

**DESAIN, SIMULASI DAN PEMBUATAN MODEL  
PROSTESIS BAWAH LUTUT BERDASARKAN  
ANTOPOMETRI ORANG INDONESIA**

**TUGAS AKHIR**

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



**Disusun Oleh :**

**Nama : Ari Setiadi**

**No. Mahasiswa : 14525015**

**NIRM : 2014050393**

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

**2018**

## PERNYATAAN KEASLIAN

Dengan ini saya menyatakan bahwa dalam skripsi ini tidak terdapat karya yang pernah diajukan orang lain untuk memperoleh gelar sarjana di suatu perguruan tinggi dan sepanjang pengetahuan saya juga tidak terdapat karya atau pendapat yang pernah dituliskan atau diterbitkan orang lain kecuali secara tertulis diacu dalam penulisan naskah ini dan disebutkan sebagai referensi. Apabila kemudian hari terbukti pernyataan ini tidak benar, saya sanggup menerima hukum atau sanksi sesuai hukum yang berlaku.

Yogyakarta, Oktober 2018

Penulis.



Ari Setiadi

14525015

**LEMBAR PENGESAHAN DOSEN PEMBIMBING**

**DESAIN, SIMULASI DAN PEMBUATAN MODEL  
PROSTESIS BAWAH LUTUT BERDASARKAN  
ANTROPOMETRI ORANG INDONESIA**

**TUGAS AKHIR**



الجامعة الإسلامية  
Yogyakarta, 17 Oktober 2018

Pembimbing I,

Muhammad Ridwan, S.T., M.T.

Pembimbing II,

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

**LEMBAR PENGESAHAN DOSEN PENGUJI**

**DESAIN, SIMULASI DAN PEMBUATAN MODEL  
PROSTESIS BAWAH LUTUT BERDASARKAN  
ANTROPOMETRI ORANG INDONESIA**

**TUGAS AKHIR**

Disusun Oleh :

Nama : Ari Setiadi

No. Mahasiswa : 14525015

NIRM : 2014050393

Tim Penguji

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

Ketua

Tanggal : 30/10/2018

Purtojo, S.T., M.Sc.

Anggota I

Tanggal : 30/10/2018

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

Anggota II

Tanggal : 30/10/2018

Mengetahui

Ketua Jurusan Teknik Mesin



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

## **HALAMAN PERSEMBAHAN**

Dengan segala puja dan puji syukur kepada Tuhan yang Maha Esa Allah SWT dan atas dukungan serta doa dari orang-orang tercinta, akhirnya penulis dapat menyelesaikan Tugas Akhir ini. Oleh karena itu, penulis haturkan syukur dan terima kasih kepada:

Orang tua yang telah memberikan support, doa dan semangat sehingga penulis dapat menyelesaikan Tugas Akhir ini dengan baik.

Dosen pembimbing, penguji dan pengajar yang telah tulus dan ikhlas dalam meluangkan waktunya untuk menuntun dan membimbing penulis dengan sabar.

Teman-teman Teknik Mesin UII yang selalu memberikan semangat dan bantuan yang sangat berarti bagi penulis.

Semoga Tugas Akhir ini dapat bermanfaat dan berguna untuk kemajuan ilmu pengetahuan pada masa yang akan datang.

## **HALAMAN MOTTO**

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

(HR. Ahmad, ath-Thabrani, ad-Daruqutni)

“Maka sesungguhnya bersama kesulitan ada kemudahan. Dan sesungguhnya bersama kesulitan ada kemudahan.”

(QS. Al Insyiroh : 5-6)

"Sesungguhnya jika kamu bersyukur, niscaya Aku akan menambahkan (nimat) kepadamu, tetapi jika kamu mengingkari (nikmat-Ku), maka sesungguhnya azab-Ku sangat pedih.”

(Qs. Ibrahim :7)

"Banyak kegagalan dalam hidup ini dikarenakan orang-orang tidak menyadari betapa dekatnya mereka dengan keberhasilan saat mereka menyerah."

(Thomas Alva Edison)

### **Man Jadda Wa Jadda**

Barang siapa yang bersungguh-sungguh akan mendapatkannya.

“Barang siapa keluar untuk mencari Ilmu maka dia berada di jalan Allah.”

( HR. Tirmidzi)

## KATA PENGANTAR

*“Assalamu’alaikum Warahmatullahi Wabarakatuh”*

*Alhamdulillahirobbil’alamin*, puji dan syukur kehadirat Allah SWT yang telah melimpahkan rahmat, karunia serta hidayah-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan laporan Tugas Akhir ini dengan lancar. Shalawat serta salam penulis panjatkan kepada Nabi Muhammad SAW yang membawa cahaya terang bagi seluruh umat manusia yang mau berpikir. Tugas Akhir ini disusun agar memenuhi salah satu persyaratan untuk memperoleh gelar sarjana pada Program Studi Teknik Mesin Universitas Islam Indonesia.

Pelaksanaan dan penyusunan Laporan Tugas Akhir dapat terselesaikan dengan baik dan lancar tak lepas dari bimbingan dan dukungan dari berbagai pihak. Oleh karena itu penulis mengucapkan banyak terima kasih kepada :

1. Keluarga tercinta yang selalu mendoakan, membantu dan memberikan motivasi dalam menempuh pendidikan.
2. Bapak Dr.Eng. Risdiyono, S.T., M.Eng. selaku Ketua Program Studi Teknik Mesin Universitas Islam Indonesia.
3. Bapak Muhammad Ridlwan, S.T., M.T. selaku dosen pembimbing 1 dan Bapak Donny Suryawan, S.T., M.Eng. selaku dosen pembimbing 2 yang telah memberikan arahan dan bimbingan dalam pembuatan laporan ini.
4. Seluruh Dosen Teknik Mesin FTI UII yang telah banyak mencetak sarjana-sarjana yang berkualitas.
5. Kawan-kawan Teknik Mesin yang telah memberikan segala dukungan.

Dalam penyusunan laporan Tugas Akhir ini penulis telah berusaha menyusun dengan sebaik-baiknya, namun tidak menutup kemungkinan didalamnya masih terdapat kesalahan. Oleh karena itu, segala macam kritik dan saran bersifat membangun sangat penulis harapkan demi kesempurnaan laporan ini. Penulis berharap dengan adanya laporan Tugas Akhir ini dapat bermanfaat khususnya bagi penulis dan umumnya bagi pembaca.

*“Wassalamu’alaikum Warahmatullahi Wabarakatuh”*

Yogyakarta, Oktober 2018

Penulis

## ABSTRAK

Data kesehatan tahun 2012 menunjukkan bahwa 2,45 % dari jumlah penduduk Indonesia merupakan penyandang disabilitas. Penderita tuna daksa menempati posisi kedua setelah gangguan pada penglihatan. Amputasi bawah lutut merupakan salah satu bentuk tuna daksa yang mengakibatkan pasien kesulitan berjalan akibat ketiadaan organ bawah lutut. Prostesis bawah lutut merupakan alat pengganti organ bawah lutut sehingga akan membantu penderita amputasi bawah lutut agar dapat berdiri dan berjalan. Saat ini, produk prostesis bawah lutut yang ada di Indonesia masih memiliki banyak kekurangan. Pembuatan prostesis masih menggunakan metode *custom* karena ukuran prostesis yang berbeda-beda. Hal tersebut menyebabkan proses pembuatan membutuhkan waktu yang lama dan harga yang relatif mahal. Produksi massal tentu dapat menjadi solusi untuk menekan harga dan waktu pembuatan. Desain prostesis bawah lutut yang dapat mengakomodasi rentang antropometri orang Indonesia diperlukan agar prostesis bawah lutut dapat diproduksi secara massal. Perancangan prostesis dilakukan dengan menggunakan *software* CAD berupa Autodesk Inventor 2018. Hasil pembuatan desain kemudian diuji melalui simulasi sesuai standar ISO 10328 sebelum pembuatan prototipe dan produksi. Simulasi pengujian dilakukan dengan 3 kondisi berbeda yaitu *heel loading*, *midfoot loading* dan *forefoot loading*. Prostesis bawah lutut tersebut dirancang untuk mampu menahan beban 100 kg dengan *safety factor* 4 dan dapat digunakan untuk penderita yang memiliki rentang tinggi badan antara 150 cm hingga 180 cm.

**Kata kunci : disabilitas, prostesis, antropometri, *safety factor***

## **ABSTRACT**

*A health research in 2012 shows that 2,45% of Indonesian citizens have disabilities. Limb disability is at the second place after a vision impairment. Below-knee amputation is a form of limb disability which causes patients to experience walking difficulties affected by an absence of lower knee organ. A lower knee prosthesis is a limb substitution which helps people with limb disabilities to stand and walk. At this time, below-knee prosthesis products in Indonesia have many inadequacies.. Prosthesis are still produced by customized orders due to the size differences. This causes too time- and money-consuming. Mass production surely can be a solution to reduce the price and time of production. Design of below-knee prosthesis that can accommodate anthropometric span of Indonesian citizens are needed to accommodate a mass production. The design of prosthesis was carried using CAD software in the form of Autodesk Inventor 2018. Result of the design then was tested through simulation according to ISO 10328 standard before prototype making and production. Simulation testing were done under 3 different conditions so called heel loading, midfoot loading and forefoot loading. Below-knee prosthesis was designed to withstand 100 kg total weight with 4 safety factors and could be used for patient who have height range between 150 cm to 180 cm.*

***Keywords : disability, prosthesis, anthropometric, safety factors***

*Approved by,*

Anggara Jatu Kusumawati, S.S., M.A.

## DAFTAR ISI

Halaman Judul .....	i
Pernyataan Keaslian .....	ii
Lembar Pengesahan Dosen Pembimbing .....	iii
Lembar Pengesahan Dosen Penguji .....	iv
Halaman Persembahan .....	v
Halaman Motto .....	vi
Kata Pengantar.....	vii
Abstrak .....	viii
Daftar Isi .....	x
Daftar Tabel.....	xiii
Daftar Gambar .....	xiv
Bab 1 Pendahuluan .....	1
1.1 Latar Belakang .....	1
1.2 Rumusan Masalah.....	2
1.3 Batasan Masalah .....	3
1.4 Tujuan Penelitian .....	3
1.5 Manfaat Penelitian atau Perancangan .....	3
1.6 Sistematika Penulisan .....	4
Bab 2 Tinjauan Pustaka .....	5
2.1 Kajian Pustaka .....	5
2.2 Dasar Teori .....	9
2.2.1 Disabilitas .....	9
2.2.2 Protesis .....	13
2.2.3 Autodesk Inventor 2018 .....	22
2.2.4 Antropometri .....	23
Bab 3 Metode Penelitian .....	26
3.1 Alur Penelitian .....	26
3.1.1 Studi Pustaka .....	27
3.1.2 Kriteria Desain.....	27
3.1.3 Pembuatan Desain .....	27

3.1.4	Pembuatan Model .....	27
3.2	Identifikasi Masalah .....	28
3.3	Kriteria Desain .....	29
3.4	Peralatan dan Bahan .....	30
3.5	Perancangan .....	30
3.5.1	Perancangan Prostesis Bawah Lutut .....	32
3.5.2	Perakitan Komponen Prostesis Bawah Lutut .....	37
3.6	Simulasi dan Pengujian .....	37
3.6.1	Heal Loading .....	37
3.6.2	Midfoot Loading .....	38
3.6.3	Forefoot Loading .....	38
3.7	Pembuatan Model .....	39
3.7.1	Pembuatan Model Prostesis Bawah Lutut .....	39
3.7.2	Perakitan Komponen Prostesis Bawah Lutut .....	40
Bab 4	Hasil dan Pembahasan .....	41
4.1	Hasil Perancangan Desain Prostesis .....	41
4.1.1	<i>Foot</i> .....	42
4.1.2	<i>Shank</i> .....	42
4.1.3	<i>Socket</i> .....	43
4.1.4	Sistem Suspensi .....	44
4.1.5	Asumsi Pengujian Desain Prostesis 1 .....	45
4.1.6	Hasil Pengujian Desain Prostesis 1 .....	51
4.1.7	Evaluasi .....	53
4.2	Hasil Perancangan Desain Prostesis 2 .....	54
4.2.1	<i>Foot</i> .....	55
4.2.2	<i>Shank</i> .....	56
4.2.3	<i>Socket</i> .....	57
4.2.4	Sistem Suspensi .....	58
4.2.5	Asumsi Pengujian Desain Prostesis 2 .....	58
4.2.6	Hasil Pengujian Desain Prostesis 2 .....	65
4.2.7	Evaluasi .....	67
4.3	Hasil Perancangan Desain Prostesis 3 .....	68

4.3.1	<i>Foot</i> .....	69
4.3.2	<i>Shank</i> .....	69
4.3.3	<i>Socket</i> .....	70
4.3.4	Sistem Suspensi .....	70
4.3.5	Asumsi Pengujian Desain Protesis 3.....	71
4.3.6	Hasil Pengujian Desain Protesis 3 .....	78
4.4	Analisis dan Pembahasan.....	80
4.4.1	Analisis Pengujian .....	80
4.4.2	Dimensi Protesis .....	86
4.4.3	Pemililihan Material .....	88
4.4.4	Hasil Pembuatan Model .....	88
4.4.5	Perbandingan Produk.....	91
Bab 5	Penutup.....	94
5.1	Kesimpulan .....	94
5.2	Saran atau Penelitian Selanjutnya.....	94
5.3	Refleksi .....	95
Daftar Pustaka	.....	96
Lampiran	.....	99

## DAFTAR TABEL

Tabel 2-1 Tinjauan Pustaka .....	8
Tabel 2-2 Data Antropometri Warganegara Indonesia Asli .....	24
Tabel 2-3 Data Antropometri Warganegara Indonesia Keturunan Cina .....	24
Tabel 2-4 Antropometri Kaki Orang Indonesia.....	25
Tabel 3-1 Kriteria Desain .....	29
Tabel 4-1 Spesifikasi Material Baja Tahan Karat .....	84
Tabel 4-2 Dimensi Pengguna .....	86
Tabel 4-3 Massa Per Komponen .....	88

## DAFTAR GAMBAR

Gambar 2-1 <i>Foot dan socket</i> .....	6
Gambar 2-2 <i>Shank</i> .....	6
Gambar 2-3 <i>Shank</i> .....	7
Gambar 2-4 <i>Foot</i> .....	7
Gambar 2-5 <i>Below knee prosthetic</i> .....	14
Gambar 2-6 <i>Single axis foot</i> .....	15
Gambar 2-7 <i>Multi axis foot</i> .....	16
Gambar 2-8 <i>Energy recovery foot</i> .....	16
Gambar 2-9 <i>Eksoskeletal shank</i> .....	17
Gambar 2-10 <i>Endoskeletal shank</i> .....	18
Gambar 2-11 <i>Socket patellar tendon bearing (PTB)</i> .....	19
Gambar 2-12 <i>Socket air cushion</i> .....	20
Gambar 2-13 <i>Cuff suspension</i> .....	20
Gambar 2-14 <i>Waist belt</i> .....	21
Gambar 2-15 <i>Thigh corset</i> .....	21
Gambar 2-16 <i>Antropometri Kaki</i> .....	25
Gambar 3-1 <i>Alur Penelitian</i> .....	26
Gambar 3-2 <i>Alur Perancangan</i> .....	31
Gambar 3-3 <i>Sketsa Protesis Bawah Lutut</i> .....	32
Gambar 3-4 <i>Foot Google patent</i> .....	33
Gambar 3-5 <i>Foot</i> .....	34
Gambar 3-6 <i>Pengatur Shank</i> .....	34
Gambar 3-7 <i>Shank</i> .....	35
Gambar 3-8 <i>Pengikat Socket</i> .....	36
Gambar 3-9 <i>Socket</i> .....	36
Gambar 3-10 <i>Sistem Suspensi</i> .....	37
Gambar 3-11 <i>Heal loading</i> .....	38
Gambar 3-12 <i>Midfoot loading</i> .....	38
Gambar 3-13 <i>Forefoot loading</i> .....	39
Gambar 4-1 <i>Hasil Perancangan Protesis Bawah Lutut 1</i> .....	41

Gambar 4-2 <i>Foot 1</i> .....	42
Gambar 4-3 <i>Shank 1</i> .....	43
Gambar 4-4 Perbesaran <i>shank 1</i> .....	43
Gambar 4-5 <i>Socket 1</i> .....	44
Gambar 4-6 Sistem Suspensi 1 .....	45
Gambar 4-7 Constrain pengujian 1.....	45
Gambar 4-8 Asumsi <i>Socket 1</i> Kondisi <i>Heal Loading</i> .....	46
Gambar 4-9 Asumsi Pengunci 1 Kondisi <i>Heal Loading</i> .....	46
Gambar 4-10 Asumsi <i>Foot 1</i> Kondisi <i>Heal Loading</i> .....	47
Gambar 4-11 Asumsi <i>Socket 1</i> Kondisi <i>Midfoot Loading</i> .....	48
Gambar 4-12 Asumsi Pengunci 1 Kondisi <i>Midfoot Loading</i> .....	48
Gambar 4-13 Asumsi <i>Foot 1</i> Kondisi <i>Midfoot Loading</i> .....	49
Gambar 4-14 Asumsi <i>Socket 1</i> Kondisi <i>Forefoot Loading</i> .....	50
Gambar 4-15 Asumsi Pengunci 1 Kondisi <i>Forefoot Loading</i> .....	50
Gambar 4-16 Asumsi <i>Foot 1</i> Kondisi <i>Forefoot Loading</i> .....	51
Gambar 4-17 Hasil Pengujian Protesis 1 <i>Heal Loading</i> .....	52
Gambar 4-18 Hasil Pengujian Protesis 1 <i>Midfoot Loading</i> .....	52
Gambar 4-19 Hasil Pengujian Protesis 1 <i>Forefoot Loading</i> .....	53
Gambar 4-20 Hasil Perancangan Protesis Bawah Lutut 2 .....	55
Gambar 4-21 <i>Foot 2</i> .....	56
Gambar 4-22 <i>Shank 2</i> .....	56
Gambar 4-23 Perbesaran <i>shank 2</i> .....	57
Gambar 4-24 <i>Socket 2</i> .....	57
Gambar 4-25 Sistem Suspensi 2.....	58
Gambar 4-26 Constrain pengujian 2.....	59
Gambar 4-27 Asumsi <i>Socket 2</i> Kondisi <i>Heal Loading</i> .....	59
Gambar 4-28 Asumsi Pengunci 2 Kondisi <i>Heal Loading</i> .....	60
Gambar 4-29 Asumsi <i>Foot 2</i> Kondisi <i>Heal Loading</i> .....	61
Gambar 4-30 Asumsi <i>Socket 2</i> Kondisi <i>Midfoot Loading</i> .....	61
Gambar 4-31 Asumsi Pengunci 2 Kondisi <i>Midfoot Loading</i> .....	62
Gambar 4-32 Asumsi <i>Foot 2</i> Kondisi <i>Midfoot Loading</i> .....	63
Gambar 4-33 Asumsi <i>Socket 2</i> Kondisi <i>Forefoot Loading</i> .....	63

Gambar 4-34 Asumsi Pengunci 2 Kondisi <i>Forefoot Loading</i> .....	64
Gambar 4-35 Asumsi <i>Foot</i> 2 Kondisi <i>Forefoot Loading</i> .....	65
Gambar 4-36 Hasil Pengujian Protesis 2 <i>Heal Loading</i> .....	66
Gambar 4-37 Hasil Pengujian Protesis 2 <i>Midfoot Loading</i> .....	66
Gambar 4-38 Hasil Pengujian Protesis 2 <i>Forefoot Loading</i> .....	67
Gambar 4-39 Deformasi pada <i>socket</i> .....	67
Gambar 4-40 Tegangan pada baut.....	68
Gambar 4-41 Hasil Perancangan Protesis Bawah Lutut 3 .....	68
Gambar 4-42 <i>Foot</i> 3 .....	69
Gambar 4-43 <i>Shank</i> 3 .....	70
Gambar 4-44 <i>Socket</i> 3.....	70
Gambar 4-45 Sistem Suspensi 3.....	71
Gambar 4-46 Constrain pengujian 3.....	72
Gambar 4-47 Asumsi <i>Socket</i> 3 Kondisi <i>Heal Loading</i> .....	72
Gambar 4-48 Asumsi Pengunci 3 Kondisi <i>Heal Loading</i> .....	73
Gambar 4-49 Asumsi <i>Foot</i> 3 Kondisi <i>Heal Loading</i> .....	74
Gambar 4-50 Asumsi <i>Socket</i> 3 Kondisi <i>Midfoot Loading</i> .....	74
Gambar 4-51 Asumsi Pengunci 3 Kondisi <i>Midfoot Loading</i> .....	75
Gambar 4-52 Asumsi <i>Foot</i> 3 Kondisi <i>Midfoot Loading</i> .....	76
Gambar 4-53 Asumsi <i>Socket</i> 3 Kondisi <i>Forefoot Loading</i> .....	76
Gambar 4-54 Asumsi Pengunci 3 Kondisi <i>Forefoot Loading</i> .....	77
Gambar 4-55 Asumsi <i>Foot</i> 3 Kondisi <i>Forefoot Loading</i> .....	78
Gambar 4-56 Hasil Pengujian Protesis 3 <i>Heal Loading</i> .....	79
Gambar 4-57 Hasil Pengujian Protesis 3 <i>Midfoot Loading</i> .....	79
Gambar 4-58 Hasil Pengujian Protesis 3 <i>Forefoot Loading</i> .....	80
Gambar 4-59 Letak pembebanan dan kondisi pengujian .....	81
Gambar 4-60 Perbandingan hasil pengujian foot .....	82
Gambar 4-61 Perbandingan hasil pengujian <i>shank</i> .....	82
Gambar 4-62 Perbandingan hasil pengujian <i>socket</i> .....	83
Gambar 4-63 Perbandingan hasil pengujian sistem suspensi.....	83
Gambar 4-64 Perbandingan hasil pengujian protesis.....	84
Gambar 4-65 Distribusi tegangan maksimum .....	85

Gambar 4-66 Simulasi pemasangan pada kaki.....	86
Gambar 4-67 Dimensi pengguna.....	87
Gambar 4-68 Ketinggian Maksimum dan Minimum .....	87
Gambar 4-69 Perbandingan massa prosthesis dengan kaki.....	88
Gambar 4-70 Hasil Pembuatan Model .....	89
Gambar 4-71 Cacat pada <i>foot</i> .....	89
Gambar 4-72 Cacat pada penyambung.....	90
Gambar 4-73 Cacat pada <i>socket</i> .....	90
Gambar 4-74 Telapak kaki .....	91
Gambar 4-75 Kaki Palsu Bawah Lutut / Transtibial Prosthesis .....	92
Gambar 4-76 Endoskeletal Below Knee Prosthesis .....	92
Gambar 4-77 Kaki Palsu Bawah Lutut / Transtibial Prosthesis .....	93

# **BAB 1**

## **PENDAHULUAN**

### **1.1 Latar Belakang**

Kesehatan merupakan bagian terpenting dari kehidupan dan selalu diutamakan oleh manusia. Seluruh manusia tidak ingin mengalami gangguan pada kesehatan tubuh apalagi hingga terkena penyakit. Oleh karena itu berbagai cara penanggulangan penyakit pun dilakukan. Tak sedikit orang yang mengeluarkan biaya yang mahal agar dapat menghindari penyakit maupun gangguan fisik. Namun apabila suatu penyakit telah menyebabkan gangguan fisik pada manusia, belum tentu penyakit tersebut dapat diobati. Jika hal tersebut terjadi kemungkinan penanganan yang akan dilaksanakan berupa amputasi sehingga menyebabkan kecacatan pada tubuh manusia.

Cacat fisik atau gangguan fisik pada tubuh manusia biasanya juga disebut dengan disabilitas. Disabilitas ini dapat disebabkan karena adanya gangguan oleh penyakit, cacat sejak lahir maupun karena sebuah kecelakaan. Bentuk dari disabilitas itu bermacam-macam, dapat berupa gangguan penglihatan, pendengaran, berbicara maupun gangguan pada sistem gerak manusia. Disabilitas ini dapat dibedakan menjadi dua kelompok besar yaitu gangguan pada fisik seseorang dan gangguan mental.

Perkembangan dari tahun-ketahun menunjukkan bahwa penderita disabilitas terus mengalami peningkatan. Tahun 2012 Badan Pusat Statistik telah melakukan survei mengenai penderita cacat di Indonesia. Menurut pengamatan yang telah dilaksanakan terdapat 2,45% dari keseluruhan jumlah penduduk Indonesia yang mengalami cacat, baik itu cacat mental maupun cacat fisik. Berdasarkan sensus yang dilaksanakan 2 tahun sebelumnya yaitu tahun 2010 diperoleh data bahwa terdapat sekitar 2432000 jiwa yang mengalami sedikit gangguan pada kemampuan berjalan atau naik tangga dan terdapat sekitar 656000

jiwa yang menderita gangguan pada kemampuan berjalan atau naik tangga yang dikategorikan dalam kondisi parah (Diono, Prasetyo, & Budijanto, 2014).

Di Indonesia belum banyak dikembangkan peralatan penunjang berbagai kegiatan bagi kalangan disabilitas. Perkembangannya hanya dilakukan dalam skala industri rumahan yang mengakibatkan kebanyakan peralatan pendukung ini tidak memiliki kualitas yang begitu baik dalam penguannya. Selain hal tersebut hanya sedikit orang yang melakukan riset mengenai peralatan penunjang kaum penyandang cacat, terutama peralatan penunjang dalam aktivitas berjalan. Hal tersebut terbukti dengan sedikitnya literatur-literatur yang mendukung dalam pembuatan berbagai alat bantu berjalan.

Sedikitnya penelitian mengenai peralatan penunjang kaum disabilitas di Indonesia mengakibatkan masih perlu dikembangkan sebuah alat bantu berjalan yang sesuai dengan antropometri orang Indonesia yaitu dengan ketinggian antara 150 hingga 180 cm. Alat bantu berjalan yang dimaksud adalah alat bantu berjalan bawah lutut atau biasanya disebut sebagai prosthesis bawah lutut. Kebanyakan prosthesis bawah lutut di Indonesia ukurannya hanya menyesuaikan ukuran kaki penggunanya sehingga dalam pembuatan sebuah prosthesis dan hanya dapat digunakan untuk satu ukuran saja. Selain itu, jenis prosthesis ini memiliki biaya produksi yang cukup mahal dikarenakan tidak diproduksi secara massal dan memiliki waktu tunggu yang lama dalam proses pembuatannya. Waktu tunggu yang lama dapat mengakibatkan terkendalanya berbagai aktivitas keseharian dari penggunanya.

Berdasarkan kekurangan produk tersebut dapat dipecahkan dengan cara merancang sebuah desain prosthesis bawah lutut yang dapat digunakan oleh beberapa orang dengan kondisi tertentu dan dapat diproduksi secara massal sehingga dapat menekan biaya produksinya. Prosthesis ini diharapkan mampu menggantikan fungsi kaki sebagai mana mestinya dengan memperhatikan aspek antropometri orang Indonesia.

## **1.2 Rumusan Masalah**

Berdasarkan pokok permasalahan dalam latar belakang di atas, maka dapat diambil rumus masalah berupa bagaimana merancang, mensimulasikan dan

membuat model prostesis bawah lutut yang sesuai dengan rentang antropometri orang Indonesia.

### **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. Penelitian difokuskan kepada pembuatan desain dan simulasi prostesis bawah lutut dengan menggunakan *software* Autodesk Inventor 2018.
2. Analisis kekuatan prostesis bawah lutut menggunakan *software* Autodesk Inventor 2018.
3. Desain dikhususkan untuk pengguna yang memiliki ketinggian antara 150 cm sampai 180 cm dengan berat maksimal 100 kg.
4. Panjang sisa amputasi sepanjang 16 cm dari bagian lutut.
5. Tahapan pembuatan hanya dilaksanakan hingga pemodelan prostesis bawah lutut tanpa memperhatikan kekuatan dari material dalam pembuatan model.
6. Tidak membahas dan tidak membandingkan parameter pada 3D Print.

### **1.4 Tujuan Penelitian**

Penelitian mengenai desain, simulasi dan pembuatan model prostesis bawah lutut berdasarkan antropometri orang Indonesia ini bertujuan untuk merancang, mensimulasikan dan membuat model prostesis bawah lutut yang sesuai dengan rentang antropometri orang Indonesia.

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

Manfaat penelitian ini adalah untuk merancang prostesis bawah lutut yang memiliki fungsi lebih sehingga dapat digunakan oleh beberapa orang dengan ukuran kaki yang dapat menyesuaikan rentang antropometri orang Indonesia dengan ketinggian antara 150 cm hingga 180 cm. Prostesis ini diharapkan memiliki waktu tunggu yang relatif cepat dalam pembuatannya karena dapat diproduksi secara massal. Selain itu, memungkinkan untuk dilakukan pengaturan ketinggian di awal penggunaan sehingga tidak perlu dilakukan pembongkaran ketika akan digunakan

kembali. Meskipun pembuatan prosthesis bawah lutut ini hanya sampai tahap pembuatan model namun diharapkan dapat digunakan sebagai acuan dalam pengembangan prosthesis di Indonesia serta dapat direalisasikan 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**

Bagian ini menjelaskan tentang latar belakang, rumusan masalah, batasan masalah, tujuan penelitian, dan sistematika penulisan.

### **Bab II TINJAUAN PUSTAKA**

Bagian ini berisi kajian pustaka dan menjelaskan dasar teori yang yang digunakan dalam penelitian dan perancangan yang dilakukan.

### **Bab III METODOLOGI PENELITIAN**

Bagian ini menjelaskan langkah-langkah yang dilakukan dalam penelitian dan metode penelitian yang digunakan.

### **Bab IV HASIL DAN PEMBAHASAN**

Bagian ini berisi tentang hasil dan pembahasan berdasarkan penelitian dan perancangan yang telah dilakukan.

### **Bab V PENUTUP**

Bagian ini berisi tentang kesimpulan dari pembahasan yang dilakukan serta saran-saran untuk penelitian selanjutnya.

## **BAB 2**

### **TINJAUAN PUSTAKA**

#### **2.1 Kajian Pustaka**

Perkembangan prosthesis bawah lutut di Indonesia saat ini belum berkembang dengan baik sehingga belum dapat menjadikan kaki pengganti ini berfungsi sebagaimana mestinya dalam menunjang berbagai keinginan dan kebutuhan dalam aktivitas keseharian pegguanya. Sebuah perancangan prosthesis bawah lutut yang bertujuan untuk menyerupai fungsi biomekanik dari bagian tubuh manusia telah dilaksanakan, namun masih menimbulkan masalah kenyamanan dan masih memiliki biaya produksi yang lebih tinggi jika dibandingkan dengan produk dipasaran (Damayanti, Sumartini, & Hardiman, 2003).

Perkembangan bahan alternatif dalam pembuatan *socket* prosthesis banyak dikembangkan, penelitian ini mengkaji komposit yang berasal dari serat rami sangat berpotensi dalam usaha pengembangan bahan dasar prosthesis. Hal tersebut didasari dengan nilai tegangan tarik dan tingkat elastisitas dari komposit lamina serat rami yang nilainya masih jauh lebih tinggi dibandingkan dengan harga masing-masing kekuatan yang menjadi acuan bidang kesehatan dalam pembuatan alat kesehatan yang berbahan dasar polimer. Karakteristik komposit lamina serat rami ini sangat memenuhi persyaratan dalam pembuatan socket prosthesis (Tresna P., Kusumaningsih, & Irawan, 2010).

Berdasarkan sebuah kajian yang membahas biomekanika pada pengguna prosthesis bawah lutut dipaparkan bahwa gaya yang dihasilkan oleh prosthesis tipe *endoskeletal* model pengembangan memiliki keseimbangan gaya lebih baik dibandingkan dengan prosthesis tipe *eksoskeletal*. Begitu halnya dengan momen yang dihasilkan, momen yang dihasilkan oleh prosthesis tipe *endoskeletal* model pengembangan memiliki keseimbangan momen yang lebih baik dibandingkan dengan prosthesis tipe *eksoskeletal* (Wibowo, 2010).

Kemampuan *foot* untuk memberikan dorongan kedepan ketika berjalan sangat diperlukan oleh pengguna prosthesis bawah lutut. Pada penelitian yang telah dilaksanakan sebelumnya telah dibahas mengenai prosthesis yang akan memberikan dorongan ke depan. Dorongan ke depan ini diakibatkan karena adanya cekungan yang terletak pada bagian tumit yang terlihat pada gambar 2-1. Selain jenis *foot* tersebut pada bagian *shank* terdapat sebuah pengikat yang langsung mengikat pada bagian amputasi (Fauziah & Sriwarno, 2014).



**Gambar 2-1 Foot dan socket**

Sumber : Fauziah & Sriwarno, 2014

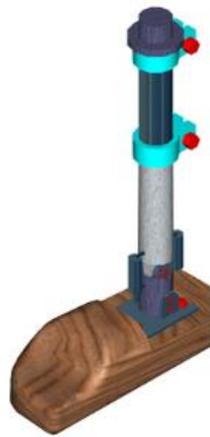
Pengatur ketinggian pada shank sangat diperlukan jika ingin dibuat prosthesis yang dapat menyesuaikan ketinggian seseorang. Gambar 2-2 menunjukkan *shank* yang memiliki mekanisme pergerakan untuk bergeser ke atas dan ke bawah sedangkan penggunaan pengunci hanya menggunakan baut pada bagian bawah *shank* yang akan mencekam bagian poros pada shank. Selain itu penggunaan material yang berrongga akan meringankan massa prosthesis yang dibuat (Prakoso, 2016).



**Gambar 2-2 Shank**

Sumber : Prakoso, 2016

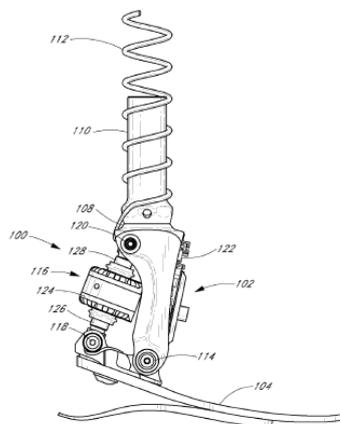
Jenis shank pada gambar 2-3 dikembangkan agar bagian *shank* tidak mengalami puntiran. Pemberian *pitch* yang memanjang ke bawah dapat mengurangi pergerakan memutar dari bagian *shank*. Jenis pengunci yang digunakan hanya mampu mencekam agar tidak terjadi putaran pada bagian *shank* (D. Jumeno dan A. W. Adlis, 2010).



**Gambar 2-3 Shank**

Sumber : D. Jumeno dan A. W. Adlis, 2010

Jenis prosthesis seperti gambar 2-4 sudah banyak dikembangkan, baik itu tanpa motor penggerak maupun menggunakan motor penggerak. Jenis motor penggerak hanya digunakan untuk menggerakkan bagian *ankle*. Selain menggunakan motor jenis *foot* yang memiliki penyangga di bagian bawah akan mempengaruhi seseorang ketika berjalan. Bagian ini akan memberikan daya lenting kedepan ketika digunakan (US 8,057,550 B2, n.d.).



**Gambar 2-4 Foot**

Sumber : US 8,057,550 B2

**Tabel 2-1 Tinjauan Pustaka**

<b>Tahun</b>	<b>Peneliti</b>	<b>Penelitian</b>	<b>Kontribusi untuk Peneliti</b>	<b>Perbedaan Penelitian</b>
2010	D. Jumeno dan A. W. Adlis	Desain <i>Prosthesis Endoskeletal</i> Bawah Lutut Untuk Penyandang Cacat	Pada pengatur ketinggian mencapai 100 mm dengan poros yang memiliki <i>pitch</i> agar tidak terjadi puntiran ketika digunakan.	Ketinggian pada prostesis ini dapat diatur hingga ketinggian 140 mm sesuai dengan ketinggian orang Indonesai.
2011	Arinbjörn Viggo Clausen, Magnus Oddsson	<i>United States Patent</i> No : US 8.057.550 B2	Jenis foot yang digunakan telah menggunakan jenis <i>foot</i> robotik yang akan terjadi pergerakan pada bagian <i>ankle</i> .	Pada bagian <i>ankle</i> dibentuk melengkung sehingga memungkinkan terjadinya gerakan dan akan memberikan gaya dorong yang lebih tinggi ketika digunakan.
2014	Rahma Ari Nur Fauzi, Andar Bagus Sriwarno, M. Sn, Ph.D.	Pengembangan Desain Prostetik yang Berbasis <i>Low-Cost</i> untuk Industri Kecil Kaki Palsu di Indonesia	Desain prostesis memiliki penyangga yang berbentuk huruf C pada bagian tumit yang difungsikan untuk memberikan gaya dorong. Selain itu alas kaki berbentuk mendatar.	Pada bagian foot dibuat miring dan pada bagian tumit diberi bagian pendorong. Bentuk <i>foot</i> dibentuk menyerupai penampang alas kaki.
2016	Agung Prakoso	Perancangan dan Pembuatan <i>Prototype Protheses</i> Kaki Bagian Bawah Lutut	Desain poros yang berbentuk pipa berrongga memiliki pengunci pada bagian bawah.	Mekanisme pengunci yang digunakan berbeda dikarenakan bagian shank memiliki <i>pitch</i> yang dapat mengurangi resiko pergeseran keatas maupun kebawah.

## **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 prosthesis bawah lutut.

### **2.2.1 Disabilitas**

Disabilitas merupakan sebuah kata yang diserap dari bahasa Inggris yang berbunyi “*disability*” (jamak: *disabilities*) yang memiliki makna berupa cacat atau ketidakmampuan (*Kamus Besar Bahasa Indonesia Pusat Bahasa, 2008*). Selain itu penyandang disabilitas dapat diartikan sebagai sekelompok manusia yang mempunyai keterbatasan. Keterbatasan yang dimaksud dapat berupa keterbatasan mental, keterbatasan fisik, sensorik maupun intelektual. Dalam kesehariannya terdapat berbagai hambatan dalam melakukan interaksi dengan lingkungannya sehingga menyulitkan untuk dapat berpartisipasi penuh dalam berbagai kegiatan (Undang-Undang Nomor 19 Tahun 2011 Tentang Pengesahan Hak-Hak Penyandang Disabilitas, 2011).

Konversi PBB yang dilaksanakan pada tahun 2007 disebutkan bahwa disabilitas memiliki makna sebagai sebuah konsep yang menjelaskan mengenai interaksi antara individu yang memiliki keterbatasan fisik atau mental/intelektual dengan lingkungan yang menyebabkan terhambatnya kemampuan masing-masing individu tersebut dalam berpartisipasi di lingkungan masyarakat secara normal seperti orang-orang pada umumnya. Dari pengakuan tersebut maka sebenarnya hambatan dari masing-masing individu yang mengalami keterbatasan merupakan tanggungjawab bersama, baik itu menjadi tanggungjawab negara maupun tanggungjawab masyarakat di sekelilingnya. Dilihat dari sisi lain Hak Asasi Manusia sangat dijunjung tinggi karena kesetaraan maupun kesempatan yang sama merupakan hak setiap orang.

## **A. Penyebab Disabilitas**

Dilihat dari segi penyebabnya disabilitas dapat disebabkan karena adanya beberapa faktor, hal-hal yang mengakibatkan seseorang mengalami disabilitas diantaranya :

### **1. Cacat Didapat (Acquired)**

Jenis cacat ini diperoleh karena adanya kecelakaan baik itu diakibatkan karena keteledoran saat berlalulintas maupun terjadi karena kecelakaan lainnya. Selain akibat kecelakaan jenis cacat ini dapat diakibatkan karena adanya perang yang menyebabkan terlukannya sebuah organ dan dapat disebabkan karena sebuah penyakit kronis yang memaksakan harus diamputasi.

### **2. Cacat Bawaan atau Sejak Lahir (Congenital)**

Penyebab utama dari cacat jenis ini antara lain karena disebabkan gangguan pembentukan dan pertumbuhan sebagian organ pada masa kehamilan berlangsung. Hal tersebut dapat dipengaruhi karena adanya serangan virus, nutrisi dan gizi yang kurang baik, penyakit menular seksual dan pemakaian obat-obatan.

## **B. Jenis-jenis Disabilitas**

Menurut Undang-undang Penyandang Cacat, cacat itu terdiri dari berbagai jenis yang berbeda-beda, maka dapat dikelompokkan tiga golongan yang berbeda yaitu :

### **1. Penyandang Cacat Fisik**

Cacat fisik dibedakan berdasarkan penyebab kecacatannya. Terdapat terdapat jenis cacat fisik yang dapat dibedakan sebagai berikut :

#### **a. Tuna Netra**

Kecacatan jenis ini diakibatkan karena fungsi penglihatan yang kurang sehingga akan menghambat mobilitas dalam pergerakannya hal tersebut dapat diakibatkan sejak kelahiran, penyakit maupun kecelakaan. Tuna netra dibedakan menjadi 3 jenis yang terdiri dari :

### ***Buta Total***

Jenis kebutaan ini menyebabkan penderitanya tidak mampu melihat benda didepannya atau dengan kata lain hilangnya fungsi dari penglihatan penderitanya. Hal ini mengakibatkan seseorang tidak dapat melihat secara sepenuhnya dan yang terlihat hanyalah bayangan gelap.

### ***Persepsi Cahaya***

Pada kasus ini seseorang masih dapat membedakan ada atau tidaknya cahaya, akan tetapi sudah bila ada sebuah benda di depannya sudah tidak dapat menentukannya.

### ***Memiliki Sisa Penglihatan (Low Vision)***

Disini seseorang yang mengalami *low vision* masih dapat melihat benda yang ada di depannya namun sudah tidak dapat melihat benda-benda kecil dalam jangkauan satu meter. Benda-benda kecil yang dimaksud seperti jari tangan.

### **b. Tuna Rungu atau Wicara**

Tuna rungu adalah kecacatan pada diri seseorang yang diakibatkan karena terganggunya fungsi pendengaran. Sedangkan tuna wicara merupakan kecacatan yang diakibatkan karena hilangnya fungsi bicara pada diri seseorang. Biasanya jika seseorang mengalami gangguan pendengaran maka akan mengakibatkan terganggunya pula fungsi bicaranya. Jenis cacat ini dapat diakibatkan karena sebuah penyakit, kecelakaan maupun gagguan sejak lahir. Cacat ini dapat dibedakan menjadi tiga jenis kelainan yaitu terdiri dari tuna rungu wicara yang tidak dapat mendengar dan berbicara, tuna rungu yang masih bisa berbicara namun tidak bisa mendengar dan tuna wicara yang masih bisa mendengar namun kehilangan fungsi bicaranya.

### **c. Tuna Daksa**

Kelainan ini diakibatkan karena adanya kecacatan pada sebagian atau keseluruhan anggota gerak sehingga mengakibatkan seseorang tidak dapat melakukan berbagai aktivitas dimasyarakat. Jenis cacat ini dapat terjadi karena terjadi kerusakan pada tulang, sendi maupun otot sehingga alat gerak tidak dapat

berfungsi dengan normal. Seperti jenis cacat lainnya, secara umum jenis cacat ini secara umum terdiri dari dua golongan yaitu :

### ***Tuna Daksa Ortopedi***

Kelainan ini mengakibatkan fungsi tubuh terganggu, bagian tubuh yang diserang biasanya adalah otot, sendi dan tulang. Hal ini menyebabkan terganggunya pertumbuhan pada sebagian anggota gerak.

### ***Tuna Daksa Syaraf***

Kelainan atau gangguan syaraf sebagai penyusun otak merupakan penyebab utama cacat jenis ini. Gangguan syaraf ini menyebabkan sebagian alat gerak mengalami kelumpuhan sehingga tidak dapat bergerak.

## **2. Penyandang Cacat Mental**

Cacat mental ini pada umumnya dapat diakibatkan oleh beberapa hal. Dilihat dari sisi penyebabnya cacat mental dapat dikelompokkan menjadi dua kelompok utama, yaitu :

### **a. Tuna Laras**

Tuna laras atau dapat disebut juga dengan seseorang yang mengalami gangguan mental akibat kondisi emosi yang tidak stabil. Akibat dari gangguan emosi ini dapat mengakibatkan penderitanya sering melukai dirinya sendiri secara sadar maupun tak sadar. Bahkan karena emosinya yang tidak dapat terkontrol dapat berakibat menyerang orang lain.

### **b. Tuna Grahita**

Umumnya oleh masyarakat jenis cacat ini lebih dikenal sebagai cacat mental yang menyebabkan seseorang memiliki kemampuan mental dibawah nilai normal jika dibandingkan dengan masyarakat pada umumnya. Yang menjadi tolak ukur seseorang terhadap kemampuan mentalnya yaitu tingkat kecerdasan seseorang atau biasa disebut dengan IQ. Cacat mental dapat dibedakan menjadi beberapa jenis, yaitu :

### ***Tuna Grahita Ringan***

Penderita kecacatan ini memiliki bentuk fisik yang normal, namun hanya memiliki IQ antara 50 hingga 70. Kelompok ini merupakan kelompok yang mampu untuk dididik, mereka masih dapat diajari untuk dapat berhitung, membaca dan menulis.

### ***Tuna Grahita Sedang***

Penderita jenis ini masih memiliki kondisi fisik yang masih dapat terlihat secara normal, akan tetapi tingkat kecerdasannya hanya sekitar 30 sampai 50. Golongan ini hanya mampu menjalani pendidikan yang sangat dasar.

### ***Tuna Grahita Berat***

Pada kasus ini kemampuan mental seseorang sudah sangat rendah sehingga sudah tidak dapat didik secara normal. Tingkat kecerdasan yang dimiliki berada dibawah 30, hal ini menyebabkan segala kegiatan dalam kehidupan sehari-hari membutuhkan bantuan orang lain agar dapat melakukan berbagai kegiatan.

## **3. Penyandang Cacat Fisik dan Mental Ganda**

Penyandang cacat jenis ini memiliki dua jenis kecacatan sekaligus yang terdiri dari cacat fisik dan cacat mental. Hal ini dapat menjadi penyebab seseorang tidak dapat melakukan berbagai aktivitas kesehariannya.

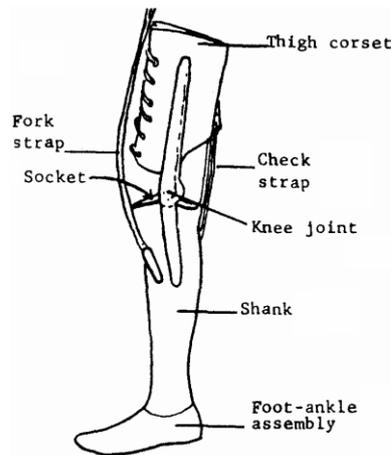
### **2.2.2 Protesis**

Protesis merupakan sebuah alat yang digunakan sebagai suatu pengganti pada suatu bagian tubuh yang hilang. Definisi yang dipaparkan tersebut tidak berhubungan dengan adanya suatu pengganti telinga, mata, gigi atau bagian tubuh lainnya akan tetapi disini pembahasan mengenai protesis berupa pengganti bagian tubuh manusia yang berfungsi sebagai alat gerak (Sinaki, 1993).

Cacat pada alat gerak bagian bawah itu dapat dibedakan menjadi dua jenis gangguan fisik yang berbeda yaitu cacat dari kaki bagian atas lutut (*above-knee*) dan cacat pada kaki bagian bawah lutut (*below-knee*). Pada alat bantu gerak pada kaki terdapat bagian penghubung antara *foot-ankle* dengan *socket* yaitu berupa *shank* yang memiliki fungsi sebagai pembagi beban dari *socket* ke *foot*. Bagian

penghubung atau *shank* ini terdiri dari dua jenis yang berbeda dan dapat dibedakan menjadi tipe *eksoskeletal* dan *endoskeletal* (Campbell, 2002).

Prostesis bawah lutut pada umumnya memiliki beberapa komponen utama yang terdiri dari lima bagian penting yaitu *foot*, *ankle*, *shank*, *socket* dan sistem suspensi. Setiap komponen utama tersebut masih dapat dibagi kedalam berbagai jenis yang berbeda-beda hal tersebut dipengaruhi fungsi dan keinginan dari pengguna prostesis bawah lutut.



**Gambar 2-5 Below knee prosthetic**

Sumber : *Prosthetic and Orthotic New York University Post – Graduate Medical, 1972*

Gambar 2-5 merupakan gambar mengenai prostesis bawah lutut pada umumnya. Terdapat beberapa komponen yang menjadi bagian penyusun prostesis bawah lutut. Penjelasan secara lebih lanjut mengenai komponen dari prostesis bawah lutut dapat diuraikan sebagai berikut :

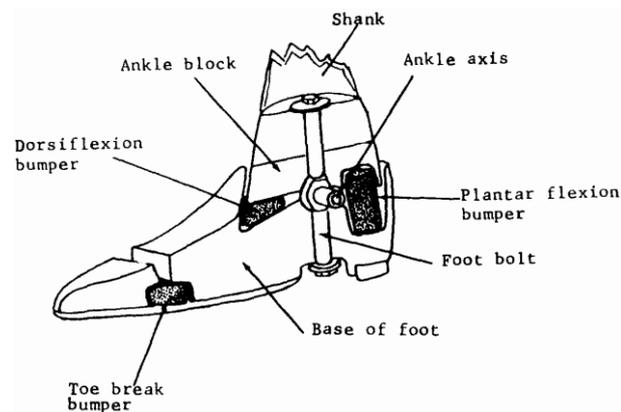
#### **A. *Foot - Ankle***

*Foot* atau dalam bahasa Indonesia disebut sebagai kaki dasar merupakan bagian yang menjadi sebuah kesatuan dengan *ankle*. *Foot-ankle* merupakan komponen yang memiliki fungsi sebagai sebuah tumpuan yang akan membantu seseorang ketika berjalan. *Foot-ankle* harus memiliki beberapa kriteria agar dapat digunakan dengan baik, diantaranya harus mampu menompang berat tubuh ketika berdiri ataupun berjalan. Selanjutnya harus memiliki bentuk menyerupai kaki pada umumnya sehingga mempermudah pergerakan sendi lutut ketika berdiri. Kriteria

selanjutnya harus dapat meredam getaran saat melakukan kontak ketika berjalan dan harus cepat menyesuaikan posisi mendatar pada kaki.

### 1. *Single Axis Foot*

Tipe ini memiliki sendi pada yang terbuat dari logam yang berfungsi sebagai bagian penggerak sehingga dapat meniru pergerakan kaki. Namun pergerakannya hanya terbatas dan tidak dapat bergerak dari sisi luar ke dalam begitu juga dari sisi dalam keluar. Bagian tumit pada gambar 2-6 terdapat pengganjal yang berfungsi untuk menahan guncangan yang terjadi ketika berjalan. Namun terdapat kekurangan berupa kaki akan semakin berat dan menyebabkan mudahnya terjadi kerusakan.

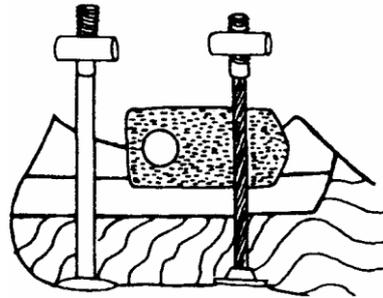


Gambar 2-6 *Single axis foot*

Sumber : *Prosthetic and Orthotic New York University Post – Graduate Medical*,  
1972

### 2. *Multi Axis Foot*

Pergerakan dari *multi axis foot* dikendalikan oleh ring karet yang berada disekitar bagian sendi sehingga dapat bergerak dengan mudah. Biasanya jenis ini digunakan pada prostesis jenis *endoskeletal*. Ketika digunakan kaki ini dapat bergerak seperti kaki aslinya namun jika berada dalam kondisi berdiri keadaanya tidak stabil. Pergerakan kaki dapat diatur oleh pengggunanya yang dapat dikondisikan sesuai kenyamanan penggunanya. Gambar 2-7 menunjukkan penampang dari *foot* jenis *multi axis foot*.

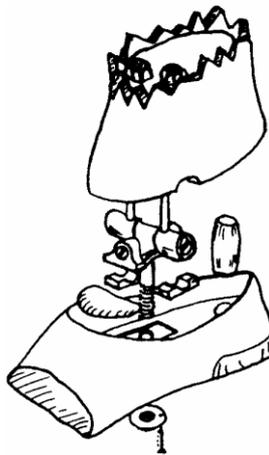


**Gambar 2-7 Multi axis foot**

Sumber : *Prosthetic and Orthotic New York University Post – Graduate Medical*,  
1972

### **3. Energy Recovery Foot**

Jenis ini biasanya digunakan untuk seseorang yang akan berjalan ataupun berlari dengan cepat, dikarenakan pada bagian tumit terdapat bagian elastis yang dapat meredam beban saat digunakan untuk berjalan. Selain itu, bagian ini akan memberikan dorongan saat berlari. Kondisi ini mengakibatkan kaki menerima beban hingga tiga kali lipat dari beban tubuh. Desain jenis ini kebanyakan digunakan untuk prosthesis eksoskleteal. *Foot* pada gambar 2-8 memiliki berat yang lebih tinggi akan tetapi memiliki daya tahan yang lebih lama dan harganya relatif murah.



**Gambar 2-8 Energy recovery foot**

Sumber : *Prosthetic and Orthotic New York University Post – Graduate Medical*,  
1972

## B. *Shank*

*Shank* merupakan bagian dari prostesis bawah lutut yang berfungsi untuk menghubungkan *foot-ankle* dengan *socket*. Bagian ini memiliki fungsi penting yaitu dapat memindahkan beban dari tubuh pengguna yang diterima pada bagian *socket* ke bagian *foot*.

Bahan utama yang digunakan dalam pembuatan *eksoskleteal shank* berupa bahan yang memiliki sifat ringan namun kuat dan kokoh, biasanya menggunakan plastik, alumunium dan kayu. Pada bagian dalam *shank* terdapat rongga untuk memperingan berat dari bagian ini. Sementara itu pada *endoskleteal shank* terdapat tumpuan pada bagian tengah yang akan memperkuat prostesis. Beban yang diterima akan lebih mudah disalurkan dari bagian *socket* ke bagian *foot*. Jenis *endoskleteal shank* lebih kuat jika dibandingkan dengan *eksoskleteal shank* akan tetapi *endoskleteal shank* memiliki harga yang mahal daripada *endoskleteal shank*.



**Gambar 2-9 Eksoskleteal shank**

Sumber : Hari Indo, 2009

Gambar 2-9 menunjukkan *shank* dengan jenis *eksoskleteal* yang memiliki bentuk menyerupai bentuk kaki sesungguhnya. Sementara itu untuk gambar 2-10 merupakan prostesis yang memiliki *shank* dengan jenis *endoskleteal*. Berdasarkan gambar yang tertera terlihat perbedaan yang menonjol pada bagian penyangga prostesis.



**Gambar 2-10 Endoskeletal shank**

Sumber : Hari Indo, 2009

### **C. Socket**

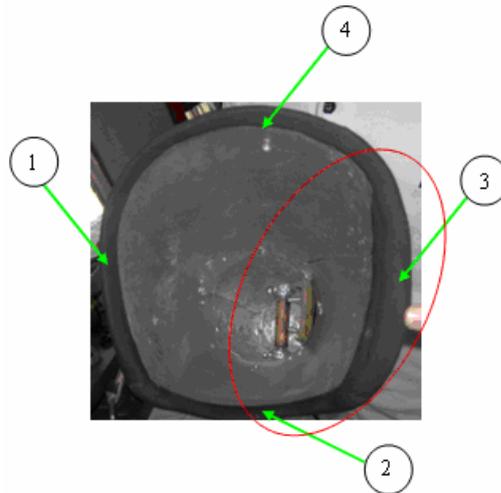
*Socket* adalah bagian yang akan bersentuhan langsung dengan bagian kaki yang tersisa dari penggunaannya. Pada bagian ini potongan kaki yang tersisa akan bertumpu pada *socket*. Oleh karena itu *socket* harus memiliki bahan yang kuat sehingga mampu menahan beban dari tubuh penggunaannya. Selain harus kuat, komponen tersebut harus nyaman ketika digunakan sehingga tidak mengakibatkan iritasi pada kulit penggunaannya hingga dapat menimbulkan kulit terkikis maupun menimbulkan luka pada kulit. *Socket* harus menempel dengan kuat dan tidak terbentuk rongga antara sambungannya sehingga dapat mengurangi gesekan yang akan terjadi.

Biasanya *socket* disesuaikan dengan bagian kaki yang tersisa dari tiap-tiap penggunaannya agar dapat menempel dengan baik. Perbedaan pada bagian potongan kaki ini sangat mempengaruhi cara pembuatannya. *Socket* dapat dibedakan menjadi dua jenis yang berbeda, hal ini didasarkan pada proses pembuatannya.

#### **1. Socket Patellar Tendon Bearing (PTB)**

*Socket PTB* menggunakan material berupa *fiberglass* sebagai bahan pelapis pada bagian atas dari *socket*. Bagian depan *socket* memiliki ketinggian yang lebih tinggi dibandingkan dengan sisi lainnya, hal tersebut memiliki tujuan agar dapat melindungi syaraf yang terdapat pada tempurung lutut. Pada bagian samping juga lebih tinggi dan lebih terbuka agar dapat menahan tekanan sehingga

dapat lebih stabil saat digunakan. Terdapat bahan lunak berupa kulit yang digunakan sebagai bahan pelapis pada bagian dalam *socket* yang berfungsi untuk mengurangi gesekan yang akan terjadi.

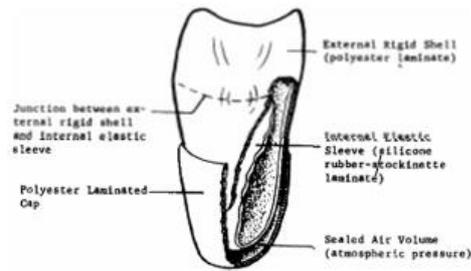


**Gambar 2-11** *Socket patellar tendon bearing (PTB)*

*Socket PBT* merupakan jenis *socket* yang langsung langsung bersentuhan secara total dengan kulit penggunanya. Namun pada bagian ujung dari *socket* ini tidak dapat menahan tekanan yang besar namun *socket* jenis ini dapat memberikan rasa nyaman pada penggunanya. Pada gambar 2-11 dapat terlihat empat bagian utama dari *socket* yaitu (1) dinding *medial*, (2) dinding *posterior*, (3) dinding *lateral* dan (4) dinding *anterior*.

## **2. *Socket air cushion***

*Socket* jenis ini memiliki bagian elastis yang berada di bagian dalam yang terbuat dari karet silikon, bagian ini langsung bersentuhan dengan kulit pemakainya. Sementara itu di bagian luar *socket* terbuat dari bahan yang kaku. Diantara kedua bagian elastis dan kaku tersebut terdapat sebuah rongga tertutup yang berisi udara dengan tekanan atmosfer. Penggunaan udara ini akan mengurangi gesekan yang menyebabkan kulit pengguna akan tergores. Jenis *socket* ini terlihat pada gambar 2-12.



**Gambar 2-12 Socket air cushion**

Sumber : *Prosthetic and Orthotic New York University Post – Graduate Medical*,  
1972

#### **D. Sistem Suspensi**

Fungsi utama dari sistem suspensi adalah untuk mengikat bagian *socket* agar menempal sempurna dengan bagian bawah lutut yang tersisa. Disisi lain diharapkan prostesis bawah lutut terpasang dengan kuat dan tidak mudah lepas. Sistem suspensi terdiri dari beberapa jenis yang dibedakan berdasarkan cara penggunaannya. Secara ringkas jenis-jenis dari sistem suspensi dapat dijabarkan sebagai berikut :

##### **1. Cuff Suspension**

Bagian dalam *socket* jenis ini terbuat dari bahan berupa anyaman dakron atau kulit yang akan diikatkan dengan paha. Bagian ini difungsikan sebagai penahan *socket* agar tidak mudah lebas ke bawah. Pengikat ini terdiri dari dua buah pengunci yang terletak di bagian kiri dan kanan. Gambar 2-13 menunjukkan sistem suspensi dengan jenis *cuff suspension*.

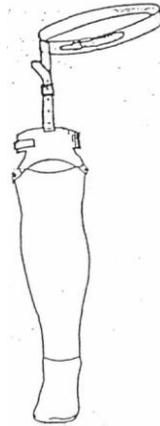


**Gambar 2-13 Cuff suspension**

Sumber : *Staff Prosthetics an Orthotic*, 1990

## 2. *Eaist Belt*

Penggunaan pengikat pada jenis ini tetap menggunakan bahan yang terbuat dari kulit atau dakron. Perbedaannya terlihat pada daerah yang diikat yaitu bukan pada paha melainkan pada pinggang. Pengikat pada bagian pinggang terbuat dari bahan katun. Penggunaan pengikat jenis ini dikarenakan puntung kaki yang pendek. Jenis *eaist belt* terlihat pada gambar 2-4.

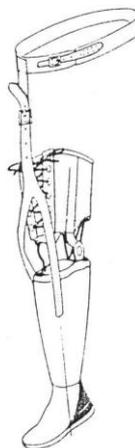


**Gambar 2-14** *Waist belt*

Sumber : Bella J. May, *EnD* 1996

## 3. *Thight Corset*

Jenis ini tetap menggunakan pengikat, namun pengikat yang dipasang pada bagian pinggang. Pada bagian paha terdapat korset yang berfungsi untuk memperkuat pelekatan prosthesis pada kaki penggunaanya. Gambar 2-15 menunjukkan peletakkan korset pada bagian paha.



**Gambar 2-15** *Thigh corset*

Sumber : *Staff Prosthetics an Orthotic*, 1990

### 2.2.3 Autodesk Inventor 2018

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

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

- a. Tampilan suatu *part* menjadi lebih nyata karena menggunakan tampilan sesuai dengan material yang digunakan.
- b. Kemampuan desain dan pengeditan dalam bentuk *solid model* sehingga dapat memodifikasi desain tanpa harus melakukan desain ulang.
- c. Kemampuan mensimulasikan analisis tegangan pada produk yang telah dibuat.
- d. Kemampuan menganimasikan file *assembly* sehingga dapat memperlihatkan bagaimana pergerakan yang akan terjadi pada file yang telah dibuat.
- e. 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 kita desain sehingga dapat dipercepat 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 2018 dibangun untuk menunjang berbagai kebutuhan dalam bidang teknik yang terus berkembang. 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 daripada sebelumnya.

#### **2.2.4 Antropometri**

Dalam 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 sebagai sebuah studi yang sangat berkaitan dengan suatu dimensi dan karakteristik fisik yang dimiliki pada bagian tubuh manusia. Dimensi dan karakteristik yang dimaksud dapat berupa berat, volume, kekuatan otot, pusat inersia pada bagian-bagian tubuh dan pusat gravitasi (Tayyari & Smith, 1997).

Secara umum antropometri dapat dijabarkan sebagai suatu pengukuran terhadap bagian-bagian tubuh dari manusia baik itu terhadap dimensi tubuh maupun karakteristik fisik pada tubuh manusia yang dimiliki, karakteristik fisik ini akan memiliki fungsi sebagai dasar yang relevan dengan desain suatu produk yang akan dipakai oleh manusia. Dengan diketahuinya karakteristik dan dimensi pada bagian tubuh manusia, dapat dibuatlah produk yang memiliki ukuran yang sesuai dengan tubuh manusia sehingga dapat berpengaruh dalam menciptakan keselamatan kerja, keselamatan dan kenyamanan bagi penggunaanya (Sanders & Mc.Cormick, 1976).

Antropometri sebenarnya telah ada sejak zaman dahulu, terutama mengenai dimensi tubuh manusia. Di indonesia perancangan berbagai fasilitas umum maupun fasilitas pribadi sangat memperhatikan aspek dimensi tubuh manusia. 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). Di dalam tabel 2-2 dipaparkan mengenai data antropometri pada laki-laki dan perempuan Indonesia warganegara asli dengan masing-masing dimensinya dalam cm dan berat badan dalam kg.

**Tabel 2-2 Data Antropometri Warganegara Indonesia Asli**

No	Dimensi	Laki-laki				Perempuan			
		<i>P</i> <sub>5</sub>	<i>P</i> <sub>50</sub>	<i>P</i> <sub>95</sub>	SB	<i>P</i> <sub>5</sub>	<i>P</i> <sub>50</sub>	<i>P</i> <sub>95</sub>	SB
1.	Tinggi badan	162	172	183	6,23	150	159	169	5,76
2.	Berat badan	50	63	89,25	13,19	39,8	53	80	11,68
3.	Tinggi lutut	46	54	62	5,21	44	50	60	5,27
4.	Tinggi popliteal	38	44	49	3,78	38	44	50	3,92
5.	Panjang kaki	22	25	29	5,97	21	23	26	2,63
6.	Lebar kaki	8	10	12	3,96	7	9	11	2,2

Sumber : Chuan et al., 2010.

Sementara itu pada tabel 2-3 dipaparkan mengenai data antropometri pada laki-laki dan perempuan Indonesia keturunan Cina dengan masing-masing dimensinya dalam cm dan berat badan dalam kg.

**Tabel 2-3 Data Antropometri Warganegara Indonesia Keturunan Cina**

No	Dimensi	Laki-laki				Perempuan			
		<i>P</i> <sub>5</sub>	<i>P</i> <sub>50</sub>	<i>P</i> <sub>95</sub>	SB	<i>P</i> <sub>5</sub>	<i>P</i> <sub>50</sub>	<i>P</i> <sub>95</sub>	SB
1.	Tinggi badan	165	171	180	4,81	151	159	166	5,06
2.	Berat badan	53,05	63	93,45	13,35	41,9	55	70,4	9,49
3.	Tinggi lutut	44	53	61	5,65	42	49	60	3,85
4.	Tinggi popliteal	36	44	50	5,36	36	43	47	5,38
5.	Panjang kaki	22	25	28	4,43	21	23	26	2,3
6.	Lebar kaki	8	10	12	1,16	7	9	10	1,08

Sumber : Chuan et al., 2010.

Dari hasil interpolasi yang telah dilakukan dapat diketahui bahwa panjang telapak kaki merupakan 15,2% dari tinggi badan pada pria sementara itu pada

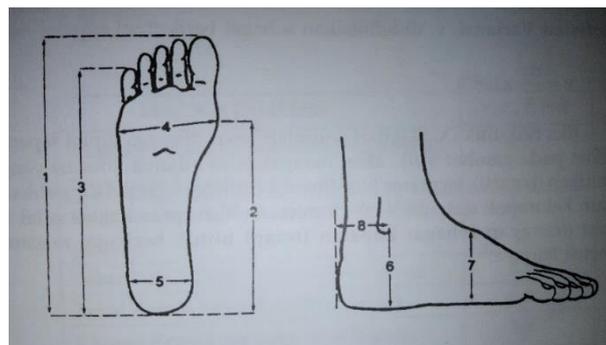
perempuan panjang telapak kaki senilai 14,7% dari tinggi badan. Pada bagian selanjutnya akan dipaparkan mengenai ukuran antropometri pada bagian-bagian kaki orang indonesia (Nurmianto, 2008). Tabel 2-4 berisi nilai rata-rata panjang bagian-bagian dari kaki orang Indonesia asli secara normal. Masing-masing bagian memiliki satuan dalam mm.

**Tabel 2-4 Antropometri Kaki Orang Indonesia**

No	Dimensi	Laki-laki				Perempuan			
		P <sub>5</sub>	P <sub>50</sub>	P <sub>95</sub>	SB	P <sub>5</sub>	P <sub>50</sub>	P <sub>95</sub>	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

Sumber : Nurmianto, 2008

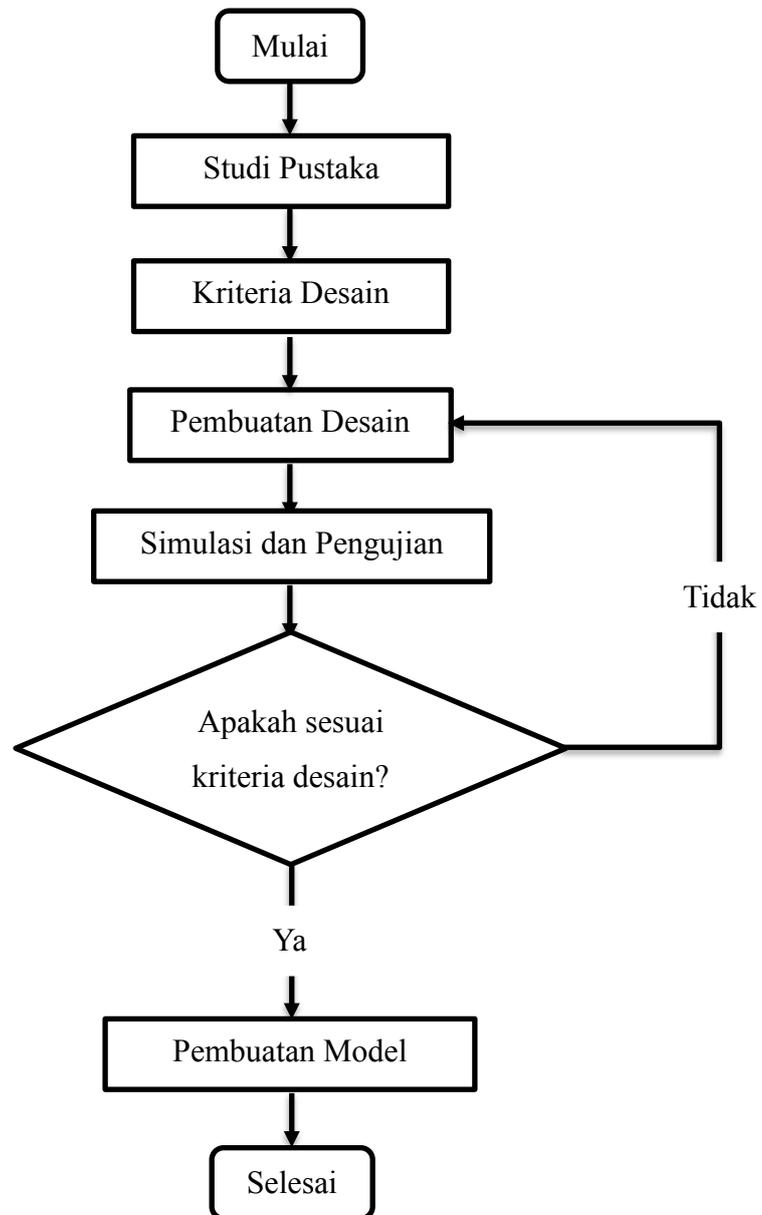
Secara lebih jelasnya dapat dilihat pada gambar 2-16 sehingga mempermudah untuk memahami bagian-bagian kaki pada tabel 2-4. Pada gambar dipaparkan nomor sesuai urutan pada tabel 2-4 sehingga dapat dilihat bagian yang dimaksudkan.



**Gambar 2-16 Antropometri Kaki**

## BAB 3 METODE PENELITIAN

### 3.1 Alur Penelitian



**Gambar 3-1 Alur Penelitian**

Berdasarkan gambar 3-1 dapat dilihat alur penelitian yang dilakukan. Kemudian akan dipaparkan secara umum setiap bagian yang terdapat pada alur penelitian.

### **3.1.1 Studi Pustaka**

Tahapan awal yang dilaksanakan berupa studi pustaka. Studi pustaka ini dimaksudkan untuk mengetahui penelitian-penelitian yang telah dilaksanakan sebelumnya, sehingga dapat dijadikan sebagai dasar penelitian dan pengembangan yang akan dilakukan. Dalam studi pustaka ini terdapat berbagai literatur yang digunakan berupa jurnal ilmiah, buku, artikel google patent maupun artikel koran. Selain itu dibahas mengenai ukuran antropometri orang Indonesia sehingga dapat dijadikan sebagai dasar pendesainan.

### **3.1.2 Kriteria Desain**

Setelah dilaksanakan studi pustaka dilanjutkan dengan penentuan kriteria desain. Kriteria desain ini ditentukan berdasarkan beberapa penelitian yang telah dilaksanakan. Kriteria desain digunakan sebagai pembatas dalam pembuatan desain sehingga desain akhir dapat ditentukan apakah berhasil atau tidak.

### **3.1.3 Pembuatan Desain**

Tahapan selanjutnya berupa pembuatan desain, pembuatan desain diawali dengan pembuatan sketsa yang kemudian direalisasikan dalam software Autodesk Inventor 2018. Setelah itu dilakukan pengujian terhadap desain yang telah dibuat. Dari pengujian ini dilakukan pemberian beban dengan nilai *safety factor* 4 (Prakoso, 2016). Jika desain belum memenuhi *safety factor* tersebut maka akan dilakukan desain ulang dan kembali ketahap pembuatan desain. Namun jika telah memenuhi kriteria maka dapat dilanjutkan dengan pembuatan model.

### **3.1.4 Pembuatan Model**

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

### 3.2 Identifikasi Masalah

Dilihat dari segi antropometri orang Indonesia secara umum baik itu orang Indonesia asli atau keturunan Cina memiliki tinggi badan antara 150 cm hingga 180 cm. Kondisi ini memungkinkan seseorang dapat memiliki tinggi popliteal antara 36 cm hingga 50 cm. Dalam khusus ini jika seseorang mengalami amputasi pada bagian kaki maka diperlukan sebuah prostesis yang dapat menyesuaikan ketinggian popliteal penggunaannya. Oleh karena itu dibutuhkan sebuah prostesis yang dapat digerakan naik turun dengan menyesuaikan tinggi badan dari penggunaannya.

Selain tinggi badan, berat badan juga mempengaruhi kekuatan dari prostesis. Prostesis diharapkan mampu untuk menahan berat badan maksimal dari penggunaannya. Berdasarkan data yang telah diperoleh berat badan tertinggi adalah 100 kg. Berat badan ini juga akan mempengaruhi diameter sambungan antara bagian bawah lutut dengan *socket*, semakin berat maka diameter juga akan semakin besar.

Bagian *foot* biasanya hanya menyesuaikan ukuran kaki bagi penggunaannya. Oleh karena itu bagian ini harus dibuat secara manual dengan menyesuaikan ukuran kaki penggunaannya. Hal tersebut menjadi sebuah permasalahan baru jika sebuah prostesis akan dibuat secara massal dikarenakan tidak semua pengguna memiliki ukuran kaki yang sama. Berdasarkan permasalahan ini maka dapat dikembangkan bagian *foot* yang dapat digunakan oleh keseluruhan orang.

Tinggi bagian *shank* hanya terbatas pada ketinggian penggunaannya hal ini menyulitkan untuk pembuatan prostesis dalam jumlah yang banyak. Selain tinggi badan yang berbeda-beda, berat badan juga mempengaruhi akan kekuatan dari bagian ini. Selanjutnya *socket* harus dapat digunakan secara *universal* oleh berbagai pengguna, tidak hanya pengguna dengan satu kondisi tertentu. Selain hal tersebut biasanya ketika bagian *socket* bersentuhan dengan bagian yang diamputasi akan menyebabkan bagian yang diamputasi menjadi lembab, hal ini mengakibatkan mudahnya terjadi iritasi pada kulit penggunaannya ketika melakukan aktivitas dengan menggunakan prostesis.

### 3.3 Kriteria Desain

Kriteria dari desain prosthesis bawah lutut yang akan dibuat dapat dilihat pada tabel 3-1.

Tabel 3-1 Kriteria Desain

No	Kriteria	Deskripsi	Sumber
1.	<b>Kuat</b>	Mampu menahan berat badan hingga 100 kg	Chuan et al., 2010
2.	<b>Ringan</b>	Memiliki massa lebih ringan dari pada kaki sesungguhnya yaitu memiliki massa kurang dari 2,3883 kg	Tyyari, 1997
3.	<b>Kemampuan setting ketinggian</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>• Prosthesis dapat digunakan laki-laki maupun perempuan dengan ketentuan tinggi badan antara 150 cm - 180 cm</li><li>• Prosthesis memiliki bagian yang mudah untuk mengatur ketinggian antara 36 cm sampai 50 cm</li></ul>	Chuan et al., 2010
4.	<b>Jenis Prosthesis</b>	Prosthesis merupakan prosthesis dengan jenis endoskeletal yang bentuknya tidak menyerupai kaki sesungguhnya	Ferliana, 2010
5.	<b>Kenyamanan</b>	Mudah dalam kembali ke posisi mendatar ketika digunakan sehingga nyaman ketika dalam kondisi berjalan dan berdiri	Ferliana, 2010
6.	<b>Umur tak hingga</b>	Memiliki safety factor empat kali dari beban maksimal yang diterima oleh prosthesis bawah lutut	Prakoso, 2016

### 3.4 Peralatan dan Bahan

Peralatan dan bahan merupakan bagian penting dalam menyelesaikan tugas akhir yang dilaksanakan. Adapun peralatan dan bahan yang digunakan dalam pembuatan dan penyusunan tugas akhir ini diantaranya:

- a. PC
- b. *Software* Autodesk Inventor 2018
- c. *3D Printing*
- d. Filamen *3D Printing*
- e. Mesin bubut
- f. Pahat bubut
- g. Gerinda
- h. Ragum
- i. Kikir
- j. Amplas

### 3.5 Perancangan

Perancangan prostesis bawah lutut hanya dilaksanakan menggunakan perangkat lunak. Perangkat lunak yang digunakan berupa Autodesk Inventor 2018. Perancangan dibagi menjadi 2 tahapan yaitu perancangan masing-masing bagian yang dibutuhkan dalam pembuatan prostesis bawah lutut dan tahap perakitan komponen prostesis bawah lutut.

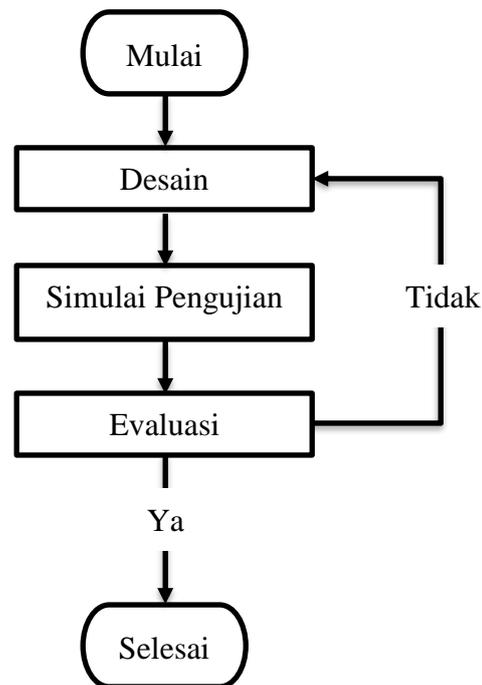
Perancangan prostesis perlu memperhatikan massa bagian tubuh yang mengalami amputasi. Desain prostesis diharuskan memiliki massa lebih rendah dari bagian kaki yang diamputasi. Menurut Tayyari tahun 1997 berat bagian kaki dibawah lutut memiliki berat sebesar 5,7 % dari berat manusia. Dari nilai tersebut maka dapat dihitung berat maksimal prostesis senilai :

$$\begin{aligned}\text{Massa prostesis maksimal} &= 5,7\% \times \text{massa terendah orang Indonesia} \\ &= 5,7\% \times 41,9 \text{ kg} \\ &= 2,3883 \text{ kg}\end{aligned}$$

Berdasarkan perhitungan di atas maka berat prostesis harus berada di bawah 2,3883 kg, sehingga tidak akan membebani penggunanya. Massa terendah orang Indonesia diambil dari data yang telah diperoleh yaitu seberat 41,9 kg,

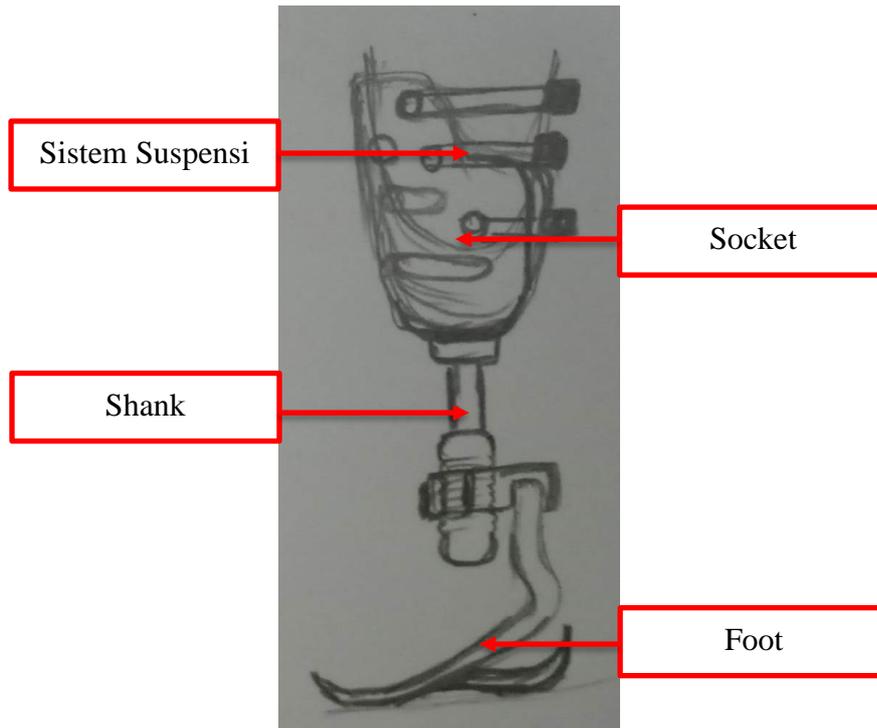
diambil nilai paling rendah karena jika diambil berat badan paling tinggi akan membuat pengguna yang memiliki berat badan penggunaannya maka prothesi yang dibuat tidak dapat digunakan oleh keseluruhan orang Indonesia.

Pembuatan desain prothesi ini merupakan pengembangan dari desain yang telah ada. Terdapat perbaikan pada bagian *foot*, *shank*, *socket*, dan sistem suspensi sehingga dapat menyesuaikan antropometri orang Indonesia dengan ketinggian antara 150 sampai 180 cm. Pengembangan yang paling menonjol terdapat pada bagian *shank*. Pada bagian ini terdapat bagian berupa *pitch* yang bertujuan untuk mengatur ketinggian prothesi. Perancangan prothesi memiliki alur tersendiri sehingga dapat mempermudah pembuatan desain. Alur perancangan yang telah dibuat dapat dilihat pada gambar 3-2.



**Gambar 3-2 Alur Perancangan**

Konsep awalnya hanya dibuat dalam bentuk sketsa, hal ini bertujuan agar desain selanjutnya sesuai dengan kriteria desain yang telah ditentukan sebelumnya. Selain itu diharapkan prothesi memiliki desain yang tidak jauh berbeda dari konsep awal yang telah ditentukan. Dari pembuatan sketsa prothesi bawah lutut yang telah dilaksanakan dapat diperoleh sketsa desain seperti gambar 3-3.



**Gambar 3-3 Sketsa Protesis Bawah Lutut**

Berdasarkan sketsa protesis pada gambar 3-3 dapat diuraikan mengenai konsep awal dari protesis yang akan dibuat. Agar konsep awal dari desain dapat dipaparkan secara rinci maka pembahasan dilaksanakan dalam setiap komponen.

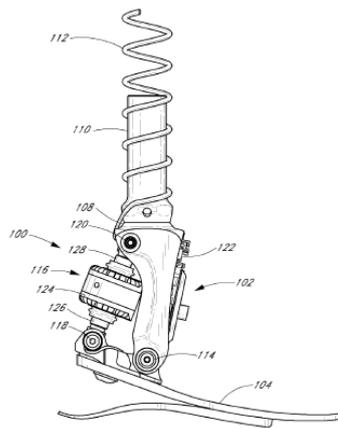
### **3.5.1 Perancangan Protesis Bawah Lutut**

Perancangan protesis bawah lutut terbagi ke dalam beberapa komponen utama yang terdiri dari *foot-ankle*, *shank*, *socket* dan sitem suspensi. Pembuatan desain masing-masing komponen dibuat pada *software* Inventor dengan perbandingan 1:1 atau dengan kata lain didesain dengan ukuran sebenarnya. Perancangan dilaksanakan menggunakan perangkat lunak berupa Autodesk Inventor 2018 terdiri dari empat buah komponen utama, untuk lebih jelasnya dapat ditunjukkan sebagai berikut :

#### **A. *Foot-ankle***

Bagian *foot* memiliki bentuk yang meyerupai alas kaki secara menampang. Bagian ini terdiri dari dua buah bagian yang dihubungkan menggunakan mur dan baut. Bagian pertama merupakan bagian utama yang akan menyangga protesis. Pada bagian atas akan langsung tersambung pada bagian *shank* yang dihubungkan

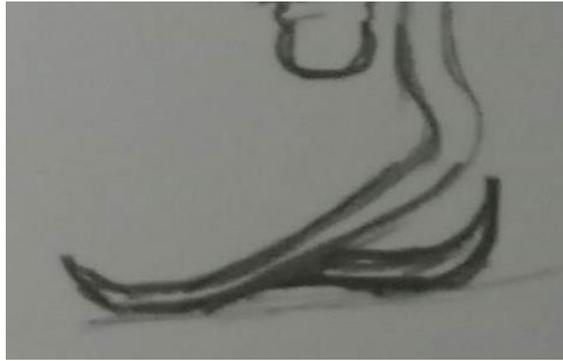
menggunakan baut. Pada bagian tumit dibuat melengkung agar memiliki dapat memiliki efek pegas ketika digunakan berjalan. Sementara itu pada bagian kedua terdapat sebuah penyangga yang akan memperkuat prosthesis ketika dalam kondisi menumpu selain itu bagian ini akan memeberikan dorongan ketika akan melangkah. *Foot* harus mampu menahan beban tubuh dan memiliki sifat elastis oleh karena itu kedua bagian *foot* dapat menggunakan material berupa *carbonfiber*.



**Gambar 3-4 Foot Google patent**

Sumber : US 8,057,550 B2

Desain *foot* dikembangkan dari bagian foot yang diambil dari Google Patent yang terlihat pada gambar 3-4. Bagian ini digunakan panjang terendah dari rata-rata orang Indonesia yang akan digunakan sebagai ukuran panjang dari *foot*. Untuk panjang bagian *foot* yaitu sepanjang 210 mm. Sketsa awal hanya dibuat untuk pergeseran ketinggian 5 cm sehingga bagian atas *foot* tidak begitu memanjang. Untuk menyesuaikan dengan desain yang telah ditentukan untuk ketinggian 150 cm sampai 180 cm maka pada desain kedua dakan diperbaiki pada bagian atas dari *foot* sehingga dapat memberikan ruang untuk pergeseran ketinggian. Dari sketsa yang telah dibuat maka dapat terlihat seperti gambar 3-5.



**Gambar 3-5 Foot**

## **B. Shank**

*Shank* harus memiliki kekuatan yang tinggi sehingga ketika mengalami tekanan dari atas akan tetap kuat dan tidak patah. Akan tetapi bagian ini harus menggunakan material yang ringan sehingga prostesis yang dibuat dapat memiliki massa di bawah dari berat bagian kaki yang diamputasi. Penggunaan alumunium pejal merupakan pilihan yang tepat karena material ini memiliki kekuatan yang tinggi dengan massa yang ringan, selain hal tersebut memiliki harga yang relatif murah. Selain penggunaan material yang kuat bagian *shank* ini dibuat agar dapat diatur sehingga dapat menyesuaikan ketinggian dari orang Indonesia. Oleh karena itu pada bagian *shank* terdapat *pitch* yang akan memudahkan penggunaan hal ini merupakan pengembangan dari desain yang telah ada sebelumnya.

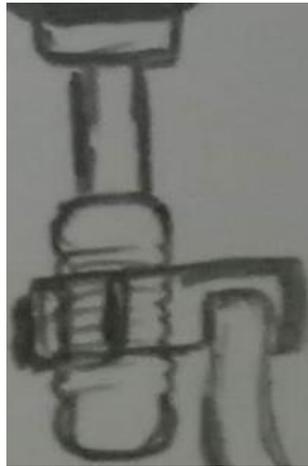


**Gambar 3-6 Pengatur Shank**

Sumber : Prakoso, 2016

Konsep awal dari desain *shank* ini berupa *shank* yang dapat diatur ketinggiannya. Pengembangannya diambil dari gambar 3-6, pada awalnya

perubahan ketinggian hanya dibatasi dengan ketinggian 5 cm. Hal ini perlu dikembangkan sehingga prosthesis dapat digunakan oleh orang Indonesia dengan ketinggian dari 150 cm hingga 180 cm. Pada sketsa awal hanya terlihat beberapa *pitch* besar pada konsep awal yang berbentuk setengah lingkaran. *Pitch* ini akan dicekam dengan 2 bagian pengunci. Selain digunakan untuk mengunci bagian *shank* bagian pencekam ini akan langsung menghubungkan bagian *shank* dengan bagian *foot*. Dari sketsa yang telah dibuat maka dapat terlihat seperti gambar 3-7.



**Gambar 3-7** *Shank*

*Shank* pada gambar 3-7 dibuat agar dapat digeser naik turun menyesuaikan tinggi badan penggunanya. Perbedaan tinggi dipengaruhi oleh tinggi badan dari penggunanya yang mengakibatkan ketinggian popliteal atau ketinggian bagian belakang lutut dapat berbeda-beda ketika ditekuk. Tinggi popliteal berkisar antara 36 cm hingga 50 cm sehingga dapat terjadi pergeseran hingga 14 cm. Material utama dari *shank* berupa aluminium.

### **C. Socket**

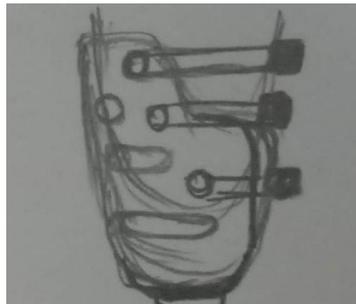
Sketsa untuk desain bagian socket dibuat dengan bagian belakang lebih rendah dibandingkan pada bagian samping maupun depan. Hal ini bertujuan agar bagian popliteal masih dapat menekuk dan untuk menyesuaikan pencekaman pada bagian yang diamputasi sehingga dapat digunakan dengan ukuran yang berbeda-beda. Untuk mengurangi kondisi lembab pada bagian amputasi maka bagian luar *socket* dibuat memiliki lubang sehingga akan terjadi sirkulasi udara pada bagian *socket*.



**Gambar 3-8 Pengikat Socket**

Sumber : Fauziah & Sriwarno, 2014

Desain ini dikembangkan dari desain seperti pada gambar 3-8. Bahan utama dari *socket* ini berupa karet silikon sementara itu pada bagian dalam terdapat dakron yang akan langsung bersentuhan dengan kulit penggunanya. Terdapat 3 tali yang mengikat bagian amputasi pada bagian belakang, sementara itu pada bagian belakang terdapat celah yang berfungsi untuk tekukan bagian belakang lutut. *Socket* dibuat dengan menyesuaikan bagian bawah lutut hasil amputasi. *Socket* ini diasumsikan memiliki ketinggian sebesar 16 cm dan bagian belakang langsung bersentuhan dengan bagian popliteal terlihat pada gambar 3-9.

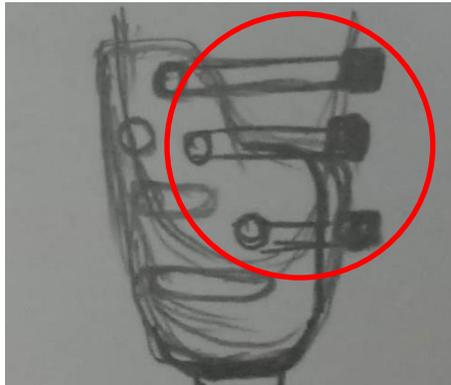


**Gambar 3-9 Socket**

#### **D. Sistem Suspensi**

Sistem suspensi terdiri dari tiga buah pengikat, ketiga buah pengikat tersebut hanya difungsikan untuk mengikat bagian belakang dari sisa amputasi. Tiga bagian ini terbuat dari bahan yang elastis sehingga tidak akan menggores kulit saat digunakan. Sistem suspensi ini memiliki tujuan agar *socket* tidak mudah lepas dari bagian amputasi, selain itu ukuran sistem suspensi diharapkan agar dapat

menyesuaikan ukuran bagian amputasi. Jenis sistem suspensi yang akan digunakan akan terlihat pada gambar 3-10.



**Gambar 3-10 Sistem Suspensi**

### **3.5.2 Perakitan Komponen Protesis Bawah Lutut**

Setelah keseluruhan desain selesai dibuat maka tahapan selanjutnya yaitu proses perakitan menjadi sebuah satu kesatuan berupa protesis bawah lutut. Masing-masing komponen dihubungkan menggunakan mur dan baut sehingga protesis dapat digunakan sesuai dengan fungsi aslinya. Proses perakitan ini dilaksanakan sebelum dilakukan pengujian terhadap protesis bawah lutut.

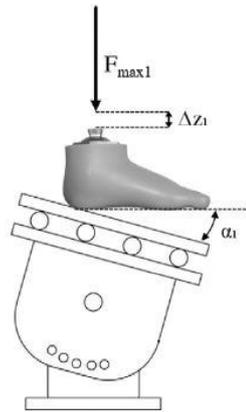
## **3.6 Simulasi dan Pengujian**

Pengujian dilakukan pada 3 buah kondisi ketika seseorang berjalan, yaitu ketika posisi *heel loading*, *midfoot loadong* dan *forefoot loading*. Pengujian ini didasarkan pada ISO 10328 yang menerapkan beberapa sudut dan tumpuan yang berbeda pada pengujian protesis bawah lutut. Untuk lebih jelasnya dapat terlihat pada subbab dibawah ini, akan terlihat posisi pembebanan dan daerah yang akan menjadi tumpuan.

### **3.6.1 Heal Loading**

Ketika keadaan *heel loading* kaki hanya bertumpu pada bagian belakang yaitu bagian tumit. Hal tersebut mengakibatkan telapak kaki dan bidang pijakkan akan membentuk sudut  $15^{\circ}$ . Dalam pengujian ini akan diberikan beban dari atas

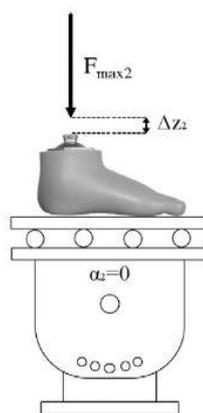
atau bagian *socket* dengan bidang injak dimiringkan hingga membentuk sudut  $15^\circ$  dan menumpu pada bagian tumit seperti yang terlihat pada gambar 3-11.



Gambar 3-11 *Heal loading*

### 3.6.2 Midfoot Loading

Kondisi ini mengakibatkan kondisi telapak kaki menumpu pada dua bagian telapak kaki. Gambar 3-12 menunjukkan kondisi pijakan yang mendatar dan membentuk sudut  $0^\circ$  dengan telapak kaki. Untuk posisi beban tetap dari atas karena prostesis akan langsung menerima beban dari tubuh ketika berdiri sempurna dengan menggunakan sebuah kaki.

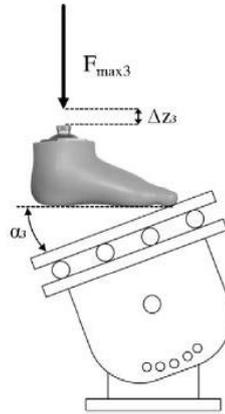


Gambar 3-12 *Midfoot loading*

### 3.6.3 Forefoot Loading

Pada pengujian ini letak titik tumpu berada di ujung bagian depan dari telapak kaki. Posisi seperti gambar 3-13 menunjukkan telapak kaki akan

membentuk sudut  $20^\circ$  dengan bidang pijakan dengan titik tumpu berada pada bagian jari kaki. Sementara itu bagian prostesis akan diberi beban dari bagian atas.



Gambar 3-13 *Forefoot loading*

### 3.7 Pembuatan Model

Pembuatan model prostesis bawah lutut dilakukan melalui 2 tahap yaitu proses pembuatan dan proses perakitan. Untuk proses pembuatan menggunakan 2 metode pembuatan yaitu menggunakan *3D Printing* dan proses permesinan. Masing-masing proses memiliki fungsi masing-masing sesuai dengan kemampuan alat yang digunakan.

#### 3.7.1 Pembuatan Model Prostesis Bawah Lutut

##### A. 3D Printing

Komponen yang dibuat menggunakan *3D Printing* berupa bagian *foot*, bagian penyambung *foot* dengan *shank*, mur penguat dan *socket*. Keseluruhan bagian ini memiliki bentuk yang rumit jika akan dibuat dengan menggunakan proses permesinan. Perlu dibuat cetakan dalam pembuatan bagian-bagian tersebut.

##### B. Permesinan

Bagian *shank* dibuat dengan menggunakan mesin bubut dikarenakan material yang digunakan berupa aluminium dan memiliki *pitch* melingkar yang menyerupai ulir. Selain itu proses permesinan juga akan digunakan untuk mem-

*finishing* keseluruhan hasil *3D Print* sehingga dapat diperoleh komponen yang memiliki kesesuaian bentuk maupun ukuran dengan desain yang telah dibuat sebelumnya.

### **3.7.2 Perakitan Komponen Protesis Bawah Lutut**

Setelah keseluruhan komponen dari protesis ini selesai dibuat baik itu melalui proses *3D print* maupun proses permesinan maka selanjutnya dilakukan proses perakitan. Perakitan model protesis bawah lutut dihubungkan menggunakan mur dan baut.

## BAB 4

### HASIL DAN PEMBAHASAN

#### 4.1 Hasil Perancangan Desain Prostesis

Setelah dilakukan pemodelan menggunakan *software* Inventor pada desain pertama dibuat desain seperti sketsa namun pada perancangan ini telah menyesuaikan untuk ketinggian orang dari 150 cm hingga 180 cm dan pergeseran tinggi popliteal setinggi 140 mm. Namun pada desain ini bagian socket menjadi pendek dikarenakan pada bagian penyambung *shank* dan *foot* terlalu tinggi. Selain itu dari hasil pengujian prostesis masih belum mampu menahan beban yang diberikan. Berikut ini adalah hasil pembuatan desain pertama yang telah dilakukan dan dapat dilihat pada gambar 4-1.



**Gambar 4-1 Hasil Perancangan Prostesis Bawah Lutut 1**

### 4.1.1 *Foot*

*Foot* memiliki bentuk menyerupai konsep awal, akan tetapi bentuk dari bagian belakang *foot* lebih melengkung sehingga akan memberikan dorongan ketika berjalan. Selain itu bagian *foot* memanjang keatas untuk memberikan ruang pergeseran yang lebih tinggi pada bagian *shank*. Selain terdapat bagian utama *foot* juga memiliki bagian penyangga yang dihubungkan menggunakan baut dengan ukuran M3. Seperti desain pada gambar4-2, *foot* telah menggunakan bahan berupa *carbonfiber* sehingga memiliki daya elastisitas yang cukup tinggi.



Gambar 4-2 *Foot 1*

### 4.1.2 *Shank*

Bagian atas *shank* terdapat bagian mur yang akan menyalurkan beban yang diterima dari *socket* ke bagian *shank*. Bagian mur ini selain akan menyalurkan beban juga memiliki fungsi untuk menahan bagian *socket* agar lebih kuat ketika menahan sambuangan kaki yang diamputasi. Pada bagian bawah *shank* terdapat bagian penyambung yang akan menghubungkan dengan bagian *foot*. Kedua bagian ini terbuat dari bahan berupa ABS.

Desain pertama dibuat desain prosthesis yang dapat digunakan oleh orang Indonesia dan dapat melakukan pergeseran ketinggian setinggi 140 mm. *Pitch* yang dibuat masih memiliki bentuk setengah lingkaran sehingga sulit jika akan dibuat dengan cara permesinan yaitu proses pembubutan. Jenis *shank* yang dimaksud dapat terlihat pada gambar 4-3.



**Gambar 4-3 Shank 1**

Jarak antar *pitch* yaitu 3,5 mm sehingga sebuah *shank* ini terdiri dari 40 pergeseran. Pada bagian penghubung antara *shank* dan *foot* masih terlalu tinggi oleh karena itu harus diperkecil tingginya sehingga bagian socket menjadi lebih panjang. Pemendekan bagian penghubung ini otomatis akan memperpendek bagian *shank* dan *foot*. Bentuk penghubung masih tumpul sehingga masih perlu perbaikan pada bagian ujung-ujungnya. Gambar 4-4 merupakan bentuk *pitch* berupa setengah lingkaran yang terdapat pada desain kedua.



**Gambar 4-4 Perbesaran shank 1**

### **4.1.3 Socket**

Desain ini memiliki bentuk *socket* yang pendek dikarenakan bagian penyambung *socket* dengan *foot* terlalu panjang. Konsep awal dari prostesis hanya mampu melakukan pergeseran 50 mm saja akan tetapi disini diubah agar dapat digunakan oleh keseluruhan orang Indonesia. Hal ini mengakibatkan pendeknya

sambungan bagian yang diamputasi pada bagian *socket*. Bagian belakang dibuat lebih rendah agar posisi *socket* tetap berada pada bagian bawah popliteal sehingga kaki mudah ditebuk. Belum dibuat lubang sirkulasi udara dikarenakan bentuk *socket* yang terlalu pendek untuk desain kedua. Bagian *socket* ini perlu ditambahkan lapisan di bagian dalam *socket* berupa lapisan dakron sehingga pengguna prosthesis menjadi lebih nyaman dan bagian *socket* tidak akan melukai bagian amputasi penggunanya. Secara lebih jelas desain *socket* pertama dapat dilihat pada gambar 4-5.



**Gambar 4-5 Socket 1**

#### **4.1.4 Sistem Suspensi**

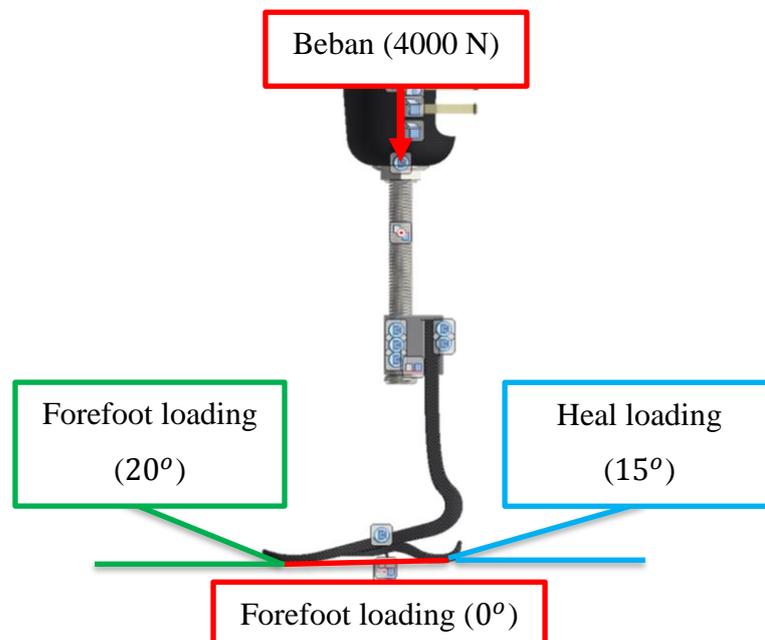
Desain ini memiliki sistem suspensi yang diwujudkan dalam 3 buah pengikat. Seperti gambar 4-6 sistem suspensi jenis ini hanya mampu mengikat pada bagian amputasi sehingga kemungkinan luka pada bagian amputasi lebih tinggi dan kemungkinan prosthesis untuk lepas cukup tinggi. Kecilnya ukuran *socket* juga mempengaruhi bagian suspensi ini yang mengakibatkan jarak antar pengikat menjadi lebih dekat. Disini sistem suspensi harus diperbaiki sehingga prosthesis tidak mudah lepas dari kaki penggunanya. Disisi lain penggunaan pengait yang berada di bagian belakang akan membuat penggunanya kurang nyaman sehingga perlu ditambahkan lapisan yang dapat membatasi antara bagian pengunci dengan kulit penggunanya.



Gambar 4-6 Sistem Suspensi 1

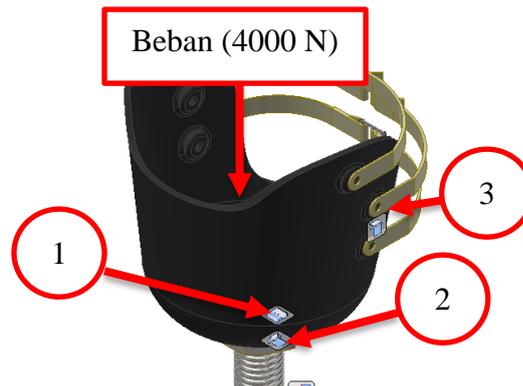
#### 4.1.5 Asumsi Pengujian Desain Protesis 1

Pengujian dilakukan dalam 3 kondisi yang berbeda. Kondisi pertama yaitu *heel loading* yang menempatkan sudut  $15^\circ$  pada bagian tumit. Kondisi kedua yaitu *midfoot loading*, menempatkan bagian *foot* dalam keadaan mendatar atau membentuk sudut  $0^\circ$ . Sedangkan pada kondisi *forefoot loading* menempatkan tumpuan pada ujung jari dengan membentuk sudut  $20^\circ$ . Berdasarkan 3 kondisi pengujian tersebut diasumsikan tumpuan pada bagian *foot* tidak mengalami pergerakan. Sementara itu beban diarahkan dari arah atas ke bagian *socket* untuk ketiga kondisi yang berbeda. Untuk lebih jelasnya dapat dilihat pada gambar 4-7.



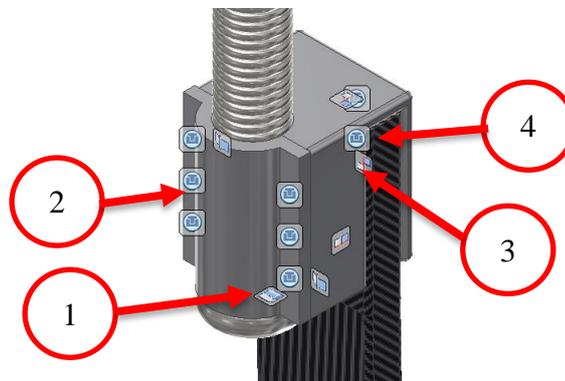
Gambar 4-7 Constrain pengujian 1

### A. *Heal Loading*



**Gambar 4-8 Asumsi Socket 1 Kondisi *Heal Loading***

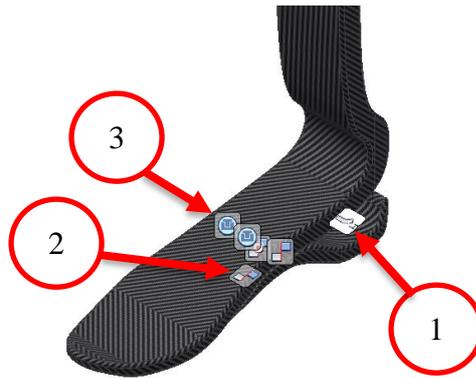
Beban diberikan pada bagian atas *socket* dengan arah tegak lurus dengan bagian dasar *socket*. Hal ini dikarenakan beban diasumsikan berasal dari bagian amputasi dengan arah ke bawah dan mendorong bagian *socket* secara tegak lurus tanpa adanya dorongan dari samping. Bagian *socket* pada gambar 4-8 menggunakan *constrain* jenis *rigid* pada bagian poros yang terhubung dengan mur penguat pada nomor 1. Jenis *constrain* ini dimaksudkan agar bagian *socket* tidak mengalami perputaran ketika digunakan. Jenis *constrain* yang sama terlihat pada bagian 2 yaitu mur penguat yang langsung terhubung dengan bagian *shank*, hal ini agar bagian *shank* tidak mengalami perputaran ketika digunakan. Sementara itu pada nomor 3 bagian sistem suspensi ganya menggunakan *constrain* berupa *rotational* dikarenakan hanya diasumsikan dapat bergerak memutar.



**Gambar 4-9 Asumsi Pengunci 1 Kondisi *Heal Loading***

Setelah bagian *shank* menerima beban kemudian beban akan disalurkan melewati pengunci yang akan terhubung dengan bagian *foot*. Bagian pengunci terdiri dari berbagai *constrain* yang digunakan untuk menghubungkan keseluruhan komponen dan dapat dilihat pada gambar 4-9. Nomor 1 menunjukkan *constrain*

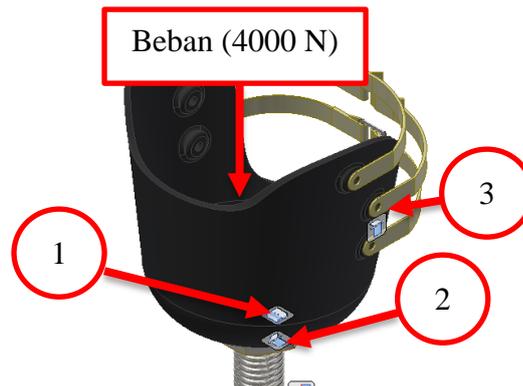
jenis *rigid* yang menghubungkan bagian *shank* dengan bagian pengunci. Hal tersebut memungkinkan bagian *shank* tidak mengalami putaran. Sedangkan pada nomor 2 *constrain* yang digunakan berupa *mate* yang berfungsi untuk menghubungkan pengunci bagian depan dan bagian belakang menggunakan baut. Nomor 3 merupakan bagian yang langsung bertemu dengan bagian *foot*, jenis *constrain* berupa *slider* akan memungkinkan bagian *foot* bergerak ke samping. Kemudian untuk mengunci pergerakan *foot* agar tidak bergerak maka dipasanglah baut sebagai pengunci terlihat pada nomor 4.



**Gambar 4-10 Asumsi Foot 1 Kondisi Heal Loading**

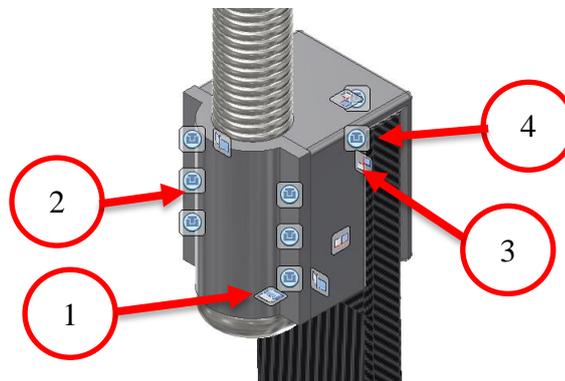
Kondisi *heel loading* menempatkan satu buah tumpuan pada bagian tumit. Tumpuan tersebut merupakan bidang mendatar yang membentuk sudut  $15^\circ$ . Letak tumpuan pada bagian tumit dapat dilihat pada gambar 4-10 nomor 1. Bidang tumpuan tersebut diasumsikan diam dan tidak berputar sehingga tidak mengalami pergerakan saat dilakukan pengujian. Semetara itu pada nomor 2 terdapat *constrain* berupa *slider* yang menyebabkan bagian penyangga dapat bergeser kesamping. Oleh karena itu dibuat pengunci menggunakan baut seperti yang terlihat pada nomor 3 sehingga kedua bagian ini tidak bergerak.

## B. *Midfoot Loading*



**Gambar 4-11 Asumsi Socket 1 Kondisi *Midfoot Loading***

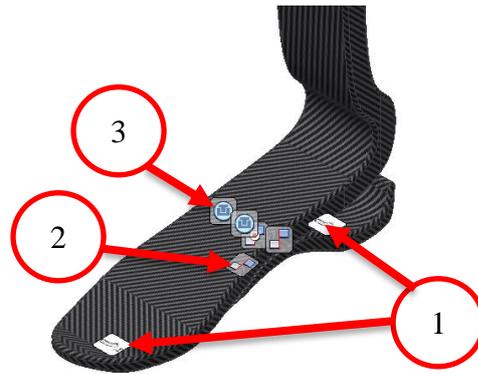
Beban diberikan pada bagian atas *socket* dengan arah tegak lurus dengan bagian dasar *socket*. Hal ini dikarenakan beban diasumsikan berasal dari bagian amputasi dengan arah ke bawah dan mendorong bagian *socket* secara tegak lurus tanpa adanya dorongan dari samping. Bagian socket pada gambar 4-11 menggunakan *constrain* jenis *rigid* pada bagian poros yang terhubung dengan mur penguat pada nomor 1. Jenis *constrain* ini dimaksudkan agar bagian *socket* tidak mengalami perputaran ketika digunakan. Jenis *constrain* yang sama terlihat pada bagian 2 yaitu mur penguat yang langsung terhubung dengan bagian *shank*, hal ini agar bagian *shank* tidak mengalami perputaran ketika digunakan. Sementara itu pada nomor 3 bagian sistem suspensi ganya menggunakan *constrain* berupa *rotational* dikarenakan hanya diasumsikan dapat bergerak memutar.



**Gambar 4-12 Asumsi Pengunci 1 Kondisi *Midfoot Loading***

Setelah bagian *shank* menerima beban kemudian beban akan disalurkan melewati pengunci yang akan terhubung dengan bagian *foot*. Bagian pengunci terdiri dari berbagai *constrain* yang digunakan untuk menghubungkan keseluruhan komponen dan dapat dilihat pada gambar 4-12. Nomor 1 menunjukkan *constrain*

jenis *rigid* yang menghubungkan bagian *shank* dengan bagian pengunci. Hal tersebut memungkinkan bagian *shank* tidak mengalami putaran. Sedangkan pada nomor 2 *constrain* yang digunakan berupa *mate* yang berfungsi untuk menghubungkan pengunci bagian depan dan bagian belakang menggunakan baut. Nomor 3 merupakan bagian yang langsung bertemu dengan bagian *foot*, jenis *constrain* berupa *slider* akan memungkinkan bagian *foot* bergerak ke samping. Kemudian untuk mengunci pergerakan *foot* agar tidak bergerak maka dipasanglah baut sebagai pengunci terlihat pada nomor 4.



**Gambar 4-13 Asumsi Foot 1 Kondisi Midfoot Loading**

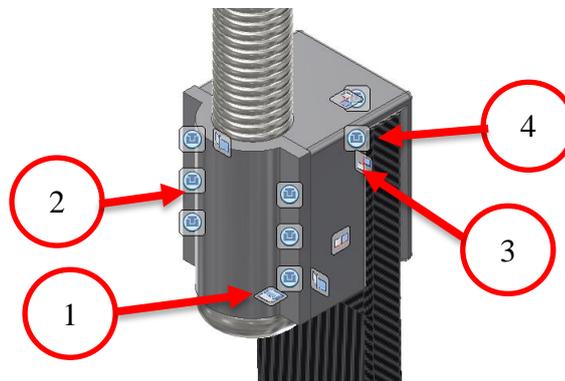
Kondisi *midfoot loading* menempatkan satu buah tumpuan pada bagian *foot*. Tumpuan tersebut merupakan bidang mendatar yang membentuk sudut  $0^\circ$ . Letak tumpuan pada bagian *bawah* foot dan dapat dilihat pada gambar 4-13 nomor 1. Bidang tumpuan tersebut diasumsikan diam sehingga tidak mengalami pergerakan saat dilakukan pengujian. Semetara itu pada nomor 2 terdapat *constrain* berupa *slider* yang menyebabkan bagian penyangga dapat bergeser kesamping. Oleh karena itu dibuat pengunci menggunakan baut seperti yang terlihat pada nomor 3 sehingga kedua bagian ini tidak bergerak.

### C. *Forefoot Loading*



Gambar 4-14 Asumsi *Socket 1* Kondisi *Forefoot Loading*

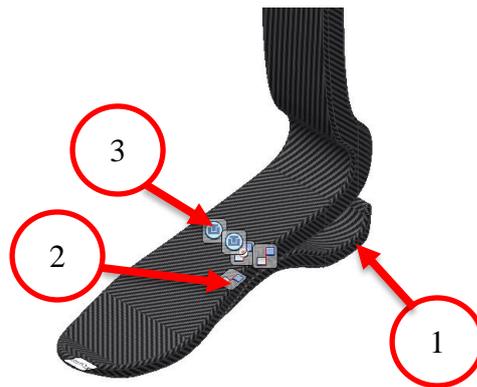
Beban diberikan pada bagian atas *socket* dengan arah tegak lurus dengan bagian dasar *socket*. Hal ini dikarenakan beban diasumsikan berasal dari bagian amputasi dengan arah ke bawah dan mendorong bagian *socket* secara tegak lurus tanpa adanya dorongan dari samping. Bagian *socket* pada gambar 4-14 menggunakan *constrain* jenis *rigid* pada bagian poros yang terhubung dengan mur penguat pada nomor 1. Jenis *constrain* ini dimaksudkan agar bagian *socket* tidak mengalami perputaran ketika digunakan. Jenis *constrain* yang sama terlihat pada bagian 2 yaitu mur penguat yang langsung terhubung dengan bagian *shank*, hal ini agar bagian *shank* tidak mengalami perputaran ketika digunakan. Sementara itu pada nomor 3 bagian sistem suspensi ganya menggunakan *constrain* berupa *rotational* dikarenakan hanya diasumsikan dapat bergerak memutar.



Gambar 4-15 Asumsi *Pengunci 1* Kondisi *Forefoot Loading*

Setelah bagian *shank* menerima beban kemudian beban akan disalurkan melewati pengunci yang akan terhubung dengan bagian *foot*. Bagian pengunci terdiri dari berbagai *constrain* yang digunakan untuk menghubungkan keseluruhan komponen dan dapat dilihat pada gambar 4-15. Nomor 1 menunjukkan *constrain*

jenis *rigid* yang menghubungkan bagian *shank* dengan bagian pengunci. Hal tersebut memungkinkan bagian *shank* tidak mengalami putaran. Sedangkan pada nomor 2 *constraint* yang digunakan berupa *mate* yang berfungsi untuk menghubungkan pengunci bagian depan dan bagian belakang menggunakan baut. Nomor 3 merupakan bagian yang langsung bertemu dengan bagian *foot*, jenis *constraint* berupa *slider* akan memungkinkan bagian *foot* bergerak ke samping. Kemudian untuk mengunci pergerakan *foot* agar tidak bergerak maka dipasanglah baut sebagai pengunci terlihat pada nomor 4.



**Gambar 4-16 Asumsi Foot 1 Kondisi Forefoot Loading**

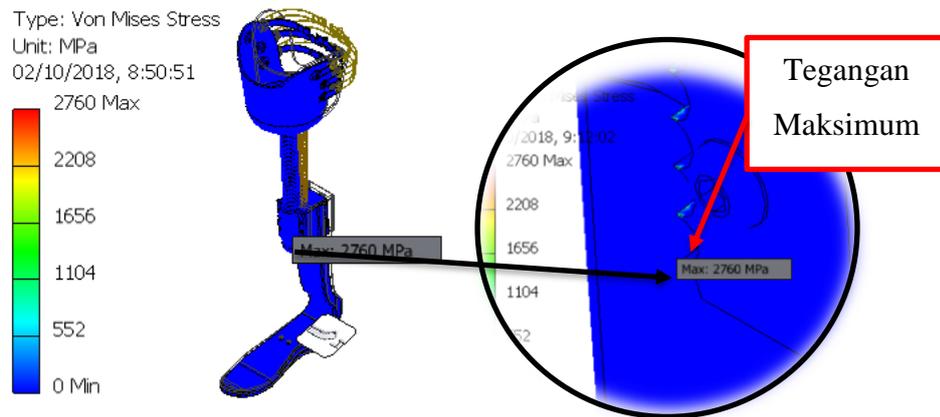
Kondisi *heel loading* menempatkan satu buah tumpuan pada bagian ujung jari. Tumpuan tersebut merupakan bidang mendatar yang membentuk sudut  $20^\circ$ . Letak tumpuan pada bagian ujung jari dapat dilihat pada gambar 4-35 nomor 1. Bidang tumpuan tersebut diasumsikan diam dan tidak berputar sehingga tidak mengalami pergerakan saat dilakukan pengujian. Sementara itu pada nomor 2 terdapat *constraint* berupa *slider* yang menyebabkan bagian penyangga dapat bergeser kesamping. Oleh karena itu dibuat pengunci menggunakan baut seperti yang terlihat pada nomor 3 sehingga kedua bagian ini tidak bergerak.

#### **4.1.6 Hasil Pengujian Desain Protesis 1**

##### **A. Heel Loading**

Hasil pengujian desain pertama pada kondisi *heel loading* menunjukkan bahwa tegangan tertinggi terdapat pada ujung *pitch* pada bagian penyambung. Nilai dari tegangan maksimum yang terjadi adalah 2760 Mpa. Terlihat pada gambar 4-17 nilai besarnya tegangan dikarenakan bentuk dari *pitch* radius sehingga

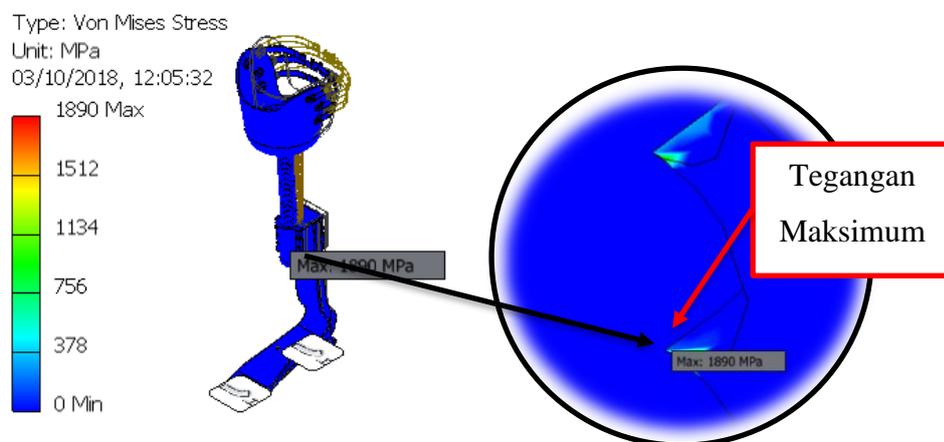
mengakibatkan ujungnya meruncing. Sementara itu setelah diberi beban prostesis akan cenderung condong ke depan.



Gambar 4-17 Hasil Pengujian Prostesis 1 *Heal Loading*

### B. *Midfoot Loading*

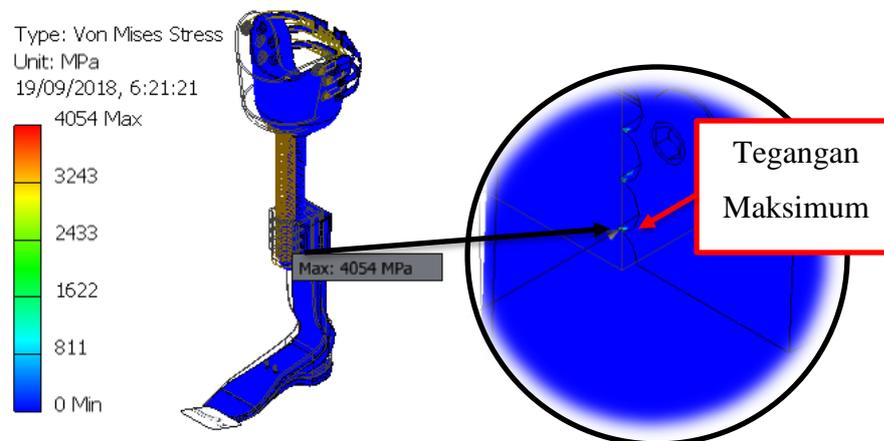
Hasil pengujian yang hampir sama terjadi pada kondisi kedua, kondisi *midfoot loading* menunjukkan bahwa tegangan tertinggi terdapat pada ujung *pitch* pada bagian penyambung. Gambar 4-18 menunjukkan nilai tegangan maksimum yang terjadi adalah 1890 Mpa. Meskipun tegangan yang terjadi lebih kecil dibandingkan dengan kondisi sebelumnya akan tetapi prostesis tetap akan mengalami kerusakan pada bagian tersebut.



Gambar 4-18 Hasil Pengujian Prostesis 1 *Midfoot Loading*

### C. *Forefoot Loading*

Sementara itu pada kondisi *forefoot loading* pada pengujian desain pertama menunjukkan pemusatan tegangan terjadi pada bagian ujung *pitch* sebagai pengunci. Tegangan tertinggi yang terjadi berada pada kondisi *forefoot loading* jika dibandingkan dengan kedua kondisi sebelumnya. Berdasarkan gambar 4-19 menunjukkan tegangan tertinggi yang timbul setelah diberikan beban pada prosthesis adalah 4054 Mpa. Tingginya tegangan ini diakibatkan karena bentuk sudutnya meruncing dan bagian pinggirnya yang memiliki bentuk radius. Pemusatan tegangan ini dapat mengakibatkan bagian ini aus dan mudah patah jika digunakan. Dilihat dari segi prgerakannya, prosthesis lebih condong untuk bergerak ke bagian belakang.



Gambar 4-19 Hasil Pengujian Prosthesis 1 *Forefoot Loading*

#### 4.1.7 Evaluasi

Perubahan bentuk *pitch* menjadi bagian yang riskan dikarenakan adanya pemusatan tegangan pada bagian ujung-ujung *pitch* pengunci. Bentuk setengah lingkaran dirasa kurang efektif jika digunakan. Bentuk menyerupai ulir dirasa memiliki kekuatan yang lebih tinggi dibandingkan bentuk setengah lingkaran. Perubahan bentuk *pitch* tersebut akan mempengaruhi desain dari bagian pengunci dan penyambung.

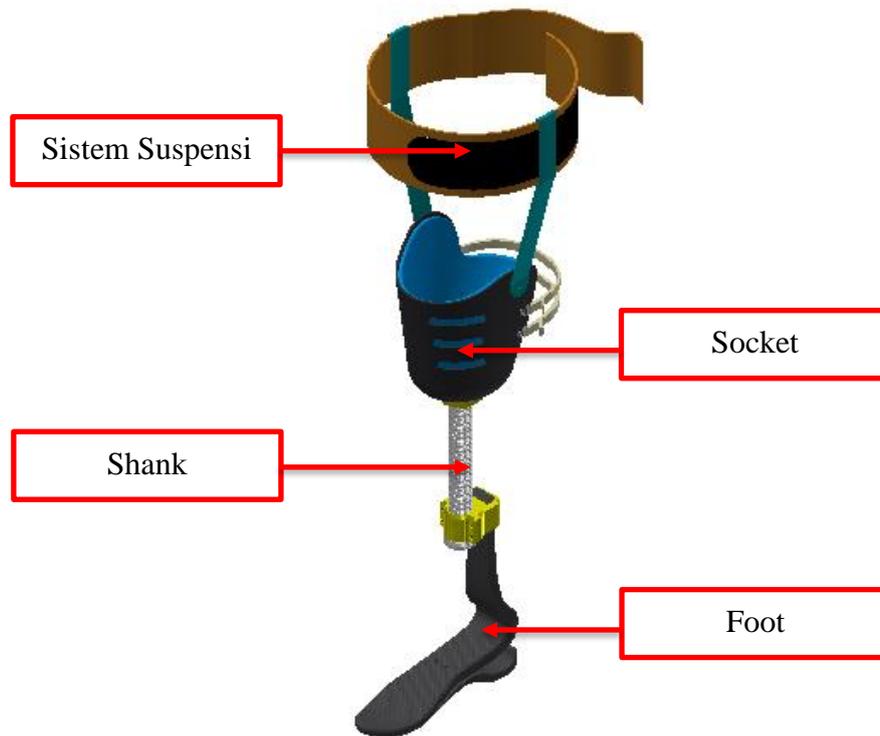
Kondisi *socket* yang terlalu pendek tidak memungkinkan pengguna yang memiliki sisa amputasi panjang dapat menggunakan prosthesis ini. Oleh karena itu perlu dilakukan perbaikan sehingga bagian *socket* menjadi lebih panjang dan dapat

menampung bagian sisa amputasi yang lebih besar. Jika bentuk *socket* lebih memanjang maka akan mudah membuat lubang pada bagian ini. Pembuatan lubang pada bagian *socket* diperlukan karena pada bagian ini memiliki tingkat kelembaban yang lebih tinggi dikarenakan bagian tersebut langsung bersentuhan dengan kulit penggunaannya.

Sistem suspensi hanya mampu mengikat pada bagian sisa amputasi. Perbaikan lebih lanjut sangat diperlukan sehingga dapat memastikan bahwa prosthesis dapat terikat kuat pada bagian kaki penggunaannya. Selanjutnya dipilih pengikat pada bagian paha dikarenakan letak paha tidak jauh dari bagian lutut sehingga tidak membutuhkan tali yang panjang untuk pemasangan. Selain itu pemasangan prosthesis pada kaki akan menjadi lebih mudah.

## **4.2 Hasil Perancangan Desain Prosthesis 2**

Perubahan pada desain kedua hampir menyebabkan keseluruhan bagian diperbaiki, baik itu bagian *foot*, *shank*, *socket* maupun sistem suspensi. Perbaikan ini dilakukan karena timbul berbagai permasalahan pada desain sebelumnya. Perubahan bentuk dan konsep desain dilakukan kembali sehingga desain mampu sesuai dengan kriteria desain yang telah ditentukan. Hasil perbaikan desain yang telah dilakukan dapat terlihat pada gambar 4-20.



**Gambar 4-20 Hasil Perancangan Protesis Bawah Lutut 2**

#### **4.2.1 *Foot***

Desain berikutnya lebih tepatnya bagian atas *foot* dibuat lebih kecil dari desain sebelumnya sehingga pengecilan bagian atas tersebut dapat mengurangi massa dari protesis yang dibuat. Hal ini berkaitan dengan perubahan desain penghubung *shank* dengan *socket*. Selain itu pengecilan bagian tersebut dikarenakan bagian *foot* masih mampu menahan beban yang diberikan. Perubahan bentuk penghubung yang semakin pendek mengakibatkan tinggi dari bagian *foot* juga berkurang. Sementara itu bagian penyangga dibuat melengkung ke atas untuk menanggulangi terjadinya tekukan yang terlalu besar sehingga bagian utama *foot* tetap tersangga pada ujung belakang *foot* seperti terlihat pada gambar 4-21.



Gambar 4-21 *Foot 2*

#### 4.2.2 *Shank*

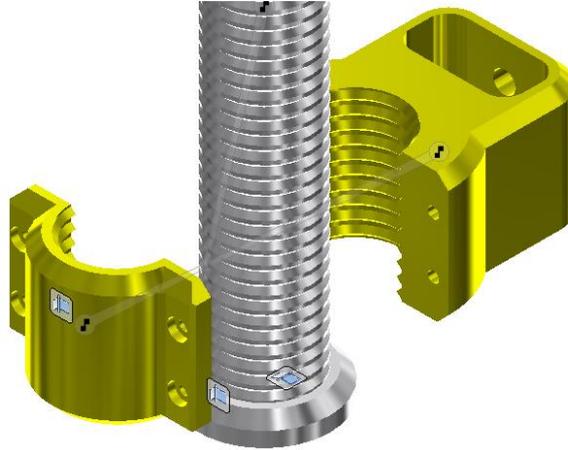
Desain kedua bentuk *pitch* diubah menjadi berbentuk miring atau dengan bentuk *chamfer* bentuk ini hampir menyerupai bentuk ulir, hal ini dimaksudkan untuk mempermudah proses pembubutan. Jarak antara masing-masing *pitch* masih sama yaitu sejauh 3,5 mm, sehingga diperoleh keseluruhan pergeseran sejumlah 40 kali pergerakan dari bawah hingga atas begitu juga sebaliknya. Desain pada gambar 4-22 menggunakan batang aluminium pejal berdiameter 25,4 mm.



Gambar 4-22 *Shank 2*

Desain kedua dilakukan perubahan bentuk berupa ketinggian dan bentuk penyambung. Ketinggian penyambung dikurangi sehingga dapat memberikan ruang yang lebih panjang pada bagian *socket*. Selain itu bentuknya diubah yang awalnya bagian *foot* tersangga pada bagian atas penyambung menjadi hanya tersangga pada baut. Hal ini dimaksudkan agar jika terjadi kerusakan yang

mengalami kerusakan hanya pada bautnya saja dan tidak mempengaruhi bagian penyambung. *Pitch*-nya memiliki bentuk miring setelah dilakukan perbesaran pada *shank 3* akan terlihat pada gambar 4-23.



**Gambar 4-23 Perbesaran *shank 2***

### **4.2.3 *Socket***

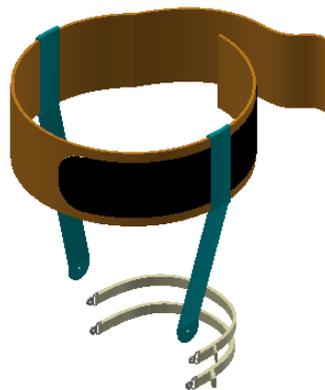
Selanjutnya pada desain kedua yang terlihat pada gambar 4-24 telah dilakukan perbaikan pada ukuran penyambung *shank* dengan *foot* yang mengakibatkan ukuran *socket* menjadi lebih panjang. Desain lubang sirkulasi udara pun dibuat menyerupai konsep awal yang memiliki tiga buah lubang memanjang. Pada bagian dalam telah diberi lapisan agar nyaman ketika digunakan dan socket tidak akan menyebabkan luka pada penggunaanya.



**Gambar 4-24 *Socket 2***

#### 4.2.4 Sistem Suspensi

Desain kedua merupakan perbaikan dari desain sebelumnya yaitu terdapat perubahan arah pada bagian pengikat, pengikat pertama berada pada bagian atas yang berfungsi untuk mengikat prosthesis pada bagian paha. Pengikat pertama ini memiliki fungsi penting untuk membuat prosthesis tetap menempel pada kaki dan tidak mudah lepas ketika digunakan. Pemasangan pengikat ini diletakkan pada bagian paha sehingga mudah jika akan dibongkar pasang. Selain itu letak paha juga tidak terlalu jauh dari lutut dan pergerakan paha selalu membentuk garis lurus dengan poros dari lutut. Sementara itu kedua pengikat lainnya berada pada bagian belakang prosthesis digunakan untuk mengikat prosthesis pada bagian yang diamputasi. Kedua pengikat ini memiliki fungsi untuk mengikat bagian yang diamputasi, panjang tali dapat disesuaikan oleh penggunanya. Sebagai ilustrasi perbaikan desain sistem suspensi dapat dilihat pada gambar 4-25.



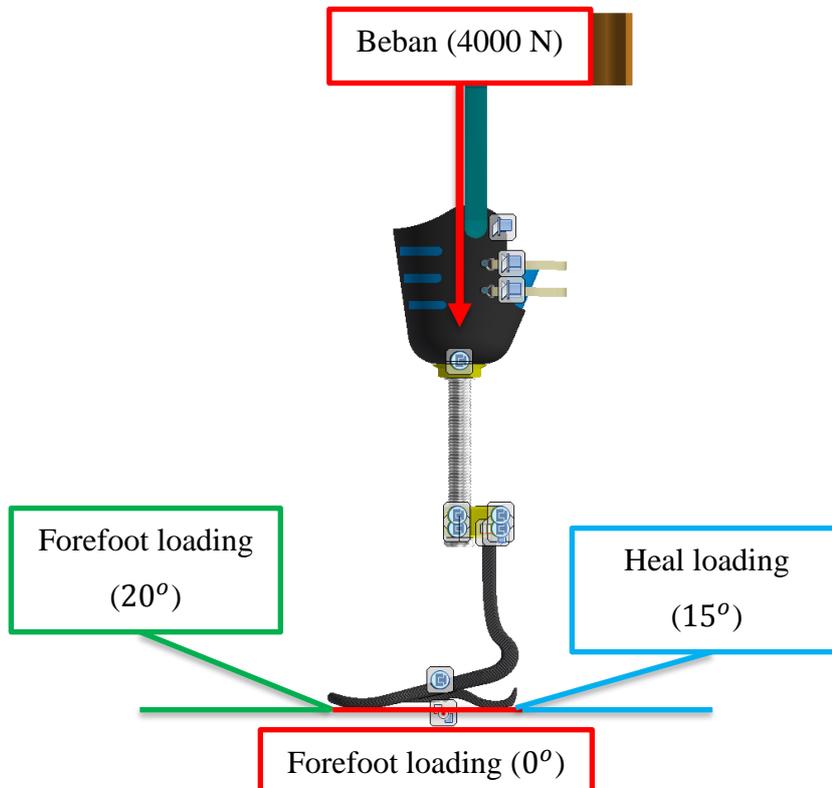
Gambar 4-25 Sistem Suspensi 2

Desain bagian pengait dirasa kurang nyaman ketika digunakan dikarenakan akan langsung bersentuhan dengan bagian amputasi. Oleh karena itu bagian ini dipindahkan ke bagian samping. Bagian tali pengikat belakang hanya terdiri dari satu tali dan perekat saja. Letak penjaitnya berada di bagian samping yang langsung terpasang pada bagian *socket*.

#### 4.2.5 Asumsi Pengujian Desain Prosthesis 2

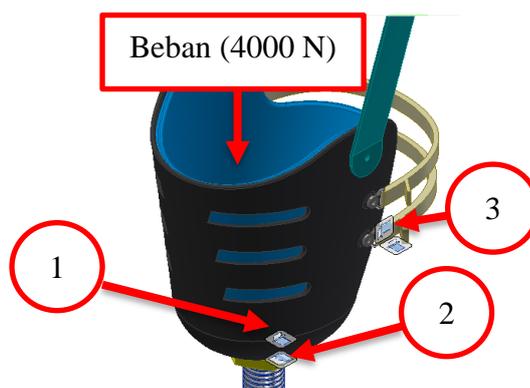
Pengujian dilakukan dalam 3 kondisi yang berbeda. Kondisi pertama yaitu *heel loading* yang menempatkan sudut  $15^\circ$  pada bagian tumit. Kondisi kedua yaitu

*midfoot loading*, menempatkan bagian *foot* dalam keadaan mendatar atau membentuk sudut  $0^\circ$ . Sedangkan pada kondisi *forefoot loading* menempatkan tumpuan pada ujung jari dengan membentuk sudut  $20^\circ$ . Berdasarkan 3 kondisi pengujian tersebut diasumsikan tumpuan pada bagian *foot* tidak mengalami pergerakan. Sementara itu beban diarahkan dari arah atas ke bagian *socket* untuk ketiga kondisi yang berbeda. Untuk lebih jelasnya dapat dilihat pada gambar 4-26.



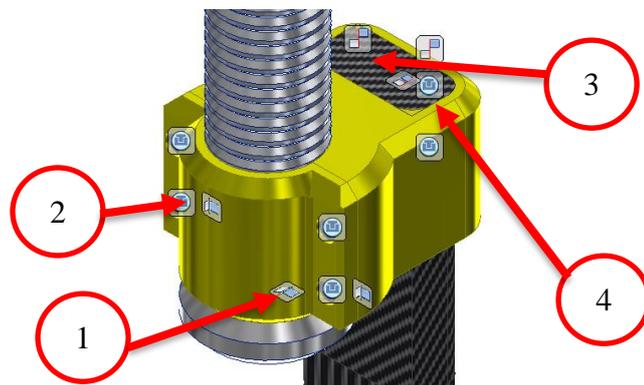
Gambar 4-26 Constrain pengujian 2

**A. *Heal Loading***



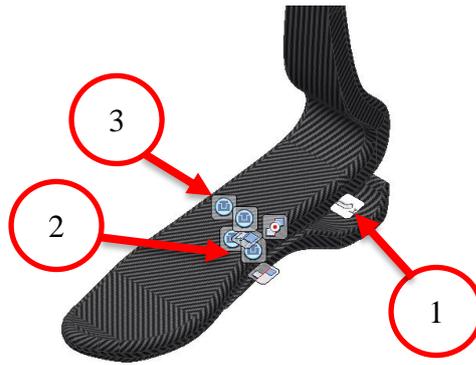
Gambar 4-27 Asumsi Socket 2 Kondisi *Heal Loading*

Beban diberikan pada bagian atas *socket* dengan arah tegak lurus dengan bagian dasar *socket*. Hal ini dikarenakan beban diasumsikan berasal dari bagian amputasi dengan arah ke bawah dan mendorong bagian *socket* secara tegak lurus tanpa adanya dorongan dari samping. Bagian *socket* pada gambar 4-27 menggunakan *constrain* jenis *rigid* pada bagian poros yang terhubung dengan mur penguat pada nomor 1. Jenis *constrain* ini dimaksudkan agar bagian *socket* tidak mengalami perputaran ketika digunakan. Jenis *constrain* yang sama terlihat pada bagian 2 yaitu mur penguat yang langsung terhubung dengan bagian *shank*, hal ini agar bagian *shank* tidak mengalami perputaran ketika digunakan. Sementara itu pada nomor 3 bagian sistem suspensi ganya menggunakan *constrain* berupa *rotational* dikarenakan hanya diasumsikan dapat bergerak memutar.



**Gambar 4-28 Asumsi Pengunci 2 Kondisi *Heal Loading***

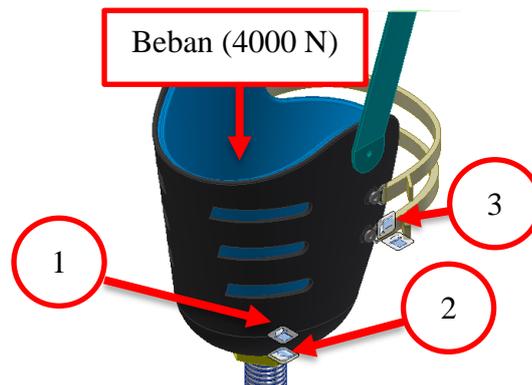
Setelah bagian *shank* menerima beban kemudian beban akan disalurkan melewati pengunci yang akan terhubung dengan bagian *foot*. Bagian pengunci terdiri dari berbagai *constrain* yang digunakan untuk menghubungkan keseluruhan komponen dan dapat dilihat pada gambar 4-28. Nomor 1 menunjukkan *constrain* jenis *rigid* yang menghubungkan bagian *shank* dengan bagian pengunci. Hal tersebut memungkinkan bagian *shank* tidak mengalami putaran. Sedangkan pada nomor 2 *constrain* yang digunakan berupa *mate* yang berfungsi untuk menghubungkan pengunci bagian depan dan bagian belakang menggunakan baut. Nomor 3 merupakan bagian yang langsung bertemu dengan bagian *foot*, jenis *constrain* berupa *slider* akan memungkinkan bagian *foot* bergerak ke atas dan ke bawah. Kemudian untuk mengunci pergerakan *foot* agar tidak bergerak maka dipasanglah baut sebagai pengunci terlihat pada nomor 4.



**Gambar 4-29 Asumsi Foot 2 Kondisi Heel Loading**

Kondisi *heel loading* menempatkan satu buah tumpuan pada bagian tumit. Tumpuan tersebut merupakan bidang mendatar yang membentuk sudut  $15^\circ$ . Letak tumpuan pada bagian tumit dapat dilihat pada gambar 4-29 nomor 1. Bidang tumpuan tersebut diasumsikan diam dan tidak berputar sehingga tidak mengalami pergerakan saat dilakukan pengujian. Semetara itu pada nomor 2 terdapat *constraint* berupa *slider* yang menyebabkan bagian penyangga dapat bergeser kesamping. Oleh karena itu dibuat pengunci menggunakan baut seperti yang terlihat pada nomor 3 sehingga kedua bagian ini tidak bergerak.

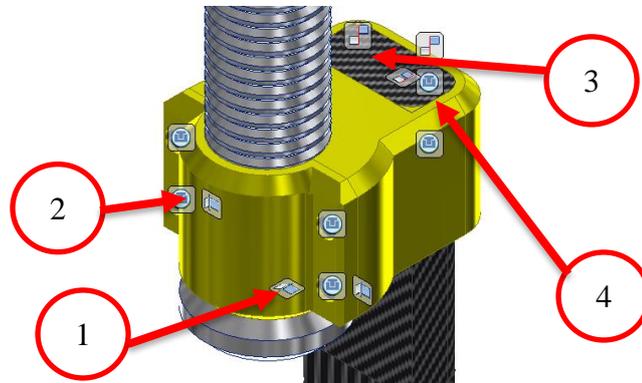
## B. *Midfoot Loading*



**Gambar 4-30 Asumsi Socket 2 Kondisi Midfoot Loading**

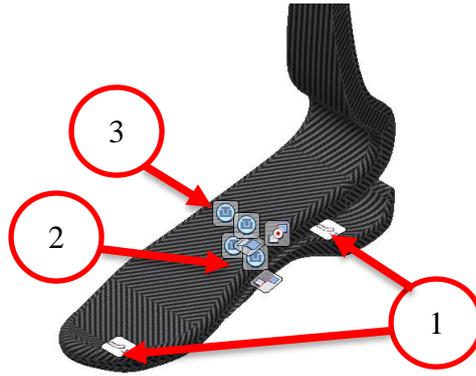
Beban diberikan pada bagian atas *socket* dengan arah tegak lurus dengan bagian dasar *socket*. Hal ini dikarenakan beban diasumsikan berasal dari bagian amputasi dengan arah ke bawah dan mendorong bagian *socket* secara tegak lurus tanpa adanya dorongan dari samping. Bagian *socket* pada gambar 4-30 menggunakan *constraint* jenis *rigid* pada bagian poros yang terhubung dengan mur penguat pada nomor 1. Jenis *constraint* ini dimaksudkan agar bagian *socket* tidak

mengalami perputaran ketika digunakan. Jenis *constrain* yang sama terlihat pada bagian 2 yaitu mur penguat yang langsung terhubung dengan bagian *shank*, hal ini agar bagian *shank* tidak mengalami perputaran ketika digunakan. Sementara itu pada nomor 3 bagian sistem suspensi ganya menggunakan *constrain* berupa *rotational* dikarenakan hanya diasumsikan dapat bergerak memutar.



**Gambar 4-31 Asumsi Pengunci 2 Kondisi *Midfoot Loading***

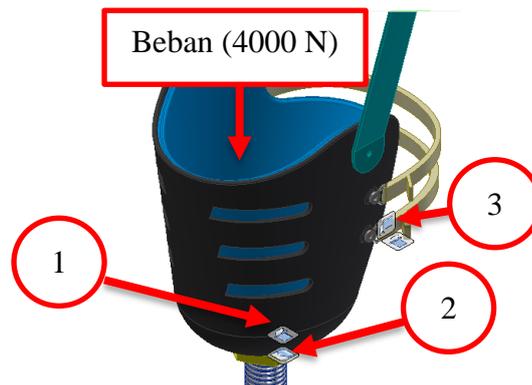
Setelah bagian *shank* menerima beban kemudian beban akan disalurkan melewati pengunci yang akan terhubung dengan bagian *foot*. Bagian pengunci terdiri dari berbagai *constrain* yang digunakan untuk menghubungkan keseluruhan komponen dan dapat dilihat pada gambar 4-31. Nomor 1 menunjukkan *constrain* jenis *rigid* yang menghubungkan bagian *shank* dengan bagian pengunci. Hal tersebut memungkinkan bagian *shank* tidak mengalami putaran. Sedangkan pada nomor 2 *constrain* yang digunakan berupa *mate* yang berfungsi untuk menghubungkan pengunci bagian depan dan bagian belakang menggunakan baut. Nomor 3 merupakan bagian yang langsung bertemu dengan bagian *foot*, jenis *constrain* berupa *slider* akan memungkinkan bagian *foot* bergerak ke atas dan ke bawah. Kemudian untuk mengunci pergerakan *foot* agar tidak bergerak maka dipasanglah baut sebagai pengunci terlihat pada nomor 4.



**Gambar 4-32 Asumsi Foot 2 Kondisi Midfoot Loading**

Kondisi *midfoot loading* menempatkan satu buah tumpuan pada bagian *foot*. Tumpuan tersebut merupakan bidang mendatar yang membentuk sudut  $0^\circ$ . Letak tumpuan pada bagian *bawah* foot dan dapat dilihat pada gambar 4-32 nomor 1. Bidang tumpuan tersebut diasumsikan diam sehingga tidak mengalami pergerakan saat dilakukan pengujian. Semetara itu pada nomor 2 terdapat *constrain* berupa *slider* yang menyebabkan bagian penyangga dapat bergeser kesamping. Oleh karena itu dibuat pengunci menggunakan baut seperti yang terlihat pada nomor 3 sehingga kedua bagian ini tidak bergerak.

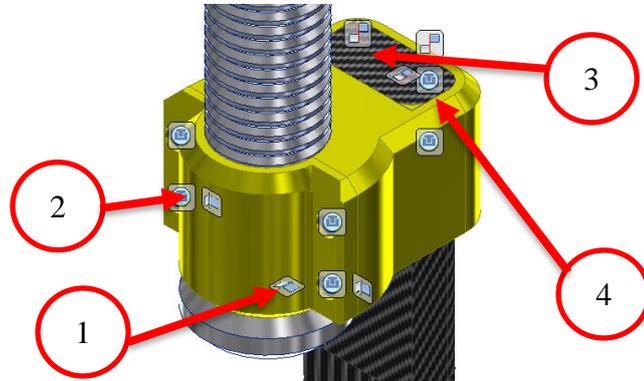
### C. Forefoot Loading



**Gambar 4-33 Asumsi Socket 2 Kondisi Forefoot Loading**

Beban diberikan pada bagian atas *socket* dengan arah tegak lurus dengan bagian dasar *socket*. Hal ini dikarenakan beban diasumsikan berasal dari bagian amputasi dengan arah ke bawah dan mendorong bagian *socket* secara tegak lurus tanpa adanya dorongan dari samping. Bagian socket pada gambar 4-33 menggunakan *constrain* jenis *rigid* pada bagian poros yang terhubung dengan mur penguat pada nomor 1. Jenis *constrain* ini dimaksudkan agar bagian *socket* tidak

mengalami perputaran ketika digunakan. Jenis *constrain* yang sama terlihat pada bagian 2 yaitu mur penguat yang langsung terhubung dengan bagian *shank*, hal ini agar bagian *shank* tidak mengalami perputaran ketika digunakan. Sementara itu pada nomor 3 bagian sistem suspensi ganya menggunakan *constrain* berupa *rotational* dikarenakan hanya diasumsikan dapat bergerak memutar.



**Gambar 4-34 Asumsi Pengunci 2 Kondisi *Forefoot Loading***

Setelah bagian *shank* menerima beban kemudian beban akan disalurkan melewati pengunci yang akan terhubung dengan bagian *foot*. Bagian pengunci terdiri dari berbagai *constrain* yang digunakan untuk menghubungkan keseluruhan komponen dan dapat dilihat pada gambar 4-34. Nomor 1 menunjukkan *constrain* jenis *rigid* yang menghubungkan bagian *shank* dengan bagian pengunci. Hal tersebut memungkinkan bagian *shank* tidak mengalami putaran. Sedangkan pada nomor 2 *constrain* yang digunakan berupa *mate* yang berfungsi untuk menghubungkan pengunci bagian depan dan bagian belakang menggunakan baut. Nomor 3 merupakan bagian yang langsung bertemu dengan bagian *foot*, jenis *constrain* berupa *slider* akan memungkinkan bagian *foot* bergerak ke atas dan ke bawah. Kemudian untuk mengunci pergerakan *foot* agar tidak bergerak maka dipasanglah baut sebagai pengunci terlihat pada nomor 4.



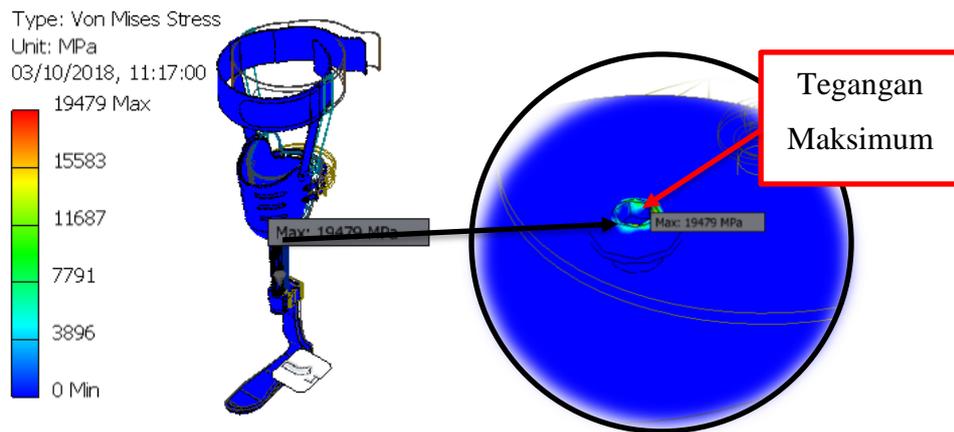
**Gambar 4-35 Asumsi Foot 2 Kondisi Forefoot Loading**

Kondisi *heel loading* menempatkan satu buah tumpuan pada bagian ujung jari. Tumpuan tersebut merupakan bidang mendatar yang membentuk sudut  $20^\circ$ . Letak tumpuan pada bagian ujung jari dapat dilihat pada gambar 4-35 nomor 1. Bidang tumpuan tersebut diasumsikan diam dan tidak berputar sehingga tidak mengalami pergerakan saat dilakukan pengujian. Sementara itu pada nomor 2 terdapat *constraint* berupa *slider* yang menyebabkan bagian penyangga dapat bergeser kesamping. Oleh karena itu dibuat pengunci menggunakan baut seperti yang terlihat pada nomor 3 sehingga kedua bagian ini tidak bergerak.

## 4.2.6 Hasil Pengujian Desain Protesis 2

### A. *Heal Loading*

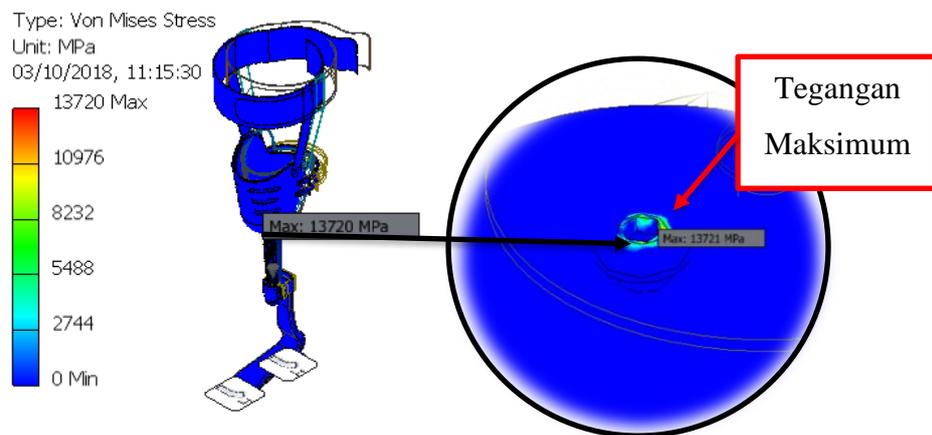
Pengujian pada kondisi *heel loading* untuk desain kedua menunjukkan bahwa socket mengalami deformasi yang terlalu tinggi. Hal tersebut dapat mengakibatkan kerusakan pada bagian socket. Tegangan maksimum terjadi pada bagian baut yang terletak pada socket, nilai dari tegangan tersebut adalah 19479 Mpa. Sementara itu terlihat bahwa protesis condong ke depan seperti yang terlihat pada gambar 4-36.



Gambar 4-36 Hasil Pengujian Prostesis 2 *Heel Loading*

### B. *Midfoot Loading*

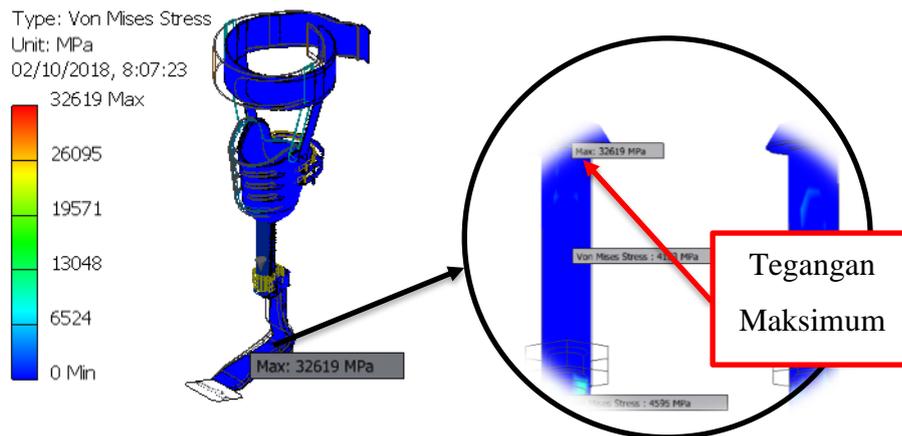
Hasil pengujian pada kondisi ini hampr sama pada kondisi sebelumnya, terjadi deformasi besar. Gambar 4-37 menunjukkan tegangan maksimum terjadi pada baut senilai 13720 Mpa. Meskipun nilai tegangan lebih kecil dari pengujian *heel loading* akan tetapi baut tetap akan mengalami kerusakan.



Gambar 4-37 Hasil Pengujian Prostesis 2 *Midfoot Loading*

### C. *Forefoot Loading*

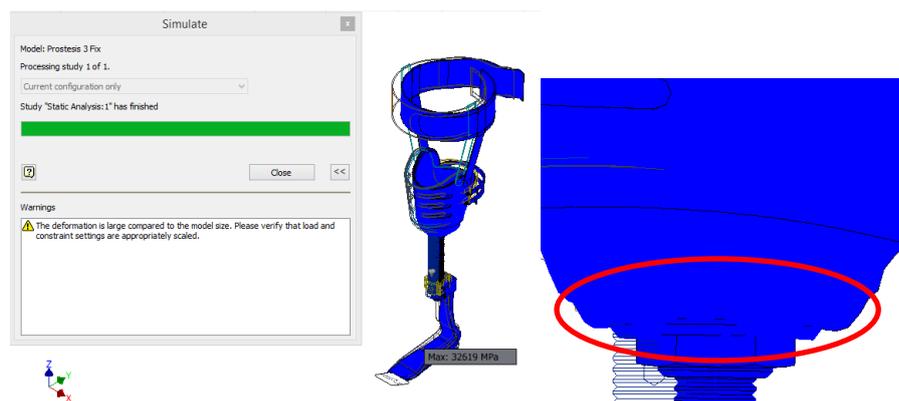
Tegangan yang tinggi timbul pada saat kondisi *forefoot loading*, hasil pengujian menunjukkan terdapat pemusatan tegangan pada bagian baut penghubung *socket* dengan *shank*. Berdasarkan gambar 4-38 menunjukkan tegangan pada baut mencapai nilai 12236 Mpa, nilai yang sangat tinggi yang dapat mematahkan baut yang digunakan.



Gambar 4-38 Hasil Pengujian Protesis 2 Forefoot Loading

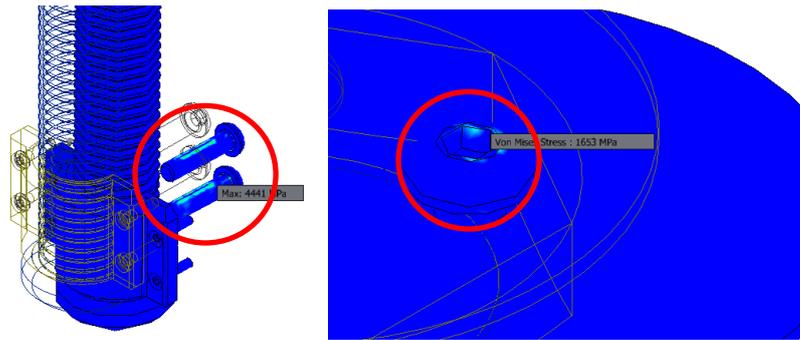
#### 4.2.7 Evaluasi

Berdasarkan hasil pengujian yang dilakukan terhadap desain kedua terdapat kerusakan yang serius karena terjadi deformasi yang terlalu tinggi. Hal ini mengakibatkan bagian *socket* menekuk ke bawah. Terlihat pada gambar 4-39 bahwa bagian *socket* dapat menekuk ke bagian bawah diakibatkan karena bagian mur penyangga *socket* kurang luas jika dibandingkan dengan luas bagian bawah dari *socket*.



Gambar 4-39 Deformasi pada socket

Gambar 4-40 menunjukkan bagian baut yang lain juga terjadi pemusatan tegangan yang terlalu tinggi. Hal ini perlu dilakukan perubahan ukuran baut sehingga baut hanya menerima tegangan yang lebih rendah. Pemberian bentuk *filet* dan *chamfer* sangat mempengaruhi pemusatan tegangan pada baut ini.

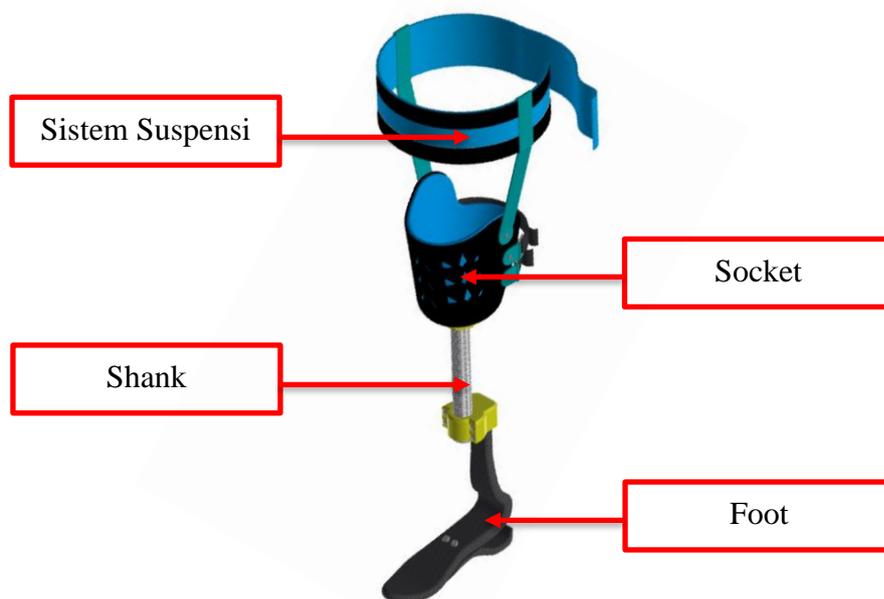


Gambar 4-40 Tegangan pada baut

Perbaikan pada bagian lubang pada *socket* masih perlu dilakukan. Bentuk lubang yang lebih kecil dapat mengurangi resiko terjadinya deformasi yang terlalu tinggi.

### 4.3 Hasil Perancangan Desain Protesis 3

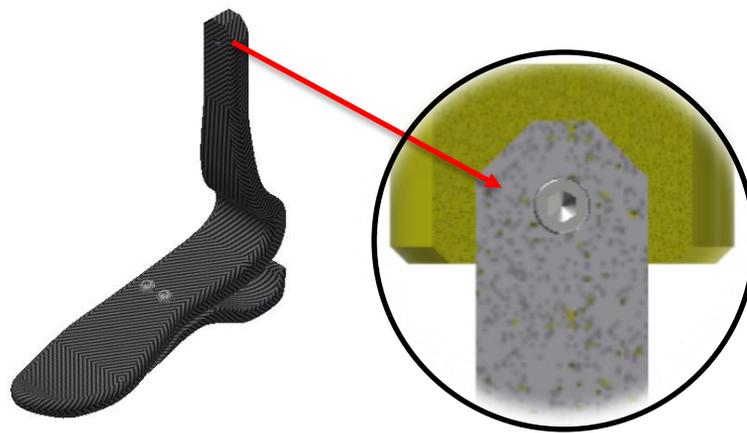
Pembuatan desain terakhir terdapat perubahan desain yang menyesuaikan jenis barang yang ada dipasaran, seperti pengait, jenis dan ukuran kain perekat maupun jenis baut yang digunakan. Dari perancangan protesis bawah lutut yang telah dilaksanakan dapat diperoleh desain akhir seperti pada gambar 4-41. Perubahan yang paling terlihat adalah perubahan pada bagian penyambung antar *shank* dengan *foot* dan bagian sistem suspensi.



Gambar 4-41 Hasil Perancangan Protesis Bawah Lutut 3

### 4.3.1 *Foot*

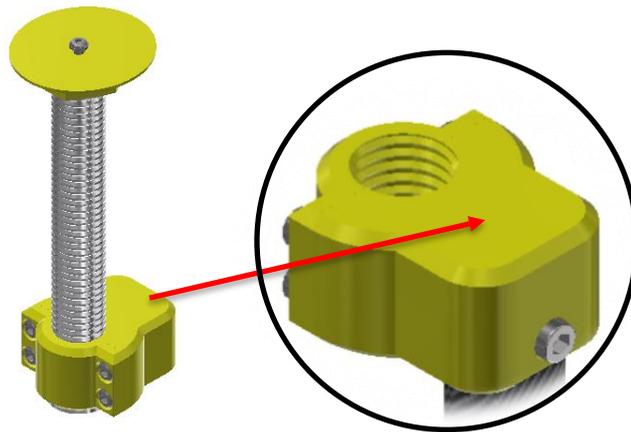
Desain terakhir dilakukan perubahan pada ujung atas bagian *foot*. Perubahan yang terjadi adalah perubahan bagian sudut menjadi bentuk miring. Hal ini dimaksudkan agar tegangan tidak terkonsentrasi pada bagian sudut yang runcing dan agar tegangan yang diterima baut tidak terlalu besar karena akan ikut terbagi pada bagian penyambung. Selain hal tersebut, ukuran pada bagian atas *foot* juga diperpendek dikarenakan terjadi perubahan pada bagian penyambung antara *foot* dan *shank*. Hasil desain terakhir bagian *foot* dapat dilihat pada gambar 4-42.



Gambar 4-42 *Foot 3*

### 4.3.2 *Shank*

Perbaikan pada desain terakhir terlihat pada gambar 4-43 yaitu mempertebal bagian pinggir penyambung *shank* dengan *foot*. Selain itu ukuran baut juga diperbesar menjadi M6 untuk mengurangi kemungkinan terjadi kerusakan saat digunakan. Bagian belakang penyambung awalnya terdiri dari 2 baut pengunci diubah menjadi satu baut pengunci, kemudian pada bagian atas penyambung dibuat tertutup sehingga bagian *foot* terpasang dengan baik dan memperkuat bagian penyambung. Bagian mur penyangga dibuat lebih lebar dan menyesuaikan bentuk bagian bawah dari *socket*. Hal ini untuk menanggulangi deformasi yang terlalu tinggi pada bagian *socket*.



Gambar 4-43 *Shank 3*

### 4.3.3 *Socket*

Selanjutnya pada desain terakhir bentuk lubang sirkulasi udara memiliki bentuk yang relatif lebih kecil dikarenakan bentuk lubang yang memanjang akan mengurangi kekuatan dari *socket*. Bentuk lubang pada desain *socket* terakhir dapat terlihat pada gambar 4-44. Sementara itu bagian dalam ditambahkan lapisan yang terbuat dari dakron sehingga bagian dalam dapat menjadi lebih nyaman ketika digunakan dan tidak melukai penggunanya.

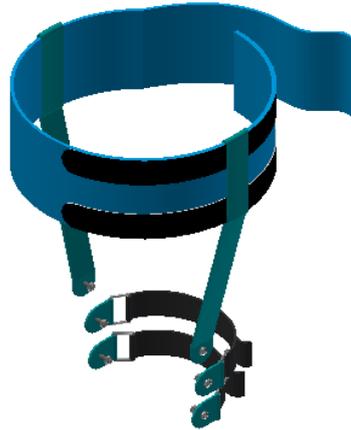


Gambar 4-44 *Socket 3*

### 4.3.4 *Sistem Suspensi*

Desain terakhir dibuatlah desain yang menyesuaikan jenis pengait yang ada di pasaran. Jenis pengait ini hanya berbentuk kotak sehingga harus dipasang dua pengait di sisi kanan dan kiri. Selain itu jenis kain perekat yang diperoleh hanya memiliki lebar 20 mm. Oleh karena itu bagian perekat pada bagian pengikat

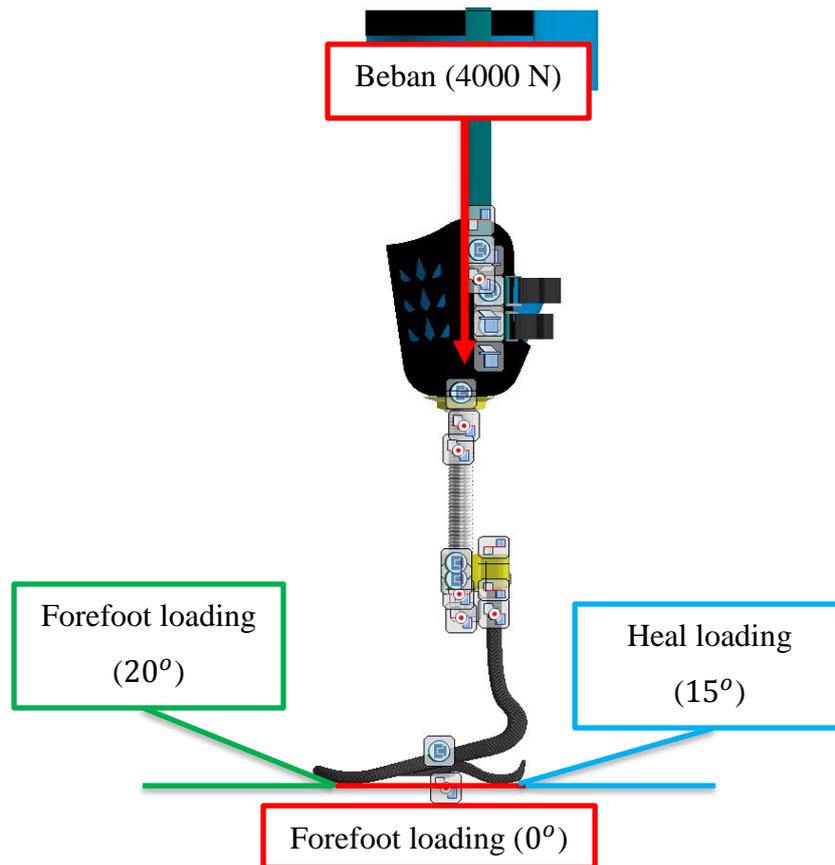
dengan paha diubah menjadi ukuran kecil dan terdiri dari dua bagian yaitu bagian atas dan bagian bawah seperti gambar 4-45.



Gambar 4-45 Sistem Suspensi 3

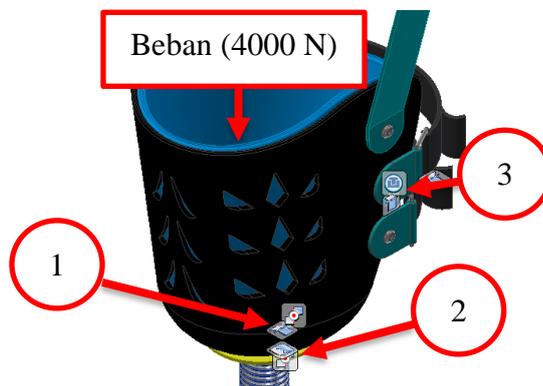
#### 4.3.5 Asumsi Pengujian Desain Protesis 3

Pengujian dilakukan dalam 3 kondisi yang berbeda. Kondisi pertama yaitu *heel loading* yang menempatkan sudut  $15^\circ$  pada bagian tumit. Kondisi kedua yaitu *midfoot loading*, menempatkan bagian *foot* dalam keadaan mendatar atau membentuk sudut  $0^\circ$ . Sedangkan pada kondisi *forefoot loading* menempatkan tumpuan pada ujung jari dengan membentuk sudut  $20^\circ$ . Berdasarkan 3 kondisi pengujian tersebut diasumsikan tumpuan pada bagian *foot* tidak mengalami pergerakan. Sementara itu beban diarahkan dari arah atas ke bagian *socket* untuk ketiga kondisi yang berbeda. Untuk lebih jelasnya dapat dilihat pada gambar 4-46.



Gambar 4-46 Constrain pengujian 3

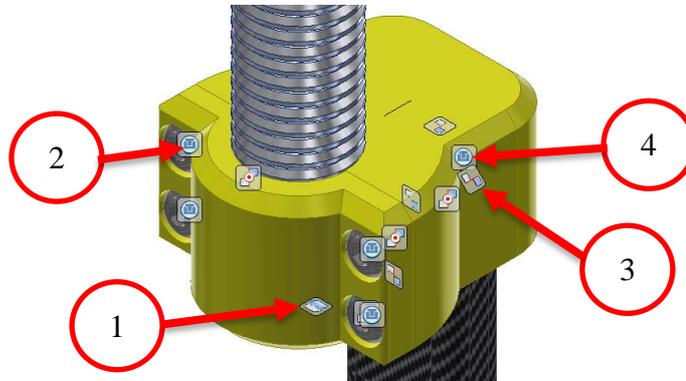
A. *Heal Loading*



Gambar 4-47 Asumsi Socket 3 Kondisi *Heal Loading*

Beban diberikan pada bagian atas *socket* dengan arah tegak lurus dengan bagian dasar *socket*. Hal ini dikarenakan beban diasumsikan berasal dari bagian amputasi dengan arah ke bawah dan mendorong bagian *socket* secara tegak lurus tanpa adanya dorongan dari samping. Bagian *socket* pada gambar 4-47 menggunakan *constrain* jenis *rigid* pada bagian poros yang terhubung dengan mur

penguat pada nomor 1. Jenis *constrain* ini dimaksudkan agar bagian *socket* tidak mengalami perputaran ketika digunakan. Jenis *constrain* yang sama terlihat pada bagian 2 yaitu mur penguat yang langsung terhubung dengan bagian *shank*, hal ini agar bagian *shank* tidak mengalami perputaran ketika digunakan. Sementara itu pada nomor 3 bagian sistem suspensi ganya menggunakan *constrain* berupa *rotational* dikarenakan hanya diasumsikan dapat bergerak memutar.



**Gambar 4-48 Asumsi Pengunci 3 Kondisi *Heal Loading***

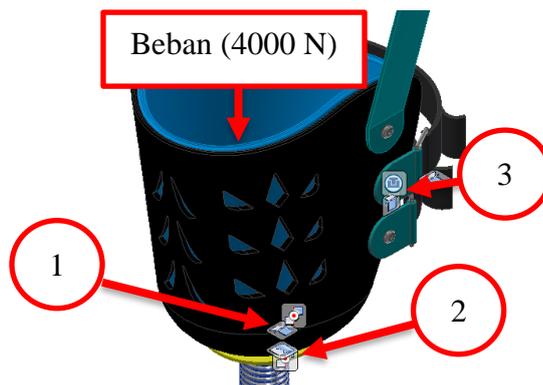
Setelah bagian *shank* menerima beban kemudian beban akan disalurkan melewati pengunci yang akan terhubung dengan bagian *foot*. Bagian pengunci terdiri dari berbagai *constrain* yang digunakan untuk menghubungkan keseluruhan komponen dan dapat dilihat pada gambar 4-48. Nomor 1 menunjukkan *constrain* jenis *rigid* yang menghubungkan bagian *shank* dengan bagian pengunci. Hal tersebut memungkinkan bagian *shank* tidak mengalami putaran. Sedangkan pada nomor 2 *constrain* yang digunakan berupa *mate* yang berfungsi untuk menghubungkan pengunci bagian depan dan bagian belakang menggunakan baut. Nomor 3 merupakan bagian yang langsung bertemu dengan bagian *foot*, jenis *constrain* berupa *slider* akan memungkinkan bagian *foot* bergerak ke atas dan ke bawah. Kemudian untuk mengunci pergerakan *foot* agar tidak bergerak maka dipasanglah baut sebagai pengunci terlihat pada nomor 4.



**Gambar 4-49 Asumsi Foot 3 Kondisi *Heal Loading***

Kondisi *heel loading* menempatkan satu buah tumpuan pada bagian tumit. Tumpuan tersebut merupakan bidang mendatar yang membentuk sudut  $15^\circ$ . Letak tumpuan pada bagian tumit dapat dilihat pada gambar 4-49 nomor 1. Bidang tumpuan tersebut diasumsikan diam dan tidak berputar sehingga tidak mengalami pergerakan saat dilakukan pengujian. Semetara itu pada nomor 2 terdapat *constrain* berupa *slider* yang menyebabkan bagian penyangga dapat bergeser kesamping. Oleh karena itu dibuat pengunci menggunakan baut seperti yang terlihat pada nomor 3 sehingga kedua bagian ini tidak bergerak.

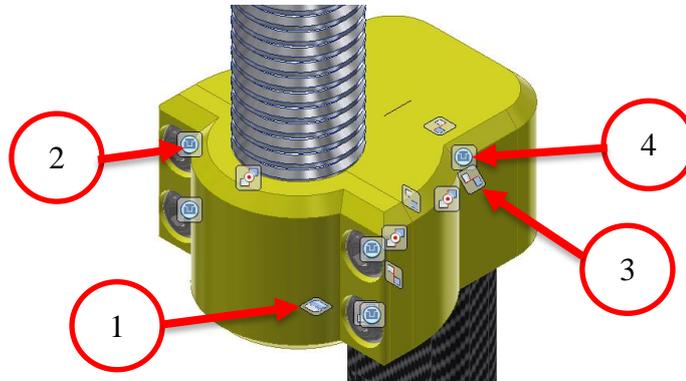
## **B. *Midfoot Loading***



**Gambar 4-50 Asumsi Socket 3 Kondisi *Midfoot Loading***

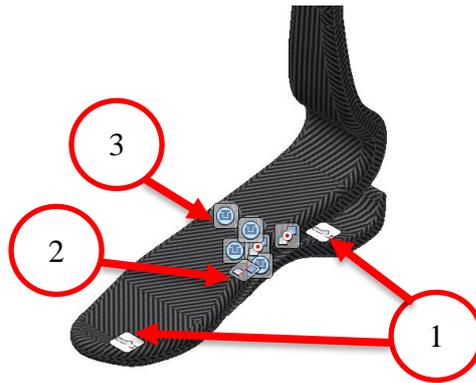
Beban diberikan pada bagian atas *socket* dengan arah tegak lurus dengan bagian dasar *socket*. Hal ini dikarenakan beban diasumsikan berasal dari bagian amputasi dengan arah ke bawah dan mendorong bagian *socket* secara tegak lurus tanpa adanya dorongan dari samping. Bagian socket pada gambar 4-50 menggunakan *constrain* jenis *rigid* pada bagian poros yang terhubung dengan mur

penguat pada nomor 1. Jenis *constrain* ini dimaksudkan agar bagian *socket* tidak mengalami perputaran ketika digunakan. Jenis *constrain* yang sama terlihat pada bagian 2 yaitu mur penguat yang langsung terhubung dengan bagian *shank*, hal ini agar bagian *shank* tidak mengalami perputaran ketika digunakan. Sementara itu pada nomor 3 bagian sistem suspensi ganya menggunakan *constrain* berupa *rotational* dikarenakan hanya diasumsikan dapat bergerak memutar.



**Gambar 4-51 Asumsi Pengunci 3 Kondisi *Midfoot Loading***

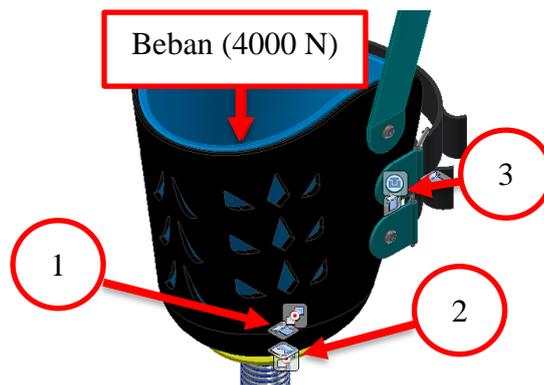
Setelah bagian *shank* menerima beban kemudian beban akan disalurkan melewati pengunci yang akan terhubung dengan bagian *foot*. Bagian pengunci terdiri dari berbagai *constrain* yang digunakan untuk menghubungkan keseluruhan komponen dan dapat dilihat pada gambar 4-51. Nomor 1 menunjukkan *constrain* jenis *rigid* yang menghubungkan bagian *shank* dengan bagian pengunci. Hal tersebut memungkinkan bagian *shank* tidak mengalami putaran. Sedangkan pada nomor 2 *constrain* yang digunakan berupa *mate* yang berfungsi untuk menghubungkan pengunci bagian depan dan bagian belakang menggunakan baut. Nomor 3 merupakan bagian yang langsung bertemu dengan bagian *foot*, jenis *constrain* berupa *slider* akan memungkinkan bagian *foot* bergerak ke atas dan ke bawah. Kemudian untuk mengunci pergerakan *foot* agar tidak bergerak maka dipasanglah baut sebagai pengunci terlihat pada nomor 4.



**Gambar 4-52 Asumsi Foot 3 Kondisi Midfoot Loading**

Kondisi *midfoot loading* menempatkan satu buah tumpuan pada bagian *foot*. Tumpuan tersebut merupakan bidang mendatar yang membentuk sudut  $0^\circ$ . Letak tumpuan pada bagian *bawah* foot dan dapat dilihat pada gambar 4-32 nomor 1. Bidang tumpuan tersebut diasumsikan diam sehingga tidak mengalami pergerakan saat dilakukan pengujian. Semetara itu pada nomor 2 terdapat *constrain* berupa *slider* yang menyebabkan bagian penyangga dapat bergeser kesamping. Oleh karena itu dibuat pengunci menggunakan baut seperti yang terlihat pada nomor 3 sehingga kedua bagian ini tidak bergerak.

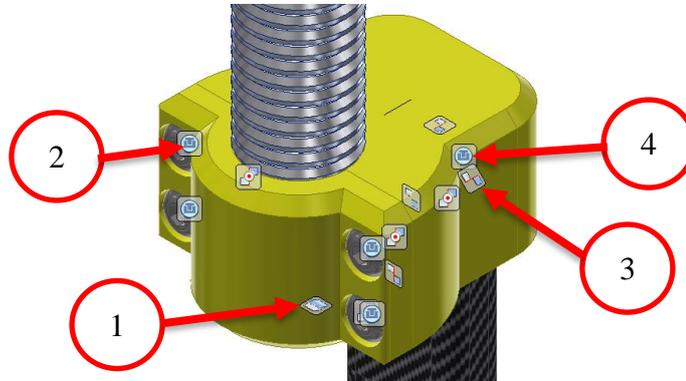
### C. Forefoot Loading



**Gambar 4-53 Asumsi Socket 3 Kondisi Forefoot Loading**

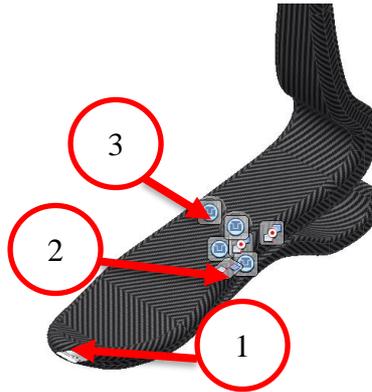
Beban diberikan pada bagian atas *socket* dengan arah tegak lurus dengan bagian dasar *socket*. Hal ini dikarenakan beban diasumsikan berasal dari bagian amputasi dengan arah ke bawah dan mendorong bagian *socket* secara tegak lurus tanpa adanya dorongan dari samping. Bagian socket pada gambar 4-53 menggunakan *constrain* jenis *rigid* pada bagian poros yang terhubung dengan mur penguat pada nomor 1. Jenis *constrain* ini dimaksudkan agar bagian *socket* tidak

mengalami perputaran ketika digunakan. Jenis *constrain* yang sama terlihat pada bagian 2 yaitu mur penguat yang langsung terhubung dengan bagian *shank*, hal ini agar bagian *shank* tidak mengalami perputaran ketika digunakan. Sementara itu pada nomor 3 bagian sistem suspensi ganya menggunakan *constrain* berupa *rotational* dikarenakan hanya diasumsikan dapat bergerak memutar.



**Gambar 4-54 Asumsi Pengunci 3 Kondisi *Forefoot Loading***

Setelah bagian *shank* menerima beban kemudian beban akan disalurkan melewati pengunci yang akan terhubung dengan bagian *foot*. Bagian pengunci terdiri dari berbagai *constrain* yang digunakan untuk menghubungkan keseluruhan komponen dan dapat dilihat pada gambar 4-54. Nomor 1 menunjukkan *constrain* jenis *rigid* yang menghubungkan bagian *shank* dengan bagian pengunci. Hal tersebut memungkinkan bagian *shank* tidak mengalami putaran. Sedangkan pada nomor 2 *constrain* yang digunakan berupa *mate* yang berfungsi untuk menghubungkan pengunci bagian depan dan bagian belakang menggunakan baut. Nomor 3 merupakan bagian yang langsung bertemu dengan bagian *foot*, jenis *constrain* berupa *slider* akan memungkinkan bagian *foot* bergerak ke atas dan ke bawah. Kemudian untuk mengunci pergerakan *foot* agar tidak bergerak maka dipasanglah baut sebagai pengunci terlihat pada nomor 4.



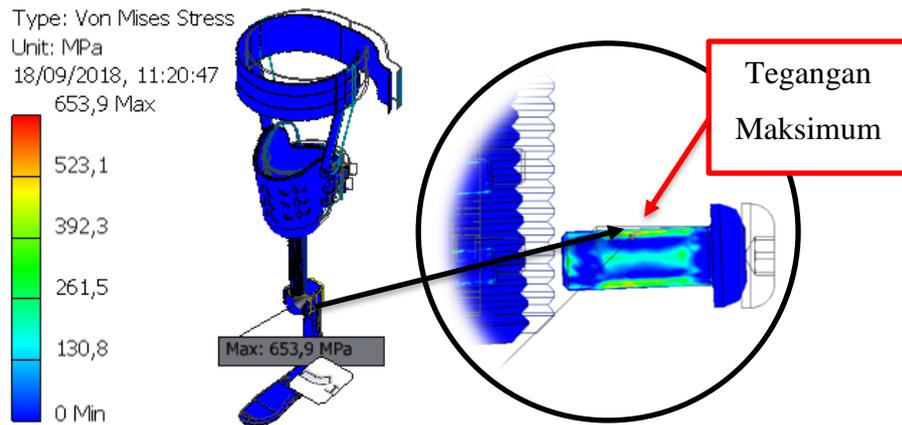
**Gambar 4-55 Asumsi Foot 3 Kondisi *Forefoot Loading***

Kondisi *heel loading* menempatkan satu buah tumpuan pada bagian ujung jari. Tumpuan tersebut merupakan bidang mendatar yang membentuk sudut  $20^\circ$ . Letak tumpuan pada bagian ujung jari dapat dilihat pada gambar 4-55 nomor 1. Bidang tumpuan tersebut diasumsikan diam dan tidak berputar sehingga tidak mengalami pergerakan saat dilakukan pengujian. Sementara itu pada nomor 2 terdapat *constrain* berupa *slider* yang menyebabkan bagian penyangga dapat bergeser kesamping. Oleh karena itu dibuat pengunci menggunakan baut seperti yang terlihat pada nomor 3 sehingga kedua bagian ini tidak bergerak.

### 4.3.6 Hasil Pengujian Desain Protesis 3

#### A. *Heal Loading*

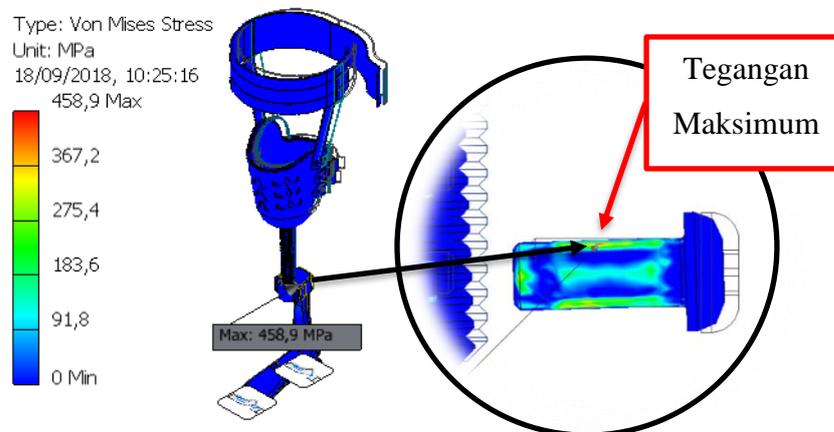
Pengujian ini diperoleh hasil bahwa protesis mampu menahan beban yang diterima kaki ketika berjalan. Terlihat pada gambar 4-56 bahwa protesis berwarna biru yang menandakan protesis mampu menahan beban yang diberikan. Kondisi pada bagian atas dari protesis akan bergerak ke depan dikarenakan bagian tumpuan berada di ujung belakang. Sementara itu tegangan maksimum yang terjadi senilai 653,9 Mpa pada baut bagian penghubung *shank* dengan *foot*. Penumpukan tegangan terjadi pada sudut dalam bagian baut dengan luasan yang kecil. Kondisi ini masih dapat ditahan oleh baut karena pada bagian sekitarnya tegangan yang terjadi relatif kecil.



**Gambar 4-56 Hasil Pengujian Prostesis 3 *Heel Loading***

### **B. *Midfoot Loading***

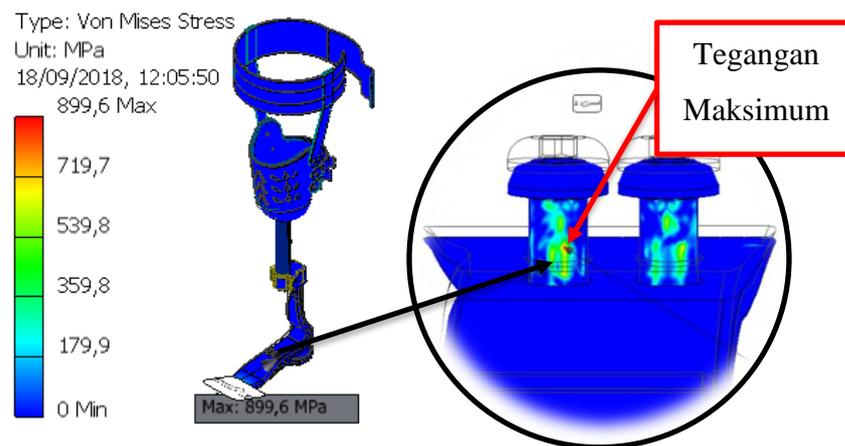
Terlihat pada gambar 4-57 bahwa pengujian jenis ini akan memberikan dampak berupa dorongan kedepan yang mengakibatkan prostesis cenderung condong ke depan. Pada kondisi ini beban maksimum terjadi pada bagian baut pada penyambung *shank* dengan *foot*. Tegangan maksimum yang terjadi memiliki besar senilai 458,9 Mpa. Disini terjadi penumpukan distribusi tegangan yang memiliki daerah kecil pada bagian baut, hal ini masih dapat ditahan baut karena pada bagian penghubung *shank* dengan *foot* terdapat bagian penumpu yang berada pada bagian atas baut.



**Gambar 4-57 Hasil Pengujian Prostesis 3 *Midfoot Loading***

### C. *Forefoot Loading*

Tegangan maksimum pada kondisi ini ketika diberi beban 100 kg yaitu 899,6 Mpa yang terjadi pada baut dibagian *foot*. Seperti gambar 4-58 menunjukkan tingginya tegangan yang terjadi karena titik tumpuan berada di ujung depan dari prostesis. Hal ini mengakibatkan perbedaan arah kemiringan prostesis yang condong ke belakang. Pergerakan prostesis yang cenderung condong ke belakang ini sangat berguna karena ketika digunakan ketika terjadi pergerakan sehingga akan memberikan dorongan kedepan ketika berjalan.



Gambar 4-58 Hasil Pengujian Prostesis 3 *Forefoot Loading*

## 4.4 Analisis dan Pembahasan

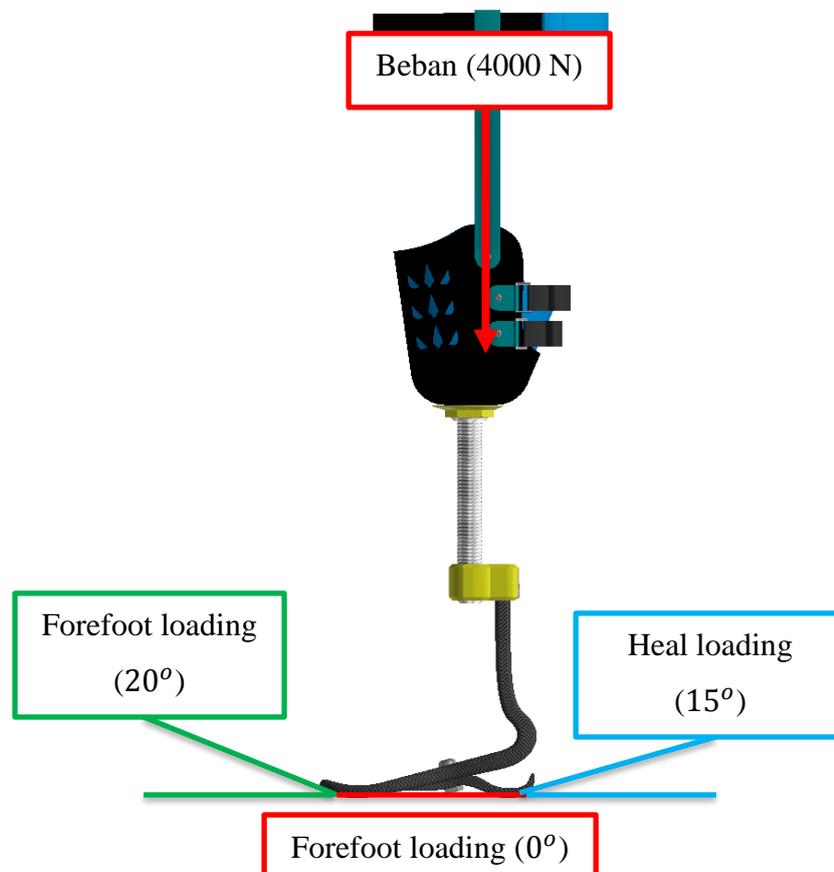
### 4.4.1 Analisis Pengujian

Pengujian ini dilakukan menggunakan aplikasi Autodesk Inventor 2018 terhadap prostesis bawah lutut dengan tiga buah perlakuan yang berbeda. Beban yang diterima sebuah prostesis bawah lutut ketika berjalan secara normal adalah 3,9 kali dari berat tubuh penggunanya. Oleh karena maka tingkat keamanan sebuah prostesis harus memiliki *safety factor* lebih dari 3,9 dan kemudian diambil nilai 4 sebagai *safety factor*. Selain itu diambil *safety factor* 4 dalam penelitian ini dikarenakan jenis pengujian yang dilakukan berupa pengujian statis. Berdasarkan data yang telah didapat rata-rata berat maksimal orang Indonesia adalah 93,45 kg  $\approx$  100 kg. Oleh karena itu didapat perhitungan sebagai berikut (dalam perhitungan berikut diasumsikan nilai 1 kg  $\approx$  10 N) :

$$\begin{aligned} \text{Berat tubuh} &= (10 \times \text{Berat rata-rata}) \text{ N} \\ &= (10 \times 100) \text{ N} \\ &= 1000 \text{ N} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{Beban yang diterima} &= \text{Safety Factor} \times \text{Berat Tubuh} \\ &= 4 \times 1000 \text{ N} \\ &= 4000 \text{ N} \end{aligned}$$

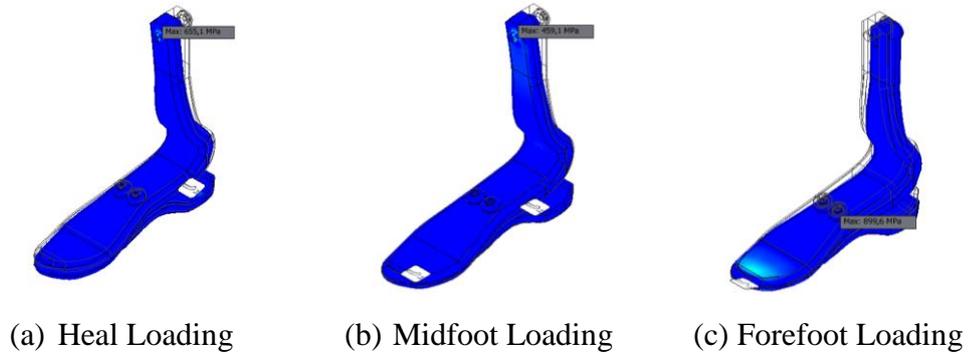
Dari perhitungan yang telah dilaksanakan maka dapat diperoleh beban maksimal yang diterima oleh prostesis bawah lutut senilai 4000 N. Sehingga pada simulasi pengujian prostesis bawah lutut akan diberi beban statis dari atas senilai 4000 N. Pemberian beban dilakukan dari atas dan terdapat 3 kondisi titik tumpuan pengujian yaitu *heel loading*, *midfoot loading* dan *forefoot loading*. Analisis pengujian ini merupakan pembahasan mengenai hasil pengujian terhadap desain akhir dari prostesis bawah lutut. Gambar 4-59 merupakan ilustrasi mengenai letak pembebanan dan ke tiga kondisi pengujian.



**Gambar 4-59 Letak pembebanan dan kondisi pengujian**

## A. Foot

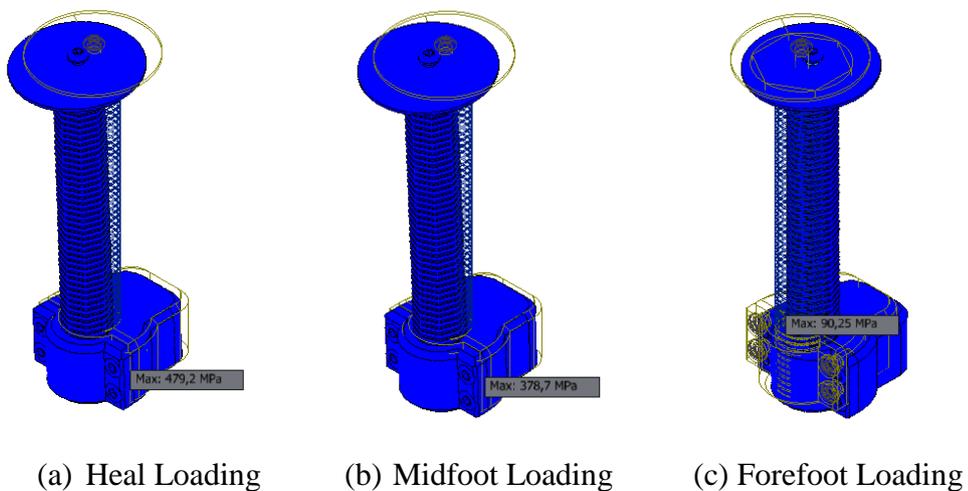
Pada bagian *foot* terlihat perbedaan pada arah pergerakan kondisi *forefoot loading* yang cenderung menekuk ke belakang. Tegangan terbesar terjadi pada kondisi *forefoot loading* sebesar 899,6 Mpa pada bagian penghubung *foot* dengan penyangga *foot*. Sementara itu kedua kondisi lainnya tegangan tertinggi terjadi pada bagian baut atas terlihat pada gambar 4-60.



Gambar 4-60 Perbandingan hasil pengujian *foot*

## B. Shank

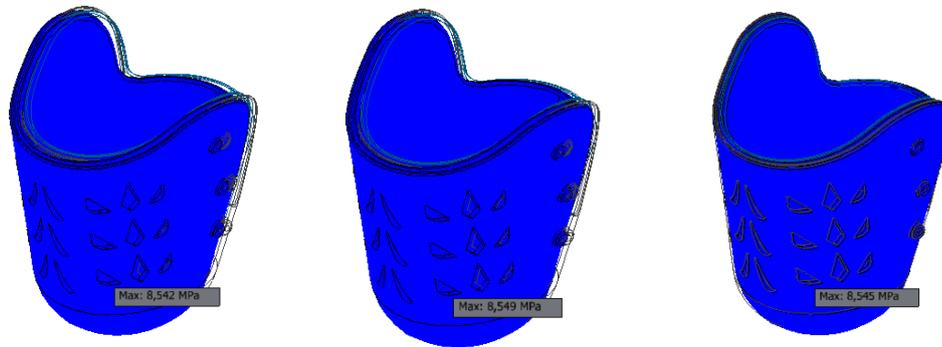
Pada bagian *shank* terlihat perbedaan pada arah pergerakan kondisi *forefoot loading* yang cenderung menekuk ke belakang. Tegangan terbesar terjadi pada kondisi *heal loading* sebesar 479,2 Mpa seperti yang terlihat pada gambar 4-61. Arah pergerakan ini dipengaruhi karena adanya perbedaan kondisi pada pengujian.



Gambar 4-61 Perbandingan hasil pengujian *shank*

### C. Socket

Berdasarkan 3 kondisi pengujian bagian *socket* cenderung memiliki tegangan yang sama. Gambar 4-62 menunjukkan tegangan yang terjadi rata-rata sebesar 8,5 Mpa. Pada bagian ini tidak banyak mengalami kerusakan akibat tingginya tegangan yang terjadi.

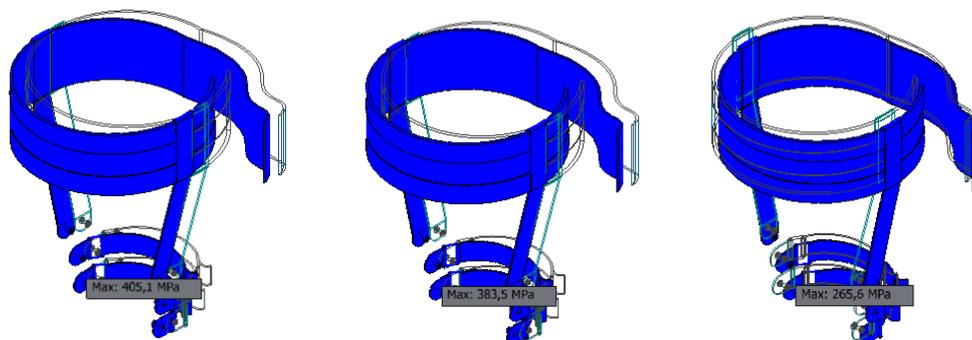


(a) Heal Loading      (b) Midfoot Loading      (c) Forefoot Loading

Gambar 4-62 Perbandingan hasil pengujian *socket*

### D. Sistem Suspensi

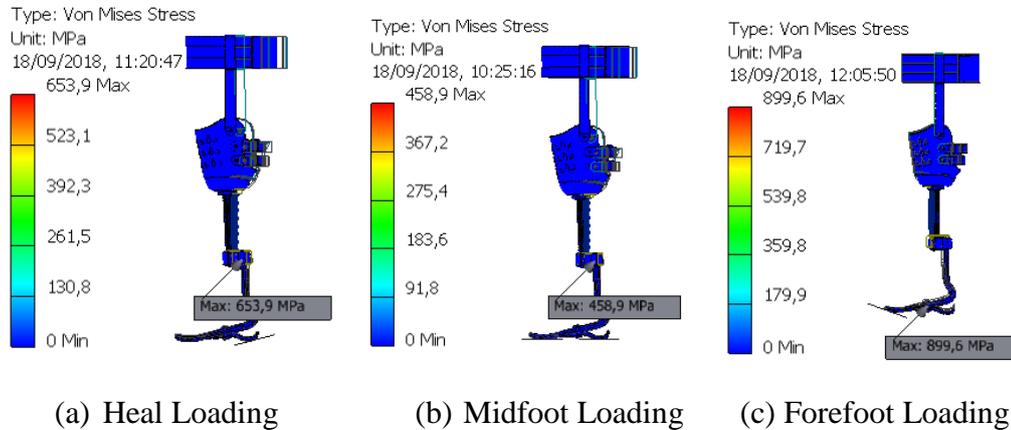
Pada bagian sistem suspensi terlihat perbedaan pada arah pergerakan kondisi *forefoot loading* yang cenderung menekuk ke depan. Tegangan terbesar terjadi pada kondisi *heel loading* dengan nilai 405,1 Mpa. Tingginya tegangan ini diakibatkan karena bagian dalam socket langsung bersentuhan dengan baut pada sistem suspensi. Hal ini menyebabkan tingginya tegangan yang terjadi pada 3 kondisi pengujian pada gambar 4-63.



(a) Heal Loading      (b) Midfoot Loading      (c) Forefoot Loading

Gambar 4-63 Perbandingan hasil pengujian sistem suspensi

Dari ketiga kondisi pengujian dan perbandingan per komponen diatas kemudian dapat dibuat gambar untuk membandingkan hasil simulasi keseluruhan pengujian pada prosthesis bawah lutut ini. Disini dibandingkan pengaruh masing-masing kondisi pada pengujian terhadap prosthesis bawah lutut. Untuk lebih jelasnya dapat dilihat pada gambar 4-64.



**Gambar 4-64 Perbandingan hasil pengujian prosthesis**

Dari gambar 4-64 terlihat bahwa tegangan terkecil berada pada kondisi *midfoot loading* sedangkan tegangan tertinggi berada pada kondisi *forefoot loading*. Selain itu pada kondisi *heal loading* dan *midfoot loading* pada bagian *shank* cenderung condong ke depan, akan tetapi pada kondisi *forefoot loading* bagian atas prosthesis condong ke belakang.

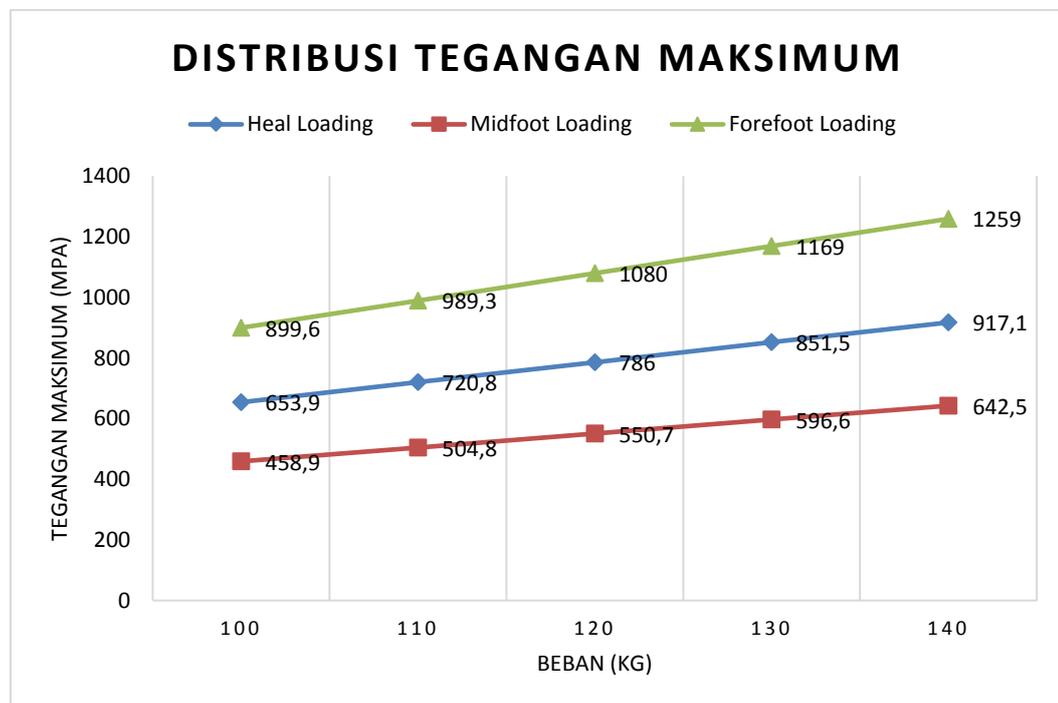
**Tabel 4-1 Spesifikasi Material Baja Tahan Karat**

Penandaan bahan		Kondisi	Kekuatan tarik		Tegangan luluh		ek
No. AISI	UNS		(ksi)	(MPa)	(ksi)	(MPa)	
<b>Baja Austenitik</b>							
201	S20100	Dianil	115	793	55	379	
		¼ keras	125	862	75	517	
		½ keras	150	1030	110	758	
		¾ keras	175	1210	135	931	
		Keras penuh	185	1280	140	966	
301	S30100	Dianil	110	758	40	276	
		¼ keras	125	862	75	517	
		½ keras	150	1030	110	758	
		¾ keras	175	1210	135	931	
304	S30400	Keras penuh	185	1280	140	966	
		Dianil	85	586	35	241	
		Dianil	95	655	45	310	
		Dianil	80	552	30	207	

Sumber : Mott, 2004

Berdasarkan data yang telah didapat dari tabel 4-1 maka baut yang dapat digunakan agar baut dapat menahan beban tertinggi adalah baut yang terbuat dari bahan berupa baja austenitik 301 seperempat keras yang memiliki tegangan luluh sebesar 931 Mpa.

Untuk mengetahui kemampuan prostesis dalam menahan beban dari berat tubuh manusia maka dilakukan percobaan dengan cara pemberian beban secara meningkat. Pada pemberian beban pertama dilakukan pembebanan dengan selisih 20 kg setiap peningkatan. Hal ini dirasa kurang akurat karena selisih pembebanan terlalu tinggi. Oleh karena itu selanjutnya selisih pembebanan diperkecil menjadi 10 kg. Dari data yang telah didapat kemudian diwujudkan dalam bentuk grafik seperti di bawah ini.



**Gambar 4-65** Distibusi tegangan maksimum

Berdasarkan gambar 4-65 terlihat bahwa prostesis pada kondisi *heal loading* mampu menahan beban dibawah 140 kg. Pada kondisi ini tegangan maksimum yang ditimbulkan senilai 917,1 Mpa. Kemudian pada kondisi *midfoot loading* tegangan maksimum yang ditimbulkan yaitu 642,5 Mpa pada beban 140 kg. Untuk kondisi *forefoot loading* terjadi tegangan paling tinggi diantara kondisi lainnya yaitu 1349 Mpa dengan beban 140 kg. Berdasarkan Mechanical Properties of Bolt (ISO 898-1) menunjukkan bahwa tegangan luluh pada baut grade 12,9 adalah

1220 Mpa, dengan kata lain ketika protesis ini digunakan dapat menahan beban dibawah 140 kg, jika mencapai beban tersebut maka akan terjadi kerusakan pada saat kondisi *forefoot loading*.

#### 4.4.2 Dimensi Protesis

Setelah keseluruhan desain dibuat kemudian dirakit menjadi satu. Kemudian desain yang telah dibuat disimulasikan pada manekin manusia dengan ketinggian 175 cm pada gambar 4-66. Berdasarkan simulasi tersebut dapat terlihat bahwa ukuran protesis dapat menggantikan panjang dari bagian kaki yang diamputasi.



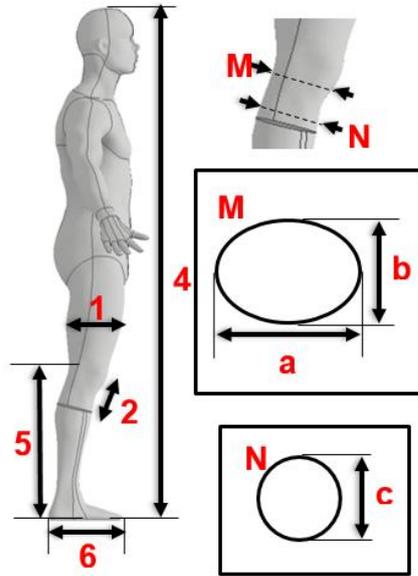
**Gambar 4-66 Simulasi pemasangan pada kaki**

Penguna protesis ini memiliki ukuran masing-masing pada bagian kaki hasil amputasi. Oleh karena itu ukuran hasil amputasi yang dapat menggunakan protesis ini dapat terlihat pada tabel 4-2.

**Tabel 4-2 Dimensi Pengguna**

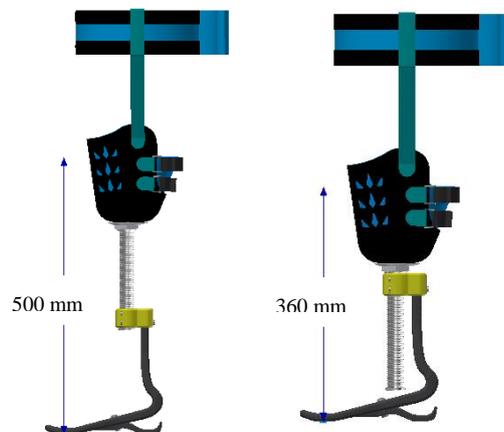
No	Bagian	Dimensi
1	Diameter paha	11-22 cm
2	Panjang Bagian Amputasi	130-165 mm
3	Dimensi bagian amputasi	a. Panjang atas 90-150 mm b. Lebar atas <110 mm c. Bagian bawah d<95 mm
4	Tinggi manusia	150-180 cm
5	Tinggi Popliteal	36-50 cm
6	Ukuran alas kaki	21 cm x 7 cm (Eropa : 34)

Untuk memperjelas tabel 4-2 maka dibuat ilustrasi pada gambar 4-67. Masing-masing bagian ditunjukkan sesuai nomor yang tertera pada tabel pengguna diatas.



**Gambar 4-67 Dimensi pengguna**

Gambar 4-68 menunjukkan prostesis mampu menggantikan kaki dengan ketinggian popliteal setinggi 36 cm hingga 50 cm. Hal ini sesuai kriteria desain yang telah ditentukan sebelumnya. Letak popliteal berada dibagian belakang dari *socket*. Sementara itu pada bagian pinggir dibuat lebih tinggi sehingga sistem suspensi pada bagian atas berada pada bagian sendi lutut.



**Gambar 4-68 Ketinggian Maksimum dan Minimum**

### 4.4.3 Pemilihan Material

Pemilihan bahan sangat mempengaruhi massa protesis yang akan dihasilkan. Dari proses pembuatan desain yang telah dilakukan maka dapat diperoleh data mengenai material dan massa dari masing-masing komponen penyusun protesis bawah lutut. Untuk lebih rincinya dapat dilihat pada tabel 4-3.

**Tabel 4-3 Massa Per Komponen**

Bagian	Material	Massa
<i>Foot</i>	Carbonfiber	0,452 kg
<i>Shank</i>	Alumunium, ABS	0,359 kg
<i>Socket</i>	Rubber Silicon, Dakron	0,584 kg
Sistem Suspensi	Korset, Kulit Sintetis	0,346 kg
Total		1,740 kg < 2,3883 kg

Berdasarkan tabel 4-3 maka massa protesis dapat dibandingkan dengan massa rata-rata kaki orang Indonesia dan dapat dilihat pada gambar 4-69. Massa protesis ini senilai 1,74 kg dan berada di bawah massa rata-rata kaki orang Indonesia yaitu senilai 2,3883. Kondisi ini memungkinkan protesis ini dapat digunakan oleh keseluruhan orang Indonesia dengan ketinggian 150 cm sampai 180 cm.



**Gambar 4-69 Perbandingan massa protesis dengan kaki**

### 4.4.4 Hasil Pembuatan Model

Pembuatan model dilakukan menggunakan *3D Print*, hal ini dimaksudkan agar protesis dapat memiliki bentuk seperti aslinya. Penggunaan *3D Print* memiliki keuntungan yaitu proses pembuatan model menjadi lebih cepat dan menghemat biaya pembuatan model. Akan tetapi penggunaan *3D Print* hanya menggunakan material berupa PLA. Hal ini mengakibatkan kekuatan material menjadi lebih rendah. Proses permesinan yang digunakan hanya dilakukan dalam

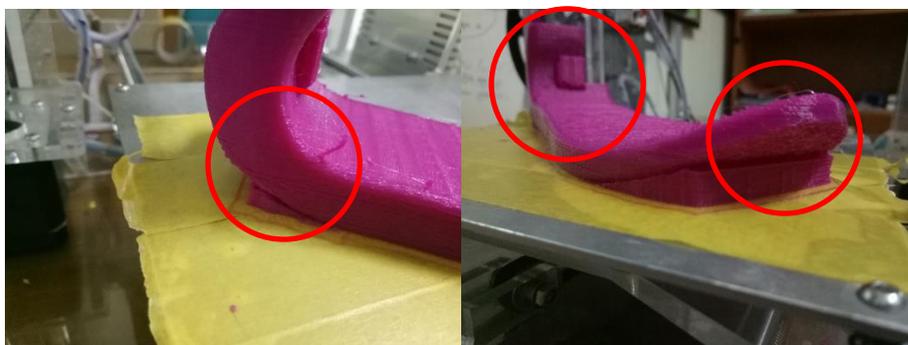
pembuatan *shank* yang berbahan dasar dari alumunium. Dari pembuatan model yang telah dilaksanakan maka dapat diperoleh hasil seperti gambar 4-70.



**Gambar 4-70 Hasil Pembuatan Model**

#### **A. *Foot***

Pembuatan bagian ini membutuhkan waktu lama dikarenakan memiliki ukuran yang besar. Besarnya ukuran melebihi dari ukuran bagian pencetakan sehingga memungkinkan untuk dilakukan pemotongan. Komponen ini dipotong menjadi dua bagian yang nantinya disambungkan menjadi satu. Berdasarkan proses pembuatan terjadi cacat berupa bagian bawah foot melengkung diakibatkan karena meja pemanas tidak berfungsi. Bagian sambungan kurang terlalu rapi karena *support* yang terlalu besar dan tebal. Hasil kecacatan pada bagian *foot* dapat terlihat pada gambar 4-71.



**Gambar 4-71 Cacat pada *foot***

## B. *Shank*

Hasil pembuatan menggunakan *3D Print* menunjukkan banyak kekurangan, diantaranya bentuk penyambung tidak berbentuk lingkaran akan tetapi menyudut. Hal ini mengakibatkan diameter *shank* harus dibuat lebih kecil. Bagian pencekaman kurang kuat karena terdapat kecacatan pada bagian penyambung sehingga perlu dilakukan proses *finishing*. Gambar 4-72 menunjukkan bagian pengunci yang bentuknya menyudut.



Gambar 4-72 Cacat pada penyambung

## C. *Socket*

Pembuatan bagian ini membutuhkan waktu lama dikarenakan memiliki ukuran yang besar. Dalam pembuatannya diharuskan dipotong menjadi 3 bagian yang berbeda. Berdasarkan proses pembuatan terjadi cacat berupa bagian bawah foot melengkung diakibatkan karena meja pemanas tidak berfungsi. Bagian bawah socket terdapat bagian yang menyudut sedangkan pada bagian samping terdapat bagian cacat yang diakibatkan karena kecepatan *nozzle* terlalu tinggi. Gambar 4-73 menunjukkan kecacatan yang terjadi pada bagian *socket*.



Gambar 4-73 Cacat pada *socket*

#### D. Sistem Suspensi

Sistem suspensi hanya dibuat menggunakan kulit sintetis dan tidak memerlukan proses permesinan yang rumit. Pembuatannya hanya dilakukan dengan tahapan pemotongan dan penjaitan.

#### 4.4.5 Perbandingan Produk

Perbandingan protesis dengan produk lainnya bertujuan agar dapat diketahui kualitas protesis yang dibuat. Terdapat beberapa komponen yang dibandingkan dengan protesis yang telah dibuat, baik itu dari segi ukuran, kegunaan, kelebihan, kekurangan maupun mekanisme penggunaan. Perbandingan ini dilakukan pada masing-masing komponen dari protesis. Bahan perbandingan yang digunakan adalah spesifikasi protesis yang dijual di Indonesia.

##### A. *Foot*

Bentuk dari bagian ini menyerupai alas kaki yang digunakan pada sepatu. Ukuran menampang bagian *foot* memiliki panjang 21 cm atau setara dengan ukuran 34 (Eropa). Hal ini memiliki tujuan agar protesis dapat digunakan oleh orang yang memiliki ukuran diatas ukuran tersebut. Penggunaan bahan *carbonfiber* akan membuat bagian *foot* menjadi elastis dan lebih ringan. Terdapat 3 kondisi dari bentuk bagian alas yang akan mempermudah penggunaanya ketika berjalan atau pun berdiri. Di Indonesia kebanyakan *foot* tampak seperti gambar 4-74, sifatnya kaku dan tidak mudah digerakkan. Ukuran *foot* hanya menyesuaikan ukuran kaki yang telah diamputasi.

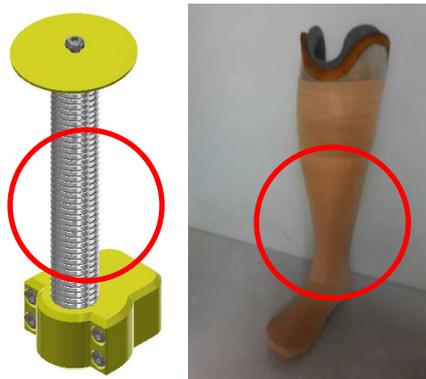


Gambar 4-74 Telapak kaki

Sumber : JPOC Indonesia, Telapak kaki, diakses tanggal 25-9-2018

## B. *Shank*

Bagian *shank* mampu bergeser 140 mm yaitu antara 360 mm sampai 500 mm. Hal ini mampu menyesuaikan ketinggian pengguna dari 150 cm sampai 180 cm. Terdapat *pitch* pada bagian *shank* agar tidak terjadi pergeseran naik maupun turun. Mekanisme penggunaannya hanya dilakukan sekali pada awal penggunaannya sehingga setelah digunakan tidak perlu mengatur ulang panjang dari prostesis. Penggunaan bahan alumunium pejal selain kuat memiliki sifat yang ringan.



**Gambar 4-75 Kaki Palsu Bawah Lutut / Transtibial Prosthesis**

Sumber : Tokopedia, Kaki Palsu Bawah Lutut/Transtibial Prosthesis, diakses tanggal 25-9-2018

Gambar 4-75 menunjukkan perbandingan bagian *shank* tipe *endoskeletal* dengan tipe *eksoskeletal*. Tipe *endoskeletal* memiliki batang penyangga di tengah sedangkan tipe *eksoskeletal* memiliki penyangga yang berrongga. Sementara itu pada gambar 4-76 terlihat bagian *shank* yang dijual di pasaran tidak memiliki bagian pengatur ketinggian.



**Gambar 4-76 Endoskeletal Below Knee Prosthesis**

Sumber : JPOC Indonesia, Endoskeletal Below Knee Prosthesis, diakses tanggal 25-09-2018

### C. *Socket*

Kebanyakan socket di Indonesia memiliki bentuk yang sama dan hanya menyesuaikan ukuran kaki penggunanya. Terdapat lubang sirkulasi pada *socket* yang berfungsi untuk mengurangi tingkat kelembaban pada bagian amputasi. Selain itu terdapat bagian belakang lebih rendah pada sisi belakang *socket* untuk penyesuaian bagian popliteal agar lutut mudah ditekuk. Hal tersebut juga dapat digunakan sebagai tempat pengatur ukuran bagian amputasi yang akan dipasang pada *socket*. Sementara itu untuk gambar 5-77 terlihat bahwa *socket* di pasaran tidak memiliki lubang sirkulasi udara.



**Gambar 4-77 Kaki Palsu Bawah Lutut / Transtibial Prosthesis**

Sumber : Tokopedia, Kaki Palsu Bawah Lutut/Transtibial Prosthesis, diakses tanggal 25-9-2018

### D. **Sistem Suspensi**

Penggunaan pengikat pada sistem suspensi ini praktis karena hanya terikat di paha dan bagian belakang amputasi. Jenis pengikat bagian belakang *socket* mampu diatur sesuai ukuran kaki sisa amputasi sedangkan pada bagian paha dapat digunakan dengan ukuran diameter lutut antara 11 cm hingga 22 cm. Jenis sistem suspensi ini lebih kuat karena akan mencekam bagian paha dan bagian amputasi sehingga prostesis tidak mudah lepas.

## **BAB 5**

### **PENUTUP**

#### **5.1 Kesimpulan**

Berdasarkan penelitian yang telah dilaksanakan maka dapat ditarik kesimpulan bahwa :

1. Berdasarkan hasil simulasi menunjukkan bahwa prosthesis bawah lutut mampu menahan beban 100 kg dengan *safety factor* 4 pada kondisi *heel loading*, *midfoot loading* dan *forefoot loading*.
2. Pembuatan model prosthesis bawah lutut dengan menggunakan metode *3D Printing* dapat menghemat biaya dan waktu pengerjaan.

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

Adapun saran untuk penelitian selanjutnya guna menyempurnakan beberapa kekurangan pada prosthesis bawah lutut antara lain:

1. Perlu dilakukannya pengujian *fatigue* agar dapat diketahui daya tahan dari prosthesis bawah lutut.
2. Prosthesis bawah lutut perlu dibuat sesuai dengan material yang digunakan pada simulasi agar diketahui kemampuan prosthesis secara nyata.
3. Diharapkan dilakukan pengujian terhadap pengguna prosthesis bawah lutut agar dapat diketahui kelebihan dan kekurangan dari prosthesis bawah lutut yang telah dibuat.

### **5.3 Refleksi**

Setelah melaksanakan Tugas Akhir dalam jangka waktu yang lama penulis mengalami berbagai pengalaman yang menarik. Oleh karena itu ditulis refleksi diri untuk mengetahui seberapa perkembangan dan peningkatan yang terjadi dalam diri penulis. Ada beberapa hal yang berkembang pada diri penulis, diantaranya :

1. Kemampuan dalam penggunaan 3D Printing menjadi lebih handal dikarenakan hampir seluruh komponen pada bagian protesis dibuat menggunakan alat tersebut.
2. Penulis menjadi lebih sabar dalam melaksanakan berbagai kegiatan yang langsung berkaitan dengan orang banyak.
3. Dalam melaksanakan berbagai aktivitas cenderung lebih menghargai waktu sehingga dapat melakukan berbagai kegiatan seefisien mungkin.
4. Meningkatnya kemampuan untuk berfikir secara runtut dan mengikuti alur yang sesuai.

## DAFTAR PUSTAKA

- Adi Indra Winata. (2008). Perancangan Shell and Tube Heat Exchanger Ripe Fixed Head dengan Menggunakan Desain 3D Template. *Universitas Indonesia*.
- Arinbjörn Viggo Clausen, R., & Magnus Oddsson, H. (n.d.). *US 8,057,550 B2*. United States Patent.
- Bridger, R. S. (1995). *Introduction to Ergonomic*. Singapore: Mc Graw - Hill International.
- Campbell, J. A. (2002). Fundamentals of Biomechanics Equilibrium, Motion, and Deformation, 7, 14.
- Chuan, T. K., & Kumar, M. (2010). Anthropometry of Singaporean and Indonesian Population. *International Journal of Industrial E*, 40.
- D. Jumeno dan A. W. Adlis. (2010). Desain Prosthesis Endoskeletal Bawah Lutut Untuk Penyandang Cacat. *Jurusan Teknik Industri, Fakultas Teknik Universitas Andalas*.
- Damayanti, R. W., Sumartini, S., & Hardiman, L. (2003). Perancangan dan Pengembangan Prothese Kaki Bagian Bawah Lutut dengan Menggunakan Quality Function Deployment. *Universitas Sebelas Maret*.
- Diono, A., Prasetyo, F. A., & Budijanto, D. (2014). Situasi Penyandang Disabilitas. *Kemtrian Kesehatan RI*.
- Fauziah, R. A. F., & Sriwarno, A. B. (2014). Pengembangan Desain Kaki Prostetik yang Berbasis Low-Cost untuk Industri Kecil Kaki Palsu Di Indonesia.

*Program Studi Sarjana Desain Produk, Fakultas Seni Rupa dan Desain (FSRD) ITB.*

Indo, H. (2009). Pengenalan Orthotic dan Prosthetic. Diambil dari <http://amputasi.blogspot.com/2009/04/pengenalan-orthotik-danprostetik.html>.

JPOC Indonesia. (2018a). Endoskeletal Below Knee Prosthesis. Diambil 25 September 2018, dari <http://jpoc-indonesia.com/10-EndoskeletalBelowKneeProsthesis>

JPOC Indonesia. (2018b). Telapak kaki. Diambil 25 September 2018, dari <http://jpoc-indonesia.com/6-TelapakKaki#prdList>

*Kamus Besar Bahasa Indonesia Pusat Bahasa.* (2008) (4 ed.). Jakarta: Departemen Pendidikan Nasional: Gramedia.

May, B. J. (1996). Amputations and Prosthetics: A Case Study Approach. *F.A. Davis Company, Philadelphia.*

Mott, R. L. (2004). *Elemen-Elemen Mesin dalam Perancangan Mekanis* (1 ed.). ANDI.

New York University Post. (1972). Prosthetic and Orthotic. *Graduate Medical.*

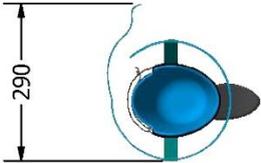
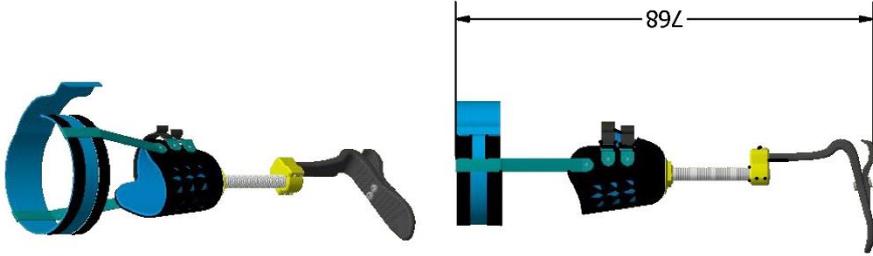
Nurmianto, E. (2008). *Ergonomi Konsep Dasar dan Aplikasinya* (2 ed.). Surabaya: Guna Widya.

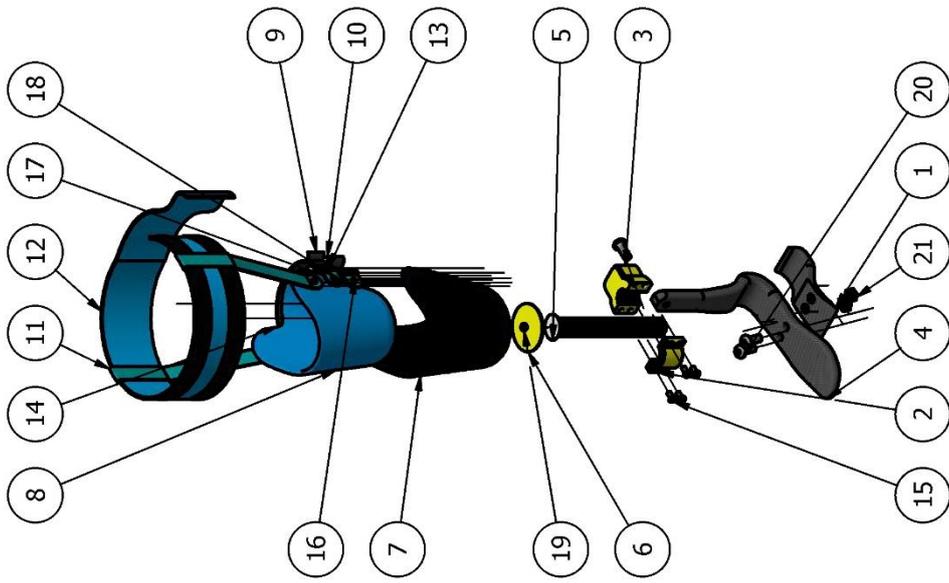
Prakoso, A. (2016). Perancangan dan Pembuatan Prototype shank Prosthesis Kaki Bagian Bawah Lutut. *Program Studi Aeronautika STT Adisutjipto.*

Purnomo, H. (2013). *Antropometri dan Aplikasinya* (1 ed.). Yogyakarta: Graha Ilmu.

- Sanders, & Mc.Cormick. (1976). *Human Factors in Engineerings and Design*.  
New Delhi: Mc Graw - Hill Publishing Company.
- Sinaki, M. (1993). *Basic Clinical Rehabilitation Medicine*. Chicago: Mosby.
- Staff Prosthetics and Orthotics. (1990). *Lower Limb Prosthetics*. *New York University Medical Center, New York*.
- Tayyari, & Smith. (1997). *Occupational Egronomics Principles and Applications*.  
New York: Chapment & Hall.
- Tokopedia. (2018). Kaki Palsu Bawah Lutut/Transtibial Prosthesis. Diambil 25  
September 2018, dari [https://www.tokopedia.com/transmedica/kaki-palsu-bawah-lutut-transtibial-prosthesis?m\\_id=2580810](https://www.tokopedia.com/transmedica/kaki-palsu-bawah-lutut-transtibial-prosthesis?m_id=2580810)
- Tresna P., S., Kusumaningsih, W., & Irawan, A. P. (2010). Karakteristik Mekanik  
Komposit Lamina Serat Rami Epoksi sebagai Bahan Alternatif Soket  
Protesis. *Universitas Indonesia*, 13.
- Undang-Undang Nomor 19 Tahun 2011 Tentang Pengesahan Hak-Hak  
Penyandang Disabilitas, Pub. L. No. 19 (2011).
- Wahyudi, Sunardi, Anugrah, F., & Adi, R. (2015). *Modul Praktikum CAD-Inventor*. Yogyakarta: Prodi Teknik Mesin Fakultas Teknik Universitas Muhammadiyah Yogyakarta.
- Wibowo, A. S. (2010). Kajian Biomekanika pada Pengguna Prosthetic Bawah  
Lutut dengan Memperhatikan Fungsi Ankle Joint. *Universitas Sebelas  
Maret*.

## LAMPIRAN

 <p style="text-align: center;">290</p>	 <p style="text-align: center;">289</p>	 <p style="text-align: center;">768</p>	<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 25%; text-align: center;">                   Skala : 1:10             </td> <td style="width: 25%; text-align: center;">                 Nama : Ari Setiadi             </td> <td colspan="2" style="text-align: center;">KETERANGAN:</td> </tr> <tr> <td style="text-align: center;">                 Satuan : mm             </td> <td style="text-align: center;">                 NIM : 14525015             </td> <td colspan="2"></td> </tr> <tr> <td style="text-align: center;">                 Tanggal : 28-09-2018             </td> <td style="text-align: center;">                 Diperiksa : Donny Suryawan             </td> <td colspan="2"></td> </tr> <tr> <td style="text-align: center;">                 TEKNIK MESIN FTI\UII             </td> <td style="text-align: center;">                 Protesis             </td> <td style="text-align: center;">                 Tugas Akhir             </td> <td style="text-align: center;">                 A4             </td> </tr> </table>	 Skala : 1:10	Nama : Ari Setiadi	KETERANGAN:		Satuan : mm	NIM : 14525015			Tanggal : 28-09-2018	Diperiksa : Donny Suryawan			TEKNIK MESIN FTI\UII	Protesis	Tugas Akhir	A4
 Skala : 1:10	Nama : Ari Setiadi	KETERANGAN:																	
Satuan : mm	NIM : 14525015																		
Tanggal : 28-09-2018	Diperiksa : Donny Suryawan																		
TEKNIK MESIN FTI\UII	Protesis	Tugas Akhir	A4																



PARTS\LIST			
ITEM	QTY	PART\NUMBER	MATERIAL
1	1	5Penyanga\foot	CFRP
2	1	5Penyambung\Depan	ABS\Plastic
3	1	5Penyambung\Belakang	ABS\Plastic
4	1	5Foot	CFRP
5	1	5Shank	Aluminum\6061
6	1	5Mur\Penguat	ABS\Plastic
7	1	3Socket	Rubber,\Silicone
8	1	3Dakron\Socket1	Rubber,\Silicone
9	1	5Tali\Pengikat\Tengah	Rubber,\Silicone
10	1	5Tali\Pengikat\Bawah	Rubber,\Silicone
11	1	3Tali\Korset	Rubber,\Silicone
12	1	3Korset	Rubber,\Silicone
13	4	5Sambungan\pengait	Rubber,\Silicone
14	4	5Pengait	Stainless\Steel
15	4	ISO\7380-1\-\M6\X\12	Steel
16	2	ISO\7380-1\-\M4\X\12	Steel
17	6	ISO\4036\-\M4	Steel
18	4	ISO\7380-1\-\M4\X\10	Steel
19	1	ISO\7380-1\-\M6\X\30	Steel
20	3	ISO\7380-1\-\M10\X\25	Steel
21	2	ISO\4036\-\M10	Steel

Skala : 1:10	Nama : Ari\Setiadi	KETERANGAN:	
Satuan : mm	NIM : 14525015		
Tanggal: 28-09-2018	Diperiksa : Donny\Suryawan		
TEKNIK\MESIN	Prostesis	Tugas\Akhir	A4
FTI\UJI			