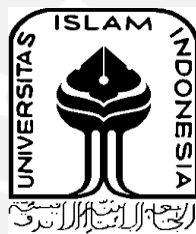


**DESAIN, SIMULASI, DAN PEMBUATAN PROTOTIPE
SOCKET PROSTESIS BAWAH LUTUT**

TUGAS AKHIR

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



Disusun Oleh :

Nama : Luthfi Ali Masykur

No. Mahasiswa : 16525019

NIRM : 201602405

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

2021

PERNYATAAN KEASLIAN

Dengan ini saya menyatakan bahwa karya ini merupakan hasil kerja saya sendiri dibawah bimbingan dari dosen pembimbing saya yaitu Bapak Donny Suryawan, S.T., M.Eng. 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, 25 April 2021

Penulis,



(Luthfi Ali Masykur)

Lembar Pengesahan Dosen Pembimbing
DESAIN, SIMULASI, DAN PEMBUATAN PROTOTIPE
SOCKET PROSTESIS BAWAH LUTUT

TUGAS AKHIR

Disusun Oleh :

Nama : Luthfi Ali Masykur
No. Mahasiswa : 16525019
NIRM : 201602405

Yogyakarta, 18 Maret 2021

Dosen Pembimbing,


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

LEMBAR PENGESAHAN DOSEN PENGUJI

DESAIN, SIMULASI, DAN PEMBUATAN PROTOTIPE SOCKET PROSTESIS BAWAH LUTUT TUGAS AKHIR

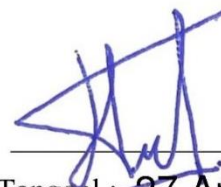
Disusun Oleh :

Nama : Luthfi Ali Masykur
No. Mahasiswa : 16525019
NIRM : 201602405

Tim Penguji

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

Ketua



Tanggal : 27 April 2021

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

Anggota I



Tanggal : 27 April 2021

Agung Nugroho Adi, S.T., M.T.

Anggota II



Tanggal : 25 April 2021

Mengetahui

Ketua Program Studi Teknik Mesin



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



HALAMAN PERSEMBAHAN

Saya persembahkan hasil tugas akhir ini kepada:

Kedua orang tua saya yang telah membesarkan, menididik, dan selalu berusaha memberikan yang terbaik untuk saya.

Teman-teman di kampus yang telah memberikan banyak cerita dan kenangan selama masa-masa kuliah.

Bapak/Ibu Dosen yang telah mendidik dan memberikan banyak ilmu selama saya berkuliah di Universitas Islam Indonesai.



HALAMAN MOTTO

“Lebih baik menyesal karena gagal dari pada menyesal karena tidak pernah mencoba.”
(Anonim)

“Jangan mengaku pintar jika belum bisa mencari kesalahan diri sendiri, dan jangan mengaku unggul jika masih suka merendahkan orang lain”
(Sunan Kalijaga)

“Jangan mengaku pintar ketika engkau tidak memiliki akhlak terhadap gurumu”
(Habib Ali Bin Abdul Aziz Bin Jindan)



KATA PENGANTAR

Assalamu'alaikum Warahmatullahi Wabarakatuh

Alhamdulillahirobbil'alamin, puji dan syukur kehadirat Allah SWT yang telah melimpahkan rahmat, karunia serta hidayah-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan laporan Tugas Akhir ini dengan lancar. Sholawat serta salam tidak lupa penulis panjatkan kepada baginda Nabi Muhammad SAW yang telah menuntun kita menuju zaman yang terang-benerang ini. Laporan Tugas Akhir ini disusun sebagai salah satu persyaratan untuk memperoleh gelar sarjana pada Program Studi Teknik Mesin Universitas Islam Indonesia.

Tersusunnya laporan kerja praktek ini dapat kami selesaikan tidak lepas dari dukungan, bimbingan, dan bantuan dari berbagai pihak. Oleh karena itu, dalam kesempatan ini kami ucapkan terima kasih kepada :

1. Keluarga tercinta yang selalu mendoakan, membantu dan memberikan motivasi selama menempuh pendidikan.
2. Bapak Dr.Eng. Risdiyono, S.T., M.Eng. selaku Ketua Program Studi Teknik Mesin Universitas Islam Indonesia.
3. Bapak Donny Suryawan, S.T., M.Eng. selaku dosen pembimbing yang telah memberikan arahan dan bimbingan selama mengerjakan Tugas Akhir ini.
4. Seluruh Dosen Teknik Mesin Universitas Islam Indonesia yang telah memberikan banyak ilmu selama penulis menjalani pendidikan di Universitas Islam Indonesia.
5. Seluruh staff dan laboran Teknik Mesin Universitas Islam Indonesia yang telah memfasilitasi penulis selama proses pembuatan Tugas Akhir ini.
6. Teman-teman kontrakan yang telah menjadi teman berbagi cerita selama masa-masa kuliah.
7. Teman-teman Teknik Mesin 2016 yang telah memberikan dukungan dan bantuan dalam hal apapun.

Dalam penyusunan Laporan Tugas Akhir penulis menyadari bahwa masih terdapat banyak kesalahan dan kekurangan. Oleh sebab itu, segala kritik dan saran yang bersifat membangun sangat penulis harapkan sehingga penulis dapat

menyempurnakan laporan ini. Penulis berharap penulisan Laporan Tugas Akhir ini dapat bermanfaat baik bagi penulis maupun bagi para pembaca yang membaca laporan ini.

Wassalamu'alaikum Warahmatullahi Wabarakatuhu.

Yogyakarta, 18 Maret 2021

Penulis,

(Luthfi Ali Masykur)



ABSTRAK

Prostesis adalah sebuah alat bantu yang digunakan sebagai pengganti bagian tubuh yang hilang. Salah satu jenis prostesis adalah prostesis bawah lutut. Sudah banyak produk prostesis bawah lutut yang diproduksi di dalam negeri, namun masih memiliki beberapa kekurangan. Salah satunya adalah metode pembuatan yang masih konvensional dan dibuat menyesuaikan bentuk sisa amputasi dari calon penggunanya. Hal tersebut membuat proses pembuatan prostesis menjadi lama. Selain itu di Indonesia belum terdapat SNI yang mengatur tentang produk prostesis, sehingga banyak produk prostesis buatan dalam negeri yang belum terstandarisasi. Hal tersebut mengakibatkan tidak adanya jaminan bahwa produk prostesis tersebut aman saat digunakan. Berdasarkan masalah tersebut maka diperlukan sebuah produk prostesis *adjustable* yang ukurannya sesuai dengan antropometri orang Indonesia dan sesuai dengan standar yang ada. Salah satu pengembangan prostesis *adjustable* dapat dilakukan pada komponen *socket*. Dalam penelitian ini perancangan *socket* disesuaikan dengan antropometri orang Indonesia. Pengujian *socket* dilakukan dengan variasi material yang berbeda dan sesuai dengan standar ISO 10328. Level pembebanan yang digunakan adalah P5. Hasil dari perancangan ini adalah sebuah *socket* yang dilengkapi dengan mekanime pengatur lingkaran *socket* sehingga dapat digunakan untuk orang Indonesia dengan lingkaran betis antara 307 -345 mm. Hasil simulasi menunjukkan bahwa material yang cocok untuk digunakan adalah material komposit *carbon fiber* ketebalan 3 mm dengan lubang baut 6 mm.

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

ABSTRACT

A prosthesis is a tool that is used as a substitute for a lost body part. One type of prosthesis is below-knee prostheses. There have been many products of below-knee prostheses produced in the country, but they still have some drawbacks. One of them is a method of manufacture that is still conventional and is made to adjust the shape of the amputation residue from the prospective user. This makes the process of making prostheses longer. Also, in Indonesia, there is no standards that regulates prosthesis products, so that many prosthesis products made in the country have not been standardized. This results in no guarantee that the prosthesis product is safe when used. Based on this problem, an adjustable prosthesis product is needed whose size is following the anthropometry of Indonesians and according to existing standards. One of the adjustable prosthesis developments can be done on the socket component. In this study, socket design was adapted to Indonesian anthropometry. Socket testing is carried out with different material variations and following ISO 10328 standards. The loading level used is P5. The result of this design is a socket equipped with a socket circumference adjustment mechanism so that it can be used for Indonesians with a calf circumference between 307-345 mm. The simulation results show that the suitable material for use is carbon fiber composite material with a thickness of 3 mm with a bolt hole of 6 mm.

Keyword: prosthesis, adjustable, socket, anthropometry, ISO 10328

DAFTAR ISI

Halaman Judul	i
Pernyataan Keaslian	ii
Lembar Pengesahan Dosen Pembimbing	iii
Lembar Pengesahan Dosen Penguji	iv
Halaman Persembahan	v
Halaman Motto	vi
Kata Pengantar	vii
Abstrak	ix
Daftar Isi	xi
Daftar Tabel	xiv
Daftar Gambar	xv
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	3
1.6 Sistematika Penulisan	4
Bab 2 Tinjauan Pustaka	5
2.1 Kajian Pustaka	5
2.2 Dasar Teori	11
2.2.1 Disabilitas	11
2.2.2 Amputasi	12
2.2.3 Prosthesis	13
2.2.4 Antropometri	14
2.2.5 ISO 10328	16
2.2.6 Komposit	17
Bab 3 Metode Penelitian	21
3.1 Alur Penelitian	21
3.2 Kriteria Desain	21

3.3	Peralatan dan Bahan.....	22
3.4	Perancangan	22
3.5	Pengujian	24
3.5.1	Kondisi I	24
3.5.2	Kondisi II.....	25
3.5.3	Kondisi saat Tali Dikencangkan.....	25
3.5.4	Kondisi saat Lingkaran <i>Socket</i> Terkecil.....	26
3.6	Parameter Simulasi	27
3.6.1	Pemodelan Kontak antar Komponen.....	27
3.6.2	<i>Mesh</i>	30
Bab 4	Hasil dan Pembahasan	32
4.1	Hasil Perancangan.....	32
4.1.1	Perancangan <i>Socket</i>	32
4.2	Hasil Simulasi	36
4.2.1	Kondisi I	36
4.2.2	Kondisi II.....	42
4.2.3	Simulasi saat Tali Dikencangkan	47
4.3	Perbaikan Desain	49
4.3.1	Hasil Simulasi Perbaikan Desain.....	49
4.3.2	Simulasi ISO saat Lingkaran <i>Socket</i> Terkecil.....	54
4.4	Tegangan pada Tali.....	56
4.5	Hasil Akhir Perancangan	57
4.6	Pembuatan Prototipe Produk	58
4.6.1	Pembuatan Master <i>Socket</i>	58
4.6.2	Pembuatan Cetakan	59
4.6.3	Pembuatan Prototipe <i>Socket</i>	59
4.6.4	Pembuatan Sistem Pengunci.....	60
4.6.5	Hasil <i>Assembly</i>	61
4.7	Analisis dan Pembahasan.....	61
4.7.1	Hasil Simulasi.....	61
4.7.2	Kendala Proses Pembuatan.....	63
4.7.3	Perbandingan Dengan Penelitian Sebelumnya.....	66

4.7.4	Biaya Pembuatan Prototipe	67
Bab 5	Penutup.....	68
5.1	Kesimpulan	68
5.2	Saran atau Penelitian Selanjutnya.....	68
	Daftar Pustaka	69



DAFTAR TABEL

Tabel 2-1 Tinjauan Pustaka	8
Tabel 2-2 Data Antropometri Penduduk Asli Indonesia	14
Tabel 2-3 Antropometri Penduduk Indonesia Keturunan Cina	15
Tabel 2-4 Data Antropometri Orang Jawa (Remaja).....	15
Tabel 2-5 Data Antropometri Orang Jawa (Dewasa)	15
Tabel 2-6 Data Antropometri Orang Jawa (Tua).....	16
Tabel 3-1 Kriteria Desain <i>Socket</i>	21
Tabel 3-2 Data Kekuatan Material <i>Socket</i>	27
Tabel 4-1 Hasil Pengujian Komposit <i>Glass Fiber</i> Tebal 3 mm Kondisi I	37
Tabel 4-2 Hasil Simulasi Komposit <i>Glass Fiber</i> Tebal 5 mm Kondisi I	39
Tabel 4-3 Hasil Simulasi Komposit <i>Carbon Fiber</i> Tebal 3 mm Kondisi I.....	40
Tabel 4-4 Hasil Simulasi <i>Carbon Fiber</i> Tebal 3 mm Baut 6 mm Kondisi I.....	42
Tabel 4-5 Hasil Pengujian Komposit <i>Glass Fiber</i> Tebal 3 mm Kondisi II.....	43
Tabel 4-6 Hasil Simulasi Komposit <i>Glass Fiber</i> Tebal 5 mm Kondisi II.....	44
Tabel 4-7 Hasil Simulasi Komposit <i>Carbon Fiber</i> Tebal 3 mm Kondisi II.....	46
Tabel 4-8 Hasil Simulasi <i>Carbon Fiber</i> Tebal 3 mm Baut 6 mm Kondisi I.....	47
Tabel 4-9 Hasil Simulasi Perbaikan Desain Kondisi I	51
Tabel 4-10 Hasil Simulasi Perbaikan Desain Kondisi I	52
Tabel 4-11 Data Tegangan Terbesar	62
Tabel 4-12 Data <i>Displacement</i>	63
Tabel 4-13 Biaya Pembuatan Prototipe	67

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2-1 Desain <i>Prosthesis</i> (Junianto & Kuswanto, 2018).....	5
Gambar 2-2 Desain <i>Prosthesis</i> (Suryawan et al., 2019).....	6
Gambar 2-3 Desain <i>Prosthesis</i> (Nurrizka, 2020)	6
Gambar 2-4 Desain Socket (Allen B. Wright, Tucson, AZ (US); Eddy J. Peters, Tucson, 2002)	7
Gambar 2-5 Desain Socket (Leroy et al., 2015)	7
Gambar 2-6 Level Amputasi Ekstrimis Bawah (Shoewu et al., 2016).....	12
Gambar 2-7 Komposit Serat (Huda, 2018).....	18
Gambar 2-8 Komposit Partikel (Huda, 2018)	18
Gambar 2-9 Komposit Laminat (Huda, 2018).....	19
Gambar 2-10 <i>Hand Lay-Up</i> (Setyanto, 2012)	19
Gambar 2-11 <i>Vacuum Bag</i> (Setyanto, 2012).....	20
Gambar 2-12 <i>Pressure bag</i> (Setyanto, 2012)	20
Gambar 2-13 <i>Fillament winding</i> (Setyanto, 2012).....	20
Gambar 3-1 <i>Strength - Density</i> (Ashby, n.d.).....	23
Gambar 3-2 Ilustrasi Pembebanan Kondisi I.....	24
Gambar 3-3 Ilustrasi Pembebanan Kondisi II	25
Gambar 3-4 Ilustrasi Pembebanan saat Tali Dikencangkan	26
Gambar 3-5 Ilustrasi Pembebanan saat Lingkar <i>Socket</i> Terkecil.....	26
Gambar 3-6 Lokasi <i>Component Contacts</i>	27
Gambar 3-7 <i>Component Contact</i> Tumpuan - <i>Shank</i>	28
Gambar 3-8 <i>Component Contact Shank - Adapter</i>	28
Gambar 3-9 <i>Component Contact Adapter - Socket</i>	29
Gambar 3-10 <i>Component Contact Socket - Tali</i>	29
Gambar 3-11 <i>Component Contact Socket - Part</i> aplikasi pembebanan	29
Gambar 3-12 <i>Componenet Contacts</i> Laminasi.....	30
Gambar 4-1 Desain <i>Socket</i>	33
Gambar 4-2 Tampak Atas <i>Socket</i>	33
Gambar 4-3 Alternatif 1 Desain Sistem Pengunci.....	34
Gambar 4-4 Gambar Potongan Alternatif 1 Desain Sistem Pengunci.....	34

Gambar 4-5 Alternatif 2 Desain Sistem Pengunci.....	34
Gambar 4-6 Alternatif 3 Desain Sistem Pengunci.....	35
Gambar 4-7 Gambar Potongan Alternatif 3 Desain Sistem Pengunci.....	35
Gambar 4-8 Sistem Pengatur Lingkar <i>Socket</i>	36
Gambar 4-9 Tegangan Terbesar Komposit <i>Glass Fiber</i> Tebal 3 mm Kondisi I..	37
Gambar 4-10 <i>Displacement</i> Komposit <i>Glass Fiber</i> Tebal 3 mm Kondisi I.....	37
Gambar 4-11 Tegangan Terbesar Komposit <i>Glass Fiber</i> Tebal 5 mm Kondisi I	38
Gambar 4-12 <i>Displacement</i> Komposit <i>Glass Fiber</i> Tebal 5 mm Kondisi I.....	39
Gambar 4-13 Tegangan Terbesar Komposit <i>Carbon Fiber</i> Tebal 3 mm Kondisi I	40
Gambar 4-14 <i>Displacement</i> Komposit <i>Carbon Fiber</i> Tebal 3 mm Kondisi I.....	40
Gambar 4-15 Tegangan Terbesar Komposit <i>Carbon Fiber</i> Tebal 3 mm Baut 6 mm Kondisi I.....	41
Gambar 4-16 <i>Displacement</i> Komposit <i>Carbon Fiber</i> Tebal 3 mm Baut 6 mm Kondisi I.....	41
Gambar 4-17 Tegangan Terbesar Kondisi II.....	42
Gambar 4-18 <i>Displacement</i> Komposit <i>Glass Fiber</i> Tebal 3 mm Kondisi II.....	43
Gambar 4-19 Tegangan Terbesar Komposit <i>Glass Fiber</i> Tebal 5 mm Kondisi II	44
Gambar 4-20 <i>Displacement</i> Komposit <i>Glass Fiber</i> Tebal 5 mm Kondisi II.....	44
Gambar 4-21 Tegangan Terbesar Komposit <i>Carbon Fiber</i> Tebal 3 mm Kondisi II	45
Gambar 4-22 <i>Displacement</i> Komposit <i>Carbon Fiber</i> Tebal 3 mm Kondisi II	45
Gambar 4-23 Tegangan Terbesar Komposit <i>Carbon Fiber</i> Tebal 3 mm Baut 6 mm Kondisi II.....	46
Gambar 4-24 <i>Displacement</i> Komposit <i>Carbon Fiber</i> Tebal 3 mm Baut 6 mm Kondisi II.....	47
Gambar 4-25 Tegangan Terbesar saat Tali Dikencangkan	48
Gambar 4-26 <i>Displacement</i> saat Tali Dikencangkan	48
Gambar 4-27 Hasil Perbaikan Desain	49
Gambar 4-28 Tegangan Terbesar Perbaikan Desain Kondisi I.....	50
Gambar 4-29 <i>Displacement</i> Perbaikan Desain Kondisi I.....	50

Gambar 4-30 Tegangan Terbesar Perbaikan Desain Kondisi II.....	51
Gambar 4-31 <i>Displacement</i> Perbaikan Desain Kondisi II.....	52
Gambar 4-32 Tegangan Terbesar Perbaikan Desain saat Tali Dikencangkan	53
Gambar 4-33 <i>Displacement</i> Perbaikan Desain saat Tali Dikencangkan	53
Gambar 4-34 Tegangan Terbesar Desain Perbaikan saat Lingkar <i>Socket</i> Terkecil Kondisi I.....	54
Gambar 4-35 <i>Displacement</i> Perbaikan Desain saat Lingkar <i>Socket</i> Terkecil Kondisi I.....	55
Gambar 4-36 Tegangan Terbesar Desain Perbaikan saat Lingkar <i>Socket</i> Terkecil Kondisi II.....	55
Gambar 4-37 <i>Displacement</i> Perbaikan Desain saat Lingkar <i>Socket</i> Terkecil Kondisi II.....	56
Gambar 4-38 <i>Assembly</i> Hasil Perancangan.....	57
Gambar 4-39 Hasil Perancangan	57
Gambar 4-40 Hasil 3D Print.....	58
Gambar 4-41 Hasil 3D Print.....	58
Gambar 4-42 Hasil Akhir Master	59
Gambar 4-43 Hasil Akhir Cetakan	59
Gambar 4-44 Hasil Pembuatan Prototipe Produk.....	60
Gambar 4-45 Hasil 3D Print Sistem Pengunci	60
Gambar 4-46 Hasil <i>Assembly</i> Sistem Pengunci.....	60
Gambar 4-47 Hasil <i>Assembly</i> Prototipe.....	61
Gambar 4-48 Grafik Tegangan Terbesar.....	62
Gambar 4-49 Grafik <i>Displacement</i>	63
Gambar 4-50 Hasil Pembuatan Master.....	64
Gambar 4-51 Hasil Cetakan Percobaan Pertama.....	64
Gambar 4-52 Hasil Cetakan Percobaan Kedua	65
Gambar 4-53 Hasil Prototipe Produk	65
Gambar 4-54 Perbandingan Dimensi <i>Socket</i>	66
Gambar 4-55 Perbandingan Pengatur Lingkar <i>Socket</i>	66
Gambar 4-56 Perbandingan Pengatur Lingkar <i>Socket</i>	67

BAB 1

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Data Susenas 2012 menunjukkan bahwa 2,45% dari total penduduk Indonesia mengalami disabilitas. Data tersebut menunjukkan bahwa 2.432.000 jiwa mengalami gangguan pada kemampuan berjalan atau naik tangga dengan kategori ringan, dan 656.000 jiwa mengalami gangguan pada kemampuan berjalan atau naik tangga dengan kategori parah. (Kementrian Kesehatan RI, 2014). Sedangkan berdasarkan data Survei Penduduk Antar Sensus (SUPAS) tahun 2015 jumlah penduduk Indonesia yang mengalami disabilitas meningkat menjadi 8,56%. Dari data tersebut menunjukkan bahwa jumlah penyandang disabilitas yang mengalami kesulitan berjalan/naik tangga adalah sebesar 3,76% dari total penduduk Indonesia (Ismandari, 2019).

Salah satu penyebab kesulitan berjalan atau naik tangga adalah adanya gangguan pada anggota gerak tubuh bagian bawah yang disebabkan oleh amputasi. Amputasi berasal dari kata "*ampute*" yang kurang lebih berarti pancung. Amputasi dapat diartikan sebagai suatu tindakan memisahkan sebagian atau seluruh bagian tubuh (Vilella, 2013). Dengan diamputasinya anggota gerak tubuh bagian bawah, maka akan menyebabkan seseorang mengalami keterbatasan dalam berjalan dan beraktifitas. Untuk mengurangi keterbatasan tersebut diperlukan sebuah alat bantu berupa prostesis.

Amputasi dapat disebabkan oleh beberapa hal, seperti kecelakaan dan *diabetes melitus*. Menurut Dunning dalam (Soares, 2013), 70% dari pasien *diabetes melitus* harus mengalami amputasi ekstrimis bawah dengan angka kejadian 5% amputasi minor, dan 95% amputasi mayor. Amputasi mayor terbanyak terjadi pada amputasi bawah lutut dengan total kasus 50% dari keseluruhan kasus amputasi mayor, sedangkan sisanya adalah 35% amputasi atas lutut, dan 7-10% amputasi pangkal paha. Menurut hasil penelitian, saat ini jumlah kasus amputasi pada alat gerak bawah mencapai 85-90% dari total kasus amputasi. Dari total kasus tersebut, amputasi bawah lutut menjadi amputasi yang paling

sering dilakukan (Vitriana dalam (Maya Santi & Rachmad, 2018)). Selain itu menurut data kasus amputasi kaki yang terjadi di RSO Prof. Dr. dr. R. Soeharso Surakarta menunjukkan bahwa pada tahun 2011 sampai Oktober 2012 jumlah kasus amputasi mencapai 97 kasus. Dengan rincian akibat kecelakaan 56 kasus, akibat diabetes 32 kasus, dan akibat lainnya 9 kasus (Udayana, 2020).

Di Indonesia belum terdapat SNI yang mengatur tentang prosthesis, hal tersebut mengakibatkan banyaknya produk-produk industri prosthesis dalam negeri yang belum terstandarisasi. Sehingga tidak ada jaminan bahwa produk prosthesis tersebut aman saat digunakan oleh penggunanya.

Selain itu harga prosthesis kaki tiruan masih tergolong mahal, hal tersebut dikarenakan proses pembuatan prosthesis yang harus menyesuaikan ukuran kaki dari penggunanya. Hal tersebut menyebabkan suatu produk prosthesis hanya dapat diproduksi satu ukuran sesuai dengan ukuran kaki penggunanya dan tidak dapat diproduksi secara massal. Selain itu, untuk mendapatkan sebuah kaki tiruan calon pengguna harus menunggu proses pembuatannya terlebih dahulu karena proses produksi baru dapat dilakukan setelah melakukan pengukuran pada kaki calon pengguna. Maka dari itu diperlukan sebuah *socket* kaki tiruan yang dapat diproduksi secara massal dan sesuai dengan antropometri orang Indonesia, sehingga dapat mempercepat waktu produksi dan menurunkan biaya produksi.

Berdasarkan masalah tersebut maka dalam penelitian akan merancang sebuah *socket* kaki tiruan bawah lutut yang sesuai dengan standar ISO dengan ukuran lingkaran *socket* yang dapat diatur sesuai dengan lingkaran betis orang Indonesia. Penelitian ini dilakukan mulai dari proses desain, simulasi dan pembuatan praripenya. Perancangan *socket* ini akan menyesuaikan dengan antropometri orang Indonesia sehingga dapat diproduksi secara massal untuk masyarakat Indonesia.

1.2 Rumusan Masalah

1. Bagaimana desain *socket* kaki tiruan bawah lutut yang sesuai dengan antropometri orang Indonesia?
2. Bagaimana simulasi yang sesuai dengan standar ISO 10328?
3. Bagaimana cara pembuatan prototipe *socket* kaki tiruan bawah lutut?

1.3 Batasan Masalah

Dalam penelitian ini terdapat beberapa batasan masalah yang berfungsi agar ruang lingkup pembahasan dalam penelitian ini menjadi jelas dan sesuai dengan latar belakang yang ada. Batasan masalah yang dimaksud adalah sebagai berikut:

1. Penelitian ini berfokus pada pembuatan desain dan simulasi *socket* prostetis bawah lutut dengan menggunakan *software* Solidworks 2018.
2. Desain *socket* kaki tiruan dikhususkan untuk pengguna dengan lingkaran betis 314 – 345 mm.
3. Panjang sisa amputasi (*stump*) maksimal adalah 150 mm dari sendi lutut.
4. Pengujian sesuai dengan ISO 10328 pada level pembebanan P5 dengan berat badan pengguna maksimal adalah 90 kg.
5. Desain mekanisme sambungan antara *socket* dengan *shank* disesuaikan dengan penelitian sebelumnya.
6. Tidak membahas lebih lanjut mengenai material busa.

1.4 Tujuan Penelitian atau Perancangan

1. Membuat desain *socket* kaki tiruan bawah lutut sesuai dengan antropometri orang Indonesia.
2. Mensimulasi hasil desain *socket* kaki tiruan bawah lutut sesuai dengan standar ISO 10328.
3. Membuat prototipe *socket* kaki tiruan bawah lutut.

1.5 Manfaat Penelitian atau Perancangan

Manfaat penelitian ini adalah mendapatkan desain *socket* kaki tiruan yang ukuran lingkaran *socket*-nya dapat diatur sesuai dengan lingkaran betis pengguna. Selain itu hasil penelitian ini diharapkan dapat membuat *socket* kaki palsu dapat diproduksi secara massal, sehingga memudahkan penyandang disabilitas dalam mendapatkan kaki tiruan tanpa harus menunggu proses produksi terlebih dahulu.

1.6 Sistematika Penulisan

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 dasar teori yang digunakan sebagai referensi dan acuan dalam proses perancangan ini

BAB III METODOLOGI PENELITIAN

Bagian ini menjelaskan tentang metode dan langkah-langkah yang digunakan dalam proses perancangan.

BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN

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

BAB V PENUTUP

Bagian ini membahas tentang kesimpulan yang didapat dari hasil perancangan yang telah dilakukan dan saran untuk memperbaiki penelitian atau perancangan selanjutnya.

BAB 2

TINJAUAN PUSTAKA

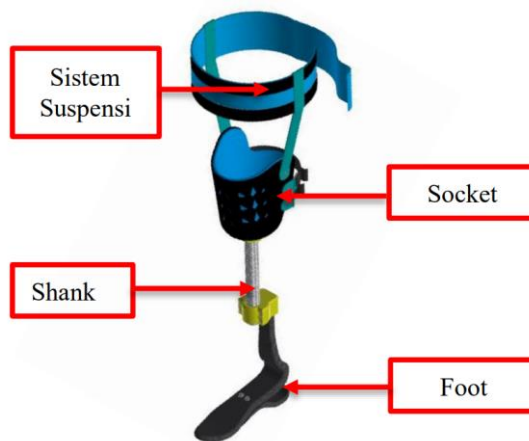
2.1 Kajian Pustaka

Pengembangan prosthesis kaki tiruan sudah banyak dilakukan baik di dalam negeri maupun di luar negeri. Salah satunya adalah pengembangan desain prostesis yang dilakukan pada tahun 2018. Dalam penelitian tersebut pembuatan desain *socket* disesuaikan dengan sisa amputasi dari penggunanya. Untuk mendapatkan bentuk sisa amputasi tersebut peneliti menggunakan 3d *scanner* yang kemudian diolah menjadi data digital. Metode tersebut dapat menghasilkan bentuk *socket* yang nyaman dan sesuai dengan bentuk sisa amputasi dari penggunanya. Pada desain prostesis ini terdapat *cover* pada bagian depan dan belakang yang berfungsi sebagai penutup bagian *shank*, sehingga prostesis memiliki bentuk yang mirip dengan bentuk betis asli (Junianto & Kuswanto, 2018).



Gambar 2-1 Desain Prosthesis (Junianto & Kuswanto, 2018)

Penelitian selanjutnya adalah pengembangan prostesis yang telah dikembangkan pada tahun 2019. Dari penelitian tersebut menghasilkan sebuah prostesis kaki tiruan bawah lutut yang ketinggian dan ukuran lingkaran *socket*-nya dapat diatur sesuai dengan antropometri orang Indonesia. Untuk mengatur ketinggiannya prostesis ini menggunakan mekanisme ulir pada bagian *shank/pylon*. Sedangkan untuk mengatur ukuran lingkaran *socket*-nya menggunakan tali yang panjangnya dapat disesuaikan sehingga dapat dikencangkan sesuai dengan lingkaran betis dari pengguna prostesis tersebut (Suryawan et al., 2019).



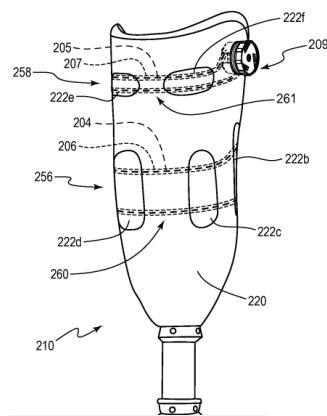
Gambar 2-2 Desain *Prosthesis* (Suryawan et al., 2019)

Dalam penelitian lain terdapat pengembangan *shank/pylon* yang telah dilakukan pada tahun 2020. Dalam penelitian tersebut *shank/pylon* terdiri dari 2 bagian utama yang terbuat dari poros pejal dengan ulir luar dan batang besi berongga dengan ulir dalam. Bagian ulir dalam pada desain ini dibuat panjang dan menempel langsung pada foot. Hal tersebut membuat *shank/pylon* terlihat lebih rapi dan lebih kokoh. Selain itu, pada bagian samping ulir luar terdapat *slot* yang berfungsi untuk menahan agar *shank* tidak terpuntir Untuk bagian *socket* dari penelitian tersebut, pengaturan lingkaran *socket*-nya dilakukan dengan cara mengatur panjang tali yang menghubungkan bagian utama *socket* dengan kedua *holder* yang terdapat dibagian belakang *socket* tersebut. *Holder* tersebut kemudian dihubungkan dengan 2 buah *clipper* yang dipasang dibagian atas dan bawah. *Clipper* tersebut berfungsi untuk mengunci *socket* dengan betis penggunanya (Nurritzka, 2020).



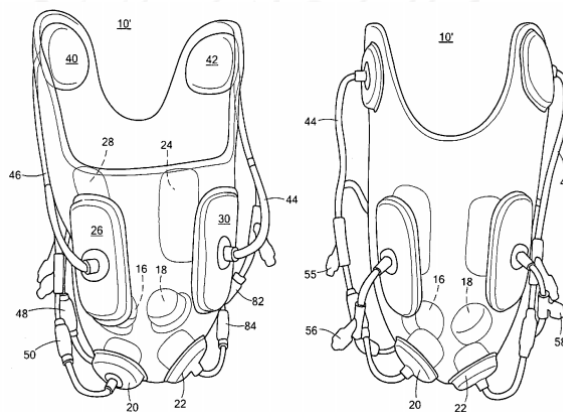
Gambar 2-3 Desain *Prosthesis* (Nurritzka, 2020)

Dalam sebuah paten US 8.443,501 B2 yang didaftarkan pada tahun 2013 menunjukkan tentang sebuah konsep sebuah perangkat *socket* kaki tiruan yang dapat diatur ukuran lingkar *socket*-nya. Dalam paten tersebut terdiri dari 3 bagian yaitu bagian utama *socket*, panel, dan mekanisme pengatur panjang tali. Pengaturan lingkar *socket* dilakukan dengan cara memutar tuas yang nantinya akan menggulung tali sehingga tali yang telah dipasangkan pada *socket* akan memendek. Saat tali memendek maka panel panel yang telah dihubungkan dengan tali tersebut akan bergerak kedalam (Allen B. Wright, Tucson, AZ (US); Eddy J. Peters, Tucson, 2002).



Gambar 2-4 Desain Socket (Allen B. Wright, Tucson, AZ (US); Eddy J. Peters, Tucson, 2002)

Dalam paten lain yang dipublikasikan pada tahun 2016 menunjukkan sebuah konsep *socket* yang memiliki beberapa panel. Prinsip kerja dari *socket* tersebut adalah dengan mengalirkan fluida kedalam kantung udara yang terdapat di setiap panel sehingga kantung udara tersebut dapat mengembang dan menekan *stump* (Leroy et al., 2015).



Gambar 2-5 Desain Socket (Leroy et al., 2015)

Tabel 2-1 Tinjauan Pustaka

Tahun	Peneliti	Judul	Deskripsi	Kontribusi
2018	Agung Dwi Junianto, Djoko Kuswanto	Desain Kaki Palsu untuk Membantu Aktivitas Berjalan pada Tuna Daksa <i>Transtibial</i> dengan Menggunakan <i>Rapid Prototyping</i> dan <i>Reverse Engineering</i>	Perancangan sebuah <i>socket</i> protesis bawah lutut dengan menggunakan metode <i>reverse engineering</i> . Proses pembuatan desain dalam penelitian ini menggunakan alat <i>3D Scanner</i> untuk mendapatkan bentuk <i>stump</i> dari calon pengguna yang kemudian diolah menjadi data digital.	Inspirasi gambaran kasar konsep desain <i>socket</i> .
2019	Donny Suryawan, Muhammad Ridlwan, Ari Setiadi	Inovasi desain dan simulasi model protesis bawah lutut berdasarkan antropometri orang Indonesia.	Perancangan dan simulasi prostetis bawah lutut yang ukuran lingkaran <i>socket</i> dan ketinggian <i>shank</i> -nya dapat diatur sesuai dengan antropometri orang Indonesia. Pengaturan lingkaran <i>socket</i> pada penelitian ini adalah dengan menggunakan tali yang panjangnya dapat diatur menyesuaikan lingkaran betis pengguna. Sedangkan untuk pengaturan ketinggian prostetis adalah dengan mengatur ketinggian <i>shank</i> yang memiliki mekanisme ulir.	Desain <i>socket</i> yang memiliki pengaturan sesuai antropometri orang Indonesia.

2020	Muhammad Nurrizka	Perancangan dan Simulasi <i>Shank</i> Berbasis Ulir	Perancangan sebuah <i>shank</i> yang ketinggiannya dapat diatur dengan menggunakan mekanisme ulir. Pada bagian samping batang dengan ulir luar terdapat slot yang berfungsi untuk menahan agar <i>shank</i> tidak terputir.	Penggunaan mekanisme <i>shank</i> dan mekanisme sambungan antara <i>shank</i> dengan <i>socket</i> .
2013	Allen B. Wright, Tucson, AZ (US); Eddy J. Peters, Tucson	<i>United State Patent</i> No: US 8.443,501 B2	Desain <i>socket</i> yang memiliki mekanisme pengaturan lingkaran <i>socket</i> . Mekanisme dari pengaturan lingkaran <i>socket</i> ini adalah dengan menggunakan panel-panel yang telah dihubungkan menggunakan tali. Panel-panel tersebut akan bergerak kedalam dan menekan <i>stump</i> ketika tali ditarik. Desain <i>socket</i> ini dilengkapi dengan sebuah sistem pengunci yang dapat menarik tali secara satu arah.	Mekanisme lingkaran <i>socket</i> yang menggunakan tali dan sistem pengunci untuk mengatur lingkaran <i>socket</i> -nya.
2015	Anna M. Galea, Stow, MA (US); Kristen LeRoy, Somerville, MA	<i>United State Patent</i> No: US 9.254.200 B2	Desain <i>socket</i> yang memanfaatkan tekanan udara untuk mengatur lingkaran <i>socket</i> -nya. Desain ini memiliki panel-panel dengan kantong udara yang	Alternatif mekanisme untuk pengaturan lingkaran <i>socket</i> .

	(US); Thieu Q. Truong, North Easton, MA (US)		dapat diisi dengan udara sehingga kantung tersebut mengembang dan menekan <i>stump</i> .	
--	----------------------------------------------------	--	------------------------------------------------------------------------------------------	--



2.2 Dasar Teori

2.2.1 Disabilitas

Dalam Buletin Jendela Data dan Informasi Kesehatan yang diterbitkan oleh Kementerian Kesehatan RI dijelaskan bahwa penyandang disabilitas adalah kelompok masyarakat yang memiliki keterbatasan yang mengakibatkan terhambatnya partisipasi dan peran serta mereka dalam kehidupan bermasyarakat. Disabilitas bukan sebatas kecacatan semata namun merupakan hasil interaksi dari keterbatasan seseorang dengan lingkungannya. Keterbatasan tersebut tidak hanya pada fisik dan jiwanya namun merupakan fenomena multi dimensi yang terdiri dari fungsi tubuhm keterbatasan aktifitas, hambatan partisipasi dan faktor lingkungan (Kementerian Kesehatan RI, 2014).

Menurut (Ismandari, 2019) dalam InfoDATIN disebutkan bahwa disabilitas dibedakan menjadi 4 jenis, yaitu:

1. Penyandang disabilitas fisik

Disabilitas fisik adalah disabilitas yang dialami oleh orang yang memiliki gangguan pada fungsi gerak, antara lain adalah amputasi, lumpuh layu atau kaku, paraplegia, *celebral pasly*, akibat stroke, akibat kusta dan orang kecil.

2. Penyandang disabilitas intelektual

Disabilitas intelektual adalah terganggunya fungsi pikir yang disebabkan karena tingkat kecerdasan yang berada dibawah rata-rata, antara lain lambat belajar, disabilitas grahita dan *down syndrome*.

3. Penyandang disabilitas mental

Disabilitas mental adalah terganggunya fungsi pikir, emosi dan perilaku. Contoh disabilitas mental adalah psikososial dan disabilitas perkembangan yang berpengaruh pada kemampuan interaksi sosial.

4. Penyandang disabilitas sensorik

Disabilitas sensorik adalah terganggunya salah satu fungsi panca indra, yaitu disabilitas netra, disabilitas rungu, dan disabilitas wicara.

2.2.2 Amputasi

Amputasi berasal dari kata “*ampute*” yang artinya kurang lebih adalah pancung. Amputasi dapat diartikan sebagai suatu tindakan memisahkan sebagian atau seluruh bagian bagian ekstrimis (Villela, 2013). Amputasi pada umumnya disebabkan karena kecelakaan, gangguan congenital dan penyakit.

Menurut (Marshall et al., 2016) amputasi ekstremitas bawah dapat dibedakan mejadi 5 level amputasi yaitu:

1. *Above knee amputation*

Above knee amputation adalah amputasi yang dilakukan pada area femur dengan jarak amputasis berada pada 1/3 tulang femur.

2. *Knee disarticulation*

Knee disarticulation adalah amputasi yang dilakukan pada bagian sendi lutut.

3. *Below knee amputation*

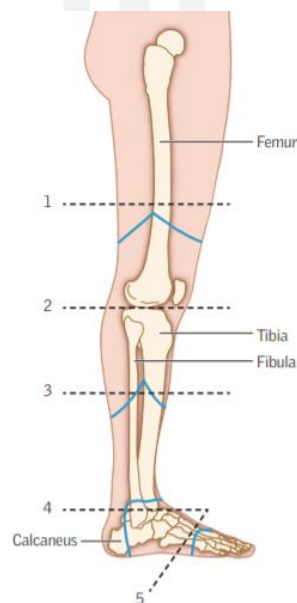
Below knee amputation adalah sebuah amputasi yang dilakukan pada bagian bawah lutut dengan jarak sekitar 14 cm dari sendi lutut.

4. *Ankle*

Ankle adalah amputasi yang dilakukan pada bagian os distal tibia.

5. *Forefoot*

Forefoot adalah amputasi yang dilakukan pada bagian jari kaki.



Gambar 2-6 Level Amputasi Ekstremitas Bawah (Shoewu et al., 2016)

2.2.3 Prosthesis

Prosthesis adalah sebuah alat bantu yang digunakan sebagai pengganti bagian tubuh yang hilang, sehingga bagian tubuh tersebut dapat berfungsi sebagaimana mestinya (Dharmastiti et al., 2017). Sedangkan menurut ISO prostesis adalah sebuah alat yang diterapkan secara eksternal yang berfungsi sebagai pengganti seluruh atau sebagian bagian tubuh yang tidak ada atau kurang.

Prosthesis bawah lutut pada umumnya terdiri dari 5 bagian utama, yaitu *foot*, *ankle*, *shank*, *socket*, dan sistem suspensi. Setiap bagian tersebut dapat memiliki bentuk yang berbeda sesuai dengan fungsinya (Setiadi, 2018).

2.2.3.1 *Socket*

Socket adalah bagian dari prosthesis yang akan menempel pada sisa amputasi (*stump*) dari penggunanya. Oleh sebab itu pada bagian *socket* ini harus memiliki kenyamanan yang baik sehingga tidak melukai kulit penggunanya. Selain itu *socket* juga harus menempel dengan baik sehingga tidak mudah lepas saat digunakan.

2.2.3.2 *Shank*

Shank adalah bagian yang akan menggantikan fungsi tulang yang telah diamputasi. *Shank* berfungsi untuk memindahkan beban yang diterima pada bagian *socket* ke bagian *foot*. Pada bagian ini material yang digunakan berupa bahan yang kuat dan kokoh namun tetap ringan.

2.2.3.3 *Foot – Ankle*

Foot atau dalam bahasa Indonesia berarti kaki dasar adalah bagian yang menjadi satu kesatuan dengan *ankle*. *Foot – Ankle* adalah komponen yang berfungsi sebagai tumpuan selama proses berjalan normal sehingga harus memiliki beberapa kriteria agar dapat menopang beban tubuh dengan baik.

2.2.3.4 Sistem Suspensi

Fungsi utama dari sistem suspensi adalah untuk mengikat socket agar dapat menempel dengan baik dengan bagian sisa amputasi sehingga prostesis dapat terpasang dengan kuat dan tidak mudah lepas.

2.2.4 Antropometri

Menurut Bridger dalam (Setiadi, 2018), istilah antropometri terdiri dari dua kata dalam bahasa latin, yaitu “*anthropos*” yang berarti manusia dan “*metron*” yang berarti pengukuran. Sehingga antropometri dapat diartikan sebagai sebuah ilmu yang berhubungan dengan pengukuran bagian tubuh manusia.

Menurut (Wijaya et al., 2016) dalam aplikasinya antropometri dibedakan menjadi dua bagian, yaitu:

1. Dimensi Tubuh Struktural (Antropometri Statis)

Dimensi tubuh struktural adalah pengukuran dimensi tubuh dalam keadaan diam dengan posisi yang sudah ditentukan. Contohnya adalah lebar bahu, telapak tangan, kepala, dan kaki.

2. Dimensi Tubuh Fungsional (Antropometri Dinamis)

Dimensi tubuh fungsional adalah pengukuran dimensi tubuh dalam keadaan bergerak dengan memperhatikan gerakan-gerakan yang terjadi pada saat seseorang melakukan sebuah kegiatan. Contohnya adalah putaran sudut tangan dan sudut putaran kaki.

Berdasarkan data yang diperoleh dari pengukuran yang telah dilakukan oleh Chuan pada penduduk Indonesia asli dan penduduk Indonesia keturunan Cina didapatkan hasil seperti pada Tabel 2-2 dan Tabel 2-3 dengan masing-masing dimensinya dalam cm dan berat badan dalam kg (Chuan et al., 2010).

Tabel 2-2 Data Antropometri Penduduk Asli Indonesia

No	Dimansi	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

Sumber: (Chuan et al., 2010)

Tabel 2-3 Antropometri Penduduk Indonesia Keturunan Cina

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

Sumber : (Chuan et al., 2010)

Sedangkan berdasarkan pengukuran yang telah dilakukan oleh (Syaifudin & Alatas, 1996) pada penduduk Indonesia bersuku Jawa yang dibagi dalam beberapa kelompok berdasarkan usia dapat dilihat pada Tabel 2-4, Tabel 2-5, dan Tabel 2-6 dalam satuan cm.

Tabel 2-4 Data Antropometri Orang Jawa (Remaja)

No	Dimensi	Remaja (16 – 20 tahun)	
		Laki-laki	Perempuan
1.	Tinggi badan	163,05 ± 4,16	153,66 ± 2,97
2.	Lingkar betis	32,54 ± 3,36	31,13 ± 3,21
3.	Berat badan	54,11 ± 1,89	48,5 ± 1,22

Sumber : (Syaifudin & Alatas, 1996)

Tabel 2-5 Data Antropometri Orang Jawa (Dewasa)

No	Dimensi	Dewasa (21 – 40 tahun)	
		Laki-laki	Perempuan
1.	Tinggi badan	160,9 ± 2,97	151,27 ± 2,01
2.	Lingkar betis	32,64 ± 3,57	31,84 ± 3,1
3.	Berat badan	55,73 ± 2,56	49,67 ± 2,46

Sumber : (Syaifudin & Alatas, 1996)

Tabel 2-6 Data Antropometri Orang Jawa (Tua)

No	Dimensi	Tua (41 tahun keatas)	
		Laki-laki	Perempuan
1.	Tinggi badan	161,32 ± 3,21	149,39 ± 1,72
2.	Lingkar betis	31,14 ± 3,89	31,28 ± 3,84
3.	Berat badan	61,29 ± 7,71	55,73 ± 3,57

Sumber : (Syaifudin & Alatas, 1996)

2.2.5 ISO 10328

Iso 10328 adalah sebuah standar internasional yang digunakan sebagai acuan dalam pengujian produk prostetik ekstrimis bawah. Standar ini menetapkan prosedur untuk pengujian statis dan siklik pada prostesa ekstrimis bawah yang biasanya menghasilkan beban gabungan. Pada standar ini beban gabungan tersebut diterapkan pada gaya uji tunggal yang sudah ditentukan. Beban gabungan dalam sample uji berhubungan dengan nilai puncak pada komponen pembebanan yang terjadi selama fase berjalan (Hanza-pont, 2016).

2.2.5.1 Sistem Koordinat dan Konfigurasi Pengujian

Sistem koordinat ini berfungsi untuk menentukan arah pembebanan dan titik penerapan gaya yang diberikan dalam proses pengujian. Dalam sistem koordinat ini setiap titik koordinat terletak pada bidang referensi yang sudah ditentukan.

Setiap bidang referensi tersebut digunakan sebagai bidang acuan dalam penentuan posisi titik referensi yang telah ditentukan dalam tabel sesuai dengan kondisi pembebanan yang dilakukan. Titik-titik referensi tersebut nantinya akan dihubungkan dengan garis lurus sebagai garis referensi arah pembebanan.

2.2.5.2 Kondisi Pembebanan

Kompleksitas pembebanan yang terjadi selama prostesis digunakan tidak dapat diasumsikan dalam satu prosedur pengujian. Sehingga beberapa jenis uji kekuatan statis dan siklik ditentukan dalam dua kategori pengujian, yaitu “Uji struktur utama” dan “Uji struktur terpisah”.

Setiap kondisi pembebanan dicirikan oleh beban uji spesifik yang bekerja di sepanjang garis aplikasi pembebanan dan menghasilkan kompresi aksial, gaya geser, momen lentur, dan torsi sebagai komponen tunggal.

Pada pengujian struktur utama statik dan siklik dilakukan dalam dua kondisi yang berbeda yang berkaitan dengan beban maksimal yang terjadi pada saat fase berjalan normal, yaitu:

1. Uji kondisi pembebanan I, yaitu kondisi pembebanan yang berkaitan dengan beban maksimum yang terjadi pada saat awal fase berjalan.
2. Uji kondisi pembebanan II, yaitu kondisi pembebanan yang berkaitan dengan beban maksimum yang terjadi pada saat akhir fase berjalan.

2.2.5.3 Tingkat Pembebanan

Dalam standar ini tingkat pengujian yang digunakan dibedakan berdasarkan berat maksimal dari pengguna prosthesis yang akan diuji, yaitu:

1. P3 untuk beban maksimal 60 kg.
2. P4 untuk beban maksimal 80 kg.
3. P5 untuk beban maksimal 90 kg.

2.2.6 Komposit

2.2.6.1 Pengertian Komposit

Menurut (Matthews & Rawlings, 1994) dalam (Muhajir et al., 2016) pengertian komposit adalah sebuah material hasil pencampuran dua material pembentuk atau lebih dengan sifat campuran yang tidak homogen, dimana sifat mekanis dari masing-masing material pembentuk berbeda. Pencampuran tersebut akan menghasilkan material baru yang memiliki sifat dan karakteristik yang berbeda dari material pembentuknya.

Pada umumnya komposit terdiri dari dua komponen pembentuk utama, yaitu penguat (*Reinforcement*), dan perekat (*matrix*).

1. *Reinforcement*

Reinforcement adalah salah satu unsur utama dalam pembuatan komposit yang berfungsi sebagai penguat. Pada umumnya *reinforcement* yang

digunakan dalam pembuatan komposit adalah serat. Serat tersebut yang nantinya akan menentukan kekuatan, kekakuan, dan sifat mekanis lainnya (Kristianto, 2018).

2. *Matriks*

Matriks adalah salah satu material pembentuk komposit yang mempunyai fraksi volume terbesar. Syarat utama dari matriks adalah harus dapat meneruskan beban. (Van Vlcek, 1994) dalam (Kristianto, 2018) menjelaskan bahwa reinforcement menanggung beban paling besar, sehingga matrik harus memiliki modulus elastisitas yang lebih besar dari material reinforcement yang digunakan.

Berdasarkan bentuk komponen strukturalnya, jenis komposit dapat dibedakan menjadi 3 kelas (Schwartz, 1994) dalam (Sunardi et al., 2013), yaitu :

1. Komposit Serat

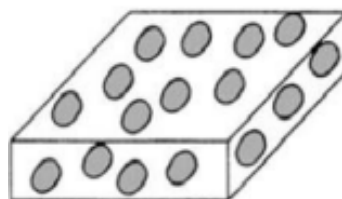
Komposit serat adalah komposit yang penguatnya menggunakan serat. Serat yang biasa digunakan untuk jenis komposit ini adalah *glass fiber*, *carbon fiber*, *kevlar*, dan *aramid fiber*.



Gambar 2-7 Komposit Serat (Huda, 2018)

2. Komposit Partikel

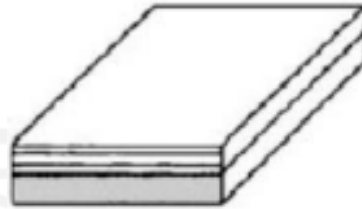
Komposit partikel adalah komposit yang penguatnya menggunakan partikel/serbuk dengan dimensi yang relatif sama. Jenis partikel yang digunakan untuk komposit ini dapat berupa material logam ataupun non-logam. Contoh dari jenis komposit ini adalah beton yang dihasilkan dari penguat berupa pasir/kerikil dengan *matriks* semen.



Gambar 2-8 Komposit Partikel (Huda, 2018)

3. Komposit Laminat

Komposit laminat adalah sebuah komposit yang terdiri dari beberapa lapisan dimana setiap lapisan memiliki karakteristik sifat yang berbeda. Contoh dari komposit ini adalah *plywood*.

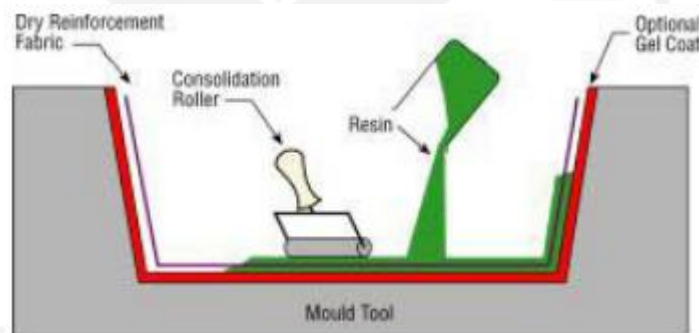


Gambar 2-9 Komposit Laminat (Huda, 2018)

2.2.6.2 Metode Pembuatan Komposit

1. *Hand lay-up*

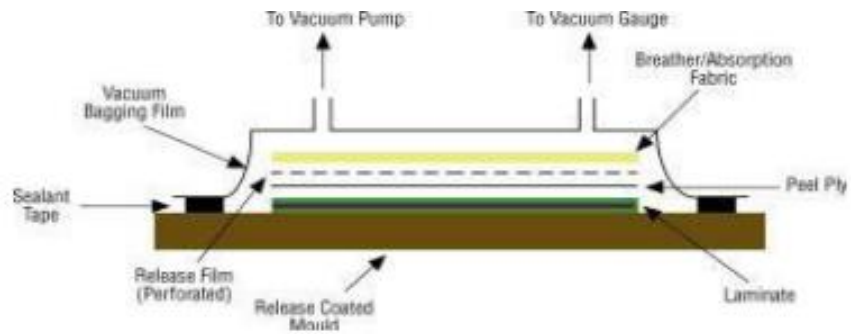
Hand lay-up merupakan metode pembuatan komposit yang paling sederhana. Proses pembuatan menggunakan metode ini adalah dengan menuangkan resin ke dalam serat kemudian menekan sekaligus meratakan resin menggunakan roll atau kuas (Setyanto, 2012).



Gambar 2-10 *Hand Lay-Up* (Setyanto, 2012)

2. *Vacuum bag*

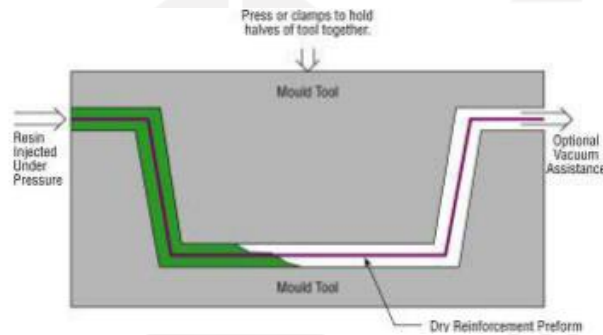
Proses *vacuum bag* adalah penyempurnaan dari metode *hand lay-up*. Proses ini bertujuan untuk menekan produk sehingga resin dapat tersebar merata pada serat. Dalam proses ini produk akan dimasukkan ke dalam kantong yang biasanya terbuat dari plastik kemudian divacuum. Saat keadaan *vacuum* maka udara luar plastik akan menekan produk dengan tekanan atmosfer secara merata (Setyanto, 2012).



Gambar 2-11 Vacuum Bag (Setyanto, 2012)

3. Pressure bag

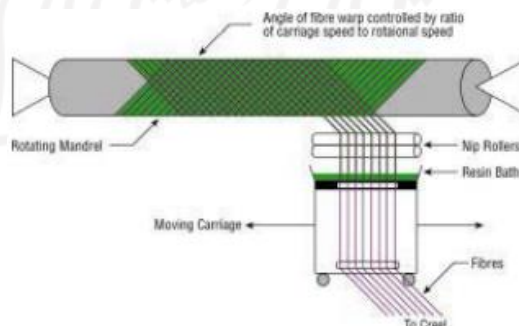
Prinsip dari *pressure bag* ini adalah dengan menggunakan tekanan udara atau uap yang dimasukkan melalui wadah elastis. Wadah elastis tersebut kemudian akan menekan produk (Setyanto, 2012).



Gambar 2-12 Pressure bag (Setyanto, 2012)

4. Filament winding

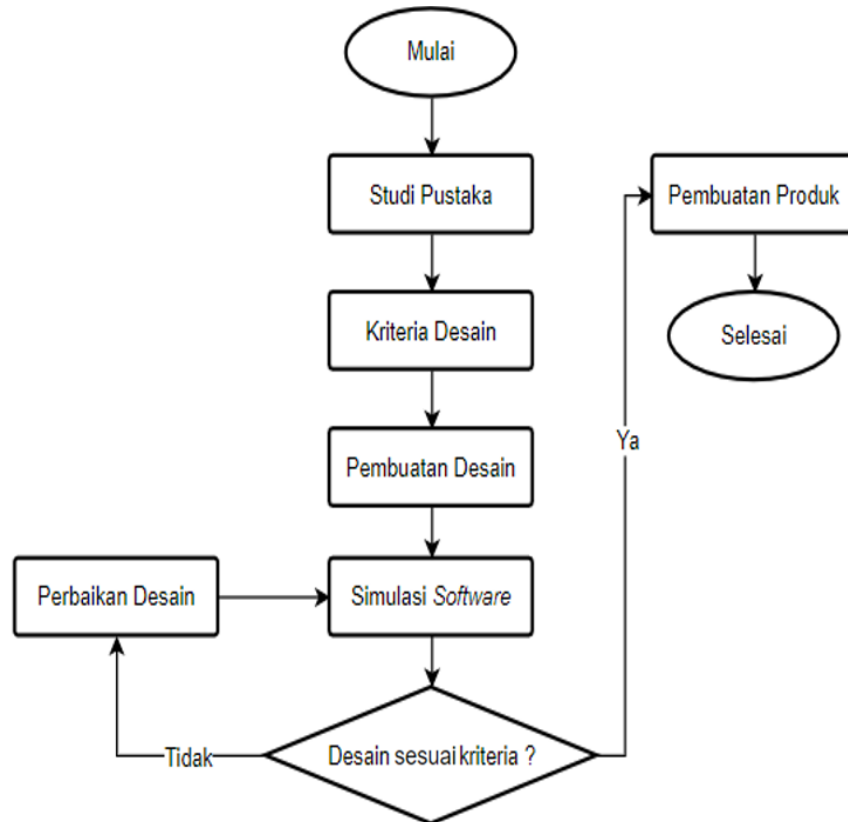
Proses pembuatan komposit ini adalah dengan melewati *fiber* kedalam resin kemudian *fiber* tersebut diputar mengelilingi mandrel secara berulang. Putaran berulang tersebut akan menghasilkan lapisan serat sesuai dengan yang diinginkan (Setyanto, 2012).



Gambar 2-13 Filament winding (Setyanto, 2012)

BAB 3 METODE PENELITIAN

3.1 Alur Penelitian



3.2 Kriteria Desain

Tabel 3-1 Kriteria Desain Socket

No	Kriteria	Deskripsi	Referensi
1.	Kuat	Dapat menahan beban sesuai dengan standar ISO 10328.	ISO 10328
2.	Ringan	Socket harus dibuat se-ringan mungkin dengan berat maksimal 413 gram	(Suryawan et al., 2019)
3.	Adjustable	Lingkar socket dapat diatur sesuai dengan antropometri orang Indonesia.	(Chuan et al., 2010) dan (Syaifudin & Alatas, 1996)

4.	Praktis	<i>Socket</i> dapat digunakan dan dilepas dengan mudah.	(Allen B. Wright, Tucson, AZ (US); Eddy J. Peters, Tucson, 2002)
----	---------	---------------------------------------------------------	------------------------------------------------------------------

3.3 Peralatan dan Bahan

Selama proses perancangan dan pembuatan moodel dalam penelitian ini terdapat beberapa peralatan dan bahan yang digunakan, yaitu:

1. PC / Laptop
2. Perangkat lunak Solidworks
3. 3D Printer
4. Filament 3D printer
5. Serat Fiber
6. Serat Carbon
7. Resin & katalis
8. Gerinda
9. Cat Semprot
10. Peralatan dan bahan pendukung

3.4 Perancangan

Perancangan ini dilakukan menggunakan perangkat lunak Solidworks 2018. Perancangan ini difokuskan pada pembuatan *socket* kaki tiruan bawah lutut yang ukuran lingkarnya dapat diatur sesuai dengan ukuran lingkaran betis dari penggunanya. Perancangan ini terbagi menjadi dua komponen utama, yaitu *socket* dan sistem pengatur lingkarnya.

Dalam proses perancangan prostesis ini perlu mempertimbangkan berat dari prostesis agar tidak membebani penggunanya. Menurut (Tayyari, 1997) dalam (Setiadi, 2018) berat bagian kaki bawah lutut yang diamputasi memiliki berat sekitar 5,7% dari berat tubuh. Dari nilai tersebut maka dapat ditentukan berat maksimal dari prostesis sebagai berikut :

$$\text{Berat maksimal prostesis} = 5,7 \times 39,8 \text{ kg}$$

$$= 2,268 \text{ kg}$$

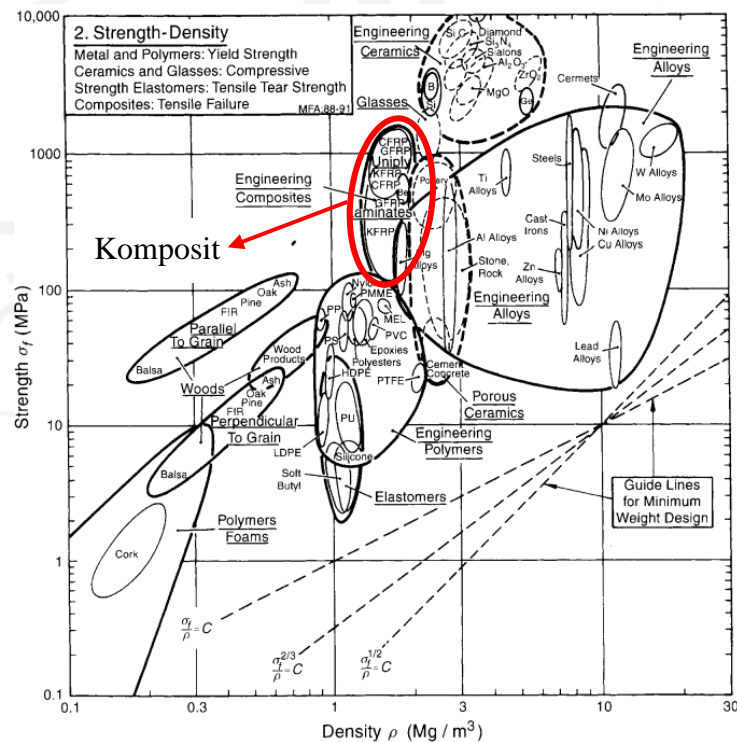
$$= 2268 \text{ gram}$$

Dalam perhitungan berat maksimal ini berat badan yang digunakan adalah berat badan terendah berdasarkan data antropometri orang Indonesia. Nilai tersebut dipilih agar produk dapat digunakan oleh keseluruhan orang Indonesia yang memiliki berat badan terendah seberat 39,8 kg.

Dari berat maksimal prosthesis tersebut dapat diketahui berat maksimal dari produk *socket* kaki tiruan yang akan dirancang. Dengan menggunakan komponen kaki tiruan yang sudah ada di pasaran dan komponen kaki tiruan dari penelitian sebelumnya maka berat maksimal dari *socket* kaki tiruan ini adalah :

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

Dalam perancangan ini material yang dipilih adalah material komposit. Komposit dipilih karena sifat komposit yang mudah dibentuk serta memiliki proses produksi yang sederhana dan murah. Selain itu komposit merupakan salah satu material yang ringan namun kuat. Perbandingan antara kekuatan terhadap densitas dari material dapat dilihat pada Gambar 3-1.



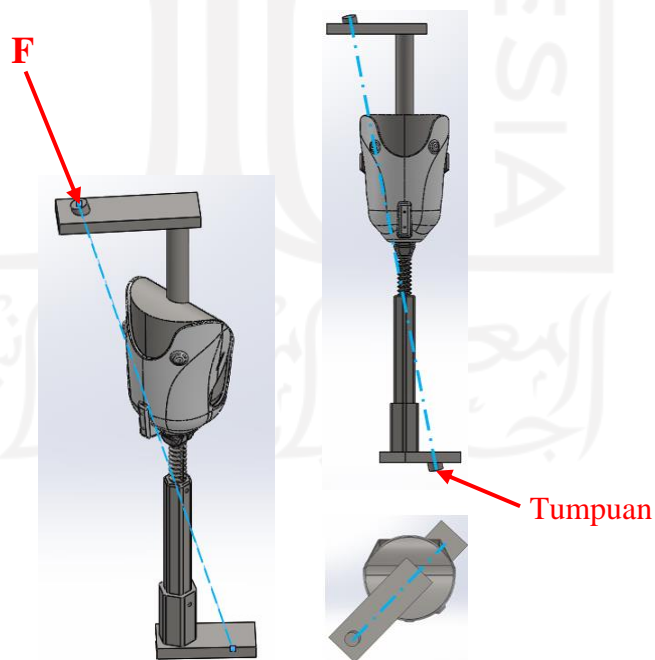
Gambar 3-1 Strength - Density (Ashby, n.d.)

3.5 Pengujian

Dalam penelitian ini pengujian dilakukan dengan menggunakan perangkat lunak Solidworks 2018 sesuai dengan standar ISO 10328. Dalam pengujian ini terdapat dua kondisi pembebanan. Pembebanan pertama adalah pembebanan yang terjadi pada fase *heel loading*, yaitu kondisi saat tumpuan berada pada bagian tumit kaki. Kondisi tersebut dalam penelitian ini disebut dengan Kondisi I. Pembebanan kedua adalah pembebanan yang terjadi pada fase *forefoot loading*, yaitu kondisi saat tumpuan berada pada bagian depan dari telapak kaki. Kondisi tersebut dalam penelitian ini disebut dengan kondisi II.

3.5.1 Kondisi I

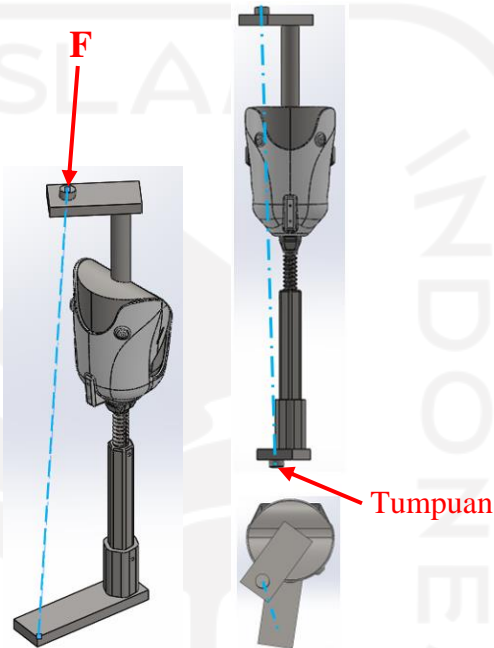
Pada pengujian ini titik tumpuan dan titik pembebanan sudah ditentukan dalam dokumen ISO 10328. Lokasi titik pembebanan pada kondisi I ini berada di depan prostetis, sedangkan titik tumpuannya berada di belakang prostetis. Titik tumpuan dan titik pembebanan tersebut kemudian dihubungkan dengan sebuah garis lurus yang akan menjadi garis referensi arah pembebanan. Ilustrasi pembebanan pada kondisi ini dapat dilihat pada Gambar 3-2.



Gambar 3-2 Ilustrasi Pembebanan Kondisi I

3.5.2 Kondisi II

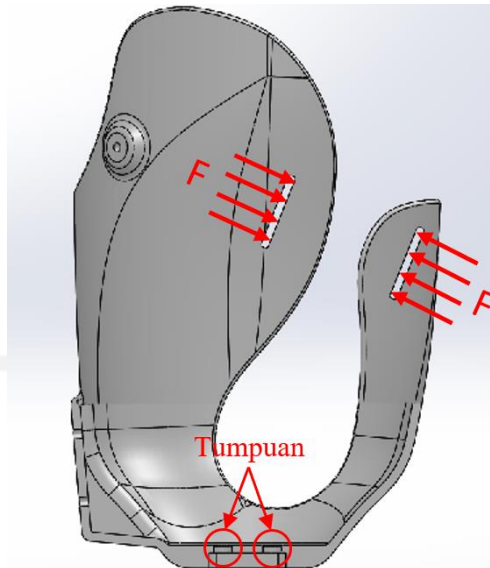
Pada kondisi ini titik tumpuan dan titik pembebanan juga sudah ditentukan dalam standar ISO 10328. Lokasi titik tumpuan dan titik pembebanan pada kondisi ini berada di depan prostesis. Referensi arah gaya pada kondisi ini juga didapatkan dengan menghubungkan titik pembebanan dan titik tumpuan. Ilustrasi pembebanan pada kondisi ini dapat dilihat pada Gambar 3-3.



Gambar 3-3 Ilustrasi Pembebanan Kondisi II

3.5.3 Kondisi saat Tali Dikencangkan

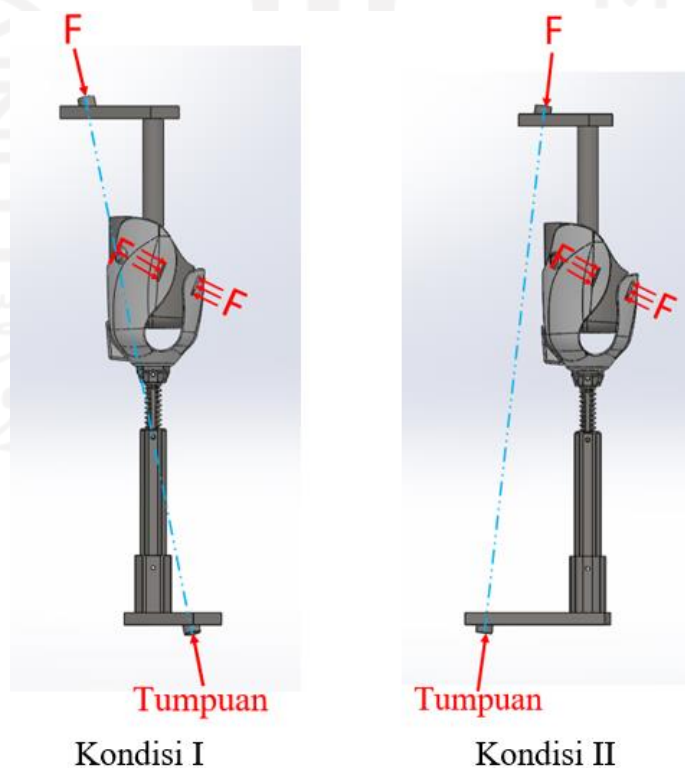
Pada kondisi ini bagian lubang tali diberi gaya sesuai dengan gaya yang diperlukan untuk mengencangkan socket hingga socket mencapai lingkaran terkecilnya. Lokasi tumpuan untuk kondisi ini terdapat pada bagian lubang baut yang merupakan bagian yang berkontak langsung dengan komponen adapter. Ilustrasi untuk kondisi pembebanan ini dapat dilihat pada Gambar 3-4.



Gambar 3-4 Ilustrasi Pembebanan saat Tali Dikencangkan

3.5.4 Kondisi saat Lingkar *Socket* Terkecil

Untuk kondisi pembebanan ini sesuai dengan standar ISO 10328, namun terdapat tambahan gaya pada bagian lubang tali. Kondisi pembebanan ini adalah gabungan antara pembebanan sesuai ISO dan pembebanan saat tali dikencangkan. Ilustrasi pembebanan untuk kondisi ini dapat dilihat pada Gambar 3-5.



Gambar 3-5 Ilustrasi Pembebanan saat Lingkar *Socket* Terkecil

3.6 Parameter Simulasi

Simulasi ini dilakukan dengan menggunakan perangkat lunak Solidworks 2018 dengan dua variasi material *socket*. Variasi tersebut adalah komposit *glass fiber* dan komposit *carbon fiber*. Kekuatan dari material-material tersebut dapat dilihat pada Tabel 3-2.

Tabel 3-2 Data Kekuatan Material *Socket*

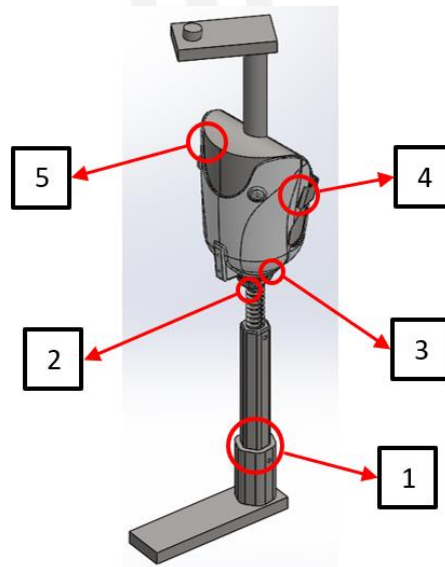
No	Material	σ_u	σ_y
1.	Komposit <i>carbon fiber</i>	600 MPa	550 MPa
2.	Komposit <i>glass fiber</i>	56,53 MPa	21,08 MPa

Sumber : (Sari et al., n.d.) dan (El-wazery et al., 2017)

Material *glass fiber* dan *carbon fiber* dipilih karena kedua serat tersebut adalah material pembentuk komposit yang sudah tersedia di pasaran, dan dapat diperoleh dengan mudah.

3.6.1 Pemodelan Kontak antar Komponen

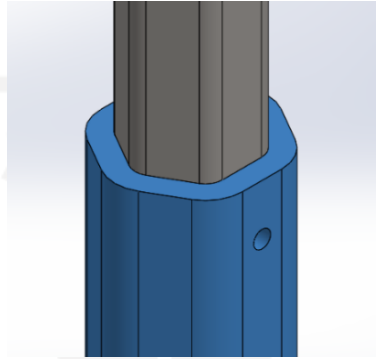
Dalam simulasi pembebanan ini terdapat 6 komponen utama, yaitu tumpuan, *shank*, *adapter*, *socket*, tali, dan *part* aplikasi pembebanan. Lokasi *Component contacts* dari setiap komponen dapat dilihat pada Gambar 3-6.



Gambar 3-6 Lokasi *Component Contacts*

1. Tumpuan – *Shank*

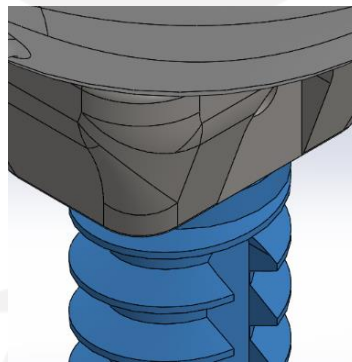
Pada bagian ini *contact* yang digunakan adalah *bonded*. Pemilihan *bonded* dilakukan karena *shank* diasumsikan terpasang dan menempel secara sempurna pada tumpuan. Gambar detail untuk *contact* ini dapat dilihat pada Gambar 3-7.



Gambar 3-7 Component Contact Tumpuan - Shank

2. *Shank – Adapter*

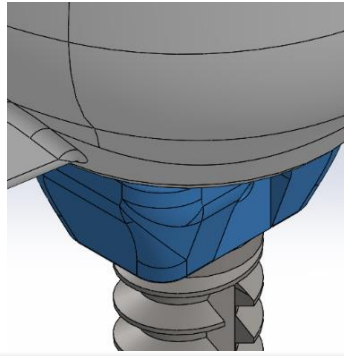
Pada bagian ini *contact* yang digunakan adalah *bonded*. Pemilihan *bonded* dilakukan karena *shank* dan *adapter* terpasang dan menempel secara sempurna. Gambar detail untuk *contact* ini dapat dilihat pada Gambar 3-8.



Gambar 3-8 Component Contact Shank - Adapter

3. *Adapter – Socket*

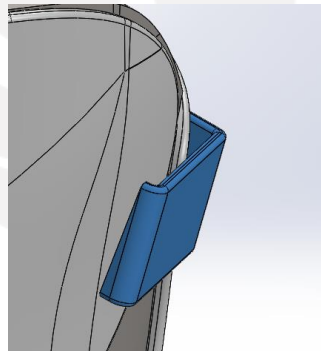
Pada bagian ini *contact* yang digunakan adalah *bonded*. Pemilihan *bonded* dilakukan karena *socket* dan *adapter* diasumsikan terpasang dan menempel secara sempurna. Gambar detail untuk *contact* ini dapat dilihat pada Gambar 3-9.



Gambar 3-9 Component Contact Adapter - Socket

4. *Socket – Tali*

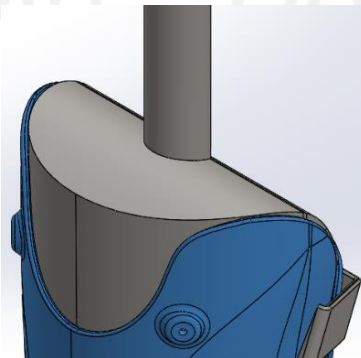
Pada bagian ini *contact* yang digunakan adalah *bonded*. Pemilihan *bonded* dilakukan karena tali diasumsikan terpasang dan menempel secara sempurna pada *socket*. Gambar detail untuk *contact* ini dapat dilihat pada Gambar 3-10.



Gambar 3-10 Component Contact Socket - Tali

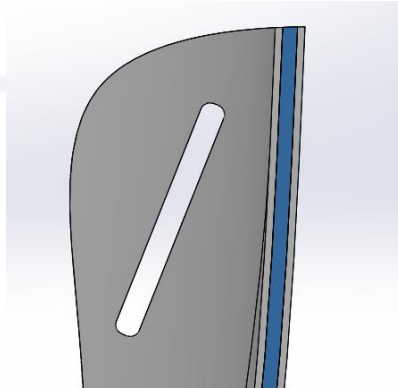
5. *Socket – Part aplikasi pembebanan*

Pada bagian ini *contact* yang digunakan adalah *No-penetration*. Penggunaan *No-penetration* dipilih karena pada kondisi sesungguhnya betis tidak mungkin menempel sempurna pada *socket*. Gambar detail untuk *contact* ini dapat dilihat pada Gambar 3-11.



Gambar 3-11 Component Contact Socket - Part aplikasi pembebanan

Selain *Component contacts* diatas terdapat *contact* lain pada bagian *socket* laminasi. Pada *socket* laminasi *contact* yang digunakan di setiap lapisan adalah *bonded*. Pemilihan ini dilakukan karena lapisan komposit diasumsikan menempel sempurna pada *core* 3D Print. Gambar detail untuk *contact* ini dapat dilihat pada Gambar 3-12.



Gambar 3-12 *Componenet Contacts Laminasi*

3.6.2 Mesh

1. Komposit Fiberglass Ketebalan 3 mm

Parameter	Kondisi I	Kondisi II
Maximum element size	24,2741 mm	24,3558 mm
Minimum element size	4,85482 mm	4,87116 mm
Total nodes	320306	306889
Total element	203130	193526

2. Komposit Fiberglass Ketebalan 5 mm

Parameter	Kondisi I	Kondisi II
Maximum element size	25,0062 mm	25,0831 mm
Minimum element size	5,00123 mm	5,01662 mm
Total nodes	351339	350433
Total element	226053	225874

3. Komposit Carbon Fiber Ketebalan 3 mm

Parameter	Kondisi I	Kondisi II
Maximum element size	24,2741 mm	24,3558 mm
Minimum element size	4,85483 mm	4,87116 mm
Total nodes	320582	306007
Total element	203315	192896

4. Komposit Laminasi Fiberglass

Parameter	Kondisi I	Kondisi II
Element size	13,7124 mm	13,7332 mm
Tolerance	0,151965 mm	0,151965 mm
Total nodes	316340	314995
Total element	181365	180478

5. Komposit Laminasi Carbon Fiber

Parameter	Kondisi I	Kondisi II
Element size	13,6979 mm	13,7332 mm
Tolerance	0,151965 mm	0,151965 mm
Total nodes	315639	314088
Total element	180870	179942

6. Komposit Carbon Fiber Ketebalan 3 mm Baut 6 mm

Parameter	Kondisi I	Kondisi II
Maximum element size	24,278 mm	24,3596 mm
Minimum element size	4,8556 mm	4,87193 mm
Total nodes	317818	306196
Total element	201896	193478

BAB 4

HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1 Hasil Perancangan

Perancangan ini dilakukan pada bagian *socket* sehingga ukuran lingkaran *socket*-nya dapat disesuaikan sesuai dengan antropometri orang Indonesia.

Berdasarkan data antropometri orang Indonesia yang telah diperoleh, perancangan *socket* ini harus dapat digunakan untuk orang Indonesia dengan lingkaran betis rata-rata 326,4 mm. Panjang minimal yang harus dimiliki *socket* ini adalah 140 mm sesuai dengan panjang optimal sisa amputasi.

4.1.1 Perancangan Socket

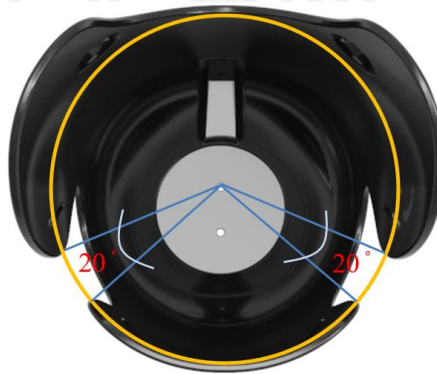
Perancangan *socket* kaki tiruan bawah lutut ini dilakukan dengan menggunakan perangkat lunak Solidworks 2018. Dalam perancangan ini penulis hanya berfokus pada pembuatan desain *socket* kaki tiruan bawah lutut dan sistem pengatur lingkaran *socket*-nya. Hasil perancangan tersebut dijelaskan pada subbab berikut:

4.1.1.1 Socket

Desain *socket* ini memiliki dua buah dudukan pada bagian atas yang berfungsi sebagai tempat pemasangan *roll* dan satu buah dudukan sistem pengunci yang berada di bagian bawah *socket*. Di bagian samping *socket* masing-masing terdapat dua buah slot yang berfungsi sebagai tempat pemasangan tali. Bagian samping *socket* ini diberi celah sehingga diameter *socket* dapat diatur dengan menggunakan tali. *Socket* ini memiliki tinggi total 185 mm dan dapat digunakan untuk pengguna dengan panjang sisa amputasi hingga 150 mm. Nilai tersebut 10 mm lebih panjang dari panjang optimum sisa amputasi yaitu 140 mm. Hal tersebut bertujuan untuk memberikan toleransi apabila panjang sisa amputasi dari calon pengguna melebihi panjang optimum sisa amputasi. Hasil perancangan *socket* tersebut dapat dilihat pada Gambar 4-1.



Gambar 4-1 Desain Socket



Gambar 4-2 Tampak Atas Socket

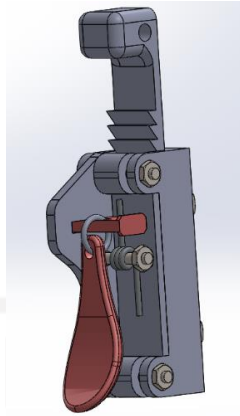
Lingkar *socket* dari desain ini memiliki keliling 345 mm pada saat kondisi normal dan dapat dikencangkan menggunakan tali agar lingkar *socket* dapat mengecil. Lingkar *socket* terkecil yang dapat dicapai diketahui dari perhitungan sederhana sebagai berikut :

$$\begin{aligned}
 \text{Keliling terkecil} &= 345 \text{ mm} - \left(\frac{40^\circ}{360^\circ} \times 345 \text{ mm} \right) \\
 &= 345 \text{ mm} - 38,3 \text{ mm} \\
 &= 306,7 \text{ mm} \approx 307 \text{ mm}
 \end{aligned}$$

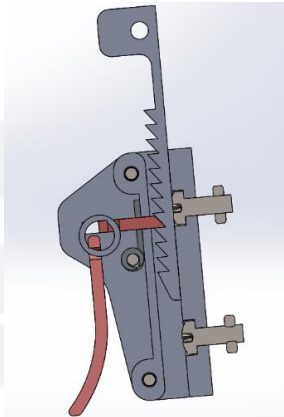
4.1.1.2 Pengatur Lingkar *Socket*

Desain pengatur lingkar *socket* ini terdiri dari beberapa komponen, yaitu tali, konektor tali, *roll* dan sistem pengunci. Dalam perancangan ini terdapat 3 alternatif mekanisme sistem pengunci.

Mekanisme yang pertama adalah dengan memanfaatkan pegas untuk menekan *slider* sehingga *slider* dapat menahan pengait agar tidak tertarik ke atas. Alternatif mekanisme sistem pengunci ini dapat dilihat pada Gambar 4-3 dan Gambar 4-4.

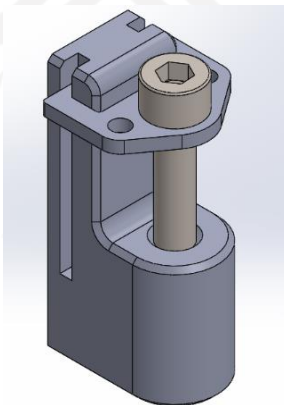


Gambar 4-3 Alternatif 1 Desain Sistem Pengunci



Gambar 4-4 Gambar Potongan Alternatif 1 Desain Sistem Pengunci

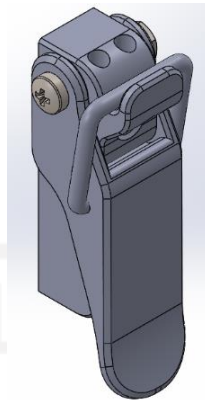
Alternatif ke-2 adalah dengan memanfaatkan mekanisme ulir untuk menarik atau mengendurkan tali. Mekanisme dari sistem pengunci ini dapat dilihat pada Gambar 4-5.



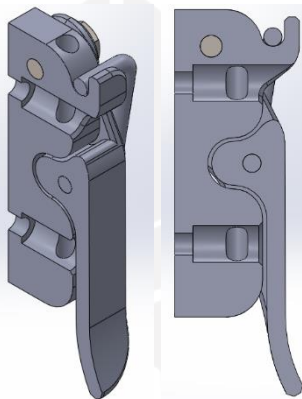
Gambar 4-5 Alternatif 2 Desain Sistem Pengunci

Alternatif ke-3 adalah dengan menggunakan sistem pengunci yang mirip dengan sistem pengunci pada pintu bak belakang mobil *pick up*. Pada mekanisme

ini terdapat sebuah lekukan yang berfungsi untuk menjepit tali. Desain dari mekanisme ini dapat dilihat pada Gambar 4-6 dan Gambar 4-7.



Gambar 4-6 Alternatif 3 Desain Sistem Pengunci



Gambar 4-7 Gambar Potongan Alternatif 3 Desain Sistem Pengunci

Dari ketiga alternatif tersebut, mekanisme yang dipilih adalah alternatif pertama. Mekanisme ini dipilih karena memiliki kepraktisan yang lebih baik jika dibandingkan dengan alternatif ke-2 ataupun alternatif ke-3.

Alternatif pertama lebih praktis karena pengguna hanya perlu menekan pengait untuk mengencangkan *socket* dan menarik *slider* untuk melepas pengaitnya. Sedangkan untuk alternatif ke-2 pengguna harus menggunakan kunci untuk memutar ulir dan alternatif ke-3 pengguna harus menarik tali dan menekan pengunci secara bersamaan.

Hasil akhir dari sistem pengatur lingkaran *socket* ini dapat dilihat pada Gambar 4-8. Mekanisme dari pengatur lingkaran *socket* ini adalah dengan menekan pengait sehingga pengait akan menarik tali dan mengencangkan *socket*. Pengait tersebut kemudian akan ditahan oleh sistem pengunci agar tidak tertatik ke atas.



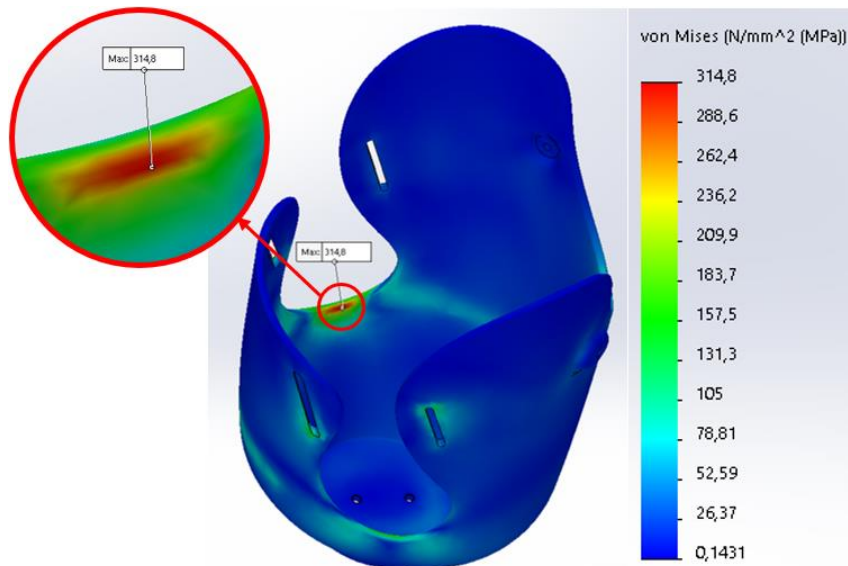
Gambar 4-8 Sistem Pengatur Lingkar *Socket*

4.2 Hasil Simulasi

4.2.1 Kondisi I

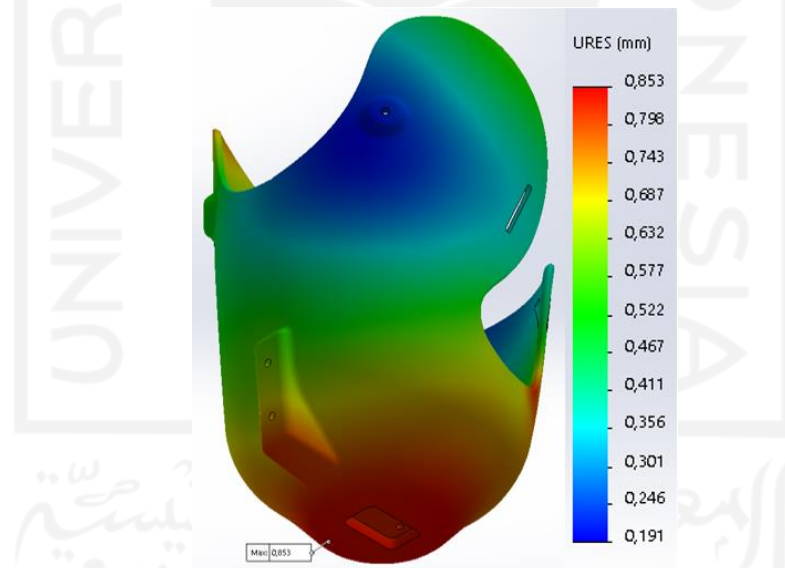
4.2.1.1 Komposit *Glass Fiber* Tebal 3 mm

Tegangan terbesar untuk material ini adalah 314,8 MPa. Tegangan tersebut terjadi pada bagian samping kiri *socket*. Hal tersebut terjadi karena arah gaya yang melintang dari atas kanan prostetis ke arah kiri bawah prostetis. Arah gaya tersebut menyebabkan *stump* mendorong bagian *socket* ke belakang dan mendorong *socket* bagian depan ke arah depan, sehingga menyebabkan bagian tersebut mengalami tegangan tarik. Hasil dari simulasi ini dapat dilihat pada Gambar 4-9.



Gambar 4-9 Tegangan Terbesar Komposit *Glass Fiber* Tebal 3 mm Kondisi I

Sedangkan *displacement* terbesar yang terjadi pada simulasi ini adalah sebesar 0,853 mm. *Displacement* terbesar tersebut terjadi pada bagian bawah *socket*. Hasil tersebut dapat dilihat pada Gambar 4-10.



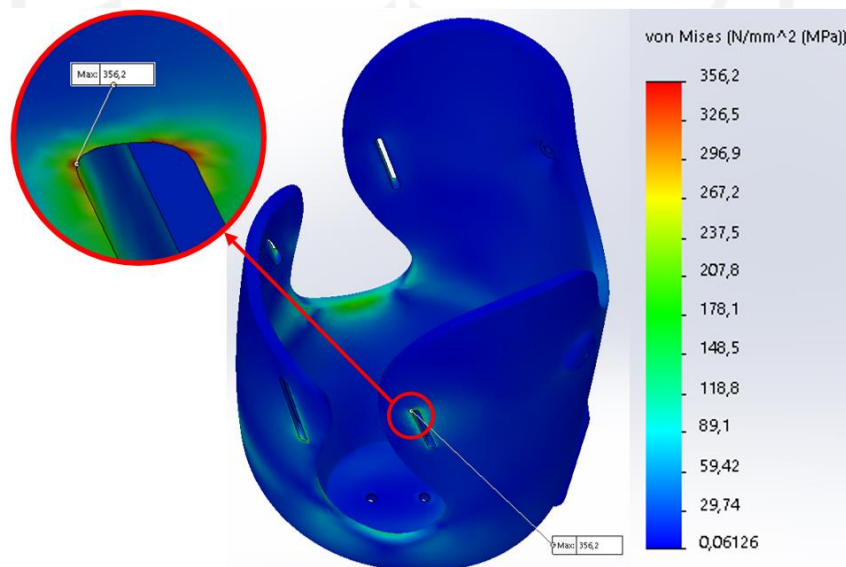
Gambar 4-10 *Displacement* Komposit *Glass Fiber* Tebal 3 mm Kondisi I

Tabel 4-1 Hasil Pengujian Komposit *Glass Fiber* Tebal 3 mm Kondisi I

No	Hasil Simulasi	Maksimal	Minimal
1.	Tegangan	314,8 MPa	0,1431 MPa
2.	<i>Displacement</i>	0.853 mm	0,191 mm

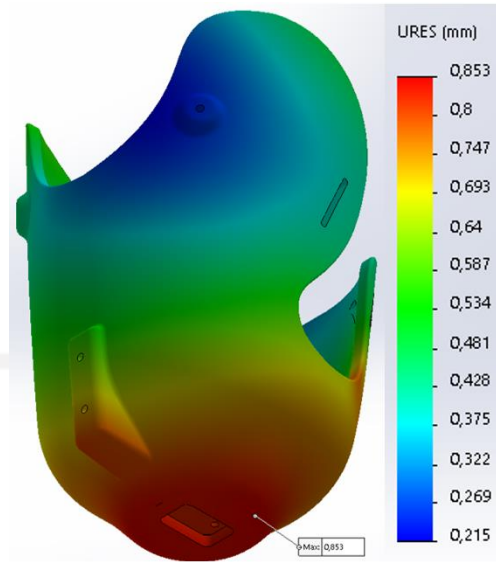
4.2.1.2 Komposit *Glass Fiber* Tebal 5 mm

Hasil simulasi untuk material ini dapat dilihat pada Gambar 4-11. Gambar tersebut meunjukkan tegangan terbesar terjadi pada lubang tali kanan bagian depan dengan nilai tegangan sebesar 356,2 MPa. Tegangan tersebut terjadi karena pada bagaian lubang tali mengalami kontak dengan tali yang menahan bagian depan dan belakang *socket* ketika *socket* terkena beban dan mengakibatkan bagian depan *socket* tertekan ke depan dan bagian belakang *socket* terdorong ke belakang. Posisi tegangan terbesar untuk material ini berbeda jika dibandingkan dengan material komposit *glass fiber* ketebalan 3 mm. Hal terebut terjadi karena adanya perbedaan ketebalan, seingga mempengaruhi distribusi tegangan yang terjadi.



Gambar 4-11 Tegangan Terbesar Komposit *Glass Fiber* Tebal 5 mm Kondisi I

Displacement terbesar pada simulasi ini terjadi di bagian bawah *socket* dengan nilai 0,583 mm. Hasil tersebut dapat dilihat pada Gambar 4-12.



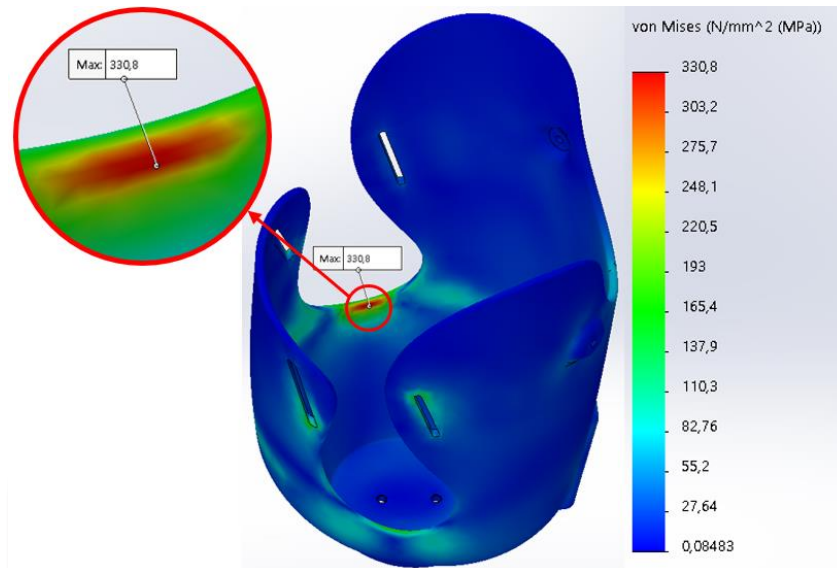
Gambar 4-12 Displacement Komposit Glass Fiber Tebal 5 mm Kondisi I

Tabel 4-2 Hasil Simulasi Komposit Glass Fiber Tebal 5 mm Kondisi I

No	Hasil Simulasi	Maksimal	Minimal
1.	Tegangan	356,2 MPa	0,061 MPa
2.	Displacement	0.853 mm	0,215 mm

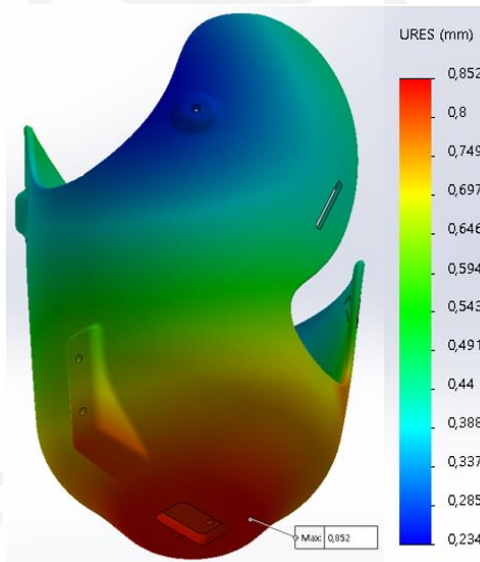
4.2.1.3 Komposit Carbon Fiber Tebal 3 mm

Hasil simulasi untuk material ini menunjukkan bahwa tegangan terbesar terjadi pada bagian samping kiri *socket* dengan nilai 330,8 MPa. Penyebab lokasi tegangan terbesar tersebut sama seperti yang telah dijelaskan pada Hasil tersebut dapat dilihat pada Gambar 4-13.



Gambar 4-13 Tegangan Terbesar Komposit *Carbon Fiber* Tebal 3 mm Kondisi I

Displacement terbesar pada pembebanan ini terjadi di bagian bawah *socket* dengan nilai 0,852 mm. Hasil tersebut dapat dilihat pada Gambar 4-14.



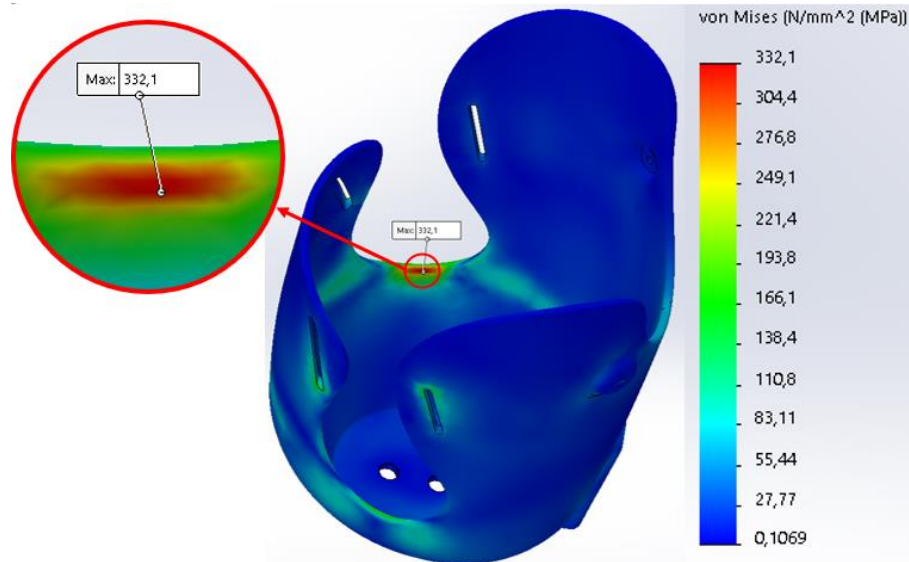
Gambar 4-14 *Displacement* Komposit *Carbon Fiber* Tebal 3 mm Kondisi I

Tabel 4-3 Hasil Simulasi Komposit *Carbon Fiber* Tebal 3 mm Kondisi I

No	Hasil Simulasi	Maksimal	Minimal
1.	Tegangan	330,8 MPa	0,084 MPa
2.	<i>Displacement</i>	0,852 mm	0,234 mm

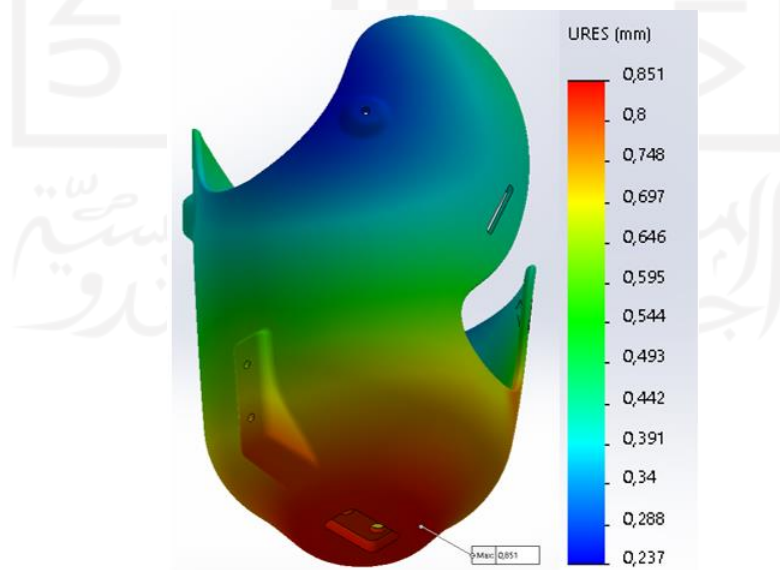
4.2.1.4 Komposit *Carbon Fiber* Tebal 3 mm Baut 6 mm

Hasil simulasi dari pembebanan ini menunjukkan bahwa tegangan terbesar terjadi pada bagian kiri *socket* dengan nilai 332,1 MPa. Penyebab lokasi tegangan terbesar tersebut sama seperti yang telah dijelaskan pada 4.2.1.1. Hasil tersebut dapat dilihat pada Gambar 4-15.



Gambar 4-15 Tegangan Terbesar Komposit *Carbon Fiber* Tebal 3 mm Baut 6 mm Kondisi I

Displacement terbesar pada simulasi ini terjadi pada bagian bawah *socket*. Nilai dari *displacement* tersebut adalah 0,851 mm. Hasil tersebut dapat dilihat pada Gambar 4-16.



Gambar 4-16 *Displacement* Komposit *Carbon Fiber* Tebal 3 mm Baut 6 mm Kondisi I

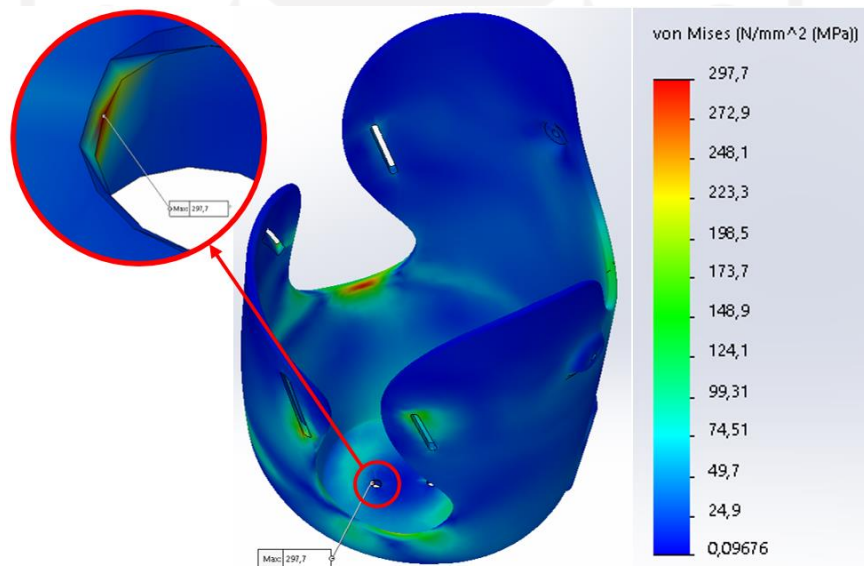
Tabel 4-4 Hasil Simulasi *Carbon Fiber* Tebal 3 mm Baut 6 mm Kondisi I

No	Hasil Simulasi	Maksimal	Minimal
1.	Tegangan	332,1 MPa	0,106 MPa
2.	<i>Displacement</i>	0,851 mm	0,237 mm

4.2.2 Kondisi II

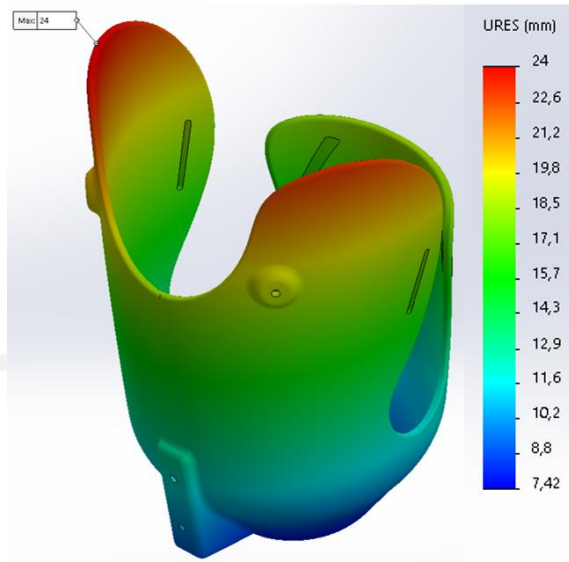
4.2.2.1 Komposit *Glass Fiber* Tebal 3 mm

Pada simulasi ini tegangan terbesar terjadi pada bagian lubang baut dengan nilai 297,7 MPa. Tegangan terbesar tersebut terjadi karena kecilnya luas penampang lubang yang mengalami kontak dengan baut. Hal tersebut menyebabkan terjadinya konsentrasi tegangan yang besar pada bagian tersebut. Hasil tersebut dapat dilihat pada Gambar 4-17.



Gambar 4-17 Tegangan Terbesar Kondisi II

Displacement terbesar pada simulasi ini terjadi pada bagian atas kanan *socket* dengan nilai 24 mm. Hasil tersebut dapat dilihat pada Gambar 4-18.



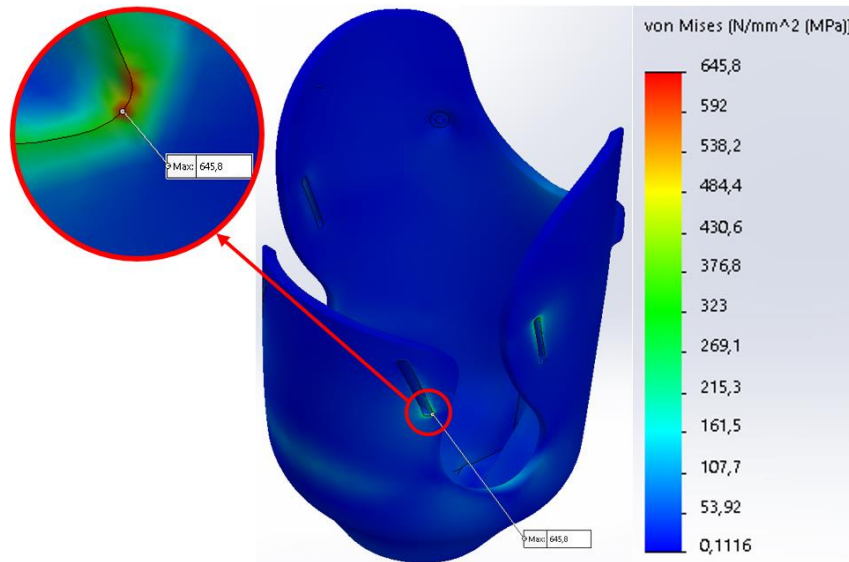
Gambar 4-18 Displacement Komposit *Glass Fiber* Tebal 3 mm Kondisi II

Tabel 4-5 Hasil Pengujian Komposit *Glass Fiber* Tebal 3 mm Kondisi II

No	Hasil Simulasi	Maksimal	Minimal
1.	Tegangan	297,7 MPa	0,096 MPa
2.	<i>Displacement</i>	24 mm	7,42 mm

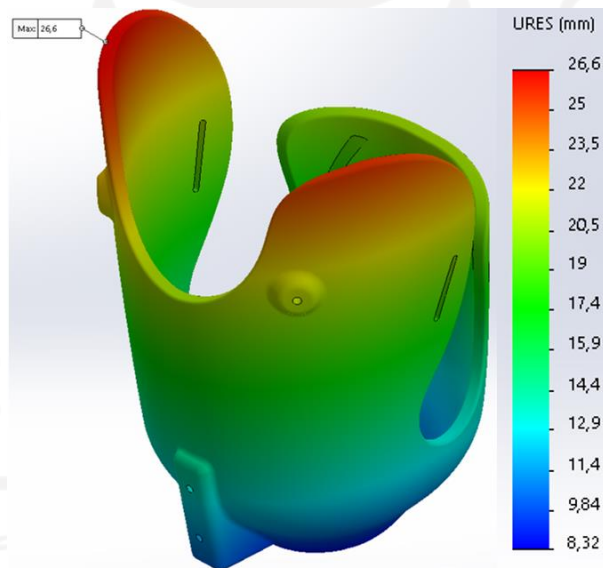
4.2.2.2 Komposit *Glass Fiber* Tebal 5 mm

Pada kondisi pembebanan ini tegangan terbesar terjadi pada lubang tali kanan bagian belakang dengan nilai 645,8 MPa. Penyebab lokasi tegangan terbesar tersebut sama seperti yang telah dijelaskan pada 4.2.1.2, hanya saja tegangan terbesar terjadi pada bagian lubang belakang. Hal tersebut dipengaruhi oleh arah gaya yang berbeda antara Kondisi I dan Kondisi II. Hasil tersebut ditunjukkan pada Gambar 4-19.



Gambar 4-19 Tegangan Terbesar Komposit *Glass Fiber* Tebal 5 mm Kondisi II

Displacement terbesar pada kondisi pembebanan ini terjadi di bagian kanan atas *soket* dengan nilai 26,6 mm. Hasil tersebut dapat dilihat pada Gambar 4-20.



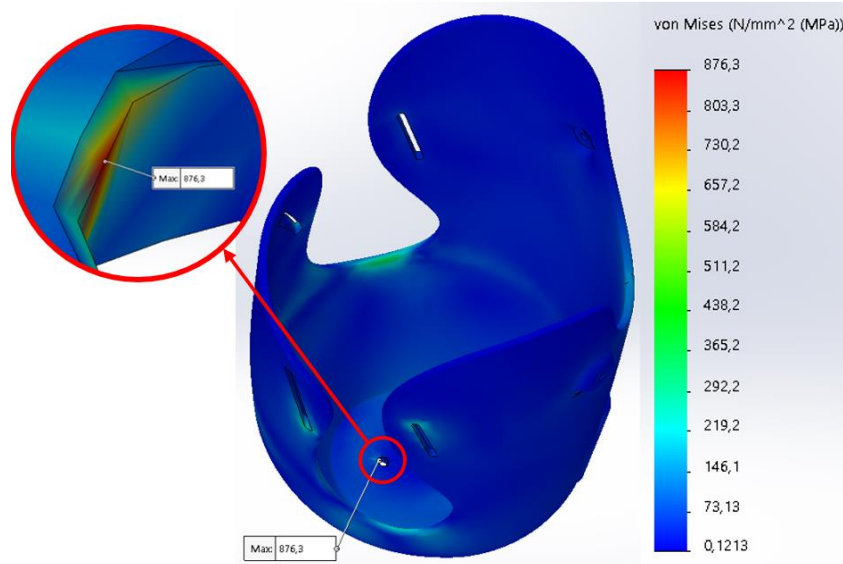
Gambar 4-20 *Displacement* Komposit *Glass Fiber* Tebal 5 mm Kondisi II

Tabel 4-6 Hasil Simulasi Komposit *Glass Fiber* Tebal 5 mm Kondisi II

No	Hasil Simulasi	Maksimal	Minimal
1.	Tegangan	645,8 MPa	0,111 MPa
2.	<i>Displacement</i>	26,6 mm	8,32 mm

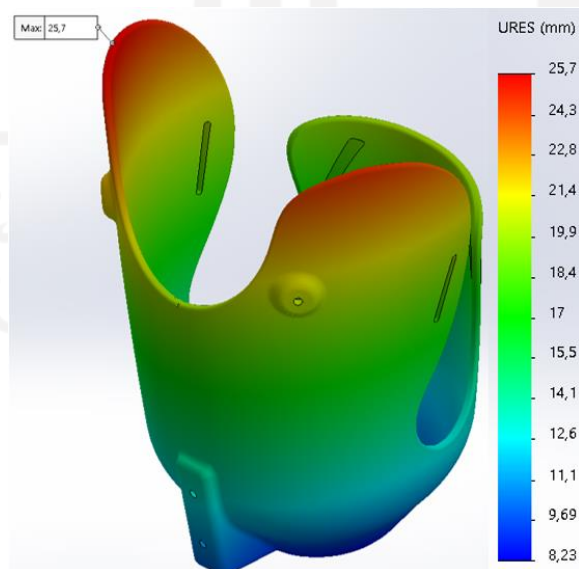
4.2.2.3 Komposit *Carbon Fiber* Ketebalan 3 mm

Pada simulasi ini tegangan terbesar terjadi pada bagian lubang baut dengan nilai tegangan sebesar 876,3 MPa. Penyebab lokasi tegangan terbesar tersebut sama seperti yang telah dijelaskan pada 4.2.2.1. Hasil simulasi tersebut dapat dilihat pada Gambar 4-21.



Gambar 4-21 Tegangan Terbesar Komposit *Carbon Fiber* Tebal 3 mm Kondisi II

Displacement yang terjadi pada simulasi ini memiliki nilai terbesar sebesar 25,7 mm yang terjadi pada bagian ujung kanan *socket*. Hasil tersebut ditunjukkan pada Gambar 4-22.



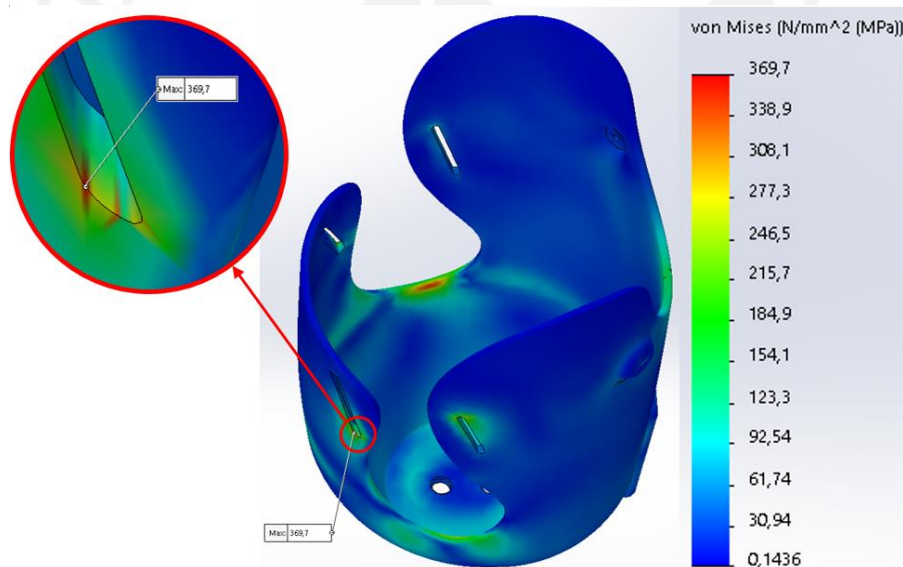
Gambar 4-22 *Displacement* Komposit *Carbon Fiber* Tebal 3 mm Kondisi II

Tabel 4-7 Hasil Simulasi Komposit *Carbon Fiber* Tebal 3 mm Kondisi II

No	Hasil Simulasi	Maksimal	Minimal
1.	Tegangan	876,3 MPa	0,121 MPa
2.	<i>Displacement</i>	25,7 mm	8,23 mm

4.2.2.4 Komposit *Carbon Fiber* Tebal 3 mm Baut 6 mm

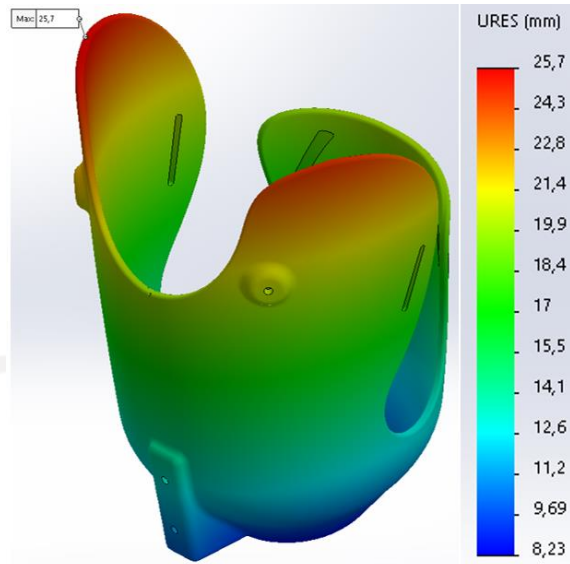
Pada kondisi pembebanan ini tegangan terbesar terjadi pada bagian lubang tali kanan bagian belakang. Nilai dari tegangan tersebut adalah 369,7 MPa. Penyebab lokasi tegangan terbesar tersebut sama seperti yang telah dijelaskan pada 4.2.1.2. Hasil tersebut dapat dilihat pada Gambar 4-23.



Gambar 4-23 Tegangan Terbesar Komposit *Carbon Fiber* Tebal 3 mm Baut 6 mm Kondisi

II

Displacement terbesar dari kondisi pembebanan ini terjadi pada bagian kanan atas *socket* dengan nilai 25,7 mm. Hasil tersebut dapat dilihat pada Gambar 4-24.



Gambar 4-24 Displacement Komposit Carbon Fiber Tebal 3 mm Baut 6 mm Kondisi II

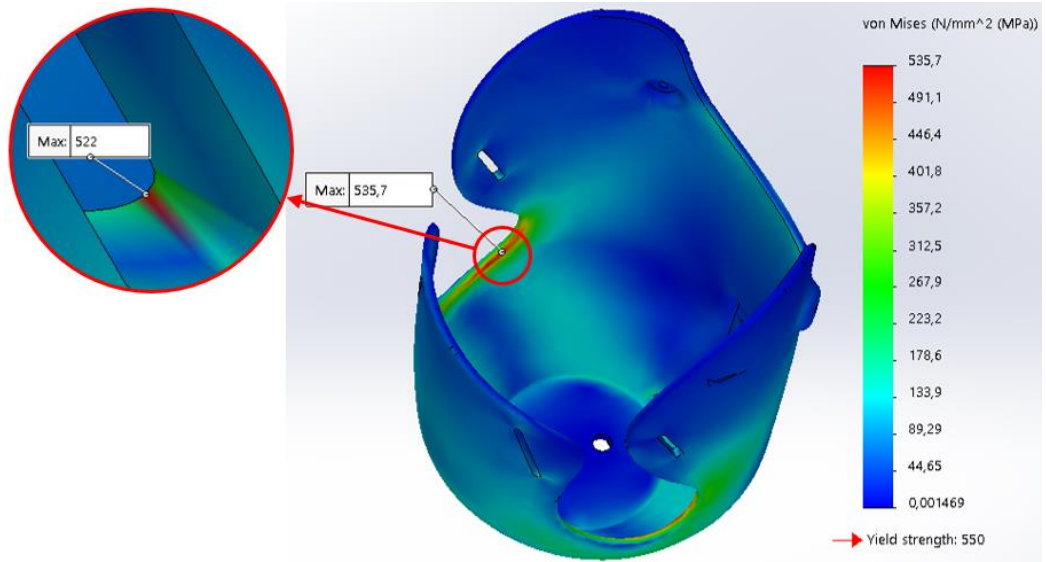
Tabel 4-8 Hasil Simulasi Carbon Fiber Tebal 3 mm Baut 6 mm Kondisi I

No	Hasil Simulasi	Maksimal	Minimal
1.	Tegangan	369,7 MPa	0,143 MPa
2.	Displacement	25,7 mm	8,23 mm

4.2.3 Simulasi saat Tali Dikencangkan

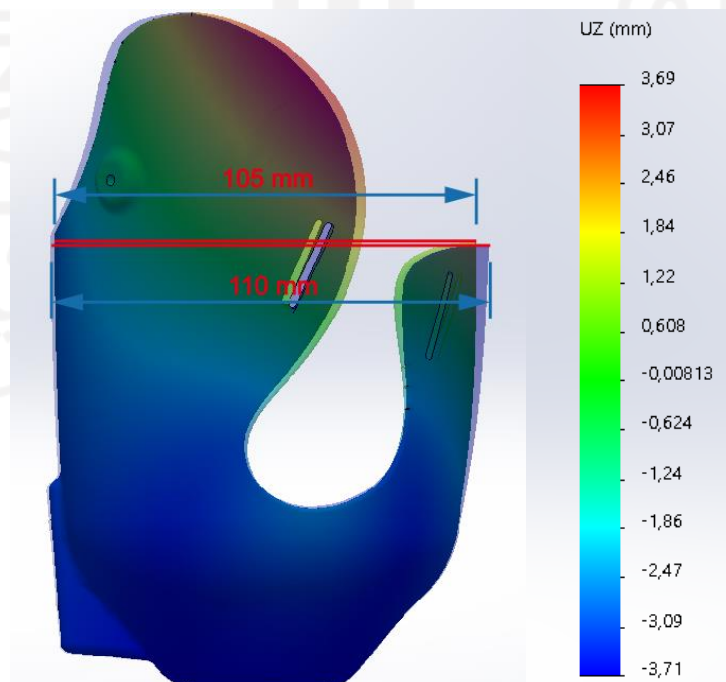
Berdasarkan hasil simulasi yang telah dilakukan menunjukkan bahwa material yang sesuai adalah material komposit *carbon fiber* ketebalan 3 mm dengan lubang baut 6 mm. Material tersebut kemudian disimulasi pada saat kondisi tali dikencangkan.

Simulasi ini dilakukan dengan gaya 1050 N. Dari hasil tersebut dapat dilihat bahwa tegangan terbesar terjadi pada bagian bawah celah bagian kiri dengan nilai 532,7 MPa. Nilai tegangan terbesar tersebut sudah mendekati tegangan izin dari material, sehingga tidak memungkinkan untuk memberikan gaya di lebih dari 1050 N. Hasil dari simulasi tersebut dapat dilihat pada Gambar 4-25.



Gambar 4-25 Tegangan Terbesar saat Tali Dikencangkan

Displacement maksimal arah sumbu Z yang dapat dicapai pada saat tali dikencangkan adalah 3,69 mm. Dari hasil *displacement* tersebut menghasilkan diameter terkecil sebesar 105 mm. Berdasarkan hasil tersebut maka *socket* tidak dapat dikencangkan hingga lingkaran terkecil. Hal tersebut dikarenakan tegangan terbesar yang terjadi sudah mendekati tegangan izin dari material yang digunakan, sehingga apabila gaya yang diberi ditambah, maka *socket* beresiko mengalami kegagalan. *Displacement* dari simulasi ini dapat dilihat pada Gambar 4-26.



Gambar 4-26 Displacement saat Tali Dikencangkan

Lingkar *socket* terkecil yang dapat dicapai untuk desain ini adalah sebesar 329 mm. Nilai tersebut jauh lebih besar dari nilai awal yang diinginkan, yaitu 307 mm.

Perhitungan diameter terkecil yang dapat dicapai ini menggunakan pendekatan bahwa bentuk *socket* saat dikencangkan membentuk lingkaran sempurna, sehingga lingkar *socket* terkecil dapat dihitung dengan rumus keliling lingkaran sebagai berikut :

$$\begin{aligned}\text{Keliling} &= \pi \times d \\ &= 3,14 \times 105 \text{ mm} \\ &= 329 \text{ mm}\end{aligned}$$

4.3 Perbaikan Desain

Perbaikan desain ini dilakukan pada celah bagian samping *socket*. Perubahan tersebut bertujuan untuk meningkatkan fleksibilitas *socket*, sehingga *socket* tidak pecah saat *socket* dikencangkan. Hasil dari perbaikan desain ini dapat dilihat pada Gambar 4-27.



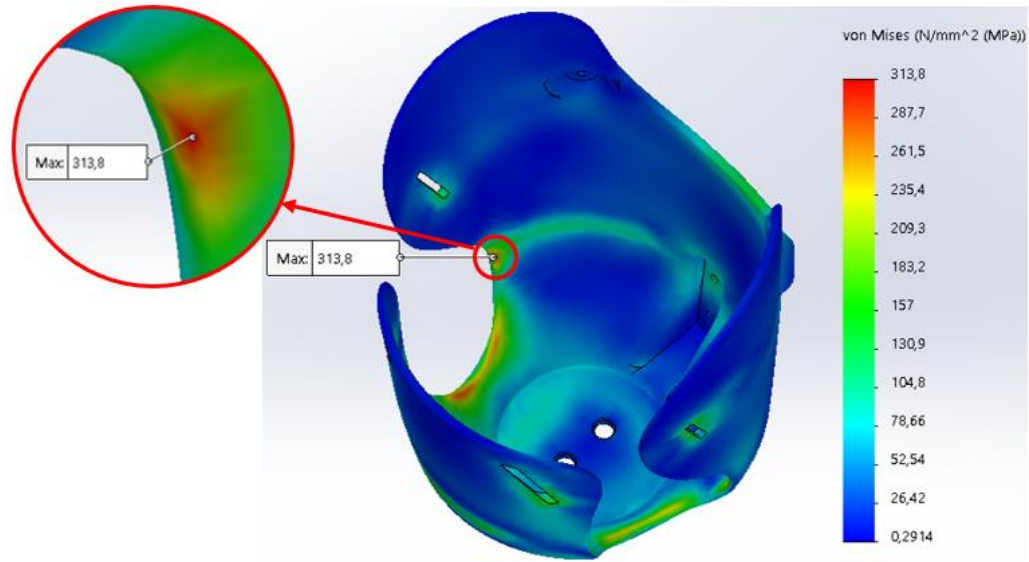
Gambar 4-27 Hasil Perbaikan Desain

4.3.1 Hasil Simulasi Perbaikan Desain

4.3.1.1 Kondisi I

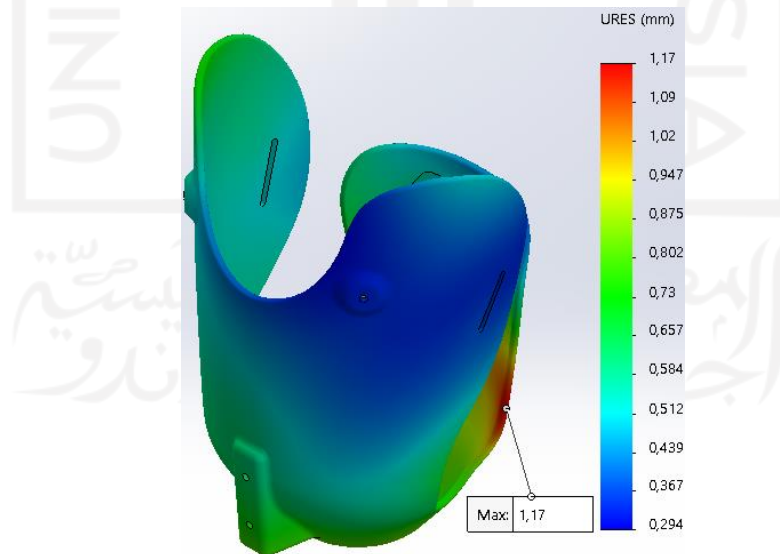
Hasil simulasi untuk kondisi ini menunjukkan bahwa tegangan terbesar terjadi pada bagian samping kiri bawah *socket*. Nilai tegangan terbesar tersebut

adalah 313,8 MPa. Nilai dan lokasi tegangan terbesar ini berbeda jika dibandingkan dengan hasil simulasi dari desain sebelumnya. Hal tersebut terjadi karena desain untuk simulasi ini sudah mengalami sedikit perubahan, sehingga memengaruhi distribusi tegangan yang terjadi. Hasil dari simulasi ini dapat dilihat pada Gambar 4-28.



Gambar 4-28 Tegangan Terbesar Perbaikan Desain Kondisi I

Displacement terbesar untuk kondisi ini terjadi pada bagian kiri bawah *socket* dengan nilai 1,17 mm. Hasil tersebut dapat dilihat pada Gambar 4-29.



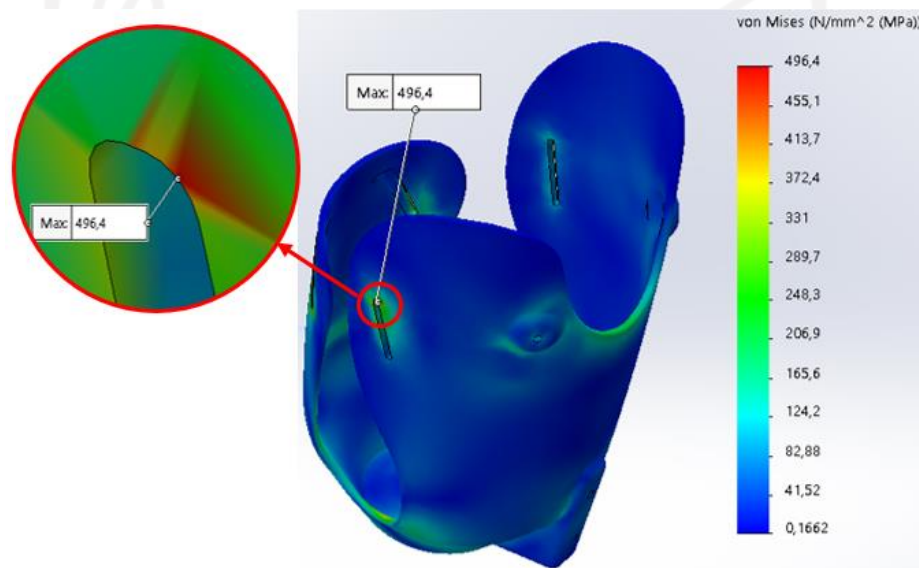
Gambar 4-29 Displacement Perbaikan Desain Kondisi I

Tabel 4-9 Hasil Simulasi Perbaikan Desain Kondisi I

No	Hasil Simulasi	Maksimal	Minimal
1.	Tegangan	313,8 MPa	0,291 MPa
2.	<i>Displacement</i>	1,17 mm	0,294 mm

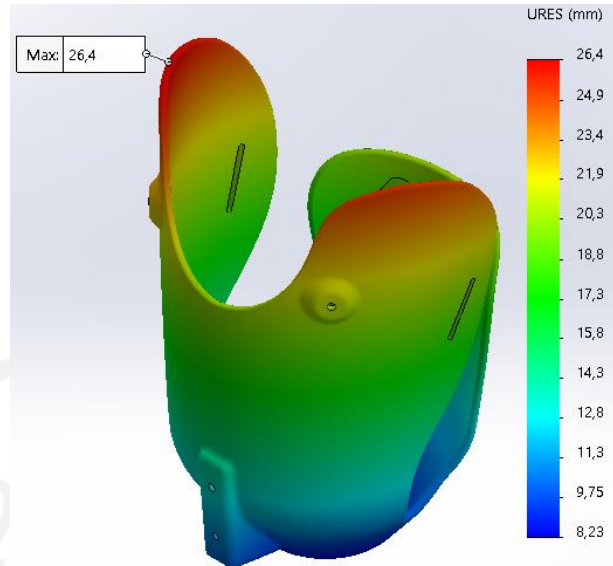
4.3.1.2 Kondisi II

Pada kondisi ini tegangan terbesar yang terjadi adalah sebesar 496,4 MPa. Tegangan tersebut terjadi pada lubang tali kanan bagian depan. Hasil simulasi untuk kondisi ini dapat dilihat pada Gambar 4-30.



Gambar 4-30 Tegangan Terbesar Perbaikan Desain Kondisi II

Displacement terbesar untuk kondisi ini adalah 26.4 mm. *Displacement* terbesar tersebut terjadi pada bagian depan atas bagian kanan. Hasil tersebut dapat dilihat pada Gambar 4-31



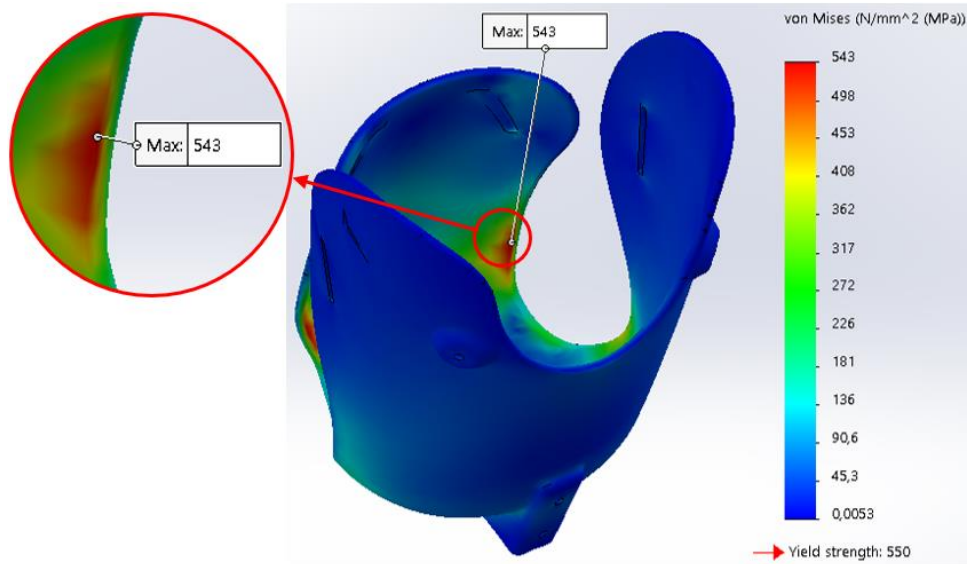
Gambar 4-31 Displacement Perbaikan Desain Kondisi II

Tabel 4-10 Hasil Simulasi Perbaikan Desain Kondisi I

No	Hasil Simulasi	Maksimal	Minimal
1.	Tegangan	496,4 MPa	0,166 MPa
2.	Displacement	26,4 mm	8,23 mm

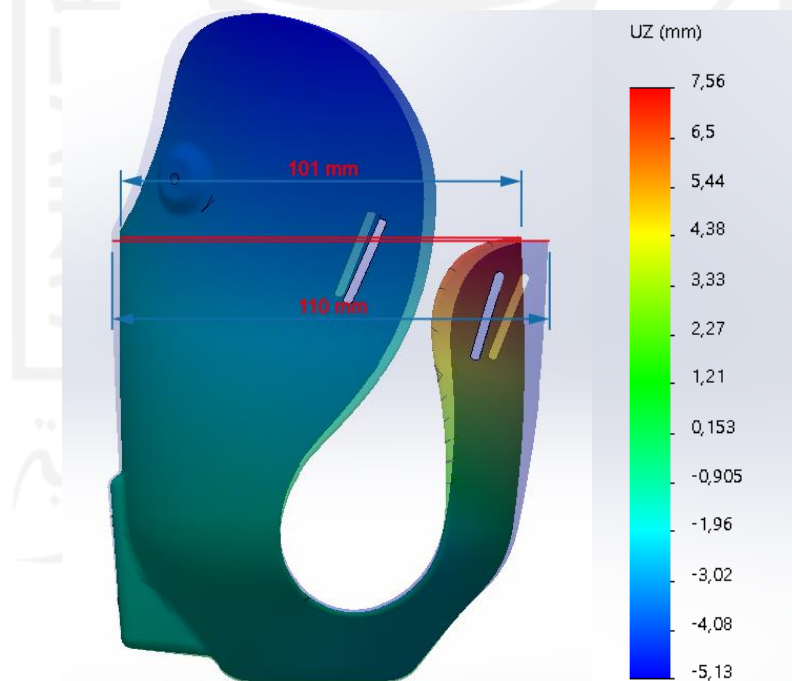
4.3.1.3 Kondisi saat Tali Dikencangkan

Simulasi ini dilakukan dengan gaya 525 N yang terletak pada lubang tali bagian belakang dan lubang tali bagian depan. Hasil simulasi untuk kondisi ini memiliki tegangan terbesar sebesar 543 MPa. Tegangan tersebut terjadi pada bagian lekukan celah kiri bagian bawah. Hasil dari simulasi ini dapat dilihat pada Gambar 4-32.



Gambar 4-32 Tegangan Terbesar Perbaikan Desain saat Tali Dikencangkan

Displacement maksimal arah sumbu Z yang dapat dicapai pada saat tali dikencangkan adalah 7,56 mm. Dari hasil *displacement* tersebut menghasilkan diameter terkecil sebesar 101 mm. *Displacement* dari simulasi ini dapat dilihat pada Gambar 4-33.



Gambar 4-33 Displacement Perbaikan Desain saat Tali Dikencangkan

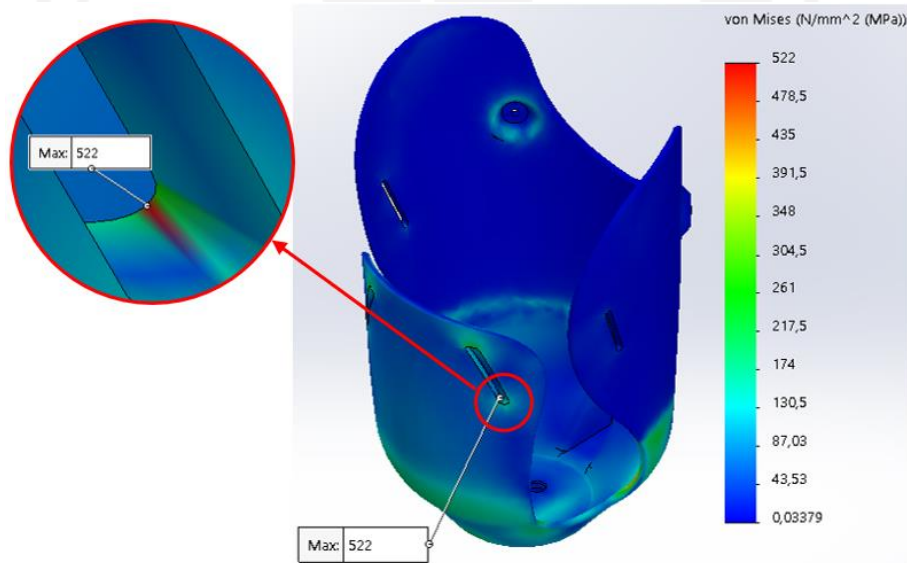
Perhitungan diameter terkecil yang dapat dicapai dapat dihitung dengan rumus keliling lingkaran sebagai berikut :

$$\begin{aligned}
 \text{Keliling} &= \pi \times d \\
 &= 3,14 \times 101 \text{ mm} \\
 &= 317 \text{ mm}
 \end{aligned}$$

4.3.2 Simulasi ISO saat Lingkar *Socket* Terkecil

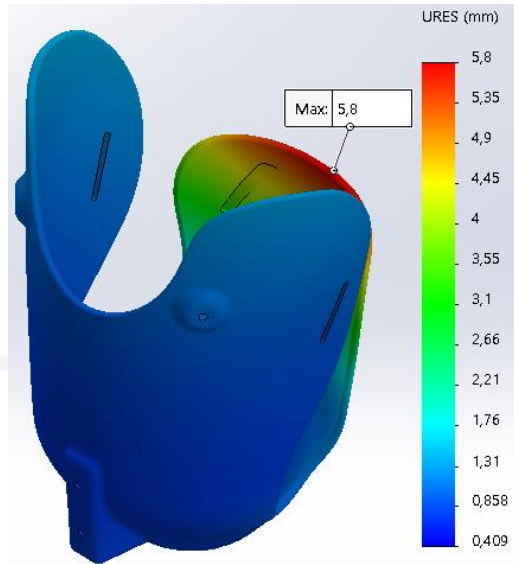
4.3.2.1 Kondisi I

Hasil simulasi untuk kondisi ini menunjukkan bahwa tegangan terbesar terjadi pada lubang tali kanan bagian belakang. Nilai tegangan terbesar tersebut adalah 522 MPa. Nilai tersebut masih berada dibawah kekuatan material yang digunakan, yaitu 550 MPa. Hasil dari simulasi ini dapat dilihat pada Gambar 4-34.



Gambar 4-34 Tegangan Terbesar Desain Perbaikan saat Lingkar *Socket* Terkecil Kondisi I

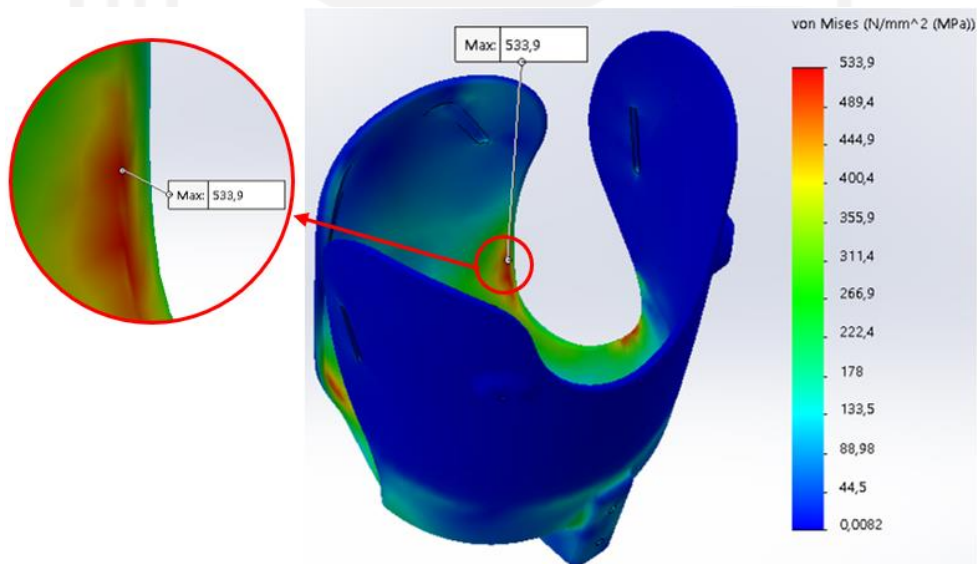
Displacement terbesar untuk kondisi ini terjadi pada bagian belakang *socket* dengan nilai 5,8 mm. Posisi *displacement* terbesar ini berbeda dengan posisi *displacement* pada simulasi kondisi sebelumnya. Hal tersebut terjadi karena pada saat tali dikencangkan bagian belakang *socket* tertarik ke depan. Hasil tersebut dapat dilihat pada Gambar 4-35.



Gambar 4-35 Displacement Perbaikan Desain saat Lingkar *Socket* Terkecil Kondisi I

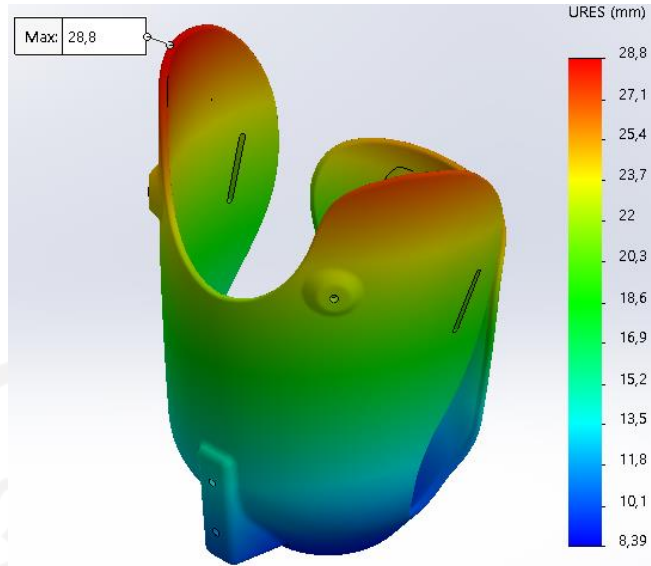
4.3.2.2 Kondisi II

Hasil simulasi untuk kondisi ini menunjukkan nilai tegangan terbesar sebesar 533,9 MPa. Lokasi tegangan terbesar untuk kondisi ini terjadi pada bagian bawah celah sebelah kiri. Hasil simulasi ini dapat dilihat pada Gambar 4-36.



Gambar 4-36 Tegangan Terbesar Desain Perbaikan saat Lingkar *Socket* Terkecil Kondisi II

Displacement terbesar untuk kondisi ini terjadi pada bagian kanan atas *socket*. Nilai displacement terbesar tersebut adalah 28,8 mm. hasil tersebut dapat dilihat pada Gambar 4-37.



Gambar 4-37 *Displacement* Perbaikan Desain saat Lingkaran *Socket* Terkecil Kondisi II

4.4 Tegangan pada Tali

Dalam perancangan ini terdapat 2 jenis tali yang digunakan. Tali pertama memiliki penampang persegi panjang dengan ukuran 25 x 2 mm, sedangkan tali kedua memiliki penampang lingkaran dengan diameter 3 mm.

Tegangan yang terjadi pada tali pertama dapat dihitung dengan menggunakan rumus tegangan, yaitu :

$$\begin{aligned}
 \text{Tegangan} &= \frac{F}{A} \\
 &= \frac{525 \text{ N}}{25 \text{ mm} \times 2 \text{ mm}} \\
 &= 10,5 \text{ N/mm}^2 \\
 &= 10,5 \text{ MPa}
 \end{aligned}$$

Sedangkan tegangan untuk tali kedua yaitu :

$$\begin{aligned}
 \text{Tegangan} &= \frac{F}{A} \\
 &= \frac{525 \text{ N}}{3,14 \times 1,5 \text{ mm} \times 1,5 \text{ mm}} \\
 &= 74,31 \text{ N/mm}^2 \\
 &= 74,31 \text{ MPa}
 \end{aligned}$$

4.5 Hasil Akhir Perancangan

Hasil akhir dari perancangan *socket* ini dapat dilihat pada Gambar 4-38. Hasil perancangan *socket* ini memiliki berat total 289 gram. Nilai tersebut masih berada dibawah berat maksimal yang diizinkan, yaitu 413 gram.



Gambar 4-38 *Assembly* Hasil Perancangan

Hasil perancangan dari *socket* ini kemudian dipasang pada shank yang telah dirancang pada penelitian sebelumnya. Hasil *assembly* dari perancangan ini dapat dilihat pada Gambar 4-39.



Gambar 4-39 Hasil Perancangan

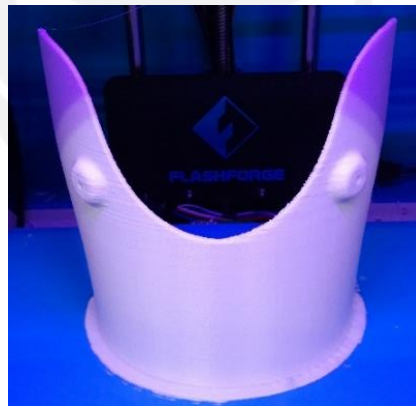
Lingkar *socket* dari desain ini dapat diatur sesuai dengan lingkar betis orang Indonesia dengan rentang 314 – 345 mm. Pada bagian dalam *socket* dilengkapi dengan material busa yang berfungsi untuk melindungi kulit agar tidak bergesekan dengan *socket* secara langsung.

4.6 Pembuatan Prototipe Produk

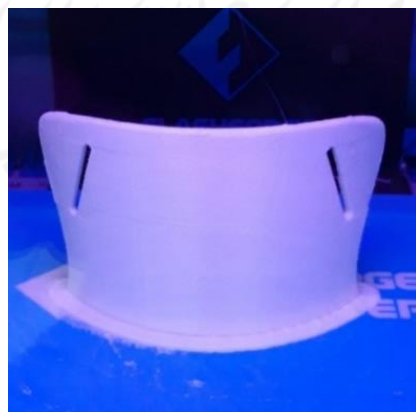
4.6.1 Pembuatan Master *Socket*

Proses pembuatan master ini dilakukan menggunakan mesin 3D Print Flashforge Inventor dengan material PLA. Pada proses pembuatan ini master dibagi menjadi 3 bagian, yaitu bagian bawah, bagian atas depan dan bagian atas belakang. Hal tersebut dilakukan karena dimensi dari master lebih besar dari pada kapasitas mesin yang digunakan.

Total waktu yang diperlukan dalam proses pembuatan produk ini adalah 11 jam 39 menit. Rincian waktu pembuatan adalah 4 jam 35 menit untuk bagian bawah, 5 jam 32 menit untuk bagian atas depan, dan 1 jam 32 menit untuk bagian atas belakang. Hasil dari proses pembuatan produk ini dapat dilihat pada Gambar 4-40 dan Gambar 4-41.



Gambar 4-40 Hasil 3D Print



Gambar 4-41 Hasil 3D Print

Setelah proses 3D Print selesai, hasil tersebut kemudian disambung menggunakan lem dan dilakukan proses *finishing*. Hasil dari proses *finishing* dapat dilihat pada Gambar 4-42.



Gambar 4-42 Hasil Akhir Master

4.6.2 Pembuatan Cetakan

Proses pembuatan cetakan ini menggunakan metode *hand lay-up* dengan material *glass fiber*. Pada proses ini cetakan dibuat menjadi 2 bagian, yaitu bagian kanan, dan bagian kiri. Pembagian tersebut bertujuan untuk mempermudah saat proses pelepasan produk dari cetakan. Hasil akhir cetakan dapat dilihat pada Gambar 4-43.



Gambar 4-43 Hasil Akhir Cetakan

4.6.3 Pembuatan Prototipe *Socket*

Pembuatan prototipe dilakukan dengan menggunakan metode *hand lay-up* dengan material *carbon fiber* dan *glass fiber*. Hasil dari proses pembuatan ini dapat dilihat pada Gambar 4-44.



Gambar 4-44 Hasil Pembuatan Prototipe Produk

4.6.4 Pembuatan Sistem Pengunci

Pembuatan sistem pengunci ini dilakukan menggunakan mesin 3D print Flashfotge Inventor dengan material PLA. Proses ini membutuhkan total waktu 2 jam 18 menit. Hasil dari proses 3D Print dapat dilihat pada Gambar 4-45. Sedangkan hasil assembly dari sistem pengunci dapat dilihat pada Gambar 4-46.



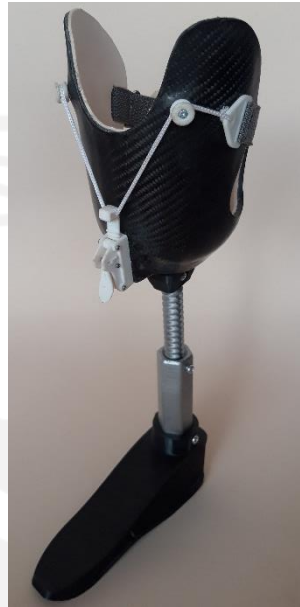
Gambar 4-45 Hasil 3D Print Sistem Pengunci



Gambar 4-46 Hasil Assembly Sistem Pengunci

4.6.5 Hasil Assembly

Hasil pembuatan prototipe *socket* ini dipasang pada komponen *shank* yang telah dirancang dalam penelitian sebelumnya. Hasil *assembly* dapat dilihat pada Gambar 4-47.

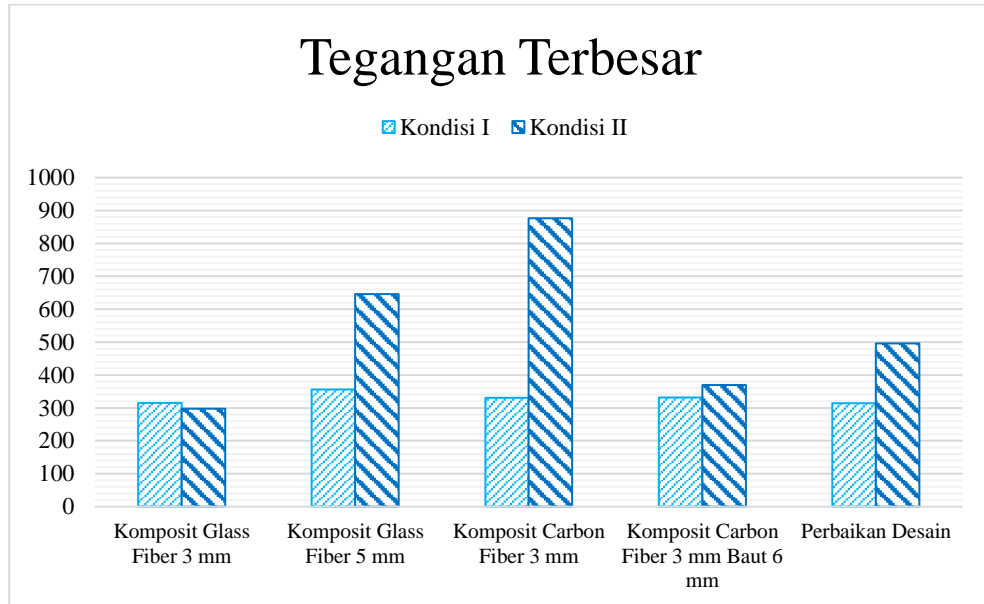


Gambar 4-47 Hasil Assembly Prototipe

4.7 Analisis dan Pembahasan

4.7.1 Hasil Simulasi

Dari hasil simulasi yang sudah dilakukan menunjukkan bahwa tegangan terbesar yang terjadi pada setiap material memiliki nilai yang berbeda. Pada Kondisi I tegangan terbesar terjadi pada *socket* dengan material *glass fiber* ketebalan 5 mm dengan nilai 356,2 MPa, sedangkan tegangan terkecil terjadi pada *socket* perbaikan desain dengan nilai 313,8 MPa. Untuk Kondisi II tegangan terbesar terjadi pada *socket* dengan material *carbon fiber* ketebalan 3 mm dengan nilai 876,3 MPa, sedangkan tegangan terkecil terjadi pada *socket* dengan material *glass fiber* ketebalan 3 mm dengan nilai 297,7 MPa. Data hasil pengujian tersebut dapat dilihat pada Gambar 4-48 dan Tabel 4-11 dalam satuan MPa.



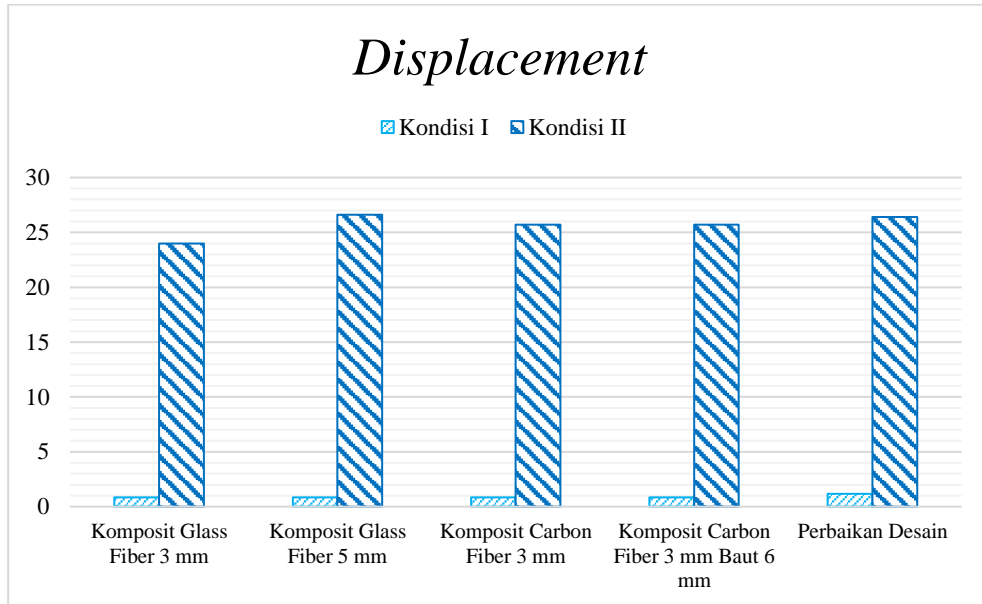
Gambar 4-48 Grafik Tegangan Terbesar

Tabel 4-11 Data Tegangan Terbesar

Material	σ_y	Kondisi I	Kondisi II
Komposit <i>Glass Fiber</i> 3 mm	21,08	314,8	297,7
Komposit <i>Glass Fiber</i> 5 mm	21,08	356,2	645,8
Komposit <i>Carbon Fiber</i> 3 mm	550	330,8	876,3
Komposit <i>Carbon Fiber</i> 3 mm Baut 6 mm	550	332,1	369,7
Perbaikan Desain	550	313,8	496,4

Berdasarkan hasil simulasi tersebut maka *socket* perbaikan desain dipilih karena memiliki fleksibilitas yang lebih baik dibandingkan dengan *socket* material komposit *carbon fiber* dengan lubang baut 6 mm.

Dari semua material yang diuji, *displacement* yang terjadi pada Kondisi II memiliki nilai yang lebih besar jika dibandingkan dengan *displacement* yang terjadi pada Kondisi I. Perbedaan tersebut dipengaruhi oleh posisi tumpuan dan posisi pembebanan yang berbeda antara Kondisi I dan Kondisi II. Data *displacement* dari setiap material dapat dilihat pada Gambar 4-49 dan Tabel 4-12 dalam satuan mm.



Gambar 4-49 Grafik *Displacement*

Tabel 4-12 Data *Displacement*

Material	Kondisi I	Kondisi II
Komposit <i>Glass Fiber</i> 3 mm	0,853	24
Komposit <i>Glass Fiber</i> 5 mm	0,853	26,6
Komposit <i>Carbon Fiber</i> 3 mm	0,852	25,7
Komposit <i>Carbon Fiber</i> 3 mm Baut 6 mm	0,851	25,7
Perbaikan Desain	1,17	26,4

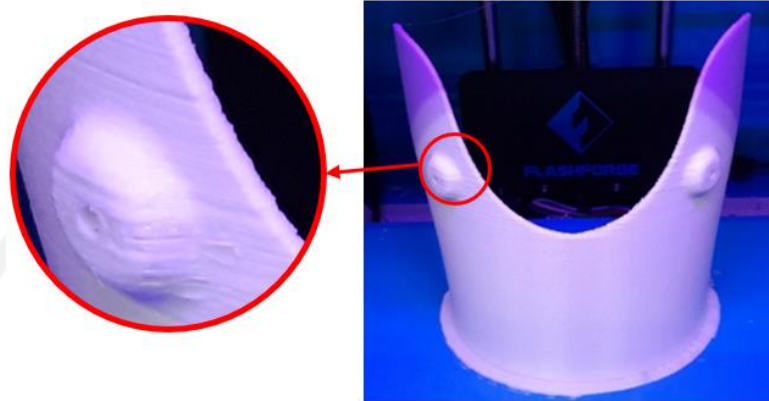
Dari data *displacement* diatas menunjukkan bahwa *displacement* terbesar untuk Kondisi I dan Kondisi II terjadi pada *socket* dengan meterial laminasi komposit *glass fiber* dengan nilai 2,98 mm untuk Kondisi I dan 31,7 mm untuk Kondisi II. Sedangkan *displacement* terkecil untuk Kondisi I terjadi pada *socket* dengan material komposit *carbon fiber* dengan lubang baut 6 mm dengan nilai 0,851 mm, sedangkan untuk Kondisi II terjadi pada *socket* dengan material komposit *glass fiber* dengan nilai 24 mm.

4.7.2 Kendala Proses Pembuatan

4.7.2.1 Master

Pada proses pembuatan cetakan, salah satu kendala yang dialami adalah adanya bagian hasil 3D Print yang tidak halus. Selain itu ada bagian yang

berrongga sehingga produk master retak. Akibat dari kendala tersebut adalah harus dilakukan proses *finishing* terlebih dahulu menggunakan lem, dempul, dan amplas. Kendala tersebut dapat dilihat pada Gambar 4-50.



Gambar 4-50 Hasil Pembuatan Master

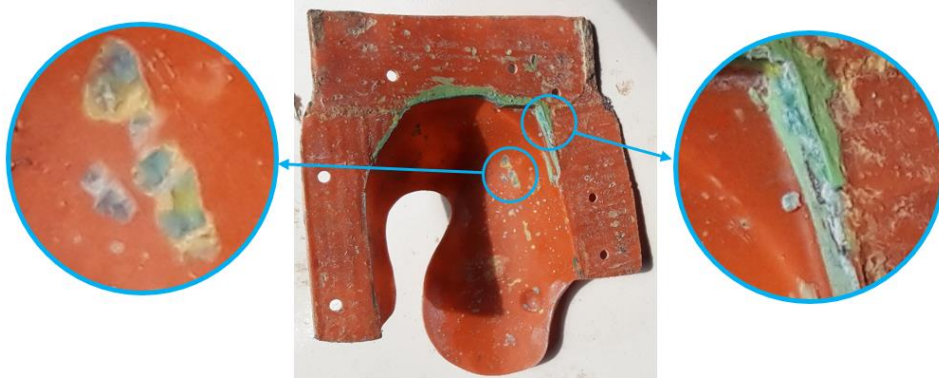
4.7.2.2 Cetakan

Salah satu kendala yang dialami pada proses pembuatan cetakan ini adalah kerusakan yang terjadi pada bagian kupingan cetakan. Kerusakan tersebut terjadi pada saat proses melepas cetakan dari master. Salah satu penyebab kerusakan dikarenakan pengolesan *wax* pada bagian kupingan kurang maksimal, sehingga sambungan antara kupingan kanan dan kupingan kiri menempel dengan kuat. Selain itu produk cetakan yang telah dibuat juga terlalu tipis karena hanya terdiri dari 2 lapis *glass fiber*. Hasil percobaan pembuatan cetakan ini dapat dilihat pada Gambar 4-51.



Gambar 4-51 Hasil Cetakan Percobaan Pertama

Pada percobaan ke-2 kendala yang dialami adalah adanya bagian yang keropos. Hal tersebut terjadi karena adanya bagian yang tidak menempel pada permukaan master. Hasil percobaan ini dapat dilihat pada Gambar 4-52.



Gambar 4-52 Hasil Cetakan Percobaan Kedua

4.7.2.3 Prototipe Produk

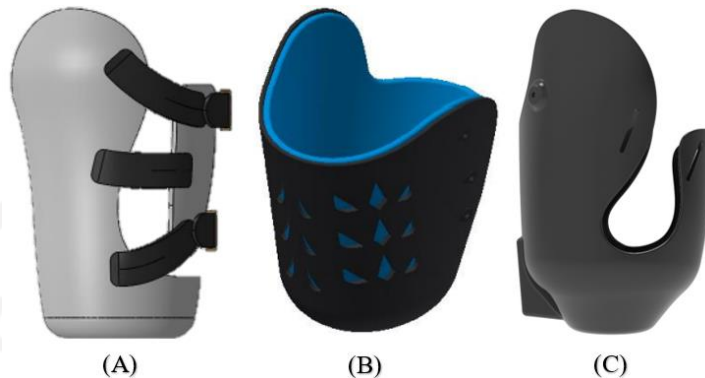
Kendala yang dialami pada proses ini adalah adanya bagian yang keropos. Hal tersebut terjadi karena pengolesan resin yang tidak merata pada saat proses pelapisan awal. Kendala pada proses ini dapat dilihat pada Gambar 4-53.



Gambar 4-53 Hasil Prototipe Produk

4.7.3 Perbandingan Dengan Penelitian Sebelumnya

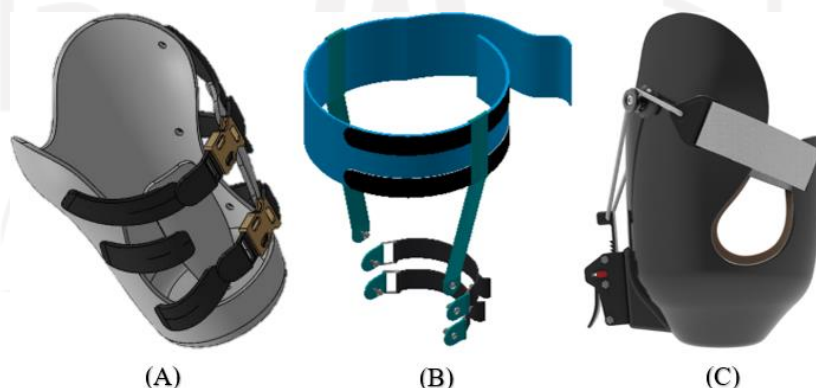
4.7.3.1 Dimensi *Socket*



Gambar 4-54 Perbandingan Dimensi *Socket*

Socket hasil penelitian ini (C) memiliki dimensi yang sudah sesuai dengan antropometri orang Indonesia dengan ukuran lingkaran betis rata-rata 328 mm. Pengaturan lingkaran *socket* dari desain ini memiliki rentang 307 – 345 mm dan dapat digunakan untuk pengguna dengan panjang *stump* hingga 15 cm. Jika dibandingkan dengan penelitian sebelumnya, hasil desain dari desain (A) dan (B) hanya mempertimbangkan panjang *stump* saja tanpa membahas lebih detail mengenai lingkaran betis dari orang Indonesia.

4.7.3.2 Sistem Pengatur Lingkaran *Socket*

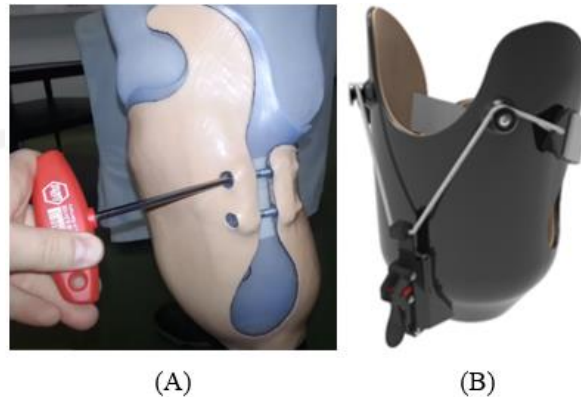


Gambar 4-55 Perbandingan Pengatur Lingkaran *Socket*

Jika dibandingkan dengan desain sistem pengatur lingkaran *socket* dari desain (A) dan (B) maka desain yang telah dibuat dalam perancangan ini (C) memiliki kepraktisan yang lebih baik. Hal tersebut karena untuk mengatur lingkaran *socket* pada desain (C) hanya perlu menekan pengait yang akan menarik tali. Sedangkan

pada desain (A) dan (B) pengaturan lingkaran *socket*-nya dilakukan dengan cara mengatur panjang tali bagian atas dan bagian bawah terlebih dahulu.

4.7.3.3 Perbandingan Dengan Mekanisme Lain



Gambar 4-56 Perbandingan Pengatur Lingkaran *Socket*

Jika dibandingkan dengan mekanisme pengatur lingkaran *socket* (A), lingkaran *socket* yang telah dirancang memiliki kepraktisan yang lebih baik dibandingkan mekanisme *socket* (A). hal tersebut karena untuk mengatur lingkaran *socket* yang telah dirancang pengguna hanya perlu menekan pengait, sedangkan untuk mekanisme (A) harus menggunakan obeng untuk dapat mengencangkan dan mengendurkan *socket*-nya. Ketergantungan terhadap obeng tersebut mengakibatkan pengguna prosthesis (A) harus selalu membawa obeng untuk dapat melepas ataupun menggunakan produk tersebut.

4.7.4 Biaya Pembuatan Prototipe

Tabel 4-13 Biaya Pembuatan Prototipe

<i>Socket</i>	Rp 450.000,00
<i>Shank</i>	Rp 800.000,00
<i>Foot</i>	Rp 600.000,00
Total	Rp 1.850.000,00

Pada pembuatan prototipe ini terdapat 3 komponen utama, yaitu *socket*, *shank*, dan *foot*. Dari ketiga komponen tersebut *shank* memiliki biaya pembuatan yang paling besar. Hal tersebut karena pembuatan *shank* dilakukan menggunakan proses cnc. Biaya pembuatan *shank* dapat lebih rendah apabila *shank* sudah diproduksi secara massal menggunakan metode cor.

BAB 5

PENUTUP

5.1 Kesimpulan

1. Desain *socket* kaki tiruan bawah lutut ini memiliki pengaturan lingkaran *socket* antara 317 – 345 mm.
2. Hasil simulasi menunjukkan bahwa desain hasil perbaikan dengan material komposit *carbon fiber* ketebalan 3 mm dapat menahan beban sesuai standar ISO 10328.
3. Prototipe dapat dibuat menggunakan metode *hand lay-up*, namun hasilnya masih belum maksimal karena dalam proses pembuatannya produk harus dibagi menjadi 2 bagian agar serat *carbon* dapat menempel dengan baik pada cetakan.

5.2 Saran atau Penelitian Selanjutnya

1. Jika ingin menggunakan metode *hand lay-up* sebaiknya hindari bentuk-bentuk yang membentuk sudut.
2. Jika desain memiliki bentuk sudut sebaiknya gunakan metode *vacuum*.

DAFTAR PUSTAKA

- Allen B. Wright, Tucson, AZ (US); Eddy J. Peters, Tucson, A. (US). (2002). (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>
- Dharmastiti, R., Adi, C. W., Teknik, D., Teknik, F., Mada, U. G., & Grafika, J. (2017). *Evaluasi Kekuatan dari Produk Lower Limb Prosthetics*. November, 215–219.
- El-wazery, M. S., El-elamy, M. I., & Zoalfakar, S. H. (2017). *Mechanical Properties of Glass Fiber Reinforced Polyester Composites*. February 2016, 121–131. [https://doi.org/10.6703/IJASE.2017.14\(3\).121](https://doi.org/10.6703/IJASE.2017.14(3).121)
- Hanza-pont, K. (2016). *INTERNATIONAL STANDARD Prosthetics — Structural testing*. 2016.
- Huda, R. N. (2018). Pengaruh variasi volume serat pelepah pisang pada kekuatan dampak komposit. *Journal of Chemical Information and Modeling*, 5–18. <http://eprints.umm.ac.id/38988/1/PENDAHULUAN.pdf>
- Ismandari, F. (2019). Situasi Disabilitas. *Pusat Data Dan Informasi Kementerian Kesehatan RI*, 1–10.
- Junianto, A. D., & Kuswanto, D. (2018). Desain Kaki Palsu untuk Membantu Aktivitas Berjalan pada Tuna Daksa Transtibial dengan Menggunakan Rapid Prototyping dan Reverse Engineering. *Jurnal Sains Dan Seni ITS*, 7(1), 15–18. <https://doi.org/10.12962/j23373520.v7i1.29934>
- Kementerian Kesehatan RI. (2014). Situasi Penyandang Disabilitas. *Buletin Jendela Data & Informasi Kesehatan, Semester 2(1)*, 1–5.
- Kristianto, L. (2018). *Pengaruh Persentase Serat Fiberglass Terhadap Kekuatan Tarik Komposit Polimer Polyester*. 94.

http://repository.usd.ac.id/31355/2/145214026_full.pdf

- Leroy, K., Truong, T. Q., & Easton, N. (2015). (12) *United States Patent*. 2(12).
- Marshall, C., Barakat, T., & Stansby, G. (2016). Amputation and rehabilitation. *Surgery (United Kingdom)*, 34(4), 188–191. <https://doi.org/10.1016/j.mpsur.2016.02.006>
- Maya Santi, M. D., & Rachmad, N. (2018). Gambaran Body Image Pasien Pasca Amputasi Transtibial Setelah Menggunakan Transtibial Prosthesis. *Jurnal Keterampilan Fisik*, 3(2), 89–99. <https://doi.org/10.37341/jkf.v3i2.113>
- Muhajir, M., Mizar, M. A., Sudjimat, D. A., & Mesin-ft, J. P. T. (2016). Analisis Kekuatan Tarik Bahan Komposit Matriks Resin Berpenguat Serat Alam Dengan Berbagai Varian Tata Letak. *Jurnal Teknik Mesin*, 24(2), 1–8.
- Nurrizka, M. (2020). *DESAIN DAN PEMODELAN PROSTESIS BAWAH LUTUT*.
- Sari, E. D. R., Respari, S. . B., & Nugraha, A. (n.d.). *Analisis Kekuatan Tarik dan Bending Komposit ... (Sari, dkk) ANALISIS KEKUATAN TARIK DAN BENDING KOMPOSIT SERAT KARBON-RESIN DENGAN VARIASI WAKTU CURING DAN SUHU PENAHANAN* 80. 150–155.
- Setiadi, A. (2018). Desain, simulasi dan pembuatan model prosthesis bawah lutut berdasarkan antropometri orang indonesia. *Skripsi*, 1.
- Setiawan, A. (2017). *PENGARUH PARAMETER PROSES EKTRUSI 3D PRINTER TERHADAP SIFAT MEKANIS CETAK KOMPONEN BERBAHAN FILAMENT PLA (Poly Lactide Acid)*. 4(2), 20–27.
- Setyanto, R. H. (2012). Review : Teknik Manufaktur Komposit Hijau dan Aplikasinya. *Performa*, 11(1), 9–18.
- Shoewu, O., Ph, D., Idowu, O. A., Sc, B., Tenuche, S. S., Elisha, B., Umar, M. A., Ahmad, B. I., Sambo, A. A., Nawaz, T., Pervaiz, S., Korrani, A., Ahmed, A., Olaniyi, O. M., Kolo, J. G., Durugo, C., & Bhrigu K Lahkar. (2016). No 主観的健康感を中心とした在宅高齢者における健康関連指標に関する共分散構造分析Title. *CEUR Workshop Proceedings*, 13(1), 315–322.
- Soares, A. P. (2013). 濟無No Title No Title. *Journal of Chemical Information and Modeling*, 53(9), 1689–1699.
- Sunardi, H., Zainuri, A., & Catur, A. D. (2013). Pengaruh Tahapan Proses Pelubangan Dan Arah Serat Terhadap Kekuatan Tarik Material Komposit

- Polyester-Pandan Wangi. *Dinamika Teknik Mesin*, 3(1), 1–9.
<https://doi.org/10.29303/d.v3i1.82>
- Suryawan, D., Ridlwan, M., & Setiadi, A. (2019). Inovasi Desain dan Simulasi Model Prostesis 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.
- Udayana, U. (2020). *Bab i pendahuluan 1.1. latar belakang*. 1–6.
- Villela, lucia maria aversa. (2013). 濟無No Title No Title. *Journal of Chemical Information and Modeling*, 53(9), 1689–1699.
- 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.