

**DESAIN DAN PEMBUATAN PROTOTIPE PROSTESIS
BAWAH LUTUT**

TUGAS AKHIR

**Diajukan sebagai Salah Satu Syarat
untuk Memperoleh Gelar Sarjana Teknik Mesin**



Disusun Oleh :

Nama : Muhammad Farid Aziz

No. Mahasiswa : 16525080

NIRM : 2016070545

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

2023

PERNYATAAN KEASLIAN

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

Yogyakarta, 14 Februari 2023

Penulis



(Muhammad Farid Aziz)

LEMBAR PENGESAHAN DOSEN PEMBIMBING
DESAIN DAN PEMBUATAN PROTOTIPE PROSTESIS
BAWAH LUTUT


TUGAS AKHIR

Disusun Oleh :

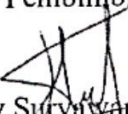
Nama : Muhammad Farid Aziz
No. Mahasiswa : 16525080
NIRM : 2016070545

Yogyakarta, 6 Januari 2023

Pembimbing I,


Dr. Ir. Muhammad Khafidh, S.T.,
M.T., IPP

Pembimbing II,


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

LEMBAR PENGESAHAN DOSEN PENGUJI

DESAIN DAN PEMBUATAN PROTOTIPE PROSTESIS BAWAH LUTUT

TUGAS AKHIR

Disusun Oleh :

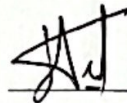
Nama : Muhammad Farid Aziz
No. Mahasiswa : 16525080
NIRM : 2016070545

Tim Penguji

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

IPP

Ketua



Tanggal :

Dr. Ir. Paryana Puspaputra, M.Eng

Anggota I

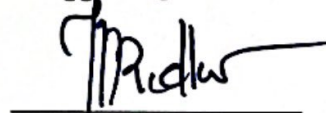


Tanggal : 3 - 2 - 23

Ir. Muhammad Ridlwan, S.T., M.T.,

IPP

Anggota II



Tanggal : 3 - 2 - 23



Mengetahui

Ketua Jurusan Teknik Mesin

Muhammad Khafidh, S.T., M.T., IPP

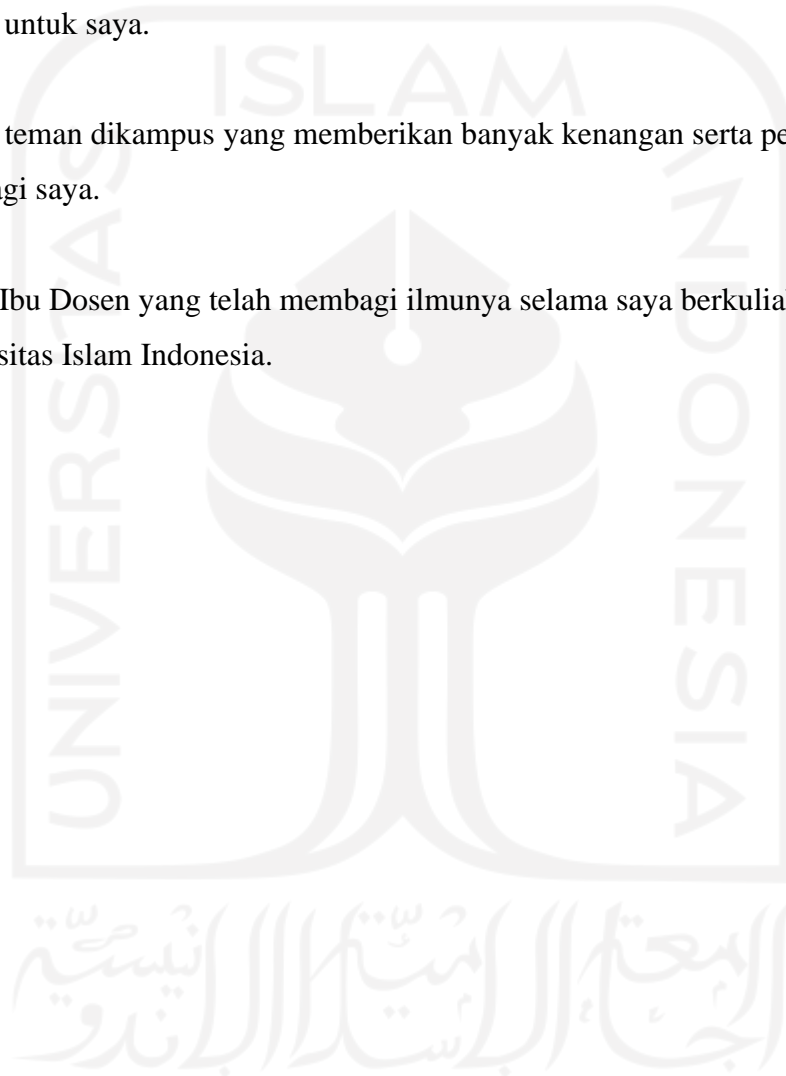
HALAMAN PERSEMBAHAN

Saya mempersembahkan hasil tugas akhir ini kepada:

Kedua orang tua saya beserta keluarga yang terus memberikan dorongan dimanapun dan kapanpun dalam bentuk apapun sehingga memberikan yang terbaik untuk saya.

Teman teman dikampus yang memberikan banyak kenangan serta pengalaman baru bagi saya.

Bapak/Ibu Dosen yang telah membagi ilmunya selama saya berkuliah di Universitas Islam Indonesia.



HALAMAN MOTTO

“Kalau kau terus berpikir dan tak melakukan apa-apa, kau akan tertinggal jauh”

(Killua Zoldyck)

"Jadilah kehidupanmu demi dirimu sendiri."

(Berseker)

"Mengabdikan diri untuk pendidikan adalah suatu bentuk kerja keras."

(Mayou Hachikuji)

“Harapan membuatmu lupa semua waktu sulit”

(Soichiro Honda)



KATA PENGANTAR ATAU UCAPAN TERIMA KASIH

Segala puji hanya milik Allah SWT. Shalawat dan salam selalu tercurahkan kepada Rasulullah SAW. Berkat limpahan dan rahmat-Nya penyusun mampu menyelesaikan laporan Tugas Akhir di Laboratorium Teknik Mesin Universitas Islam Indonesia.

Tugas Akhir ini guna memenuhi syarat untuk menyelesaikan program Strata-1 di Jurusan Teknik Mesin Fakultas Teknologi Industri Universitas Islam Indonesia.

Dalam penyusunan tugas atau materi ini, tidak sedikit hambatan yang penulis hadapi. Namun penulis menyadari bahwa kelancaran dalam penyusunan laporan ini tidak lain berkat bantuan, dorongan, dan bimbingan orang tua, serta pihak yang telah membantu menyelesaikan laporan sehingga kendala-kendala yang penulis hadapi teratasi.

Hasil laporan ini disusun agar pembaca dapat memperluas ilmu pengetahuan tentang prostesis *Adjustable* bawah lutut sesuai antropometri orang Indonesia, yang kami sajikan berdasarkan penelitian secara langsung dan komputasi pihak ketiga. Laporan ini di susun oleh penyusun dengan berbagai rintangan. Baik itu yang datang dari diri penyusun maupun yang datang dari luar. Namun dengan penuh kesabaran dan terutama pertolongan dari Allah SWT. akhirnya laporan ini dapat terselesaikan.

Semoga hasil laporan ini dapat memberikan wawasan yang lebih luas dan menjadi sumbangan pemikiran kepada pembaca khususnya para mahasiswa Universitas Islam Indonesia. Saya sadar bahwa laporan ini masih banyak kekurangan dan jauh dari sempurna. Untuk itu, kepada para pembaca untuk memberikan kritik dan saran agar dapat lebih sempurna penelitian ini.

ABSTRAK

Prostesis merupakan sebuah alat bantu pengganti bagian tubuh yang hilang atau lebih tepatnya bagian ekstremitas tubuh yang hilang. Prostesis yang banyak terdapat di Indonesia merupakan bekas amputasi bagian tubuh bawah, mengingat banyaknya penderita diabetes. Salah satu amputasi bagian bawah tubuh adalah amputasi transtibial. Pembuatan prostesis atau kaki palsu yang beredar di Indonesia merupakan produksi konvensional, yang mana masih menyesuaikan dari sisa amputasi pengguna. Hal ini dilakukan dikarenakan belum adanya standarisasi buatan Indonesia ataupun menggunakan standar yang telah ada. Dengan tidak adanya standarisasi menyebabkan tidak dapat dipastikan apakah produk aman digunakan atau tidak aman. Berdasarkan permasalahan yang telah disebutkan, dilakukan penelitian tentang prostesis bawah lutut yang lingkarinya dapat diatur yang telah disesuaikan dengan antropometri orang Indonesia. Penelitian dilakukan pada pendesainan bagian *socket* dari prostesis yang mana telah disesuaikan dengan standar ISO 10328. Lingkar dibatasi dengan ukuran 307 mm sampai 345 mm dan pembebanan pengujian dengan level P5. Material yang digunakan yaitu komposit serat karbon dan *stainless steel*. Hasil penelitian ini berupa prostesis jadi yang berupa *Assembly socket, link, shank, foot*, dan sistem pengencang..

Kata kunci: *prostesis, adjustable, socket, antropometri, ISO 10328*

ABSTRACT

Prosthesis is a tool to replace lost body parts or more precisely the missing limbs. Prostheses that are widely available in Indonesia are former lower body amputation, given the large number of diabetics. One of the lower limb amputation is a transtibial amputation. The manufacture of prostheses or prosthetic limbs circulating in Indonesia is a conventional production, which is still adapted from the user's remaining amputations. This is done because there is no standardization made in Indonesia or using existing standards. In the absence of standardization, it cannot be ascertained whether the product is safe to use or unsafe. Based on the problems mentioned above, a research was conducted on a below-the-knee prosthesis whose circumference can be adjusted according to Indonesian anthropometry. Research was conducted on the design of the socket part of the prosthesis which has been adjusted to the ISO 10328 standard. The circumference is limited to a size of 307 mm to 345 mm and loading testing is at the P5 level. The material used is a composite of carbon fiber and stainless steel. The results of this study are in the form of a finished prosthesis in the form of an assembly socket, link, shank, foot and fastener system.

Keywords: *prosthesis, adjustable, socket, anthropometry, ISO 10328*

DAFTAR ISI

Halaman Judul	i
Pernyataan Keaslian	ii
Lembar Pengesahan Dosen.....	iii
Lembar Pengesahan Dosen Penguji	iv
Halaman Persembahan	v
Halaman Motto	vi
Kata Pengantar atau Ucapan Terima Kasih.....	vii
Abstrak	viii
Daftar Isi	x
Daftar Tabel.....	xiii
Daftar Gambar	xiv
Bab 1 Pendahuluan	1
1.1 Latar Belakang.....	1
1.2 Rumusan Masalah.....	2
1.3 Batasan Masalah	2
1.4 Tujuan Penelitian atau Perancangan	2
1.5 Manfaat Penelitian atau Perancangan.....	3
1.6 Sistematika Penulisan	3
Bab 2 Tinjauan Pustaka	4
2.1 Kajian Pustaka	4
2.2 Dasar Teori	9
2.2.1 Disabilitas	9
2.2.2 Amputasi.....	10
2.2.3 Protesis	11
2.2.4 Antropometri	13
2.2.5 Perhitungan massa protesis	16
2.2.6 ISO 10328.....	16
2.2.7 Komposit	19
Bab 3 Metode Penelitian.....	24

3.1	Alur Penelitian	24
3.2	Kriteria Desain	25
3.3	Peralatan dan bahan	25
3.4	Perancangan	26
3.5	Alternatif Desain.....	27
3.5.1	Alternatif 1	27
3.5.2	Alternatif 2.....	28
3.5.3	Alternatif 3.....	28
3.6	Perancangan <i>socket</i> depan	29
3.6.1	Perancangan <i>socket</i> belakang	30
3.6.2	<i>Link</i>	30
3.6.3	<i>Shank</i>	32
3.6.4	Pengatur lingkaran sekaligus pengencang.....	33
3.7	Pengujian	33
3.7.1	Pengujian kondisi I	34
3.7.2	Pengujian kondisi II.....	34
3.7.3	Pemodelan kontak dan komponen.....	35
3.7.4	<i>Mesh</i>	37
Bab 4	Hasil dan Pembahasan	38
4.1	Hasil Perancangan.....	38
4.2	<i>Load</i> dan <i>Constrain FEM</i>	38
4.3	Hasil Pengujian	40
4.3.1	Kondisi I	40
4.3.2	Kondisi II.....	41
4.4	Evaluasi Desain.....	41
4.5	Proses Pembuatan Prostesis	45
4.5.1	Pembuatan <i>Socket</i>	46
4.5.2	Pembuatan <i>socket</i> belakang	48
4.5.3	Pembuatan <i>link</i>	49
4.5.4	Pembuatan <i>shank</i>	51
4.5.5	Pembuatan sistem pengencang / pengunci	52
4.5.6	Pembuatan <i>link foot-shank</i>	53

4.5.7	<i>Assembly</i> prosthesis	53
4.6	Analisis dan Pembahasan.....	57
4.6.1	Hasil Simulasi.....	57
4.6.2	Kendala pembuatan	57
4.6.3	Perbandingan desain	60
Bab 5	Penutup.....	64
5.1	Kesimpulan	64
5.2	Saran untuk Penelitian Selanjutnya	64
Daftar	Pustaka	65



DAFTAR TABEL

Tabel 2-1 Tinjauan Pustaka	7
Tabel 2-2 Antropometri keturunan Indonesia asli (Chuan et. al., 2010).....	14
Tabel 2-3 Antropometri keturunan Indonesia cina (Chuan et. al., 2010).....	14
Tabel 2-4 Antropometri orang jawa (tua) (Syarifudin & Alatas, 1996).....	15
Tabel 2-5 Antropometri orang jawa (Dewasa) (Syarifudin & Alatas, 1996)	15
Tabel 2-6 Antropometri orang jawa (Remaja) (Syarifudin & Alatas, 1996).....	15
Tabel 3-1 Kriteria Desain	25
Tabel 3-2 Hasil <i>mesh</i>	37
Tabel 4-1 Data hasil simulasi <i>heel loading</i>	40
Tabel 4-2 Data hasil simulasi <i>forefoot loading</i>	41

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2-1 Desain <i>Prosthesis</i> (Suryawan et al., 2019).....	4
Gambar 2-2 Desain Prostesis (Suryawan et al, 2020).	5
Gambar 2-3 Desain <i>socket</i> prostesis (Masykur & Suryawan, 2021).	5
Gambar 2-4 Desain <i>Adjustable Socket A</i> (Quezada, 2017).....	6
Gambar 2-5 Desain <i>Adjustable Socket B</i> (Quezada, 2017).....	6
Gambar 2-6 Tingkatan amputasi pada ekstremitas bawah (Selvam et. al., 2021) 11	
Gambar 2-7 Koordinat pembebanan (ISO 10328)	17
Gambar 2-8 Data koordinat (ISO 10328).....	17
Gambar 2-9 Data besar pembebanan (ISO 10328).....	18
Gambar 2-10 Arah gaya tampak samping (ISO 10328).....	19
Gambar 2-11 Arah gaya tampak atas (ISO 10328)	19
Gambar 2-12 Metode <i>hand lay up</i> (Tri-Dung Ngo, 2020).	20
Gambar 2-13 Cetakan RTM (Tri-Dung Ngo, 2020).....	21
Gambar 2-14 Skema kerja cetakan vakum (Tri-Dung Ngo, 2020).	21
Gambar 2-15 Cetakan tekan (Tri-Dung Ngo, 2020).....	22
Gambar 2-16 Cetakan injek (Tri-Dung Ngo, 2020).	22
Gambar 2-17 Skema <i>pultrusion</i> (Tri-Dung Ngo, 2020).....	23
Gambar 3-1 Diagram alir alur penelitian.....	24
Gambar 3-2 Desain <i>socket Assembly</i>	26
Gambar 3-3 Perbandingan kekuatan dengan densitas (Ashby, n.d.).....	27
Gambar 3-4 Alternatif desain 1	28
Gambar 3-5 Alternatif desain 2	28
Gambar 3-6 Alternatif desain 3	29
Gambar 3-7 Desain <i>socket</i> depan	30
Gambar 3-8 Desain <i>socket</i> belakang	30
Gambar 3-9 Desain <i>link</i> lama (Suryawan et al, 2020).....	31
Gambar 3-10 Desain <i>link</i> baru.....	31
Gambar 3-11 Desain <i>shank</i> lama (Suryawan et al, 2020).	32
Gambar 3-12 Desain <i>shank</i> baru	32
Gambar 3-13 Pengunci	33

Gambar 3-14 Sistem pengencang	33
Gambar 3-15 Pengujian <i>heel loading</i>	34
Gambar 3-16 Pengujian <i>forefoot loading</i>	35
Gambar 3-17 <i>Socket</i> dan part pembebanan	35
Gambar 3-18 <i>Socket</i> dengan <i>link</i>	36
Gambar 3-19 <i>Link</i> dengan part tumpuan	36
Gambar 3-20 <i>Mesh view proof stress</i> kondisi I & II	37
Gambar 4-1 Lokasi pembebanan	39
Gambar 4-2 Tumpuan prosthesis	39
Gambar 4-3 <i>constrain socket</i>	39
Gambar 4-4 Analisis tegangan dan perpindahan desain <i>socket</i>	40
Gambar 4-5 Hasil analisis tegangan dan perpindahan dari desain <i>socket</i>	41
Gambar 4-6 <i>Heel loading</i>	42
Gambar 4-7 <i>Forefoot loading</i>	42
Gambar 4-8 A. desain lama Gambar 4-9 B. revisi desain	43
Gambar 4-10 <i>Forefoot full Assembly</i>	44
Gambar 4-11 <i>Forefoot socket</i>	44
Gambar 4-12 <i>Heel full Assembly</i>	45
Gambar 4-13 <i>Heel socket</i>	45
Gambar 4-14 Hasil pencetakan <i>socket 3D Print</i>	46
Gambar 4-15 Master dari <i>socket</i>	47
Gambar 4-16 Cetakan <i>socket</i>	47
Gambar 4-17 Hasil <i>socket</i> serat karbon	48
Gambar 4-18 <i>Back socket</i> hasil <i>3D Print</i>	48
Gambar 4-19 Cetakan <i>back socket</i>	49
Gambar 4-20 <i>Back socket</i> carbon	49
Gambar 4-21 <i>Area roughing</i>	50
Gambar 4-22 <i>Waterline</i>	50
Gambar 4-23 Hasil <i>Link</i> desain baru	50
Gambar 4-24 Proses <i>Shank female</i> Gambar 4-25 Proses <i>Shank male</i>	51
Gambar 4-26 Hasil <i>Shank</i> desain baru	51
Gambar 4-27 Pengunci material ABS	52

Gambar 4-28 Pengunci <i>3D print</i> SLA material resin PLA	52
Gambar 4-29 Hasil print SLA pengunci.....	52
Gambar 4-30 <i>link foot-shank</i>	53
Gambar 4-31 <i>Assembly</i> prostesis CAD	54
Gambar 4-32 <i>Assembly</i> prostesis final.....	54
Gambar 4-33 Lingkar terkcil prostesis	55
Gambar 4-34 Lingkar terbesar prostesis.....	55
Gambar 4-35 Tinggi maksimal prostesis.....	56
Gambar 4-36 Tinggi minimal prostesis	56
Gambar 4-37 Pengujian kondisi 1 Gambar 4-38 Pengujian kondisi 2	57
Gambar 4-39 A. filamen menggumpal Gambar 4-40 B. filamen menggumpal ..	58
Gambar 4-41 Gagal karena <i>bubble</i>	58
Gambar 4-42 Kendala desain <i>Link</i>	59
Gambar 4-43 Bentuk ulir lama	60
Gambar 4-44 Ulir 6 mm pada <i>shank</i>	60
Gambar 4-45 Desain <i>socket</i> lama (Masykur & Suryawan, 2021).	60
Gambar 4-46 Desain <i>socket</i> baru.....	61
Gambar 4-47 Desain <i>link</i> lama (Suryawan et al, 2020).....	61
Gambar 4-48 Desain <i>link</i> baru.....	62
Gambar 4-49 Desain <i>shank</i> lama (Suryawan et al, 2020).	62
Gambar 4-50 Desain <i>shank</i> baru	63

BAB 1

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Menurut data yang dikumpulkan oleh Badan Pusat Statistik (BPS) tentang jumlah penyandang disabilitas melalui kegiatan sensus dan survei, antara lain Survei Penduduk Antar Sensus (SUPAS) didapat pada tahun 2015 untuk umur diatas 10 tahun terdapat sebesar 8.56% penyandang disabilitas di Indonesia. Kemudian pada tahun 2018, dikumpulkan data melalui Riset Kesehatan Dasar (RISKESDAS) dibagi menjadi 3 kategori rentang umur, yaitu 5-17 tahun, 18-59 tahun, dan diatas 60 tahun. Pada anak-anak dengan rentang umur 5-17 tahun terdapat 3.3% penyandang disabilitas, pada rentang umur 18-59 tahun didapati 22%, sedangkan pada lansia diatas 60 tahun yang dianggap disabilitas didata dengan kemandirian dalam melakukan kegiatan sehari-hari.

Salah satu jenis disabilitas adalah kesulitan berjalan yang disebabkan peng-amputasi-an pada anggota gerak tubuh bagian bawah. Amputasi sendiri memiliki definisi tindakan memisahkan bagian tubuh seperti tangan, kaki, lutut atau seluruh bagian ekstremitas (Wright, 2014). Peng-amputasi-an dilakukan sebagai upaya untuk menyelamatkan pasien dari bakteri, dan virus yang dapat membahayakan nyawa dari pasien. Kasus terbanyak penyebab dilakukannya amputasi adalah Diabetes Melitus (DM), dengan dilakukannya amputasi diharapkan *Gangrene* pada penderita dapat dihentikan karena *Gangrene* sendiri dapat mempengaruhi sirkulasi darah di tubuh.

Amputasi bagian ekstremitas bawah salah satunya yaitu adalah Amputasi Transtibial. Amputasi ini berada pada daerah bawah lutut, sehingga pasien yang dilakukan tindakan amputasi transtibial ini mengalami kesulitan berjalan atau beraktivitas secara mandiri. Untuk membantu pasien yang telah di amputasi ekstremitas bagian bawah, maka perlu penambahan protesis sebagai pengganti ekstremitas yang telah hilang.

Protesis merupakan penambahan bagian tubuh yang telah hilang agar dapat menompang aktivitas dari pasien. Pembuatan protesis yang beredar di

Indonesia, mayoritas adalah hasil produksi *custom* atau pembuatan sesuai pesanan agar menyesuaikan kenyamanan dari pengguna. Namun dengan produksi seperti ini mengakibatkan biaya produksi yang mahal karena tidak dapat di produksi secara massal mengingat ukuran kaki setiap orang berbeda bergantung pada etnik serta ras. Dengan pengembangan prostesis yang dapat *Adjustable* atau dapat diatur menyesuaikan tinggi kaki dan diameter kaki, maka dapat diproduksi secara massal sehingga dapat menekan biaya dari produksi prostesis tersebut.

1.2 Rumusan Masalah

- Bagaimana merancang prostesis bawah lutut yang mampu menahan beban sesuai dengan ISO 10328?
- Bagaimana proses manufaktur dari *Adjustable* prostesis bawah lutut?

1.3 Batasan Masalah

- Pendesainan Prostesis bawah lutut menggunakan software Autodesk Inventor 2018.
- Lingkar kaki yang digunakan sebagai acuan pendesainan *socket* yaitu 314 – 345 mm.
- Panjang sisa amputasi (*stump*) maksimal 150 mm dari sendi lutut.
- Pengujian sesuai dengan ISO 10328 pada level pembebanan P5 dan berat badan pengguna maksimal 100 kg.
- Tidak membahas lebih lanjut mengenai material busa serta desain pengunci.

1.4 Tujuan Penelitian atau Perancangan

- Membuat desain prostesis bawah lutut yang sesuai dengan pembebanan pada ISO 10328.
- Melakukan proses manufaktur dari prostesis bawah lutut sesuai dengan desain.

1.5 Manfaat Penelitian atau Perancangan

Dengan penelitian dari *Socket* bawah lutut tiruan ini dapat menjadi acuan untuk alternatif kaki palsu penyandang disabilitas di Indonesia. Dengan menjadi acuan diharapkan dapat memproduksi masal *Adjustable Socket* bawah lutut tiruan sehingga dapat menekan biaya produksi prosthesis ini agar penyandang disabilitas tidak dibebani biaya prosthesis.

1.6 Sistematika Penulisan

BAB I PENDAHULUAN

Bagian ini menjelaskan runtut dasar penelitian yang meliputi latar belakang, rumusan masalah, batasan masalah, tujuan penelitian serta bab ini sistematika penulisan.

BAB II TINJAUAN PUSTAKA

Pada tinjauan pustaka berisikan kajian penelitian sebelumnya atau penelitian lain yang digunakan sebagai dasar pemikiran penelitian

BAB III METODELOGI PENELITIAN

Bab ini menjelaskan tentang langkah langkah yang dilakukan dalam penelitian ini.

BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN

Dari hasil penelitian hingga pembahasan dari proses awal penelitian hingga hasil akhir yang ditentukan.

BAB V PENUTUP

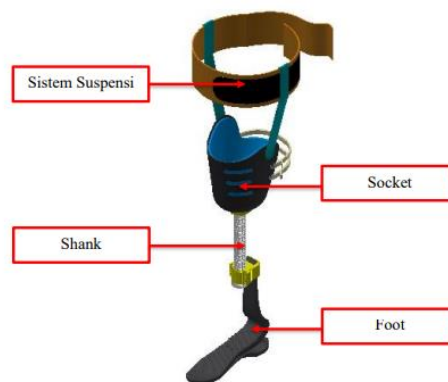
Bagian ini menjelaskan tentang kesimpulan yang berisikan tentang kelebihan dan kekurangan baik dari segi penelitian maupun hasil akhir.

BAB 2

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Kajian Pustaka

Penelitian yang dilakukan pada tahun 2019 menghasilkan sebuah prostesis yang telah menyesuaikan dengan ukuran antropometri betis orang Indonesia. Pada penelitian tersebut didapatkan hasil prostesis berbasis ulir pada *shank*. Dengan basis ulir tersebut dimaksudkan untuk menyesuaikan tinggi kaki dari pengguna prostesis tersebut. Kemudian untuk mengatur ukuran betis menggunakan sistem tali yang panjangnya dapat disesuaikan dengan betis dari pengguna prostesis (Suryawan et al., 2019).



Gambar 2-1 Desain *Prosthesis* (Suryawan et al., 2019)

Tahun 2020 telah dilakukan penelitian lanjutan yaitu *shank* berbasis ulir, namun *shank* dibagi menjadi 2 bagian *male* dan *female*. Poros utama yang menyambung pada *socket* yaitu berupa logam pejal dengan ulir dibagian luarnya. Kemudian pada bagian yang terhubung pada *foot* berupa logam heksagon yang berulir dibagian dalamnya. Dengan desain seperti tersebut untuk tampilan lebih rapi dan lebih kokoh jika dibandingkan dengan penelitian sebelumnya. Pada pengaturan ukuran betis, *socket* ini menggunakan 2 *clipper* yang dipasang dibagian atas dan bagian bawah (Suryawan et al, 2020).



Gambar 2-2 Desain Prostesis (Suryawan et al, 2020).

Penelitian selanjutnya masih dalam pendesainan ulang *socket* tiruan yang dapat diatur sesuai dengan ukuran betis dari pengguna prostesis. Cara kerja dari protesis yang berdasarkan penelitian yang dilakukan menghasilkan *socket* rigid dengan material serat karbon yang kemudian untuk merubah ukuran prostesis dengan cara mengencangkan tali pengikatnya, maka diameter dari *socket* menyempit sehingga dapat digunakan oleh penyandang disabilitas dengan lingkaran betis 314mm – 345mm (Masykur & Suryawan, 2021).



Gambar 2-3 Desain *socket* prostesis (Masykur & Suryawan, 2021).

Penelitian *socket* lain yang dilakukan oleh lulusan *University of Texas at El Paso* berupa *adjustable socket*, namun bagian pengatur ukuran dari *socket* berada pada daerah dasar dari *socket*. *Socket* dibagi menjadi 4 bagian terpisah yang diameternya dapat melebar atau mengecil dalam *range* tertentu dengan sistem pada bagian bawah *socket*. Sistem yang digunakan pada bagian bawah *socket* yaitu *transfer guide screw* (Quezada, 2017).



Gambar 2-4 Desain *Adjustable Socket A* (Quezada, 2017)



Gambar 2-5 Desain *Adjustable Socket B* (Quezada, 2017)

Tabel 2-1 Tinjauan Pustaka

tahun	peneliti	Judul	Deskripsi	Kontribusi
2019	Donny Suryawan, Muhammad Ridlwan, Ari Setiadi	Desain, simulasi dan pembuatan model prosthesis bawah lutut berdasarkan antropometri orang indonesia	Perancangan desain prosthesis bawah lutut dengan penyesuaian antropometri orang Indonesia. Desain prosthesis yang dapat diatur ketinggian serta lingkaran betis. Pada bagian <i>socket</i> untuk pengaturan lingkaran betis dengan tali yang dapat diatur kekencangannya serta pengaturan ketinggian menggunakan <i>shank</i> yang berbasis ulir.	Memberikan gambaran serta data antropometri orang Indonesia.
2020	Muhammad Nurriikka, Donny Suryawan, Santo Ajie Dhewanto, Purtojo.	Desain, simulasi dan pembuatan model prosthesis bawah lutut dengan <i>adjustable shank</i> berbasis ulir	Desain prosthesis bawah lutut dengan <i>adjustable shank</i> berbasis ulir, pada penelitian ini dikembangkan dengan sistem baut dan mur kemudian dihubungkan dengan sistem pasak. Dengan sistem ini memungkinkan perubahan tinggi prosthesis yang lebih detail lagi agar dapat lebih menyesuaikan tinggi pengguna.	Penggunaan sistem <i>shank</i> dan mekanisme konektor antara <i>socket</i> dan <i>shank</i> .

2021	Luthfi Ali Masykur, Donny Suryawan	Desain, simulasi dan pembuatan prototype <i>socket</i> prosthesis bawah lutut	Desain prosthesis <i>socket</i> yang dapat diatur ukuran lingkaran <i>socket</i> sesuai dengan antropometri orang Indonesia, serta pengujian pembebanan yang telah sesuai dengan standar ISO 10328.	Material <i>socket</i> serta sistem pengikat <i>socket</i> untuk mengurangi diameter lingkaran <i>socket</i> .
2017	Samuel Terrazas Quezada	Desain ulang volume <i>adjustable prosthesis socket</i>	Pendesainan ulang <i>socket</i> dilakukan agar sistem <i>adjustable</i> pada <i>socket</i> lebih mudah digunakan serta agar lebih stabil dalam koneksi antara <i>socket</i> dan part prosthesis lainnya.	Insiprasi <i>socket</i> dalam <i>adjustable</i> sistem

2.2 Dasar Teori

Dalam penelitian ini didasari dengan permasalahan yang terjadi di Indonesia, yang mana mengacu kepada penyandang disabilitas.

2.2.1 Disabilitas

Disabilitas sendiri memiliki definisi sesuai undang undang Nomor 8 tahun 2016 pasal 1 ayat 1, yaitu setiap orang yang memiliki keterbatasan fisik, intelektual, mental, dan atau sensorik dalam jangka waktu panjang untuk melakukan aktifitas secara mandiri, berpartisipasi penuh dan efektif berdasarkan kesamaan hak dengan warga negara lainnya. Menurut UU sendiri disabilitas di kelompokkan menjadi 4 macam yaitu :

1. Disabilitas fisik

Disabilitas fisik merupakan terganggunya fungsi gerak suatu individu yang membuatnya untuk melakukan aktivitas fisik secara mandiri terganggu. Beberapa contoh disabilitas fisik adalah lumpuh, amputasi, akibat stroke, akibat kusta, dll.

2. Disabilitas intelektual

Terganggunya fungsi berfikir yang dikarenakan tingkat kecerdasan personal yang berada dibawah rata rata. Contoh disabilitas ini adalah grahita dan down syndrome.

3. Disabilitas mental

Disabilitas ini bercirikan terganggunya fungsi pikir, emosi, dan perilaku. Disabilitas ini dibagi menjadi 2 golongan, yang pertama psikososial seperti skizofrenia, bipolar, depresi dll. Yang kedua disabilitas pada perkembangan mental seperti autis dan hiperaktif.

4. Disabilitas sensorik

Disabilitas yang mengalami gangguan pada salah satu panca indra seperti tuna Netra, tuna rungu dan atau tuna wicara.

2.2.2 Amputasi

Menurut (Demet K, 2003, Glass, Vincent, 2004) amputasi berasal dari kata “*amputare*” yang berartikan “pancung”, amputasi dalam bidang kedokteran memiliki definisi menghilangkan bagian tubuh satu atau lebih yang diakibatkan kecelakaan atau penyakit yang dilakukan untuk meningkatkan kualitas hidup dari pasien. Tindakan amputasi dilakukan sebagai pilihan terakhir penyelamatan pasien jika sudah tidak ada lagi pilihan lain, atau apabila kondisi organ yang dapat membahayakan keselamatan pasien.

Amputasi pada ekstremitas bawah merupakan prosedur medis yang dilakukan karena beberapa penyakit, diantara lain neoplasma, gangren, trauma, diabetes, dan deformitas kongenital. Amputasi ekstremitas bawah sendiri paling banyak terjadi dikarenakan penyakit vaskuler perifer, yaitu penyempitan pada pembuluh darah (Senra, Arago, Leal, 2011).

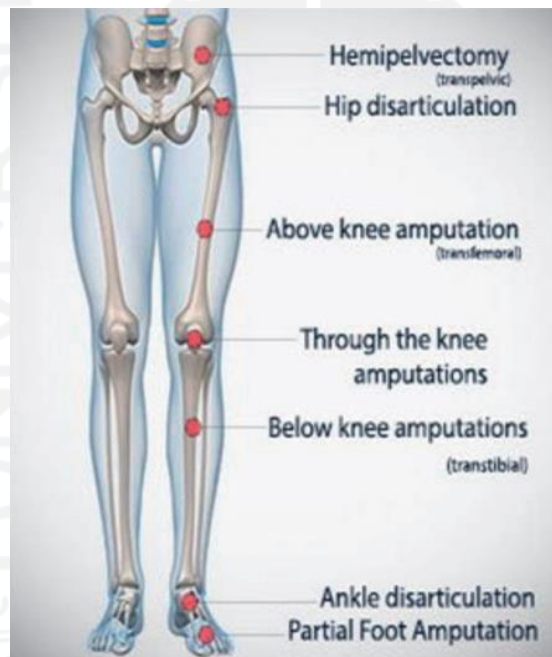
Menurut wahid tahun 2013, terdapat beberapa kondisi yang mengakibatkan perlunya dilakukan amputasi :

1. Kehancuran kulit yang tidak dapat diatasi.
2. Adanya tumor pada bagian tubuh yang tidak memungkinkan dilakukannya terapi secara konservatif (mempertahankan).
3. Terjadinya gangguan pada vascular/pembuluh darah yang berat di ekstremitas.
4. Terjadi infeksi yang jika tidak diamputasi dapat menyebar ke bagian tubuh yang lain.
5. Fraktur berat pada tulang yang tidak memungkinkan untuk diperbaiki.
6. Deformitas organ (perpindahan posisi).

Amputasi pada ekstremitas bawah sendiri terbagi menjadi beberapa bagian tergantung dari keputusan medis seberapa banyak bagian tubuh yang akan diamputasi karena sebuah penyakit. Menurut penulisan (Selvam et. al., 2021) amputasi ekstremitas bawah terbagi menjadi 7 :

1. *Transpelvic*, amputasi dibagian sekitar tulang pelvic.
2. *Hip disarticulation*, amputasi yang dilakukan akibat disartikulasi pada bagian panggul.

3. *Transfemoral*, amputasi pada bagian atas lutut atau lebih tepatnya pada bagian tulang paha.
4. *Through the knee amputation*, amputasi di bagian lutut yang biasanya dilakukan karena kondisi tidak dapat berjalan, dengan begitu dapat meningkatkan keseimbangan serta menghilangkan potensi terjadinya pendekatan permanen pada lutut.
5. *Transtibial*, amputasi yang secara umum dilakukan dibawah lutut, sehingga masih mempertahankan sendi di lutut.
6. *Ankle disarticulation*, amputasi yang dilakukan karena terjadi disartikulasi pada bagian ankle.
7. *Partial foot amputation*, amputasi yang dilakukan menghilangkan sebagian dari kaki. Biasanya jari kaki akibat gangren.



Gambar 2-6 Tingkatan amputasi pada ekstremitas bawah (Selvam et. al., 2021)

2.2.3 Protesis

Menurut (Selvam et. al., 2021) protesis merupakan *artificial limb* atau bagian ekstremitas buatan. Protesis merupakan alat yang digunakan untuk menggantikan bagian ekstremitas yang telah hilang. Untuk orang dengan penyandang disabilitas amputasi, alat ini dapat membuat berjalan lagi,

keseimbangan tubuh, serta membentuk postur tubuh seperti semula. Ilmu pengetahuan yang melandasi pembuatan “tubuh buatan” ini disebut prostetik, dan orang yang ahli dalam bidang pembuatan alat ini (prostesis) disebut *prosthetist*. *Prosthetist* juga mengatur kenyamanan serta ukuran dari prostesis agar tidak ada kendala saat di gunakan penyandang disabilitas.

Saat ini ada 4 jenis dari prostesis yang telah dipatenkan oleh (Disable World, 2019) tergantung pada bagian tubuh mana yang hilang :

1. Prosthesis transfemoral

Prostesis yang digunakan untuk menggantikan bagian kaki yang hilang karena amputasi diatas lutut. Orang dengan amputasi transfemoral ini perlu energi sekitar 80% lebih banyak dari orang normal dengan 2 kaki utuh. Ini dikarenakan kompleksitas dari sistem gerak lutut.

2. Prosthesis transtibial

Prostesis ini berada dibawah lutut, sehingga masih mempertahankan lutut yang memungkinkan masih bisa beraktifitas dengan baik saat menggunakan prostesis bawah lutut ini.

3. Prosthesis Transhumeral

Prostesis tersebut digunakan oleh penyandang disabilitas amputasi pada atas siku. Prostesis ini sangat susah untuk dibuat, dikarenakan banyak gerakan kompleks yang dapat dilakukan olah sebuah lengan.

4. Prosthesis Transradial

Prostesis tersebut berguna menggantikan bagian lengan dibawah siku yang telah hilang. Untuk saat ini ada 2 macam cara kerja dari prostesis ini, yang pertama dengan memasang kabel dan harness pada sekitar bahu lengan yang rusak. Yang kedua adalah myoelektrik, yaitu dengan sensor elektroda yang dipasang pada otot lengan atas, mengingat impulse otot bekerja dari impulse saraf atau perintah berupa kelistrikan yang dikirim dari otak. Sehingga dengan adanya perintah kelistrikan di bagian lengan atas dikonversi menjadi gerakan tangan membuka dan menutup.

Prostesis bawah lutut umumnya dibagi menjadi 5 bagian, sistem suspensi, *socket*, *shank*, *ankle*, dan *foot* sesuai dengan fungsinya memiliki bentuk yang berbeda (Setiadi, 2018).

1. Sistem Suspensi

Fungsi utama dari sistem suspensi sendiri memberikan ikatan yang kuat untuk prostesis terhadap sisa amputasi atau stump, sehingga prostesis lebih nyaman dan tidak menyebabkan iritasi.

2. *Socket*

Socket sendiri memiliki kegunaan utama dalam koneksi antara prostesis dengan stump dari pengguna. *Socket* haruslah dibuat senyaman mungkin untuk pengguna, maka dari itu kebanyakan prostesis dipasaran merupakan *custom* agar benar benar kompatibel dengan stump pengguna. Selain itu karena *socket* tidak dibuat dari material logam, sebaiknya *socket* dibuat dengan material yang ringan dan kuat untuk menahan beban sesuai dengan standar ISO 10328.

3. *Shank*

Shank digunakan sebagai pengganti dari tulang, sehingga umumnya yang terpikirkan harus memenuhi kekuatan, ringan, serta medical grade. *Shank* juga menghubungkan antara *socket* dengan foot.

4. *Foot – Ankle*

Foot merupakan daerah kaki bawah tempat bertumpunya prostesis ekstremitas bawah. *Foot* memiliki bentuk satu kesatuan dengan ankle. Karena digunakan sebagai tumpuan, *foot* haruslah memiliki keseimbangan yang baik agar pengguna dapat berdiri tegak.

2.2.4 Antropometri

Menurut (Bridger, 1995) yang berada pada penulisan (Setiadi, 2018), antropometri berasal dari kata *Anthropos* yang berartikan manusia sedangkan metri pada antropometri berasal dari kata meter yang berartikan pengukuran. Sehingga antropometri dapat didefinisikan sebagai pengukuran tentang tubuh manusia.

Sedangkan menurut penulisan oleh (Wijaya et. al., 2016) antropometri merupakan ilmu khusus yang mempelajari tubuh manusia dalam dimensi linier, ukuran kekuatan, kecepatan serta aspek lain yang menunjukkan sebuah gerakan manusia. Selain itu terdapat beberapa faktor yang dapat mempengaruhi dimesi dari tubuh manusia:

1. Umur, tentunya manusia normal mengalami perkembangan fisik dari lahir hingga dewasa, sehingga perlu adanya range umur agar dapat mudah mengelompokkan data hasil pengukuran.
2. Jenis kelamin, umumnya Pria menunjukkan hasil pengukuran lebih besar dibandingkan dengan Wanita.
3. Suku bangsa (etnis), hasil keturunan yang berdasarkan ras tau etnis sangat berpengaruh dalam hasil pengukuran. Salah satu contoh yang membuktikan, dalam hasil pengukuran laki laki etnis jawa dengan etnis batak didapati jari tangan orang jawa lebih panjang dari orang batak.
4. Pekerjaan, dengan melakukan pekerjaan yang secara terus menerus dapat merubah ukuran tubuh seorang karena tubuh melakukan penyesuaian.

Berdasarkan data yang didapatkan dari hasil pengukuran yang sudah dilakukan oleh Chuan, dengan probandus laki-laki dan perempuan keturunan Indonesia asli seperti yang ditampilkan pada tabel 2-2 dengan satuan dimensi cm dan satuan berat kg (Chuan et. al., 2010)

Tabel 2-2 Antropometri keturunan Indonesia asli (Chuan et. al., 2010)

No	Dimensi	Laki-laki				Perempuan			
		P5	P50	P95	SB	P5	P50	P95	SB
1	Tinggi Badan	162	172	183	6.23	150	159	169	5.76
2	Tinggi Lutut	46	54	62	5.21	44	50	60	5.27
3	Tinggi Popliteal	38	44	49	3.78	38	44	50	3.92
4	Panjang Kaki	22	25	29	5.97	21	23	26	2.63
5	Lebar Kaki	8	10	12	3.96	7	9	11	2.2
6	Berat Badan	50	63	89.25	13.19	39.8	53	80	11.68

Kemudian data dibandingkan dengan hasil data antropometri laki-laki dan perempuan untuk keturunan Indonesia cina seperti yang di tampilkan pada tabel 2-3 dengan satuan yang masih sama, dimensi dalam cm dan berat dalam kg.

Tabel 2-3 Antropometri keturunan Indonesia cina (Chuan et. al., 2010)

No	Dimensi	Laki-laki				Perempuan			
		P5	P50	P95	SB	P5	P50	P95	SB
1	Tinggi Badan	165	171	180	4.81	151	159	166	5.06

2	Tinggi Lutut	44	53	61	5.65	42	49	60	3.85
3	Tinggi Popliteal	36	44	50	5.36	36	43	47	5.38
4	Panjang Kaki	22	25	28	4.43	21	23	26	2.3
5	Lebar Kaki	8	10	12	1.16	7	9	10	1.08
6	Berat Badan	53.05	63	93.45	13.35	41.9	55	70.4	9.49

Data lainnya berasal dari penulisan (Syaifudin & Alatas, 1996) yang berisikan data antropometri penduduk Indonesia keturunan asli bersuku Jawa yang pada data dibedakan berdasarkan usia dari probandus. Data dimensi dengan satuan cm dan data beban dengan kg.

Tabel 2-4 Antropometri orang Jawa (tua) (Syaifudin & Alatas, 1996)

No	Dimensi	Tua (41 tahun keatas)	
		Laki-Laki	Perempuan
1	Lingkar Betis	31.14 ± 3.89	31.28 ± 3.84
2	Berat Badan	61.29 ± 7.71	55.73 ± 3.57
3	Tinggi badan	161.32 ± 3.21	149.39 ± 1.72

Tabel 2-5 Antropometri orang Jawa (Dewasa) (Syaifudin & Alatas, 1996)

No	Dimensi	Dewasa (21 – 40 tahun)	
		Laki-Laki	Perempuan
1	Lingkar Betis	32.64 ± 3.57	31.84 ± 3.1
2	Berat Badan	55.73 ± 2.56	49.67 ± 2.46
3	Tinggi badan	160.9 ± 2.97	151.27 ± 2.01

Tabel 2-6 Antropometri orang Jawa (Remaja) (Syaifudin & Alatas, 1996)

No	Dimensi	Remaja (16 – 20 tahun)	
		Laki-Laki	Perempuan
1	Lingkar Betis	32.54 ± 3.36	31.13 ± 3.21
2	Berat Badan	54.11 ± 1.89	48.5 ± 1.22
3	Tinggi badan	163.05 ± 4.16	153.66 ± 2.97

2.2.5 Perhitungan massa prosthesis

Menurut (Tayyari, 1997) dalam (Setiadi, 2018) berat dari kaki bawah lutut yang telah diamputasi atau telah hilang memiliki massa sekitar 5,7% dari berat tubuh. Dari pernyataan tersebut dapat dihitung berat maksimal dari prosthesis yang akan di buat.

$$\begin{aligned}\text{Berat maksimal Prosthesis} &= \frac{5,7}{100} \times 39,8 \text{ kg} \\ &= 2,268 \text{ kg} \\ &= 2268 \text{ gram}\end{aligned}$$

Pada perhitungan diatas, berat badan yang digunakan merupakan berat terendah yang ada pada antropometri penduduk indonesia asli. Nilai tersebut acuan agar orang indonesia yang memiliki berat terendah pun tetap dapat menggunakannya.

Dengan ada penelitian sebelumnya, massa dari *socket* telah ditentukan maksimal beratnya. Hasil tersebut didapati dari perhitungan

$$\begin{aligned}\text{Berat maksimal Socket} &= \text{Berat prosthesis} - \text{berat shank} - \text{berat foot} \\ &= 2268 \text{ gram} - 1155 \text{ gram} - 700 \text{ gram} \\ &= 413 \text{ gram}\end{aligned}$$

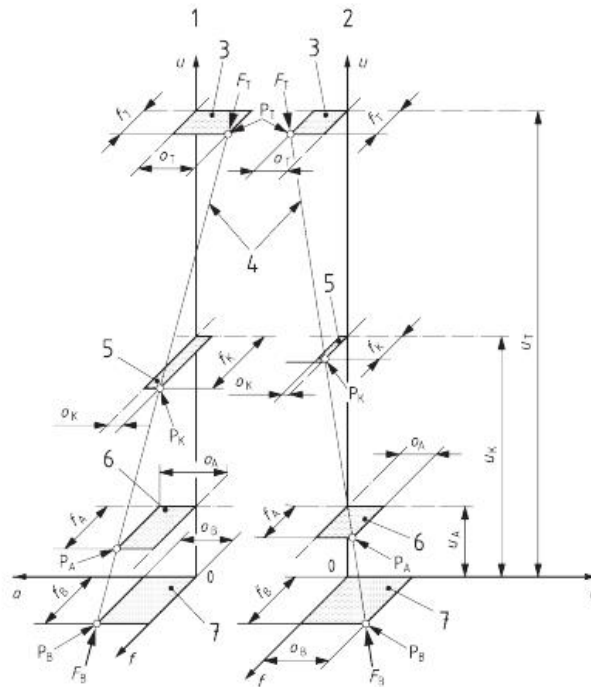
2.2.6 ISO 10328

ISO 10328 merupakan standarisasi yang telah disetujui sebagai standar kontrol kualitas untuk prosthesis ekstremitas bawah. Standar ini tidak dapat digunakan untuk kaki setiap orang, standar ini dibuat berdasarkan proyeksi pembebanan secara umum pada saat orang berjalan ataupun saat berhenti berjalan. Pengujian yang digunakan pada penelitian ini yaitu *fatigue test* atau uji lelah benda yang mana digunakan pengujian kondisi *heel*, pembebanan tumpuan pada tumit dan pengujian kondisi *forefoot* yang pembebanan berada pada bagian depan telapak kaki. Selain pengujian tersebut, ISO 10328 dapat digunakan untuk pengujian *static* dan *cyclic test*.

1. Sistem Koordinat dan Konfigurasi Pengujian

Pada bagian ini, tata cara pengujian dari ISO 10328 menggunakan sistem koordinat tergantung dari tinggi dan ukuran dari *socket*. Sistem koordinat ini

digunakan untuk meletakkan titik pembebanan pada saat *heel* maupun pada saat *forefoot*, sehingga koordinat juga untuk menentukan titik mana tumpuan pengujian. Titik koordinat beban dan tumbuan nantinya akan ditarik garis lurus sebagai referensi proyeksi arah pembebanan.



- Key**
- | | | | | | |
|---|------------------------|---|---------------------------|-------|-------------------------------|
| 1 | right leg | 5 | knee reference plane, K | P_T | top load application point |
| 2 | left leg | 6 | ankle reference plane, A | P_K | knee load reference point |
| 3 | top reference plane, T | 7 | bottom reference plane, B | P_A | ankle load reference point |
| 4 | load line | | | P_B | bottom load application point |

Gambar 2-7 Koordinat pembebanan (ISO 10328)

Reference plane	Offset ^a						
	Direction and location ^b	Numerical value					
		mm					
		Test loading level P5		Test loading level P4		Test loading level P3	
	I	II	I	II	I	II	
Top ^c	f_T	82	55	89	51	81	51
	o_T	-79	-40	-74	-44	-85	-49
Knee	f_K	52	72	56	68	49	68
	o_K	-50	-35	-48	-39	-57	-43
Ankle	f_A	-32	120	-35	115	-41	115
	o_A	30	-22	25	-24	24	-26
Bottom ^c	f_B	-48	129	-52	124	-58	124
	o_B	45	-19	39	-22	39	-23

Gambar 2-8 Data koordinat (ISO 10328)

2. Kondisi Pembebanan

Prostesis dibuat bermaksud-an untuk menggantikan ekstremitas yang telah hilang, sehingga gerak yang kompleks menyebabkan tidak bisa hanya dengan satu jenis pengujian kekuatan *static* dan *cyclic*. Pengujian ditentukan kedalam dua kategori yaitu “uji struktur terpisah” dan “uji struktur utama”. Aplikasi pembebanan menghasilkan kompresi aksial, momen lentur, torsi sebagai komponen tunggal, dan gaya geser.

3. Tingkat Pembebanan

Beban yang digunakan menggunakan persentil beban rata-rata maksimal, yang dibagi menjadi 3 yaitu:

- P3 untuk beban maksimal 60kg
- P4 untuk beban maksimal 80kg
- P5 untuk beban maksimal 100 kg

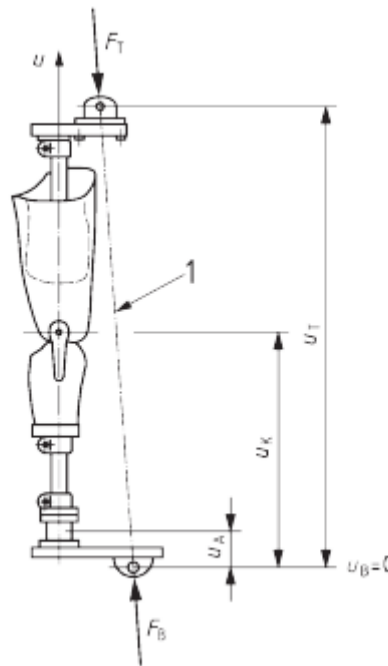
Test procedure and test load			Unit	Test loading level (P_x) and test loading condition (I; II)					
				P5		P4		P3	
				I	II	I	II	I	II
Static and cyclic test procedures	Stabilizing test force	F_{stab}	N	50					
	Settling test force	F_{set}	N	1 024	920	944	828	736	638
Static test procedure	Proof test force	F_{sp}	N	2 240	2 013	2 065	1 811	1 610	1 395
	Ultimate static test force	$F_{su, lower level}$	N	3 360	3 019	3 098	2 717	2 415	2 09
		$F_{su, upper level}$	N	4 480	4 025	4 130	3 623	3 220	2 790
Cyclic test procedure	Minimum test force	F_{cmin}	N	5					
	Cyclic range	F_{cr}	N	1 280	1 150	1 180	1 035	920	797
	Maximum test force	F_{cmax} $F_{cmax} = F_{cmin} + F_{cr}$	N	1 330	1 200	1 230	1 085	970	847
	Mean test force	F_{cmean} $F_{cmean} = 0,5 (F_{cmin} + F_{cmax})$	N	690	625	640	568	510	44
	Cyclic amplitude	F_{ca} $F_{ca} = 0,5 F_{cr}$	N	640	575	590	518	460	399
	Final static force	F_{fin} $F_{fin} = F_{sp}$	N	2 240	2 013	2 065	1 811	1 610	1 395
	Prescribed number of cycles			1	3×10^6				

Gambar 2-9 Data besar pembebanan (ISO 10328)

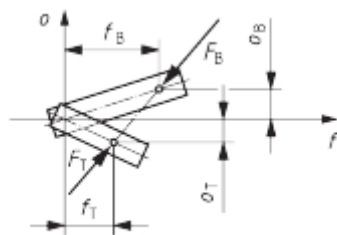
Beban yang ditetapkan sebagai acuan penelitian menggunakan *proof test force* pada persentil 5 atau P5.

4. Arah pembebanan

Upaya menggantikan ekstremitas yang hilang, ISO 10328 memproyeksikan arah beban serupa dengan kaki orang normal. Arah gaya tidak hanya vertikal atau lurus kebawah, namun terdapat momen, gaya geser dan tumpuan yang digunakan juga berpengaruh terhadap arah gaya yang terjadi.



Gambar 2-10 Arah gaya tampak samping (ISO 10328)



Gambar 2-11 Arah gaya tampak atas (ISO 10328)

2.2.7 Komposit

Menurut (Tri-Dung Ngo, 2020) komposit material yaitu merupakan penggabungan antara 2 atau lebih material yang berbeda, dan tidak dicampur. Material yang berbeda pada komposit akan memberikan sifat unik pada komposit. Penggunaan komposit pertama telah ada sejak 1500 tahun sebelum masehi. Komposit pertama merupakan lumpur yang diberi serat Jerami untuk memperkuat

bangunan. Gabungan komposit antara lumpur dengan serat Jerami, memperkuat susunan batu terhadap gaya tekan, Tarik, dan momen bending. Terdapat 2 komponen utama dalam pembuatan komposit.

1. Polimer matriks

Polimer matriks merupakan pengikat dari sebuah komposit. Umumnya matriks komposit terbuat dari keramik, metal, dan polimer. Meskipun kebanyakan komposit dengan matriks polimer. Matriks polimer sendiri terbagi menjadi 2, yaitu *thermoset* dan *thermoplastic*. *Thermoset* merupakan material yang bekerja dengan reaksi kima, dan umumnya berbentuk liquid sebelum diproses. Sedangkan *thermoplastic* merupakan plastic yang dapat di dibentuk dengan cara dilelehkan.

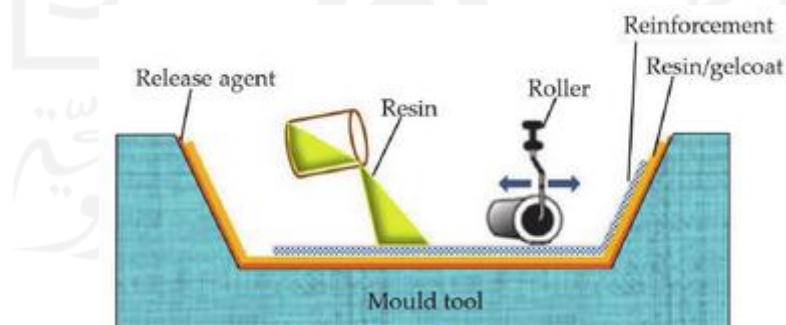
2. Reinforcement / Penguat

Reinforcement merupakan penguat yang berupa serat, kepingan, dan partikel. Penguat yang paling umum digunakan adalah serat. Serat memiliki aspek rasio antara panjang dan diameter, yang mana dapat menahan secara efektif beban geser diantara matriks dan penguat.

Dalam manufaktur komposit, terdapat beberapa cara yang memiliki keunggulan masing masing.

1. Hand lay up

Merupakan metode pembuatan komposit dengan cetakan satu sisi yang dengan cara memberikan resin atau matriks di cetakan kemudian diberikan penguat hingga pengulangan tertentu. Metode ini yang paling sering digunakan karena mudah.

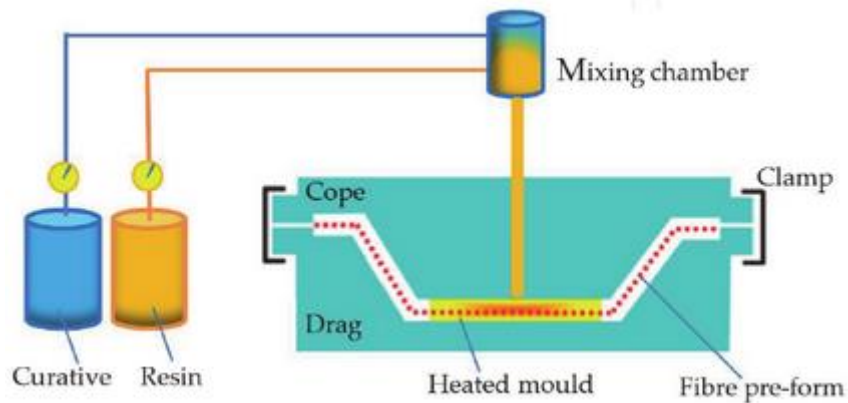


Gambar 2-12 Metode *hand lay up* (Tri-Dung Ngo, 2020).

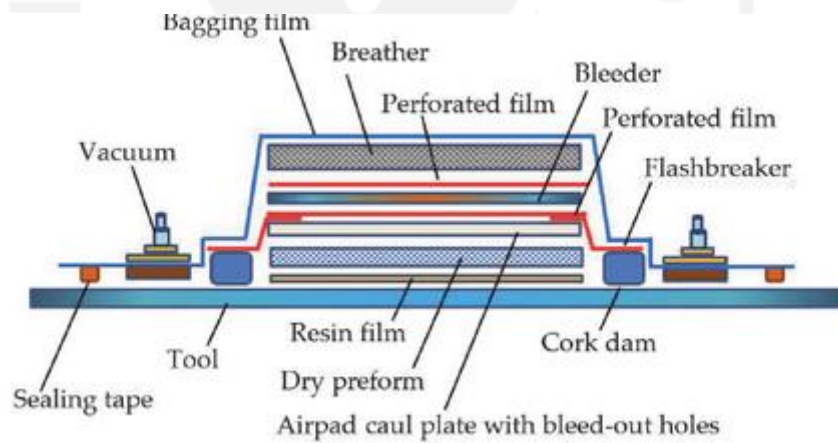
2. *Infusion processes*

Metode ini terbagi menjadi 2 yaitu *resin transfer moulding (RTM)* yang dengan cara resin di infuskan kemudian cetakan dipanaskan, sehingga resin dapat

berpindah. Yang kedua vakum cetak, dimana salah satu sisi cetakan menginfus resin dan sisi lainnya menyedot resin memberikan ruang hampa agar tidak ada udara yang terjebak.



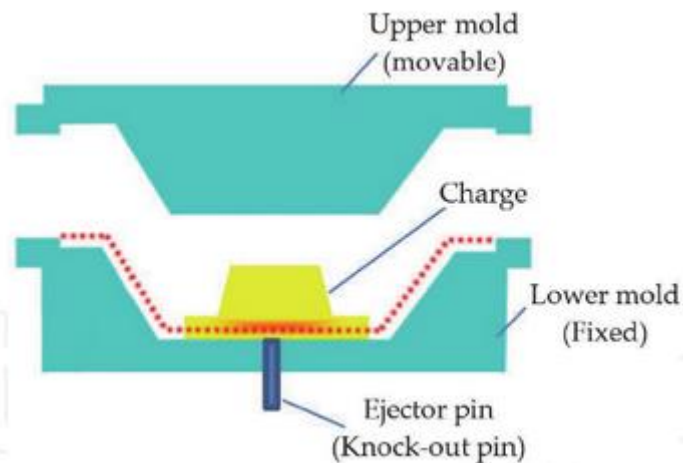
Gambar 2-13 Cetakan RTM (Tri-Dung Ngo, 2020).



Gambar 2-14 Skema kerja cetakan vakum (Tri-Dung Ngo, 2020).

3. Cetakan tekan

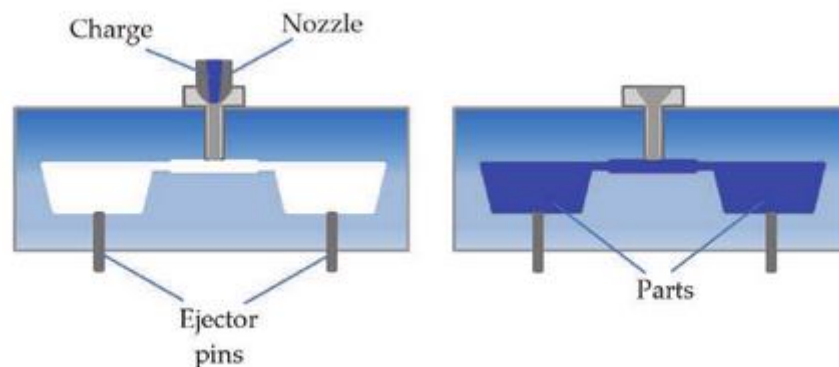
Resin dan serat diletakkan pada cetakan, kemudian ditekan oleh sisi lain dari cetakan. Menghasilkan 2 sisi produk yang halus sesuai cetakan.



Gambar 2-15 Cetakan tekan (Tri-Dung Ngo, 2020).

4. Injek molding

Material langsung di injekkan ke dalam molding atau cetakan logam. Cetakan ini dapat memproses dengan cepat dan akurat. Material yang biasa dicetak adalah termoplastik.



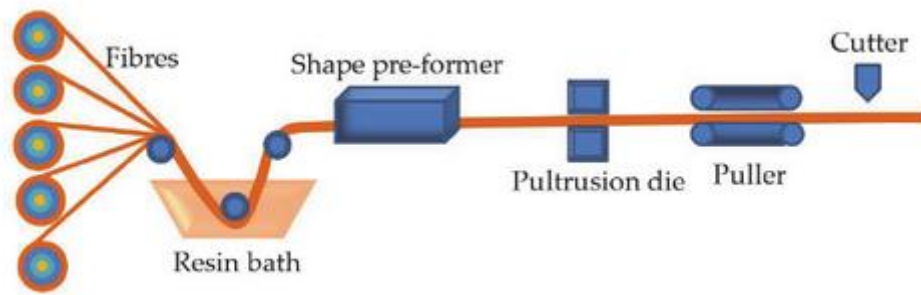
Gambar 2-16 Cetakan injek (Tri-Dung Ngo, 2020).

5. Filament winding

Konsep utamanya yaitu serat yang masih kering dilewatkan ke resin agar terbasahi. Metode pembuatan komposit ini biasa digunakan untuk kebutuhan pesawat.

6. *Pultrusion processes*

Serat serat kering ditarik kedalam wadah resin yang dipanasi, kemudian dibawa ketempat pengering dengan sistem pemanas.



Gambar 2-17 Skema pultrusion (Tri-Dung Ngo, 2020).

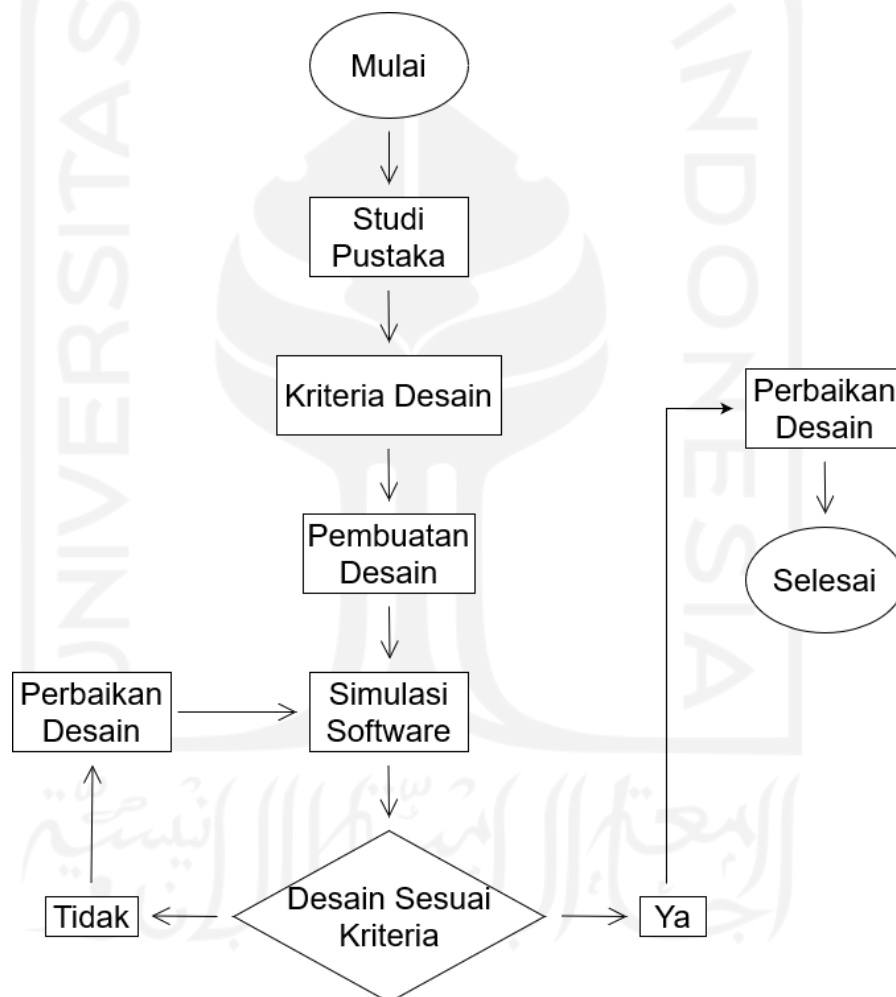
7. Additive manufacturing

Merupakan proses yang biasa kita kenal dengan sebutan *3D print*. Proses ini berdasarkan filamen yang dipanaskan saat melewati *extruder*, yang kemudian dicetak bertahap lapis demi lapis hingga terbentuk sebuah produk. Metode ini sudah komputersasi dengan *g-code*.

BAB 3 METODE PENELITIAN

3.1 Alur Penelitian

Alur penelitian dilakukan seperti pada gambar 3.1 yang mana secara garis besar yaitu mencari referensi terlebih dahulu sebagai acuan dalam pendesainan produk, kemudian di simulasi dan jika mampu menahan beban sesuai yang ditentukan maka akan lanjut ke pembuatan alat.



Gambar 3-1 Diagram alir alur penelitian

3.2 Kriteria Desain

Kriteria desain digunakan sebagai acuan dalam pendesainan *socket* agar sesuai dengan standar dari ISO 10328 serta antropometri orang Indonesia.

Tabel 3-1 Kriteria Desain

No	Kriteria	Deskripsi	Referensi
1	Kuat	Dapat menahan beban sebesar 2240 N dan 2013 N.	ISO 10328
2	Ringan	<i>Socket</i> harus ringan sesuai dengan berat maksimal 413 gram	(Suryawan et al., 2019)
3	<i>Adjustable</i>	Lingkar dari <i>socket</i> 307 mm sampai 345 mm.	(Chuan et. al., 2010) dan (Syarifudin & Alatas, 1996)

3.3 Peralatan dan bahan

Dalam penelitian dan perancangan pembuatan protesis bawah lutut ini, diperlukan beberapa peralatan dan bahan yang digunakan:

1. PC
2. *Software Autodesk Inventor*
3. *3D Print*
4. *Filament 3D Print*
5. Serat kaca
6. Serat Karbon
7. Resin dan Katalis
8. Wax
9. Amplas
10. Mesin Gerinda
11. Kompresor dan Spet
12. Cat
13. Dempul plastik
14. Aseton

3.4 Perancangan

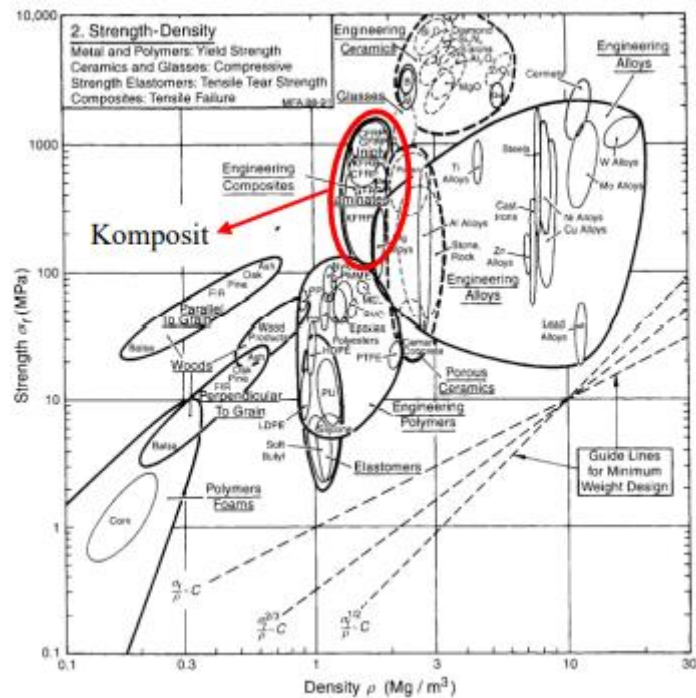
Perancangan dari prostesis ini dilakukan dengan PC dan menggunakan perangkat lunak Autodesk Inventor 2018. Pendesainan dilakukan berdasarkan riset yang telah dilakukan, pada penelitian yang dilakukan oleh (Masykur & Suryawan, 2021) terdapat ilustrasi proyeksi arah pembebanan yang sesuai dengan ISO 10328 baik pengujian beban *heel* ataupun *forefoot*. Pada dasarnya pengujian terdapat pada ISO 10328 merupakan pengujian pada salah satu kaki, maka jika ingin mengilustrasikan atau menerapkan pada kaki sebaliknya perlu dilakukan pencerminan.

Perancangan tersebut dilakukan pembedaan desain *socket* yang digunakan pada kaki kanan dengan kaki kiri. Perlakuan ini diterapkan pada desain *socket* agar arah tekan beban yang di proyeksikan dapat lebih spesifik. Pada gambar 3-2 dilakukan penebalan searah proyeksi beban agar mampu menahan beban sesuai ISO 10328 serta tetap mempertahankan sifat produk yang ringan.



Gambar 3-2 Desain *socket Assembly*

Dengan kajian penelitian sebelumnya (Masykur & Suryawan, 2021) maka digunakan material berbahan komposit serat karbon yang memiliki kriteria ringan dan kuat.



Gambar 3-3 Perbandingan kekuatan dengan densitas (Ashby, n.d.)

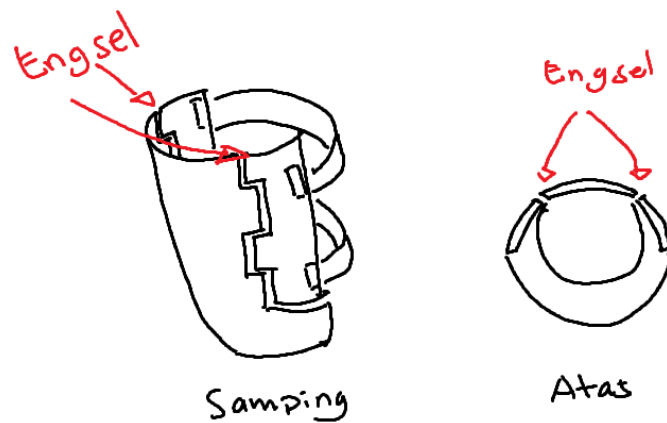
Gambar 3-3 ditunjukkan bahwa komposit memiliki kekuatan 1000 MPa, namun dengan densitas sekitar 2 Mg/m³ yang menandakan komposit selain kuat juga ringan.

3.5 Alternatif Desain

Alternatif desain disini merupakan desain opsi dari *socket* yang akan dibuat. Yaitu perbaikan desain dari penelitian sebelumnya agar dapat menahan beban sesuai dengan standar ISO 10328.

3.5.1 Alternatif 1

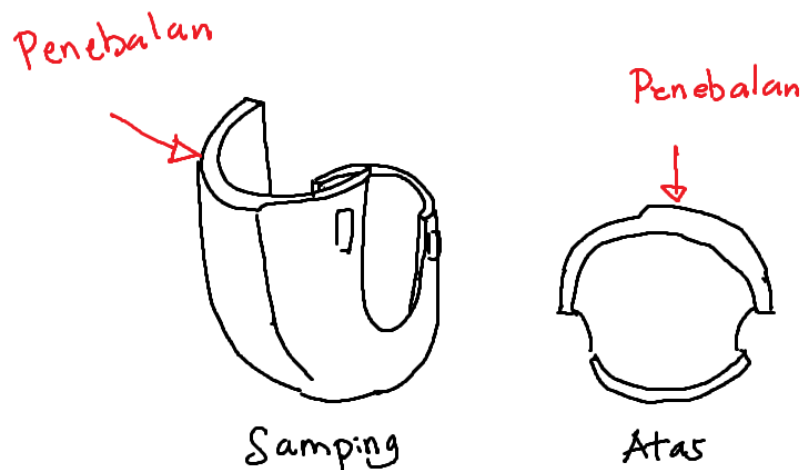
Desain disini menggunakan engsel sebagai pengubah lingkaran dari *socket*, yang mana juga agar mengurangi momen dari pengujian prosthesis.



Gambar 3-4 Alternatif desain 1

3.5.2 Alternatif 2

Pada alternatif ke 2 ini menggunakan penebalan pada beberapa bagian yang ditambahkan dari hasil desain penelitian sebelumnya. Dengan penebalan pada beberapa bagian, dimaksudkan untuk dapat menahan momen dari pengujian.

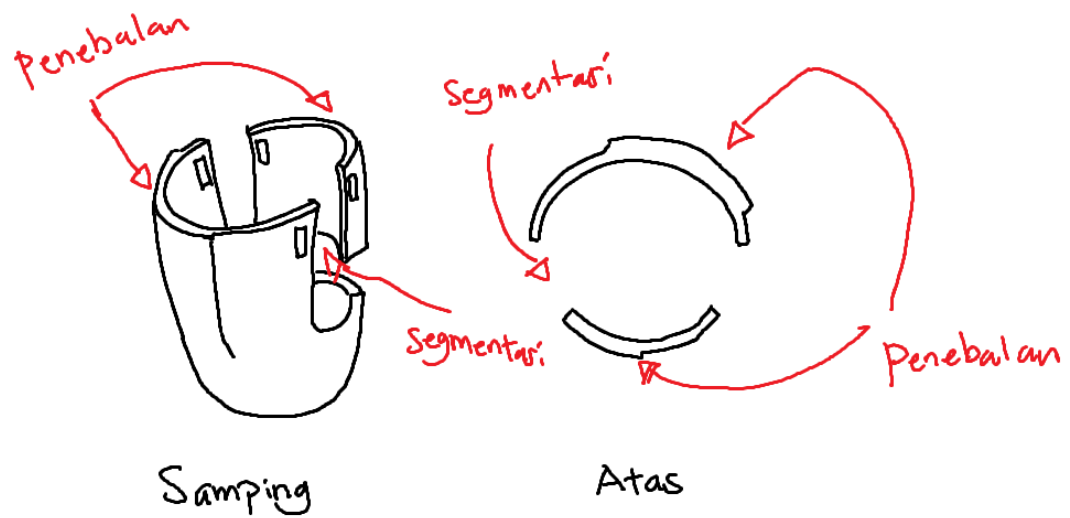


Gambar 3-5 Alternatif desain 2

3.5.3 Alternatif 3

Desain alternatif 3 yang akan digunakan sebagai *socket* protesis pada penelitian ini. Tinggi pada bagian belakang *socket* dikurangi untuk mengurangi momen pada *socket* yang kemudian di segmentasi sehingga belakang *socket* dapat

digunakan sebagai *socket* dan juga menjadi suspensi. Bagian *socket* depan dan belakang ditambahkan penebalan juga untuk menahan momen pengujian.



Gambar 3-6 Alternatif desain 3

3.6 Perancangan *socket* depan

Perancangan *socket* dilakukan berdasarkan riset penelitian sebelumnya yang kemudian disempurnakan dengan asumsi koordinat proyeksi arah gaya. Pendesainan menggunakan Autodesk Inventor 2018. Pendesainan berfokus pada *socket*, namun ada beberapa part yang perlu diubah.

Desain *socket* disegmentasi menjadi 2 bagian, *socket* depan dan belakang. *Socket* bagian belakang berfungsi sebagai suspensi.



Gambar 3-7 Desain *socket* depan

3.6.1 Perancangan *socket* belakang

Desain *socket* belakang ini digunakan hanya sebagai pengencang. Segmentasi dilakukan karena material property dari komposit serat karbon memiliki sifat getas. Dari sini untuk menghindari momen bending yang berlebih dilakukan segmentasi menjadi 2 bagian *socket*.

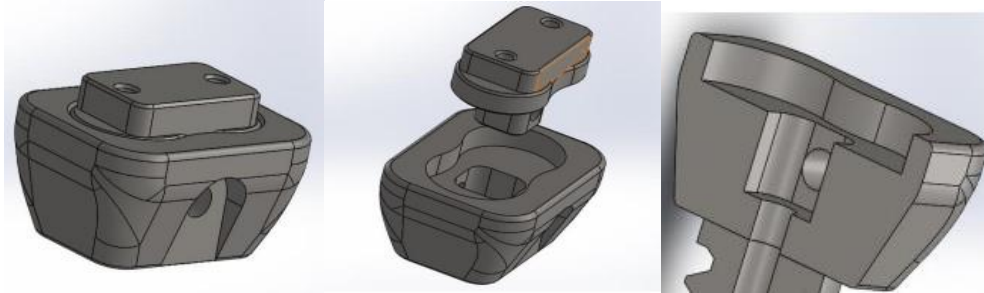


Gambar 3-8 Desain *socket* belakang

3.6.2 *Link*

Link terdapat sedikit perubahan dikarenakan bentuk sebelumnya dengan desain (Suryawan et al, 2020). Pada desain sebelumnya memiliki bentuk yang sedikit kompleks, namun masih dapat disederhanakan karena menyangkut

pemesinan. Menurut ilmu teknik mesin memang masih dapat di produksi, namun karena bentuk yang kompleks pun dapat terjadi penambahan berlebih. Pada gambar 3-9 terlihat bentuk *link* dari desain lama.



Gambar 3-9 Desain *link* lama (Suryawan et al, 2020).

Desain tersebut terdapat bentuk semi lingkaran, kemudian yang menghubungkan antara *link female* dan *male* berupa bentuk kotak 10 mm^3 yang kemudian ditahan oleh baut sebesar 5 mm. Kemudian dibuat *link* baru dengan simplifikasi untuk kemudahan dalam pemesinan. Desain baru ditunjukkan oleh gambar 3-10.



Gambar 3-10 Desain *link* baru

Pada bagian bawah *link* female juga ditambahkan penghubung antara *link* dengan *shank*. Pada desain sebelumnya penghubung antara *shank* dengan *link* berupa baut vertikal, sedangkan desain baru menggunakan sistem *slope*, ujung *shank* akan masuk kebagian pipa dibawah *link* yang kemudian akan dikunci oleh pin dari samping secara horizontal.

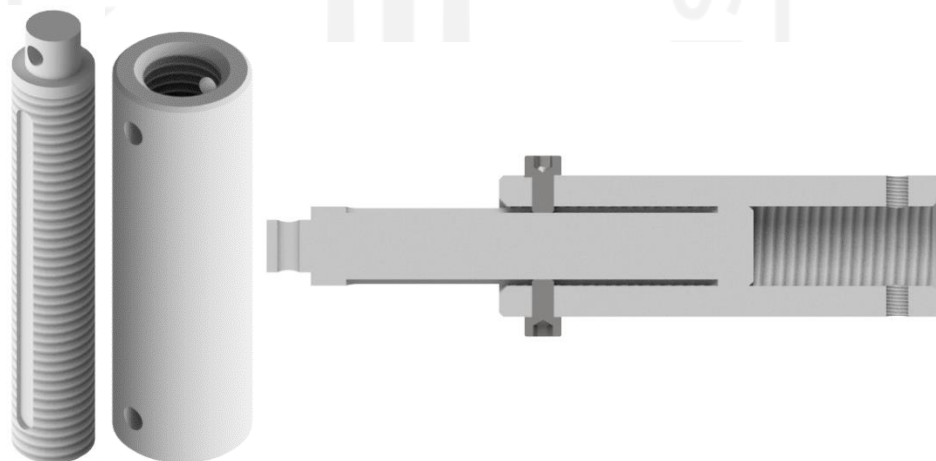
3.6.3 Shank

Shank selanjutnya juga mengalami pendesainan ulang, yang dimana dikarenakan alasan utamanya susah dalam pemesinannya. Desain lama dapat dilihat pada gambar 3-11 yang mana *shank female* berbentuk segi enam serta pada ulir yang mengharuskan saat produksi perlu membuat mata pahat untuk ulir yang mana dapat disimpulkan harus khusus dan hanya dapat membuat ulir sepanjang 30 mm. Selain itu untuk bahan *stainless steel* pejal segi enam cukup susah di pasaran.



Gambar 3-11 Desain *shank* lama (Suryawan et al, 2020).

Kemudian untuk *shank* baru seperti pada gambar 3-12 tetap menggunakan material *stainless steel* namun pada *shank female* menggunakan silinder pejal 32 mm yang kemudian dibuat ulir didalamnya. Ulir yang digunakan metrix 18 x 2,5mm yang jelas sudah ada standar serta mata pahat ada di pasaran.



Gambar 3-12 Desain *shank* baru

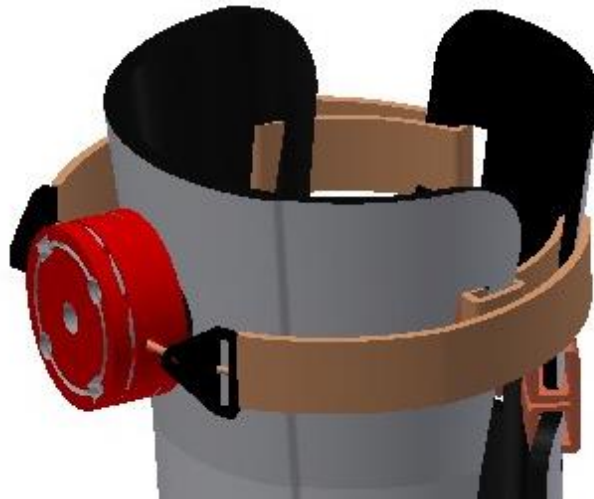
Dengan ulir yang baru, detail rentang pemanjangan dapat lebih akurat di setiap 180°, meskipun tujuan utamanya agar mempermudah pemesinan.

3.6.4 Pengatur lingkaran sekaligus pengencang

Bagian tersebut akan ditunjukkan sistem pengencang serta sistem suspensi yang dihubungkan menjadi satu kesatuan seperti pada gambar 3-13 dan 3-14.



Gambar 3-13 Pengunci



Gambar 3-14 Sistem pengencang

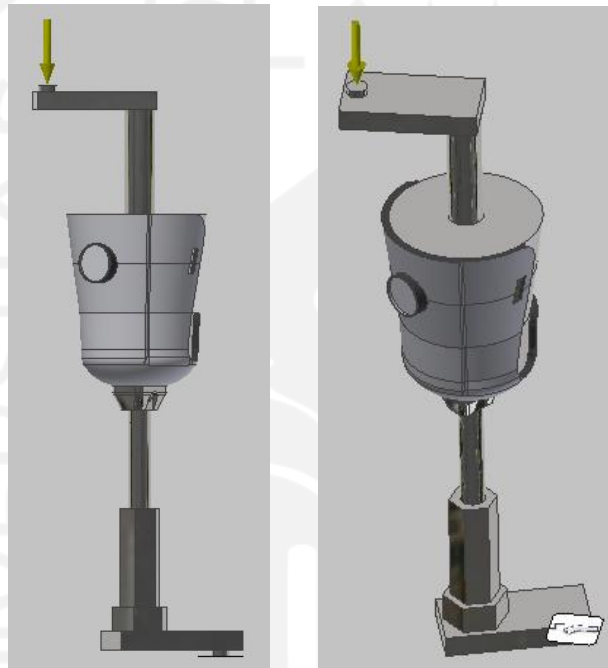
3.7 Pengujian

Dalam penelitian ini digunakan perangkat lunak untuk pengujian karena belum terdapatnya alat uji pembebanan untuk prostesis bawah lutut di Laboratorium Universitas Islam Indonesia. Demikian sehingga digunakan fitur CAE dari perangkat lunak Autodesk Inventor 2018. Pengujian yang digunakan sesuai dengan standar pada ISO 10328 yang mana digunakan pengujian lelah pada

socket dengan 2 kondisi, yaitu yang I pengujian heel dan yang ke II pengujian forefoot.

3.7.1 Pengujian kondisi I

Pengujian kondisi I dilakukan dengan tumpuan berada pada *heel*, tumpuan diletakkan dengan asumsi pada tumit. Pengujian dilakukan dengan membuat part untuk menguji yang ditentukan koordinat sesuai dengan ISO 10328.



Gambar 3-15 Pengujian *heel loading*

3.7.2 Pengujian kondisi II

Pengujian kondisi II merupakan pengujian *forefoot*. pengujian ini diasumsikan bahwa saat berjalan terdapat kondisi ke 2 ini yaitu tumpuan berada pada telapak kaki bagian depan.



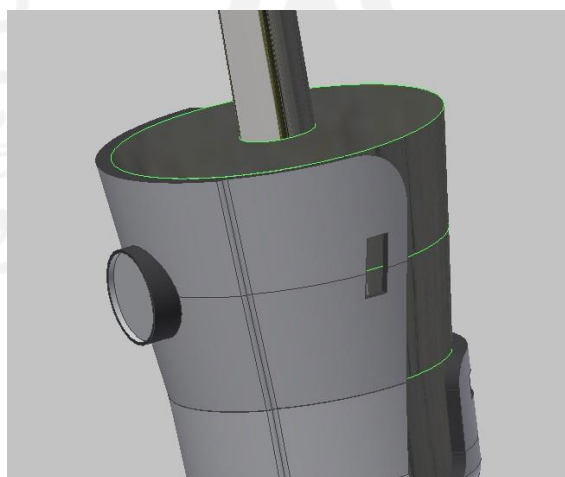
Gambar 3-16 Pengujian *forefoot loading*

3.7.3 Pemodelan kontak dan komponen

Pengujian simulasi di Autodesk Inventor, terdapat beberapa komponen utama yang perlu di bahas, *Socket*, *Link*, Part Tumpuan dan Part Pembebanan.

1. Socket

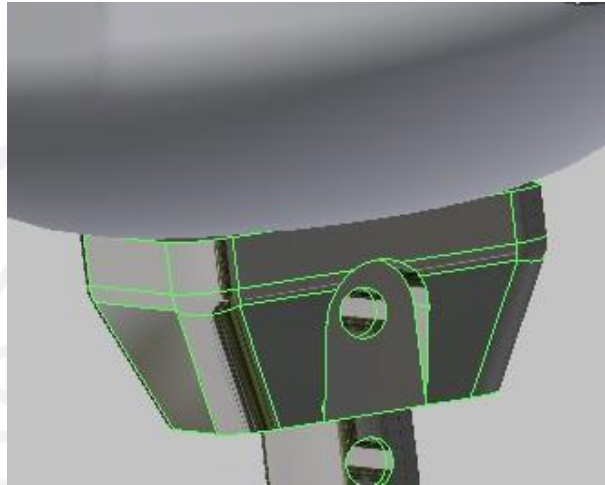
Pada bagian *constraints* antara *socket* dengan part pembebanan dilakukan *separation no sliding*, dimaksudkan antara *socket* dengan asumsi stump terpasang namun bukan bagian dari stump serta *no sliding* yang menandakan *socket* tidak bergesekan dengan stump.



Gambar 3-17 *Socket* dan part pembebanan

2. *Socket – link*

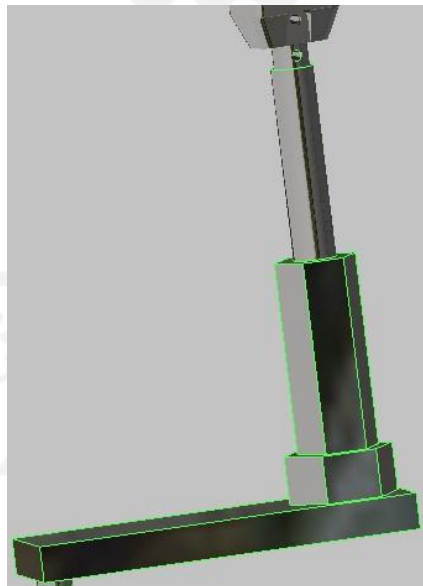
Bagian antara *socket* dengan *link*, memiliki constrain bonded. *Link* terbagi menjadi 2, *female* dan *male*. Setiap part terhubung dengan *bonded* untuk asumsi bahwa part saling terpasang sempurna tidak bergerak.



Gambar 3-18 *Socket* dengan *link*

3. *Link – Part tumpuan*

Part tumpuan dengan *link* terhubung dengan constrain bonded, sehingga antara *link* dengan part tumpuan dianggap sebagai kesatuan yang tidak bergerak.

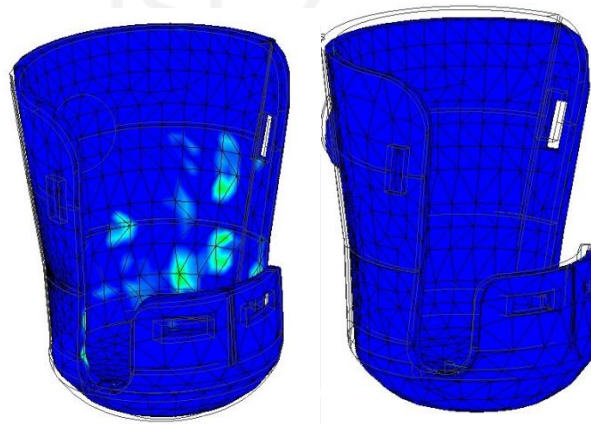


Gambar 3-19 *Link* dengan part tumpuan

3.7.4 Mesh

Tabel 3-2 Hasil mesh

Parameter	Kondisi I	Kondisi II
Total nodes	56134	34700
Total element	34690	20355



Gambar 3-20 Mesh view proof stress kondisi I & II

BAB 4

HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1 Hasil Perancangan

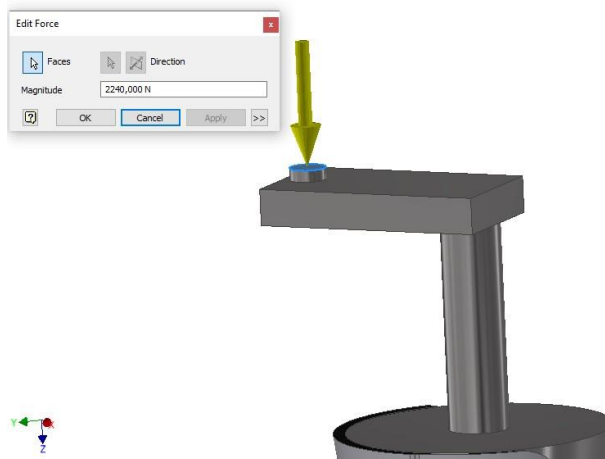
Perancangan *socket* ini dimulai dengan persiapan awal mencari masalah serta solusi konsep. Kemudian dalam merancang atau mendesain *socket* dilakukan penelusuran pada penelitian yang berkaitan dengan penelitian ini. Berlandaskan penelitian – penelitian sebelumnya kemudian dibuat desain *socket* yang mampu menyesuaikan lingkaran betis orang Indonesia pada lingkaran tertentu serta dapat menahan beban pengujian sesuai dengan standar ISO 10328.

Desain yang telah melalui pengujian menggunakan Autodesk Inventor dan beban sesuai ISO 10328, maka selanjutnya melakukan pencetakan *3D* produk dengan *3D print*, yang mana dari hasil pencetakan digunakan sebagai master dari produk. Master produk digunakan untuk membuat cetakan dari *fiberglass* dan dari cetakan tersebut digunakan untuk mencetak *socket* berbahan serat karbon.

Link dan *Shank* dilakukan pendesainan ulang yang berdasarkan penelitian sebelumnya dengan alasan kendala manufacturing produk. *Link* dibuat dengan manufacturing CNC, namun material diganti dengan baja, sedangkan *shank* menggunakan *stainless steel* dan dikerjakan dengan mesin bubut. Bentuk dari *shank* dirubah dengan alasan bentuk bahan segi enam yang tidak ada dipasaran serta bentuk ulir yang susah untuk direalisasikan.

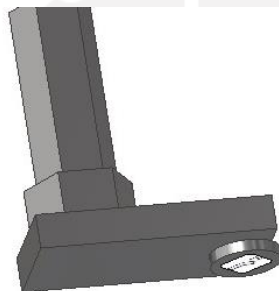
4.2 Load dan Constrain FEM

Pengujian menggunakan data *proof test force* dengan standar yang telah ditetapkan pada ISO 10328 yang memiliki beban sebesar 2240 N untuk pembebanan kondisi pengujian *heel* dan 2013 untuk pembebanan kondisi pengujian *forefoot*.



Gambar 4-1 Lokasi pembebanan

Pembebanan di letakkan pada ujung atas dari alat penguji kearah vertikal searah dengan prostesis dan sesuai dengan koordinat dari ISO 10328.



Gambar 4-2 Tumpuan prostesis

Tumpuan diletakkan pada bagian bawah prostesis yang mana sesuai dengan koordinat yang telah ditetapkan pada ISO 10328.

Constrain yang digunakan pada pengujian prostesis tersebut *bonded* dengan asumsi part dari prostesis terpasang kencang, sedangkan untuk *constrain* antara *stump* dan *socket* menggunakan *separation / no sliding* dengan asumsi *socket* terpasang kencang dengan *stump* namun masih terjadi gaya gesek antara keduanya.



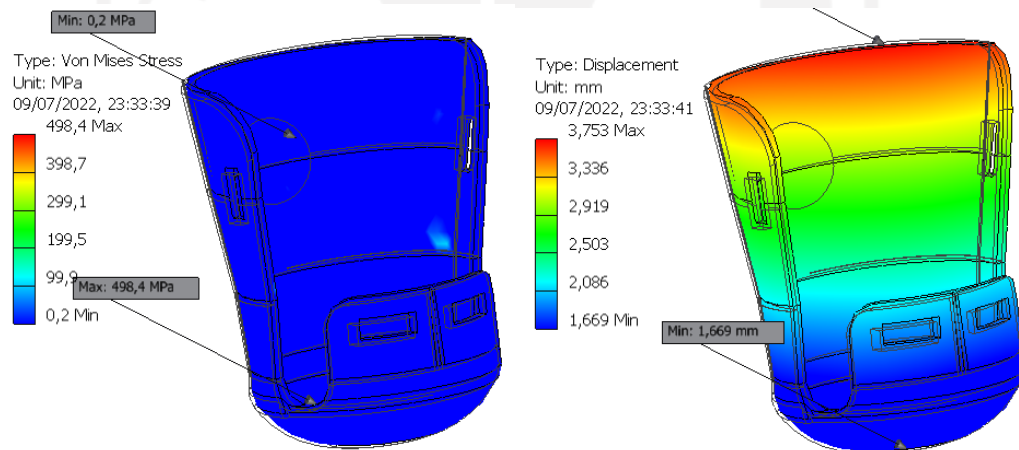
Gambar 4-3 constrain socket

4.3 Hasil Pengujian

Pengujian dilakukan dengan desain *socket* yang memiliki ketebalan campuran, yaitu dasaran 3 mm dan bagian penebalan 5 mm sesuai dengan proyeksi arah gaya. Pengujian dilakukan dengan 2 kondisi seperti yang dibahas sebelumnya, *heel loading* dan *forefoot loading* yang mana di inisialkan sebagai kondisi I dan II.

4.3.1 Kondisi I

Seperti yang sudah dibahas sebelumnya, kondisi I merupakan pengujian dari heel proof stress seperti pada gambar 4-7. Dari hasil tersebut didapati tegangan maksimal sebesar 498.4 MPa yang terjadi pada lengkung bawah. Sedangkan displacement terjadi sebesar 3.753 mm pada bagian atas.



Gambar 4-4 Analisis tegangan dan perpindahan desain *socket*

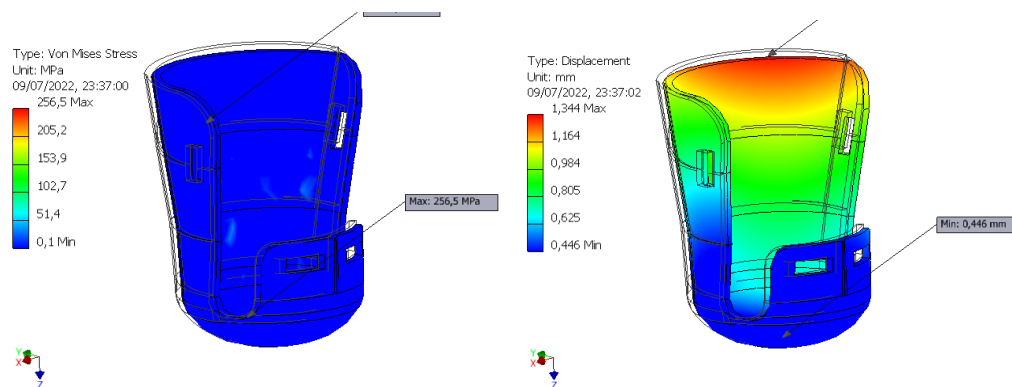
Tabel 4-1 Data hasil simulasi *heel loading*

No	Analisis	Maksimal	Minimal
1	Tegangan	498.4 MPa	0.2 MPa
2	Displacement	3.753 mm	1.669 mm

Tabel diatas menunjukkan tegangan maksimal dan minimal seperti yang ditunjukkan gambar 4-1 yang mana terjadi di bagian atas dan lengkung bawah. Untuk tegangan maksimal menunjukkan dibawah tegangan maksimal yang ditentukan. Kemudian perpindahan terjadi paling besar di bagian atas yang bernilai seperti pada tabel 4-1 dan terkecil terjadi pada bagian bawah dari *socket*.

4.3.2 Kondisi II

Kondisi 2 merupakan pengujian dengan kondisi forefoot loading yang hasilnya dapat ditunjukkan oleh gambar 4-5. Dari hasil tersebut didapati hasil tegangan terbesar yaitu 256.5 MPa pada daerah lengkung bawah dan displacement terbesar 1.344 mm yang mana terjadi di bagian atas.



Gambar 4-5 Hasil analisis tegangan dan perpindahan dari desain *socket*

Tabel 4-2 Data hasil simulasi *forefoot loading*

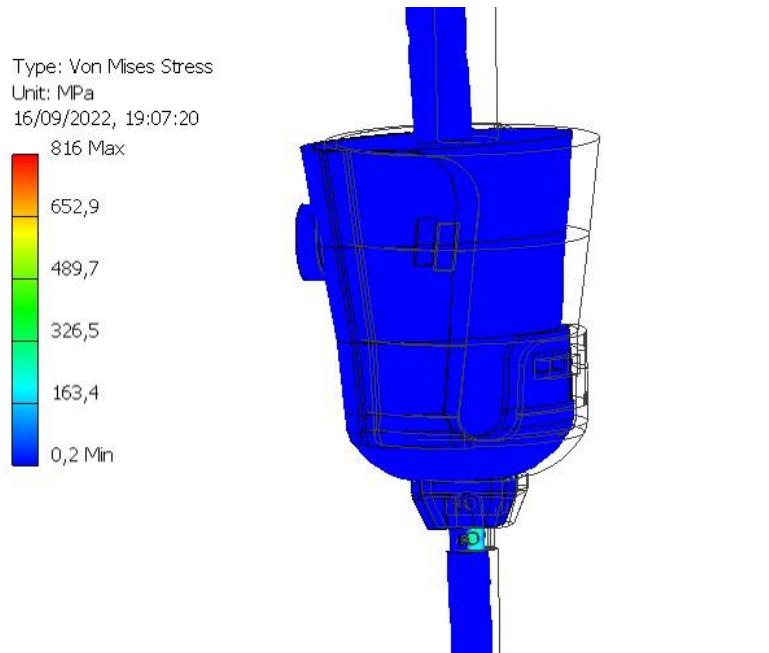
No	Analisis	Maksimal	Minimal
1	Tegangan	256.5 MPa	0.1 MPa
2	Displacement	1.344 mm	0.446 mm

Tabel diatas menunjukkan tegangan maksimal dan minimal serta perpindahan maksimal dan minimal yang didapat. Tegangan maksimal pada forefoot juga menunjukkan telah dibawah tegangan yang ditentukan. Tegangan terbesar terjadi pada daerah lengkung bawah dan tegangan terkecil terjadi pada pojok kiri atas. Perpindahan terbesar terjadi dibagian atas dan yang terkecil dibagian bawah *socket*.

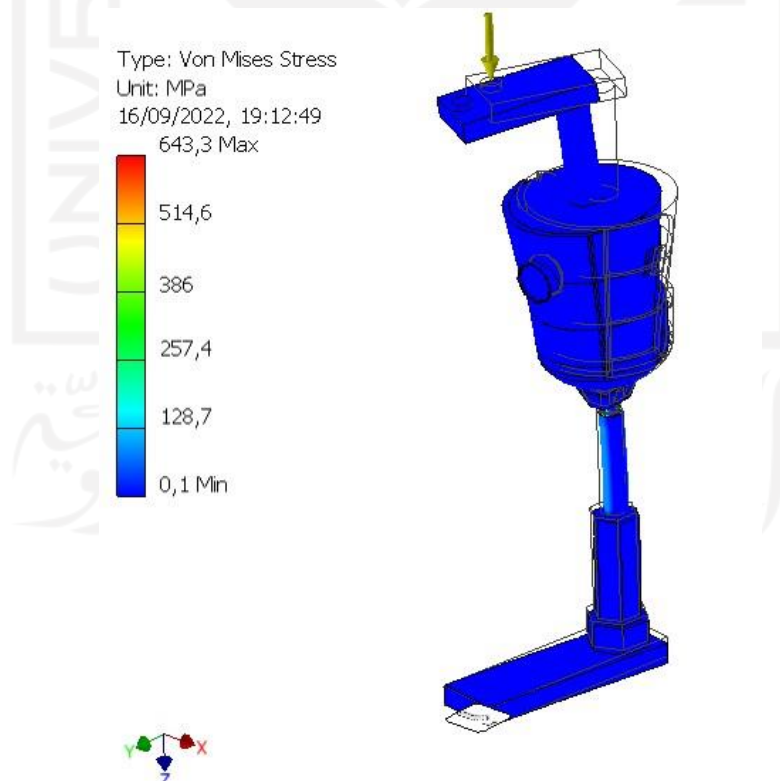
4.4 Evaluasi Desain

Dengan pengujian yang telah dilakukan didapatkan hasil yang dapat menahan sesuai dengan ISO 10328 dengan beban tekan sesuai dengan kekuatan luluh material komposit serat karbon. Namun jika dilakukan pengujian secara keseluruhan tanpa isolasi pada bagian *socket* didapati hasil komputasi Autodesk

Inventor yaitu melebihi dari kekuatan luluh material. Demikian dilakukan perubahan desain yang dapat menahan beban yang diijinkan baik *socket* di isolasi ataupun tidak.



Gambar 4-6 Heel loading



Gambar 4-7 Forefoot loading

Gambar 4-6 dan 4-7 diatas ditunjukkan bahwa jika *socket* tidak di isolasi maka hasil analisis menunjukkan 643 MPa pada pengujian forefoot dan 816 MPa pada pengujian heel. Kekuatan luluh yang diijinkan pada material komposit serat karbon yaitu sebesar 550 MPa yang mengartikan bahwa hasil dari pengujian yaitu gagal atau mengalami deformasi plastis.

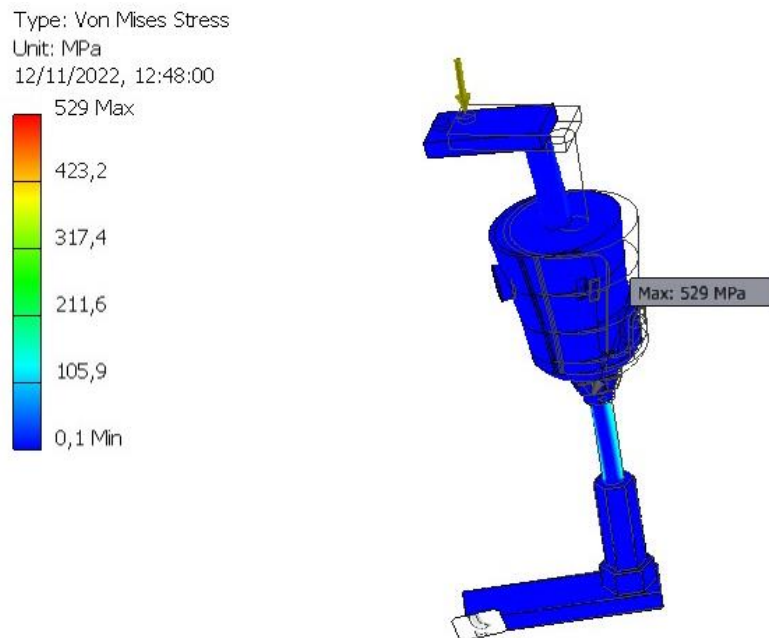
Perubahan desain dilakukan berdasarkan kemungkinan proyeksi dari arah pembebanan yang mana sebagai antisipasi dari pengujian yang gagal.



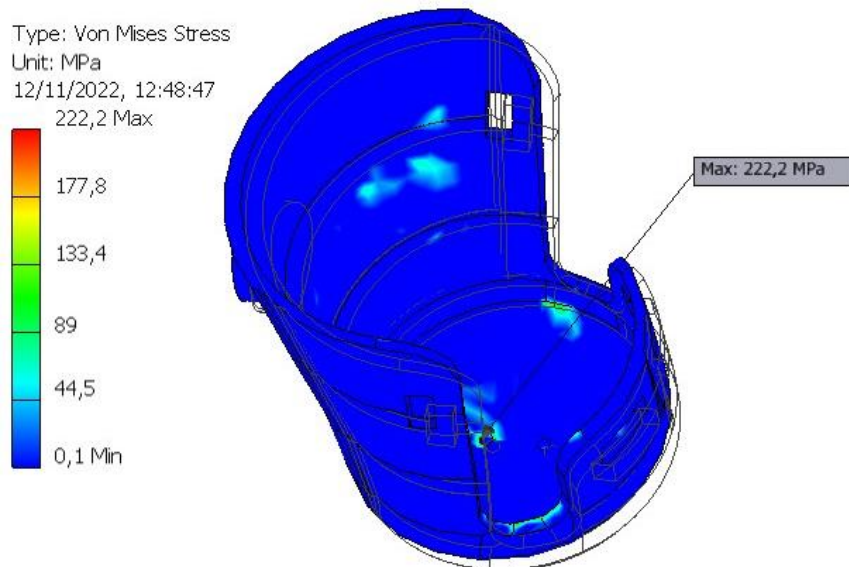
Gambar 4-8 A. desain lama

Gambar 4-9 B. revisi desain

Gambar 4-8 merupakan desain sebelumnya yang kemudian revisi desain pada gambar 4-9. Dari gambar tersebut dapat diketahui perubahan desain pada bagian lengkung samping dinaikan sehingga dapat lebih menahan beban dari pengujian.

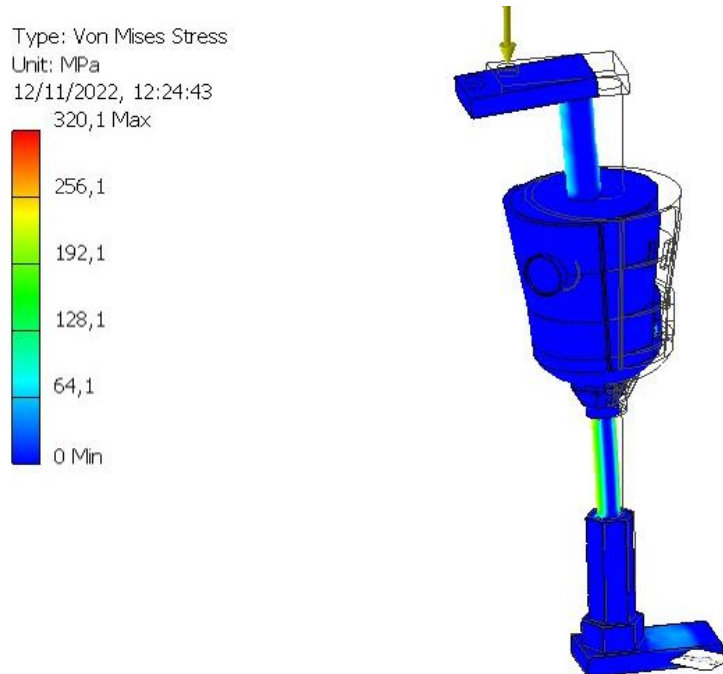


Gambar 4-10 Forefoot full Asembly



Gambar 4-11 Forefoot socket

Gambar 4-10 dan 4-11 ditunjukkan hasil von mises yang mana pada pengujian full forefoot sebesar 529 MPa dan pada *socket* saja sebesar 222.2 MPa. Dari hasil tersebut dapat dianggap mampu menahan beban sesuai standar ISO 10328.



Gambar 4-12 Heel full Asembly



Gambar 4-13 Heel socket

Kemudian untuk gambar 4-12 dan 4-13 merupakan hasil pengujian heel dengan hasil full 320,1 MPa dan pada *socket* 317,7 MPa.

4.5 Proses Pembuatan Protesis

Pembuatan protesis disini yaitu membuat barang jadi dari *socket* hingga *link*. Hasil *socket* akhir dibuat dengan material komposit serat karbon, *link* terbuat

dari besi dan *shank* dibuat dengan *stainless steel*. Proses dijelaskan pada sub bab berikut.

4.5.1 Pembuatan *Socket*

Proses pembuatan *socket* dimulai dengan desain yang didapat dari riset kemudian dibuat menggunakan Autodesk Inventor. Desain kemudian direalisasikan menggunakan mesin *3D Print* dengan material plastik ABS. Desain *socket* di partisi menjadi 2 bagian atas dan bawah agar proses pencetakan *3D print* tidak gagal.



Gambar 4-14 Hasil pencetakan *socket 3D Print*

Gambar 4-14 ditunjukkan gambar dari *socket* setelah *3D print* dan setelah disambung dengan lem. Kemudian karena hasil dari *3D print* yang belum rata permukaannya, dilakukan pelapisan dempul dan epoxy atau cat dasar agar permukaan benar benar rata seperti pada gambar 4-15.



Gambar 4-15 Master dari *socket*

Socket yang telah halus kemudian di gunakan sebagai dasar dari cetakan. Cetakan dibuat dengan material komposit serat kaca, namun sebelum ditemplei resin beserta serat kaca, master dari *socket* perlu di lapisi dengan wax agar saat pencopotan dapat dengan mudah atau tidak lengket. Cetakan juga perlu dihaluskan dengan proses lapisan dempul, epoxy, dan wax yang kemudian digunakan untuk mencetak komposit serat karbon.



Gambar 4-16 Cetakan *socket*

Semua proses, baik pembuatan cetakan maupun saat pencetakan serat karbon dilakukan dengan metode hand lay up, karena keterbatasan alat serta pembuatan lebih mudah.

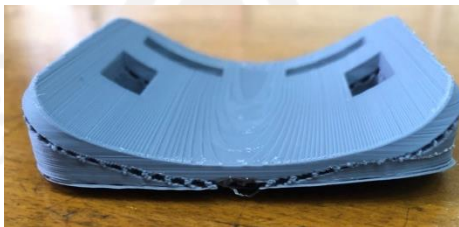


Gambar 4-17 Hasil *socket* serat karbon

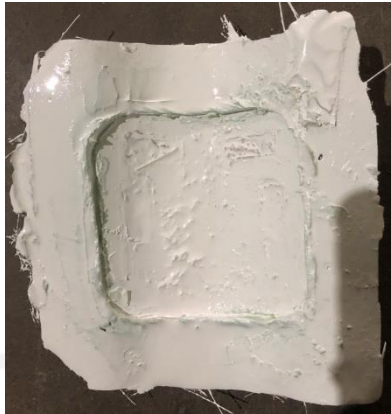
Gambar 4-17 berikut merupakan hasil dari pencetakan *socket* komposit serat karbon. Hasil cetakan masih perlu beberapa finishing yang dilakukan karena metode pencetakan.

4.5.2 Pembuatan *socket* belakang

Pada proses ini dilakukan serupa seperti *socket* bagian depan, dari proses desain hingga pencetakan. Pembuatan dimulai dengan desain yang kemudian di cetak dengan *3D print*, yang mana dari *3D print* tersebut digunakan sebagai master untuk cetakan. Cetakan kemudian digunakan untuk mencetak komposit karbon.



Gambar 4-18 *Back socket* hasil *3D Print*



Gambar 4-19 Cetakan *back socket*

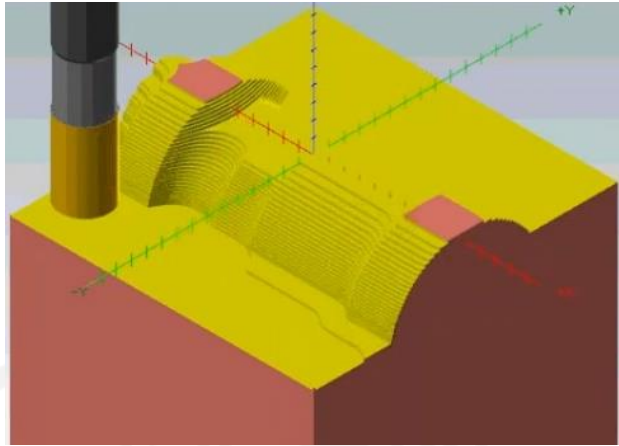


Gambar 4-20 *Back socket carbon*

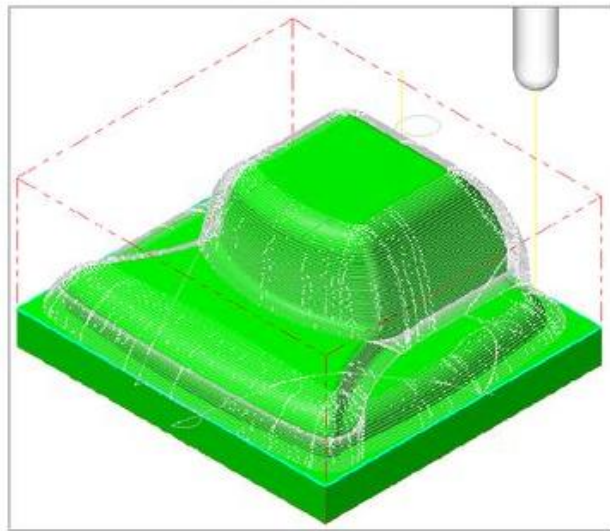
4.5.3 Pembuatan *link*

Desain *link* mengalami sedikit perubahan dengan desain yang lama, *link* dikerjakan dengan mesin CNC sesuai dengan desain yang baru. Proses dilakukan dengan material besi agar lebih mudah dalam pengerjaan CNC untuk penekanan biaya.

Strategi CNC yang digunakan disini yaitu ada 2, *roughing* dan *finishing* yang mana pada *roughing* menggunakan area *roughing* dan pada *finishing* menggunakan *waterline*. Kemudian mata pahat yang digunakan pada *roughing* yaitu *Endmill* diameter 8 dan 12 mm. Sedangkan pada *finishing* yaitu *Endmill* diameter 6 mm dan *Ballnose* diameter 6mm radius 1mm.



Gambar 4-21 Area roughing



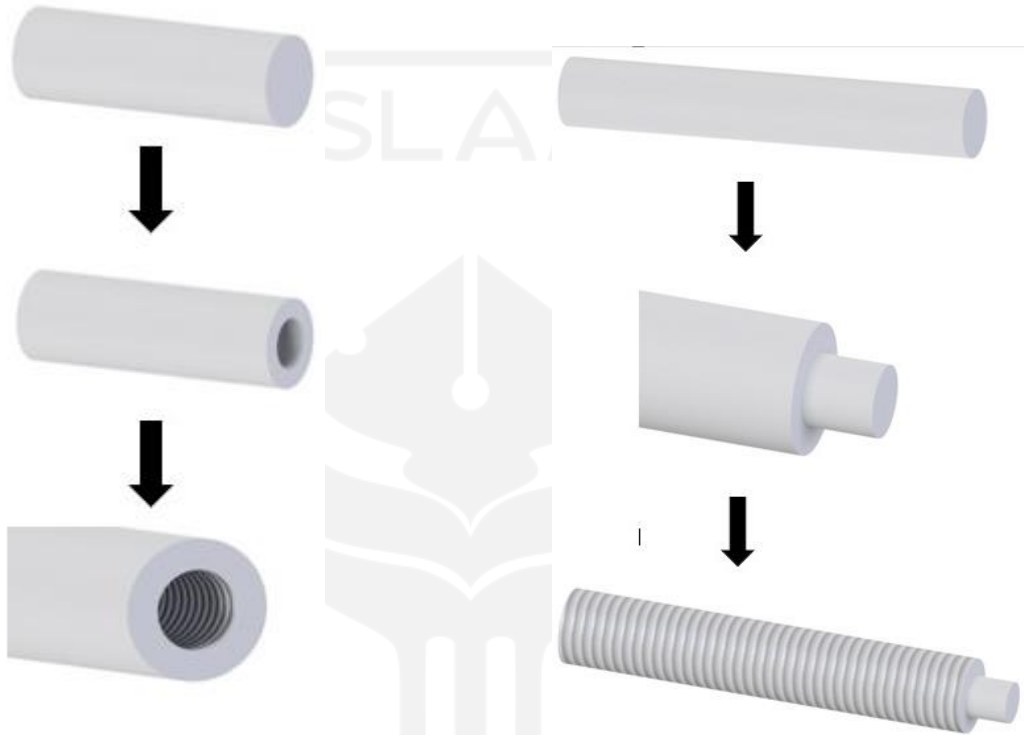
Gambar 4-22 Waterline



Gambar 4-23 Hasil *Link* desain baru

4.5.4 Pembuatan *shank*

Pembuatan *shank* dilakukan dengan mesin bubut dan material *stainless steel* baik *female* dan *male*. *Shank female* dibuat dengan silinder pejal berukuran 32 mm, sedangkan *shank male* dengan silinder pejal *stainless steel* dengan diameter 20 mm yang kemudian di senai untuk membuat ulir 18 x 2,5mm.



Gambar 4-24 Proses *Shank female*

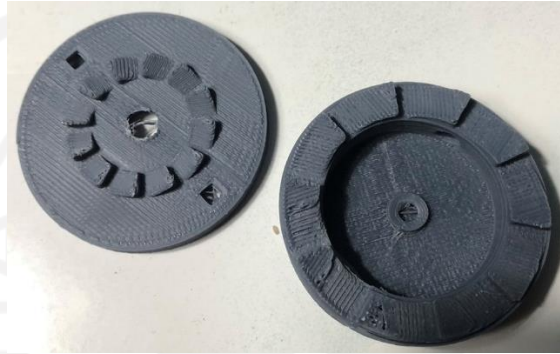
Gambar 4-25 Proses *Shank male*



Gambar 4-26 Hasil *Shank* desain baru

4.5.5 Pembuatan sistem pengencang / pengunci

Pembuatan pengunci dimulai dengan desain kemudian di cetak dengan *3D Print* dengan material plastik ABS sehingga cukup kuat sebagai pengunci. Namun dikarenakan terjadi kendala pada mesin 3d print, maka dilakukan pembuatan pengunci dengan mesin 3d print SLA yang mana menggunakan material resin PLA.



Gambar 4-27 Pengunci material ABS



Gambar 4-28 Pengunci 3D print SLA material resin PLA



Gambar 4-29 Hasil print SLA pengunci

4.5.6 Pembuatan *link foot-shank*

Link foot-shank dibuat dengan baut 18x25mm yang dipotong sepanjang 30mm kemudian di ulir bagian dalam dengan ulir 10mm.



Gambar 4-30 *link foot-shank*

4.5.7 *Assembly* prostesis

Assembly dilakukan dengan *socket*, *link*, dan *shank*. *Assembly* terlihat seperti pada gambar 4-31 yaitu *assembly* yang dilakukan pada *Autodesk Inventor*, sedangkan pada 4-32 merupakan *assembly* pada barang jadi.



Gambar 4-31 Assembly prostesis CAD



Gambar 4-32 Assembly prostesis final

Hasil prostesis diukur dengan alat ukur meter untuk mendapatkan hasil lingkaran serta ketinggian prostesis, untuk menunjukkan apakah terdapat perbedaan antara desain dan hasil akhir prostesis.



Gambar 4-33 Lingkar terkecil protesis



Gambar 4-34 Lingkar terbesar protesis

Lingkar terkecil yang didapat sebesar 33 cm atau sebesar 330 mm dan lingkar terbesar yang didapat sebesar 35 cm atau 350 mm. jika dibandingkan dengan desain sedikit berbeda yang mana dalam desain sebesar 317 mm hingga 347 mm.

Kemudian untuk ketinggian akan diukur dengan alat ukur meter pula dengan ketinggian minimal serta ketinggian maksimal.



Gambar 4-35 Tinggi maksimal prostesis



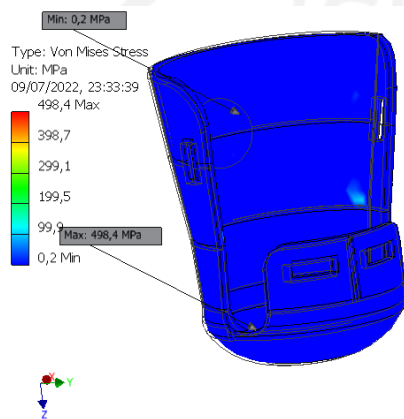
Gambar 4-36 Tinggi minimal prostesis

Gambar 4-32 dan 4-33 menunjukkan tinggi maksimal serta minimal dari hasil akhir prostesis yang mana sebesar 435 mm maksimalnya dan 489 mm minimalnya

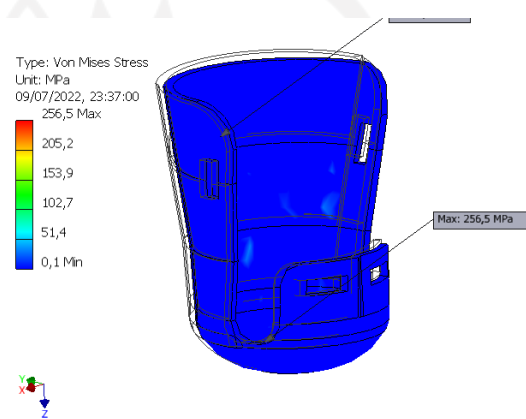
4.6 Analisis dan Pembahasan

4.6.1 Hasil Simulasi

Pengujian dilakukan dengan 2 kondisi seperti yang dijelaskan pada bab sebelum sebelumnya. Kondisi I didapati hasil tegangan maksimal sebesar 498.4 MPa pada bagian lengkung kiri bawah dan perpindahan sebesar 3.753 mm pada bagian atas.



Gambar 4-37 Pengujian kondisi 1



Gambar 4-38 Pengujian kondisi 2

Kemudian dilanjutkan dengan pengujian kondisi II yang mana didapati hasil tegangan sebesar 256.5 MPa pada bagian lengkung kiri bawah dan perpindahan 1.344 mm. Kekuatan tegangan yang diijinkan berdasarkan kekuatan tegang material yaitu sebesar 550 MPa yang mengartikan desain lolos pengujian pembebanan statik.

4.6.2 Kendala pembuatan

A. Master

Pembuatan master memiliki kendala yang mana dikarenakan kontur desain yang terdapat bentuk lengkung yang membuat perlu ditambahkan *support*. Pada mesin *3D Print* yang *support* telah diatur otomatis dengan slicer bawaan menyebabkan *support* kurang kokoh dan mudah lepas dari bed yang pada akhirnya membuat gumpalan pada nozzle menjadi masalah dalam pencetakan dan berakhir gagal.



Gambar 4-39 A. filamen menggumpal Gambar 4-40 B. filamen menggumpal

Kemudian dilakukan partisi pada desain sebelum di *print*, sehingga tidak perlu terlalu banyak layer pencetakan dan tidak perlu banyak *support*. Namun masih ditemui kendala, hasil cetakan yang telah dipartisi tidak sepenuhnya bertemu satu sama lain dan permukaan dari produk yang tidak halus (kasar karena layer). Untuk penghalusan digunakan dempul serta kertas pasir untuk meratakan, kemudian dilapisi epoxy.

B. Pencetakan *Socket*

Pencetakan *socket* memiliki kendala yang mana disebabkan oleh metode pencetakan yang membuat masih ada *bubble* atau udara terperangkap yang menyebabkan kontur tidak tidak berhasil, kesalahan ditunjukkan oleh gambar 4-38.



Gambar 4-41 Gagal karena *bubble*.

Karena bubble tersebut maka perlu dilakukan proses finishing agar tampilan *socket* dapat menjadi bagus. Proses finishing dilakukan dengan menyemprotkan resin yang dicampurkan dengan aseton sebagai pengencer.

C. Permesinan *link*

Pada proses pembuatan terdapat kendala bentuk yang rumit, pada jasa bubut tidak menerima bentuk rumit. Sehingga perlu dilakukan pemesinan dengan CNC, karena material *stainless steel* yang ulet dapat mengakibatkan pemesinan yang lama, berikut material diganti dengan besi. Bagian yang sukar dikerjakan bisa dilihat pada gambar yang dilingkari merah.



Gambar 4-42 Kendala desain *Link*

D. Permesinan *shank*

Pada permesinan *shank* terdapat 3 kendala dimana yang pertama ulir pada desain lama menurut jasa bubut tidak memungkinkan untuk dibuat untuk bagian ulir dalam karena bentuk ulir dengan desain tersebut mengharuskan membuat mata pahat khusus yang tidak ada di pasaran serta untuk ulir dengan bentuk tersebut hanya dapat maksimal 3 cm, lebih dari itu mata pahat akan bergeser keakuratannya sehingga tidak memungkinkan untuk dibuat. Solusi yang dilakukan yaitu mengganti bentuk ulir ke metrik 18 x 2.5 mm. Kendala ke 2 berasal dari bahan dengan bentuk segi enam yang susah dipasaran membuat penulis memutuskan mengganti dengan bentuk silinder, karena alasan utama desain segi enam dibuat untuk memudahkan dalam pembuatan lubang horizontal untuk pasak. Kendala 3 yaitu disebabkan material *shank* terbuat dari *stainless steel*, maka sangat sukar membuat ulir diameter 6mm yang menyebabkan *tapping* patah atau aus.



Gambar 4-43 Bentuk ulir lama



Gambar 4-44 Ulir 6 mm pada *shank*

4.6.3 Perbandingan desain

Perbaikan yang dilakukan pada pendesainan ini yaitu dengan merubah dari bentuk *socket* yang satu kesatuan seperti pada penulisan (Masykur & Suryawan, 2021) tersebut terjadi patah pada *socket* dikarenakan desain *socket* yang menyebabkan beban besar cukup terpusat. Dengan melakukan segmentasi pada desain dapat mengurangi beban yang terpusat.

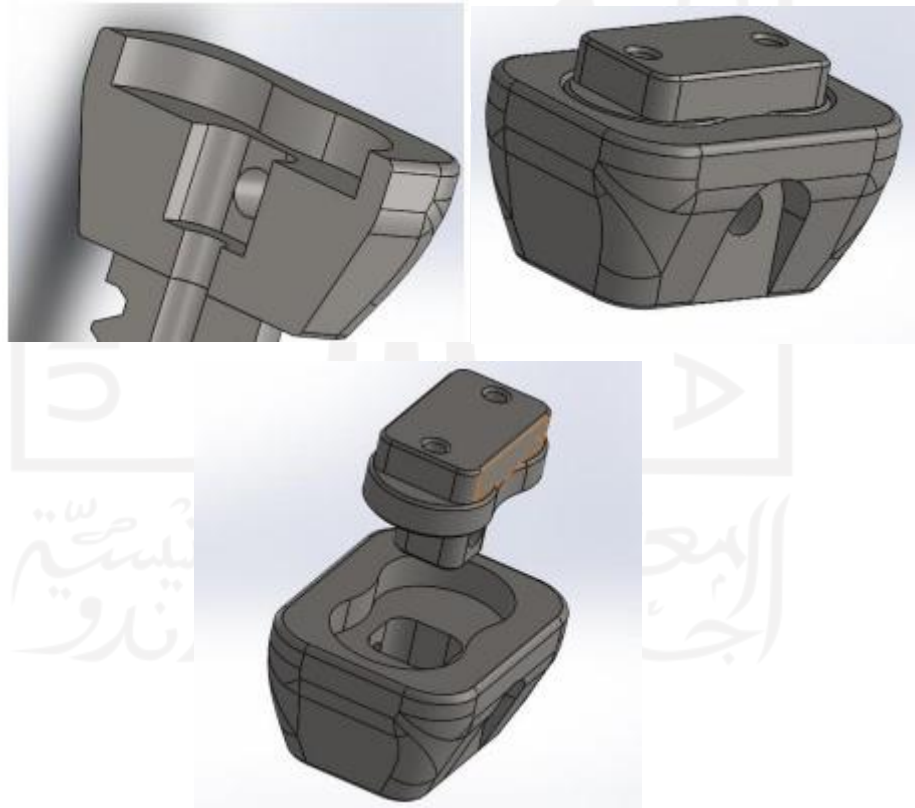


Gambar 4-45 Desain *socket* lama (Masykur & Suryawan, 2021).

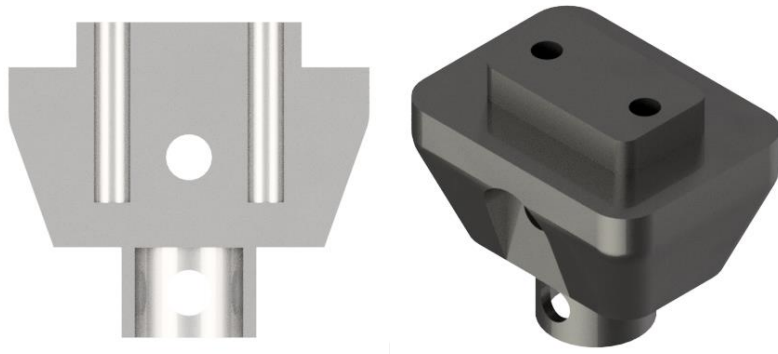


Gambar 4-46 Desain *socket* baru

Pada *link* dan *shank* dilakukan sedikit perbaikan untuk memudahkan dalam pembuatan serta kemudahan dalam mencari bahan.



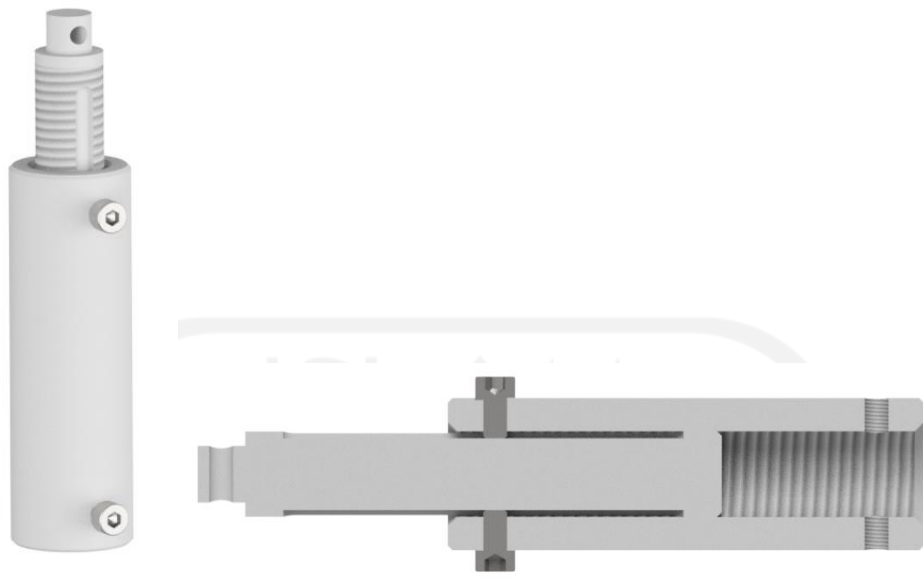
Gambar 4-47 Desain *link* lama (Suryawan et al, 2020).



Gambar 4-48 Desain *link* baru



Gambar 4-49 Desain *shank* lama (Suryawan et al, 2020).



Gambar 4-50 Desain *shank* baru



BAB 5

PENUTUP

5.1 Kesimpulan

- Hasil pengujian yang telah dilakukan, desain *socket* mampu menahan beban sesuai dengan ISO 10328 pada level P5 yaitu sebesar 2240 N dan 2013 N.
- Proses manufaktur untuk *socket* memiliki kendala yang mana terjadi udara terperangkap menjadi gagal pencetakan, kemudian pada bagian *link* dan *shank* masih terjadi kendala manufaktur dikarenakan bentuk yang masih kompleks.
- Hasil lingkar minimal dan maksimal prosthesis sebesar 330 mm dan 350mm.
- Hasil ketinggian yang mampu dilakukan prosthesis sebesar 435 mm maksimumnya dan 385 mm minimumnya.

5.2 Saran untuk Penelitian Selanjutnya

- Bahan yang digunakan baik untuk *link* ataupun *shank* masih terdapat kendala, sebaiknya mencari bahan yang kuat, mudah dalam pemesinan serta sesuai dengan medical grade.
- Metode pencetakan *socket* dengan hand lay up masih mengalami kendala yang mana terbentuk buble yang mana menyebabkan kendala dalam pencetakan. Sebaiknya dilakukan pembuatan cetakan vakum untuk hasil yang lebih baik.
- Desain *link* masih perlu perbaikan karena meskipun telah di sederhanakan masih cukup rumit dalam pemesinan yang mengharuskan dibuat dengan CNC.

DAFTAR PUSTAKA

- Allen B. Wright, Tucson, AZ (US); Eddy J. Peters, Tucson, A. (US). (2014). (12) United States Patent (16) Patent No .: (45) Date of Patent : System and Method for Selecting and Transmitting Images of Interest To a User, 1(12), 1–4.
- Ashby, M. F. (n.d.). MATERIALS SELECTION SECOND EDITION MECHANICAL DESIGN
- Chuan, T. K., Hartono, M., & Kumar, N. (2010). Anthropometry of the Singaporean and Indonesian populations. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 40(6), 757–766. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2010.05.001>
- Ismandari, F. (2019). Situasi Disabilitas. Pusat Data Dan Informasi Kementerian Kesehatan RI, 1–10.
- Ismandari, F. (2019) Situasi Disabilitas.
https://www.google.com/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=&ved=2ahUKEwjRs96LrsD5AhUgjdGFHQZGC-sQFnoECAyQAQ&url=https%3A%2F%2Fpusdatin.kemkes.go.id%2Fdownload.php%3Ffile%3Ddownload%2Fpusdatin%2Finfodatin%2Finfodatin-disabilitas.pdf&usq=AOvVaw31WGEcairONBy_kjw4DfP0.
- Masykur, L., & Suryawan, D. (2021). DESAIN DAN SIMULASI SOCKET PROSTESIS BAWAH LUTUT DENGAN VARIASI MATERIAL BERBASIS KOMPOSIT. *JTT (Jurnal Teknologi Terapan)*, 7(2), 153-160. doi:<https://doi.org/10.31884/jtt.v7i2.337>.
- Ngo, TriDung(T.-D.). (2020). Introduction to Composite Materials. 10.5772/intechopen.91285.
- P. Senthil Selvam, M. Sandhiya, K. Chandrasekaran, D. Hepzibah Rubella & S. Karthikeyan (2020). Prosthetics for Lower Limb Amputation. DOI: <http://dx.doi.org/10.5772/intechopen.95593>.
- Quezada, S. T. (2017). Redesign Of A Volume *Adjustable* Transtibial Prosthetic *Socket*.

- Setiadi, A. (2018). Desain, simulasi dan pembuatan model prosthesis bawah lutut berdasarkan antropometri orang indonesia. Skripsi, 1
- Suryawan, Donny; Ramadhan, Muhammad Nurriszka; Dhewanto, Santo Ajie; Purtojo. Desain dan Pembuatan Model Prosthesis Bawah Lutut dengan Adjustable Shank Berbasis Ulir. Seminar Nasional Tahunan Teknik Mesin ke-20; 2022; Makasar : Universitas Hasanudin.
- Suryawan, D., Ridlwan, M., & Setiadi, A. (2019). Inovasi Desain dan Simulasi Model Prosthesis Bawah Lutut Berdasarkan Antropometri Orang Indonesia. *Jurnal Teknik Mesin Indonesia*, 14(1), 30. <https://doi.org/10.36289/jtmi.v14i1.112>
- Syaifudin, M., & Alatas, Z. (1996). Studi antropometrik manusia jawa dalam rangka penyusunan manusia acuan indonesia. 1979, 20–21.
- Widinarsih, D (2019). PENYANDANG DISABILITAS DI INDONESIA: PERKEMBANGAN ISTILAH DAN DEFINISI.
- Wijaya, M. A., Anna, B., Siboro, H., & Purbasari, A. (2016). Pekerja Galangan Kapal Dan Mahasiswa Pekerja Elektronika the Comparative Analysis of Anthropometry Between Student of Shape Vessel Shipyard Workers and Students of Workers Electronic. *Profisiensi*, 4(2), 108–117.