kasus kematian akibat penyakit pada tahun 1990 stroke menempati peringkat ke lima di dunia. Sedangkan pada tahun 2017 tren kasus stroke naik menduduki peringkat tiga di dunia .



Gambar 1.1 Tren penyakit yang menyebabkan kematian tahun 1990-2017  
(*Global Burden of Disease Study 2017, 2017*)

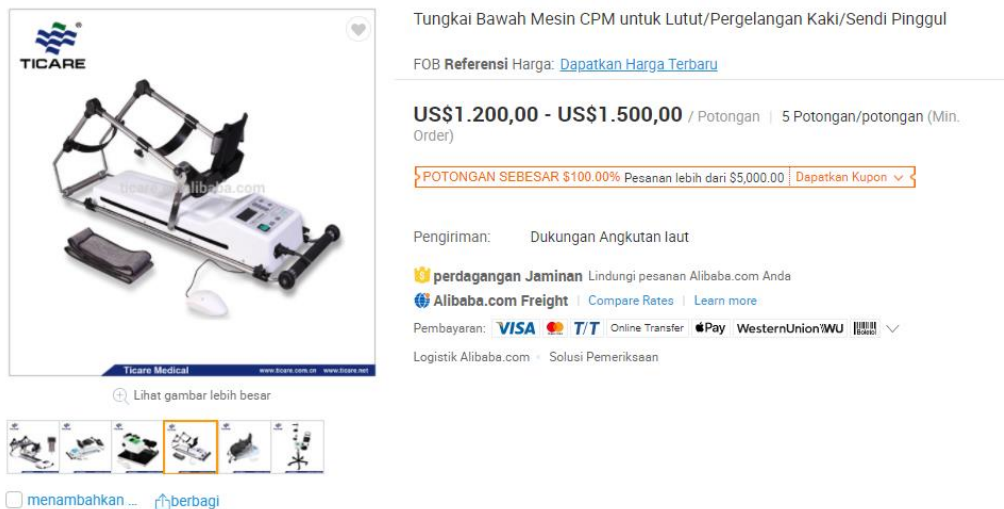
Bahkan tren kasus stroke diseluruh dunia diprediksi akan menempati peringkat ke dua pada tahun 2040 (*Global Burden of Disease Study 2017, 2017*).



Gambar 1.2 Tren penyakit yang menyebabkan kematian tahun 2016-2040 (*Global Burden of Disease Study 2017, 2017*)

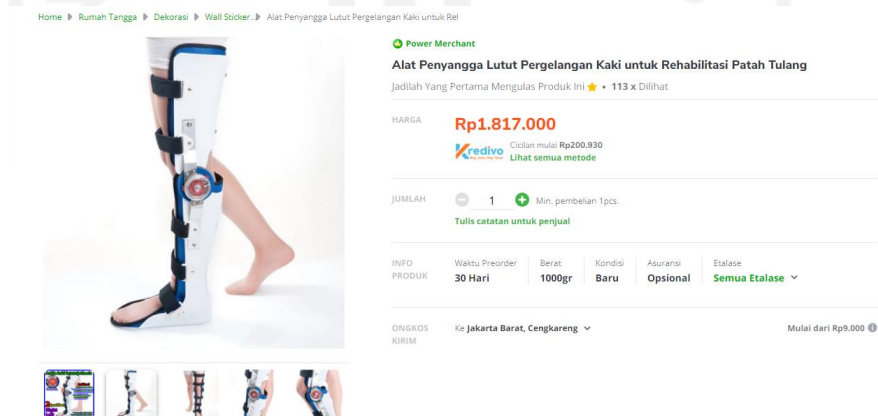
Peningkatan jumlah kasus yang akan terjadi didunia kedepannya mengakibatkan turut berkontribusi pada penurunan produktifitas manusianya termasuk masyarakat Indonesia, sehingga untuk mengembalikan kondisi pasien cedera dan stroke atau memperbaiki kualitas anggota gerak bagian bawah maka dibutuhkan upaya berupa rehabilitasi. Rehabilitasi adalah sebuah kegiatan ataupun proses untuk membantu para penderita yang mempunyai penyakit serius atau cacat yang memerlukan pengobatan medis untuk mencapai kemampuan fisik psikologis, dan sosial yang maksimal (Arnot, 2009). Di dunia medis ada berbagai macam pasien yang mendapat perawatan rehabilitasi diantaranya pasien yang mengalami kecelakaan, menderita cedera dan stroke, sehingga mengalami keterbatasan fungsi tubuh.

Di Indonesia belum banyak alat rehabilitasi kaki bagi penderita cedera dan stroke. Alat rehabilitasi yang ada hanya alat yang dijual di situs jual beli online dan barang tersebut buatan luar negeri.



Gambar 1.3 Alat rehabilitasi tungkai bawah di situs Alibaba (Ticare, 2020)

Contoh produk alat rehabilitasi pada Gambar 1.3. Alat ini digunakan untuk merehabilitasi kaki, diproduksi oleh negara Cina dan harganya sangat mahal yaitu senilai US\$ 1.200,00 atau kurang lebih senilai Rp 17.000.000,00. Bagi seseorang yang membutuhkan rehabilitasi kaki, akan sangat membebani pasien jika harus membelinya. Jika pasien harus ke rumah sakit sebagai penyedia jasa untuk rehabilitasi, waktu yang disediakan untuk rehabilitasi sangat terbatas dan hanya bisa dilakukan di rumah sakit tersebut.



Gambar 1.4 Alat penyangga kaki di situs Tokopedia (Tokoe Sebelah, 2020)

Alat yang tersedia di pasaran Indonesia hanya alat yang digunakan untuk membantu seseorang berjalan seperti pada Gambar 1.4, sedangkan bagi penderita cedera akan sangat beresiko jika kakinya langsung digunakan untuk berjalan.

Begitu pula bagi penderita stroke yang fungsi sendi dan ototnya terganggu akan mengalami kesulitan jika kakinya digunakan untuk berjalan. Sedikitnya literatur-literatur yang mendukung dalam pembuatan alat ini menunjukkan tidak banyak orang yang melakukan riset tentang ini.

Sedikitnya penelitian mengenai alat bantu rehabilitasi ini mengakibatkan masih perlunya dikembangkan alat bantu rehabilitasi yang sesuai dengan antropometri orang Indonesia (tinggi badan antara 150 cm sampai 180 cm) yang dilengkapi motor untuk membantu melatih pergerakan sendi dan otot bagi pasien cedera dan stroke. Alat yang dimaksud adalah alat bantu rehabilitasi kaki dari paha hingga telapak kaki. Kebanyakan alat bantu rehabilitasi digunakan untuk berjalan sehingga hanya dibuat pada bagian lutut hingga telapak kaki untuk menopang tubuh. Selain itu ukuran kaki tidak dapat disesuaikan dengan Antropometri orang Indonesia sehingga akan kesulitan jika ukuran kaki pasien lebih kecil atau lebih besar dari ukuran alat.

Berdasarkan kekurangan dari produk yang ada dipasaran dapat diselesaikan dengan cara merancang sebuah desain alat rehabilitasi kaki yang diberi tambahan motor pada bagian sendi untuk memudahkan pasien memulihkan otot dan sendi sendi yang ada di bagian kaki. Harapannya alat ini dapat membantu memulihkan cedera pasien sehingga pasien dapat menggunakan kakinya seperti semula.

## **1.2 Rumusan Masalah**

Berdasarkan pokok permasalahan dalam latar belakang di atas, maka dapat diambil rumusan masalah berupa bagaimana merancang, menganalisis dan mensimulasikan alat bantu rehabilitasi kaki yang sesuai dengan rentang antropometri orang Indonesia serta dilengkapi dengan motor.

## **1.3 Batasan Masalah**

Pembatasan masalah ini memiliki fungsi agar ruang lingkup pembahasan dalam penelitian menjadi jelas dan tidak meluas ke hal-hal yang tidak diinginkan. Pembatasan masalah yang dimaksud meliputi beberapa hal, yaitu sebagai berikut :

1. Perancangan alat berdasarkan kepada tinggi antropometri orang Indonesia.

2. Pengujian berdasarkan pengujian statis 90kg.
3. Alat bantu hanya digunakan pada kaki sebelah kanan.
4. Alat bantu digunakan dalam kondisi Duduk (tidak untuk berjalan)

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

Penelitian mengenai desain, analisis dan simulasi alat bantu rehabilitasi kaki berdasarkan antropometri orang Indonesia ini bertujuan untuk merancang, menganalisis dan mensimulasikan model alat bantu rehabilitasi kaki yang sesuai dengan rentang antropometri orang Indonesia.

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

Manfaat penelitian ini adalah untuk merancang alat bantu rehabilitasi kaki yang memiliki fungsi lebih sehingga dapat memudahkan pasien untuk membantu rehabilitasi kaki karena menggunakan motor sebagai alat bantu untuk penggerakannya. Selain itu, memungkinkan untuk dilakukan berbagai metode terapi dengan memanfaatkan putaran motor untuk membantu menggerakkan kaki pasien. Meskipun pembuatan alat bantu rehabilitasi ini hanya sampai tahap pembuatan model namun diharapkan dapat digunakan sebagai acuan dalam pengembangan alat bantu rehabilitasi kaki di Indonesia serta dapat direlisasikan pembuatannya secara masal.

#### **1.6 Sistematika Penulisan**

Bagian ini berisikan mengenai urutan dan sistematika penulisan pada laporan tugas akhir ini. Setiap bab akan dijabarkan secara umum sehingga dapat diketahui gambaran dari masing-masing bab secara berurutan. Penulisan sistematika tugas akhir ini dimaksudkan untuk mempermudah dalam pembahasan dari laporan ini. Penulisan sistematika tugas akhir ini dapat dijabarkan sebagai berikut.

## **BAB I PENDAHULUAN**

Bab I membahas mengenai gambaran umum dari perancangan, yang menyajikan latar belakang masalah, rumusan masalah, batasan masalah, tujuan perancangan, manfaat perancangan, serta sistematika penulisan.

## **BAB II TINJAUAN PUSTAKA**

Bab II membahas mengenai teori yang melandasi perancangan yang diambil dari kutipan buku yang berkaitan dengan topik pembahasan serta beberapa literature review yang berhubungan dengan perancangan.

## **BAB III METODE PENELITIAN**

Bab III membahas mengenai metode yang digunakan dalam perancangan dari mulai alur penelitian atau perancangan, peralatan dan bahan, serta perancangan.

## **BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN**

Bab IV membahas mengenai hasil perancangan serta hasil pengujian yang kemudian akan dianalisis.

## **BAB V PENUTUP**

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



## BAB 2

### TINJAUAN PUSTAKA

#### 2.1 Kajian Pustaka

Pengembangan dan peningkatan robot rehabilitasi serta kemajuan teknologi memungkinkan bentuk terapi baru untuk pasien dengan gangguan *neuron* (syaraf). Terapi yang dibantu robot dapat meningkatkan durasi pelatihan dan intensitas untuk pasien sekaligus mengurangi ketegangan fisik untuk terapis (Lünenburger et al., 2007).

Beberapa dekade terakhir, perkembangan teknologi robot rehabilitasi mengalami peningkatan yang sangat pesat. Kini robot dapat membantu pasien yang memiliki penyakit syaraf seperti stroke dan lainnya untuk mengembalikan fungsi sendi dan ototnya melalui rehabilitasi. Dengan bantuan robot, tentunya biaya yang dikeluarkan untuk terapis dapat dipangkas sehingga terapi ini dapat dinikmati oleh semua kalangan (Hablul Barri et al., 2017).

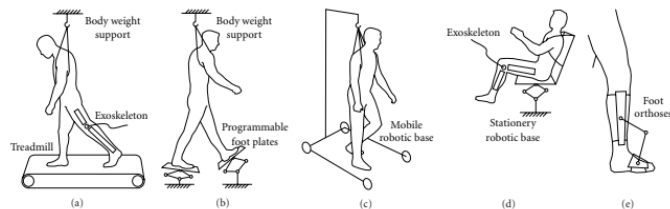


FIGURE 1: Robotic system types for lower-limb rehabilitation: (a) treadmill gait trainers, (b) foot-plate-based gait trainers, (c) overground gait trainers, (d) stationary gait and ankle trainers, and (e) active foot orthoses.

Gambar 2.1 Macam macam robot rehabilitasi (Díaz, Gil and Sánchez, 2011)

Berdasarkan sebuah kajian yang membahas tentang macam macam rehabilitasi robot seperti pada gambar 2.1, dijabarkan berbagai macam robot alternatif rehabilitasi yang ditawarkan bagi pasien cedera dan stroke salah satunya adalah rehabilitasi jenis *stationery*. Rehabilitasi *stationery* memungkinkan pasien untuk meningkatkan kekuatan otot yang lebih tinggi selama menggerakkan kaki. Robot jenis ini sangat membantu bagi pasien yang mengidap stroke, kelainan sendi, bahkan lumpuh sekalipun. Robot jenis ini dapat membantu pasien karena robot ini

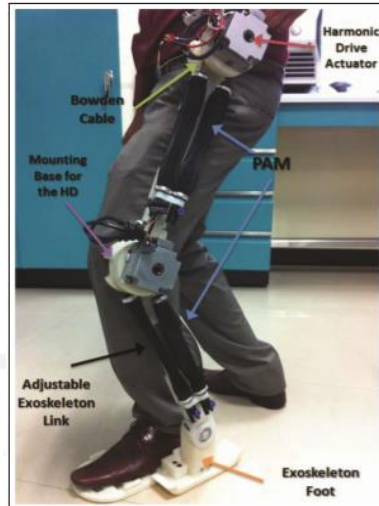
digunakan untuk melatih gerakan pergelangan kaki dan lutut tanpa harus berjalan (Díaz, Gil and Sánchez, 2011).

Alat rehabilitasi jenis ini memiliki kekurangan mobilitas rendah seperti dapat dilihat pada gambar 2.2, sehingga pasien harus datang langsung ke rumah sakit untuk mendapat perawatan rehabilitasi. Selain itu harganya yang mahal membuat seseorang tidak dapat membelinya secara personal. Karena alat ini digunakan untuk terapi khusus di rumah sakit. Sedangkan alat rehabilitasi jenis ini, masih belum ada yang memiliki secara perseorangan.



Gambar 2.2 Robot rehabilitasi *Stationary* (Díaz, Gil and Sánchez, 2011)

Studi lain dijabarkan pula untuk penggunaan motor *DC* sebagai alat bantu penggerak. Seperti pada gambar 2.3, Ide menggunakan motor *DC* sebagai aktuator merupakan ide yang bagus karena aktuator motor *DC driver harmonik* akan memberikan akurasi yang tinggi (Aguilar-Sierra *et al.*, 2015).



Gambar 2.3 Robot rehabilitasi ektrimis bawah (Aguilar-Sierra *et al.*, 2015)

Kenyamanan juga perlu diperhatikan dalam pembuatan suatu produk, ada berbagai macam faktor yang mempengaruhi kepuasan pasien. Didalam jurnal milik Muhammad Hasan Mastrisiswadi dan Herianto yang membahas tentang Analisis Kebutuhan Robot Rehabilitasi Pasien Pasca Stroke dengan Menggunakan Metode Kano. Jurnal ini menjelaskan kepuasan seorang pasien saat menggunakan alat bantu rehabilitasi tangan untuk seorang pasien stroke. Dari jurnal ini didapat beberapa point yang harus ada dalam alat rehabilitasi, diantaranya:

1. Mudah digunakan

Diharapkan robot mudah untuk digunakan karena dengan mudahnya penggunaan robot, pasien akan mudah melakukannya sendiri dan dampak positif lainnya, pasien akan mandiri dalam melakukan rehabilitasi.

2. Robot mudah dipindahkan (*portable*)

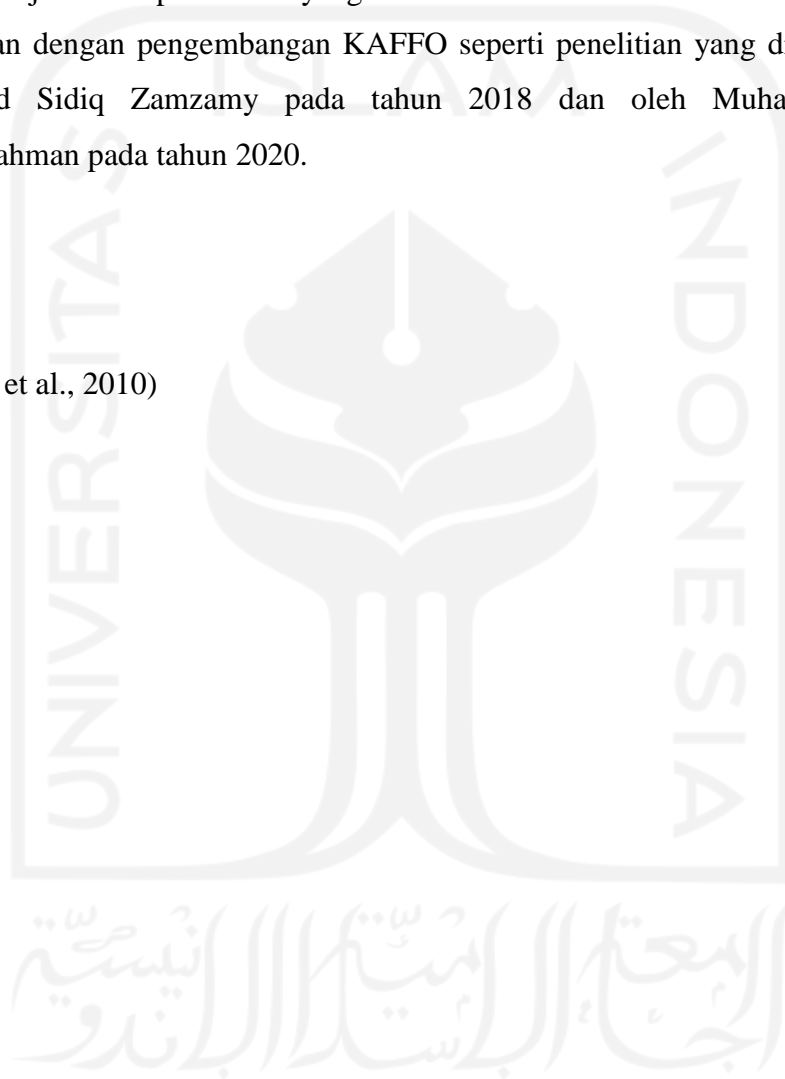
Robot juga diharapkan mudah untuk dipindahkan, karena akan mempermudah pasien untuk menggunakannya dimanapun ia berada. Dengan mobilitas yang tinggi pasien tidak harus terpaksa untuk melakukan rehabilitasi di rumah sakit.

### 3. Harga yang terjangkau

Harga yang terjangkau merupakan salah satu faktor yang mempengaruhi kepuasan pasien. Maka diharapkan banyak kalangan yang dapat membelinya sehingga tidak perlu lagi melakukan rehabilitasi di rumah sakit tetapi dapat dilakukan di rumah masing masing.

Sejauh ini penelitian yang ada di Universitas Islam Indonesia hanya berkaitan dengan pengembangan KAFFO seperti penelitian yang dilakukan oleh Achmad Sidiq Zamzamy pada tahun 2018 dan oleh Muhammad Farid Abdurrahman pada tahun 2020.

(Chuan et al., 2010)



Tabel 2.1 Tinjauan Pustaka

Tahun	Peneliti	Judul Penelitian	Diskripsi
2011	Inaki Díaz, Jorge Juan Gil, dan Emilio Sánchez	<i>Lower-Limb Robotic Rehabilitation: Literature Review and Challenges</i>	Menjabarkan tentang robot rehabilitasi kaki jenis <i>Stasionary</i>
2015	Hipolito Aguilar-Sierra	<i>Design and control of hybrid actuation lower limb exoskeleton</i>	Menggunakan Motor DC dan PAM sebagai penggerak dalam rehabilitasi ekstrimis bawah
2016	Hasan Mastriswadi, dan Herianto	Analisis Kebutuhan Robot Rehabilitasi Pasien Pasca Stroke dengan Menggunakan Metode Kano	Menjabarkan kebutuhan robot untuk meningkatkan kenyamanan pada pasien pasca stroke
2018	Achmad Siddiq Zamzamy	Desain Dan Pembuatan Model Kafo (Knee Ankle Foot Orthosis) Berdasarkan Antropometri Tubuh Orang Indonesia	Mendesain KAFO untuk penyandang lumpuh pada anggota gerak bawah dengan berat pengguna 60 Kg

2020	Novian Fajar Satria, Endah Suryawati Ningrum, Hernandi Firmansyah Putra	Sistem Mekanik dan Elektrik Pada Prototipe Robot Rehabilitasi Kaki	Menjabarkan analisis perhitungan serta saran motor yang digunakan untuk rehabilitasi kaki dengan berjalan
2020	Muh Farid Abdurrahman	Pembuatan Model Kafo (Knee Ankle Foot Orthosis) Berdasarkan Antropometri Tubuh Orang Indonesia	Merealisasikan desain KAFO yang sudah ada agar dapat dibuat dan dapat digunakan secara aman dan nyaman

## **2.2 Dasar Teori**

Berbagai teori yang dijadikan sebagai dasar dalam penelitian akan dipaparkan dalam bab ini. Terdapat beberapa bagian yang akan menjadi dasar utama dalam pembuatan desain alat rehabilitasi.

### **2.2.1. Cedera**

Cedera adalah suatu akibat dari gaya-gaya yang bekerja pada tubuh atau sebagian dari tubuh melampaui kemampuan tubuh, gaya-gaya ini bisa berlangsung dengan cepat atau jangka lama (Silipo *et al.*, 2015). Cedera memiliki berbagai macam jenisnya dan memiliki penanganan yang berbeda beda, secara umum cedera yang mungkin terjadi adalah cedera memar, dislokasi, patah tulang, pendarahan dan masih banyak lagi.

#### **1. Memar (*Contusio*)**

Luka tertutup yang terjadi karena kerusakan jaringan di bawah kulit. Seseorang memandang memar hanya seperti benjolan. Tanda-tanda yang biasa terasa oleh pasien adalah bengkak/menonjol pada bagian luka, disertai rasa sakit dan lemah untuk digerakkan. Cedera ini dapat disebabkan oleh benturan atau pukulan pada kulit. Jaringan di bawah permukaan kulit rusak dan pembuluh darah kecil pecah, sehingga darah dan cairan seluler merembes ke jaringan sekitarnya (Morgan, 1995:63).

#### **2. Dislokasi**

Dislokasi ialah terlepasnya suatu sendi dari tempatnya. Dislokasi ini biasa terjadi pada olahragawan. Bagian bagian yang sering mengalami dislokasi adalah dislokasi di bagian bahu, ankle (pergelangan kaki), lutut dan panggul. Aspek yang meningkatkan efek terjadinya dislokasi ialah kendornya ligamen-ligamen yang pernah mengalami cedera (Kartono Mohammad, 2005:31).

#### **3. Patah tulang (*Fraktur*)**

*Fraktur* atau patah tulang adalah terputusnya kontinuitas tulang, kebanyakan *fraktur* terjadi akibat trauma, beberapa *fraktur* terjadi secara sekunder akibat proses penyakit seperti *osteoporosis* (Engram, 1998 : 266).

#### **4. Pendarahan**

Pendarahan terjadi karena pecahnya pembuluh darah sebagai akibat dari trauma pukulan atau terjatuh. Gangguan perdarahan yang berat dapat menimbulkan gangguan sirkulasi sampai menimbulkan *shocks* (gangguan kesadaran) (Van Mechelen et al. 1992).

##### **2.2.2. Stroke**

Stroke atau yang dikenal juga dengan istilah Gangguan Peredaran Darah Otak (GPDO), merupakan suatu sindrom yang diakibatkan oleh adanya gangguan aliran darah pada salah satu bagian otak yang menimbulkan gangguan fungsional otak berupa defisit neurologik atau kelumpuhan saraf (Reno, 2007).

Stroke juga merupakan penyakit terbanyak ketiga setelah penyakit jantung dan kanker, serta merupakan penyakit penyebab kecacatan tertinggi di dunia. Menurut *American Heart Association (AHA)*, angka kematian penderita stroke di Amerika setiap tahunnya adalah 50 – 100 dari 100.000 orang penderita (Dinata, Safrita and Sastri, 2013).

##### **2.2.3. Rehabilitasi**

Rehabilitasi merupakan sesuatu upaya penangkalan tersier bertujuan untuk meminimalkan kelemahan, kecacatan, meringankan penderita serta menolong para penderita untuk melaksanakan penyesuaian terhadap keadaan yang tidak bisa diatasi lagi dan menjaga kualitas hidup agar senantiasa optimum. Program rehabilitasi medik ialah sesuatu wujud pelayanan kesehatan yang terpadu dengan pendekatan medik, psikososial-edukasional-vokasional untuk tercapainya keahlian fungsional yang semaksimal mungkin.

Rehabilitasi medik bertujuan untuk menyelesaikan masalah kondisi ataupun keadaan sakit lewat paduan intervensi medik, menghindari komplikasi ataupun penyakitnya yang memungkinkan berakibat kecacatan, mengoptimalkan keahlian, guna meningkatkan kegiatan serta partisipasi pada difabel, dan mempertahankan mutu hidup ataupun mengupayakan kehidupan yang berkualitas (Kemenkes RI, 2012).



Kedisiplinan pasien dalam menjalani program rehabilitasi akan mempengaruhi kecepatan dan kesembuhan pasien dari hal hal yang tidak diinginkan. Semakin sering pasien melakukan rehabilitasi, otot otot dan sendinya semakin terlatih sehingga dapat memperlancar seorang pasien untuk segera sembuh dari penyakitnya. Apabila rehabilitasi tidak dilakukan dengan teratur maka dapat mempercepat kelumpuhan secara permanen.

#### **2.2.4. Autodesk Inventor 2020**

*Autodesk Inventor* merupakan salah satu *software* yang digunakan dalam bidang teknik untuk pembuatan desain 2D dan 3D. Penggunaan *software* ini mudah untuk dipelajari dalam pembuatan sket gambar, pemodelan produk dan detail gambar kerja. Cara menggunakan perangkat lunak ini menyerupai cara kerja *Autocad*. Akan tetapi pada *software Inventor* dalam bentuk tiga dimensi langsung berhubungan dengan gambar dua dimensi yang telah digambar sebelumnya (Adi Indra Winata, 2008).

*Autodesk Inventor Professional* merupakan salah satu *software* teknik besutan *Autodesk Corp*. *Software* ini dikembangkan dari *software AutoCAD* dan *Autodesk Mechanical Desktop* sehingga menjadi sebuah *software* baru. *Autodesk Inventor* memiliki beberapa keunggulan diantaranya:

1. Tampilan suatu *part* menjadi lebih nyata karena menggunakan tampilan sesuai dengan material yang digunakan.
2. Kemampuan desain dan pengeditan dalam bentuk *solid model* sehingga dapat memodifikasi desain tanpa harus melakukan desain ulang.
3. Kemampuan mensimulasikan analisis tegangan pada produk yang telah dibuat.
4. Kemampuan menganimasikan file *assembly* sehingga dapat memperlihatkan bagaimana pergerakan yang akan terjadi pada file yang telah dibuat.
5. Kemampuan *automatic create technical 2D drawing*.

Dari keunggulan-keunggulan di atas, maka pemakaian *software Inventor* akan memberikan keuntungan dari segi efisiensi, efektifitas waktu dari produk yang akan didesain, sehingga dapat mempercepat dan membantu mengurangi kesalahan dalam membuat desain karena sudah mensimulasikan terlebih dahulu produk desain di komputer sebelum masuk ke proses produksi massal (Wahyudi, Sunardi, Anugrah, & Adi, 2015).

*Inventor 2020* dirancang untuk menunjang berbagai kebutuhan dalam bidang teknik yang terus berkembang belakangan ini. Pada *inventor* model ini perangkat tambahan yang memungkinkan untuk bekerja sama secara lebih efisien dengan data dari berbagai sumber. Berbagai fitur pengguna secara keseluruhan ditingkatkan untuk meningkatkan tingkat produktivitas dan fleksibilitas. Hal ini memungkinkan untuk dapat merancang secara lebih cepat dan lebih efektif dari pada sebelumnya.

#### **2.2.5. Antropometri**

Bahasa latin istilah antropometri terdiri dari dua buah suku kata yaitu terdiri dari kata “*anthropos*” yang memiliki makna sebagai manusia dan kata “*merton*” yang berarti pengukuran. Jika kedua kata latin tersebut digabungkan maka antropometri akan memiliki makna sebagai pengukuran tubuh manusia (Bridger, 1995).

Penjelasan lebih lanjut mengenai antropometri adalah sebuah studi yang berkaitan dengan suatu dimensi dan karakteristik fisik yang dimiliki pada bagian tubuh manusia. Dimensi serta karakteristik tubuh manusia yang dimaksud adalah meliputi berat, volume, kekuatan otot, pusat inersia pada bagian bagian tubuh serta pusat dari gravitasi (Tayyari & Smith, 1997).

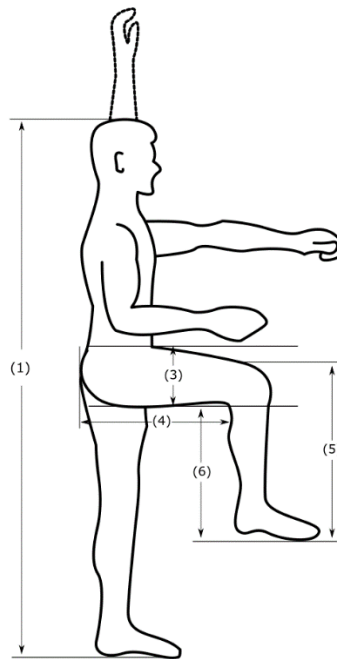
Secara umum antropometri dapat dijabarkan sebagai suatu pengukuran bagian bagian tubuh dari manusia baik meliputi dimensi tubuh maupun karakteristik fisik pada tubuh manusia yang dimiliki, karakteristik fisik inilah yang dimiliki tiap orang, karakterfisik ini yang nantinya akan memiliki fungsi sebagai dasar yang relevan dengan desain produk yang dibuat dan dipakai oleh manusia. Diketahuinya karakteristik dan dimensi tiap bagian tubuh manusia, maka dapat dibuatlah produk yang memiliki ukuran yang sesuai dengan tubuh manusia

sehingga akan berpengaruh dalam menciptakan keselamatan bagi pekerja, serta keselamatan dan kenyamanan bagi penggunanya (Sanders & Mc.Cormick, 1976).

Antropometri sebenarnya telah ada sejak zaman dahulu, terutama mengenai dimensi tubuh dari manusia. Di Indonesia sendiri, perancangan berbagai fasilitas umum maupun fasilitas pribadi sangat memperhatikan aspek dimensi tubuh manusianya. Sebagai contoh penerapan antropometri dalam berbagai bidang di Indonesia diantaranya dibidang pertanian dalam pembuatan alat-alat pertanian, namun disini hanya diterapkan aspek fungsi dan estetika tanpa memperhatikan aspek morfologi (Purnomo, 2013).

Berdasarkan data yang diperoleh maka didapat data berupa ukuran antropometri pada bagian kaki dengan membandingkan tinggi badan dan berat badan. Data yang diperoleh dari penelitian ini berupa data mengenai rata-rata nilai antropometri penduduk Indonesia asli dan penduduk Indonesia keturunan Cina (Chuan & Kumar, 2010).

Data antropometri pada laki-laki dan perempuan Indonesia warga negara asli dapat dilihat pada tabel 2.2 dan ilustrasinya pada gambar 2.4 dengan masing-masing dimensinya dalam cm dan berat badan dalam kg.



Gambar 2.4 Antropometri Tubuh Manusia

Tabel 2.2 Data Antropometri Warga Negara Indonesia (Chuan *et al.*, 2010)

No	Dimensi	Pria			Wanita		
		P5	P50	P95	P5	P50	P95
1	Tinggi	162	172	183	150	159	169
2	Berat Badan	50	63	89,25	29,8	53	80
3	Tebal Paha	12	16	22	11	15	19
4	Jarak dari Lipat Lutut ke Pantat	40	46	54	37	43	51
5	Tinggi Lutut	46	54	62	43	50	60
6	Tinggi Lipat Lutut	38	44	49	38	44	50

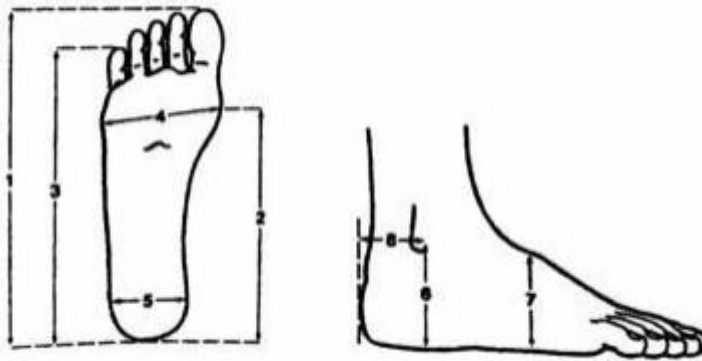
Hasil interpolasi yang telah dilakukan dapat diketahui bahwa panjang telapak kaki merupakan 15,2% dari tinggi badan pada pria sementara itu pada 25 perempuan panjang telapak kaki senilai 14,7% dari tinggi badan. Pada bagian selanjutnya akan dipaparkan mengenai ukuran antropometri pada bagian-bagian kaki orang Indonesia (Nurmianto, 2008).

Tabel 2.3 menunjukkan tentang persentase data distribusi massa tiap anggota tubuh berdasarkan berat badan dalam kg.

Tabel 2.3 Data Distribusi Anggota Tubuh Manusia (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
<b>Total mass:</b>			155

Nilai rata-rata panjang bagian-bagian dari kaki orang Indonesia asli secara normal dapat dilihat pada tabel 2.5. Masing-masing bagian memiliki satuan dalam mm.



Gambar 2.5 Antropometri Kaki (Nurmianto, 2008)

Gambar 2.4 memuat dimensi kaki sesuai antropometri orang Indonesia yang datanya dapat dilihat pada tabel 2.5.

Tabel 2.4 Antropometri Kaki Orang Indonesia (Nurmianto, 2008)

No	Dimensi	Laki-laki				Perempuan			
		$P_5$	$P_{50}$	$P_{95}$	SB	$P_5$	$P_{50}$	$P_{95}$	SB
1.	Panjang telapak kaki	230	248	266	11	212	230	248	11
2.	Panjang telapak lengan kaki	165	178	191	8	158	171	184	8
3.	Panjang kaki sampai jari kelingking	186	201	216	9	178	191	204	8
4.	Lebar kaki	82	89	96	4	81	88	95	4
5.	Lebar tangkai kaki	61	66	71	3	49	54	59	3
6.	Tinggi mata kaki	61	66	71	3	59	64	69	3
7.	Tinggi bagian tengah kaki	68	75	82	4	64	69	74	3
8.	Jarak horisontal tangkai mata kaki	49	52	55	2	46	49	53	2

## 2.2.6. Elemen Mesin

### 1. Moment

Beban Statis adalah suatu gaya atau momen yang bekerja secara diam pada suatu elemen. Agar benda diam maka gaya atau momen tersebut haruslah mempunyai besaran yang tidak berubah. Titik pusat tidak berubah, dan arahnya tidak berubah (Shigley & Mitchell, 1999).

Banyak sistem otot dan tulang pada tubuh yang berfungsi sebagai tuas. Dengan adanya tuas pada anggota tubuh memungkinkan adanya momen yang bekerja pada tuas tersebut, momen adalah hubungan antara gaya radial terhadap titik yang menjadi tumpuan, untuk menunjukkan hubungan dari parameter diatas maka dibuat persamaan sebagai berikut:

$$\text{Momen Lentur} = \text{Gaya radial} \times \text{Jarak}$$

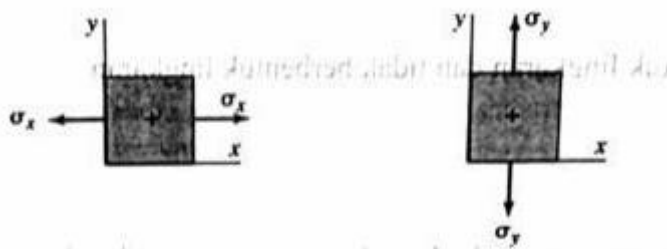
$$M = F \times L$$

## 2. Tegangan

Permasalahan dalam perancangan suatu elemen adalah kekuatan dari suatu elemen menahan beban luar yang bekerja padanya, beban luar tersebut yang menyebabkan adanya tegangan dalam pada elemen tersebut (Shigley & Mitchell, 1999). Sehingga tegangan dapat didefinisikan sebagai tahanan dalam yang disediakan oleh satu satuan luas bahan kepada beban luar yang diberikan. Salah satu tujuan utama dari analisis tegangan pada suatu elemen adalah menentukan letak titik dengan beban dalam tertinggi pada elemen tersebut. Secara fundamental terdapat dua jenis tegangan (Mott, 2004).

### Tegangan Normal

Tegangan normal didefinisikan sebagai tegangan yang terjadi karena arah gaya tegak lurus terhadap permukaan-permukaan elemen yang berlawanan. Tegangan normal menghasilkan dua tegangan yang dipengaruhi arah gaya yang bekerja, yaitu tegangan tarik dan tegangan tekan. Tegangan tarik cenderung meyobek elemen sedangkan tegangan tekan cenderung meremukan elemen (Mott, 2004) seperti yang terlihat pada gambar 2.9.



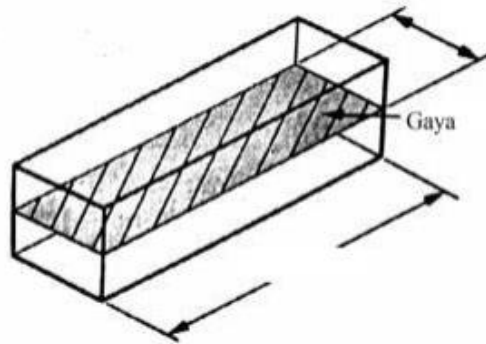
Gambar 2.6 Tegangan Normal (Mott, 2004)

Apabila sebuah elemen mempunyai beban luar yang terdistribusi merata pada keseluruhan luas penampang melintangnya maka besarnya tegangan dapat dihitung dari rumus tegangan normal sebagai berikut:

$$\sigma = \frac{\text{Gaya}}{\text{Luas}} = \frac{F}{A}$$

### **Tegangan Geser Lurus**

Tegangan geser lurus terjadi apabila gaya yang diberikan berkecenderungan memotong material yang dikenai beban (Mott, 2004). Bisa dikatakan tegangan geser lurus terjadi apabila gaya yang bekerja pada material sejajar dengan luas permukaan bidang kerja, seperti yang terlihat pada gambar 2.6.



Gambar 2.7 Tegangan Geser Pada Paku Keling (Mott, 2004)

Metode perhitungan tegangan geser lurus serupa dengan metode untuk perhitungan tegangan tarik lurus karena gaya yang diberikan diasumsikan terdistribusi merata pada keseluruhan penampang lintang elemen yang menahan gaya, tetapi jenis tegangan yang digunakan adalah tegangan geser. Dengan demikian, rumus untuk tegangan geser lurus dapat dituliskan:

$$\tau = \frac{\text{Gaya Geser Luas}}{\text{Bidang Geser}} = \frac{F}{As}$$

### *3. Safety Factor*

Elemen mesin akan mengalami kegagalan jika tegangan yang terjadi lebih besar dari kekuatan material. Begitu juga sebaliknya elemen mesin akan aman jika kekuatan material lebih besar dari tegangan yang terjadi (Sonawan, 2010).

Pernyataan tersebut menunjukkan adanya hubungan antara kekuatan material dengan tegangan yang terjadi, hubungan keduanya dinyatakan sebagai berikut:

$$SF = \frac{\text{Kekuatan Material}}{\text{Tegangan yang terjadi}}$$

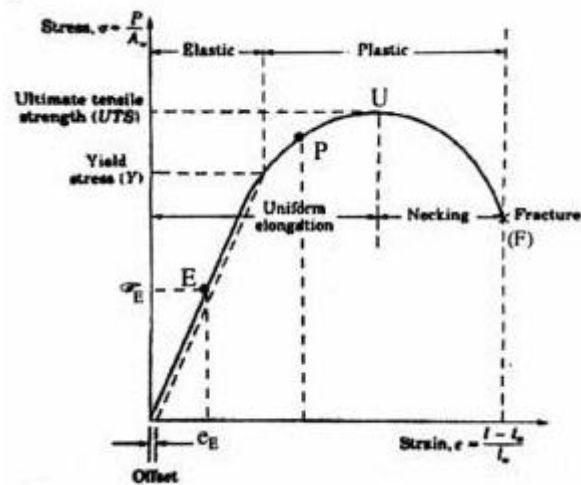
Hubungan diantara kedua variable disebut faktor keamanan (SF). Berdasarkan persamaan diatas suatu elemen mesin dinyatakan aman jika kekuatan material lebih besar dari tegangan yang terjadi. Artinya nilai faktor keamanan juga harus selalu lebih besar dari satu (Sonawan, 2010).

Secara mendasar kegagalan dari suatu struktur dinyatakan bila stuktur tidak dapat berfungsi lagi dengan baik untuk menerima pembebanan sesuai dengan yang direncanakan. Terdapat beberapa teori kegagalan yang digunakan dalam perancangan, salah satunya adalah *The Maximum Energy of Distortion Theory (Von Mises Theory)*. Teori kegagalan ini menyatakan bahwa luluh akan terjadi bila tegangan *octahedral maksimum* yang terjadi melebihi harga limit yang diketahui (Sutikno, 2011). Pada perancangan ini harga limit yang digunakan adalah *yield strenght* (tegangan luluh) dari material.

#### 4. Kekuatan Material

Kekuatan merupakan sifat yang dimiliki oleh setiap material. Kekuatan material bisa diperoleh dari pengujian yang dikenal dengan pengujian tarik, dari pengujian tersebut akan didapatkan hasil berupa kurva uji tarik. Pengujian tarik menggambarkan suatu peristiwa kegagalan material akibat dari pembebanan (Sonawan, 2010). Berikut adalah contoh kurva tegangan regangan :





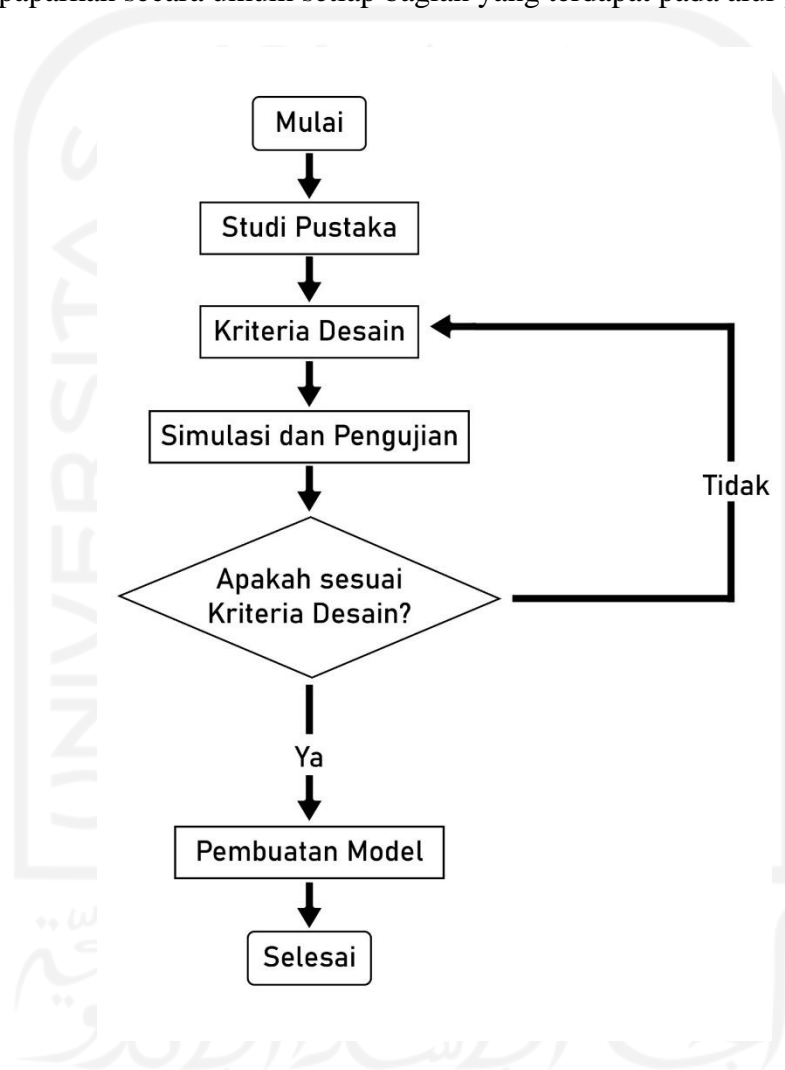
Gambar 2.8 Kurva Tegangan dan Regangan (Sonawan, 2010)

Proses pengujian tarik adalah proses deformasi (perubahan bentuk). Selama kurvanya linier selama itu pula deformasi yang terjadi adalah deformasi elastis (perubahan bentuk sementara), sedangkan dalam kurva yang tidak linier maka deformasi yang terjadi adalah deformasi plastis (perubahan bentuk permanen) seperti yang terlihat pada Gambar 2.7. Perancangan deformasi boleh saja terjadi akan tetapi deformasi yang terjadi dibatasi hanya deformasi elastis bukan deformasi plastis (Sonawan, 2010).

## BAB 3 METODE PENELITIAN

### 3.1 Alur Penelitian

Alur penelitian yang dilakukan dapat dilihat pada gambar 3.1. Kemudian akan dipaparkan secara umum setiap bagian yang terdapat pada alur penelitian.



Gambar 3.1 Alur Penelitian

#### 3.1.1. Studi Pustaka

Tahap awal yang dilakukan berupa studi pustaka. Studi pustaka ini dimaksudkan untuk mengetahui penelitian penelitian sebelumnya, sehingga dapat dijadikan sebagai dasar penelitian dan pengembangan yang akan dilakukan. Studi pustaka ini terdapat berbagai literatur yang digunakan berupa jurnal ilmiah, artikel,

dan buku elektronik. Selain itu dibahas pula antropometri orang Indonesia sehingga dapat dijadikan dasar dalam pendesainan.

### **3.1.2. Kriteria desain**

Setelah dilakukan studi pustaka dilanjutkan dengan penentuan kriteria desain. Kriteria desain ditentukan dari beberapa penelitian yang telah dilaksanakan. Kriteria desain juga digunakan untuk menjadi pembatas dalam pembuatan suatu desain, sehingga desain akhir dapat ditentukan berhasil atau tidaknya.

### **3.1.3. Pembuatan desain**

Pembuatan desain, diawali dengan melakukan sketsa awal yang kemudian direalisasikan dalam bentuk *3D sketch* di *Autodesk Inventor 2020*. Setelah itu dilakukan pengujian terhadap desain yang telah dibuat. Jika desain yang dibuat belum memenuhi *Safety Factor* yang telah ditentukan maka akan dilakukan pendesainan ulang dan kembali ke tahap desain. Namun jika telah memenuhi kriteria yang telah ditentukan maka dapat dilanjutkan ke tahap pembuatan model.

### **3.1.4. Pembuatan model**

Pembuatan model dilakukan untuk mewujudkan bentuk asli dari kaki manusia yang telah dibuat. Pemodelan yang dimaksud hanya untuk menyerupai bentuk asli dari desain sebelumnya tanpa memperhatikan segi kekuatan dan penggunaan materialnya.

## **3.2 Kriteria Desain**

Kriteria dari desain alat rehabilitasi kaki yang akan dibuat dapat dilihat pada tabel 3.1.

Tabel 3.1 Keriteria Desain

No	Kriteria	Deskripsi	Dasar	Sumber
1.	Kuat	Robot rehabilitasi mampu menahan beban kaki orang Indonesia yang memiliki berat badan 90 Kg	Mampu menahan berat badan hingga 100 kg	(Chuan et al., 2010)
2.	Ringan	Robot rehabilitasi mempunyai massa kurang dari 4 Kg agar mempermudah mobilitasnya tanpa harus menghilangkan faktor kekuatan	Robot mudah dipindahkan (portable) yang masuk dalam kategori <i>must be</i> dan robot dapat digunakan dimana saja yang termasuk dalam kategori <i>attractive</i>	(Hablul Barri et al., 2017)
3.	Presisi	Robot Rehabilitasi mampu bergerak dengan rentang 0° sampai 90° untuk lutut dan -20° sampai 45° untuk <i>ankle</i> secara berulang kali	Lutut mampu menciptakan gerak <i>flexion</i> dari sudut 0° sampai 135°	(Norkin & White, 2016)
			<i>Ankle</i> menciptakan gerak <i>dorsiflexion-platarflexion</i> yaitu -20° sampai 50°	(Norkin & White, 2016)
4	Harga terjangkau	Harga kurang dari Rp 2.000.000 atau dibawah harga yang ada dipasar online	Atribut harga yang terjangkau merupakan atribut yang mempengaruhi tingkat kepuasan tertinggi konsumen	(Hablul Barri et al., 2017)

### 3.3 Peralatan dan Bahan

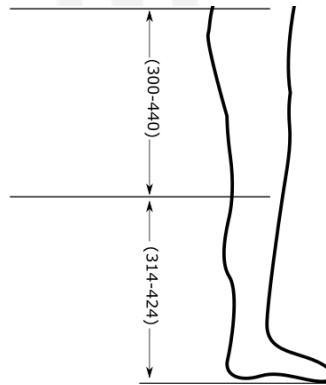
Peralatan dan bahan merupakan bagian penting dalam menyelesaikan tugas akhir. Peralatan dan bahan yang tersedia akan memudahkan dalam merealisasikan alat rehabilitasi ini. Adapun peralatan dan bahan yang dibutuhkan dalam pembuatan dan penyusunan tugas akhir ini adalah:

1. PC
2. Software Autodesk Inventor 2020
3. 3D Printing

4. *Laser Cutting*
5. Mesin bubut
6. Gerinda
7. Amplas
8. Kikir
9. Ragum
10. *Gear*
11. Motor DC Power Window
12. Mur dan Baut D6 mm
13. *Worm gear*
14. Plat tebal Alumunium 25 x 5 mm
15. Filamen *3D printing* jenis ESUN

### 3.4 Perancangan

Perancangan diawali dengan mengetahui panjang masing masing bagian kaki. Berdasarkan tabel 2.2 ada dua bagian yang digunakan yaitu Jarak dari lipat lutut ke pantat dan tinggi lipat lutut. Sehingga didapat hasil perancangan sebagai berikut:



Gambar 3.2 Ilustrasi ukuran kaki

#### 1. Frame bagian paha

Panjang frame pada bagian paha menurut tabel 2.2 sekitar 400 mm sampai 540 mm. panjang frame tersebut didapatkan dari 5 persentil sampai 95 persentil panjang lipat lutut sampai pantat. Akan tetapi panjang dikurangi

agar dapat tidak terlalu panjang saat digunakan. Sehingga panjang yang digunakan adalah 300 mm sampai 440 mm.

## 2. Frame bagian betis

Panjang frame pada bagian betis menurut tabel 2.2 sekitar 380 mm sampai 490 mm. Panjang frame tersebut didapatkan dari 5 persentil sampai 95 persentil tinggi lipatan lutut. Akan tetapi panjang dikurangi tinggi mata kaki rata rata seperti pada tabel 2.4 yaitu sepanjang 66 mm. Sehingga panjang yang digunakan adalah 314 mm sampai 424 mm.

Proses perancangan selanjutnya dilakukan dengan *menggunakan software Autodesk Inventor 2020*. Perancangan ini dibagi dalam dua tahapan, yaitu merancang bagian bagain yang dibutuhkan dalam pembuatan alat rehabilitasi dan proses perakitan komponen. Perlunya untuk memperhatikan massa tiap bagian dari kaki supaya dapat memperkirakan ukuran bahan dan desain yang akan dibuat. Tabel 2.3 dapat dilihat data distribusi anggota tubuh manusia. Jika dilihat nilai dari tabel tersebut, nilai Thigh besarnya 20%, Leg 9,3% dan Foot 2,9% dari berat tubuhnya. Dengan demikian dapat dihitung massa kaki pasien jika memiliki berat badan 90 Kg.

$$\begin{aligned} \textit{Thigh} &= 20\% \times \text{berat badan pasien} \\ &= 20\% \times 90 \textit{ Kg} \\ &= 18 \textit{ Kg} \text{ (nilai sepasang paha)} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \textit{Leg} &= 9,3\% \times \text{berat badan pasien} \\ &= 9,3\% \times 90 \textit{ Kg} \\ &= 7,44 \textit{ Kg} \text{ (nilai sepasang betis)} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \textit{Foot} &= 2,9\% \times \text{berat badan pasien} \\ &= 2,9\% \times 90 \textit{ Kg} \end{aligned}$$

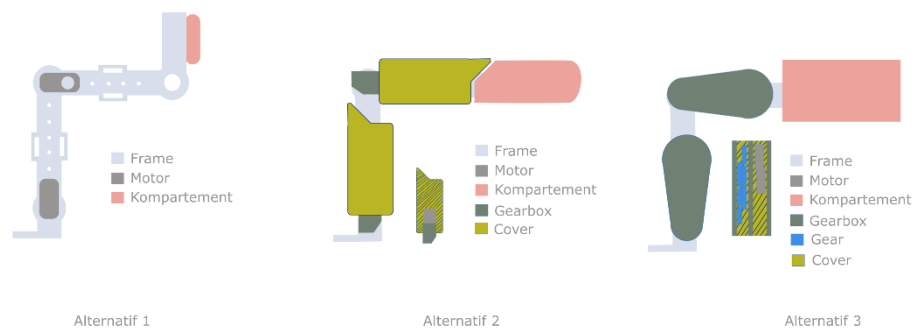
$$= 2,32 \text{ Kg (nilai sepasang kaki)}$$

Hasil perhitungan berat masing masing bagian dapat dilihat dalam tabel 3.2.

Tabel 3.2 Distribusi Massa tiap bagian tubuh dengan berat badan 90 kg

	Massa pasien	Persentase	Sepasang	Single
Massa paha	90 Kg	20 %	18 Kg	9 Kg
Massa betis		9,3 %	7,44 Kg	4,185 Kg
Massa kaki		2,9 %	2,32 Kg	1,305 Kg
Total				14,49 Kg

Berdasarkan distribusi massa pada tabel 3.2, maka berat yang harus ditopang alat minimal 14,49 Kg. Berat badan 90 Kg menjadi patokan supaya saat alat digunakan dengan pasien yang berat badannya dibawah 90 Kg, alat masih kuat untuk mengangkat.



Gambar 3.3 alternatif desain alat rehabilitasi kaki

Hasil pembuatan alternatif desain dapat dilihat pada Gambar 3.2. Desain pertama menggunakan *motor 380* untuk bagian lutut karena *motor 380* memiliki torsi yang besar. Sedangkan bagian bawah menggunakan motor *Power Window*. Desain pertama ini meletakkan kompartemen pada bagian pinggang. Kekurangan desain ini yaitu diharuskan membuat sampai pinggang. Selain itu, harga *motor 380* yang mahal sehingga dibuatlah alternatif lain.

Desain kedua menggunakan motor *Power Window* tetapi hanya diambil bagian *Worm gearnya* agar mempermudah dalam *me-reduce* motor. Kekurangan dari desain ini adalah sulitannya mengambil *worm gearnya* saja dalam motor *power*

*window* sehingga desain ini belum bisa dibuat. Selain itu *cover*-nya yang terlalu besar juga menjadi pertimbangan dalam pemilihan desain . Jika *cover*-nya terlalu besar maka bahan atau *filament* yang dibutuhkan semakin banyak. Maka dibuatlah desain ke 3 yang menjadi alternatif dari kedua desain sebelumnya.

Desain ketiga menggunakan motor *power window* yang bagian *input*-nya dimodifikasi sehingga *gear* dapat disesuaikan dengan kebutuhan. *Reduce* motor juga dibuat sesuai kebutuhan motor agar dapat mengangkat kaki pasien yang akan direhabilitasi. *Cover* disesuaikan dengan motor serta *cover* plat disesuaikan dengan bentuknya agar tidak menghabiskan banyak *filament*.

Berdasarkan pertimbangan dan analisis maka dipilih desain ke-3 karena sudah menggunakan motor *power window* sebagai penggerak. Selain itu ukuran *cover* yang dapat menyesuaikan *gearbox* dapat meminimalisir pengeluaran. Sehingga dipilihlah desain ke tiga untuk dibuat model alat rehabilitasinya.

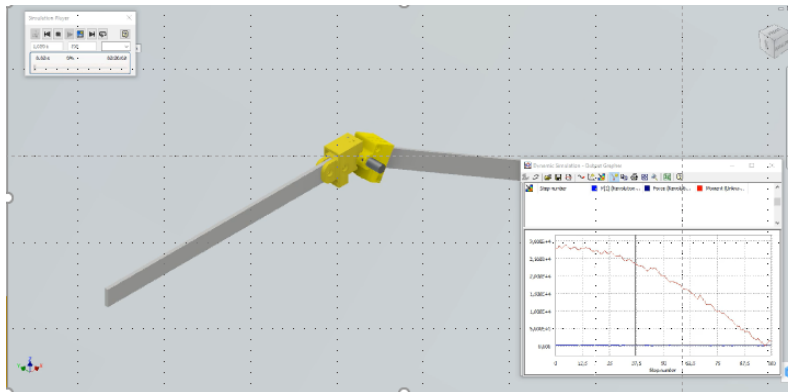
#### **3.4.1. Perancangan alat rehabilitasi kaki**

Pembuatan alat rehabilitasi ini terbagi dalam delapan komponen utama yaitu motor, dudukan untuk motor, *cover* motor, plat bagian paha, plat bagian betis, *conector*, *cover* paha dan betis serta alas kaki. Semua komponen diatas dibuat dalam software *Autodesk inventor* dengan perbandingan 1:1 dengan kata lain menggunakan ukuran sebenarnya. Berikut komponen komponennya

##### **1. Motor**

Perhitungan nilai torsi dilakukan untuk mengetahui spesifikasi motor yang diperlukan oleh alat bantu rehabilitasi. Nilai torsi didapat melalui simulasi dinamik menggunakan software *Autodesk Inventor 2020*. Proses mendapatkan nilai torsi dari simulasi dinamik adalah memasukan nilai massa kaki yang telah ditambah dengan berat *gearbox* yang memiliki berat diasumsikan 1 Kg. Massa yang digunakan adalah massa betis, alas kaki dan 2 *gearbox* yang diinputkan kedalam simulasi sebesar 7,49 Kg.





Gambar 3.4 Hasil simulasi kebutuhan torsi pada alat rehabilitasi

Gambar 3.3 menunjukkan hasil simulasi yang terbaca pada *software Inventor*, panjang paha yang digunakan adalah 440 mm dan panjang betis 424 mm. Simulasi ini menghasilkan nilai torsi yang dibutuhkan sekitar 31.757,4 Nmm. Kemudian, dari hasil tersebut maka diperlukan beberapa alternatif motor. Alterstaif motor tersebut adalah motor *Power Window*, *Motor PG45*, *Motor 380*, dan *Motor Wiper*. Motor yang telah didapat akan dibandingkan untuk mengetahui kekuatan torsi, kecepatan, dan harga dari motor. Berikut data pada tabel 3.3 yang didapat dari data *sheet* masing masing motor :

Tabel 3.3 kekuatan motor dan harganya dipasaran

Nama Motor	Speed (rpm)	Torque	Harga	
		N.mm	Dolar	Rp
<i>Power Window</i>	60	3000	5,3	Rp 80.000
PG45	2400	50	53,3	Rp 800.000
380	0.0833	37240	99,95	Rp 1.499.250

<i>Motor Wiper</i>	37	12000	20	Rp 300.000
--------------------	----	-------	----	------------

*Motor Power Window* dipilih karena sesuai dengan kebutuhan untuk penggerak alat rehabilitasi. Bentuk motor seperti dapat dilihat pada gambar 3.4. Kelebihan dari motor *Power Window* ialah dari harga yang lebih terjangkau. Masalah torsi dapat diatasi dengan dibuatnya suatu mekanisme *gearbox* untuk mereduksi putaran motor sehingga torsi dapat dinaikan.



Gambar 3.5 Motor *Power Window* (Daniel Du, 2020)

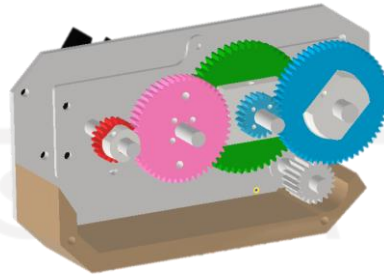
*Motor Power Window* belum memiliki torsi yang cukup untuk mengangkat kaki, sehingga diperlukan suatu mekanisme *gearbox* untuk meningkatkan torsi serta mengurangi kecepatan sehingga alat rehabilitasi lebih aman untuk digunakan. Kebutuhan rasio *gear* yang dibutuhkan dapat dihitung dengan membagi nilai torsi yang dibutuhkan dengan torsi yang ada pada motor.

$$Rasio = \frac{\text{Torsi yang dibutuhkan}}{\text{Torsi Motor}}$$

$$Rasio = \frac{31.757,4}{3000}$$

$$Rasio = 10,58$$

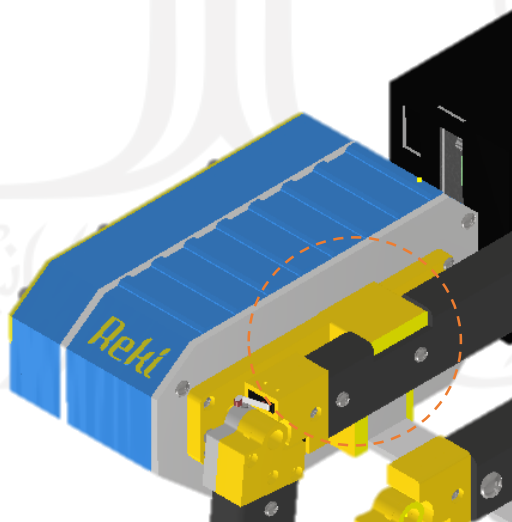
Kebutuhan rasio untuk *gearbox* adalah 1:10,58. Rasio gear ditingkatkan untuk menambah keamanan *gear* sehingga rasio *gear* dibuat 1:20 seperti pada gambar 3.6.



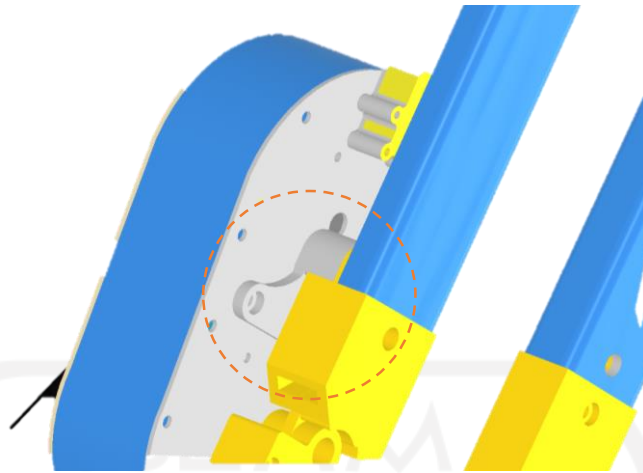
Gambar 3.6 Rasio *gear* pada Lutut

## 2. Dudukan motor

Dudukan motor berfungsi sebagai penghubung *gearbox* dengan plat. *Gearbox* akan menyalurkan torsi dari *worm gear* menuju ke *shaft output*, selanjutnya *shaft output* akan menggerakkan plat pada betis. Gambar 3.7 merupakan dudukan *gearbox* atas sedangkan gambar 3.8 dudukan *gearbox* bawah.



Gambar 3.7 Desain dudukan *gearbox* atas



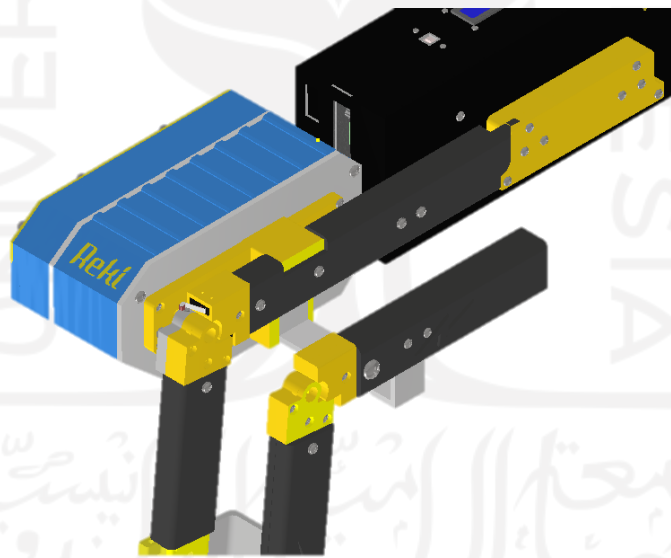
Gambar 3.8 Desainudukan *gearbox* bawah

### 3. *Cover*

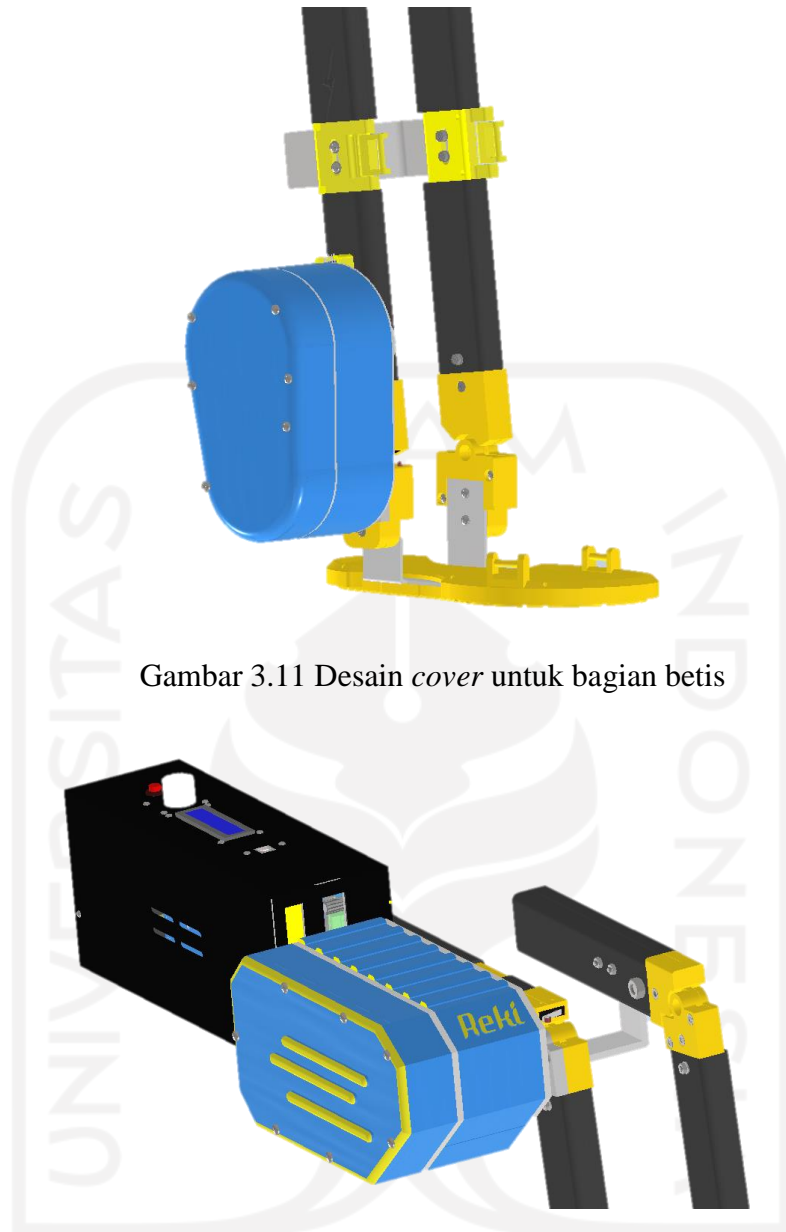
*Cover* yang digunakan terdiri dari dua jenis *cover* yaitu *cover* untuk bagian paha dan betis seperti pada gambar 3.9 dan 3.10. *Gearbox* diberikan *cover* pada desain ini agar motor tidak terlalu *ter-expose* sehingga meningkatkan nilai Safety pada alat seperti gambar 3.11 dan gambar 3.12. Selain itu *cover* juga sebagai daya tarik untuk seorang konsumen agar tertarik untuk membeli produk ini. dengan mempertimbangkan berat keseluruhan alat sehingga diusahakan tidak menambah beban saat digunakan oleh pasien. Selain itu, *cover* pada bagian belakang juga sebagai tempat bagi rangkaian elektrik seperti pada gambar 3.9. Sehingga rangkaian elektrik tidak *ter-expose* dan tidak terlihat berantakan.



Gambar 3.9 Desain *cover* untuk elektrik



Gambar 3.10 Desain *cover* untuk bagian paha



Gambar 3.11 Desain *cover* untuk bagian betis

Gambar 3.12 Desain *cover* untuk *gearbox* atas

#### 4. *Shank*

*Shank* merupakan bagian yang nantinya akan berkontak dengan pasien, maka *shank* harus aman atau tidak ada bagian yang membahayakan bagi pasien. Maka pada bagian ini diusahakan untuk di *filet* tiap bagian yang runcing sehingga tidak membahayakan bagi pasien. Maka terlebih dahulu ditentukan bahan yang akan digunakan pada *shank*.

Penentuan bahan *shank* didasarkan pada beban yang dibutuhkan. Dengan asumsi berat badan pengguna adalah 90 kg, berdasarkan table 2.2 berat badan 89,25 Kg pada *percentile* 95 atau jika dibulatkan nilainya 90 Kg. Maka dapat dihitung persebaran massa untuk daerah kaki.

Tabel 3.4 tabel distribusi massa pada manusia (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
<b>Total mass:</b>			155

Data pada tabel 3.4 menunjukkan distribusi masa pada manusia, maka didapat nilai distribusi masa paha (20%), betis (9,3%), dan alas kaki(2,9%). Maka didapat nilai total bagian kaki yang harus ditahan alat seperti pada tabel 3.5.

Tabel 3.5 tabel distribusi massa pada manusia dengan berat 90 Kg

	Distribusi massa	Sepasang (Kg)	Satuan (Kg)
Paha	20%	18	9
Betis	9,30%	8,37	4,185
Alas	2,90%	2,61	1,305
Total			14,49

Total massa dari satu kaki adalah 14,49 Kg berdasarkan Tabel 3.5. Selanjutnya ditambahkan berat *gearbox* dan *kompartment* dengan asumsi masing masing 1 Kg. Maka nilai total beban yang dibutuhkan adalah sebagai berikut:

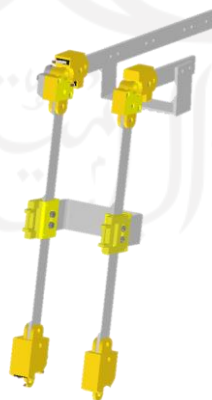
Berat Kaki	14,49 Kg
Berat Kompartement	1 Kg
Berat 2 Gearbox	2 Kg
Total	17,49 Kg

Setelah didapat nilai total massa yang dibutuhkan, maka dilakukan pengujian menggunakan *software Inventor*. Dimasukan nilai massa total (17,49 Kg) untuk diujikan dengan berbagai plat yang berbeda sebagaimana tabel 3.6 sebagai berikut.

Tabel 3.6 tabel kekuatan bahan

Material	YS(MPa)	Von Mises Stress (MPa)	Density (Kg/m <sup>3</sup> )	Volume (m <sup>3</sup> )	Massa (Kg)
Alumunium	275	40,1	2700	$4,94 \times 10^{-5}$	0,133313
Baja	207	40,46	7850	$4,94 \times 10^{-5}$	0,387594
Stainless	250	40,46	8000	$4,94 \times 10^{-5}$	0,395

Tabel 3.6 menunjukkan bahwa Alumunium memiliki densitas yang lebih kecil dibanding kedua material lainnya. Rendahnya densitas menandakan bahwa material mudah untuk difabrikasi dan memiliki *massa* yang ringan. Hasil akhir dari pembuatan desain *shank* dapat dilihat pada gambar 3.13.

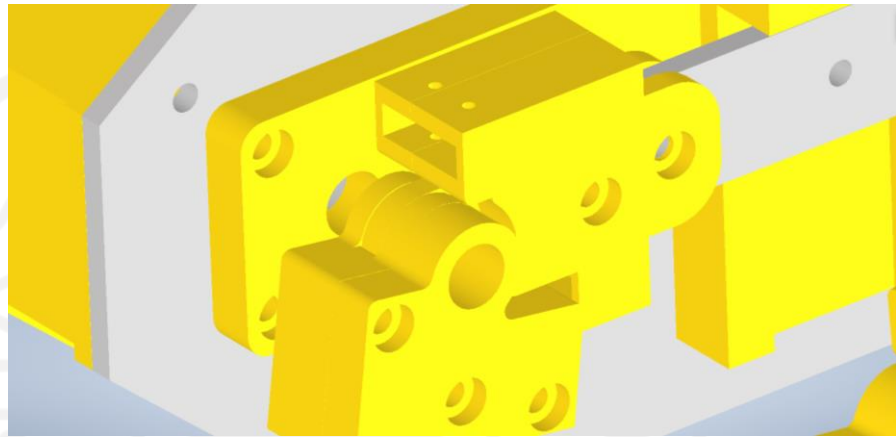


Gambar 3.13 Desain *shank*.

## 5. Conector

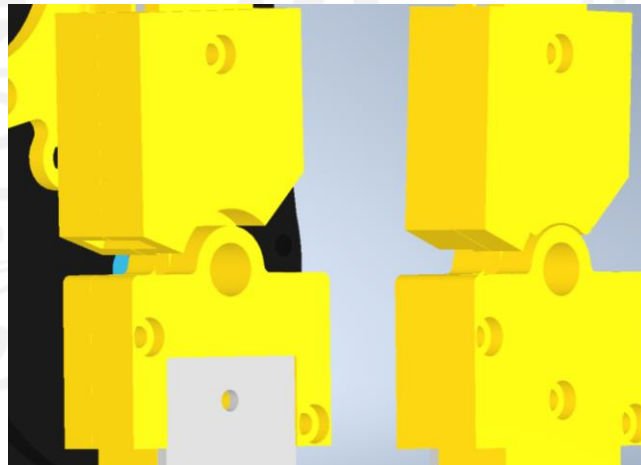


*Conector* merupakan bagian penghubung antara *Shank* paha dengan *shank* betis. Bagian *conector* dibuat dengan proses *3D print*, karena bentuknya yang tidak dapat dibuat dengan proses permesinan. Ditambahkan pula tempat encoder untuk pembatas bagi pergerakan alat rehabilitasinya seperti dapat dilihat pada gambar 3.14.



Gambar 3.14 Desain sambungan

Selain bagian lutut, dibuat pula bagian anklenya dengan batasan  $65^{\circ}$  ( $20^{\circ}$  keatas dan  $45^{\circ}$  kebawah). Hasil akhir dari pembuatan desain *conector* bawah dapat dilihat pada gambar 3.15

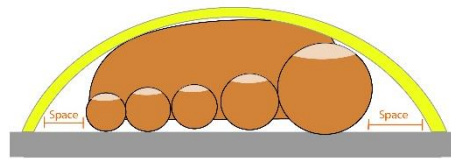


Gambar 3.15 Desain Sambungan ankle

## 6. Alas kaki

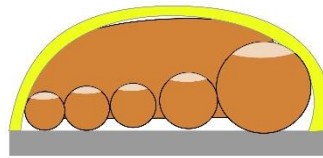
Pembuatan alas kaki dengan tambahan *belt* diharapkan alat dapat menjaga kaki diposisi yang sama atau tidak mudah terlepas dari alat. Selain itu diharapkan

menambah keamanan untuk pengguna nantinya. Berdasarkan table 2.4, panjang kaki orang Indonesia untuk *percentile 95* sekitar 266 mm dan lebar kaki 96 mm. Alas kaki tidak dibuat lebih besar dari ukuran itu karena jika alasnya terlalu lebar, kaki akan kesulitan untuk *stay* dialas itu saat dipasangkan *belt* serta masih adanya rongga seperti pada gambar 3.16 yang mengakibatkan kaki bisa saja lepas dari alat sewaktu waktu.



Gambar 3.16 Ilustrasi *belt* pada kaki

Berbeda jika ukurannya sama dengan kaki. Hal ini akan memudahkan dalam membuat kaki *stay* di posisi tersebut dan menghilangkan jarak yang ada diantara kaki tersebut seperti dapat dilihat pada gambar 3.17.



Gambar 3.17 Ilustrasi *belt* pada kaki

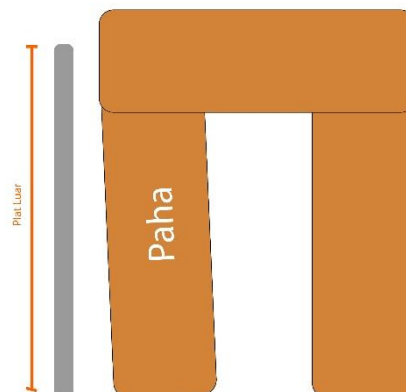
Alas dibuat berbentuk kaki untuk menambah kenyamanan pasien. Berikut merupakan desain alas kaki yang dapat dilihat pada gambar 3.18.



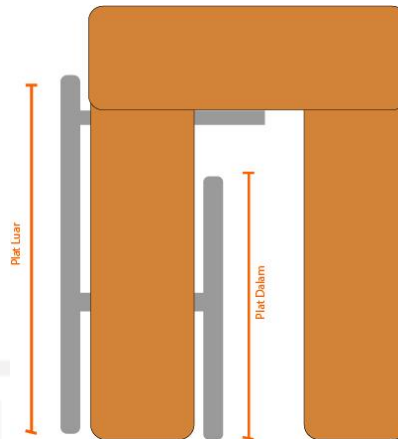
Gambar 3.18 Desain Alas Kaki beserta *beltnya*

#### 7. Penyangga dalam

Penyangga dalam adalah plat yang diletakkan sejajar dengan alat rehabilitasi. Sebelumnya alat hanya dibuat menjadi satu sisi saja atau pada sisi bagian luar kaki. Seperti pada Gambar 3.19. Hal ini akan berpengaruh pada keamanan alat rehabilitasi karena ditakutkan kaki dan alat tidak rapat. Selain itu saat kaki berposisi terbuka lebar akan membahayakan alat. Maka diputuskan untuk menambahkan bagian dalam serta ditambahkan *belt* pada bagian belakang agar plat dapat mengikuti pergerakan plat luar seperti pada gambar 3.20.



Gambar 3.19 Ilustrasi alat dilihat dari atas dengan satu penyangga



Gambar 3.20 Ilustrasi alat dilihat dari atas dengan dua penyangga

### 3.4.2. Perakitan Komponen

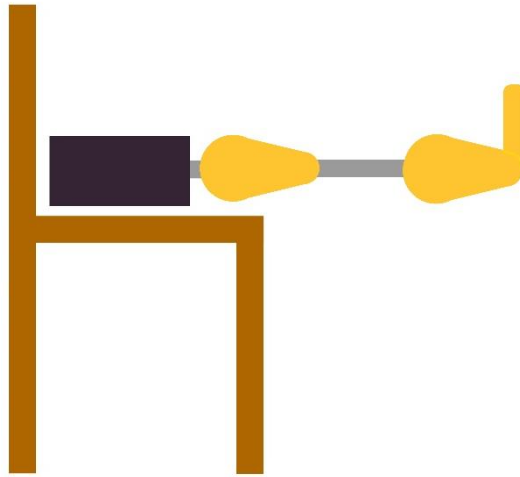
Setelah keseluruhan desain selesai dibuat maka tahapan selanjutnya yaitu proses perakitan alat menjadi satu produk berupa alat rehabilitasi kaki. Masing-masing komponen dihubungkan menggunakan mur dan baut sehingga dapat digunakan sesuai dengan fungsinya. Proses perakitan ini dilaksanakan sebelum dilakukan pengujian.

## 3.5 Simulasi dan Pengujian

Pengujian ini difokuskan terhadap kemampuan alat rehabilitasi untuk menggerakkan kaki subject. Proses pengujian dilakukan dengan mengatur alat menggerakkan kaki subject sebanyak 5x. Gerak rehabilitasi yang akan digunakan adalah *Extention-Flextion* pada lutut sedangkan *Dorsiflexion-Platarflexion* pada *ankle*.

### 3.5.1. *Extension*

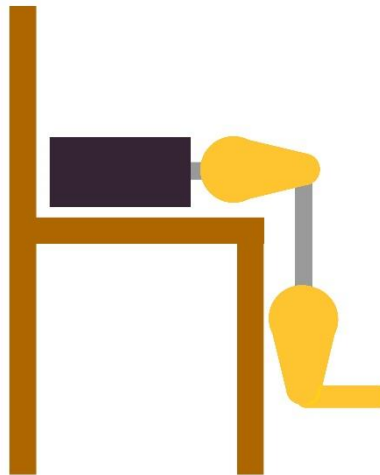
Ketika sedang dilakukannya gerak rehabilitasi *extension*, motor akan menggerakkan kaki *subject* untuk meluruskan kaki. Gerakan meluruskan kaki tersebut mengharuskan motor untuk mengangkat kaki *subject* dan mempertahankan posisinya. Gerak *extension* memberikan tumpuan yang besar bagi alat karena arah beban kaki menuju ke bawah sedangkan alat menahan dan mengangkatnya ke arah atas. Seperti dapat dilihat pada gambar 3.21.



Gambar 3.21 Ilustrasi pergerakan *extension*

### 3.5.2. *Flexion*

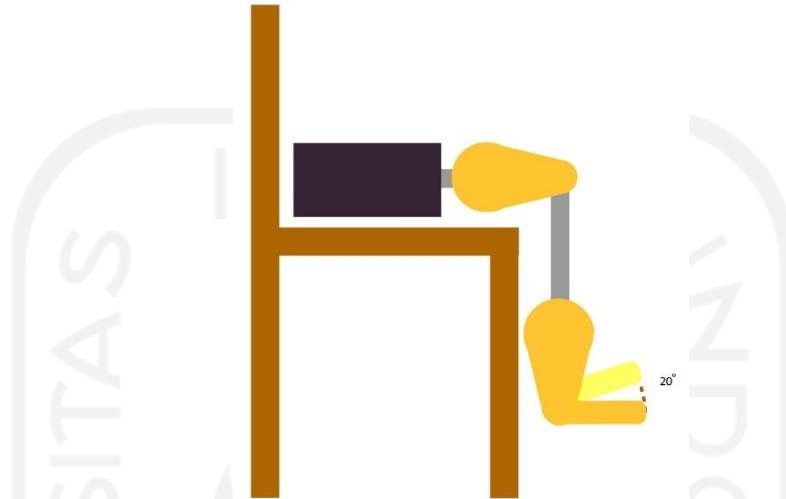
Pengujian kedua adalah *Flexion*. Motor akan menggerakkan kaki *subject* untuk menekukkan kaki. Berbeda dengan gerak *extention*, gerak *flexion* tidak terlalu menumpu beban kaki karena arah beban yang dihasilkan menuju bawah. Seperti dapat dilihat pada gambar 3.22.



Gambar 3.22 Ilustrasi pergerakan *flexion*

### 3.5.3. *Dorsiflexion*

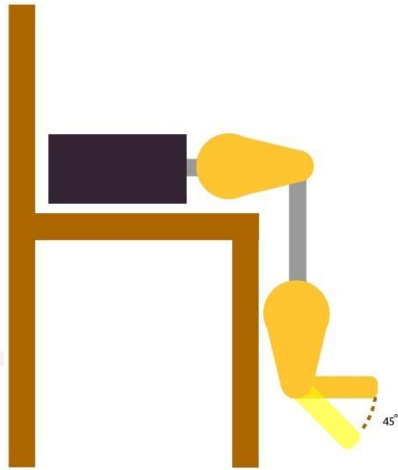
Kondisi ketiga yaitu *Dorsiflexion*. Yaitu kondisi menggerakkan *ankle* sebesar  $20^\circ$  kearah atas seperti pada gambar 3.23. Maka dibuat batasan tersebut untuk kaki agar motor tidak berputar lebih dari sudut yang telah ditentukan.



Gambar 3.23 Ilustrasi pergerakan *Dorsiflexion*

### 3.5.4. *Platarflexion*

Kondisi yang terakhir yaitu *Platarflexion*. Kondisi menggerakkan *ankle* sebesar  $45^\circ$  kearah bawah seperti gambar 3.24. Diambil sudut  $45^\circ$  karena untuk toleransi bagi keamanan pasien.



Gambar 3.24 Ilustrasi pergerakan *Platarflexion*

### 3.6 Pembuatan Model

Proses pembuatan, terdapat dua tahap yang perlu dilakukan yaitu proses pembuatan dan proses perakitan. Proses pembuatan, terdapat tiga metode pembuatan yang dilakukan yaitu metode *3D Printing*, *Laser Cutting*, dan proses permesinan. Masing masing proses dilakukan untuk menyesuaikan bentuk desain dan kekuatan material yang akan digunakan.

#### 3.6.1. Pembuatan model alat rehabilitasi kaki

##### 1. *3D Printing*

Komponen yang dibuat menggunakan *3D Printing* berupa bagian dudukan motor, *cover*, bagian penyambung *shaft* dengan *bearing (conector)*, alas kaki, Keseluruhan bagian ini memiliki bentuk yang rumit jika dibuat dengan menggunakan proses permesinan. Perlu dibuat cetakan terlebih dahulu dan akan memakan waktu yang lama untuk pembuatan bagian-bagian tersebut jika menggunakan metode lain.

##### 2. Permesinan

Bagian bagian yang diproses dengan proses permesinan ialah bagian plat, diukur dan dipotong sesuai kebutuhan. Selain itu untuk proses *finishing* dari proses *3d printing*, dilakukan juga proses permesinan untuk merapikan bagian bagian agar halus atau menghilangkan sisi tidak rata.

### 3.6.2. Perakitan Komponen

Setelah seluruh komponen selesai dibuat mulai dari *3D printing*, *Laser cutting*, sampai permesinan. Maka langkah selanjutnya adalah proses perakitan. Semua *part* dihubungkan satu sama lain menggunakan mur dan baut dengan diameter 5 mm.



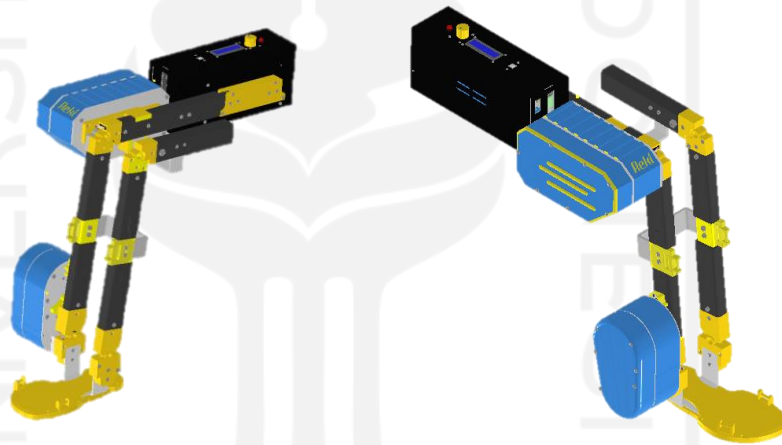


## BAB 4

### HASIL DAN PEMBAHASAN

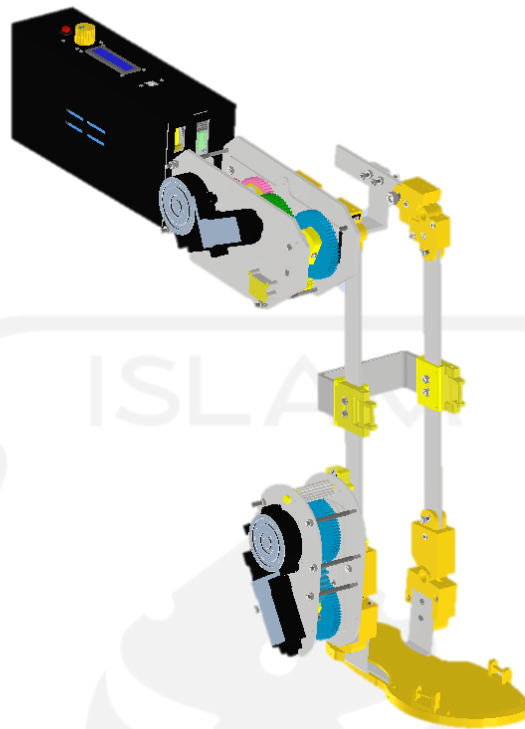
#### 4.1 Hasil Perancangan Desain Alat Rehabilitasi Kaki

Hasil permodelan menggunakan *software inventor* mengalami banyak perubahan. Ini dikarenakan saat awal permodelan belum ditentukan motor yang akan digunakan, sehingga saat mengetahui harga *motor 360* sangat mahal, sehingga desain diubah untuk menyesuaikan desain motor *Power Window* yang relatif terjangkau. Berikut Hasil desain akhir dari produk ini sesuai Gambar 4.1.



Gambar 4.1 Desain nampak samping

Model yang dibuat tanpa *cover* karena mengingat lamanya proses pencetakan jika menggunakan *3D Print*, untuk sejauh ini model yang dibuat seperti Gambar 4.2.



Gambar 4.2 Desain tanpa cover

## 4.2 Hasil pengujian

Pengujian awal dilakukan tanpa memberi beban kepada alat rehabilitasi untuk mengetahui alat dapat mengangkat dirinya sendiri atau tidak, simulasinya dapat dilihat dari Gambar 4.3.



Gambar 4.3 Pengujian Kekuatan alat

Uji awal tanpa beban telah berhasil mengangkat kaki untuk menempuh jarak sejauh  $90^\circ$ . Selanjutnya pengujian bagian *ankle* juga telah dapat menempuh jarak  $20^\circ$  kearah atas, dan menempuh jarak  $45^\circ$  kearah bawah sebagaimana Gambar 4.4.



Gambar 4.4 Pengujian Kekuatan *ankle* alat

Selanjutnya alat diuji untuk mengangkat kaki *subject* dengan berat badan yang berbeda beda, untuk berat badan yang dipilih berurutan dari yang paling ringan 55 kg hingga 90 Kg.



Gambar 4.5 Pengujian Kekuatan alat dengan *subject* 55 Kg

Uji coba alat dilakukan kepada *subject* dengan berat badan 55 Kg seperti ditunjukkan pada Gambar 4.5. Dari uji coba ini, dapat disimpulkan alat sudah mampu untuk mengangkat kaki *subject*.



Gambar 4.6 Pengujian Kekuatan *ankle* dengan *subject* 55 Kg

Pengujian selanjutnya alat diuji coba untuk menggerakkan *ankle*. Hasil dari simulasi dapat dilihat pada gambar 4.6, alat masih mampu untuk menggerakkan *ankle*.



Gambar 4.7 Pengujian Kekuatan alat dengan *subject* 62 Kg

Uji coba selanjutnya, alat diuji kepada *subject* dengan berat badan 62 Kg seperti Gambar 4.7. Hasil dari uji coba ini, disimpulkan alat sudah mampu untuk mengangkat kaki *subject*. Hasil uji coba *ankle* seperti dapat dilihat pada gambar 4.8, alat sudah mampu untuk menggerakkan *ankle*.



Gambar 4.8 Pengujian Kekuatan *ankle* dengan *subject* 62 Kg



Gambar 4.9 Pengujian Kekuatan alat dengan *subject* 73 Kg

Alat diuji coba kepada *subject* dengan berat badan 73 Kg seperti Gambar 4.8. Akan tetapi alat terhenti saat masuk ke pengulangan ke-3. Setelah alat dicek ternyata *gear* transisi mengalami pecah.



Gambar 4.10 Pengujian Kekuatan *ankle* dengan *subject* 73 Kg

Uji coba alat untuk bagian *ankle* dengan *subject* 73 Kg dapat dilihat pada gambar 4.10. Hasil dari pengujian tersebut adalah alat masih mampu untuk menggerakkan *ankle*.



Gambar 4.11 Pengujian Kekuatan *ankle* dengan *subject* 80 Kg

Selanjutnya, alat diuji coba untuk bagian *ankle* kepada *subject* dengan berat badan 80 Kg seperti pada gambar 4.11. Hasil dari pengujian adalah alat masih mampu untuk menggerakkan *ankle*.



Gambar 4.12 Pengujian Kekuatan ankle dengan subject 90 Kg

Pengujian terakhir, alat diuji coba untuk menggerakkan bagian *ankle* kepada *subject* dengan berat badan 90 Kg seperti pada Gambar 4.12 alat masih mampu untuk menggerakkan ankle. Tabel 4.1 menunjukkan hasil pengujian kekuatan alat rehabilitasi dalam bentuk tabel.

Tabel 4.1 Tabel hasil pengujian

<i>Subject</i>	Mode	Berat Badan	Sudut	Keterangan
1	Lutut	55 Kg	90°	Aman
	<i>Ankle</i>		20° (atas)	Aman
			45°(bawah)	Aman
2	Lutut	62 Kg	90°	Aman
	<i>Ankle</i>		20° (atas)	Aman
			45° (bawah)	Aman
3	Lutut	73 Kg	90°	Pecah
	<i>Ankle</i>		20° (atas)	Aman
			45° (bawah)	Aman
4	Lutut	80 Kg	90°	-
	<i>Ankle</i>		20° (atas)	Aman
			45° (bawah)	Aman
5	Lutut	90 Kg	90°	-
	<i>Ankle</i>		20° (atas)	Aman
			45° (bawah)	Aman

### 4.3 Analisis dan Pembahasan

Bagian ini membahas tentang analisis kekuatan dari berbagai macam komponen yang rentan rusak saat dikenakan sejumlah gaya. Terdiri dari analisis gaya yang terjadi pada *gear*, analisis statis dari komponen-komponen pada mekanisme mengangkat kaki, analisis kecepatan putar dan torsi akhir serta pembahasan tentang pengujian atau simulasi alat rehabilitasi.

#### 4.3.1 Analisis Gaya yang terjadi pada *Gear*

Bagian bagian yang terdapat pada mekanisme mengangkat kaki terdiri dari *gear* yang terbuat dari hasil cetak mesin *3D Printer* berbahan *PLA*. *Gear* merupakan komponen yang perlu dianalisis kekuatannya agar hasil perancangan dapat diketahui batasan batasan seperti gaya maksimal yang dapat dibebankan. Sebelum melakukan simulasi, terlebih dahulu mencari besar nilai gaya yang akan dibebankan disetiap roda gigi. Diketahui bahwa torsi motor *Power Window* besarnya 3000 N.mm dan data jari jari gear sebagai berikut

$$\tau_1 = 3000 \text{ N. mm}$$

$$\tau_1 = 300 \text{ Kg. f. cm}$$

$$r_1 = 1,3625 \text{ cm}$$

$$r_2 = 3,375 \text{ cm}$$

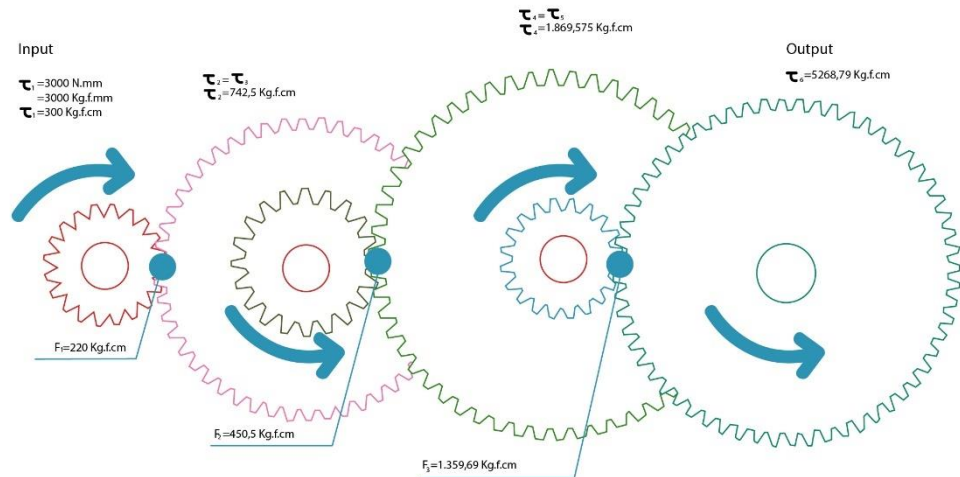
$$r_3 = 1,648 \text{ cm}$$

$$r_4 = 4,15 \text{ cm}$$

$$r_5 = 1,375 \text{ cm}$$

$$r_6 = 3,875 \text{ cm}$$

Gaya *input* dari motor mengalir mengikuti transmisi pereduksi *gear*, dengan sketsa distribusi gaya beban di setiap *part* dapat dilihat pada Gambar 4.13.



Gambar 4.13 Seketsa distribusi pembebanan gear pada lutut

$$F_1 = \frac{\tau_1}{r_1} = \frac{300 \text{ Kg.f.cm}}{1,3625 \text{ cm}} = 220 \text{ Kg.f}$$

$$\tau_2 = r_2 \cdot F_1 \cdot \sin(90) = 3,375 \text{ cm} \cdot 220 \text{ Kg.f} \cdot (1) = 742,5 \text{ Kg.f.cm}$$

$$\tau_2 = 742,5 \text{ Kg.f.cm}$$

$$\tau_2 = \tau_3 = 742,5 \text{ Kg.f.cm}$$

$$F_2 = \frac{\tau_3}{r_3 \cdot \sin(90)} = \frac{742,5 \text{ Kg.f.cm}}{1,648 \text{ cm} \cdot (1)} = 450,5 \text{ Kg.f}$$

$$\tau_4 = r_4 \cdot F_2 \cdot \sin(90) = 4,15 \text{ cm} \cdot 450,5 \text{ Kg.f} \cdot (1) = 1.869,575 \text{ Kg.f.cm}$$

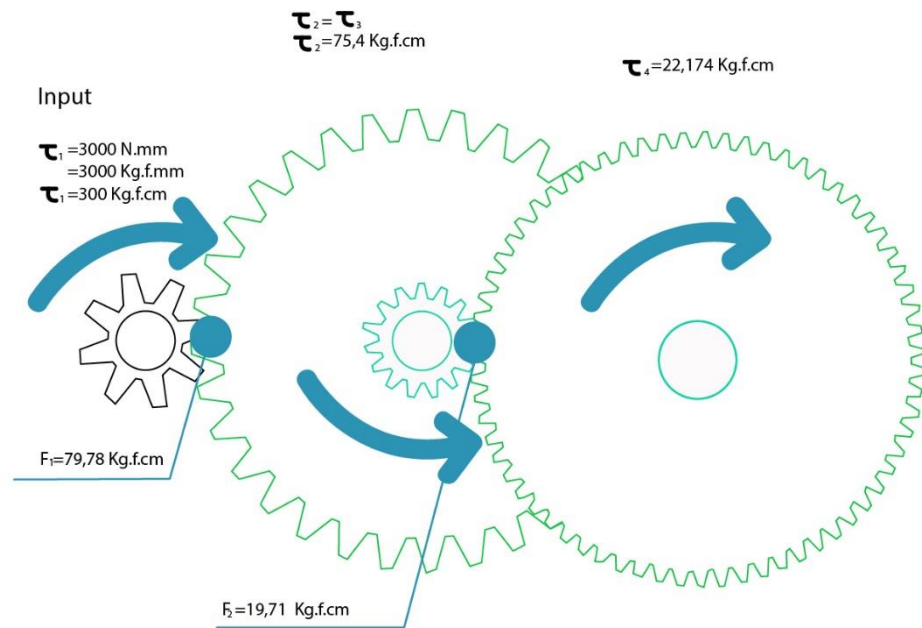
$$\tau_4 = \tau_5 = 1.869,575 \text{ Kg.f.cm}$$

$$F_3 = \frac{\tau_5}{r_5 \cdot \sin(90)} = \frac{1.869,575 \text{ Kg.f.cm}}{1,375 \text{ cm} \cdot (1)} = 1.359,69 \text{ Kg.f}$$

$$\tau_6 = r_6 \cdot F_3 \cdot \sin(90) = 3,875 \text{ cm} \cdot 1.359,69 \text{ Kg.f} \cdot (1) = 5.268,79 \text{ Kg.f.cm}$$

Sedangkan gaya yang terjadi pada ankle beserta distribusi gaya yang terbaca tiap gear-nya dapat dilihat dari gambar 4.14.





Gambar 4.14 Seketsa distribusi pembebanan gear pada ankle

$$r_1 = 1,125 \text{ cm}$$

$$r_2 = 3,825 \text{ cm}$$

$$r_3 = 0,9 \text{ cm}$$

$$r_4 = 3,75 \text{ cm}$$

$$F_1 = \frac{\tau_1}{r_1} = \frac{300 \text{ Kg. f. cm}}{1,125 \text{ cm}} = 266 \text{ Kg. f}$$

$$\tau_2 = r_2 \cdot F_1 \cdot \sin(90) = 3,825 \text{ cm} \cdot 266 \text{ Kg. f. (1)} = 1.024 \text{ Kg. f. cm}$$

$$\tau_2 = 1024 \text{ Kg. f. cm}$$

$$\tau_2 = \tau_3 = 1024 \text{ Kg. f. cm}$$

$$F_2 = \frac{\tau_3}{r_3 \cdot \sin(90)} = \frac{1024 \text{ Kg. f. cm}}{0,9 \text{ cm. (1)}} = 1.137 \text{ Kg. f}$$

$$\tau_4 = r_4 \cdot F_2 \cdot \sin(90) = 3,75 \text{ cm} \cdot 1.137 \text{ Kg. f. (1)} = 4.263,75 \text{ Kg. f. cm}$$

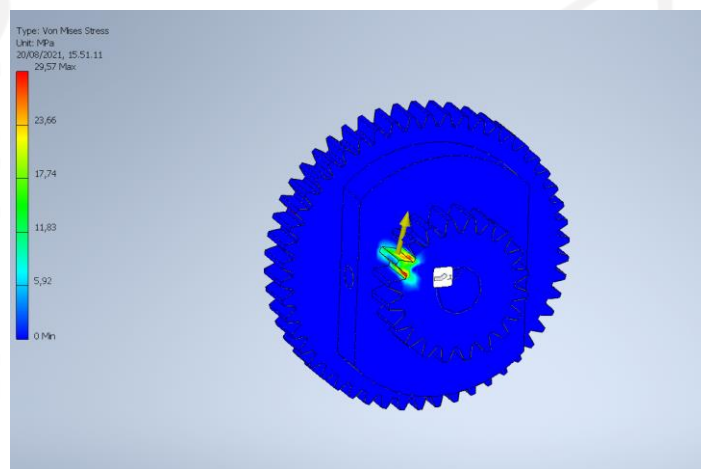
#### 4.3.2 Analisis Statis

Analisis statis roda gigi terdiri dari *gear* yang dicetak melalui mesin *3D Printer* dengan bahan *PLA*. Analisis dilakukan menggunakan *software Inventor*

2020 dengan asumsi setiap *part* yang di analisis berbentuk pejal atau hasil dari pemodelan *CAD* pada *Inventor 2020 (.ipt)*, atau bukan file hasil pengaturan cetak *software 3D print (.gcode)*.

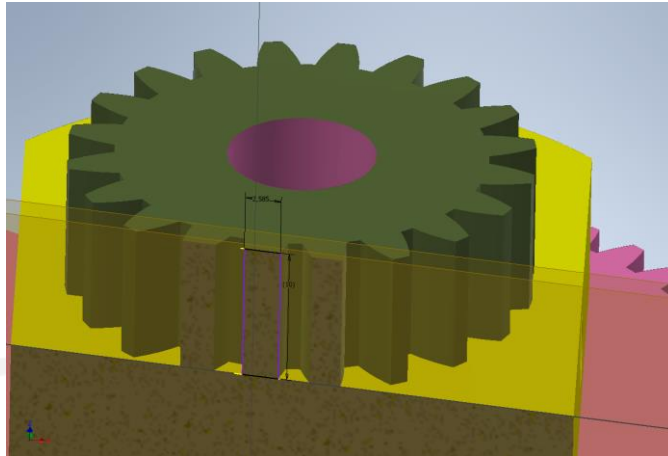
Kali ini akan dianalisis mengapa *gear* mengalami patah pada saat uji coba kepada *subject* dengan berat 73 Kg. Disini dianalisis dua *gear* transisi yang kemungkinan mengalami pembebanan paling tinggi karena *gear* transisi dihapit oleh *gear* input dan juga output.

### 1. Gear Transisi 1



Gambar 4.15 Analisis *gear* transisi 1 di *software Inventor*

Analisis diasumsikan *Gear* transisi 1 diberikan gaya sebesar 450,5 N seperti nilai  $F_2$  yang telah dihitung pada perhitungan sebelumnya. Nilai tersebut adalah nilai torsi yang disalurkan pada transisi 2 dan *gear* transisi 1 dianggap diam atau *fixed*. Hasil dari analisis sebagaimana gambar 4.15 dan nilai tertinggi yang didapat sebesar 29,57 Mpa.



Gambar 4.16 Mencari luas alas dari *gear* transisi 1

Selain itu untuk menvalidasi hasil simulasi, maka dihitung juga secara manual. Luas alas dari permukaan *gear* yang mengalami tegangan geser yaitu luas alas pada bagian tengah *pitch gear*, maka nilai yang didapat ialah nilai panjang 2,585 mm dan lebar 10 mm maka didapat luas alas 25,85 mm<sup>2</sup> sesuai gambar 4.16.

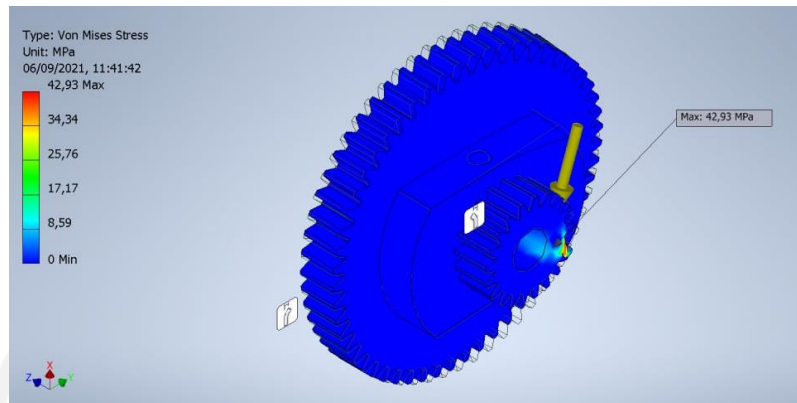
Jika dihitung dengan perhitungan manual menggunakan rumus gaya geser, maka didapat nilai berikut :

$$\sigma_{geser} = \frac{F}{A}$$

$$\sigma_{geser} = \frac{450,5 \text{ N}}{25,85 \text{ mm}^2} = 17,4 \text{ Mpa}$$

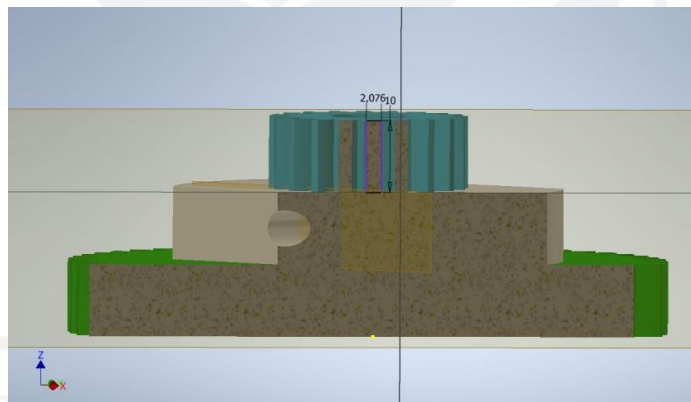
Perhitungan diatas menunjukkan nilai baca gaya geser dengan perhitungan manual. Nilainya yang diperoleh tidak terlalu jauh jika dibandingkan dengan hasil simulasi, ini menandakan nilainya benar.

## 2. Gear Transisi 2



Gambar 4.17 Analisis gear transisi 2 di software Inventor

Gear transisi 2 diberikan gaya sebesar 1.359,69 N seperti nilai  $F_3$  yang didapat dari perhitungan sebelumnya. Nilai tersebut adalah nilai yang diberikan kepada gear output dengan gear transisi 2 dianggap diam atau fixed. Hasil dari analisis sebagaimana gambar 4.17 dan nilai tertinggi yang didapat sebesar 42,93 Mpa.



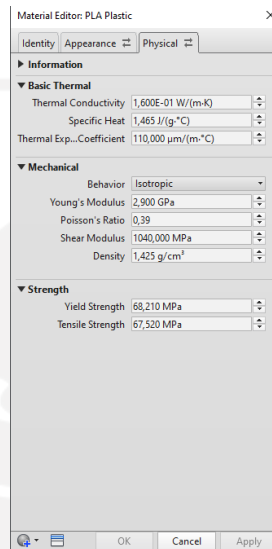
Gambar 4.18 Mencari luas alas dari gear transisi 1

Perhitungan selanjutnya untuk memvalidasi hasil simulasi, sesuai gambar 4.18 terlihat memiliki panjang pitch gear 2,76 mm dan lebar 10 mm maka didapat luas alas 27,6 mm<sup>2</sup>. Jika dihitung dengan perhitungan manual menggunakan rumus gaya geser, maka didapat nilai berikut :

$$\sigma_{geser} = \frac{F}{A}$$

$$\sigma_{geser} = \frac{1.359,69 N}{27,6 mm^2} = 49,29 Mpa$$

Perhitungan diatas menunjukkan nilai baca gaya geser dengan perhitungan manual. Nilainya yang diperoleh tidak terlalu jauh jika dibandingkan dengan hasil simulasi, ini menandakan nilainya benar.



Gambar 4.19 Data sheet PLA

Jika dilihat dari Gambar 4.19, nilai *Yield Strength* sebesar 68,21 Mpa. Sedangkan yang terdapat dalam analisis nilai maksimalnya hanya mencapai 29,57 Mpa pada gear transisi pertama dan 42,93 Mpa pada gear transisi kedua. Artinya *gear* sebenarnya kuat untuk mengangkat kaki.

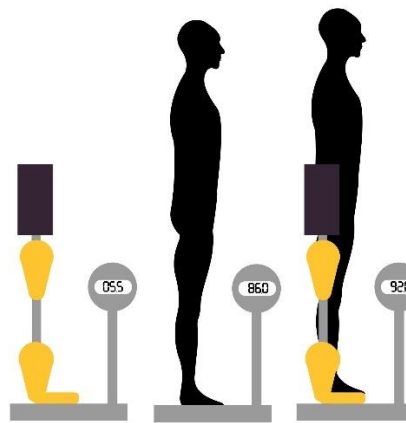
Berdasarkan keadaan gear yang sebenarnya, gear dicetak dengan proses *3D print*. Meskipun hasil simulasi pada analisis menandakan *gear* kuat. Tetapi keadaan yang sebenarnya *gear* mengalami kerusakan. Hal tersebut karena simulasi yang dilakukan software menganggap bahwa komponen *gear* adalah *solid*. Namun kenyataannya, prinsip kerja dari *3d print* diproses dari *layer per layer*. Sehingga solusi yang ditawarkan adalah mengganti bahan menggunakan bahan yang lebih kuat seperti Aluminium, serta dalam pembuatan *gear* diharuskan menggunakan teknik yang benar seperti *CNC* agar saat gear digabungkan dapat presisi dan center sebagaimana mestinya.

#### 4.3.3 Berat alat rehabilitasi

Pengujian nilai berat keseluruhan alat yang telah di *assembly* dengan menggunakan 2 cara pengukuran. Cara pertama adalah menimbang alat secara manual dan melihat hasilnya secara langsung, sedangkan yang kedua menggunakan *software inventor*.

##### 1. Timbang manual

Penimbangan manual dilakukan dalam dua kali percobaan. Percobaan pertama alat diletakkan diatas timbangan dan dilihat nilai beratnya. Sedangkan percobaan kedua, alat dipasangkan dengan *subject* yang telah diketahui berat sebelumnya kemudian dilihat beratnya setelah menggunakan alat ini.



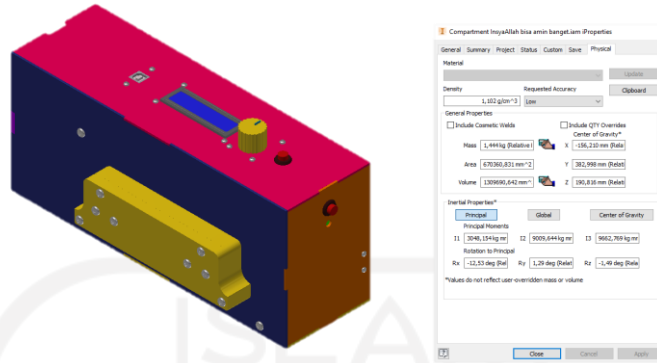
Gambar 4.20 Ilustrasi penimbangan alat

Seperti pada gambar 4.20, pada percobaan pertama alat ditimbang dan nilai yang terbaca dalam timbangan sebesar 5,5 Kg. Selanjutnya alat diujikan dengan *subject* yang memiliki berat badan 86 Kg, berat totalnya menjadi 92 Kg. Artinya berat alat sekitar 5,5 – 6 Kg.

##### 2. Menggunakan *software*

Menentukan berat alat, alat yang dianalisis dalam *software inventor* diukur tanpa menggunakan *cover* seperti agar pembandingnya sama. Terdapat 5 bagian yang akan ditimbang secara terpisah yaitu: *kompartment*, *gearbox* atas, *gearbox* bawah, alas kaki, dan *frame* .

## 2.1. Kompartement

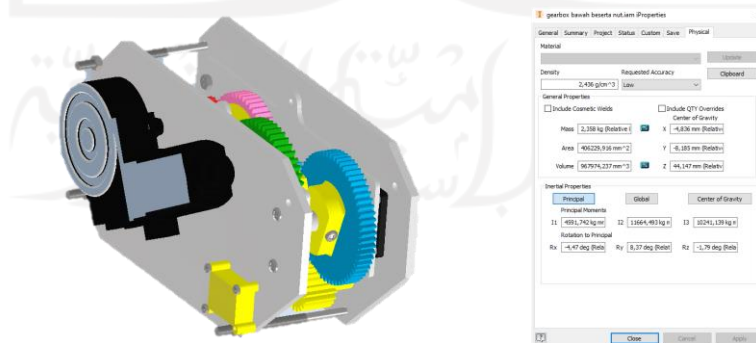


Gambar 4.21 Kompartement

Yang pertama adalah *kompartement*. *Kompartement* berisi *Power Suply*, *motor driver*, *Arduino*, *LCD*, *encoder*, sedangkan wadah dari *kompartement* terbuat dari akrilik dengan penghubung *frame* terbuat dari *3D Print*. Bagian *kompartement* beratnya mencapai 1,44 Kg seperti terlihat dalam gambar 4.21.

## 2.2. Gearbox atas

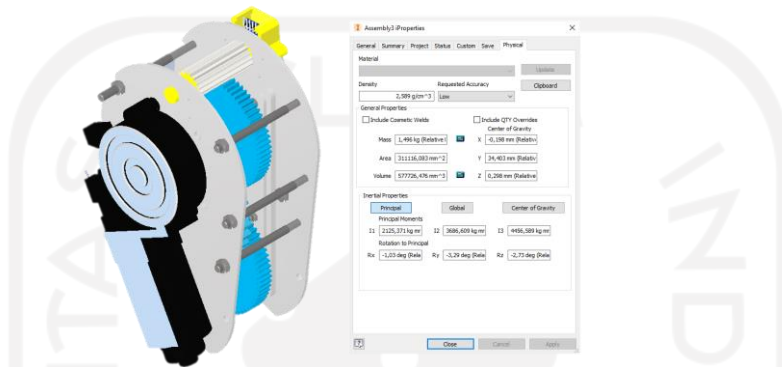
*Gearbox* atas terdiri dari motor, plat luar (tebal 5 mm dengan bahan Alumunium), tempat *bearing* (tebal 4 mm dengan bahan Alumunium), *bearing*, *shaft* Alumunium, *gear 3D print*, dan *encoder* beserta tempatnya. Massa yang terbaca dari *gearbox* atas seperti terlihat pada gambar 4.22 yaitu seberat 2,35 Kg.



Gambar 4.22 Gearbox atas

## 2.3. Gearbox Bawah

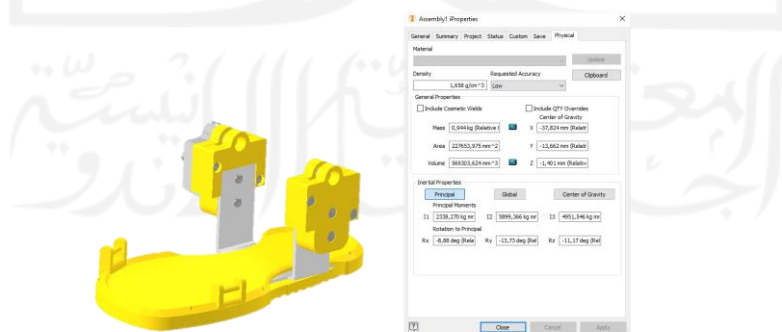
*Gearbox* bawah terdiri dari motor, plat luar (tebal 5 mm dengan bahan Aluminium), tempat *bearing* (tebal 4 mm dengan bahan Aluminium), *bearing*, *shaft* Aluminium, *gear 3D print*, dan *encoder* beserta tempatnya. Massa yang terbaca dari *gearbox* bawah ini seberat 1,49 Kg seperti terlihat pada Gambar 4.23.



Gambar 4.23 *Gearbox* bawah

#### 2.4. Alas Kaki

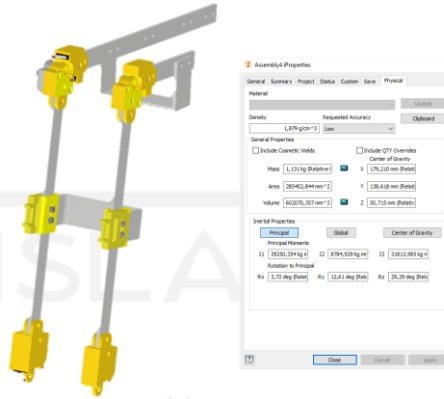
Selanjutnya alas kaki, alas kaki terdiri dari plat aluminium yang ditutupi oleh *cover* dari *3D Printer*. Selain itu terdapat penghubung motor dan penghubung plat yang ada di betis. Maka didapat berat sekitar 0,94 Kg seperti pada Gambar 4.24.



Gambar 4.24 Berat alas kaki alat



## 2.5. Frame



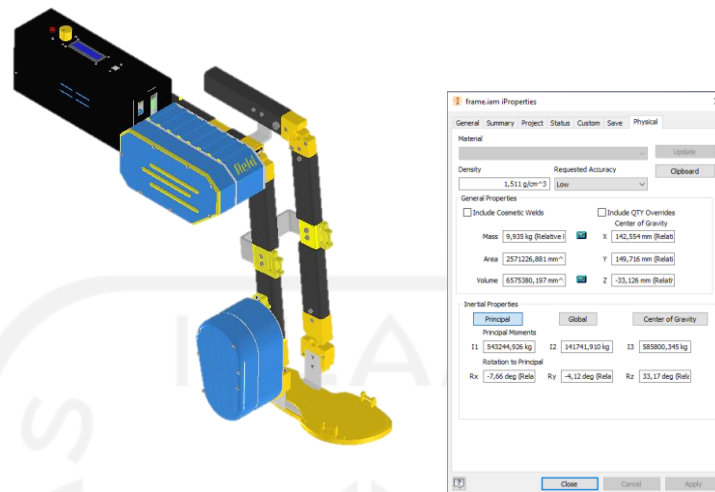
Gambar 4.25 Berat *Frame*

Part terakhir ialah *frame*, *frame* terbuat dari plat alumunium dengan tebal 5 mm, *belt* belakang (tebal 5 mm dengan bahan alumunium), dan sambungan *3D print*, serta *limit switch* beserta tempatnya. Massa yang terbaca dari *frame* seberat 1,13 Kg seperti pada Gambar 4.25.

Tabel 4.2 total massa alat rehabilitasi

Bagian	Massa (Kg)
Kompartement	1,44
<i>Gearbox</i> Atas	2,35
<i>Gearbox</i> Bawah	1,49
Alas kaki	0,91
Frame	1,13
Total	7,32

Massa dari masing masing bagian dapat dilihat pada tabel 4.2 dengan massa total dari alat rehabilitasi sekitar 7,32 Kg. Bisa dilihat bahwa terdapat perbedaan yang tidak terlalu signifikan. Hal ini mungkin diakibatkan dari massa part part dibagian elektrikal yang tidak diketahui bahannya, sehingga di asumsikan berbahan alumunium. Kemungkinan inilah yang menjadikan alat yang diukur lewat *software* menjadi bertambah berat massa.



Gambar 4.26 Massa alat dengan *cover*

Massa alat beserta *cover*nya seperti dapat dilihat dalam Gambar 4.26 memiliki berat 9,9 Kg atau hampir 10 Kg. Hal ini dikarenakan bahan *cover* masih menggunakan *3D print* yang solid 100 %. Pada penerapannya *cover* tidak harus nilainya solid, karena *cover* disini hanya untuk pelengkap alat rehabilitasi.



Gambar 4.27 Alat rehabilitasi B08K4MH2YJ (Ticare, 2020)

Jika dibandingkan dengan alat yang dijual di pasar *online* seperti Gambar 4.27, alat diatas beratnya hanya mencapai 4,3 Kg. Dari segi bahan dapat dilihat untuk semua *cover* terbuat dari plastik dan tidak pejal. Berbeda dengan alat rehabilitasi yang dibuat, semua part *3D print* yang dibuat dalam alat ini menggunakan *infill* 100%. Inilah yang mengakibatkan massa dari alat rehabilitasi

menjadi naik. Selain itu, banyaknya penggunaan aluminium disebagian besar *frame* serta *gearbox* menjadi salah satu faktor bertambah beratnya alat rehabilitasi ini. Sehingga kriteria desain ringan belum tercapai.

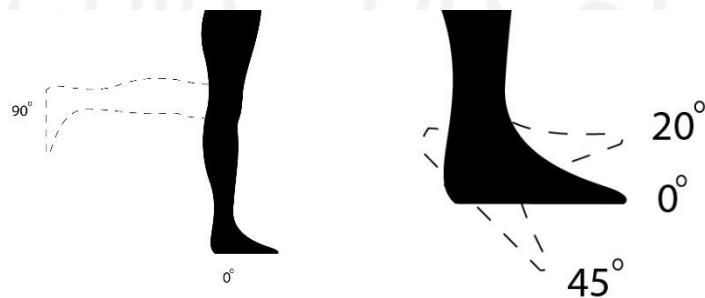


Gambar 4.28 alat rehabilitasi BTL-CPMotion K Easy (BTL, 2021)

Berbeda jika dibandingkan dengan produk pada gambar 4.28 yang memiliki massa sekitar 14 Kg. Terlihat semua *frame* lebih *solid* dari pada produk sebelumnya. Hal ini dianggap wajar karena alat diatas memang alat rehabilitasi yang tidak untuk pindahkan, sehingga berat bukan menjadi pertimbangan dalam pembuatan alat rehabilitasi diatas.

Berdasarkan contoh alat rehabilitasi yang dijual dipasar *online* diatas, dapat disimpulkan jika berat alat rehabilitasi yang dibuat lebih berat jika dibandingkan dengan alat rehabilitasi yang sama sama mengedepankan mobilitasnya seperti alat pada gambar 4.27. Sehingga kriteria desain ringan masih belum bisa tercapai. Tetapi jika dibandingkan dengan alat rehabilitasi yang tidak mempertimbangkan berat alat sebagai pertimbangan, alat rehabilitasi yang dibuat dapat lebih ringan dibandingkan alat pada gambar 4.28.

#### 4.3.4 Kepresisian



Gambar 4.29 Ilustrasi batasan alat rehabilitasi

Kepresisian alat dibatasi hanya  $90^\circ$  sampai  $0^\circ$  untuk lutut. Nilai  $0^\circ$  pada lutut artinya kondisi normal seseorang saat kaki lurus atau disebut gerak rehabilitasi *extention* sedangkan  $90^\circ$  adalah kondisi saat kaki ditekuk sejauh  $90^\circ$  atau disebut gerak rehabilitasi *flexi* seperti ilustrasi pada Gambar 4.29. Batasan untuk bagian ankle dari  $-20^\circ$  sampai  $45^\circ$ . Nilai  $0^\circ$  artinya posisi normal kaki manusia,  $-20^\circ$  atau disebut gerak rehabilitasi *dorsiflexion*. Sedangkan sudut  $45^\circ$  disebut gerak rehabilitasi *platarflexion* seperti lustrasi pada Gambar 4.29.

Penerapan alat sudah bisa dibuktikan bahwa alat hanya pada lintasan tersebut karena telah dibatasi dengan *limit switch* seperti dapat dilihat dalam Gambar 4.30. Percobaan pada Gambar 4.28, alat sudah bisa berhenti pada titik  $0^\circ$  dan  $90^\circ$ . Begitupun untuk *ankle*, alat sudah dapat berhenti pada sudut  $-20^\circ$  dan  $45^\circ$  seperti Gambar 4.31.



Gambar 4.30 Pengujian lutut pada alat rehabilitasi tanpa beban



Gambar 4.31 Pengujian lutut pada alat rehabilitasi tanpa beban

#### 4.3.5 Harga

Pembuatan alat rehabilitasi membutuhkan biaya yang tidak sedikit. Awalnya berasumsi bahwa nilainya tidak melebihi dari 2.000.000 rupiah, atau sesuai batas dari kriteria desain yang telah dibuat. Nilai tersebut didapat karena diharapkan setiap orang yang membutuhkan rehabilitasi dapat membelinya sendiri dan digunakan secara mandiri. Kenyataannya kegagalan selalu ada, yang mengakibatkan pengeluaran bertambah untuk memperbaiki kegagalan tersebut. Bagian yang sering terjadi kegagalan dalam *project* ini adalah *gear* yang pecah.

Semua bahan memiliki batasnya masing masing, tetapi selalu saja dipaksa untuk mencoba memperbaikinya. Mulai dari memperbaiki desain sampai mempertebal *infill* saat pencetakan *3D Print*. Inilah yang mengakibatkan terbuangnya *filament*, sehingga diperlukannya *filament* baru untuk mengganti *filament* lama yang telah habis terpakai.

Opsi lain yang digunakan adalah mengganti *gear* dengan bahan lain yang lebih kuat, tetapi terjadi kesalahan dalam teknik pembuatan *gear* tersebut. *Gear* diharuskan dibuat sepresisi mungkin sehingga pada saat pemasangan *gear* dapat berputar sebagaimana mestinya. Selain itu *gear* diharuskan *center* dengan *shaft* yang telah dibuat. Kenyataannya *gear* yang dibuat menggunakan teknik *water jet cutting* tidak presisi dan tidak *center* dengan *shaft* yang telah dibuat.

*Water jet cutting* adalah teknik memotong suatu bahan dengan menggunakan tekanan air. Kesalahan teknik ini disadari saat selesai proses pemotongan *gear*. *Gear* yang didapat dari *water jet cutting* ternyata tidak persisi sama sekali, kecuali bagian tempat *bearing*. Hal ini mungkin dikarenakan sudut yang terlalu curam pada *gear* sehingga *water jet cutting* tidak mampu mengikuti alur yang telah dibuat.

Berbeda jika dilihat dari tempat *bearing*, tempat *bearing* bentuknya tidak terlalu curam serta bentuknya yang lebar sehingga mudah untuk dikerjakan oleh *water jet cutting*. Inilah yang menambah pengeluaran dari pembuatan alat rehabilitasi ini. berikut rincian dana yang telah dikeluarkan dapat dilihat pada tabel 4.3.

Tabel 4.3 Biaya yang dikeluarkan

	Bahan/ Jasa	Jenis	Jumlah	Biaya satuan	Total harga	
<i>Machining</i>	Akrilik	-	2	175.000	350.000	
	<i>Belt</i>		4	950	3.800	
	<i>Bearing</i>	6001&6000	12	9.000	108.000	
	Mur	5 Mm	75	100	7.500	
		4 Mm	26	100	2.600	
		3 Mm	20	100	2.000	
	Nut	5 Mm	65	100	6.500	
		4 Mm	26	100	2.600	
		3 Mm	20	100	2.000	
	Amplas	200	1	8.000	8.000	
	Wd		1	8.000	8000	
	Plat	Al	1	227.000	227.000	
	Motor	PW	2	80.000	160.000	
	<i>Plasma Cutting</i>			1	40.000	40.000
	<i>Filament</i>	<i>eSun</i>	1	230.000	230.000	
	<i>Snapring</i>	9 mm	2	5.000	10.000	
	<i>Filament</i>	-	2	195.000	390.000	
	<i>Shaft</i>	Al	1	10.000	10.000	
	<i>Water Jet</i>	Al 3 Mm	9	22.000	198.000	
	<i>Plasma Cutting</i>	Al 5 Mm	1	150.000	150.000	
	Plat	Al 3mm	1	36.000	36.000	
			1	24.000	24.000	
1			63.000	63.000		
Al 5 Mm			1	155.000	155.000	
Total					2.194.000	

Semua kesalahan dalam pembuatan produk tidak dimasukkan dan ini merupakan gambaran dalam pembuatan alat. Tetapi perlu diingat, ini semua belum termasuk biaya biaya lain seperti tenaga, bensin, listrik dan lain lain . Sehingga, jika *machining* sudah mencapai dua juta rupiah dan itu belum termasuk elektrikalnya. Maka dalam pembuatan alat ini belum bisa mencapai kriteria desain harga terjangkau.

## 4.4 Kendala

### 1. Gear

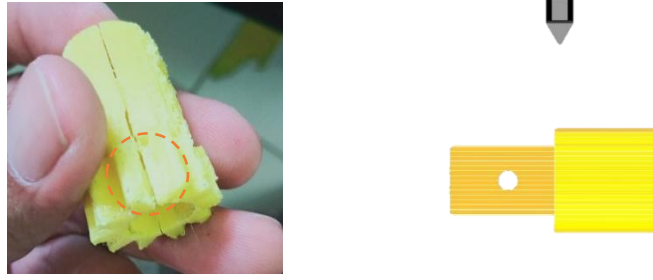
Pembuatan *gear* mengalami perubahan bahan, awalnya pembuatan *gear* menggunakan *3D Print* dalam setiap pengerjaan. Tapi saat *gearbox* yang digunakan rasionya 1:20, membutuhkan *gear input* yang cukup kecil. Hal ini berimbas pada selalu patahnya *gear* pada bagian *input* ini.

Berbagai proses pencetakan juga sudah dicoba, mulai dari mengubah arah cetaknya secara *horizontal*, *vertikal*, sampai mengganti bahan dengan menggunakan resin. Variasi pencetakan dilakukan karena ingin mengetahui arah apakah arah pencetakan akan mempengaruhi hasil produk atau tidak. *Gear input* masih tidak kuat menahan, hal ini dikarenakan bagian pertemuan antara *gear* dan pasak yang terlalu tipis serta lapisan yang menyusun *gear* secara *vertikal* memungkinkan *gear* patah pada bagian pertemuannya seperti pada Gambar 4.32.

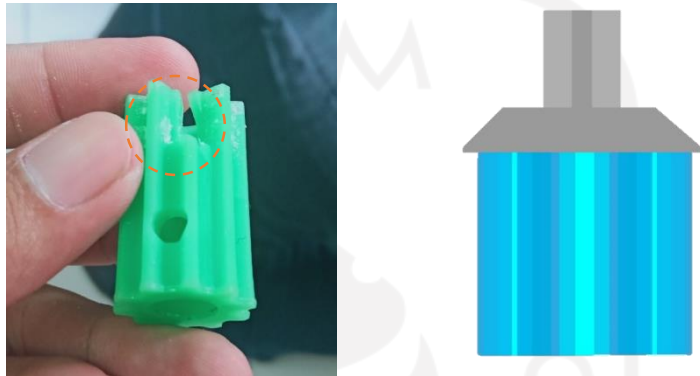


Gambar 4.32 Proses print dengan arah print *Vertikal*

Selanjutnya proses pencetakan diubah arahnya menjadi *horizontal*. Pencetakan secara *horizontal* diasumsikan kuat karena lapisan yang menyusun gear arahnya memanjang, tidak seperti *vertikal* yang lapisannya pendek. Tapi hasilnya tetap sama, Seperti pada Gambar 4.33, *gear input* terbelah menjadi dua bagian dengan patahan yang melintang.



Gambar 4.33 Proses print dengan arah print *Horizontal*



Gambar 4.34 Pengeprintan dengan bahan resin

Pembuatan model selanjutnya menggunakan bahan *resin* seperti Gambar 4.34. Penggunaan *resin* diasumsikan lebih kuat, karena jika dibanding dengan *filament* hasil dari resin lebih keras. Tetapi karena hasil resin yang terlalu getas, sehingga hasilnya tetap mengalami patah.



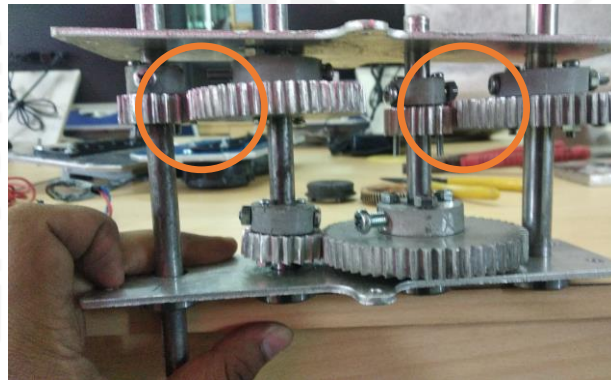
Gambar 4.35 Pengeprintan dengan bahan Alumunium

Pembuatan model juga sempat mengganti bahan *gear* menggunakan alumunium karena diharapkan *gear* lebih kuat dan tidak mudah pecah sebagaimana Gambar 4.35. Proses pembuatan *gear* ini, menggunakan jasa *water jet cutting* untuk



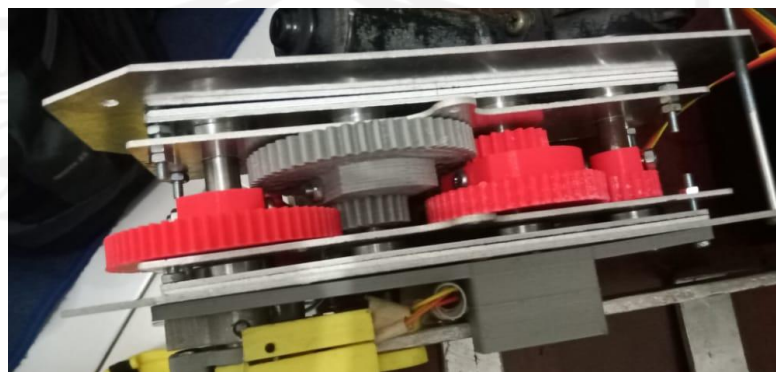
memotong plat Alumunium dengan tebal 10 mm yang dijadikan *gear input*, *gear transisi*, dan *gear output*. *Gear* tidak bisa langsung digunakan, tapi *gear* dirapikan terlebih dulu pada bagian sela sela *pitch*-nya karena kepresisian *Water Jet Cutting* tidak 100% presisi. Maka perlunya dirapikan terlebih dahulu sebelum digunakan.

Setelah digabungkan ternyata terjadi ketidak presisian seperti pada gambar 4.36. Pada gambar terlihat bahwa terdapat *gear* yang terangkat karena tidak persisi. Mengangkatnya *gear* ini mengakibatkan motor tidak dapat berputar. Selain itu *gear* tidak *center* dengan *gear* lain. Maka diputuskan untuk menggunakan rencana awal yaitu menggunakan *3d Print* dengan mempertebal pada bagian pengunci *gear* agar tumpuannya lebih tebal.



Gambar 4.36 mengganti gear dengan alumunium

*Gear* akhirnya dibuat menggunakan *3D Print* dengan mengubah desainnya sedikit pada bagian pengunci sebagaimana dapat dilihat dalam gambar 4.37.



Gambar 4.37 gear 3D Print yang dimodifikasi

## 2. Motor

Motor yang bekerja secara optimal harusnya tidak menimbulkan panas yang berlebih, berbeda dengan motor yang digunakan dalam alat rehabilitasi ini. Pada pembuatan alat rehabilitasi ini digunakan motor *Power Window*. Saat alat diuji coba dengan durasi yang singkat atau 5 menit pengujian, suhu motor sudah mencapai 55,7 °C pada lutut dan 36,1°C pada ankle seperti pada gambar 4.38 dan gambar 4.39. Hal ini terjadi karena motor ini tidak didesain untuk bekerja secara terus menerus atau *continue*.



Gambar 4.38 Suhu motor pada lutut saat pengujian



Gambar 4.39 Suhu motor pada *ankle* saat pengujian

Jika hendak mengganti motor, alternatif yang bisa dilakukan adalah mengganti dengan motor lain yang memang didesain untuk bekerja secara *continue*.

Sehingga masalah panas pada motor dapat teratasi. Tetapi hal tersebut akan menambah pengeluaran dalam pembuatan alat jika dilakukan dalam penelitian kali ini. Motor lain yang bisa digunakan adalah motor *wiper*, tetapi motor *wiper* memiliki dimensi yang lumayan besar sehingga jika diterapkan dalam alat ini maka diharuskan untuk mendesain ulang serta dapat menambah berat alat rehabilitasi nantinya.



## **BAB 5**

### **PENUTUP**

#### **5.1 Kesimpulan**

Hasil perancangan alat rehabilitasi tercapai dengan alat dapat bergerak sejauh  $90^{\circ}$  sampai  $0^{\circ}$  untuk bagian lutut dan  $-20^{\circ}$  sampai  $45^{\circ}$  pada bagian *ankle* serta sudah mampu untuk mengangkat kaki *subject*. Hasil analisis gear menunjukkan bahwa *gear* sebenarnya kuat untuk mengangkat kaki *subject* tetapi karena pembuatan gear menggunakan teknik *3d print*, sehingga analisis dalam *inventor* tidak bisa dijadikan acuan. Solusi yang ditawarkan untuk mengganti bahan *gear* yang awalnya dari *filament* menjadi Aluminium. Hasil simulasi alat, alat hanya mampu untuk mengangkat *subject* dengan berat badan 73 Kg. Hal ini belum sesuai kriteria desain karena dalam kriteria desain alat mampu untuk mengangkat kaki *subject* dengan berat badan 90 Kg. Tetapi untuk bagian *ankle*, alat sudah mampu menggerakkan *ankle* kaki hingga berat badan 90 Kg.

#### **5.2 Saran**

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

1. Ditambahkan dudukan yang mengunci pada kursi.
2. Dibuatkan *belt* dan pelindung yang lebih nyaman bagi pasien.
3. Mempertimbangkan penggunaan motor listrik lain dengan pola kerja yang sama dan harga yang masih terjangkau.

- 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. <https://doi.org/10.1177/1687814015590988>
- 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 (Switzerland)*, 16(5). <https://doi.org/10.3390/s16050725>
- Chuan, T. K., Hartono, M., & Kumar, N. (2010). Anthropometry of the Singaporean and Indonesian populations. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 40(6), 757–766. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2010.05.001>
- Díaz, I., Gil, J. J., & Sánchez, E. (2011). Lower-Limb Robotic Rehabilitation: Literature Review and Challenges. *Journal of Robotics*, 2011(i), 1–11. <https://doi.org/10.1155/2011/759764>
- Dinata, C. A., Safrita, Y. S., & Sastri, S. (2013). Gambaran Faktor Risiko dan Tipe Stroke pada Pasien Rawat Inap di Bagian Penyakit Dalam RSUD Kabupaten Solok Selatan Periode 1 Januari 2010 - 31 Juni 2012. *Jurnal Kesehatan Andalas*, 2(2), 57. <https://doi.org/10.25077/jka.v2i2.119>
- Global Burden of Disease Study 2017. (2017). Global Burden of Disease Study 2017. *The Lancet*, 5, 1–27. [http://www.healthdata.org/sites/default/files/files/policy\\_report/2019/GBD\\_2017\\_Booklet.pdf](http://www.healthdata.org/sites/default/files/files/policy_report/2019/GBD_2017_Booklet.pdf)
- Hablul Barri, M., Ryandika, A., Cesario, A., & Widyotriatmo, A. (2017). Desain dan Kontrol Posisi dari Arm Manipulator Robot Sebagai Alat Rehabilitasi Pasien Pasca Stroke. *Jurnal Otomasi Kontrol Dan Instrumentasi*, 9(2), 81. <https://doi.org/10.5614/joki.2017.9.2.2>
- Lünenburger, L., Colombo, G., & Riener, R. (2007). Biofeedback for robotic gait rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 4, 1–11. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-4-1>
- Norkin, C. C., & White, D. J. (2016). Measurement of Joint Motion: A guide to goniometry. In *F. A. Davis Company*. <https://doi.org/10.1016/s0031->

9406(05)66908-8

Silipo, A. T., Planinsic, R. M., Wittwer, E. D., Sprung, J., & Nicholson, W. T. (2015). PREVALENSI PENANGANAN CEDERA PADA PEMAIN SEPAK BOLA PERSIDI. *A Case Approach to Perioperative Drug-Drug Interactions*, 1, 123–128. [https://doi.org/10.1007/978-1-4614-7495-1\\_23](https://doi.org/10.1007/978-1-4614-7495-1_23)

Truelsen, T., Begg, S., & Mathers, C. (2000). The global burden of cerebrovascular disease. *Global Burden of Disease*, 1–67.



## LAMPIRAN 1

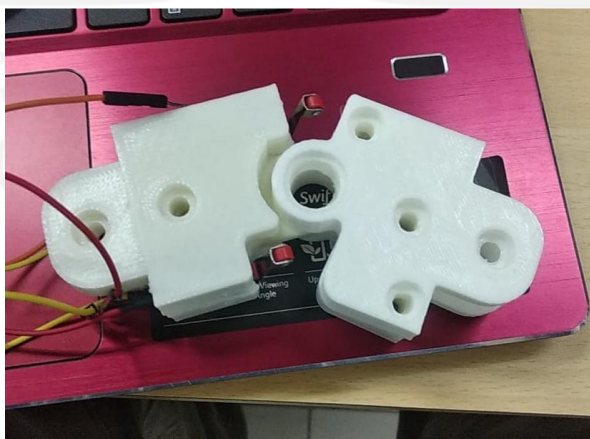
### *PLASMA CUTING DAN BENDING*



الجامعة الإسلامية  
الاستاذ الدكتور

## LAMPIRAN 2

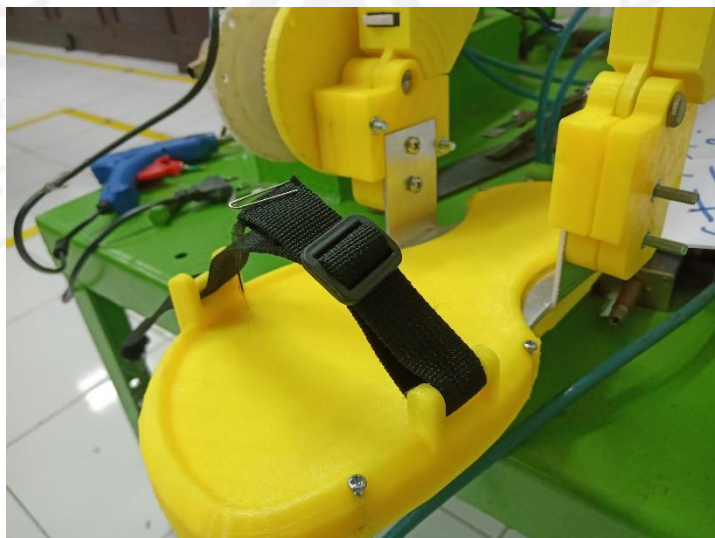
### PEMBUATAN *CONNECTOR* DARI 3D PRINT





### LAMPIRAN 3

#### PEMBUATAN ALAS KAKI DARI 3D PRINT



## LAMPIRAN 4

### PEMBUATAN GEAR DARI 3D PRINT



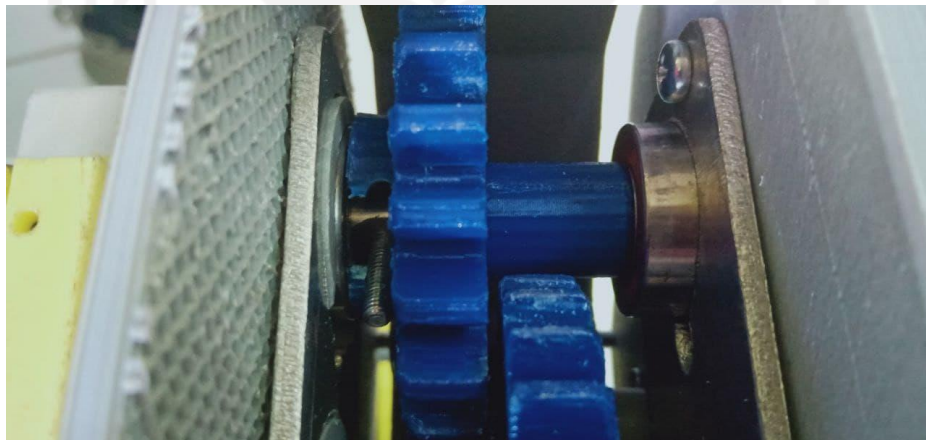
## LAMPIRAN 5

### PEMBUATAN GEAR DENGAN WATER JET CUTTING



## LAMPIRAN 6

### KERUSAKAN PADA GEAR



## LAMPIRAN 7

### PEMBUATAN KOMPARTEMENT MENGGUNAKAN *LASER CUTTING*

