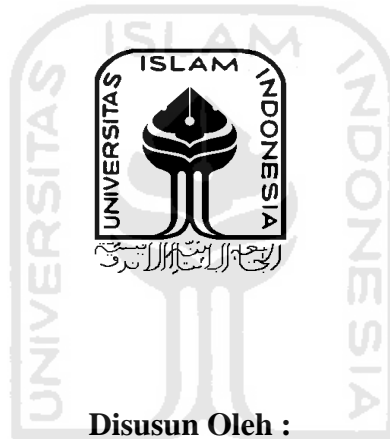


**DESAIN, SIMULASI, DAN PEMBUATAN MODEL  
PROSTESIS BAWAH LUTUT DENGAN *ADJUSTABLE*  
*SHANK* BERBASIS ULIR**

**TUGAS AKHIR**

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



**Disusun Oleh :**

**Nama : Muhammad Nurrizka Ramadhan**

**No. Mahasiswa : 15525084**

**NIRM : 2015011760**

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

**2020**

## PERNYATAAN KEASLIAN

Dengan ini saya menyatakan bahwa karya ini merupakan hasil kerja saya sendiri yang sepanjang sepengetahuan saya tidak terdapat karya maupun tulisan yang diterbitkan oleh orang lain, terkecuali kutipan dan referensi yang secara tertulis telah saya jelaskan setiap sumbernya. Apabila dikemudian hari pernyataan saya tidak benar dan melanggar hak kekayaan intelektual, saya bersedia menerima sanksi sesuai hukum yang berlaku.

Yogyakarta, 26 November 2020

Penulis

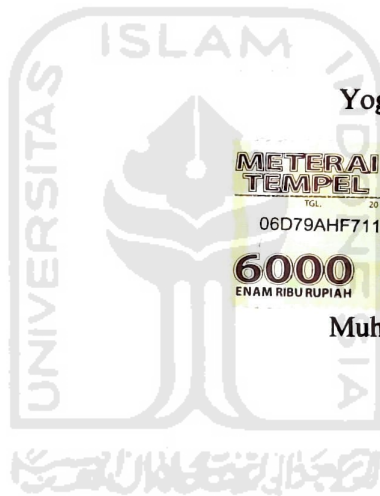
METERAI  
TEMPEL

06D79AHF711648706

6000  
ENAM RIBU RUPIAH



Muhammad Nurriska Ramadhan



**LEMBAR PENGESAHAN DOSEN PEMBIMBING**

**DESAIN, SIMULASI, DAN PEMBUATAN MODEL**  
**PROSTESIS BAWAH LUTUT DENGAN *ADJUSTABLE SHANK***  
**BERBASIS ULIR**

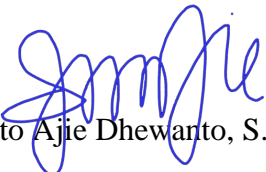
**TUGAS AKHIR**



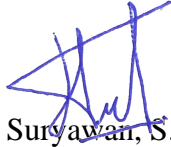
البعثة الإسلامية الأندونيسية

Yogyakarta, 14 Oktober 2020

Pembimbing I,

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

Pembimbing I,

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

**LEMBAR PENGESAHAN DOSEN PENGUJI**

**DESAIN, SIMULASI, DAN PEMBUATAN MODEL  
PROSTESIS BAWAH LUTUT DENGAN *ADJUSTABLE SHANK*  
BERBASIS ULIR**

**TUGAS AKHIR**

**Disusun Oleh :**

**Nama : Muhammad Nurrizka Ramadhan**

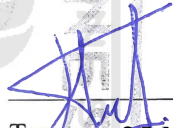
**No. Mahasiswa : 15525084**

**NIRM : 2015011760**

**Tim Penguji**

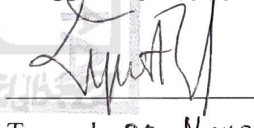
Donny Suryawan, S.T., M.Eng.

Ketua

  
Tanggal: 25 November 2020

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

Anggota I

  
Tanggal: 25 November 2020

Mohammad Faizun, S.T., M.Eng., Ph.D

Anggota II

  
Tanggal: 16/11/2020

Mengetahui

Ketua Jurusan Teknik Mesin



  
Dr. Eng. Risdiono, S.T., M.Eng.

## HALAMAN PERSEMBAHAN

Alhamdulillah rabbil 'alamin, dengan segala puja dan puji syukur terhadap kehadiran Tuhan Yang Maha Esa Allah SWT, penulis akhirnya telah menyelesaikan Tugas Akhir ini yang berjudul “Desain, Simulasi, Dan Pembuatan Model Protesis Bawah Lutut Dengan Adjustable Shank Berbasis Ulir” sebagai salah satu syarat untuk mendapatkan gelar sarjana. Dengan adanya hal tersebut maka penulis menghaturkan syukur serta ucapan terima kasih kepada:

1. Orang tua, yang selalu memberikan doa terbaik serta dukungan dan semangat kepada penulis sejak awal sampai akhir sehingga penulis mampu menyelesaikan Tugas Akhir ini.
2. Bapak Santo Ajie Dhewanto, S.T., M.M., selaku dosen pembimbing 1 yang telah tulus dan ikhlas dalam meluangkan waktunya untuk menuntun dan membimbing penulis dengan sabar.
3. Bapak Donny Suryawan, S.T., M.Eng., selaku dosen pembimbing 2 yang selalu mengarahkan dan memberikan masukan yang sangat baik dalam proses pembuatan Tugas Akhir ini.
4. Dosen-dosen dan staff yang ada di lingkungan Universitas Islam Indonesia yang telah memberikan ilmu, bantuan dan arahan yang tidak ternilai harganya.
5. Teman-teman Teknik Mesin yang saling memberikan dukungan dan motivasi selama melakukan aktivitas akademik di lingkungan Universitas Islam Indonesia atau di luar.
6. Teman-teman serta pengasuh Pondok Pesantren Nashirut Thulaab, yang selalu memberikan nasehat serta arahan dalam beragama dan beretika sehingga penulis menjadi pribadi yang lebih baik.
7. Teman-teman alumni Pondok Pesantren Roudlotul Mubtadiin yang ada di Yogyakarta, yang telah menjadi teman-teman pertama ketika menimba ilmu di Yogyakarta.
8. Tim UNISI ROBOTIC, yang menjadi organisasi pertama saat memasuki proses pembelajaran di lingkungan Universitas Islam Indonesia.

9. Tim Ulil Albab Student Center (UASC), yang telah menambahkan ilmu dan pengalaman yang tidak ternilai dalam dunia teknik sehingga penulis dapat berkembang dengan pesat.
10. UII HELP, organisasi yang telah menumbuhkan rasa empati dan kemanusiaan kepada penulis sehingga kepedulian penulis menjadi lebih besar terhadap permasalahan kemanusiaan.
11. IBISMA UII, yang telah mengajarkan serta membimbing kepada penulis mengenai hal-hal yang berkaitan dengan dunia usaha.
12. Tim AVIMED, yang menjadi bagian dari penulis dalam mengembangkan berbagai macam alat-alat dalam dunia kesehatan, dengan pekerjaan dan proyek-proyeknya.
13. Serta teman-teman yang lainnya yang tidak bisa disebutkan semua, yang menjadi bagian dalam hidup penulis dalam melaksanakan aktivitas akademik maupun di luar akademik.

Semoga dengan selesainya dan dengan adanya Tugas Akhir ini diharapkan dapat menjadi hal yang berguna dan bermanfaat untuk kemajuan semua aspek mulai dari ilmu pengetahuan dan aspek lainnya dalam masa yang akan datang. Maka dari itu sekali lagi penulis mengucapkan terima kasih sebanyak-banyaknya.

## HALAMAN MOTTO

**“Dan janganlah kamu berputus asa dari rahmat Allah. Sesungguhnya tiada berputus dari rahmat Allah melainkan orang yang kufur”**

(QS Yusuf : 87)

**“Bersabarlah kamu dan kuatkanlah kesabaranmu dan tetaplah bersiap siaga dan bertaqwalah kepada Allah supaya kamu menang”**

(QS. Al Imran : 200)

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

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

**“Ketahuilah bahwa kemenangan bersama kesabaran, kelapangan bersama kesempitan, dan kesulitan bersama kemudahan”.**

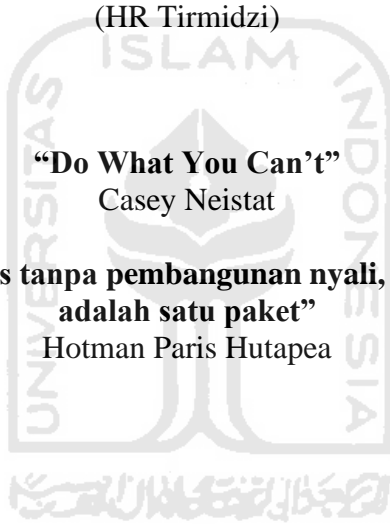
(HR Tirmidzi)

**“Do What You Can’t”**

Casey Neistat

**“Tidak ada orang sukses tanpa pembangunan nyali, nyali sama kesuksesan adalah satu paket”**

Hotman Paris Hutapea



## KATA PENGANTAR

Assalamu'alaikum Warahmatullahi Wabarakatuh

Segala puji dan syukur kehadiran Allah SWT atas berkah, rahmat dan hidayahnya yang senantiasa dilimpahkan kepada penulis, sehingga bisa menyelesaikan skripsi dengan judul “DESAIN, SIMULASI, DAN PEMBUATAN MODEL PROSTESIS BAWAH LUTUT DENGAN ADJUSTABLE SHANK BERBASIS ULIR” sebagai syarat untuk menyelesaikan Program Sarjana (S1) pada Program Sarjana Jurusan Teknik Mesin Fakultas Teknologi Industri Universitas Islam Indonesia. Untuk itu pada kesempatan ini penulis menyampaikan ucapan terimakasih kepada:

1. Keluarga tercinta yang selalu mendoakan, membantu dan memberikan motivasi dalam menempuh pendidikan.
2. Bapak Santo Ajie Dhewanto, S.T., M.M., selaku dosen pembimbing 1 yang telah tulus dan ikhlas dalam meluangkan waktunya untuk menuntun dan membimbing penulis dengan sabar.
3. Bapak Donny Suryawan, S.T., M.Eng., selaku dosen pembimbing 2 yang selalu mengarahkan dan memberikan masukan yang sangat baik dalam proses pembuatan Tugas Akhir ini.
4. Dosen-dosen dan staff yang ada di lingkungan Universitas Islam Indonesia yang telah memberikan ilmu, bantuan dan arahan yang tidak ternilai harganya.

Penulis mohon maaf atas segala kesalahan yang pernah dilakukan. Semoga skripsi ini dapat memberikan manfaat untuk mendorong penelitian-penelitian selanjutnya.

Wassalamu'alaikum Warahmatullahi Wabarakatuh

Yogyakarta, 15 Oktober 2020

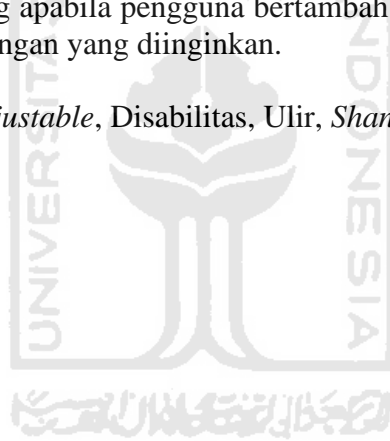
Penulis



## ABSTRAK

Di Indonesia penyandang disabilitas terus mengalami peningkatan, tahun 2003, 2006, 2009, dan 2012 secara berturut turut sebesar 0,69% , 1.38% , 0.92% , dan 2,45% dari total penduduk Indonesia. Dari data tersebut 10,26% mengalami disabilitas keterbatasan dalam berjalan dan atau menaiki tangga, dimana 2.432.000 orang mengalami sedikit kesulitan dan 616.000 mengalami kesulitan (Kementerian Kesehatan RI, 2014). Salah satu solusinya adalah dengan menggunakan prosthesis namun pengembangan prosthesis di Indonesia masih sangat minim. Pengembangan prosthesis *adjustable* telah dilakukan beberapa kali seperti pada paten US4161042, US6663670, serta tugas akhir dari Arie Setiadi. Pada penelitian ini dikembangkan prosthesis bawah lutut dengan *adjustable shank* berbasis ulir yang menggunakan sistem mur dan baut kemudian digabungkan dengan sistem pasak. Sistem ini memungkinkan perubahan panjang prosthesis yang lebih detail lagi sehingga lebih dapat menyesuaikan dengan kaki pengguna. Dengan menggunakan sistem ini prosthesis memiliki beberapa keunggulan seperti produksi yang lebih cepat karena bagian – bagian prosthesis dapat dibuat secara terpisah. Kemudian juga kenyamanan penggunaan prosthesis yang apabila pengguna bertambah tinggi dapat diatur ulang ukuran prosthesis sesuai dengan yang diinginkan.

Kata Kunci: Prosthesis, *Adjustable*, Disabilitas, Ulir, *Shank*.



## **ABSTRACT**

*In Indonesia, persons with disabilities continue to increase, in 2003, 2006, 2009 and 2012 respectively 0.69%, 1.38%, 0.92%, and 2.45% of the total population of Indonesia. From these data, 10.26% experienced disability in walking and / or climbing stairs, 2,432,000 people had little difficulty and 616,000 had difficulties (Indonesian Ministry of Health, 2014). One solution is to use a prosthesis, but the development of prosthesis in Indonesia is still small. Development of an adjustable prosthesis has been carried out several times as in patents US4161042, US6663670, as well as the final assignment of Arie Setiadi. In this study, under knee prosthesis with an adjustable screw-based shank will be developed using a nut and bolt system and then combined with a peg system. This system allows changes in the length of the prosthesis in more detail, so it can better adjust to the user's feet. By using this system, the prosthesis has several advantages, such as faster production because parts of the prosthesis can be made separately. In addition, the convenience of using a prosthesis that if the user gets taller can be set again the size of the prosthesis as desired.*

*Keywords: Prosthesis, Adjustable, Disability, Thread, Shank.*



## DAFTAR ISI

Halaman Judul .....	i
Lembar Pengesahan Dosen Pembimbing .....	ii
Lembar Pengesahan Dosen Penguji .....	iii
Halaman Persembahan .....	iv
Halaman Motto .....	vi
Kata Pengantar.....	vii
Abstrak .....	viii
Daftar Isi .....	x
Daftar Tabel.....	xii
Daftar Gambar .....	xiii
Bab 1 Pendahuluan .....	1
1.1 Latar Belakang .....	1
1.2 Rumusan Masalah.....	2
1.3 Batasan Masalah .....	3
1.4 Tujuan Penelitian atau Perancangan .....	3
1.5 Manfaat Penelitian atau Perancangan .....	4
1.6 Sistematika Penulisan .....	4
Bab 2 Tinjauan Pustaka .....	6
2.1 Kajian Pustaka .....	6
2.2 Dasar Teori .....	10
2.2.1 Disabilitas .....	10
2.2.2 Protesis .....	13
2.2.3 Antropometri .....	15
2.2.4 Standar .....	16
Bab 3 Metode Penelitian .....	19
3.1 Alur Penelitian .....	19
3.2 Kriteria Desain .....	20
3.3 Peralatan dan Bahan.....	23
3.4 Simulasi Pengujian .....	24

3.4.1	<i>Heal loading</i> .....	24
3.4.2	<i>Midfoot loading</i> .....	25
3.4.3	<i>Forefoot loading</i> .....	26
Bab 4	Hasil dan Pembahasan .....	27
4.1	Hasil Perancangan.....	27
4.1.1	<i>Shank</i> .....	27
4.1.2	<i>Socket</i> .....	33
4.1.3	<i>Sach foot</i> .....	36
4.1.4	Konektor .....	38
4.1.5	Material.....	41
4.2	Pengujian .....	43
4.2.1	<i>Heal loading</i> .....	51
4.2.2	<i>Midfoot loading</i> .....	52
4.2.3	<i>Forefoot loading</i> .....	54
4.3	Analisis dan Pembahasan.....	56
4.3.1	Analisis Pengujian .....	56
4.3.2	Dimensi Protesis .....	77
4.3.3	Hasil Pembuatan Model .....	82
4.3.4	Perbandingan Produk.....	88
Bab 5	Penutup.....	92
5.1	Kesimpulan .....	92
5.2	Saran .....	92
Daftar	Pustaka .....	94

## DAFTAR TABEL

Tabel 3-1 Kriteria desain prosthesis .....	22
Tabel 4-1 Hasil pengujian <i>Heel loading</i> .....	52
Tabel 4-2 Hasil pengujian <i>Midfoot loading</i> .....	54
Tabel 4-3 Hasil pengujian <i>Forefoot loading</i> .....	56
Tabel 4-4 Tegangan maksimum <i>Socket Prosthesis</i> .....	58
Tabel 4-5 <i>Displacement Socket Prosthesis</i> .....	60
Tabel 4-6 Tegangan Konektor 1 Prosthesis.....	62
Tabel 4-7 <i>Displacement Konektor 1 Prosthesis</i> .....	63
Tabel 4-8 Tegangan Konektor 2 Prosthesis.....	65
Tabel 4-9 <i>Displacement Konektor 2 Prosthesis</i> .....	67
Tabel 4-10 Tegangan <i>Male Shank Prosthesis</i> .....	68
Tabel 4-11 <i>Displacement Male Shank Prosthesis</i> .....	70
Tabel 4-12 Tegangan <i>Female Shank Prosthesis</i> .....	72
Tabel 4-13 <i>Displacement Female Shank Prosthesis</i> .....	73
Tabel 4-14 Tegangan <i>Sach foot</i> .....	75
Tabel 4-15 <i>Displacement Sach foot</i> .....	77

## DAFTAR GAMBAR

Gambar 2-1 Jarak amputasi bawah lutut. ....	7
Gambar 2-2 Paten <i>Adjustable Prosthetic Limb</i> .....	8
Gambar 2-3 Perancangan prosthesis kaki palsu <i>adjustable</i> oleh Ari Setiadi .....	9
Gambar 2-4 Paten <i>Adjustable Long Bone Prosthesis</i> .....	9
Gambar 2-5 Paten <i>Adjustable Long Bone Prosthesis</i> .....	10
Gambar 2-6 Bentuk amputasi kaki bawah lutut dan bentuk socket prosthesis kaki palsu bawah lutut. ....	13
Gambar 2-7 <i>Vitruvian man</i> .....	16
Gambar 3-1 Pengujian <i>Heal loading</i> .....	25
Gambar 3-2 Pengujian <i>Midfoot loading</i> .....	25
Gambar 3-3 Pengujian <i>Forefoot loading</i> .....	26
Gambar 4-1 Konsep <i>shank</i> pertama .....	27
Gambar 4-2 Konsep <i>shank</i> pertama .....	28
Gambar 4-3 Konsep <i>shank</i> pertama .....	28
Gambar 4-4 Konsep <i>shank</i> kedua .....	29
Gambar 4-5 Konsep <i>shank</i> kedua .....	29
Gambar 4-6 Konsep <i>shank</i> kedua .....	29
Gambar 4-7 <i>Shank</i> prosthesis .....	30
Gambar 4-8 <i>Shank</i> Prosthesis .....	31
Gambar 4-9 <i>Male Shank</i> .....	31
Gambar 4-10 <i>male shank</i> .....	32
Gambar 4-11 <i>Female shank</i> .....	32
Gambar 4-12 <i>Female shank</i> .....	33
Gambar 4-13 Konsep <i>socket</i> awal .....	34
Gambar 4-14 Konsep <i>socket</i> awal .....	34
Gambar 4-15 <i>Socket</i> Prosthesis .....	35
Gambar 4-16 <i>Socket</i> Prosthesis .....	35
Gambar 4-17 Bagian-bagian <i>socket</i> prosthesis .....	36
Gambar 4-18 konsep <i>sach foot</i> awal .....	37
Gambar 4-19 konsep <i>sach foot</i> awal .....	37

Gambar 4-20 <i>Sach foot</i> .....	38
Gambar 4-21 <i>Sach foot</i> .....	38
Gambar 4-22 Assembly konektor prosthesis .....	39
Gambar 4-23 Explode konektor prosthesis .....	39
Gambar 4-24 Konektor dengan <i>shank</i> .....	40
Gambar 4-25 Belahan konektor dan <i>shank</i> .....	40
Gambar 4-26 Konektor dengan <i>socket</i> prosthesis .....	41
Gambar 4-27 Belahan konektor dengan <i>socket</i> .....	41
Gambar 4-28 Komposisi material pada prosthesis .....	42
Gambar 4-29 Gambaran beban pengujian .....	44
Gambar 4-30 <i>Socket</i> lengkap .....	44
Gambar 4-31 beberapa bagian <i>socket</i> dihilangkan .....	45
Gambar 4-32 Assembly konektor ke <i>socket</i> .....	45
Gambar 4-33 Arah beban pengujian .....	46
Gambar 4-34 Beban diteruskan ke <i>shank</i> .....	47
Gambar 4-35 Assembly konektor dan <i>shank</i> .....	47
Gambar 4-36 Beban diteruskan dari <i>Male</i> ke bagian <i>Female shank</i> .....	48
Gambar 4-37 Assembly <i>shank</i> prosthesis .....	48
Gambar 4-38 beban diteruskan dari <i>shank</i> ke <i>sach foot</i> .....	49
Gambar 4-39 assembly <i>sach foot</i> ke bagian <i>shank</i> .....	49
Gambar 4-40 Tumpuan <i>Heal loading</i> .....	50
Gambar 4-41 Tumpuan <i>Midfoot loading</i> .....	50
Gambar 4-42 Tumpuan <i>Forefoot loading</i> .....	50
Gambar 4-43 Tegangan maksimum <i>Heal loading</i> .....	51
Gambar 4-44 Tegangan maksimum dan minimum <i>Heal loading</i> .....	51
Gambar 4-45 <i>Displacement Heal loading</i> .....	52
Gambar 4-46 Tegangan maksimum <i>Midfoot loading</i> .....	53
Gambar 4-47 Tegangan maksimum dan minimum <i>Midfoot loading</i> .....	53
Gambar 4-48 <i>Displacement Midfoot loading</i> .....	54
Gambar 4-49 Tegangan maksimum <i>Forefoot loading</i> .....	55
Gambar 4-50 Tegangan maksimum dan minimum <i>Forefoot loading</i> .....	55
Gambar 4-51 <i>Displacement Forefoot loading</i> .....	56

Gambar 4-52 Tegangan maksimum <i>socket Heal loading</i> .....	57
Gambar 4-53 Tegangan maksimum <i>socket Midfoot loading</i> .....	58
Gambar 4-54 Tegangan maksimum <i>socket Forefoot loading</i> .....	58
Gambar 4-55 <i>Displacement</i> maksimum <i>socket Heal loading</i> .....	59
Gambar 4-56 <i>Displacement</i> maksimum <i>socket Midfoot loading</i> .....	59
Gambar 4-57 <i>Displacement</i> maksimum <i>socket Forefoot loading</i> .....	60
Gambar 4-58 Tegangan maksimum Konektor 1 <i>Heal loading</i> .....	61
Gambar 4-59 Tegangan maksimum Konektor 1 <i>Midfoot loading</i> .....	61
Gambar 4-60 Tegangan maksimum Konektor 1 <i>Forefoot loading</i> .....	61
Gambar 4-61 <i>Displacement</i> maksimum Konektor 1 <i>Heal loading</i> .....	62
Gambar 4-62 <i>Displacement</i> maksimum Konektor 1 <i>Midfoot loading</i> .....	63
Gambar 4-63 <i>Displacement</i> maksimum Konektor 1 <i>Forefoot loading</i> .....	63
Gambar 4-64 Tegangan maksimum Konektor 2 <i>Heal loading</i> .....	64
Gambar 4-65 Tegangan maksimum Konektor 2 <i>Midfoot loading</i> .....	64
Gambar 4-66 Tegangan maksimum Konektor 2 <i>Forefoot loading</i> .....	65
Gambar 4-67 <i>Displacement</i> maksimum Konektor 2 <i>Heal loading</i> .....	66
Gambar 4-68 <i>Displacement</i> maksimum Konektor 2 <i>Midfoot loading</i> .....	66
Gambar 4-69 <i>Displacement</i> maksimum Konektor 2 <i>Forefoot loading</i> .....	66
Gambar 4-70 Tegangan maksimum <i>Male Shank Heal loading</i> .....	67
Gambar 4-71 Tegangan maksimum <i>Male Shank Midfoot loading</i> .....	68
Gambar 4-72 Tegangan maksimum <i>Male Shank Forefoot loading</i> .....	68
Gambar 4-73 <i>Displacement</i> maksimum <i>Male Shank Heal loading</i> .....	69
Gambar 4-74 <i>Displacement</i> maksimum <i>Male Shank Midfoot loading</i> .....	69
Gambar 4-75 <i>Displacement</i> maksimum <i>Male Shank Forefoot loading</i> .....	70
Gambar 4-76 Tegangan maksimum <i>Female Shank Heal loading</i> .....	71
Gambar 4-77 Tegangan maksimum <i>Female Shank Midfoot loading</i> .....	71
Gambar 4-78 Tegangan maksimum <i>Female Shank Forefoot loading</i> .....	71
Gambar 4-79 <i>Displacement</i> maksimum <i>Female Shank Heal loading</i> .....	72
Gambar 4-80 <i>Displacement</i> maksimum <i>Female Midfoot loading</i> .....	73
Gambar 4-81 <i>Displacement</i> maksimum <i>Female Forefoot loading</i> .....	73
Gambar 4-82 Tegangan maksimum <i>Sach foot Heal loading</i> .....	74
Gambar 4-83 Tegangan maksimum <i>Sach foot Midfoot loading</i> .....	74



Gambar 4-84 Tegangan maksimum <i>Sach foot Forefoot loading</i> .....	75
Gambar 4-85 <i>Displacement</i> maksimum <i>Sach foot Heal loading</i> .....	76
Gambar 4-86 <i>Displacement</i> maksimum <i>Sach foot Midfoot loading</i> .....	76
Gambar 4-87 <i>Displacement</i> maksimum <i>Sach foot Forefoot loading</i> .....	76
Gambar 4-88 Ukuran minimum prosthesis .....	78
Gambar 4-89 Ukuran maksimal prosthesis .....	78
Gambar 4-90 Ukuran <i>Pitch</i> ulir <i>shank</i> prosthesis.....	79
Gambar 4-91 Dua lubang pengunci.....	79
Gambar 4-92 Panjang <i>socket</i> prosthesis .....	80
Gambar 4-93 Lingkaran ujung <i>socket</i> prosthesis .....	80
Gambar 4-94 Panjang minimal <i>shank</i> prosthesis .....	81
Gambar 4-95 Panjang maksimal <i>shank</i> prosthesis .....	81
Gambar 4-96 Panjang <i>sach foot</i> prosthesis .....	82
Gambar 4-97 Lebar <i>sach foot</i> prosthesis .....	82
Gambar 4-98 Tampak Belakang      Gambar 4-99 Tampak Depan .....	83
Gambar 4-100 Tampak Samping.....	83
Gambar 4-101 Bagian Belakang <i>Socket</i> .....	84
Gambar 4-102 Pembagian proses 3d print .....	85
Gambar 4-103 Konektor 2 (sambungan ke <i>shank</i> ).....	85
Gambar 4-104 Konektor 1 (sambungan ke <i>socket</i> ) .....	86
Gambar 4-105 <i>Male shank</i> .....	86
Gambar 4-106 <i>Female shank</i> .....	87
Gambar 4-107 <i>Sach foot</i> tampak samping.....	87
Gambar 4-108 <i>Sach foot</i> isometri.....	88
Gambar 4-109 Bagian belakang <i>socket</i> yang rendah.....	89
Gambar 4-110 Bagian belakang <i>socket</i> tidak rendah .....	89
Gambar 4-111 Adapter Impor .....	90
Gambar 4-112 Adapter Hasil perancangan prosthesis .....	90
Gambar 4-113 Perbandingan <i>Shank</i> Prosthesis .....	91
Gambar 4-114 Perbandingan <i>Sach foot</i> Prosthesis.....	91

# **BAB 1**

## **PENDAHULUAN**

### **1.1 Latar Belakang**

Kesehatan fisik merupakan salah satu hal penting yang harus dijaga semua manusia. Memiliki kesehatan fisik yang prima membuat manusia mudah untuk melakukan kegiatan. Namun terkadang manusia memiliki gangguan kesehatan fisik yang disebabkan oleh banyak faktor mulai kecelakaan, penyakit, maupun dari lahir. Gangguan kesehatan tersebut terkadang bisa menyebabkan seseorang mengalami cacat fisik bahkan amputasi. Gangguan tersebut dapat menyebabkan seseorang mengalami disabilitas. Disabilitas adalah ketidakmampuan melaksanakan suatu aktivitas atau kegiatan tertentu sebagaimana layaknya orang normal yang disebabkan kondisi impairment (kehilangan/ketidakmampuan) yang berhubungan dengan usia dan masyarakat (Kementerian Kesehatan RI, 2014).

Di Indonesia penyandang disabilitas terus mengalami peningkatan, tahun 2003, 2006, 2009, dan 2012 penyandang disabilitas di Indonesia secara berturut turut sebesar 0,69% , 1.38% , 0.92% , dan 2,45% dari total penduduk Indonesia. Dari total penyandang disabilitas tersebut 10,26% mengalami disabilitas keterbatasan dalam berjalan dan menaiki tangga, dimana 2.432.000 orang mengalami sedikit kesulitan dan 616.000 mengalami kesulitan dalam berjalan maupun menaiki tangga (Kementerian Kesehatan RI, 2014)

Penelitian mengenai alat-alat kesehatan maupun penunjang kesehatan di Indonesia masih sangat minim, hal ini dapat diketahui melalui literatur-literatur yang sedikit ditemukan mengenai penelitian alat-alat kesehatan. Dikarenakan penelitian di bidang ini masih sangat sedikit sehingga alat-alat kesehatan maupun penunjang kesehatan yang ada di Indonesia masih banyak yang impor. Kalaupun ada alat-alat tersebut masih bersifat industri rumahan (*home industry*). Alat-alat hasil dari industri rumahan masih sangat rendah kualitasnya dan produksinya yang terbatas.

Prostesis adalah alat buatan yang menggantikan bagian tubuh yang hilang, yang mungkin hilang karena trauma, penyakit, atau kondisi yang ada saat lahir

(kelainan bawaan) (Setiawan, 1990). Terdapat berbagai macam prostesis saat ini yang sangat membantu bagi penyandang disabilitas mulai dari prostesis tangan, gigi, tulang bahkan sampai kaki. Pada prostesis kaki memiliki beberapa jenis prostesis yang disesuaikan dengan kebutuhan penyandang disabilitasnya diantaranya adalah prostesis atas lutut (*above knee*) dan prostesis bawah lutut (*below knee*).

Saat ini, perkembangan prostesis yang ada di Indonesia masih sangat minim. Banyak penyandang disabilitas mengalami kesulitan untuk mendapatkan prostesis yang dibutuhkannya. Hal ini disebabkan proses pembuatan prostesis yang sangat lama karena harus menyesuaikan ukuran dari pengguna prostesis tersebut. Perbedaan ukuran prostesis tersebutlah yang membuat pembuatan prostesis menjadi lama. Seperti halnya prostesis bawah lutut (*below knee*), pembuat prostesis harus menyesuaikan ukuran kaki dari penyandang disabilitas sebelum membuat prostesis yang akan digunakan.

Maka dari itu penelitian ini akan melakukan analisis perancangan prostesis bawah lutut *adjustable* yang dapat menyesuaikan dengan ukuran kaki manusia. Penelitian ini dilakukan mulai dari desain, analisis, serta simulasi yang nantinya dapat dijadikan acuan dalam melakukan pembuatan prostesis bawah lutut (*below knee*). Penelitian ini akan memfokuskan pada desain *shank/pylon* yang dapat digunakan sesuai dengan ukuran pengguna. Perancangan prostesis bawah lutut ini akan menyesuaikan dari antropometri masyarakat Indonesia sehingga dapat digunakan sesuai ukuran masyarakat Indonesia. Diharapkan purwarupa dari penelitian ini dapat membantu industri prostesis sehingga dapat diproduksi secara massal.

## **1.2 Rumusan Masalah**

Berdasarkan latar belakang tersebut terdapat beberapa masalah yang diambil untuk dijadikan rumusan masalah, yaitu:

1. Bagaimana kriteria perancangan desain prostesis bawah lutut yang bagus?
2. Bagaimana mekanisme sistem *adjustable* pada *shank/pylon* yang mudah digunakan dalam perancangan prostesis bawah lutut tersebut?

3. Material apa yang cocok untuk digunakan dalam pembuatan *shank/pylon* sebagai mekanisme *adjustable* tersebut?

### 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 ini berfokus pada perancangan dan pembuatan desain serta simulasi prostesis bawah lutut yang berfokus pada bagian *shank/pylon* pada prostesis bawah lutut dan menggunakan *software* Solidworks 2018.
2. Pada proses analisis kekuatan pada prostesis bawah lutut kali ini juga menggunakan *software* Solidworks 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 10 cm ke bawah 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 membandingkan parameter pada hasil 3d print.

### 1.4 Tujuan Penelitian atau Perancangan

Tujuan dari penelitian perancangan prostesis bawah lutut (*below knee*) ini bertujuan untuk mendesain, mensimulasikan, dan membuat pemodelan dari prostesis bawah lutut (*below knee*) yang dapat di *adjustable* panjang prostesis bawah lutut (*below knee*) pada bagian *shank/pylon* sesuai dengan rentang antropometri masyarakat di Indonesia. Untuk lebih jelasnya, tujuan penelitian ini dapat dilihat di bawah ini.

1. Mengetahui kriteria-kriteria dari perancangan desain prostesis bawah lutut yang bagus.
2. Mendapatkan mekanisme *adjustable* yang cocok serta mudah digunakan pada prostesis bawah lutut tersebut.
3. Mengetahui material yang tepat untuk digunakan pada prostesis bawah lutut tersebut khususnya pada mekanisme *adjustable* yang digunakan.

## **1.5 Manfaat Penelitian atau Perancangan**

Manfaat dari penelitian perancangan prosthesis bawah lutut (*below knee*) ini adalah untuk mendapatkan desain serta pemodelan *shank/pylon* prosthesis bawah lutut yang dapat di *adjustable* dan digunakan oleh penyandang disabilitas. Selain itu manfaat penelitian perancangan ini juga dapat mempersingkat waktu pembuatan prosthesis bawah lutut (*below knee*) yang biasanya memakan waktu lama karena dengan penelitian ini diharapkan pengukuran kaki untuk pembuatan prosthesis bawah lutut (*below knee*) lebih mudah dan cepat.

Meskipun dalam penelitian perancangan ini hanya sampai desain dan purwarupa namun diharapkan dengan adanya penelitian perancangan ini dapat menjadi acuan dalam mengembangkan prosthesis bawah lutut (*below knee*) *adjustable* sehingga nantinya dapat diproduksi massal untuk membantu penyandang disabilitas di Indonesia.

## **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**

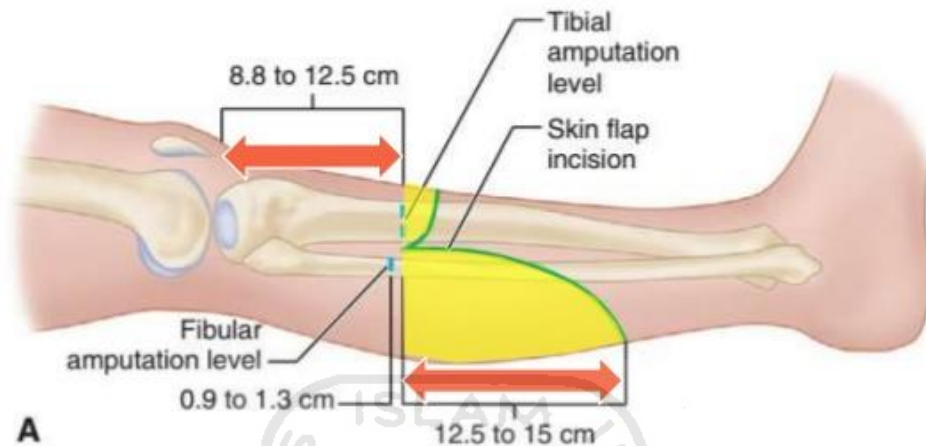
#### **2.1 Kajian Pustaka**

Standar prostesis menurut World Health Organization (WHO) untuk pengguna adalah nyaman dipakai dengan prostesis yang sesuai dengan baik antara segmen tubuh dan perangkat, fungsional, mudah dipakai dan dilepas, tidak membahayakan keselamatan pengguna, tahan lama, memiliki tampilan yang baik (Bentuk, warna, ukuran, dll), biokompatibel (tidak memicu reaksi alergi), tidak terlalu berat (dalam banyak kasus, prostesis harus ringan), dapat diterima dan diadaptasi sebagian besar pengguna (World Health Organization, 2017).

Dari sumber yang sama yaitu *Standards for Prosthetics and Orthotics* yang dikeluarkan oleh WHO selain standar untuk pengguna juga terdapat standar kriteria teknik untuk produksi prostesis yaitu teknologi dan metode pengerjaan harus terbukti, didokumentasikan kemanjuran dan keamanannya, teknologi dan metode kerja harus mematuhi standar internasional, teknologi harus memastikan produk yang benar secara biomekanik, produk harus tahan lama dan memiliki umur panjang, produk harus mudah disesuaikan, dipelihara, dan diperbaiki (sejauh mungkin oleh pengguna), pembuat prostesis harus memiliki keterampilan dan pengetahuan yang cukup untuk menerapkan teknologi dan metode pengerjaannya, metode kerja tidak boleh berbahaya bagi personel, bahan harus mudah disimpan (World Health Organization, 2017).

Menurut buku *Campbell's operative orthopaedics* jarak amputasi untuk operasi bawah lutut adalah kurang lebih 8 sampai 12 cm dari jarak lutut seperti yang ada pada gambar 2-1 namun biasanya jarak yang digunakan antara 9 – 10 cm (Canale et al., 2017). Begitu juga bentuk dari amputasinya nanti, terdapat berbagai macam bentuk namun yang sering dipakai adalah bentuk kerucut intinya adalah hasil amputasi tersebut nanti yang menjadi tumpuan bukan bagian bawah melainkan bagian samping. Sehingga apabila nanti menggunakan prostesis maka yang menjadi tumpuan bukan bagian ujung bawah melainkan bagian samping, itu

berguna untuk menghindari infeksi pada bagian ujung amputasi (Canale et al., 2017).



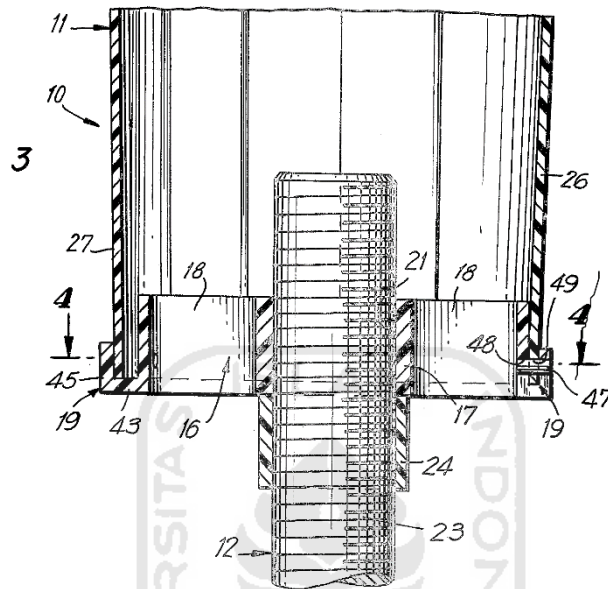
Gambar 2-1 Jarak amputasi bawah lutut.

Sumber : Quyen, 2015

Pengembangan tentang prosthesis yang dapat di *adjustable* sudah dilakukan sebelumnya mulai dari prosthesis tulang sampai dengan prosthesis tangan maupun kaki palsu. Salah satu pengembangan yang telah dilakukan adalah paten yang berjudul *Adjustable Prosthetic Limb* pada tahun 1979 mengembangkan prosthesis bawah lutut yang dapat diatur ukurannya, mulai dari ukuran soket yang dapat diatur sehingga dapat menyesuaikan dengan ukuran paha pengguna dan juga ukuran panjang kaki dari pengguna dengan mengubah ukuran pada *shank/pylon* dari prosthesis tersebut. Pada hasil desain prosthesis paten tersebut seperti yang ada di gambar 2-2, *shank/pylon* yang dapat diatur menggunakan mekanisme kunci berjangka dimana pada bagian *shank/pylon* terdapat bagian lubang yang berbentuk seperti garis kemudian dikunci menggunakan pengunci yang terpasang di bagian soket (Hugh V et al., 1979a). Permasalahan yang terjadi pada desain dari *shank/pylon* paten ini adalah tidak bisa diatur sesuai keinginan yang pas karena



jarak perpindahan setiap lubang menjadi acuan dalam perubahan panjang prosthesis. Dengan demikian semakin besar jarak dari lubang yang ada di *shank/pylon* prosthesis tersebut semakin besar pula perubahan panjang yang didapatkan untuk setiap 1 perubahan, begitu juga sebaliknya.



Gambar 2-2 Paten *Adjustable Prosthetic Limb*

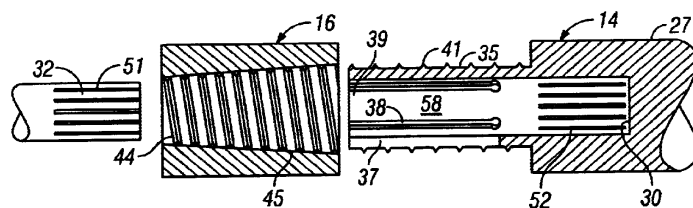
Sumber: Hugh V et al., 1979b

Terdapat juga pengembangan prosthesis kaki palsu bawah lutut yang dilakukan oleh Ari setiadi pada gambar 2-3. Desain tersebut berada dalam tugas akhirnya pada tahun 2018, dengan desain yang hampir serupa dengan paten di atas namun perbedaannya terletak pada pengunci ukuran *shank/pylon* dimana kunci kali ini menyambung ke bawah dengan bagian *sach foot* dari prosthesis tersebut (Suryawan et al., 2019).

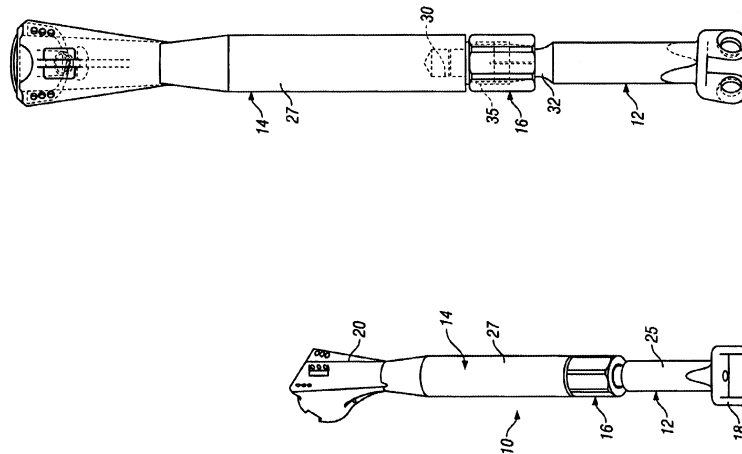


Gambar 2-3 Perancangan prostesis kaki palsu *adjustable* oleh Ari Setiadi  
 Sumber: Suryawan et al., 2019

Pada tahun 2003 terdapat paten yang mengembangkan tulang buatan yang dapat di *adjustable* berjudul *Adjustable Long Bone Prosthesis*. Paten ini membahas mekanisme *adjustable* pada prostesis yang lebih bagus dengan menggunakan prinsip *male female* seperti pada mur dan baut. Terdapat 3 bagian pada tulang seperti yang ada pada gambar 2-4 dan 2-5 dimana bagian tengah sebagai pengunci setelah di *adjustable* (Rogers et al., 2003). Paten ini dinilai lebih bagus dalam mekanisme *adjustable*, ini dikarenakan sistemnya yang seperti mur dan baut sehingga tidak ada nilai tetap pada setiap perubahan panjangnya seperti pada penelitian sebelumnya. Namun penelitian ini juga masih terdapat kekurangan yaitu ketika sudah dikunci ukurannya maka sudah tidak bisa lagi di *adjustable* seperti 2 penelitian sebelumnya.



Gambar 2-4 Paten *Adjustable Long Bone Prosthesis*  
 Sumber: Rogers et al., 2003



Gambar 2-5 Paten *Adjustable Long Bone Prosthesis*

Sumber: Rogers et al., 2003

## 2.2 Dasar Teori

### 2.2.1 Disabilitas

Kementerian Kesehatan RI dalam buku Buletin Jendela Data dan Informasi Kesehatan Situasi Penyandang Disabilitas menjelaskan bahwa penyandang disabilitas adalah kelompok masyarakat yang memiliki keterbatasan yang dapat menghambat *partisipasi* dan peran serta mereka dalam kehidupan bermasyarakat (Kementerian Kesehatan RI, 2014). Sedangkan menurut WHO disabilitas adalah penurunan nilai, pembatasan aktivitas, dan pembatasan *partisipasi* dalam fungsi atau struktur tubuh yang menyebabkan kesulitan yang dihadapi oleh seseorang dalam melaksanakan tugas atau tindakan sehingga memunculkan masalah yang dialami oleh individu yang terlibat dalam situasi kehidupan (World Health Organization, n.d.). Dengan demikian kecacatan bukan hanya masalah kesehatan. Ini merupakan fenomena yang kompleks, yang mencerminkan interaksi antara fungsi tubuh seseorang dan masyarakat di mana ia tinggal.

Terdapat berbagai macam jenis disabilitas yang dapat dijelaskan, namun menurut Kementerian Kesehatan RI terdapat 4 jenis disabilitas yaitu (Kementerian Kesehatan RI, 2018):

1. **Penyandang disabilitas fisik** : terganggunya fungsi gerak, antara lain amputasi, lumpuh layuh atau kaku, paraplegia, cerebral palsy (CP), akibat stroke, akibat kusta, dan orang kecil.
2. **Penyandang disabilitas intelektual**: terganggunya fungsi pikir karena tingkat kecerdasan di bawah rata-rata, antara lain lambat belajar, disabilitas grahita dan down syndrom.
3. **Penyandang disabilitas sensorik** : terganggunya salah satu fungsi dari panca indera, antara lain disabilitas netra, disabilitas rungu, dan/atau disabilitas wicara.
4. **Penyandang disabilitas mental** : terganggunya fungsi pikir, emosi, dan perilaku, antara lain psikososial dan disabilitas perkembangan yang berpengaruh pada kemampuan interaksi sosial

- **Disabilitas Fisik**

Disabilitas fisik adalah disabilitas yang menyebabkan terganggunya fungsi gerak, antara lain amputasi, lumpuh layuh atau kaku, paraplegia, cerebral palsy (CP), akibat stroke, akibat kusta, dan orang kecil (Kementerian Kesehatan RI, 2018). Penyebab disabilitas fisik bisa disebabkan karena cacat bawaan lahir maupun cacat didapat seperti karena kecelakaan.

Pada tahun 2012 Badan Pusat statistik melakukan survei tentang penderita disabilitas yang ada di Indonesia. Menurut hasil survei yang telah dilakukan dari total jumlah penduduk Indonesia pada saat itu terdapat 2,45% masyarakat yang mengalami disabilitas, baik itu disabilitas mental maupun disabilitas fisik. Kemudian berdasarkan sensus yang dilakukan pada tahun 2010 menyatakan bahwa terdapat kurang lebih 2.432.000 masyarakat di Indonesia yang mengalami sedikit gangguan dalam berjalan atau naik tangga, kemudian terdapat kurang lebih

656.000 masyarakat di Indonesia yang mengalami gangguan dalam kondisi yang parah pad

- **Amputasi**

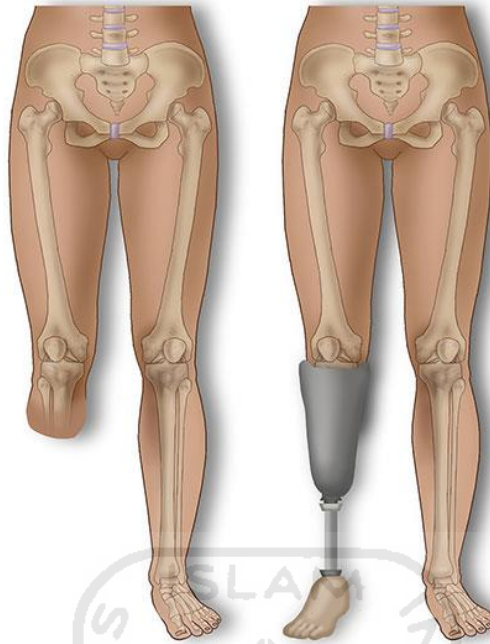
Menurut Kamus Besar Bahasa Indonesia (KBBI) amputasi berarti pemotongan (anggota badan), terutama kaki dan tangan, untuk menyelamatkan jiwa seseorang (*Departemen Pendidikan Nasional, 2008*). Sedangkan menurut Dr. N.K. Behera amputasi adalah pengangkatan anggota tubuh atau bagian tubuh secara sengaja. Hal ini dilakukan untuk menghilangkan jaringan yang sakit atau menghilangkan rasa sakit atau karena trauma (Behera, 2014).

Banyak orang yang menjadi penyandang disabilitas hasil dari amputasi karena penyakit atau kecelakaan yang menyebabkan diharuskannya proses amputasi pada suatu bagian tubuh.

Amputasi transtibial, atau amputasi di bawah lutut, adalah prosedur bedah yang dilakukan untuk mengangkat ekstremitas bawah di bawah lutut ketika ekstremitas tersebut telah rusak parah atau berpenyakit (Zane & Mazzone, 2018). Kebanyakan amputasi transtibialis (60% -70%) disebabkan oleh penyakit pembuluh darah perifer, atau penyakit sirkulasi di ekstremitas bawah (Zane & Mazzone, 2018). Amputasi dilakukan untuk mengangkat jaringan yang sakit dan mencegah penyebaran infeksi.

Operasi amputasi transtibial biasanya dilakukan oleh ahli bedah vaskular atau ortopedi. Bagian anggota badan yang sakit atau terluka parah dihilangkan, menjaga anggota tubuh sehat sebanyak mungkin. Dokter bedah membentuk anggota tubuh yang tersisa untuk memungkinkan penggunaan terbaik kaki palsu setelah pemulihan. Nantinya hasil dari amputasi tersebut menjadi metode dalam mendesain prostesis kaki palsu. Sebagai gambaran bentuk amputasi dan bentuk socket untuk kaki palsu dapat dilihat pada gambar 2-6 di bawah ini.

## Below-Knee Amputation



Gambar 2-6 Bentuk amputasi kaki bawah lutut dan bentuk socket prostesis kaki palsu bawah lutut.

Sumber: Zane & Mazzone, 2018

### 2.2.2 Prostesis

Prostesis adalah alat buatan yang menggantikan bagian tubuh yang hilang, yang mungkin hilang karena trauma, penyakit, atau kondisi yang ada saat lahir (kelainan bawaan) (Setiawan, 1990). Penjelasan definisi tersebut tidak termasuk pada bagian tubuh sensorik seperti telinga, mata, hidung, dan sebagainya. Penjelasan mengenai prostesis tersebut mengerucut pada bagian tubuh yang digunakan sebagai alat gerak seperti kaki atau tangan (Sinaki, 1993).

Dalam beberapa tahun terakhir telah terjadi kemajuan yang signifikan dalam perkembangan prostesis (Disable World, 2019). Material mulai dari plastik jenis baru dan bahan lain, seperti serat karbon, telah memungkinkan prostesis ini menjadi lebih kuat dan lebih ringan, membatasi jumlah energi ekstra yang diperlukan untuk mengoperasikan anggota badan. Dengan kemajuan teknologi modern saat ini, pembuatan prostesis seperti terbuat dari silikon atau PVC, telah dimungkinkan. Prostesis seperti tangan buatan, sekarang dapat dibuat dengan

meniru penampilan tangan asli, lengkap dengan bintik-bintik, pembuluh darah, rambut, sidik jari dan bahkan tato. Protesis seperti itu melekat pada tubuh dalam berbagai cara, menggunakan perekat, pengisian, bentuk yang pas, dan lainnya.

Pada saat ini terdapat 4 jenis utama dari protesis yang ada, yang mana jenis protesis tergantung pada bagian mana dari anggota tubuh yang hilang (Disable World, 2019) yaitu:

1. **Protesis Transhumeral** : Protosis yang menggantikan lengan yang hilang di atas siku. Karena diamputasi di atas siku membuat protesis yang meniru gerakan yang benar dengan anggota tubuh menjadi sangat sulit.
2. **Protesis Transtibial** : Protosis yang menggantikan kaki yang hilang di bawah lutut. Karena sebagian besar mempertahankan lutut, maka protesis yang dibuat memungkinkan untuk gerakan yang lebih mudah.
3. **Protesis Transfemoral** : Protosis yang menggantikan kaki yang hilang di atas lutut. Secara umum, seorang yang diamputasi transfemoral harus menggunakan sekitar 80% lebih banyak energi untuk berjalan daripada orang dengan dua kaki utuh. Ini disebabkan oleh kompleksitas dalam gerakan yang terkait dengan lutut. Sehingga protesis ini lebih sulit untuk dibuat.
4. **Protesis transradial** : protesis yang menggantikan lengan yang hilang di bawah siku. Tersedia dua jenis prostetik utama. Protosis yang dioperasikan dengan kabel bekerja dengan memasang harness dan kabel di sekitar bahu lengan yang rusak. Bentuk lain dari prosthetics yang tersedia adalah lengan Myoelectric. Ini bekerja dengan merasakan, melalui elektroda, ketika otot-otot di lengan atas bergerak, menyebabkan tangan buatan dapat membuka atau menutup.

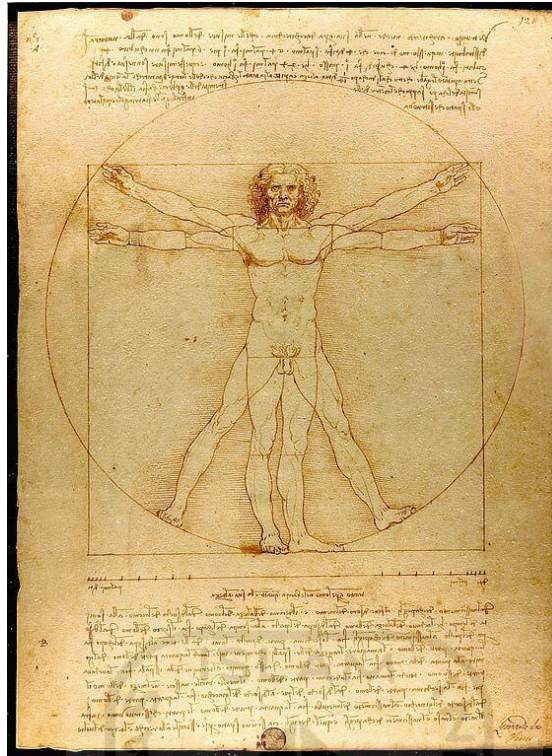
### 2.2.3 Antropometri

Antropometri adalah studi yang berkaitan dengan pengukuran dimensi tubuh manusia (Wignjosoebroto, 2008). Istilah antropometri diambil dari bahasa latin yang terdiri dari kata “anthropos” yang berarti manusia dan “Merton” yang berarti pengukuran. Yang mana kata tersebut jika digabungkan akan memiliki arti Pengukuran tubuh manusia.

Antropometri adalah ilmu yang mempelajari pengukuran sistematis dari tubuh manusia (Biologydictionary.net, 2017). Antropometri pertama kali dikembangkan pada abad ke-19 sebagai metode yang digunakan oleh antropolog fisik untuk mempelajari variasi manusia dan evolusi pada populasi yang hidup dan punah. Pengukuran antropometri tersebut telah digunakan secara historis sebagai sarana untuk menghubungkan ras, budaya, dan psikologis dengan bentuk fisik manusia. Secara khusus, pengukuran antropometri melibatkan ukuran (tinggi, berat, luas permukaan, dan volume), struktur (tinggi saat duduk vs tinggi saat berdiri, lebar bahu dan pinggul, panjang lengan atau kaki, dan lingkar leher), dan komposisi ( persentase lemak tubuh, kadar air, dan massa tubuh tanpa lemak) dari manusia (Biologydictionary.net, 2017).

Pengetahuan mengenai antropometri sudah ada sejak zaman dahulu. Khususnya mengenai ukuran tubuh manusia. Contohnya adalah lukisan karya Leonardo Da Vinci dengan nama *Vitruvian Man* (*Le proporzioni del corpo umano secondo Vitruvio*) atau dapat diartikan sebagai proporsi tubuh manusia menurut Vitruvius. Lukisan tersebut seperti pada gambar 2-7, merepresentasikan ukuran-ukuran tubuh manusia. (Le Floch-Prigent, 2008). Seiring berkembangnya zaman, studi mengenai antropometri semakin banyak dan semakin kompleks. Sehingga ilmu antropometri juga digunakan pada bidang ilmu lainnya yang membutuhkan ukuran tubuh manusia sebagai contohnya adalah ilmu ergonomi.





Gambar 2-7 *Vitruvian man*

Sumber: Le Floch-Prigent, 2008

Di Indonesia, ilmu antropometri banyak digunakan salah satunya adalah pada perancangan berbagai fasilitas umum maupun fasilitas pribadi yang sangat memperhatikan aspek dimensi pada tubuh manusia. Hal ini bertujuan untuk membuat pengguna fasilitas merasa nyaman saat menggunakan fasilitas tersebut.

#### 2.2.4 Standar

Standar mengenai prosthesis telah ditetapkan oleh WHO dengan mempertimbangkan 3 kriteria. Kriteria tersebut adalah kriteria pengguna, dimana berisi bagaimana prosthesis tersebut dapat digunakan secara langsung oleh pengguna. Kedua adalah kriteria ekonomi yang membahas tentang ekonomi dari prosthesis tersebut seperti harga yang terjangkau dan lainnya. Ketiga adalah kriteria Teknik yang membahas mengenai pembuatan dari prosthesis tersebut seperti material dan lain sebagainya (World Health Organization, 2017). Penjelasan dari kriteria tersebut dijelaskan di bawah ini.

## **1. Kriteria Pengguna**

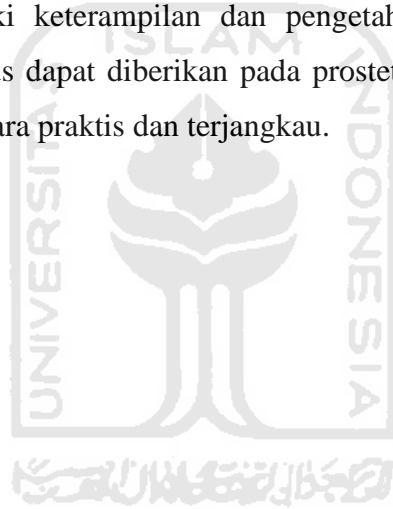
- Produk harus nyaman, dengan antarmuka yang disesuaikan dengan baik antara segmen bodi dan perangkat.
- Produk harus berfungsi dengan baik
- Produk harus mudah dipasang dan dilepas
- Produk harus tidak membahayakan keselamatan pengguna.
- Produk harus tahan lama
- Produk harus memiliki penampilan yang baik (misalnya bentuk, hasil akhir, warna)
- Produk harus menjadi biokompatibel (misalnya, tidak memicu reaksi alergi)
- Produk harus tidak terlalu berat (dalam banyak kasus, harus ringan)
- Produk harus dapat diterima oleh dan mudah beradaptasi dengan sebagian besar pengguna.

## **2. Kriteria Ekonomi**

- Produk harus terjangkau oleh sistem dan / atau individu
- Produk harus hemat biaya dalam pembuatannya
- Produk harus efektif secara klinis
- Produk harus tidak membutuhkan banyak peralatan dan mesin atau peralatan yang sangat canggih dan mahal
- Produk harus membutuhkan perawatan layanan yang rendah
- Produk harus menghasilkan limbah minimum atau bahkan tidak menghasilkan limbah
- Produk harus terbuat dari komponen dan bahan yang tersedia (di pasar lokal atau diimpor)
- Produk harus mempromosikan pembangunan berkelanjutan dengan meningkatkan kewirausahaan lokal dan memanfaatkan pasar lokal, seperti komponen atau bahan yang diproduksi secara local

### 3. Kriteria Teknik

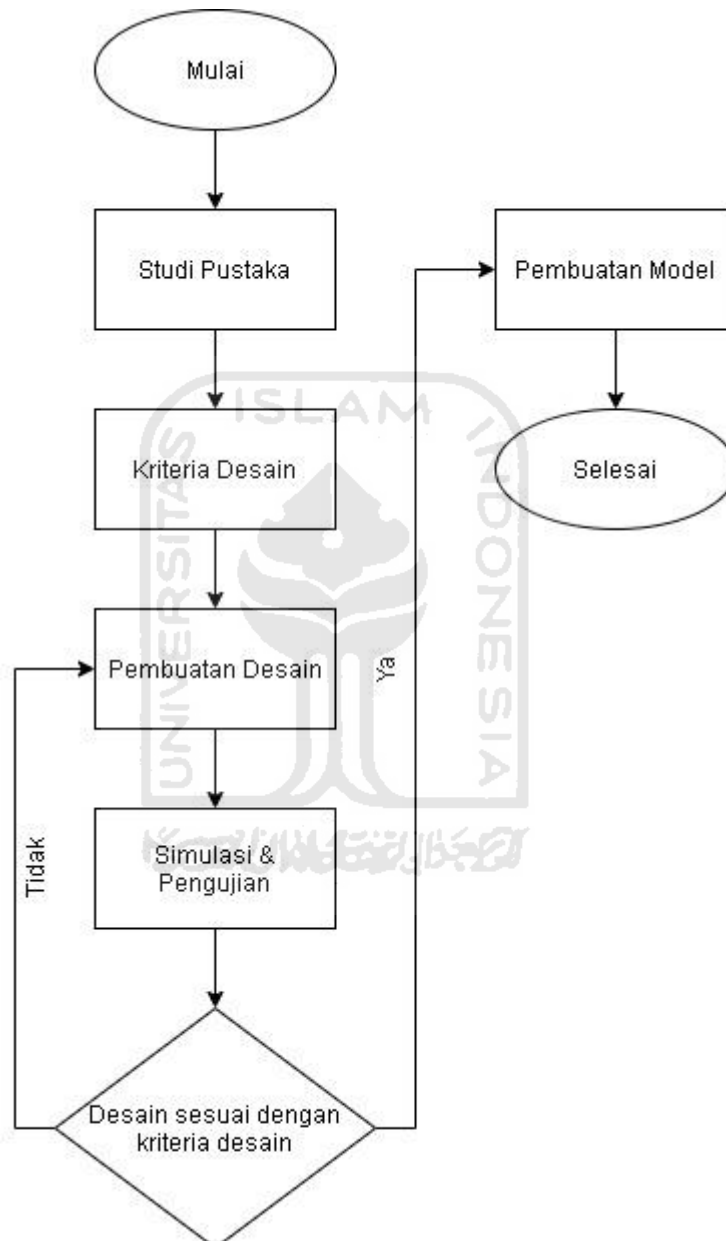
- Produk harus harus mematuhi standar internasional dalam proses pembuatannya.
- Produk harus benar secara biomekanik yang dapat memberikan keselarasan yang tepat.
- Produk harus tahan lama dan berumur panjang.
- Produk harus mudah disesuaikan, dirawat dan diperbaiki (sejauh mungkin oleh pengguna)
- Produk harus mudah disimpan
- Prostetis dan ortotik harus memiliki keterampilan dan pengetahuan yang cukup untuk menerapkan teknologi serta metode kerjanya. Jika tidak memiliki keterampilan dan pengetahuan yang cukup maka pelatihan harus dapat diberikan pada prostetis dan ortotik dan dapat dilakukan secara praktis dan terjangkau.



# BAB 3

## METODE PENELITIAN

### 3.1 Alur Penelitian



### 3.2 Kriteria Desain

Kriteria desain adalah tahap setelah dilakukannya studi pustaka. Kriteria Desain ini ditentukan berdasarkan kebutuhan dari pengguna yang menjadi acuan minimal dari desain yang telah dibuat. Kriteria desain ini juga menjadi penilaian akhir dari sebuah desain yang menjadikan desain tersebut sesuai atau tidak dengan permasalahan yang ada.

Prostesis, seperti yang dijelaskan sebelumnya berfungsi menggantikan bagian tubuh yang hilang. Pada penelitian ini prostesis yang dirancang dimaksudkan untuk mengganti kaki manusia yang hilang karena diamputasi. Prostesis tersebut harus kuat menahan beban dari tubuh pengguna. Beban yang diberikan pada prostesis tersebut tergantung pada berat dari pengguna prostesis, namun paling tidak prostesis dapat menahan beban sebesar 100 kg (Suryawan et al., 2019).

Selain itu berat dari prostesis juga harus diperhatikan dalam proses pembuatannya. Berat dari prostesis tidak boleh melebihi berat dari anggota tubuh pengguna prostesis yang hilang. Hal ini bertujuan agar pengguna tidak mengalami kesulitan dalam menggunakan prostesis. Pada perancangan prostesis bawah lutut ini berat prostesis berada pada kisaran 4.5 % sampai 5.5 % dari berat total pengguna. Angka tersebut diambil dari berat *lower leg* (kaki bagian bawah) mulai dari bawah lutut sampai ujung kaki yaitu sebesar 4.5% sampai 5.5% berat tubuh pengguna (Delinski, 2012).

Dengan menambahkan fitur *adjustable* pada prostesis ini, khususnya panjang pendek maka prostesis menjadi lebih gampang digunakan. Pengaturan atau *adjustable* ini harus disesuaikan dengan ukuran rata-rata kaki manusia pada bagian bawah. Pada kaki bawah lutut manusia memiliki 2 tulang yaitu fibula dan tibia (Hrdlicka, 1898). Tulang tibia merupakan tulang yang berukuran besar (tulang kering) pada bagian bawah lutut manusia. Maka perubahan *adjustable* prostesis harus dapat mencakup rata-rata ukuran tibia manusia, sedangkan ukuran tibia manusia 36.45 cm untuk laki-laki dan 34.5 untuk perempuan (Hrdlicka, 1898). Untuk skala ukuran tibia manusia juga berbeda, laki-laki memiliki ukuran mulai dari 31.0 sampai 45.5 cm, sedangkan pada perempuan memiliki skala ukuran dari 28.0 sampai 39.0 cm (Hrdlicka, 1898). Melihat ukuran tibia manusia tersebut,

maka pada perancangan ini di ambil perubahannya sebesar 10 cm yang dapat mencakup rata-rata ukuran tibia manusia.

Prostesis ini dirancang untuk digunakan pada kaki bagian bawah (*lower leg*) untuk menggantikan bagian tersebut yang hilang hasil amputasi. Pengguna dari prostesis ini juga harus memiliki lutut yang berfungsi secara normal tanpa adanya kecacatan sedikitpun. Maka dari itu prostesis ini dirancang sebagai prostesis transtibial. Prostesis transtibial adalah prostesis yang digunakan sebagai pengganti bagian tubuh yang hilang yaitu kaki bagian bawah namun lutut dari pengguna tidak memiliki kecacatan dan masih bergerak secara normal (Disable World, 2019).

Dikarenakan prostesis ini digunakan sebagai pengganti kaki bawah lutut maka prostesis ini harus memiliki kenyamanan pada penggunaannya. Nyaman yang dimaksud adalah prostesis mudah dipasang dan dilepas yaitu prostesis tidak membutuhkan waktu yang lama dalam pemasangannya atau pelepasannya oleh pengguna. Selain itu prostesis juga nyaman untuk diatur perubahannya panjangnya serta tidak mudah berubah dengan sendirinya panjang dari prostesis tersebut. Dengan begitu pengguna dari prostesis tidak akan kesulitan dalam mengoperasikan prostesis yang telah dirancang.

Material pembentuk merupakan salah satu aspek yang harus diperhatikan dalam perancangan sebuah prostesis. Hal ini dikarenakan prostesis tersebut akan digunakan oleh manusia sebagai pengganti tubuh yang hilang. Selain itu prostesis merupakan salah satu alat yang ada di ranah dunia kesehatan dimana secara otomatis berada dibawah naungan World Health Organization (WHO). Sehingga material yang digunakan dalam perancangan prostesis ini juga harus sesuai dengan standar yang ditetapkan oleh WHO. Pada tahun 2017 WHO mengeluarkan standar yang ditetapkan dalam prostesis dan ortotis (World Health Organization, 2017). Standar yang dikeluarkan oleh WHO tersebut tidak menetapkan material apa yang harus digunakan dalam pembuatan prostesis tersebut. Namun, WHO hanya menerapkan bahwa material yang digunakan dalam prostesis tersebut harus kuat tidak mudah rusak, mudah untuk didapatkan di suatu wilayah, material tersebut mudah diolah dan banyak yang bisa mengolahnya, serta material tersebut memiliki harga yang terjangkau sehingga prostesis dapat dijual dengan harga yang relatif

murah. Dengan arahan dari WHO mengenai standar material prosthesis yang digunakan maka prosthesis yang dibuat dapat diproduksi di banyak tempat yang ada di Indonesia.

Dalam kasus ini kriteria desain prosthesis bawah lutut *adjustable* dibuat dalam bentuk tabel 3-1 di bawah ini.

Tabel 3-1 Kriteria desain prosthesis

No	Kriteria	Deskripsi	Sumber
1	Kuat	Dapat dapat menahan beban sampai 100 kg.	(Suryawan et al., 2019)
2	Ringan	Memiliki berat yang ringan yang tidak jauh dari berat kaki sesungguhnya, dalam hal ini kaki bagian bawah ( <i>Lower Leg</i> ) yaitu sebesar 4.5 – 5.5 % total berat tubuh	(Delinski, 2012)
3	Perubahan <i>Adjustable</i>	Perubahan panjang yang dapat dilakukan sebesar 10 cm yang disesuaikan dengan rata-rata panjang tulang bawah lutut ( <i>Tibia</i> ) manusia.	(Hrdlicka, 1898)
4	Jenis Prosthesis	Jenis prosthesis yang digunakan adalah prosthesis Transtibial, karena sebagian besar mempertahankan lutut.	(Disable World, 2019)
5	Nyaman	Prosthesis mudah dipasang dan dilepas, mudah di atur ulang <i>adjustable</i> -nya.	(Suryawan et al., 2019)
6	Material	Material yang digunakan sesuai standar yang telah ditetapkan oleh WHO	(World Health Organization, 2017)

### 3.3 Peralatan dan Bahan

Dalam melakukan perancangan dan pembuatan pemodelan dalam penelitian ini, terdapat beberapa peralatan dan bahan yang digunakan. Peralatan dan bahan tersebut dijelaskan di bawah ini:

1. **PC / Laptop** : Digunakan sebagai perangkat utama dalam penelitian.
2. **Perangkat lunak Solidworks** : Penggunaan perangkat lunak ini untuk pembuatan desain dan analisis prosthesis bawah lutut. Perangkat lunak Solidworks dipilih karena *interface* yang lebih mudah serta penulis sudah terbiasa dengan perangkat lunak ini..
3. **3D printer** : 3D *printer* digunakan untuk pembuatan pemodelan prosthesis bawah lutut karena bisa membuat bentuk-bentuk yang lebih kompleks serta dengan waktunya yang lebih cepat.
4. **Peralatan Kerja Bangku** : Peralatan seperti gergaji, ragum, amplas, dll berguna untuk proses finishing pemodelan kaki palsu bawah lutut.
5. **Filament 3D printer** : Material utama dari *socket*, *joint*, *sach foot*, tidak ada spesifikasi khusus dari filament yang digunakan, dapat menggunakan PLA atau ABS yang ada banyak di pasaran atau menggunakan jenis material yang lain.
6. **Stainless Steel** : Stainless steel menjadi material yang digunakan dalam sistem *adjustable*-nya yang ada di bagian *shank*. Penggunaan stainless steel karena material ini sudah sesuai dengan medical grade.



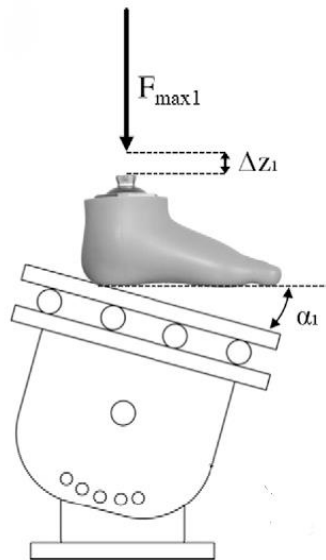
**7. Bahan pendukung** : bahan pendukung seperti dempul, lem, kain dll sebagai tambahan yang digunakan dalam proses pembuatan prostesis.

### **3.4 Simulasi Pengujian**

Pengujian desain prostesis bawah lutut *adjustable* dalam penelitian ini dilakukan dengan pengujian software. Namun pengujian tersebut didasarkan pada penerapan beberapa sudut tumpuan yang berbeda sesuai dengan standar ISO 10328 tentang persyaratan dan metode pengujian struktural prostesis ekstremitas bawah. Pengujian sesuai standar tersebut terdapat 3 buah kondisi yaitu pada posisi *Heal loading*, *Midfoot loading*, *Forefoot loading* (*International Standards Organization*, 2016). Penjelasan setiap pengujian tersebut dapat dilihat pada subbab di bawah ini.

#### **3.4.1 *Heal loading***

*Heal loading* adalah pengujian prostesis dengan kondisi kaki yang hanya bertumpu pada bagian belakang kaki atau tumit. Pada kondisi tersebut telapak kaki akan membentuk sudut  $15^{\circ}$ . Pengujian ini, seperti terlihat pada gambar 3-1 bahwa beban berasal dari atas yang didapat dari *socket* kemudian sampai pada *sach foot* dan pada bagian bidang injak dimiringkan sampai  $15^{\circ}$  sehingga tumpuan dari prostesis tersebut jatuh pada bagian tumit prostesis (*International Standards Organization*, 2016).

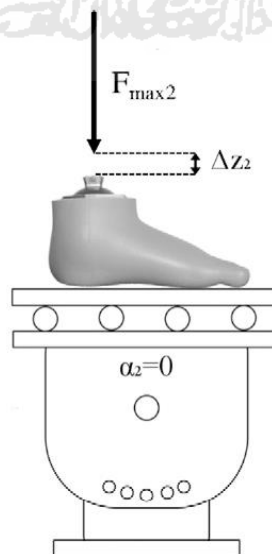


Gambar 3-1 Pengujian *Heal loading*

Sumber: Taboga & Grabowski, 2017

### 3.4.2 *Midfoot loading*

*Midfoot loading* adalah pengujian prostesis dengan kondisi normal orang berdiri. Pengujian ini seperti yang ada pada gambar 3-2, mewakili kondisi normal tubuh saat berdiri dimana kondisi prostesis menerima beban tubuh lurus ke bawah dengan tumpuan berada pada telapak kaki (International Standards Organization, 2016).

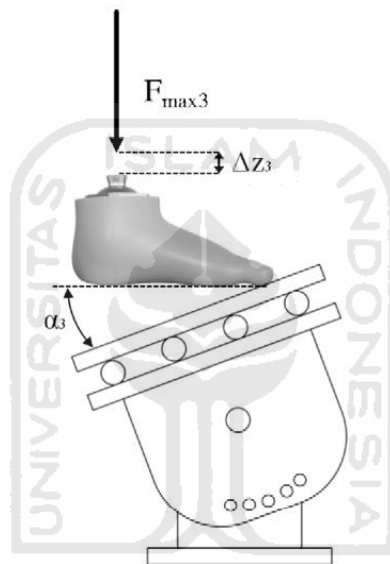


Gambar 3-2 Pengujian *Midfoot loading*

Sumber: Taboga & Grabowski, 2017

### 3.4.3 *Forefoot loading*

*Forefoot loading* adalah pengujian prostesis dengan kondisi kaki yang hanya bertumpu pada ujung kaki (jari-jari telapak kaki). Pada kondisi tersebut telapak kaki akan membentuk sudut  $20^\circ$ . Pengujian ini, seperti yang terlihat pada gambar 3-3 bahwa beban berasal dari atas yang didapat dari *socket* kemudian sampai pada *sach foot* dan pada bagian bidang injak dimiringkan sampai  $20^\circ$  sehingga tumpuan dari prostesis tersebut jatuh pada bagian ujung kaki atau jari kaki prostesis (International Standards Organization, 2016).



Gambar 3-3 Pengujian *Forefoot loading*

Sumber: Taboga & Grabowski, 2017

## BAB 4

### HASIL DAN PEMBAHASAN

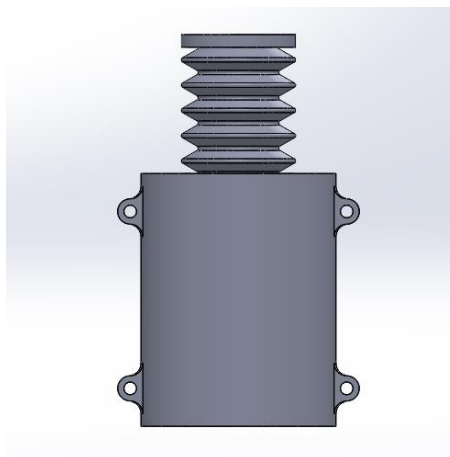
#### 4.1 Hasil Perancangan

Hasil perancangan dari prostesis bawah lutut yang *adjustable* ini dibagi menjadi beberapa bagian yang disesuaikan dengan fungsinya masing-masing. Bagian-bagian itu terdiri dari *Shank*, *Socket*, *Sach foot*, dan konektor. Bagian-bagian tersebut dijelaskan pada bagian subbab berikut ini.

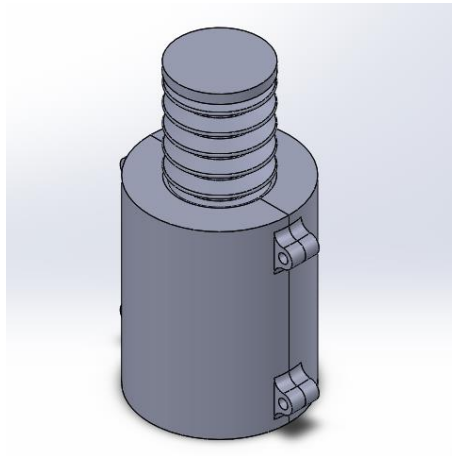
##### 4.1.1 *Shank*

*Shank* adalah komponen struktural prostesis yang menghubungkan *socket* ke bagian *sach foot* kaki dan mentransfer beban berat badan dari *Socket* kemudian ke *sach foot*. *Shank* hanyalah sebuah poros dengan panjang yang sesuai untuk berfungsi sebagai struktur rangka untuk mentransfer gaya biomekanik antara soket dan kaki (Ismail et al., 2019). *Shank* ini juga menjadi sistem utama *Adjustable* dari prostesis ini.

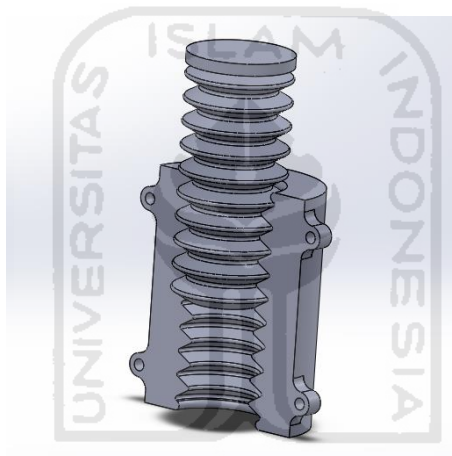
Pada perancangan kali ini, terdapat beberapa konsep system *shank* yang telah dibuat sebelumnya. Terdapat 3 konsep yang telah dibuat untuk bagian *shank* ini. Yang pertama adalah konsep seperti pada hasil rancangan Ari Setiadi namun dengan perubahan yang lebih kecil yaitu setiap 5 mm. hasil tersebut seperti yang terlihat pada gambar 4-1, 4-2, dan 4-3 berikut ini.



Gambar 4-1 Konsep *shank* pertama



Gambar 4-2 Konsep *shank* pertama



Gambar 4-3 Konsep *shank* pertama

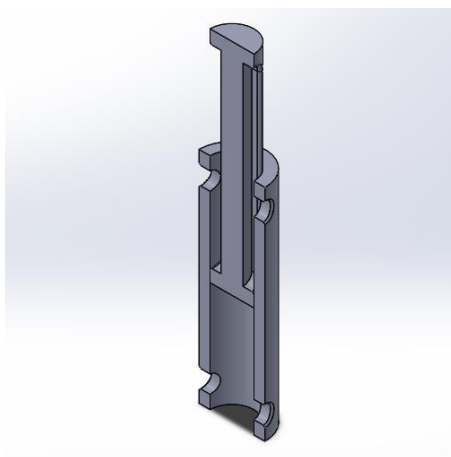
Kedua adalah konsep *shank* yang dirancang menyerupai system yang digunakan pada pengaturan sadel sepeda. Konsep tersebut dapat dilihat pada gambar 4-4, 4-5, dan 4-6. Perbedaan konsep ini dengan sistem pada sepeda yaitu pada penguncinya menggunakan baut yang berfungsi sebagai pasak dan menahan prostesis dari perubahan panjang yang tidak diinginkan. Sistem ini memungkinkan pengguna dapat mengatur panjang pendeknya prostesis sesuai yang diinginkan. Namun kelemahan dari sistem ini adalah apabila tidak dikunci dengan kuat maka prostesis akan berubah ukurannya.



Gambar 4-4 Konsep *shank* kedua

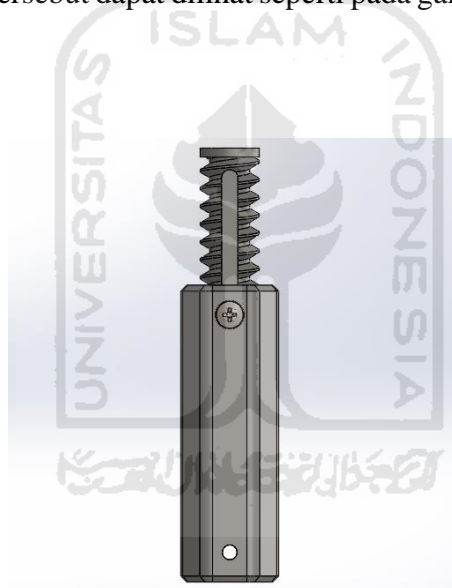


Gambar 4-5 Konsep *shank* kedua



Gambar 4-6 Konsep *shank* kedua

Pada tahap selanjutnya konsep ketiga meniru paten *Adjustable Long Bone Prosthesis* yang menggunakan sistem ulir. Konsep ketiga ini menambahkan ulir pada konsep kedua yang berfungsi untuk mengunci prostesis menjadi lebih kuat. Konsep ketiga inilah yang digunakan pada perancangan prostesis ini. Dengan menggunakan konsep ketiga ini *shank* dapat diatur perubahannya menjadi jauh lebih kecil dari pada konsep pertama dan menjadi lebih kuat serta tidak mudah berubah disbanding dengan konsep *shank* yang kedua. Pada bagian *shank* ini terdiri dari 3 bagian penyusun. Sistem adjustable yang digunakan adalah system *male-female* seperti pada system mur-baut kemudian agar dapat dikunci maka ditambahkan 1 bagian lagi seperti pengunci. Pengunci tersebut seperti system pasak sehingga ketika sudah diatur maka *shank* sudah tidak dapat lagi diubah posisinya. Penjelasan tersebut dapat dilihat seperti pada gambar 4-7 dan 4-8 berikut ini.



Gambar 4-7 *Shank* prostesis



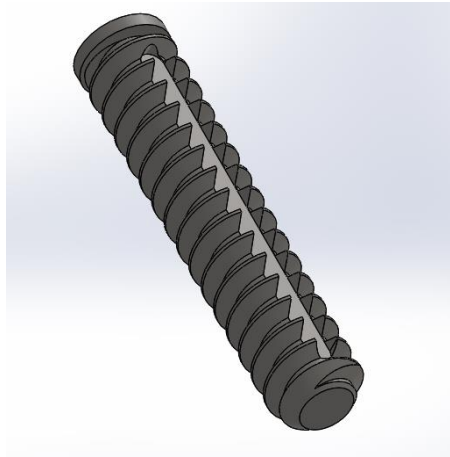
Gambar 4-8 *Shank* Protesis

*Part* pertama adalah *male*, *part* ini merupakan *part* yang menghubungkan *shank* dengan konektor menuju ke bagian *socket*. *Part* ini yang memiliki ulir luar untuk dapat dihubungkan ke bagian *part female*. Pada *part* ini, seperti yang terlihat pada gambar 4-9 dan 4-10, terdapat sedikit potongan ke dalam di kedua sisinya, dimana potongan inilah yang akan menjadi jalur pasak yang digunakan untuk mengunci. Material yang digunakan untuk membuat *part* ini adalah stainless steel karena yang awet dan tahan karat. Selain itu material stainless steel juga merupakan *medical grade* material sehingga cocok digunakan untuk alat-alat kesehatan.



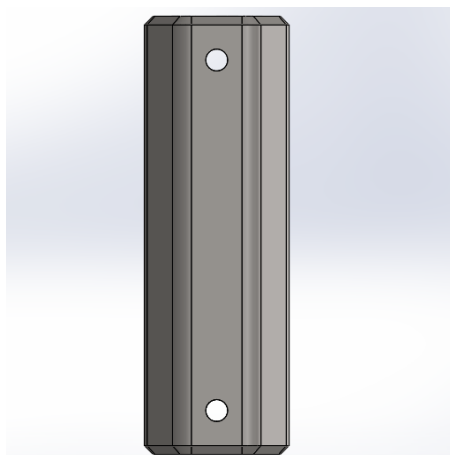
Gambar 4-9 *Male Shank*



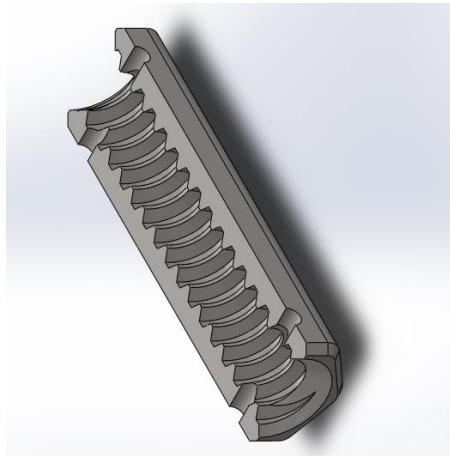


Gambar 4-10 *male shank*

Kemudian ada *part female*, seperti yang terlihat pada gambar 4-11 dan 4-12, *part* ini merupakan *part* yang menghubungkan prostesis menuju *sach foot* secara langsung. *Part* ini yang memiliki ulir dalam untuk *part male* sebelumnya. *Part* ini memiliki lubang di kedua sisinya seperti pada gambar dimana lubang tersebut sebagai tempat masuknya pengunci yang digunakan untuk mengunci prostesis. Karena memiliki 2 lubang di kedua sisinya, hal inilah yang membuat prostesis dapat di adjustable sesuai keinginan. Sehingga prostesis dapat diatur setiap sudut  $180^\circ$  jadi setiap 1 putaran prostesis dapat dilakukan 2 perubahan panjang. Material yang digunakan untuk membuat *part* ini pun sama seperti *male* yaitu stainless steel karena yang awet dan tahan karat. Selain itu material stainless steel juga merupakan medical grade material sehingga cocok digunakan untuk alat-alat kesehatan.



Gambar 4-11 *Female shank*

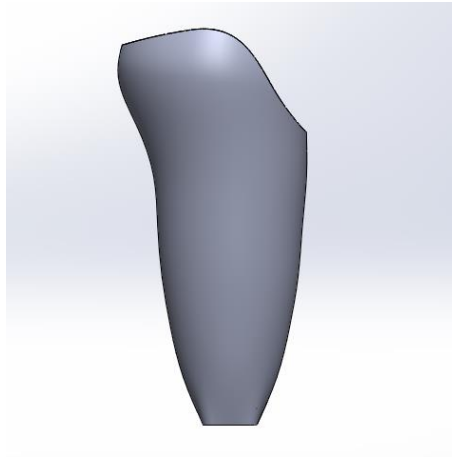


Gambar 4-12 *Female shank*

#### 4.1.2 *Socket*

*Socket* adalah antarmuka utama dan yang paling penting antara sisa anggota tubuh yang diamputasi dengan bagian prostesis lainnya, oleh karena itu pemasangan yang baik dan nyaman diperlukan untuk memastikan hasil yang tercapai positif dalam rehabilitasi amputasi (Paterno et al., 2018). Dalam artian *socket* inilah bagian utama prostesis yang bersentuhan secara langsung dengan tubuh pengguna. Sehingga perancangan *socket* prostesis juga harus dibuat nyaman mungkin.

Perancangan *socket* prostesis dalam penelitian ini dirancang nyaman mungkin dengan rancangan desain yang dapat mengikuti atau menyesuaikan dengan bagian kaki dari seseorang yang diamputasi. Pada awal perancangan *socket* seperti pada gambar 4-13 dan 4-14, dibuat konsep yang sama dengan yang sudah ada yaitu *socket* yang dimasukkan kedalam kaki kemudian dapat digunakan.



Gambar 4-13 Konsep *socket* awal



Gambar 4-14 Konsep *socket* awal

Namun rancangan tersebut memiliki beberapa kekurangan yang dapat membuat socket kurang nyaman digunakan atau bahkan sampai tidak bisa digunakan. Pertama adalah kemungkinan socket yang lepas apabila saat kaki dimasukkan kedalam prothesis tidak ditekan dengan kuat sehingga dapat lepas ketika digunakan. Hal tersebut dapat terjadi karena socket tidak memiliki kunci yang digunakan untuk mengunci kaki. Kedua adalah socket dapat tidak bisa digunakan lagi apabila pengguna mengalami perubahan ukuran tubuh apakah itu bertambah kurus atau bertambah gemuk. Hal itu dapat menyebabkan *socket* tidak bisa dipakai karena kaki mengalami perubahan ukuran.

Dari rancangan awal tersebut maka dikembangkan socket yang dapat mengurangi permasalahan tersebut. Pada gambar 4-15 dan 4-16, socket terbaru ini

memiliki bukaan dibagian belakangnya yang dapat menahan betis dengan ukuran yang berbeda-beda. Kemudian pada bukaan tersebut diberikanlah pengunci yang dapat diatur sehingga dapat mengunci kaki dengan kuat serta dapat menyesuaikan ukuran betis dari pengguna prosthesis.



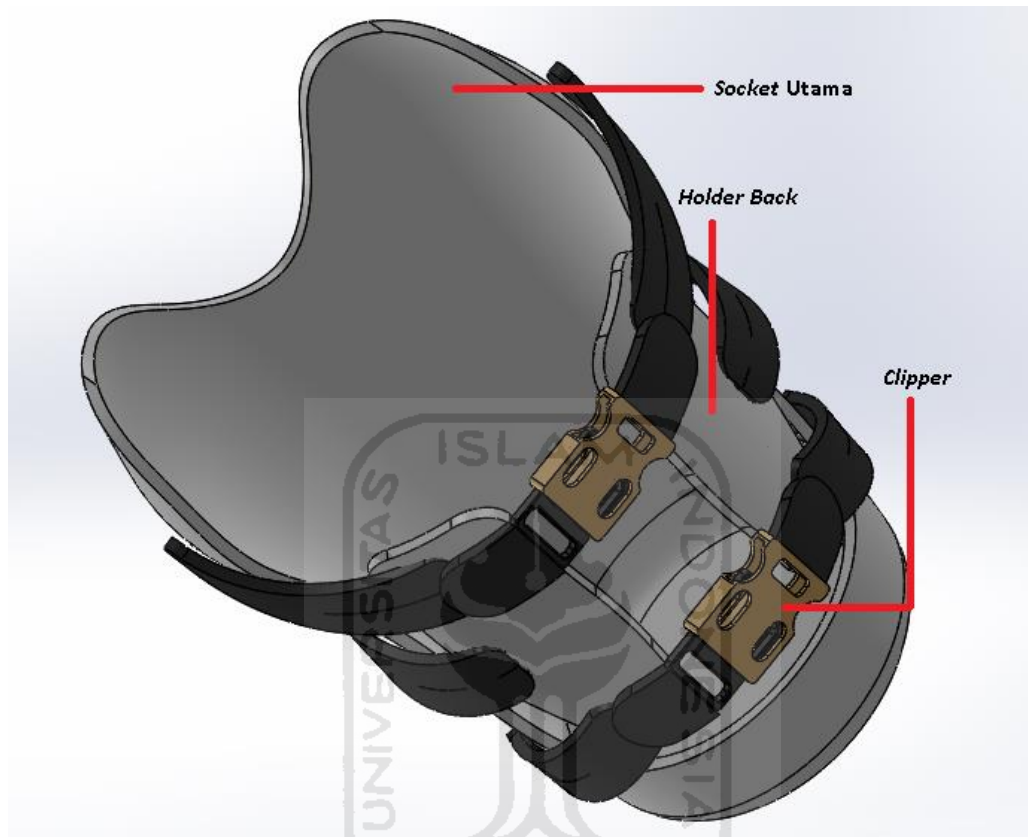
Gambar 4-15 *Socket Prosthesis*



Gambar 4-16 *Socket Prosthesis*

Pada desain *socket* tersebut ada beberapa bagian seperti yang terlihat pada gambar 4-17, yang pertama adalah *socket* utama yang menjadi *base* dari *socket* tersebut yang nanti akan menjadi tempat untuk kaki yang telah diamputasi. Kemudian terdapat 2 *holder* dibagian belakang untuk menahan bagian belakang kaki bawah lutut yaitu tungkai bawah (*lower leg*). Kedua *holder* tersebut dihubungkan dengan menggunakan 3 tali di setiap *holdernya* sehingga dapat

menempel ke bagian *socket* utama. Terakhir adalah *clipper* yang digunakan untuk mengunci *socket* ke tubuh. Menggunakan 2 buah *clipper* yang dipasang di atas dan bawah, *clipper* tersebut dihubungkan dengan tali ke bagian 2 *holder* tersebut.



Gambar 4-17 Bagian-bagian *socket* prosthesis

Material yang digunakan untuk pembuatan *socket* ini adalah komposit fiber. Penggunaan komposit fiber sebagai material utama dikarenakan material tersebut memiliki sifat yang kuat namun ringan serta sedikit lentur sehingga cocok digunakan untuk *socket*.

#### 4.1.3 *Sach foot*

Umumnya dikenal sebagai SACH (*Solid Ankle Cushion Heel*) foot yaitu bagian prosthesis yang terdiri dari kaki kaku tanpa artikulasi pergelangan kaki, di mana tumit menyerap guncangan dan bagian depan merefleksikan sebagai telapak kaki (Physiopedia, 2019). *Sach foot* sendiri bisa dibilang telapak kaki dari prosthesis, *part* ini yang akan menopang seluruh tubuh terhadap lantai. Sebelumnya

desain *sach foot* dirancang dengan bentuk yang sama dengan kaki manusia. Desain tersebut dapat dilihat pada gambar 4-18 dan 4-19 yang ada di bawah ini.



Gambar 4-18 konsep *sach foot* awal

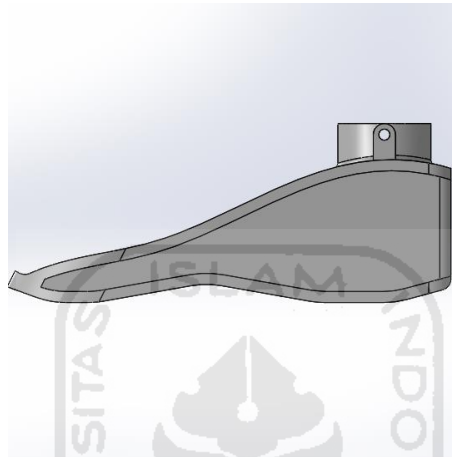


Gambar 4-19 konsep *sach foot* awal

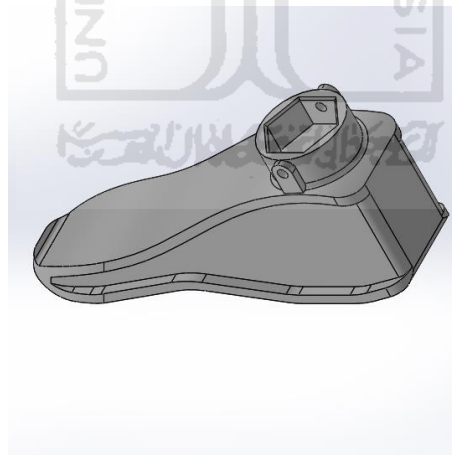
Namun desain tersebut memiliki kekurangan yaitu tidak adanya kondisi sesuai standar pengujian yang digunakan. Desain tersebut tidak memiliki kondisi *heel loading*, *midfoot loading*, serta *forefoot loading*. Dengan adanya kekurangan tersebut maka desain tersebut tidak bisa digunakan dalam rancangan prosthesis bawah lutut ini.

Pada desain prosthesis penelitian ini *sach foot* yang terbaru dirancang sedemikian rupa dengan bagian depan memiliki sudut  $20^\circ$  yang sesuai dengan standar pengujian *Fore Foot Loading*. Kemudian bagian belakang memiliki

kemiringan dengan sudut sebesar  $15^\circ$  yang digunakan untuk pengujian *Heal loading*. *Sach foot* ini seperti yang ada pada gambar 4-20 dan 4-21, menggunakan material yang sama dengan material *Socket* yaitu komposit fiber. Penggunaan komposit fiber sebagai material utamanya dikarenakan material tersebut memiliki sifat yang kuat namun ringan serta mudah untuk dibentuk sesuai dengan rancangan yang dibuat.



Gambar 4-20 *Sach foot*

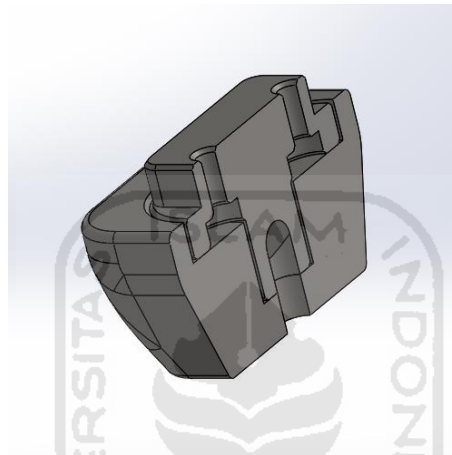


Gambar 4-21 *Sach foot*

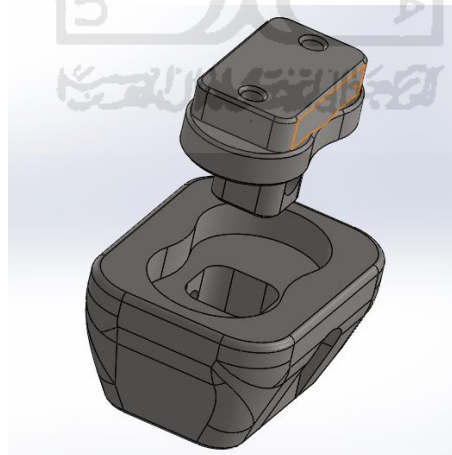
#### 4.1.4 Konektor

Dalam desain prosthesis di penelitian ini dibuatlah konektor yang digunakan pada bagian *socket* dan *shank*. Konektor ini berguna untuk menyambungkan

bagian *shank* dan *socket* prosthesis. Dalam bagian konektor ini terdapat 2 *part* yang pertama adalah *part* yang terhubung dengan *socket* dan *part* yang kedua terhubung dengan *shank* (*male part*). Kedua bagian konektor tersebut disatukan dengan menggunakan mur baut yang dimasukkan melewati lubang yang ada di bagian samping. Lubang tersebut menembus ke sisi lainnya sehingga konektor terkunci. Desain rancangan konektor tersebut dapat dilihat pada gambar 4-22 dan 4-23 berikut ini.



Gambar 4-22 Assembly konektor prosthesis

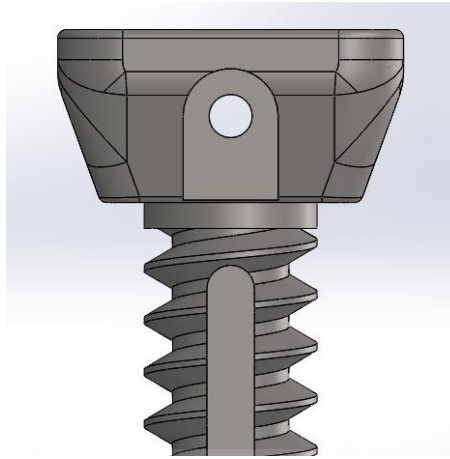


Gambar 4-23 Explode konektor prosthesis

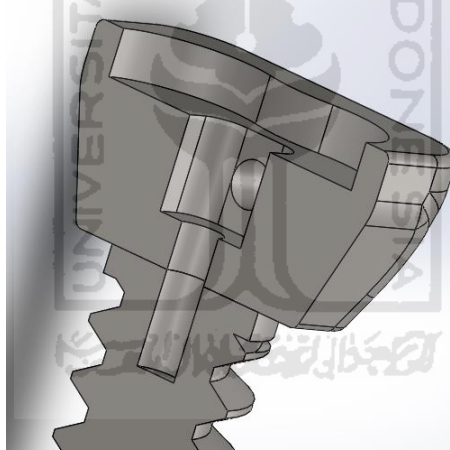
*Part* pertama adalah yang terhubung dengan *shank* prosthesis (*male part*). *Part* tersebut dihubungkan dengan ulir yang ada di tengah-tengah sehingga



konektor dapat menempel dengan *shank* prosthesis. Penjelasan tersebut dapat dilihat pada gambar 4-24 dan 4-25 yang ada di bawah ini.



Gambar 4-24 Konektor dengan *shank*

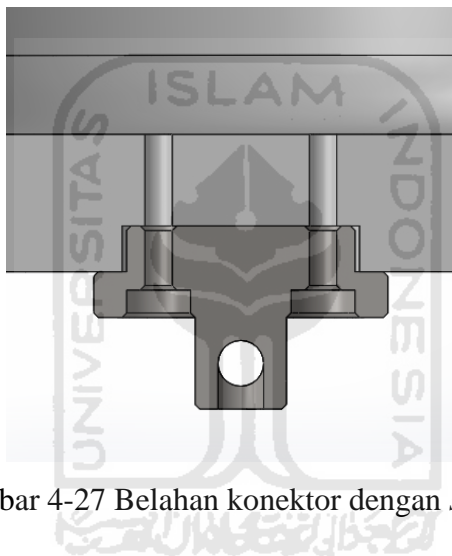


Gambar 4-25 Belahan konektor dan *shank*

*Part* kedua adalah bagian yang terhubung dengan *socket*. *Part* ini menggunakan mur baut yang berjumlah 2 buah dikunci menuju ke bagian *socket* prosthesis. Dengan begitu, *part* konektor ini dapat terkunci kuat di bagian *socket* prosthesis. Penjelasan tersebut dapat dilihat pada gambar 4-26 dan 4-27 yang ada di bawah ini.



Gambar 4-26 Konektor dengan *socket* protesis



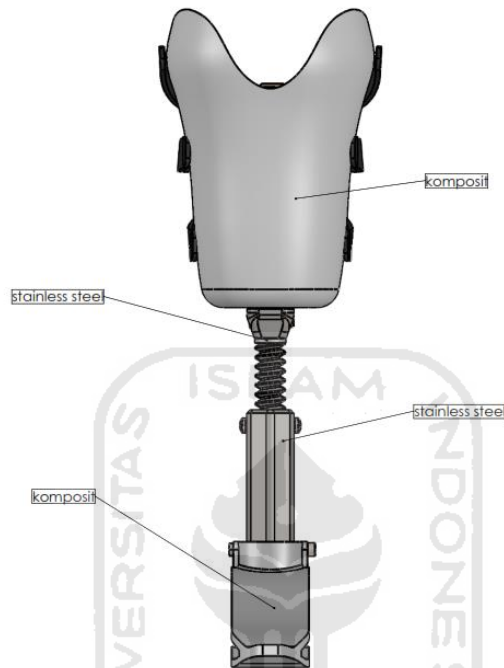
Gambar 4-27 Belahan konektor dengan *socket*

#### 4.1.5 Material

Prostesis juga tidak luput dari penggunaan material yang sesuai dengan standar. Dikarenakan prostesis merupakan salah satu bentuk alat yang ada di dunia kesehatan maka standar yang digunakan oleh prostesis sendiri menggunakan standar yang dikeluarkan oleh *World Health Organization* (WHO). WHO sendiri dalam menentukan standar material yang digunakan pada prostesis menekankan pada beberapa aspek yang harus terpenuhi. Aspek – aspek itu adalah:

1. Dapat bertahan lama dan tidak mudah mengalami kerusakan.
2. Banyak ditemui di suatu daerah.
3. Dapat diproduksi atau diolah di banyak tempat.
4. Memiliki harga yang relatif terjangkau.

Dengan adanya aspek – aspek yang sudah ditetapkan oleh WHO tersebut maka pemilihan material pada prostesis yang dirancang ini harus menyesuaikan dengan aspek – aspek yang telah ada. Material – material yang digunakan pada setiap bagian yang ada di prostesis ini disusun pada gambar 4-28 sebagai berikut.



Gambar 4-28 Komposisi material pada prostesis

- **Shank**

*Shank* dalam rancangan prostesis kaki palsu bawah lutut ini menggunakan material berupa stainless steel. Material stainless steel dipilih karena material ini memiliki kekuatan yang besar dalam menahan beban yang diberikan. Selain itu stainless steel juga tidak mudah mengalami karat sehingga dapat digunakan dalam waktu yang lama.

- **Socket**

Socket dalam perancangan prostesis ini menggunakan material komposit khususnya komposit fiber. Pemilihan fiber sebagai material pembentuknya dikarenakan mudah dibentuk dalam bentuk yang kompleks. Selain itu material ini juga kuat serta tidak terlalu kaku. Komposit fiber juga memiliki harga yang relative terjangkau serta banyak tempat yang dapat memproduksinya.

- **Sach foot**

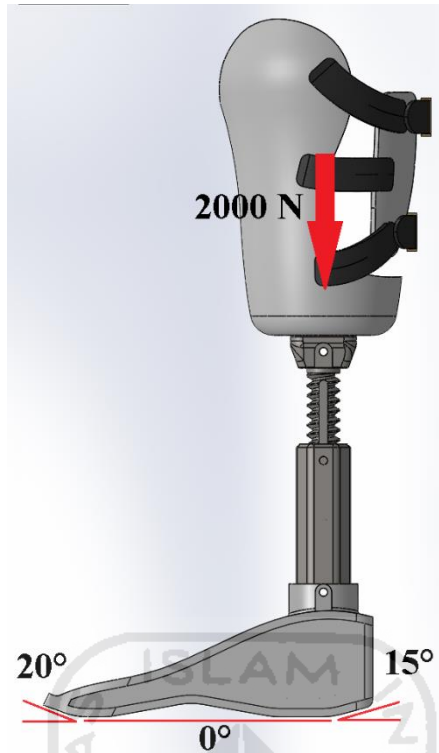
Sama seperti socket, bagian sach foot pada prostesis ini juga menggunakan komposit fiber. Faktor yang sama juga menjadi hal yang menjadikan komposit fiber sebagai bahan utamanya, mudah didapat, mudah dibentuk, harga yang relatif murah, serta banyak tempat sanggup memproduksinya.

- **Konektor**

Konektor juga menggunakan bahan yang sama seperti shank prostesis. Dengan stainless steel sebagai material utamanya membuat konektor kuat dalam menghubungkan socket dan shank prostesis. Bahan yang mudah didapat serta mudah diolah juga menjadi hal pemilihan stainless steel sebagai material utama pada bagian konektor.

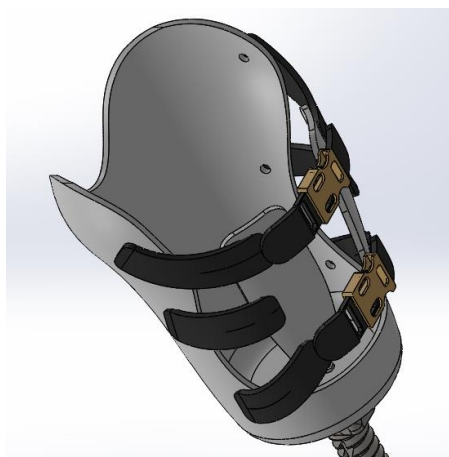
## 4.2 Pengujian

Pengujian prostesis bawah lutut yang *adjustable* ini dilakukan dengan standar ISO 10328 tentang persyaratan dan metode pengujian struktural prostesis ekstremitas bawah. Pengujian tersebut menempatkan prostesis pada 3 kondisi yaitu *Heel loading* (15°), *Midfoot loading* (0°), dan *Forefoot loading* (20°). Dalam pengujian ini beban yang diberikan adalah 100 kg dengan Safety Faktor 2 maka beban yang diterima prostesis menjadi sebesar 200 kg atau sekitar 2000 N. Selain itu diasumsikan bahwa 3 kondisi pengujian tersebut tumpuan dari pengujian tidak mengalami pergerakan ataupun pergeseran sama sekali. Kemudian beban yang diberikan berasal dari *socket* langsung lurus ke bawah menuju tumpuan. Terdapat beberapa komponen dalam *socket* yang tidak diikutsertakan dalam pengujian ini karena diasumsikan tidak menerima beban sama sekali, beberapa komponen tersebut adalah *Clipper*, tali, dan *Holder back*. Gambaran dari ketiga pengujian tersebut dapat dilihat dari gambar 4-29 dibawah ini.

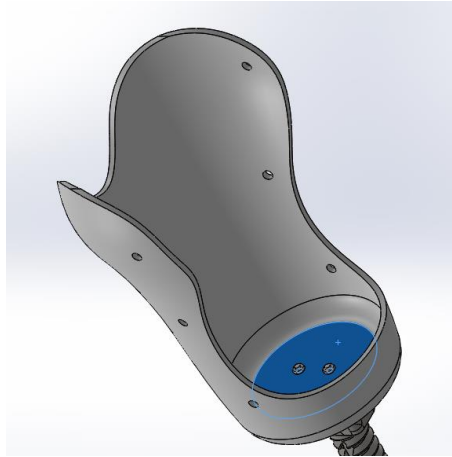


Gambar 4-29 Gambaran beban pengujian

Dalam pengujian ini bagian *socket* dihilangkan beberapa bagian nya yang dianggap tidak terlalu berpengaruh dalam pengujian yang dilakukan. Beberapa bagian tersebut adalah *holder back* yang diasumsikan tidak menerima gaya sama sekali dari beban sesuai dengan pengujian, yang selanjutnya mencakup juga bagian seperti tali dan *clipper* dari prosthesis. Lebih jelasnya perbedaan dari penjelasan tersebut dapat dilihat dari gambar 4-30 dan 4-31.

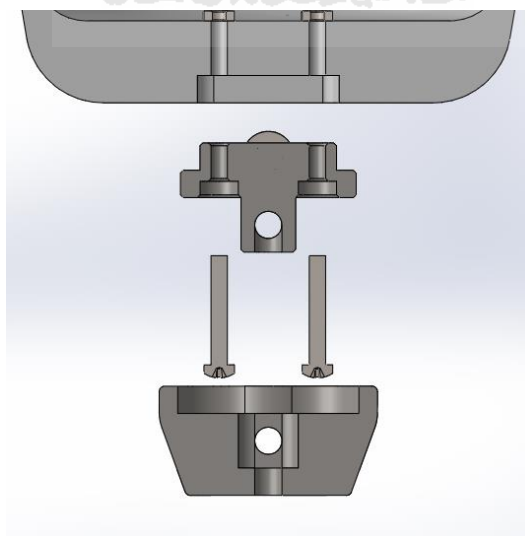


Gambar 4-30 *Socket* lengkap



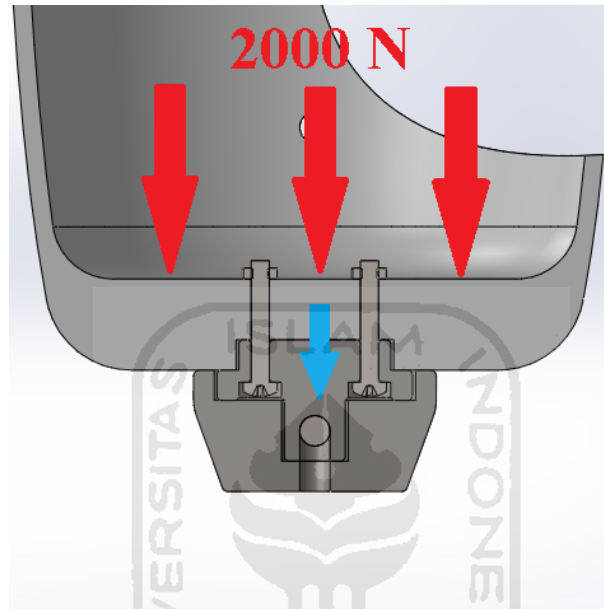
Gambar 4-31 beberapa bagian *socket* dihilangkan

Kemudian *socket* menerima beban sebesar 2000 N atau sekitar 200 kg. beban tersebut diterima oleh bagian *socket* prosthesis. Namun diasumsikan beban tersebut diterima pada bagian dasar *socket* prosthesis atau seperti pada bagian berwarna biru pada gambar yang ada di atas. Adaptor disambung dengan *socket* prosthesis menggunakan mur dan baut. Dikarenakan pada bagian adaptor baik adaptor yang menempel di *socket* maupun yang menempel pada *shank* prosthesis dikunci menggunakan mur dan baut seperti yang terlihat pada gambar 4-32, maka adaptor tidak dapat digerakkan sama sekali.



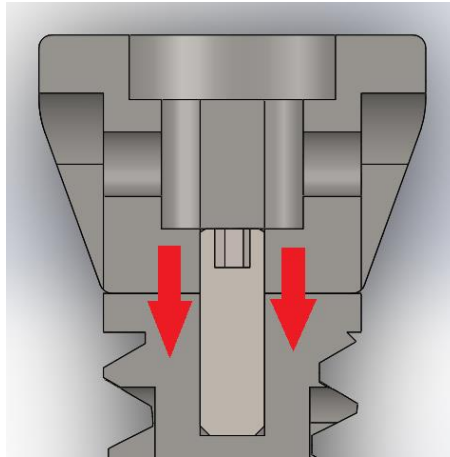
Gambar 4-32 Assembly konektor ke *socket*

Selanjutnya beban akan diteruskan dari bagian *socket* menuju adaptor lurus ke bawah. Diasumsikan beban akan diteruskan secara sempurna tanpa adanya hambatan sama sekali menuju adaptor melalui surface-surface yang saling menempel di setiap bagian. Penjelasan tersebut dapat dilihat pada gambar 4-33 yang ada di bawah ini.

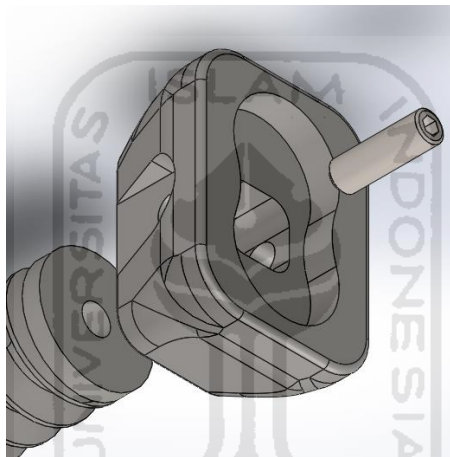


Gambar 4-33 Arah beban pengujian

Setelah melalui adaptor beban akan diteruskan langsung menuju *shank* prosthesis seperti pada gambar 4-34. Beban akan diterima langsung pada bagian *part male* yang ada di *shank*. Adaptor disambungkan dengan menggunakan baut counter seperti yang terlihat pada gambar 4-35 sehingga adaptor terkunci dengan bagian *part male* dari *shank*.



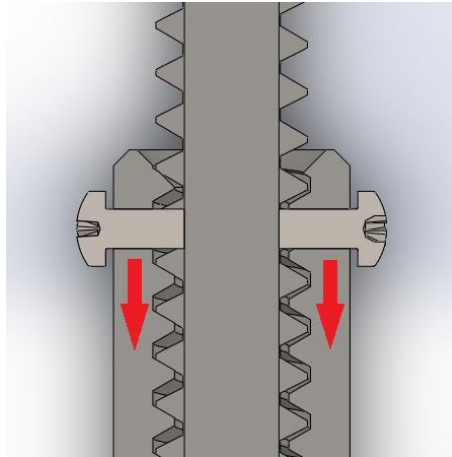
Gambar 4-34 Beban diteruskan ke *shank*



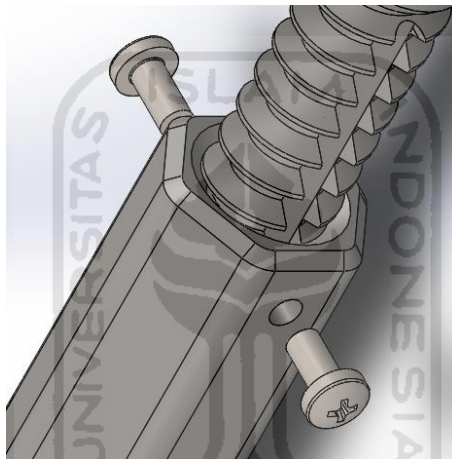
Gambar 4-35 Assembly konektor dsn *shank*

Sedangkan dari bagian *male shank* prosthesis beban akan diteruskan menuju bagian *female shank* prosthesis. Beban dapat diteruskan melalui surface-surface pada ulir yang terhubung yang ada pada kedua *part* tersebut, dapat dilihat pada gambar 4-36. Sedangkan untuk menjaga agar kedua bagian *shank* tersebut terkunci atau tidak bergerak maka digunakan baut yang akan mengunci kedua bagian tersebut seperti pasak seperti yang terlihat pada gambar 4-37.



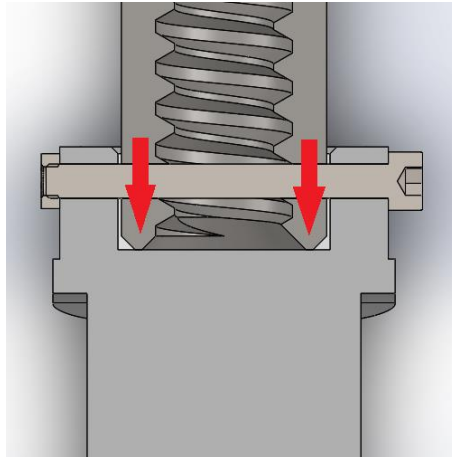


Gambar 4-36 Beban diteruskan dari *Male* ke bagian *Female shank*

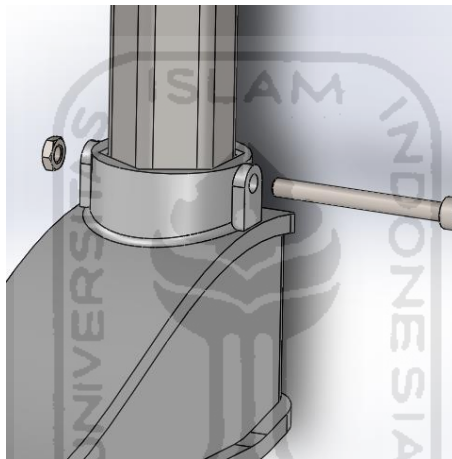


Gambar 4-37 Assembly *shank* prosthesis

Setelah melalui bagian *female shank* prosthesis, maka beban akan diteruskan langsung menuju pada *sach foot* seperti yang terlihat pada gambar 4-38. *Sach foot* dan *shank* prosthesis dikunci secara langsung menggunakan baut sesuai yang terlihat pada gambar 4-39.

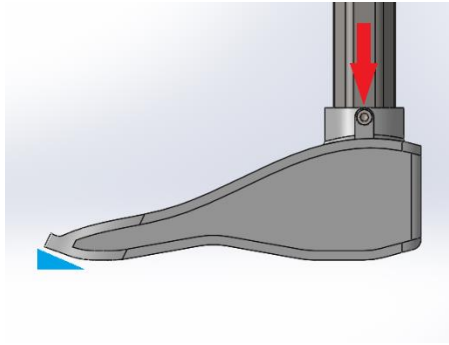


Gambar 4-38 beban diteruskan dari *shank* ke *sach foot*

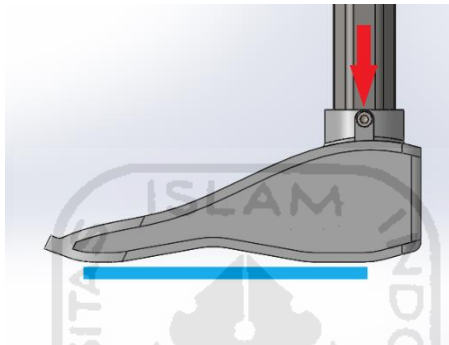


Gambar 4-39 assembly *sach foot* ke bagian *shank*

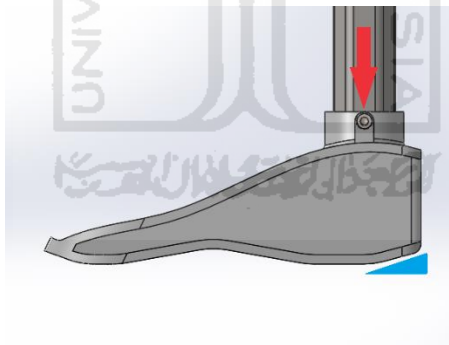
*Sach foot* yang menerima beban akan diteruskan langsung menuju tumpuan. Lokasi-lokasi tumpuan tergantung pada pengujian yang dilakukan apakah itu *heel loading*, *midfoot loading* atau *forefoot loading*. Untuk lebih jelasnya penjelasan tumpuan tersebut dapat dilihat dengan gambar 4-40, 4-41, dan 4-42 yang ada di bawah ini.



Gambar 4-40 Tumpuan *Heal loading*



Gambar 4-41 Tumpuan *Midfoot loading*

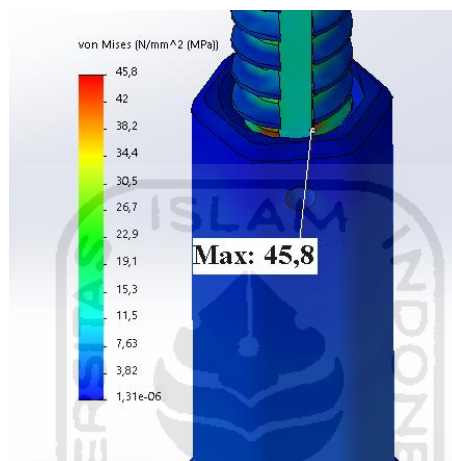


Gambar 4-42 Tumpuan *Forefoot loading*

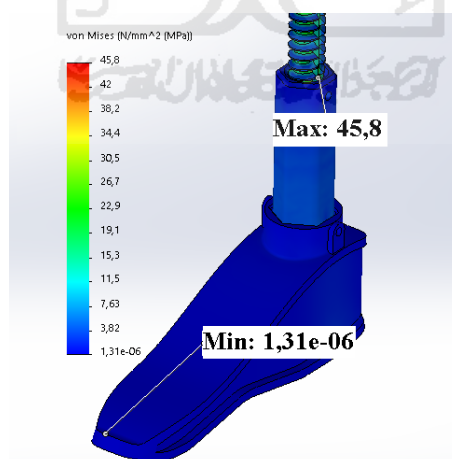
Hasil – hasil analisis pengujian prosthesis ini memiliki nilai yang berbeda – beda pada setiap jenis pengujian yang dilakukan baik itu *heel loading*, *midfoot loading* ataupun *forefoot loading*. Hasil – analisis pengujian tersebut dijelaskan dalam subbab – subbab di bawah ini.

### 4.2.1 *Heal loading*

Hasil pengujian protesis pada pengujian dengan kondisi *Heal loading* menunjukkan bahwa protesis kuat dalam menerima beban yang diberikan terlihat seperti pada gambar 4-44. Sedangkan tegangan maksimum pada pengujian *heal loading* terletak pada bagian *shank* protesis di bagian *male*. Tegangan maksimum tersebut seperti pada gambar 4-43 yang ada di bagian bawah menunjukkan angka sebesar 45,8 Mpa.



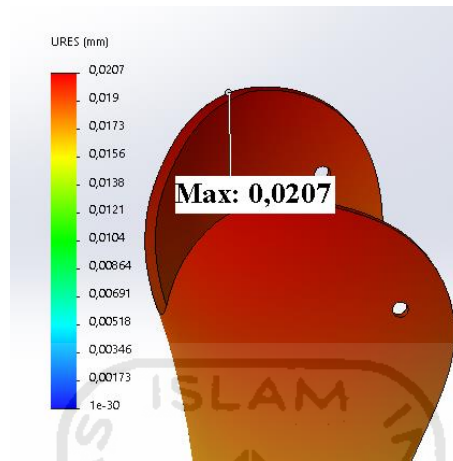
Gambar 4-43 Tegangan maksimum *Heal loading*



Gambar 4-44 Tegangan maksimum dan minimum *Heal loading*

Selanjutnya pada pengujian *heal loading* ini protesis mengalami *displacement*. *Displacement* yang didapat dalam pengujian *heal loading* ini seperti yang terlihat pada gambar 4-45 menunjukkan angka sebesar 0,0207 mm untuk

*displacement* terbesarnya. *Displacement* tersebut terletak pada bagian atas *socket* prosthesis. Bagian *socket* tersebut mampu menerima *displacement* tersebut dikarenakan material yang digunakan pada bagian *socket* prosthesis adalah komposit fiber.



Gambar 4-45 *Displacement Heal loading*

Untuk lebih jelasnya mengenai pengujian *Heal loading*, hasil dari pengujian tersebut dapat dilihat pada tabel 4-1 yang ada di bawah ini.

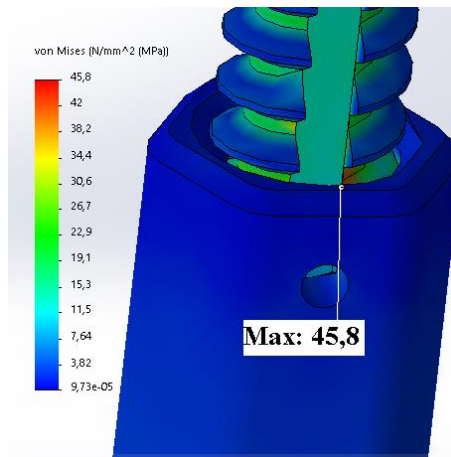
Tabel 4-1 Hasil pengujian *Heal loading*

No	Nama Pengujian	Maksimal	Minimal
1	Tegangan	45,8 Mpa	0
2	<i>Displacement</i>	0,0207 mm	0

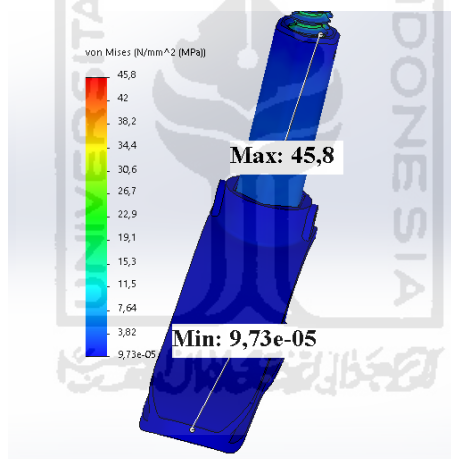
#### 4.2.2 *Midfoot loading*

Hasil pengujian prosthesis pada pengujian dengan kondisi *Midfoot loading* menunjukkan bahwa prosthesis kuat dalam menerima beban yang diberikan terlihat seperti pada gambar 4-47. Sedangkan tegangan maksimum pada pengujian *Midfoot loading* hampir sama dan tidak terlalu beda dengan pengujian *heal loading* yaitu terletak pada bagian *shank* prosthesis di bagian *male*. Tegangan maksimum tersebut

juga mengalami perubahan seperti pada gambar 4-46 yang ada di bagian bawah menunjukkan angka sebesar 45,8 Mpa.



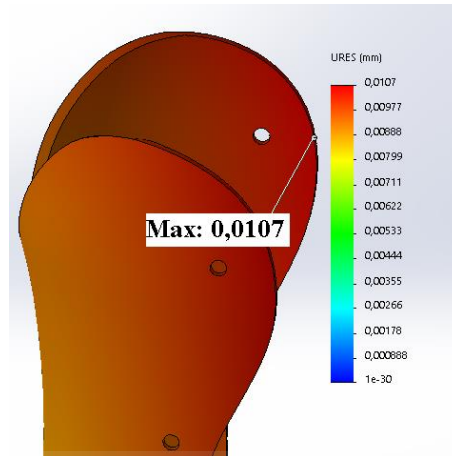
Gambar 4-46 Tegangan maksimum *Midfoot loading*



Gambar 4-47 Tegangan maksimum dan minimum *Midfoot loading*

Selanjutnya pada pengujian *midfoot loading* ini prosthesis mengalami perubahan *displacement*. *Displacement* yang didapat dalam pengujian *midfoot loading* ini seperti yang terlihat pada gambar 4-48 menunjukkan angka sebesar 0,0107 mm untuk *displacement* terbesarnya. Hal tersebut membuat *displacement* yang dialami prosthesis dalam pengujian *midfoot loading* lebih kecil dari pada pengujian *heel loading*. *Displacement* tersebut juga terletak pada bagian yang sama seperti pengujian *heel loading* yaitu atas *socket* prosthesis. Bagian *socket* tersebut

mampu menerima *displacement* tersebut dikarenakan material yang digunakan pada bagian *socket* prosthesis adalah komposit fiber.



Gambar 4-48 *Displacement Midfoot loading*

Untuk lebih jelasnya mengenai pengujian *Midfoot loading*, hasil dari pengujian tersebut dapat dilihat pada tabel 4-2 yang ada di bawah ini.

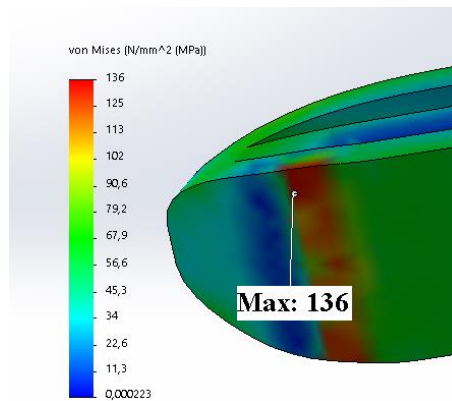
Tabel 4-2 Hasil pengujian *Midfoot loading*

No	Nama Pengujian	Maksimal	Minimal
1	Tegangan	45,8 Mpa	0
2	<i>Displacement</i>	0,0107 mm	0

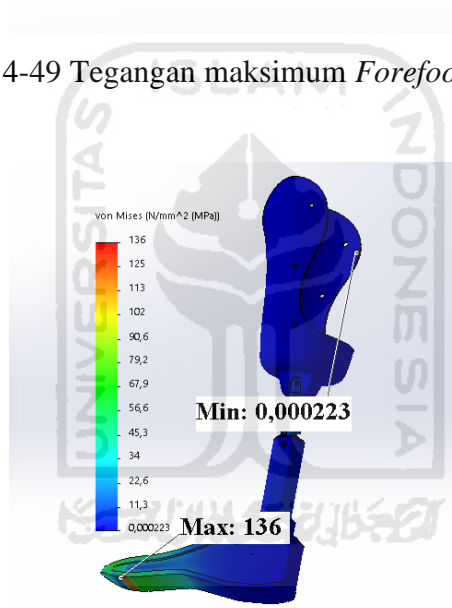
### 4.2.3 *Forefoot loading*

Hasil pengujian prosthesis pada pengujian dengan kondisi *Forefoot loading* menunjukkan bahwa prosthesis mengalami perbedaan dalam menerima beban yang diberikan terlihat seperti pada gambar 4-50. Tegangan maksimum pada pengujian *forefoot loading* juga mengalami perubahan dimana dalam pengujian sebelumnya tegangan maksimum berada pada bagian *shank* prosthesis dibagian *male*. Dalam pengujian *forefoot loading* kali ini tegangan maksimum berpindah ke bagian *sach foot*. Tegangan maksimum yang didapat dalam pengujian ini sebesar 136 Mpa

seperti yang terlihat pada gambar 4-49. Tegangan tersebut membuat prosthesis dibagian *sach foot* mengalami kerusakan.



Gambar 4-49 Tegangan maksimum *Forefoot loading*

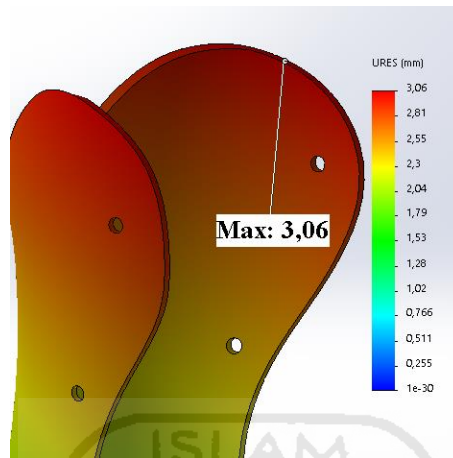


Gambar 4-50 Tegangan maksimum dan minimum *Forefoot loading*

Selanjutnya pada pengujian *forefoot loading* ini prosthesis mengalami perubahan *displacement* yang jauh lebih besar dibanding dengan pengujian *midfoot loading* ataupun *heel loading*. *Displacement* yang didapat dalam pengujian *forefoot loading* ini seperti yang terlihat pada gambar 4-51 menunjukkan angka sebesar 3,06 mm untuk *displacement* terbesarnya. Hal tersebut membuat *displacement* yang dialami prosthesis dalam pengujian *forefoot loading* ini sebagai *displacement* terbesar yang dialami prosthesis. *Displacement* tersebut juga terletak pada bagian yang sama seperti pengujian *heel loading* dan pengujian



*midfoot loading* yaitu di bagian atas *socket* prosthesis. Bagian *socket* tersebut mampu menerima *displacement* tersebut dikarenakan material yang digunakan pada bagian *socket* prosthesis adalah komposit fiber.



Gambar 4-51 *Displacement Forefoot loading*

Untuk lebih jelasnya mengenai pengujian *Forefoot loading*, hasil dari pengujian tersebut dapat dilihat pada tabel 4-3 yang ada di bawah ini.

Tabel 4-3 Hasil pengujian *Forefoot loading*

No	Nama Pengujian	Maksimal	Minimal
1	Tegangan	136 Mpa	0
2	<i>Displacement</i>	3,06 mm	0

### 4.3 Analisis dan Pembahasan

#### 4.3.1 Analisis Pengujian

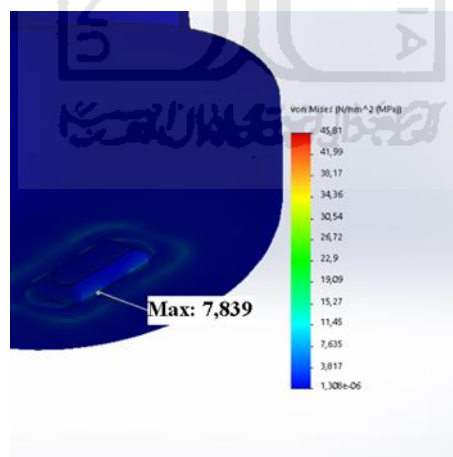
Pengujian yang dilakukan pada prosthesis bawah lutut *adjustable* ini menggunakan aplikasi Solidworks 2018. Pengujian tersebut menggunakan 3 kondisi yang berbeda. Kondisi tersebut adalah *heel loading*, *midfoot loading*, *forefoot loading*. Beban yang diberikan pada prosthesis ini adalah 1000 N atau sekitar 100 kg. Karena mempertimbangkan safety factor juga maka beban dibuat 2

kali lipat menjadi 2000 N atau sekitar 200 kg. Beban yang diberikan sebesar 100 kg diambil dari rata-rata berat maksimal orang Indonesia yaitu 93,45 kg, dibulatkan menjadi 100 kg (asumsi perhitungan  $1 \text{ kg} \approx 10 \text{ N}$ ).

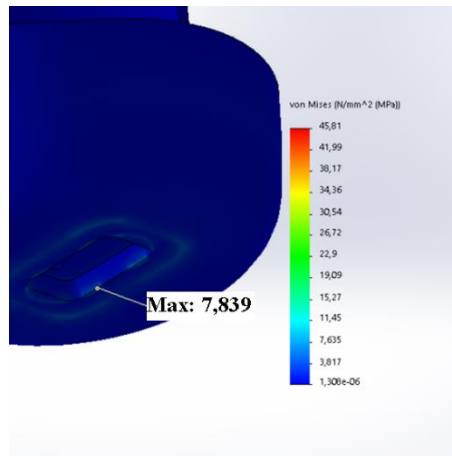
Pada subbab ini akan menjelaskan perbandingan – perbandingan kondisi prosthesis pada setiap pengujian. Penjelasan tersebut dibuat secara rinci pada kondisi – kondisi setiap *part* pada setiap kondisi pengujian baik itu pengujian *heel loading*, *midfoot loading* ataupun *forefoot loading*. Penjelasan tersebut dimuat pada poin – poin yang ada di bawah ini:

### A. Socket Prosthesis

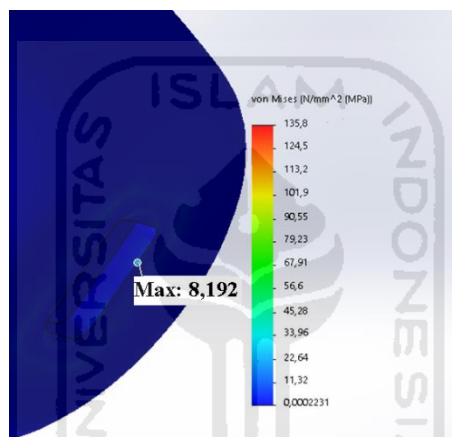
Tegangan yang terdapat pada bagian *socket* prosthesis pada pengujian dengan kondisi *heel loading*, *midfoot loading* ataupun *forefoot loading* memiliki nilai yang berbeda beda. Pada kondisi pengujian *heel loading* pada gambar 4-52, tegangan maksimum yang didapat prosthesis yaitu sebesar 7,84 Mpa. Pada kondisi *midfoot loading* tegangan maksimum yang didapat juga dinilai yang sama yaitu 7,84 Mpa seperti pada gambar 4-53. Sedangkan pada gambar 4-54 mengenai pengujian *forefoot loading* tegangan maksimum yang didapat sebesar 8,19 Mpa.



Gambar 4-52 Tegangan maksimum *socket Heel loading*



Gambar 4-53 Tegangan maksimum *socket Midfoot loading*



Gambar 4-54 Tegangan maksimum *socket Forefoot loading*

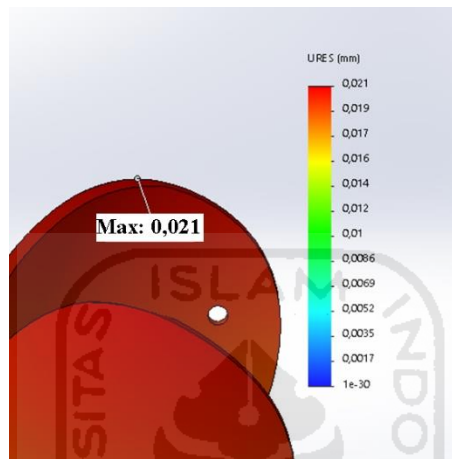
Untuk lebih jelasnya mengenai pengujian *socket* protesis, hasil tegangan dari pengujian tersebut dapat dilihat pada tabel 4-4 yang ada di bawah ini

Tabel 4-4 Tegangan maksimum *Socket* Protesis

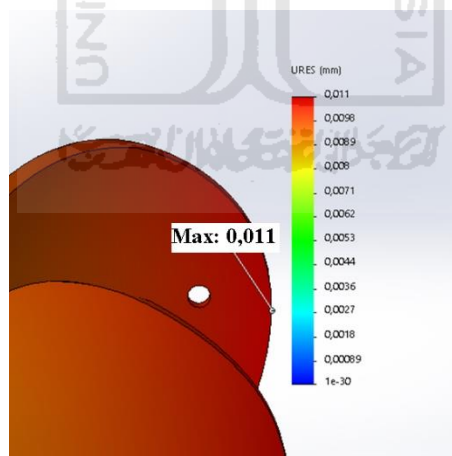
No	Nama Pengujian	Maksimal
1	<i>Heal loading</i>	7,84 Mpa
2	<i>Midfoot loading</i>	7,84 Mpa
3	<i>Forefoot loading</i>	8,19 Mpa

Selain itu *displacement* yang terdapat pada bagian *socket* protesis pada pengujian dengan kondisi *heal loading*, *midfoot loading* ataupun *forefoot loading*

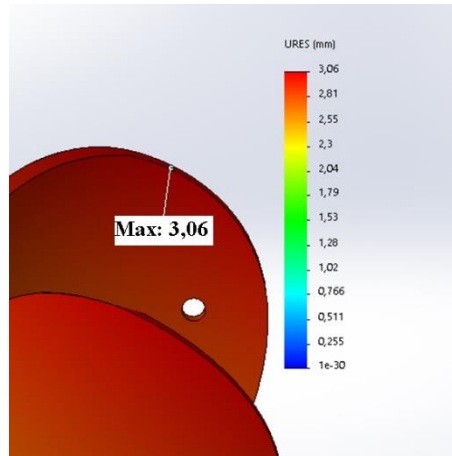
juga memiliki nilai yang berbeda beda pada setiap kondisi. Pada kondisi pengujian *heel loading* pada gambar 4-55, *displacement* maksimum yang didapat prostesis yaitu sebesar 0,021 mm. Pada gambar 4-56 tentang kondisi *midfoot loading displacement* maksimum yang didapat berubah menjadi 0,011 mm. Sedangkan pada gambar 4-57 pengujian *forefoot loading displacement* maksimum yang didapat sebesar 3,06 mm.



Gambar 4-55 *Displacement* maksimum socket *Heel loading*



Gambar 4-56 *Displacement* maksimum socket *Midfoot loading*



Gambar 4-57 *Displacement* maksimum *socket Forefoot loading*

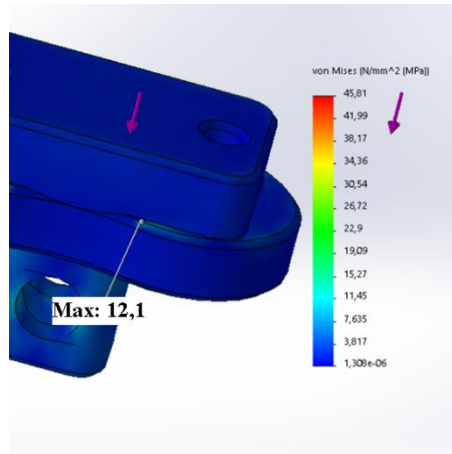
Untuk lebih jelasnya mengenai pengujian *socket* prosthesis, hasil *displacement* dari pengujian tersebut dapat dilihat pada tabel 4-5 yang ada di bawah ini

Tabel 4-5 *Displacement Socket Prosthesis*

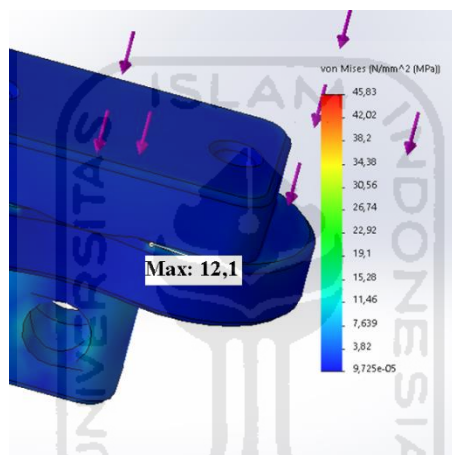
No	Nama Pengujian	Maksimal
1	<i>Heal loading</i>	0,021 mm
2	<i>Midfoot loading</i>	0,011 mm
3	<i>Forefoot loading</i>	3,06 mm

### B. Adaptor

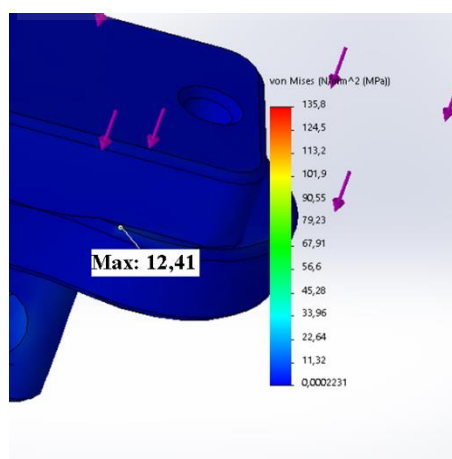
Tegangan yang terdapat pada bagian adaptor pertama prosthesis pada pengujian dengan kondisi *heal loading*, *midfoot loading* ataupun *forefoot loading* memiliki nilai yang berbeda beda. Pada kondisi pengujian *heal loading*, tegangan maksimum yang didapat prosthesis yaitu sebesar 12,10 Mpa. Pada kondisi *midfoot loading* tegangan maksimum yang didapat mempunyai nilai yang sama dengan sebelumnya yaitu 12,10 Mpa. Sedangkan pada pengujian *forefoot loading* tegangan maksimum yang didapat sebesar 12,41 Mpa. Nilai tegangan maksimum pada pengujian tersebut dapat dilihat pada gambar 4-58, 4-59, dan 4-60.



Gambar 4-58 Tegangan maksimum Konektor 1 *Heal loading*



Gambar 4-59 Tegangan maksimum Konektor 1 *Midfoot loading*



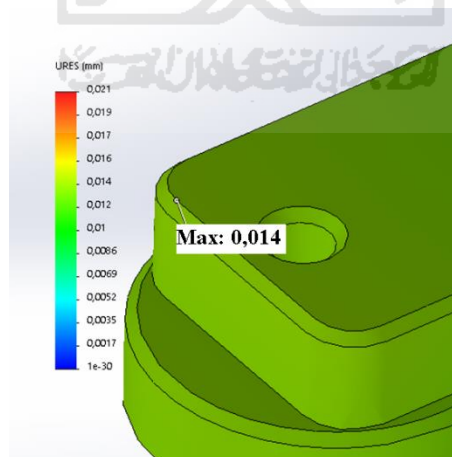
Gambar 4-60 Tegangan maksimum Konektor 1 *Forefoot loading*

Untuk lebih jelasnya mengenai pengujian konektor 1 prosthesis, hasil tegangan dari pengujian tersebut dapat dilihat pada tabel 4-6 yang ada di bawah ini

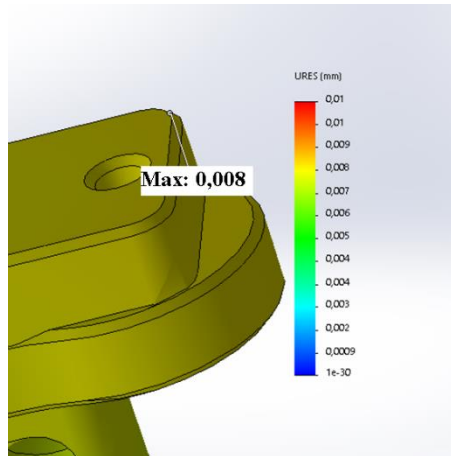
Tabel 4-6 Tegangan Konektor 1 Prosthesis

No	Nama Pengujian	Maksimal
1	<i>Heal loading</i>	12,10 Mpa
2	<i>Midfoot loading</i>	12,10 Mpa
3	<i>Forefoot loading</i>	12,41 Mpa

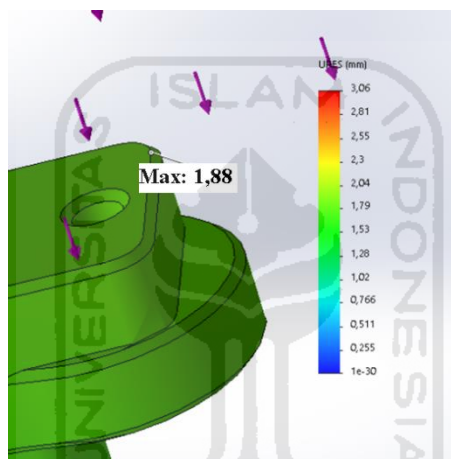
Selain itu *displacement* yang terdapat pada bagian adaptor pertama prosthesis pada pengujian dengan kondisi *heal loading*, *midfoot loading* ataupun *forefoot loading* juga memiliki nilai yang berbeda beda pada setiap kondisi. Pada kondisi pengujian *heal loading*, *displacement* maksimum yang didapat prosthesis yaitu sebesar 0,014 mm. Pada kondisi *midfoot loading displacement* maksimum yang didapat berubah menjadi 0,008 mm. Sedangkan pada pengujian *forefoot loading displacement* maksimum yang didapat sebesar 1,88 mm. Nilai *displacement* maksimum pada pengujian tersebut dapat dilihat pada gambar 4-61, 4-62, dan 4-63.



Gambar 4-61 *Displacement* maksimum Konektor 1 *Heal loading*



Gambar 4-62 *Displacement* maksimum Konektor 1 *Midfoot loading*



Gambar 4-63 *Displacement* maksimum Konektor 1 *Forefoot loading*

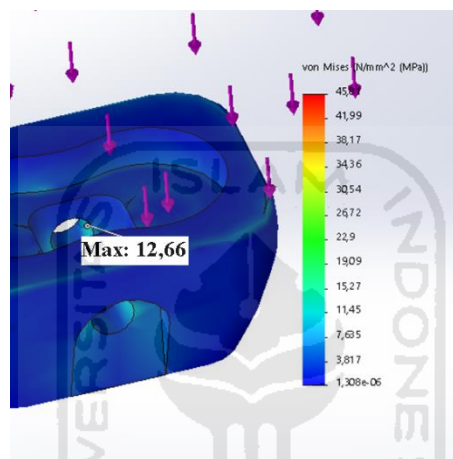
Untuk lebih jelasnya mengenai pengujian konektor 1 protesis, hasil *displacement* dari pengujian tersebut dapat dilihat pada tabel 4-7 yang ada di bawah ini

Tabel 4-7 *Displacement* Konektor 1 Protesis

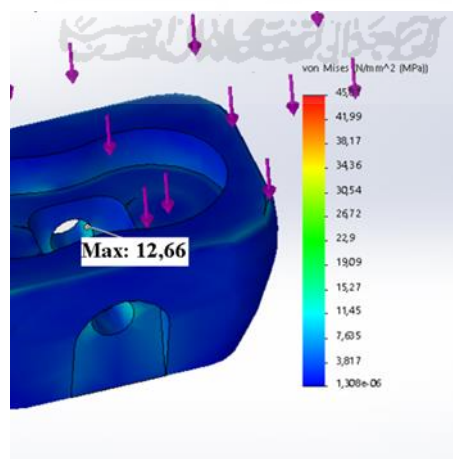
No	Nama Pengujian	Maksimal
1	<i>Heal loading</i>	0,014 mm
2	<i>Midfoot loading</i>	0,008 mm
3	<i>Forefoot loading</i>	1,88 mm



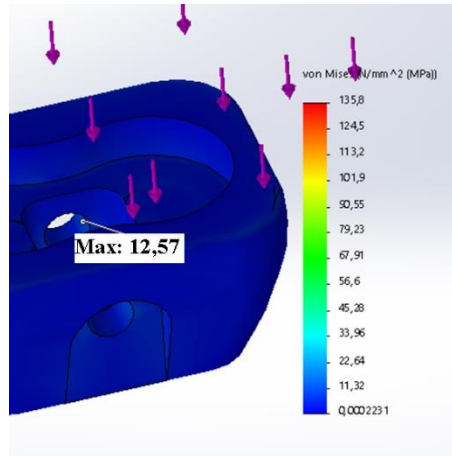
Tegangan yang terdapat pada bagian adaptor kedua prostesis pada pengujian dengan kondisi *heel loading*, *midfoot loading* ataupun *forefoot loading* memiliki nilai yang berbeda beda. Pada kondisi pengujian *heel loading* seperti pada gambar 4-64, tegangan maksimum yang didapat prostesis yaitu sebesar 12,66 Mpa. Pada kondisi *midfoot loading* tegangan maksimum yang didapat juga menunjukkan nilai yang sama yaitu 12,66 Mpa seperti pada gambar 4-65. Sedangkan pada gambar 4-66 tentang pengujian *forefoot loading* tegangan maksimum yang didapat sebesar 12,57 Mpa.



Gambar 4-64 Tegangan maksimum Konektor 2 *Heal loading*



Gambar 4-65 Tegangan maksimum Konektor 2 *Midfoot loading*



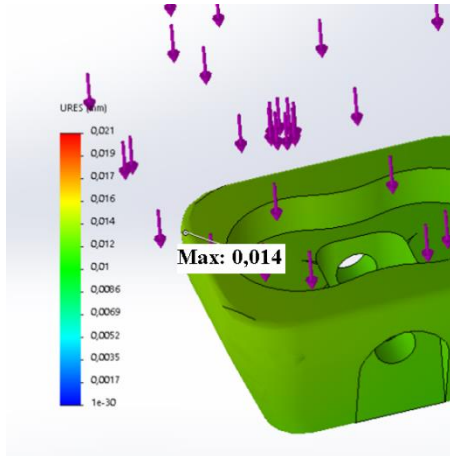
Gambar 4-66 Tegangan maksimum Konektor 2 *Forefoot loading*

Untuk lebih jelasnya mengenai pengujian konektor 2 prostesis, hasil tegangan dari pengujian tersebut dapat dilihat pada tabel 4-8 yang ada di bawah ini

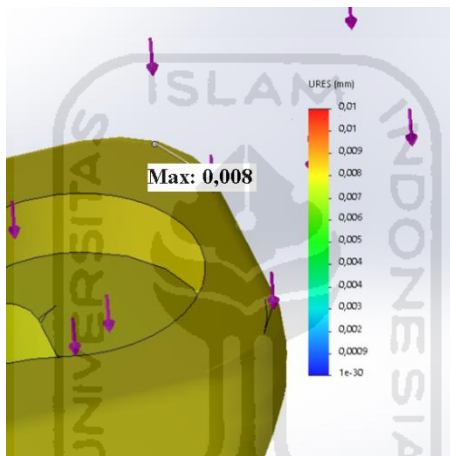
Tabel 4-8 Tegangan Konektor 2 Prostesis

No	Nama Pengujian	Maksimal
1	<i>Heal loading</i>	12,66 Mpa
2	<i>Midfoot loading</i>	12,66 Mpa
3	<i>Forefoot loading</i>	12,57 Mpa

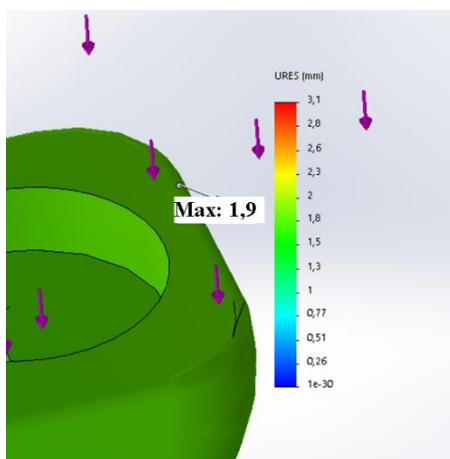
Selain itu *displacement* yang terdapat pada bagian adaptor kedua prostesis pada pengujian dengan kondisi *heal loading*, *midfoot loading* ataupun *forefoot loading* juga memiliki nilai yang berbeda beda pada setiap kondisi. Pada kondisi pengujian *heal loading*, *displacement* maksimum yang didapat prostesis yaitu sebesar 0,014 mm. Pada kondisi *midfoot loading displacement* maksimum yang didapat berubah menjadi 0,008 mm. Sedangkan pada pengujian *forefoot loading displacement* maksimum yang didapat sebesar 1,90 mm. Nilai *displacement* maksimum pada pengujian tersebut dapat dilihat pada gambar 4-67, 4-68, dan 4-69.



Gambar 4-67 *Displacement* maksimum Konektor 2 *Heal loading*



Gambar 4-68 *Displacement* maksimum Konektor 2 *Midfoot loading*



Gambar 4-69 *Displacement* maksimum Konektor 2 *Forefoot loading*

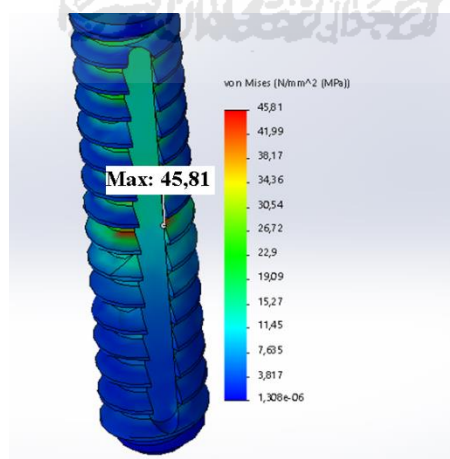
Untuk lebih jelasnya mengenai pengujian konektor 2 prosthesis, hasil *displacement* dari pengujian tersebut dapat dilihat pada tabel 4-9 yang ada di bawah ini

Tabel 4-9 *Displacement* Konektor 2 Prosthesis

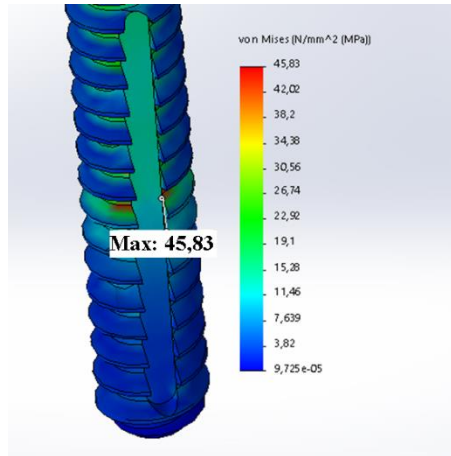
No	Nama Pengujian	Maksimal
1	<i>Heal loading</i>	0,014 mm
2	<i>Midfoot loading</i>	0,008 mm
3	<i>Forefoot loading</i>	1,90 mm

### C. Shank

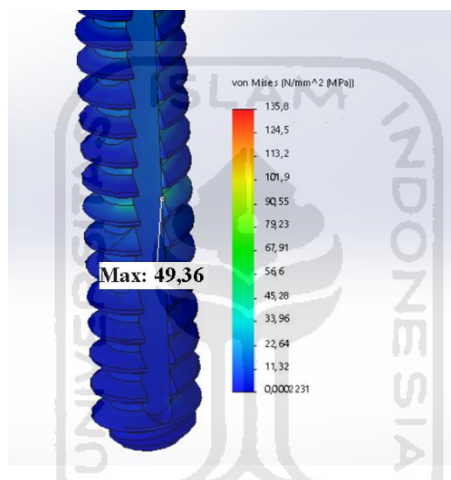
Tegangan yang terdapat pada bagian *shank* bagian *male* prosthesis pada pengujian dengan kondisi *heal loading*, *midfoot loading* ataupun *forefoot loading* memiliki nilai yang berbeda beda. Pada kondisi pengujian *heal loading* seperti pada gambar 4-70, tegangan maksimum yang didapat prosthesis yaitu sebesar 45,81 Mpa. Pada kondisi *midfoot loading* tegangan maksimum yang didapat hanya berubah sedikit menjadi 45,83 Mpa seperti yang terlihat pada gambar 4-71. Sedangkan pada gambar 4-72 tentang pengujian *forefoot loading* tegangan maksimum yang didapat sebesar 49,36 Mpa.



Gambar 4-70 Tegangan maksimum *Male Shank Heal loading*



Gambar 4-71 Tegangan maksimum *Male Shank Midfoot loading*



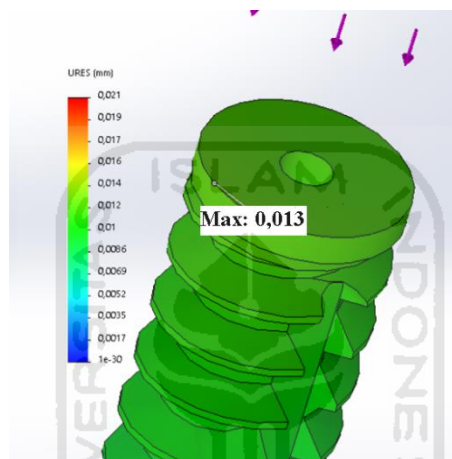
Gambar 4-72 Tegangan maksimum *Male Shank Forefoot loading*

Untuk lebih jelasnya mengenai pengujian *male shank* prosthesis, hasil tegangan dari pengujian tersebut dapat dilihat pada tabel 4-10 yang ada di bawah ini

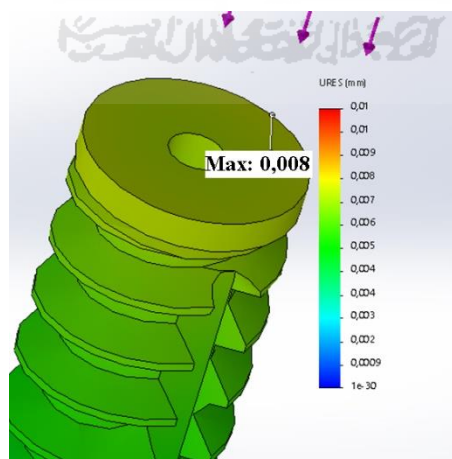
Tabel 4-10 Tegangan *Male Shank* Prosthesis

No	Nama Pengujian	Maksimal
1	<i>Heal loading</i>	45,81 Mpa
2	<i>Midfoot loading</i>	45,83 Mpa
3	<i>Forefoot loading</i>	49,36 Mpa

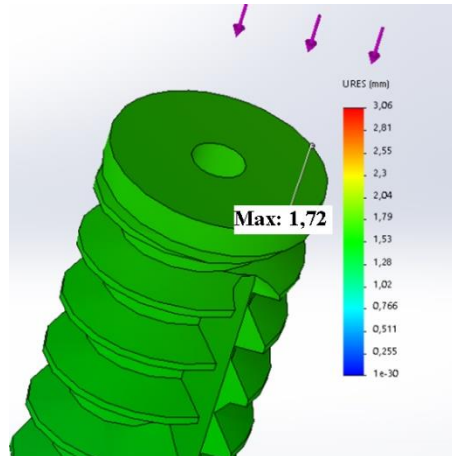
Selain itu *displacement* yang terdapat pada bagian *shank* di *part male* prothesis pada pengujian dengan kondisi *heel loading*, *midfoot loading* ataupun *forefoot loading* juga memiliki nilai yang berbeda beda pada setiap kondisi. Pada kondisi pengujian *heel loading* seperti pada gambar 4-73, *displacement* maksimum yang didapat prothesis yaitu sebesar 0,013 mm. Pada kondisi *midfoot loading* seperti yang terlihat pada gambar 4-74, *displacement* maksimum yang didapat berubah menjadi 0,008 mm. Sedangkan pada gambar 4-75 mengenai pengujian *forefoot loading displacement* maksimum yang didapat sebesar 1,72 mm.



Gambar 4-73 *Displacement* maksimum *Male Shank Heel loading*



Gambar 4-74 *Displacement* maksimum *Male Shank Midfoot loading*



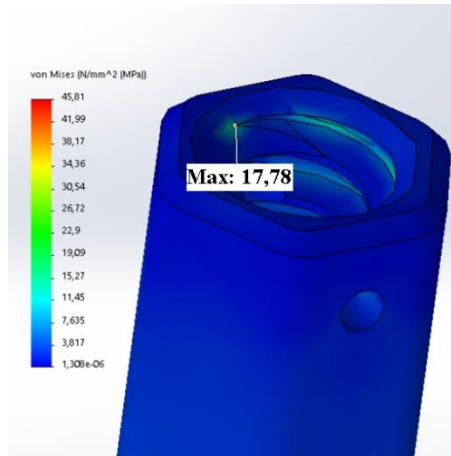
Gambar 4-75 *Displacement* maksimum *Male Shank Forefoot loading*

Untuk lebih jelasnya mengenai pengujian *male shank* prosthesis, hasil *displacement* dari pengujian tersebut dapat dilihat pada tabel 4-11 yang ada di bawah ini

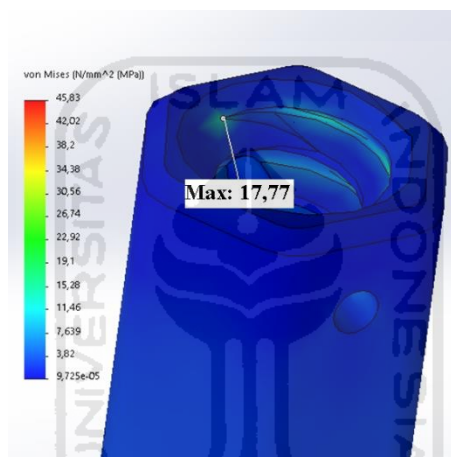
Tabel 4-11 *Displacement Male Shank* Prosthesis

No	Nama Pengujian	Maksimal
1	<i>Heal loading</i>	0,013 mm
2	<i>Midfoot loading</i>	0,008 mm
3	<i>Forefoot loading</i>	1,72 mm

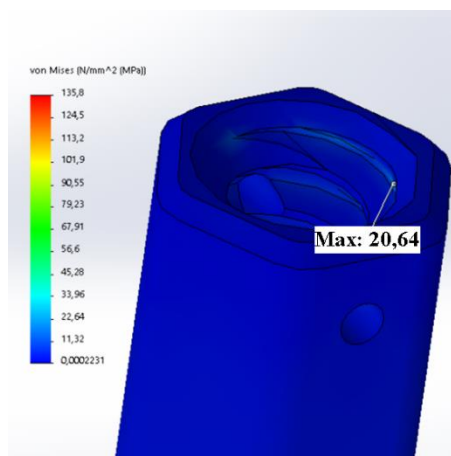
Tegangan yang terdapat pada bagian *shank* bagian *female* prosthesis pada pengujian dengan kondisi *heal loading*, *midfoot loading* ataupun *forefoot loading* memiliki nilai yang berbeda beda. Pada kondisi pengujian *heal loading*, tegangan maksimum yang didapat prosthesis yaitu sebesar 17,78 Mpa. Pada kondisi *midfoot loading* tegangan maksimum yang didapat hanya berubah sedikit menjadi 17,77 Mpa. Sedangkan pada pengujian *forefoot loading* tegangan maksimum yang didapat sebesar 20,64 Mpa. Nilai tegangan maksimum pada pengujian tersebut dapat dilihat pada gambar 4-76, 4-77, dan 4-78.



Gambar 4-76 Tegangan maksimum *Female Shank Heal loading*



Gambar 4-77 Tegangan maksimum *Female Shank Midfoot loading*



Gambar 4-78 Tegangan maksimum *Female Shank Forefoot loading*

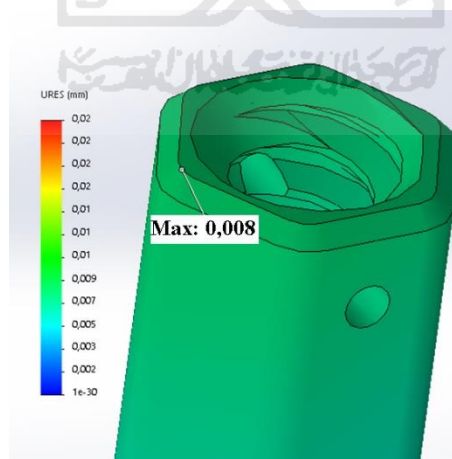


Untuk lebih jelasnya mengenai pengujian *female shank* prostesis, hasil tegangan dari pengujian tersebut dapat dilihat pada tabel 4-12 yang ada di bawah ini

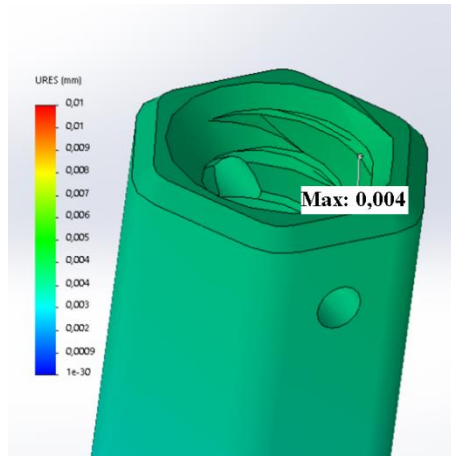
Tabel 4-12 Tegangan *Female Shank* Prostesis

No	Nama Pengujian	Maksimal
1	<i>Heal loading</i>	17,77 Mpa
2	<i>Midfoot loading</i>	17,78 Mpa
3	<i>Forefoot loading</i>	20,64 Mpa

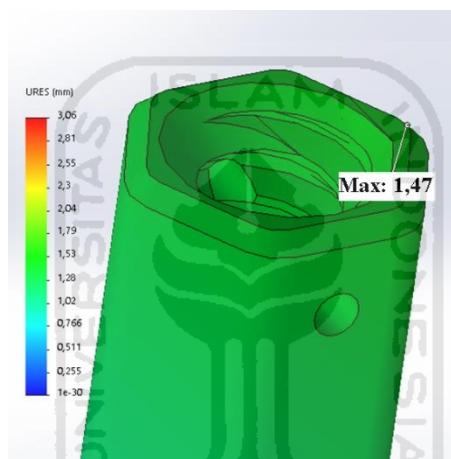
Selain itu *displacement* yang terdapat pada bagian *shank* di *part female* prostesis pada pengujian dengan kondisi *heal loading*, *midfoot loading* ataupun *forefoot loading* juga memiliki nilai yang berbeda beda pada setiap kondisi. Pada kondisi pengujian *heal loading* seperti yang terlihat pada gambar 4-79, *displacement* maksimum yang didapat prostesis yaitu sebesar 0,008 mm. Pada kondisi *midfoot loading* pada gambar 4-80 *displacement* maksimum yang didapat berubah menjadi 0,004 mm. Sedangkan pada gambar 4-81 mengenai pengujian *forefoot loading displacement* maksimum yang didapat sebesar 1,47 mm.



Gambar 4-79 *Displacement* maksimum *Female Shank Heal loading*



Gambar 4-80 *Displacement* maksimum *Female Midfoot loading*



Gambar 4-81 *Displacement* maksimum *Female Forefoot loading*

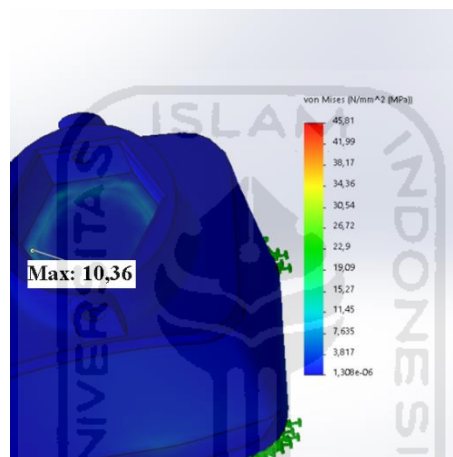
Untuk lebih jelasnya mengenai pengujian *female shank* prostesis, hasil *displacement* dari pengujian tersebut dapat dilihat pada tabel 4-13 yang ada di bawah ini

Tabel 4-13 *Displacement Female Shank Prostesis*

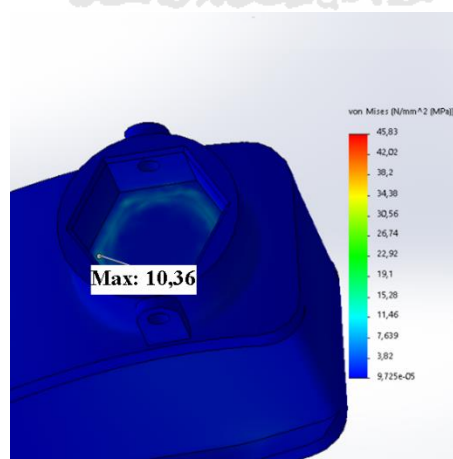
No	Nama Pengujian	Maksimal
1	<i>Heal loading</i>	0,008 mm
2	<i>Midfoot loading</i>	0,004 mm
3	<i>Forefoot loading</i>	1,47 mm

#### D. Sach foot

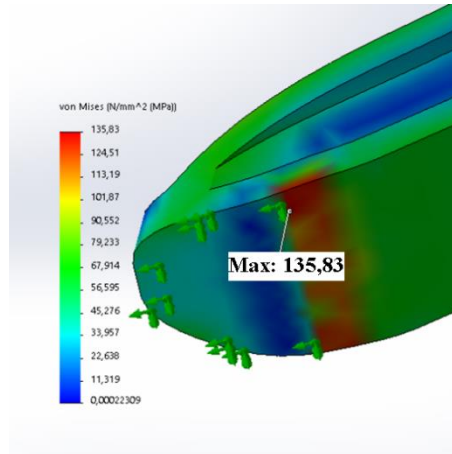
Tegangan yang terdapat pada bagian *sach foot* prostesis pada pengujian dengan kondisi *heel loading*, *midfoot loading* ataupun *forefoot loading* memiliki nilai yang berbeda beda. Pada kondisi pengujian *heel loading*, tegangan maksimum yang didapat prostesis yaitu sebesar 10,36 Mpa. Pada kondisi *midfoot loading* tegangan maksimum yang didapat mempunyai nilai yang sama sebesar 10,36 Mpa. Sedangkan pada pengujian *forefoot loading* tegangan maksimum yang didapat sebesar 135,83 Mpa. Nilai tegangan maksimum pada pengujian tersebut dapat dilihat pada gambar 4-82, 4-83, dan 4-84.



Gambar 4-82 Tegangan maksimum *Sach foot* *Heal loading*



Gambar 4-83 Tegangan maksimum *Sach foot* *Midfoot loading*



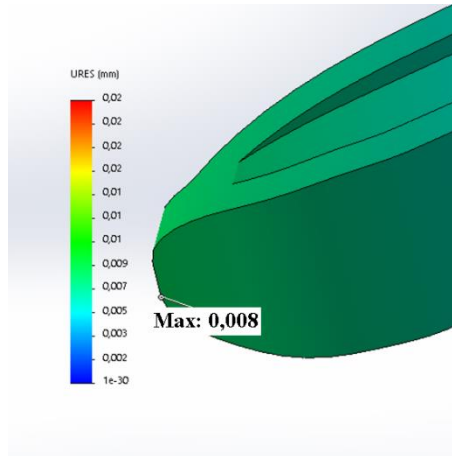
Gambar 4-84 Tegangan maksimum *Sach foot Forefoot loading*

Untuk lebih jelasnya mengenai pengujian *sach foot* prosthesis, hasil tegangan dari pengujian tersebut dapat dilihat pada tabel 4-14 yang ada di bawah ini

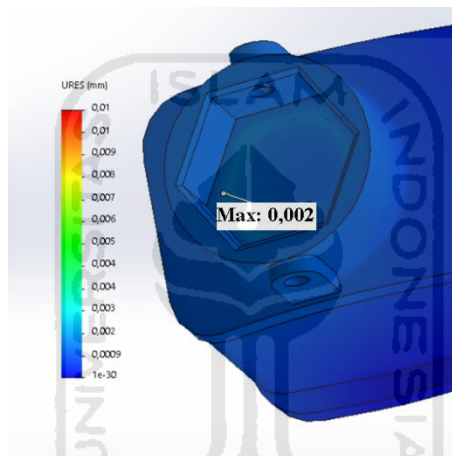
Tabel 4-14 Tegangan *Sach foot*

No	Nama Pengujian	Maksimal
1	<i>Heal loading</i>	10,36 Mpa
2	<i>Midfoot loading</i>	10,36 Mpa
3	<i>Forefoot loading</i>	135,83 Mpa

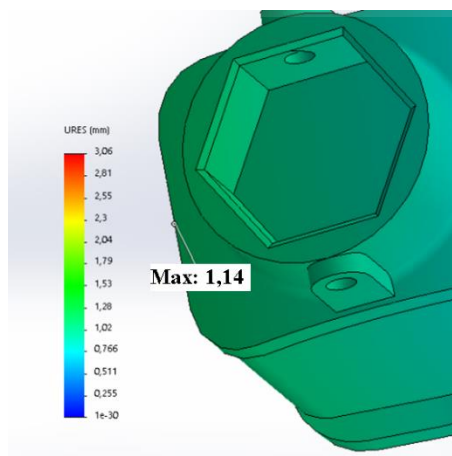
Selain itu *displacement* yang terdapat pada bagian *sach foot* prosthesis pada pengujian dengan kondisi *heal loading*, *midfoot loading* ataupun *forefoot loading* juga memiliki nilai yang berbeda beda pada setiap kondisi. Pada kondisi pengujian *heal loading*, *displacement* maksimum yang didapat prosthesis yaitu sebesar 0,008 mm. Pada kondisi *midfoot loading displacement* maksimum yang didapat berubah menjadi 0,002 mm. Sedangkan pada pengujian *forefoot loading displacement* maksimum yang didapat sebesar 1,14 mm. Nilai *displacement* maksimum pada pengujian tersebut dapat dilihat pada gambar 4-85, 4-86, dan 4-87.



Gambar 4-85 *Displacement maksimum Sach foot Heal loading*



Gambar 4-86 *Displacement maksimum Sach foot Midfoot loading*



Gambar 4-87 *Displacement maksimum Sach foot Forefoot loading*

Untuk lebih jelasnya mengenai pengujian *sach foot* prosthesis, hasil *displacement* dari pengujian tersebut dapat dilihat pada tabel 4-15 yang ada di bawah ini

Tabel 4-15 *Displacement Sach foot*

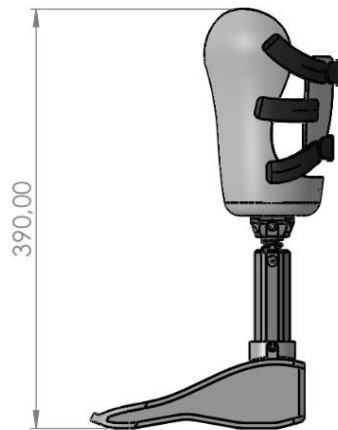
No	Nama Pengujian	Maksimal
1	<i>Heal loading</i>	0,008 mm
2	<i>Midfoot loading</i>	0,002 mm
3	<i>Forefoot loading</i>	1,14 mm

### 4.3.2 Dimensi Prosthesis

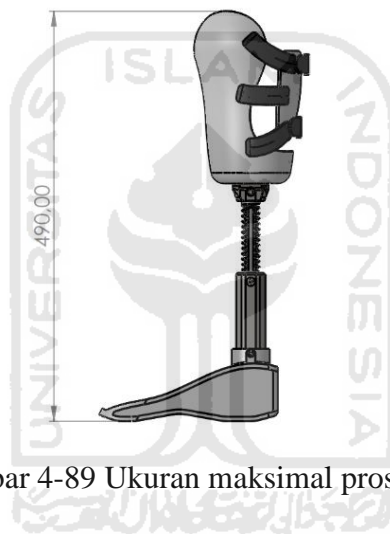
Prosthesis bawah lutut *adjustable* ini dirancang dengan mengacu pada ukuran-ukuran antropometri masyarakat Indonesia, atau lebih tepatnya ukuran kaki yang menjadi kunci utama pembuatan prosthesis ini. Selain itu perancangan prosthesis ini juga mengacu pada standar amputasi pada kaki bawah lutut yang diambil dari buku *Campbell's operative orthopaedics* (Thirteenth edition). Ukuran hasil perancangan prosthesis ini dapat dilihat di bawah ini:

#### 1. Rancangan keseluruhan

Rancangan keseluruhan dari desain prosthesis ini memiliki 2 dimensi. Yang pertama adalah dimensi minimal dari prosthesis ketika *shank* dalam keadaan panjang terkecil. Kemudian dimensi kedua adalah panjang maksimal prosthesis saat *shank* diatur ke dalam panjang maksimalnya. Dalam keadaan minimal, prosthesis memiliki panjang sebesar 390 mm seperti yang terlihat pada gambar 4-88. Sedangkan pada saat kondisi maksimal panjang prosthesis mencapai 490 mm seperti yang terlihat pada gambar 4-89.

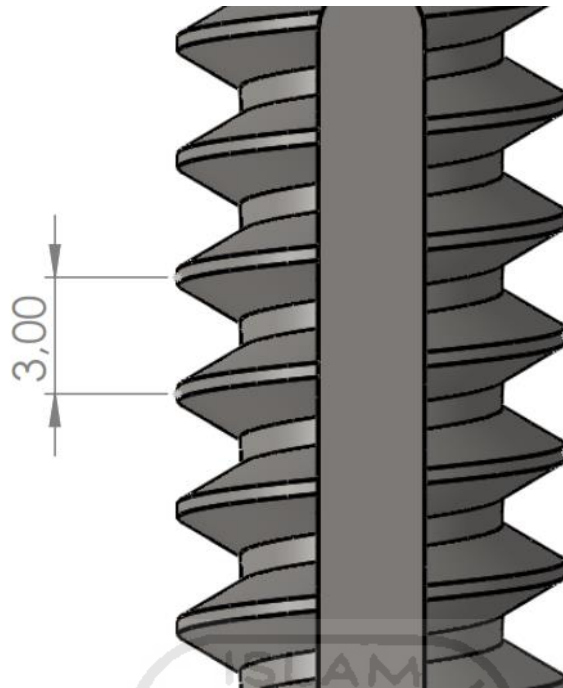


Gambar 4-88 Ukuran minimum prosthesis

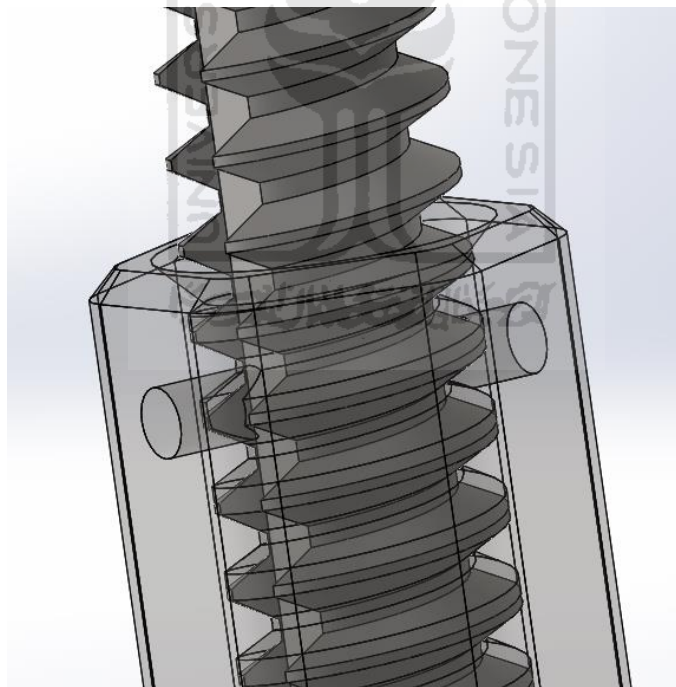


Gambar 4-89 Ukuran maksimal prosthesis

Pada perubahan panjang dari prosthesis bawah lutut *adjustable* ini dapat diatur perubahannya setiap 1,5 mm. Nilai tersebut didapat dari ukuran *pitch* yang digunakan pada ulir yang ada di *shank* prosthesis yaitu sebesar 3 mm seperti pada gambar 4-90. Sehingga setiap 1 putaran untuk mengatur prosthesis sebesar  $360^\circ$  maka perubahan panjang prosthesis menjadi 3mm. Ukuran *pitch* tersebut kemudian dibagi 2 menjadi 1,5 mm dikarenakan terdapat 2 lubang seperti pada gambar 4-91 dibagian male *shank* prosthesis. Dengan adanya 2 lubang tersebut prosthesis dapat diatur setiap  $180^\circ$  pada setiap putarannya. Hal itulah yang membuat prosthesis dapat diatur panjangnya setiap 1,5 mm atau setiap setengah putaran ( $180^\circ$ ).



Gambar 4-90 Ukuran *Pitch* ulir *shank* prosthesis



Gambar 4-91 Dua lubang pengunci

## 2. *Socket* prosthesis

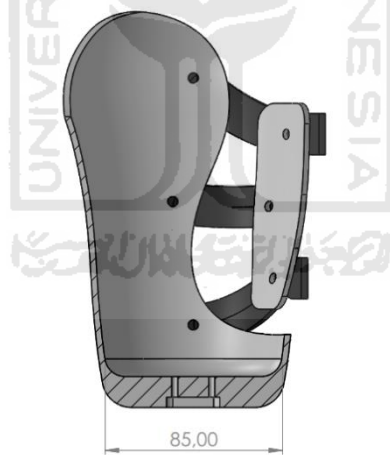
Pada bagian *socket* prosthesis dimensi diukur di 2 tempat berbeda. Tempat pertama adalah bagian ujung prosthesis, yang menjadi tumpuan langsung dengan



prostesis. Dimensinya adalah lingkaran berdiameter sebesar 85 mm. tempat kedua adalah tinggi total *socket* prostesis yaitu dengan nilai sebesar 190 mm. Untuk lebih jelasnya dimensi *socket* prostesis dapat dilihat pada gambar 4-92 dan 4-93 yang ada di bawah ini.



Gambar 4-92 Panjang *socket* prostesis

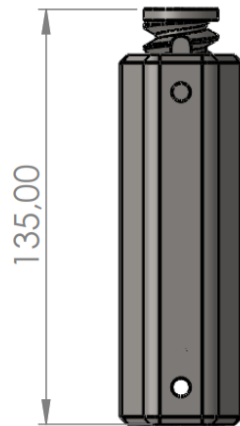


Gambar 4-93 Lingkaran ujung *socket* prostesis

### 3. *Shank* prostesis

Dimensi *shank* prostesis ini dibagi menjadi 2 bagian. Bagian pertama adalah ketika *shank* berada pada titik terendah prostesis sehingga menjadi Panjang minimal prostesis tersebut. Pada titik tersebut panjang *shank* bernilai 135 mm. Selanjutnya adalah bagian kedua yaitu ketika prostesis diatur ke maksimal panjang yang dihasilkan. Panjang maksimal dari *shank* ini mencapai 235 mm. Untuk lebih

jelasnya dimensi *shank* prosthesis dapat dilihat pada gambar 4-94 dan 4-95 yang ada di bawah ini.



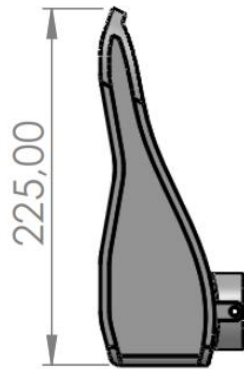
Gambar 4-94 Panjang minimal *shank* prosthesis



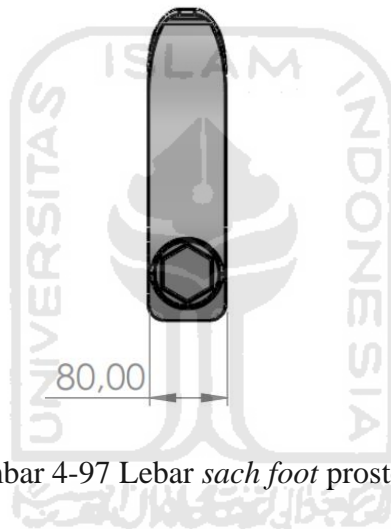
Gambar 4-95 Panjang maksimal *shank* prosthesis

#### 4. *Sach foot*

Pada desain *sach foot* sendiri memiliki ukuran yang menyesuaikan kaki manusia. Terdapat 2 dimensi utama dalam *sach foot* sendiri, pertama adalah panjang *sach foot* yang merepresentasikan panjang telapak kaki manusia dan kedua adalah lebarnya. Panjang dari *sach foot* ini memiliki panjang sebesar 225 mm seperti pada gambar 4-96 dan lebar sebesar 80 mm seperti yang terlihat pada gambar 4-97.



Gambar 4-96 Panjang *sach foot* prosthesis



Gambar 4-97 Lebar *sach foot* prosthesis

### 4.3.3 Hasil Pembuatan Model

Proses pembuatan model prosthesis bawah lutut *adjustable* ini menggunakan mesin 3d *printer*. Penggunaan 3d *printer* dalam pembuatan model prosthesis ini bermaksud agar prosthesis dapat memiliki bentuk seperti aslinya. Selain itu penggunaan 3d *printer* juga memiliki keuntungan yaitu proses pembuatan modelnya menjadi jauh lebih cepat serta menghemat biaya pembuatan model. Tentu karena ini merupakan model dari prosthesis maka kekuatannya jauh lebih rendah dari pada perancangan aslinya yang menggunakan material yang kompleks. Hasil dari proses pembuatan model yang menggunakan mesin 3d *printer* ini dapat dilihat pada gambar 4-98, 4-99, dan 4-100.



Gambar 4-98 Tampak Belakang



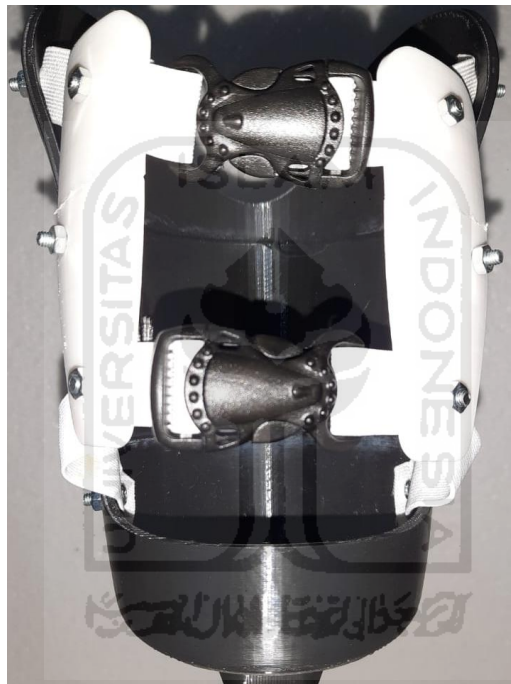
Gambar 4-99 Tampak Depan



Gambar 4-100 Tampak Samping

### 1. *Socket*

Pembuatan model prostesis bagian *socket* ini merupakan bagian yang memerlukan waktu yang lama. Hal tersebut dikarenakan ukuran *socket* yang besar sehingga *socket* harus dibagi menjadi 3 bagian terpisah seperti pada gambar 4-102 untuk proses 3d print. Setelah proses print ketiga bagian tersebut selesai, maka *socket* dapat dirakit semuanya. Perakitan tersebut juga menambahkan karet serta *clipper* yang berguna untuk mengunci kaki pengguna. Hasil dari pembuatan model tersebut dapat dilihat pada gambar 4-101 berikut.



Gambar 4-101 Bagian Belakang *Socket*



Gambar 4-102 Pembagian proses 3d print

## 2. Konektor

Seperti yang dijelaskan sebelumnya, terdapat 2 konektor yaitu konektor 1 dan konektor 2. Konektor 1 seperti yang terlihat pada gambar 4-104 adalah konektor yang terhubung dengan *socket* prosthesis. Sedangkan konektor 2 seperti yang terlihat pada gambar 4-103 adalah konektor yang terhubung ke bagian *shank* khususnya *male shank*.



Gambar 4-103 Konektor 2 (sambungan ke *shank*)



Gambar 4-104 Konektor 1 (sambungan ke *socket*)

### 3. *Shank*

Seperti halnya dengan konektor, *shank* prostesis juga memiliki 2 bagian seperti yang sudah dijelaskan. Pertama adalah *male shank* yaitu bagian *shank* yang terhubung dengan konektor seperti yang terlihat pada gambar 4-105. Kedua adalah *female shank* yaitu bagian *shank* yang terhubung langsung dengan *sach foot* seperti yang terlihat pada gambar 4-106.



Gambar 4-105 *Male shank*



Gambar 4-106 *Female shank*

#### 4. *Sach foot*

*Sach foot* prosthesis ini terhubung langsung dengan bagian *shank* khususnya pada bagian *female shank*. Sesuai dengan perancangan, *sach foot* ini juga memiliki sudut yang digunakan untuk pengujian prosthesis. Hasil dari pembuatan model prosthesis bagian *sach foot* ini dapat dilihat pada gambar 4-107 dan 4-108.



Gambar 4-107 *Sach foot* tampak samping





Gambar 4-108 *Sach foot* isometri

#### 4.3.4 Perbandingan Produk

Melakukan perbandingan prostesis bawah lutut yang *adjustable* ini dengan prostesis yang lain dilakukan agar dapat diketahui kualitas prostesis yang dibuat. Aspek-aspek yang digunakan dalam perbandingan ini diantaranya adalah segi ukuran, kelebihan, kekurangan, serta mekanisme yang digunakan dalam prostesis ini. Selanjutnya bahan pembanding dalam proses perbandingan ini adalah prostesis kaki palsu bawah lutut yang ada di pasaran Indonesia.

##### 1. *Socket*

*Socket* yang beredar di Indonesia kebanyakan memiliki bentuk yang sama dan hanya menyesuaikan ukuran kaki penggunanya. Selain itu prostesis tersebut juga akan kesulitan digunakan apabila pengguna mengalami perubahan bentuk tubuh baik itu mengalami penambahan berat badan ataupun penurunan berat badan. Pada *socket* hasil perancangan prostesis kali ini memiliki bagian yang lebih rendah pada bagian belakang *socket* prostesis. Pada bagian belakang *socket* masih terbuka dan memiliki *clipper* sebagai pengunci, sehingga pengguna dapat mengatur sendiri kekencangan dari *socket* yang digunakan. Perbandingan tersebut dapat dilihat pada gambar 4-109 dan 4-110 yang ada di bawah ini.



Gambar 4-109 Bagian belakang *socket* yang rendah



Gambar 4-110 Bagian belakang *socket* tidak rendah

Sumber: <https://www.tokopedia.com/alkessahabat/kaki-palsu-bojonegoro>

## 2. Konektor

Konektor yang banyak beredar di pasaran adalah konektor prosthesis import seperti pada gambar 4-111. Selain itu konektor tersebut memiliki kekurangan yaitu bentuknya yang juga susah untuk dibuat sendiri oleh industri prosthesis dalam negeri. Pada perancangan postesis ini konektor dibuat sesederhana mungkin seperti yang terlihat pada gambar 4-112 yang membuat industri prosthesis dalam negeri menjadi lebih mudah dalam membuatnya.



Gambar 4-111 Adapter Impor

Sumber: Ottobock, n.d.



Gambar 4-112 Adapter Hasil perancangan prostesis

### 3. *Shank*

Hal utama yang menjadi perbedaan dari hasil prostesis perancangan ini adalah pada bagian *shank*. Prostesis hasil dari perancangan ini adalah *shank* yang dapat di adjustable panjangnya sehingga dapat menyesuaikan ukuran dari pengguna prostesis. Sedangkan prostesis yang ada di pasaran Indonesia tidak bisa di adjustable ukurannya sehingga apabila pengguna mengalami perubahan tinggi maka prostesis tidak bisa digunakan. Perbedaan tersebut dapat dilihat pada gambar 4-113.



Gambar 4-113 Perbandingan *Shank* Protesis

Sumber: kakipalsuunik.com, n.d.

#### 4. *Sach foot*

Panjang dari *sach foot* pada perancangan ini memiliki panjang senilai 20 cm atau sekitar no 33 ukuran kaki (eropa). Hal ini bertujuan agar protesis dapat digunakan oleh orang yang memiliki ukuran kaki di atas ukuran tersebut. Selain itu alas dari *sach foot* ini juga memiliki 3 kondisi yang berguna untuk pengguna dalam menggunakan protesis ini. Sedangkan *sach foot* protesis yang beredar di Indonesia kebanyakan memiliki sifat yang kaku. Hal itu membuat pengguna merasa kurang nyaman dalam menggunakan protesis untuk berjalan. Perbedaan tersebut dapat dilihat pada gambar 4-114 yang ada di bawah ini.



Gambar 4-114 Perbandingan *Sach foot* Protesis

Sumber: Ottobock, n.d.-a

## **BAB 5**

### **PENUTUP**

#### **5.1 Kesimpulan**

Berdasarkan penelitian yang telah dilakukan mengenai perancangan dan pemodelan prosthesis bawah lutut yang *adjustable*, dapat ditarik beberapa kesimpulan yaitu:

1. Hasil penelitian ini telah mendapatkan kriteria desain yang telah disusun yaitu kuat, ringan, memiliki perubahan *adjustable* sebesar 10 cm, jenis prosthesisnya transtibial, nyaman, serta material yang sesuai dengan standar WHO.
2. Mekanisme *adjustable* pada prosthesis ini menggunakan *adjustable* berbasis ulir, hal ini dikarenakan mekanisme tersebut dapat di atur sekecil mungkin sesuai dengan ukuran *pitch* yang digunakan pada ulir tersebut.
3. Pada rancangan prosthesis bawah lutut tersebut material yang digunakan berbeda - beda. Pada bagian *socket* dan *sach foot* menggunakan material komposit fiber, sedangkan pada bagian konektor dan *shank* menggunakan stainless steel sebagai materialnya.

#### **5.2 Saran**

Untuk penelitian selanjutnya mengenai prosthesis kaki palsu bawah lutut yang *adjustable* ini terdapat beberapa saran yang berguna untuk memperbaiki kekurangan-kekurangan pada hasil penelitian ini ada. Beberapa saran tersebut adalah sebagai berikut:

1. Pada penelitian selanjutnya dapat melakukan pengujian fatigue. Pengujian tersebut dilakukan dengan tujuan untuk mengetahui daya tahan dari prosthesis tersebut mampu bertahan berapa lama.
2. Melakukan pembuatan prototipe prosthesis kaki palsu bawah lutut yang *adjustable* dengan material yang sesungguhnya sehingga bisa dilakukan pengujian secara nyata pada lingkungan yang nyata.

3. Melakukan pengujian prosthesis kaki palsu bawah lutut yang *adjustable* ini dengan pengujian yang sesuai dengan standar ISO 10328 tentang pengujian prosthesis kaki palsu bawah lutut.
4. Melakukan perbaikan-perbaikan pada rancangan prosthesis kaki palsu bawah lutut yang *adjustable* ini pada bagian-bagian yang ada di dalamnya. Baik itu *socket*, *shank*, konektor, ataupun *sach foot* dari prosthesis tersebut.



## DAFTAR PUSTAKA

- Behera, Dr. N. K. (2014). *Amputation*. Swami Vivekanand National Institute of Rehabilitation Training and Research (SVNIRTAR).  
<http://www.svnirtar.nic.in/?q=node/264>
- Biologydictionary.net, E. (2017, mei). *Anthropometry*.  
<https://biologydictionary.net/anthropometry/>.
- Canale, S. T., Azar, F. M., Beaty, J. H., & Campbell, W. C. (2017). *Campbell's operative orthopaedics* (Thirteenth edition). Elsevier, Inc.
- Delinski, B. (2012, Agustus). *Weighing in on individual body parts*.  
[https://www.timesdaily.com/archives/weighing-in-on-individual-body-parts/article\\_4729f5a7-c039-5649-910e-ee18a03435e0.html](https://www.timesdaily.com/archives/weighing-in-on-individual-body-parts/article_4729f5a7-c039-5649-910e-ee18a03435e0.html)
- Departemen Pendidikan Nasional. (2008). *Kamus Besar Bahasa Indonesia Pusat Bahasa* (4th ed.). Gramedia.
- Disable World. (2019). *Prostheses—Prosthetics: Artificial Limb Information*.  
<https://www.disabled-world.com/assistivedevices/prostheses/>
- Hrdlicka, A. (1898). Study of the Normal Tibia. *American Anthropologist*, 11(10), 307–312. JSTOR.
- Hugh V, C., Montclair, U., Scrocco, J., & Orange, W. (1979a). *ADJUSTABLE PROSTHETIC LIMB* (Patent No. 4,161,042).
- Hugh V, C., Montclair, U., Scrocco, J., & Orange, W. (1979b). *ADJUSTABLE PROSTHETIC LIMB* (Patent No. 4,161,042).

- International Standards Organization. (2016). *ISO 10328 Prosthetics—Structural testing of lower—Limb prostheses -Requirements and test methods*.  
<https://www.iso.org/standard/70205.html>
- Ismail, M., Thabit, Y., & Abbas, S. M. (2019). *A modified shank for below knee prosthesis*.
- kakipalsuunik.com. (n.d.). *Kaki Palsu Import*. Retrieved October 13, 2020, from  
<http://kakipalsuunik.com/jual-kaki-palsu-import/amp/>
- Kementerian Kesehatan RI. (2014). *Buletin Jendela Data & Informasi Kesehatan: Situasi Penyandang Disabilitas*.
- Kementerian Kesehatan RI. (2018). *Infodatin (Pusat Data dan Informasi) Kementerian Kesehatan RI - Disabilitas*.
- Le Floch-Prigent, P. (2008). The Vitruvian Man: An anatomical drawing for proportions by Leonardo Da Vinci. *Morphologie : Bulletin de l'Association Des Anatomistes*, 92, 204–209.  
<https://doi.org/10.1016/j.morpho.2008.09.001>
- Ottobock. (n.d.-a). *SACH Foot Men 18mm Toes*. Retrieved October 13, 2020, from  
<https://shop.ottobock.us/Prosthetics/Lower-Limb-Prosthetics/Feet---Mechanical/SACH-Foot-Men-18mm-Toes/p/1S66>
- Ottobock. (n.d.-b). *Socket adapter w. Pyramid adapter, Alum*. Retrieved October 13, 2020, from <https://shop.ottobock.us/Prosthetics/Lower-Limb-Prosthetics/Adapters-Structural-Components/Socket-adapter-w-pyramid-adapter%2C-Alum-/p/4R74~5AL>
- Paterno, L., Ibrahimi, M., Gruppioni, E., Menciassi, A., & Ricotti, L. (2018). *Sockets for Limb Prostheses: A Review of Existing Technologies and Open*



- Challenges. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 65(9), 1996–2010. <https://doi.org/10.1109/TBME.2017.2775100>
- Physiopedia. (2019). *Prosthetic Feet—Physiopedia*. [https://www.physiopedia.com/index.php?title=Prosthetic\\_Feet&oldid=225421](https://www.physiopedia.com/index.php?title=Prosthetic_Feet&oldid=225421)
- Quyen, N. (2015, February 15). Amputations of the lower extremity. *Amputations of the Lower Extremity*. <https://www.slideshare.net/nguyenquangtonquyen/amputations-of-the-lower-extremity>
- Rogers, J. R., Lake, W., Rhoades, J. C., & Martin, T. D. (2003). *ADJUSTABLE LONG BONE PROSTHESIS*.
- Setiawan, B. (1990). *Ensiklopedi Nasional Indonesia, Jilid 13*. Cipta Adi Pustaka.
- Sinaki, M. (1993). *Basic Clinical Rehabilitation Medicine*. Mosby. <https://books.google.co.id/books?id=iPpsAAAAMAAJ>
- Suryawan, D., Ridlwan, M., & Setiadi, A. (2019). Inovasi Desain dan Simulasi Model Protesis Bawah Lutut Berdasarkan Antropometri Orang Indonesia. *Jurnal Teknik Mesin Indonesia*, 14(1), 30. <https://doi.org/10.36289/jtmi.v14i1.112>
- Taboga, P., & Grabowski, A. M. (2017). Axial and torsional stiffness of pediatric prosthetic feet. *Clinical Biomechanics*, 42, 47–54.
- Wignjosoebroto, S. (2008). *Ergonomi Studi Gerak dan Waktu*. Guna Widya.
- World Health Organization. (n.d.). *Disabilities*. Retrieved August 24, 2020, from <https://www.who.int/topics/disabilities/en/>
- World Health Organization. (2017). *Standards for prosthetics and orthotics. Part 2*.

Zane, M. K., & Mazzone, B. (2018). *Physical Therapy Guide to Below-Knee Amputation (Transtibial Amputation)*.

<https://www.choosept.com/symptomsconditionsdetail/physical-therapy-guide-to-belowknee-amputation-2>

