

**DESAIN DAN SIMULASI TELAPAK KAKI PALSU  
DENGAN VARIASI CAVITY**

**TUGAS AKHIR**

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



**Disusun Oleh :**

**Nama : La Ode Gagas Armada Prayuda**

**No. Mahasiswa : 13525051**

**NIRM : 2013070404**

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

**2020**

**LEMBAR PENGESAHAN DOSEN PEMBIMBING**

**DESAIN DAN SIMULASI TELAPAK KAKI PALSU**

**DENGAN VARIASI CAVITY**

**TUGAS AKHIR**

**Disusun Oleh :**

**Nama : La Ode Gagas Armada Prayuda**

**No. Mahasiswa : 13525051**

**NIRM : 2013070404**

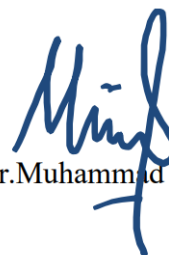
Yogyakarta, 10 Oktober 2020

Pembimbing I,



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

Pembimbing II,



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

**LEMBAR PENGESAHAN DOSEN PENGUJI**  
**DESAIN DAN SIMULASI TELAPAK KAKI PALSU**  
**DENGAN VARIASI CAVITY**

**TUGAS AKHIR**

Disusun Oleh :

Nama : La Ode Gagas Armada Prayuda

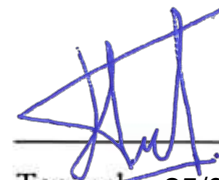
No. Mahasiswa : 13525051

NIRM : 2013070404

Tim Penguji

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

Ketua



Tanggal : 25/01/2021

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

Anggota I



Tanggal : 15 Januari 2021

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


Anggota II

Tanggal : 18 Jan 2021

Mengetahui

Jurusan Teknik Mesin



  
Dr. H. Y. Isdiyono, S.T., M.Eng.

## HALAMAN PERSEMBAHAN

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

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

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

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

Keluarga Besar Muna Jogjakarta yang senantiasa selalu mendampingi dalam suka maupun duka selama berada di Yogyakarta

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

## HALAMAN MOTTO

“Sebaik-baik manusia adalah yang paling bermanfaat bagi manusia.” (HR. Ahmad, ath-Thabrani, ad-Daruqutni)

“Maka sesungguhnya bersama kesulitan ada kemudahan. Dan sesungguhnya bersama kesulitan ada kemudahan.” (QS. Al Insiyroh : 5-6)

"Sesungguhnya jika kamu bersyukur, niscaya Aku akan menambahkan (nimat) kepadamu, tetapi jika kamu mengingkari (nikmat-Ku), maka sesungguhnya azab-Ku sangat pedih." (Qs. Ibrahim :7)

"Untuk meraih cita-cita besar, kita tak hanya perlu bertindak, namun juga bermimpi; tak hanya perlu merencanakan, namun harus meyakini."  
(Anatole France)

### **Man Jadda Wa Jadda**

Barang siapa yang bersungguh-sungguh akan mendapatkannya.

“Barang siapa keluar untuk mencari Ilmu maka dia berada di jalan Allah.”  
( HR. Tirmidzi)

## KATA PENGANTAR ATAU UCAPAN TERIMA KASIH



Puji syukur saya panjatkan kehadirat Tuhan Yang Maha Esa yang telah memberikan rahmat dan karunia-Nya, sehingga penyusunan laporan Tugas Akhir ini dapat terselesaikan dengan tepat waktu.

Laporan Tugas Akhir ini merupakan salah satu syarat dalam penyelesaian Studi Program Strata-1 di Jurusan Teknik Mesin dan Fakultas Teknologi Industri Universitas Islam Indonesia . Penyusunan laporan Tugas Akhir ini merupakan penerapan teori yang didapatkan dalam bangku kuliah, studi lapangan serta literatur-literatur yang berhubungan dengan isi laporan ini.

Penyusun menyadari adanya keterbatasan dalam hal kemampuan dalam penyusunan laporan Tugas Akhir ini maka dengan itu penyusun sangat mengharapkan kritikan, saran maupun masukan yang sifatnya membangun dan memperbaiki tulisan ini agar dapat digunakan sebagai referensi serta kebutuhan yang akan datang, karena pengetahuan sebagai alat pencari kebenaran.

Tersusunnya laporan ini tidak lepas dari bantuan berbagai pihak, maka dengan rasa syukur dan penuh hormat penyusun mengucapkan terima kasih kepada yang terhormat:

1. Bapak Prof. Fathul Wahid, S.T., M.Sc., Ph.D., selaku Rektor Universitas Islam Indonesia
2. Bapak Dr. Eng. Risdiyono, S.T., M.Eng., selaku Ketua Jurusan Teknik Mesin Universitas Islam Indonesia
3. Bapak Donny Suryawan, S.T., M.Eng., selaku dosen pembimbing dalam penyusunan Laporan Tugas Akhir
4. Ayahanda dan Ibunda, Saudara-saudaraku yang selalu memberikan motivasi serta dorongan materil dan spiritual.

5. Abang-Abang dan teman-teman Keluarga Muna Jogjakarta memberikan semangat dalam pelaksanaan hingga penyusunan laporan Tugas Akhir.
6. Sahabat-sahabat saya, Asrul, Habtry, Falla, Man Garrix, Yati, Chan, Kak Ira yang selalu menemani dalam suka dan duka selama berada di Yogyakarta.
7. Seluruh teman-teman Teknik Mesin Angkatan 2013 yang memberikan dorongan motivasi kepada penyusun sewaktu kuliah maupun selama penyelesaian laporan Tugas Akhir ini.

Dalam penyusunan laporan ini saya menyadari masih banyak kekurangan-kekurangan, karena keterbatasan akan kemampuan penyusun. Untuk itu saya mengharapkan kritik dan saran dari pembaca sekalian demi penyempurnaan laporan ini dan semoga dapat bermanfaat bagi kita semua.

Yogyakarta, 5 Oktober 2020

Penyusun

( La Ode Gagas Armada Prayuda )

## ABSTRAK

Telapak kaki palsu merupakan teknologi di bidang kesehatan sebagai alat pengganti kaki untuk pasien dengan amputasi telapak kaki yang penyebab utamanya adalah karena diabetes dan trauma atau luka berat akibat kecelakaan. Sudah terdapat penelitian terdahulu yang mencoba mendesain telapak kaki palsu dengan core penyangga yang berbeda-beda. Akan tetapi, desain yang dibuat tidak mendekati kemiripan telapak kaki manusia pada umumnya. Sehingga, pada penelitian ini akan dilakukan desain dan simulasi telapak kaki palsu yang mendekati kemiripan telapak kaki manusia.

Penulisan ini berisi perancangan desain dan simulasi telapak kaki palsu dengan model perancangan 2 cavity pada core penyangga di setiap desain. Core penyangga yang digunakan dalam simulasi pengujian ini adalah CR-Foot dan PF-Thai Foot. Core penyangga telapak kaki palsu berfungsi menyambungkan dengan batas organ kaki yang telah di amputasi. Adapun desain dan simulasi menggunakan bantuan software Solidwork 2017.

Berdasarkan hasil pengujian dari 3 kondisi yang berbeda-beda yaitu heal loading, midfoot loading dan forefoot loading disimpulkan bahwa desain telapak kaki manusia tersebut aman untuk digunakan. Selain itu, dari hasil analisis tersebut juga diketahui bahwa core penyangga PF-Thai Foot lebih baik dari pada CR-Foot karena memiliki safety factor (SF) yang lebih besar yaitu 12,9 berbanding 12,8.

**Kata kunci: desain, analisis, telapa kaki**



## **ABSTRACT**

*The prosthetic foot is a technology in the health sector used as a substitute for the amputated patient's foot of the soles of the feet whose main cause is diabetes and trauma or serious injuries due to accidents. There have been previous studies that tried to design prosthetic soles with different support cores. However, the design made does not come close to resembling the soles of human feet in general. So, in this study, the design and simulation of prosthetic soles that are similar to the human footprint will be carried out.*

*This writing contains the design and simulation of prosthetic feet with a 2 cavity design model on the core support in each design. The support cores used in this test simulation are CR-Foot and PF-Thai Foot. The core of the prosthetic foot supports the amputated leg. The design and simulation use Solidwork 2017 software.*

*Based on the test results from 3 different conditions, namely heel loading, midfoot loading and forefoot loading, it can be concluded that the palm design of the human foot is safe to use. In addition, from the results of the analysis, it is also known that the PF-Thai Foot support core is better than the CR-Foot because it has a higher safety factor (SF), which is 12.9 versus 12.8.*

**Key words: design, analysis, prosthetic foot**

## DAFTAR ISI

Halaman Judul .....	i
Lembar Pengesahan Dosen Pembimbing .....	ii
Lembar Pengesahan Dosen Penguji .....	iii
Halaman Persembahan .....	iv
Halaman Motto .....	v
Kata Pengantar atau Ucapan Terima Kasih .....	vi
Abstrak .....	viii
<i>Abstract</i> .....	ix
Daftar Isi .....	x
Daftar Tabel .....	xiii
Daftar Gambar .....	xiv
Bab 1 Pendahuluan .....	1
1.1 Latar Belakang .....	1
1.2 Rumusan Masalah .....	2
1.3 Batasan Masalah .....	2
1.4 Tujuan Penelitian atau Perancangan .....	3
1.5 Manfaat Penelitian atau Perancangan .....	3
1.6 Sistematika Penulisan .....	3
Bab 2 Tinjauan Pustaka .....	5
2.1 Tinjauan Penelitian Sebelumnya .....	5
2.1.1 Tuna Daksa .....	5
2.2 Dasar Teori .....	7

2.2.1	Disabilitas .....	7
2.2.2	Telapak Kaki.....	9
2.2.3	Faktor Keamanan.....	10
2.2.4	Solidwork 2017 .....	11
2.2.5	Antropometri .....	11
2.2.6	Analisa Beban Pada Telapak Kaki .....	13
Bab 3 Metode Penelitian .....		14
3.1	Alur Penelitian .....	14
3.1.1	Studi Pustaka .....	15
3.1.2	Kriteria Desain.....	15
3.1.3	Pembuatan Desain .....	15
3.2	Peralatan dan Bahan.....	16
3.3	Perancangan .....	16
3.4	Simulasi Pengujian .....	17
3.4.1	<i>Heal Loading</i> .....	18
3.4.2	<i>Midfoot Loading</i> .....	18
3.4.3	<i>Forefoot Loading</i> .....	19
3.5	Bahan Simulasi .....	20
3.5.1	Bahan <i>Core</i> Penyangga .....	20
3.5.2	Bahan Kulit Telapak Kaki Palsu .....	20
Bab 4 Hasil dan Pembahasan .....		22
4.1	Hasil Perancangan.....	22
4.1.1	<i>Core</i> Penyangga.....	22

4.1.2	Asumsi Pengujian Desain Telapak Kaki Palsu.....	26
4.2	Hasil Pengujian Desain Telapak Kaki Palsu.....	30
4.2.1	Core Penyangga <i>CR Foot</i> .....	30
4.2.2	Core Penyangga <i>PF-Thai Foot</i> .....	38
4.3	Perhitungan Faktor Keamanan.....	47
4.3.1	Core Penyangga <i>CR-Foot</i> .....	47
4.3.2	Core Penyangga <i>PF-Thai Foot</i> .....	50
4.4	Analisis dan Pembahasan.....	53
Bab 5	Penutup.....	55
5.1	Kesimpulan.....	55
5.2	Saran atau Penelitian Selanjutnya.....	55
Daftar Pustaka	.....	56
Lampiran.....	<b>Error! Bookmark not defined.</b>	
.....	.....	57
.....	.....	57
.....	.....	57

## DAFTAR TABEL

Tabel 2-2	Antropometri Kaki Orang Indonesia.....	12
Tabel 3-1	Kriteria Desain .....	15
Tabel 3-2	Pengukuran geometri hasil scan EinScan Pro 2X Plus pada software Solidworks 2017.....	17
Tabel 3-3	Sifat-sifat Material <i>AISI 304</i> .....	20
Tabel 3-4	Sifat-sifat Material <i>Silicon</i> .....	21
Tabel 4-1	Hasil Simulasi Pengujian <i>Safety Factor</i> ( SF ).....	53-54
Tabel 4-2	Hasil Rata-rata <i>Safety Factor</i> ( SF ).....	54



## DAFTAR GAMBAR

Gambar 2-1	Antropometri Kaki.....	13
Gambar 3.1	Alur Peneleitian .....	14
Gambar 3-2	Telapak Kaki Palsu .....	17
Gambar 3-3	<i>Heal loading</i> .....	18
Gambar 3-4	<i>Midfoot loading</i> .....	19
Gambar 3-5	<i>Forefoot loading</i> .....	20
Gambar 4-1.	Desain Telapak Kaki Palsu .....	21
Gambar 4-2.	<i>Core</i> Penyangga <i>CR-Foot</i> .....	22
Gambar 4-3	Massa Benda <i>Assembly Core</i> Penyangga <i>CR-Foot</i>	
Gambar 4-4	<i>Core</i> Penyangga <i>PF-Thai Foot</i> .....	22
Gambar 4-5	Massa Benda <i>Assembly Core</i> Penyangga <i>PF-Thai Foot</i>	
Gambar 4-6	<i>Constrain</i> pengujian .....	23
Gambar 4-7	Kondisi pengujian <i>Heal Loading</i> .....	24
Gambar 4-8	Kondisi pengujian <i>Midfoot Loading</i> .....	24
Gambar 4-9	Kondisi pengujian <i>Forefoot Loading</i> .....	25
Gambar 4-10	<i>Stress Analysis Von Misses Stress Heal Loading ( CR-Foot )</i>	32
Gambar 4-11	<i>Static Analysis Displacement Heal Loading ( CR-Foot )</i> .....	33
Gambar 4-12	<i>Static Analysis Strain Heal Loading ( CR-Foot )</i> .....	33
Gambar 4-13	<i>Stress Analysis Von Misses Stress Midfoot Laoding</i> ( <i>CR-Foot</i> ) .....	34
Gambar 4-14	<i>Static Analysis Displacement Midfoot Laoding ( CR-Foot )</i>	35
Gambar 4-15	<i>Static Analysis Strain Midfoot Laoding ( CR-Foot )</i>	35

Gambar 4-16	<i>Stress Analysis Von Misses Stress Forefoot Loading</i> ( <i>CR-Foot</i> ).....	36
Gambar 4-17	<i>Static Analysis Displacement Forefoot Loading</i> ( <i>CR-Foot</i> )	37
Gambar 4-18	<i>Static Analysis Strain Forefoot Loading</i> ( <i>CR-Foot</i> )	37
Gambar 4-19	<i>Stress Analysis Von Misses Stress Heal Loading</i> ( <i>PF-Thai Foot</i> ).....	38
Gambar 4-20	<i>Static Analysis Displacement Heal Loading</i> ( <i>PF-Thai Foot</i> ).....	39
Gambar 4-21	<i>Static Analysis Strain Heal Loading</i> ( <i>PF-Thai Foot</i> ).....	40
Gambar 4-22	<i>Stress Analysis Von Misses Stress Midfoot Loading</i> ( <i>PF-Thai Foot</i> ).....	41
Gambar 4-23	<i>Static Analysis Displacement Midfoot Loading</i> ( <i>PF-Thai Foot</i> ) .....	41
Gambar 4-24	<i>Static Analysis Strain Midfoot Loading</i> ( <i>PF-Thai Foot</i> )	42
Gambar 4-25	<i>Stress Analysis Von Misses Stress Forefoot Loading</i> ( <i>PF-Thai Foot</i> ).....	43
Gambar 4-26	<i>Static Analysis Displacement Forefoot Loading</i> ( <i>PF-Thai Foot</i> ).....	43
Gambar 4-27	<i>Static Analysis Strain Forefoot Loading</i> ( <i>PF-Thai Foot</i> ).....	44

# BAB 1

## PENDAHULUAN

### 1.1 Latar Belakang

Perkembangan dari tahun-ketahun menunjukkan bahwa penderita disabilitas terus mengalami peningkatan. Tahun 2015 Badan Pusat Statistik telah melakukan survei mengenai penderita cacat di Indonesia. Menurut pengamatan yang telah dilaksanakan terdapat 2,45% dari keseluruhan jumlah penduduk Indonesia yang mengalami cacat, baik itu cacat mental maupun cacat fisik. Berdasarkan sensus yang dilaksanakan 2 tahun sebelumnya yaitu tahun 2010 diperoleh data bahwa terdapat sekitar 2.432.000 jiwa yang mengalami sedikit gangguan pada kemampuan berjalan atau naik tangga dan terdapat sekitar 656.000 jiwa yang menderita gangguan pada kemampuan berjalan atau naik tangga yang dikategorikan dalam kondisi parah (Diono, Prasetyo, & Budijanto, 2014).

Cummings (1996) meneliti 30 tahun publikasi atau jurnal-jurnal *peer-reviewed* dan tidak menemukan publikasi yang relevan tentang kaki palsu yang digunakan di negara berkembang selain tentang kaki karet Jaipur yang ditulis oleh grup di Rumah Sakit SMS di Jaipur, India. Mengulangi pencarian literatur ini pada tahun 2006 sebagai persiapan untuk penulisan ini tidak sama sekali mengungkapkan publikasi teknis yang terkait dengan pengujian kaki yang dimaksudkan untuk digunakan di negara berkembang. Standar ISO-10328 untuk pengujian protesa ekstremitas bagian bawah pertama kali diterbitkan pada tahun 1996 dan direvisi pada tahun 2003. Publikasi teknis yang berkaitan dengan kinerja kaki utamanya difokuskan pada perkembangan baru dalam desain kaki penyimpan energi dan multi-sumbu yang dimaksudkan untuk digunakan di negara maju. Tujuan dari penelitian ini adalah untuk menguji kaki yang dikembangkan dan diproduksi oleh organisasi non-pemerintah di negara berkembang. Satu kaki yang dipasok oleh pabrik barat dan banyak digunakan di Amerika Selatan telah diuji untuk tujuan perbandingan pada penelitian ini.



Trauma dan kanker merupakan penyakit berikutnya yang bisa membuat seseorang kehilangan fungsi kaki atau bahkan kehilangan bentuk kaki (amputasi). Tiap amputasi memiliki batas-batas tersendiri tergantung penyakit apa yang sedang diderita seseorang. Di negara-negara berkembang trauma merupakan penyebab utama amputasi dan di negara-negara yang memiliki ranjau darat juga menjadi penyebab terjadinya amputasi ekstremitas bawah (Barmparas, 2010). Amputasi membawa perubahan yang signifikan dan drastis dalam kehidupan seseorang, dimulai dengan syok, kemudian mengakui dan akhirnya menerima dengan berat. Peneliti menemukan bahwa peserta yang telah menjalani amputasi mengalami isolasi sosial, dan memiliki kebutuhan yang tak terpenuhi dalam kaitannya dengan keuangan, pekerjaan dan kegiatan sosial, sementara Livneh, et al (1999) melaporkan bahwa usia yg lebih muda dan durasi yang lebih rentan mengalami 2 depresi, kualitas hidup pada umumnya lebih rendah bagi mereka yang mengalami amputasi dibandingkan dengan klien yang tidak mengalami amputasi (Livingtone, 2011).

Amputasi memiliki tingkatan-tingkatan tertentu sesuai dengan kebutuhan penderita. Amputasi harus dilakukan untuk mencegah pembusukan karena organ organ yang sudah tidak berfungsi lagi.

## **1.2 Rumusan Masalah**

Berdasarkan latar belakang yang telah disampaikan, maka perlu dirumuskan masalah-masalah sebagai berikut:

1. Bagaimanakah merancang desain telapak kaki palsu?
2. Bagaimanakah mensimulasikan hasil desain telapak kaki palsu?

## **1.3 Batasan Masalah**

Berdasarkan latar belakang diatas, batasan masalah pada penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Pembahasan penelitian ini hanya mencakup desain dan simulasi telapak kaki palsu
2. Software CAD yang digunakan adalah Solidwork 2017

3. Jenis analisa untuk mendapatkan hasil pengujian pada software CAD yaitu analisis kekuatan desain kaki palsu terhadap material yang digunakan.
4. Material yang digunakan dalam desain telapak kaki palsu adalah silikon dan untuk *core* penyangga adalah *AISI 304*.

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

Berdasarkan rumusan masalah, tujuan dari penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Merancang desain telapak kaki palsu
2. Mensimulasikan hasil desain telapak kaki palsu

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

Manfaat yang diharapkan dari adanya penelitian ini adalah:

1. Dapat meningkatkan kualitas hidup para difabel.
2. Dapat membantu para penyandang difabel baik dalam berkegiatan, maupun moral.
3. Dapat dibuat dalam skala besar untuk dapat dipasarkan.

#### **1.6 Sistematika Penulisan**

Sistematika penulisan pada penelitian ini menggunakan sistematika sebagai berikut:

##### **BAB 1 PENDAHULUAN**

Berisi latar belakang masalah, rumusan masalah, batasan masalah, tujuan, manfaat penelitian, dan sistematika penulisan.

##### **BAB 2 TINJAUAN PUSTAKA**

Berisikan kajian pustaka serta teori-teori yang digunakan pada penelitian ini.

**BAB 3            METODE PENELITIAN**

Berisikan tahapan-tahapan dalam penelitian ini serta perhitungan yang dibutuhkan dalam penelitian ini.

**BAB 4            ANALISA DAN PEMBAHASAN**

Berisi data hasil pengujian serta analisa dari pengujian yang telah dilakukan.

**BAB 5            KESIMPULAN DAN SARAN**



## **BAB 2**

### **TINJAUAN PUSTAKA**

#### **2.1 Tinjauan Penelitian Sebelumnya**

##### **2.1.1 Tuna Daksa**

Tunadaksa adalah suatu keadaan rusak atau terganggu sebagai akibat gangguan bentuk atau hambatan pada tulang, otot dan sendi dalam fungsinya yang normal. Kondisi ini dapat disebabkan oleh penyakit, kecelakaan atau dapat juga disebabkan oleh pembawaan sejak lahir (Somantri, 2006). Sedangkan menurut Aziz (2015), tunadaksa adalah mereka yang mengalami kelainan atau kecacatan pada sistem otot, tulang, dan persendian karena kecelakaan atau kerusakan otak yang dapat mengakibatkan gangguan gerak, kecerdasan, komunikasi, persepsi, koordinasi, perilaku, dan adaptasi sehingga mereka memerlukan layanan informasi secara khusus.

##### **A. Jenis-jenis Tuna Daksa**

Kelainan yang dikategorikan sebagai tunadaksa diklasifikasikan menjadi dua jenis, yaitu sebagai berikut:

###### **1. Tunadaksa Ortopedi**

Tunadaksa ortopedi (*orthopedically handicapped*), merupakan penyandang tunadaksa yang mengalami kecacatan tertentu pada bagian tulang, otot tubuh maupun persendian. Jenis tunadaksa ini adalah mereka yang mengalami kelainan, kecacatan, ketunaan tertentu pada bagian tulang, otot tubuh, ataupun daerah persendian baik yang dibawa sejak lahir maupun yang diperoleh kemudian (karena penyakit atau kecelakaan) sehingga mengakibatkan terganggunya fungsi tubuh secara normal.

Adapun jenis-jenis penyandang tuna daksa dalam kelompok kelainan sistem otot dan rangka atau tunadaksa ortopedi adalah sebagai berikut:

- a. ***Poliomyelitis***, merupakan suatu infeksi pada sumsum tulang belakang yang disebabkan oleh virus polio yang mengakibatkan kelumpuhan dan bersifat menetap. Sedangkan dilihat dari sel-sel motorik yang rusak, kelumpuhan karena polio dibedakan menjadi empat, yaitu tipe spinal merupakan kelumpuhan pada otot leher, sekat dada, tangan dan kaki. Tipe bulbar merupakan kelumpuhan fungsi motorik pada satu atau lebih syaraf tepi dengan ditandai adanya gangguan pernafasan. Tipe bulbospinalis yaitu gabungan antara tipe spinal dan bulbar. Serta tipe encephalitis yang biasa disertai dengan demam, kesadaran menurun, tremor dan terkadang kejang.
- b. ***Muscle dystrophy***, merupakan jenis penyakit yang mengakibatkan otot tidak berkembang karena mengalami kelumpuhan yang bersifat progresif dan simetris. Penyakit ini ada hubungannya dengan keturunan.
- c. ***Spina bifida***, merupakan jenis kelainan pada tulang belakang yang ditandai dengan terbukanya satu tiga ruas tulang belakang dan tidak tertutupnya kembali selama proses perkembangan. Akibatnya fungsi jaringan saraf terganggu dan dapat mengakibatkan kelumpuhan.

## B. Tuna Daksa Saraf

Tunadaksa saraf (*neurologically handicapped*) merupakan penyandang tunadaksa yang mengalami kelemahan pada gerak dan fungsi salah satu atau beberapa alat geraknya yang disebabkan oleh kelainan pada saraf di otak. Menurut derajat kecacatannya, tunadaksa saraf dibagi menjadi beberapa jenis, yaitu:

1. Ringan, dengan ciri-ciri, yaitu dapat berjalan tanpa alat bantu, bicara jelas dan dapat menolong diri sendiri.
2. Sedang, dengan ciri-ciri: membutuhkan bantuan untuk latihan berbicara, berjalan, mengurus diri dan menggunakan alat-alat khusus.
3. Berat, dengan ciri-ciri: membutuhkan perawatan tetap dalam ambulasi, bicara dan tidak dapat menolong diri sendiri.

## **2.2 Dasar Teori**

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

### **2.2.1 Disabilitas**

Disabilitas merupakan sebuah kata yang diserap dari bahasa Inggris yang berbunyi “disability” (jamak: disabilities) yang memiliki makna berupa cacat atau ketidakmampuan (Kamus Besar Bahasa Indonesia Pusat Bahasa, 2008). Selain itu penyandang disabilitas dapat diartikan sebagai sekelompok manusia yang mempunyai keterbatasan. Keterbatasan yang dimaksud dapat berupa keterbatasan mental, keterbatasan fisik, sensorik maupun intelektual. Dalam kesehariannya terdapat berbagai hambatan dalam melakukan interaksi dengan lingkungannya sehingga menyulitkan untuk dapat berpartisipasi penuh dalam berbagai kegiatan (Undang-Undang Nomor 19 Tahun 2011 Tentang Pengesahan Hak-Hak Penyandang Disabilitas, 2011). Konversi PBB yang dilaksanakan pada tahun 2007 disebutkan bahwa disabilitas memiliki makna sebagai sebuah konsep yang menjelaskan mengenai interaksi antara individu yang memiliki keterbatasan fisik atau mental/intelektual dengan lingkungan yang menyebabkan terhambatnya kemampuan masing-masing individu tersebut dalam berpartisipasi di lingkungan masyarakat secara normal seperti orang-orang pada umumnya. Dari pengakuan tersebut maka sebenarnya hambatan dari masing-masing individu yang mengalami keterbatasan merupakan tanggungjawab bersama, baik itu menjadi tanggungjawab negara maupun tanggungjawab masyarakat di sekelilingnya. Dilihat dari sisi lain Hak Asasi Manusia sangat dijunjung tinggi karena kesetaraan maupun kesempatan yang sama merupakan hak setiap orang.

#### **A. Penyebab Disabilitas**

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

## 1. Cacat Didapat

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

## 2. Cacat Bawaan atau Sejak Lahir

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

### B. Jenis-jenis Disabilitas

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

#### 1. Disabilitas fisik

Penyandang disabilitas fisik mengalami keterbatasan akibat gangguan pada fungsi tubuh. Cacat dapat muncul sejak lahir atau akibat kecelakaan, penyakit, atau efek samping dari pengobatan medis. Beberapa jenisnya antara lain lumpuh, kehilangan anggota tubuh akibat amputasi, dan *cerebral palsy*.

#### 2. Disabilitas sensorik

Disabilitas sensorik adalah terganggunya salah satu fungsi dari panca indera, antara lain disabilitas netra, disabilitas rungu, dan/atau disabilitas wicara.

#### 3. Disabilitas mental

Penyandang disabilitas mental mengalami keterbatasan akibat gangguan pada pikiran atau otak. Disabilitas mental, termasuk bipolar, gangguan kecemasan, depresi, dan gangguan mental lainnya. Mereka yang mengalami disabilitas

mental dapat mengalami kesulitan untuk berkonsentrasi, berpikir, mengambil keputusan, dan mengutarakan isi pikiran mereka.

#### 4. Disabilitas intelektual

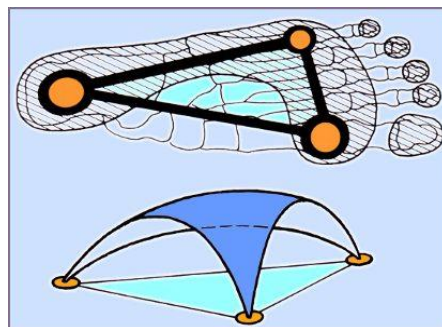
Disabilitas intelektual dapat ditandai dengan tingkat IQ di bawah standar rata-rata, kesulitan memproses informasi, dan keterbatasan dalam berkomunikasi, bersosialisasi, dan kepekaan terhadap lingkungan. Beberapa jenis disabilitas intelektual adalah *down syndrome* dan keterlambatan tumbuh kembang.

(Undang-undang No.8 Tahun 2016 Tentang Penyandang Disabilitas, 2016)

### 2.2.2 Telapak Kaki

Bagian tapak kaki manusia merupakan bagian yang memiliki lebih banyak urat saraf jika dibandingkan pada bagian wajah. Ribuan urat saraf dan sensor terdapat pada telapak kaki, sehingga butiran kecil pasir pun dapat kita rasakan, kalau sekiranya ini masuk kedalam sepatu yang sedang kita pakai. Hampir 30 tulang, 30 sambungan (joint), 60 otot, lebih dari 100 ikatan dan lebih dari 200 jaringan terdapat pada telapak kaki. Ini merupakan konstruksi yang sangat kompleks, yang membuat kaki menjadi suatu sistem yang teramat istimewa. (Schuh-einlagen. 2009)

Bagian yang paling istimewa pada telapak kaki adalah susunan tulangnya, sehingga terbentuk cekungan pada telapak kaki. Cekungan ini penting, sehingga berat tubuh dapat terbagi secara optimal dan juga agar benturan ketika melakukan aktifitas dapat diredam dengan baik. Telapak kaki memiliki tiga buah cekungan, dua arah yang memanjang dan satu arah menyemping.



Gambar 2-2 Tiga titik cekungan pada kaki (Schuh-einlagen, 2009)



Pada gambar 2-2 di atas terlihat, yaitu cekungan pada bagian dalam (arah yang memanjang), bagian luar (arah yang memanjang) dan bagian depan (arah menyamping). Jika pada cekungan ini terjadi penurunan, yang disebabkan oleh melemahnya otot, maka keseimbangan telapak kaki akan terganggu, sehingga dapat menyebabkan tekanan yang berlebihan, perubahan posisi (deformasi). (Schuh-einlagen. 2009)

### 2.2.3 Faktor Keamanan

Hasil simulasi menggunakan Solidwork menggunakan analisis statik linier. Analisis statik adalah disiplin teknik yang menentukan tegangan pada material dan struktur yang mengalami gaya atau beban statis maupun dinamis (Younis, 2010)

Analisis statik menggunakan metode elemen hingga bertujuan menentukan struktur atau komponen, dapat dengan aman menahan kekuatan dan beban yang telah ditentukan (Wibawa, 2019). Kondisi ini dapat tercapai saat tegangan yang ditentukan dari gaya yang diaplikasikan kurang dari kekuatan luluh material dalam menahan beban. Hubungan tegangan ini sering disebut sebagai faktor keamanan (safety factor) dan digunakan dalam banyak analisis sebagai indikator keberhasilan atau kegagalan dalam sebuah analisis (Wibawa, 2018b).

Kekuatan sebenarnya pada suatu struktur harus melebihi dari kekuatan yang dibutuhkan. Besar faktor keamanan (SF) adalah perbandingan antara besar yield strength terhadap besar design stress dari tiap material dirumuskan sebagai berikut.

$$Sf = \frac{YS}{DS} \quad (2.1)$$

Dimana Sf adalah safety factor, YS adalah yield strength dan DS adalah designstress. Perbandingan nilai faktor keamanan (SF) harus lebih besar dari 1 untuk menghindari kegagalan.

#### **2.2.4 Solidwork 2017**

Solidwork 2017 adalah salah satu aplikasi yang digunakan oleh engineering desain dan drawing. Software ini merupakan salah satu produk dari Dessault Systemes Corp. Selain itu penggunaannya tidak jauh berbeda dengan software sejenis seperti Autodesk Inventor.

Seperti software CAD lainnya, Solidwork juga terdiri dari 3 jenis model kerja, yaitu :

1. Part
2. Assembly
3. Drawing

#### **2.2.5 Antropometri**

Antropometri berasal dari kata anthropos dan metros. Anthoropos artinya tubuh dan metros artinya ukuran. Jadi antropometri adalah ukuran tubuh. Pengertian ini bersifat sangat umum sekali (Supariasa, dkk, 2001).

Penjelasan lebih lanjut mengenai antropometri adalah berasal dari kata 'anthro' yang artinya manusia dan 'metron' yang artinya ukuran, sehingga pengertian antropometri adalah suatu ilmu tentang pengukuran dimensi tubuh manusia yang menyangkut geometri, fisik, massa, kekuatan dan karakteristiknya yang berupa bentuk dan ukuran. Pengukuran antropometri dapat mengetahui ukuran badan aktual seseorang dimana setiap orang memiliki bentuk yang berbeda-beda (Indrianti, 2009).

Secara umum antropometri dapat dijabarkan sebagai suatu pengukuran terhadap bagian-bagian tubuh dari manusia baik itu terhadap dimensi tubuh maupun karakteristik fisik pada tubuh manusia yang dimiliki, karakteristik fisik ini akan memiliki fungsi sebagai dasar yang relevan dengan desain suatu produk yang akan dipakai oleh manusia. Dengan diketahuinya karakteristik dan dimensi pada bagian tubuh manusia, dapat dibuatlah produk yang memiliki ukuran yang sesuai dengan tubuh manusia sehingga dapat berpengaruh dalam menciptakan

keselamatan kerja, keselamatan dan kenyamanan bagi penggunanya (Sanders & Mc.Cormick, 1976).

Berdasarkan data yang diperoleh maka didapatkan data berupa berat badan manusia sebesar 89,5 kg dan berat manusia terendah sebesar 39,8 kg (Chuan & Kumar, 2010). berat badan manusia digunakan untuk mempengaruhi kekuatan yang dimiliki telapak kaki palsu. Telapak kaki palsu diharapkan mampu menahan berat badan maksimal dari penggunanya.

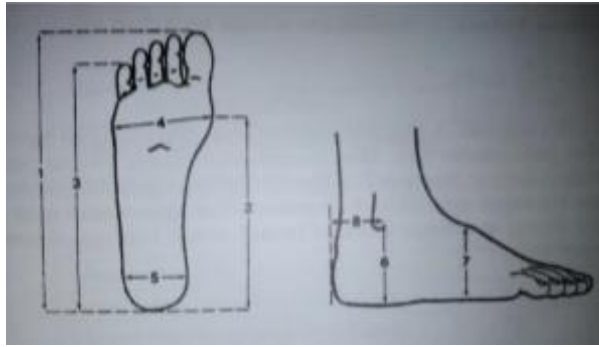
Pada bagian selanjutnya akan dipaparkan mengenai ukuran antropometri pada bagian-bagian kaki orang indonesia (Nurmianto, 2008). Tabel 2-4 berisi nilai rata-rata panjang bagian-bagian dari kaki orang Indonesia asli secara normal. Masing-masing bagian memiliki satuan dalam mm.

**Tabel 2-1 Antropometri Kaki Orang Indonesia**

No	Dimensi	Laki-Laki	Perempuan
1.	Panjang Telapak Kaki	266	248
2.	Panjang Telapak Lengan Kaki	191	184
3.	Panjang kaki sampai jari kelingking	216	204
4.	Lebar kaki	96	95
5.	Lebar tangkai kaki	71	59
6.	Tinggi mata kaki	71	69
7.	Tinggi bagian tengah kaki	82	74
8.	Jarak horisontal tangkai mata kaki	55	53

Sumber : Nurmianto, 2008

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



Gambar 2-1 Antropometri Kaki

### 2.2.6 Analisa Beban Pada Telapak Kaki

Di dalam simulasi pengujian dibutuhkan berat maksimal manusia agar diketahui kekuatan desain telapak kaki palsu. Menurut data antropometri indonesia berat maksimal manusia sebesar 89,25 kg (Chuan & Kumar, 2010).

$$F_1 = m \times g = 89,25 \text{ kg} \times 9.81 \text{ m/s}^2$$

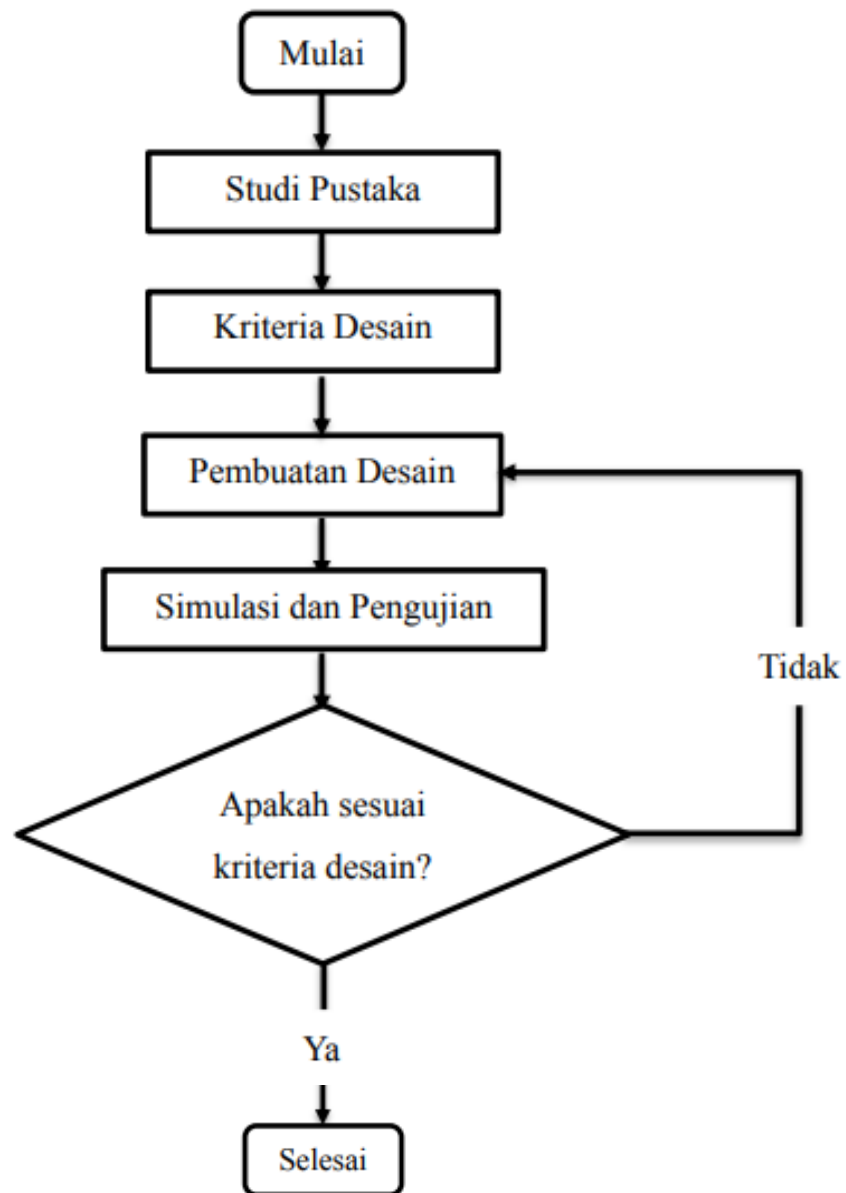
$$F_1 = 875,543 \text{ N}$$

F menunjukkan Gaya dalam Newton, m adalah massa benda, dan g adalah gaya grafitasi bumi.

## BAB 3 METODE PENELITIAN

### 3.1 Alur Penelitian

Adapun alur penelitian untuk mempermudah dalam melakukan penelitian, penulis membuat alur penelitian seperti pada **Gambar 3.1** berikut



Gambar 3.1 Alur Penelitian

### 3.1.1 Studi Pustaka

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

### 3.1.2 Kriteria Desain

Kriteria dari desain telapak kaki palsu yang akan dibuat dapat dilihat pada tabel 3-1.

Tabel 3-1 Kriteria Desain

NO	Kriteria	Deskripsi	Sumber
1.	Kuat	Mampu menahan berat badan hingga 89,25 kg	Chuan et al., 2010
2.	Ringan	Memiliki massa lebih ringan dari pada kaki sesungguhnya yaitu memiliki massa kurang dari 2,3883 kg	Tyyari, 1997
3.	Jenis telapak kaki palsu	Desain telapak kaki palsu hampir menyerupai telapak kaki manusia pada umumnya	Ferliana, 2010
4.	Kenyamanan	Mudah digunakan dalam posisi berjalan	Ferliana, 2010

### 3.1.3 Pembuatan Desain

Tahapan selanjutnya berupa pembuatan desain, pembuatan desain diawali dengan pembuatan sketsa yang kemudian direalisasikan dalam software CAD Solidwork 2017. Setelah itu dilakukan pengujian terhadap desain yang telah dibuat. Dari pengujian ini dilakukan pemberian beban dengan nilai *safety factor* 4 (Prakoso, 2016). Jika desain belum memenuhi *safety factor* tersebut maka akan

dilakukan desain ulang dan kembali ketahap pembuatan desain. Namun jika telah memenuhi kriteria maka desain berhasil.

### **3.2 Peralatan dan Bahan**

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

- a. PC / Laptop
- b. Software Solidwork 2017

### **3.3 Perancangan**

Perancangan telapak kaki palsu hanya dilaksanakan menggunakan perangkat lunak. Perangkat lunak yang digunakan berupa Solidwork 2016. Perancangan dilakukan berdasarkan dimensi kaki manusia rata-rata indonesia. Desain telapak kaki palsu diharuskan memiliki massa lebih rendah dari bagian kaki yang diamputasi. Menurut Tayyari tahun 1997 berat bagian kaki dibawah lutut memiliki berat sebesar 5,7 % dari berat manusia. Dari nilai tersebut maka dapat dihitung berat maksimal kaki palsu senilai :

$$\begin{aligned} \text{Massa prosthesis maksimal} &= 5,7\% \times \text{massa terendah orang Indonesia} \\ &= 5,7\% \times 39,8 \text{ kg} = 2,2686 \text{ kg} \end{aligned}$$

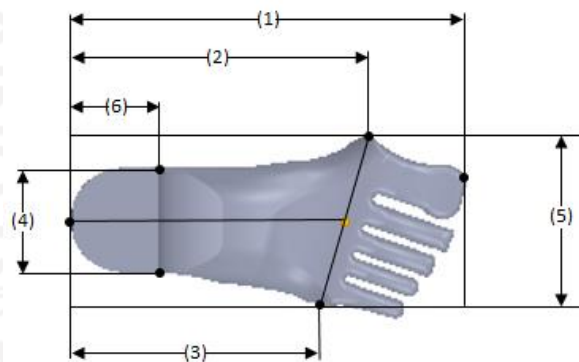
Berdasarkan perhitungan di atas maka berat telapak kaki harus berada di bawah 2,2686 kg, sehingga tidak akan membebani penggunanya. Massa terendah orang Indonesia diambil dari data yang telah diperoleh yaitu seberat 39,8 kg, diambil nilai paling rendah karena jika diambil berat badan paling tinggi akan membuat pengguna yang memiliki berat badan penggunanya maka telapak yang dibuat tidak dapat digunakan oleh keseluruhan orang Indonesia.

Pembuatan desain telapak kaki palsu ini merupakan pengembangan dari desain yang telah ada sebelumnya. Terdapat perbaikan pada bagian dimensi geometri yang telah dilakukan peneliti sebelumnya mengenai dimensi pada kaki

manusia. Berikut merupakan pengukuran geometri pada software CAD dengan menggunakan software Solidworks 2017. Hasil scan geometri kaki menggunakan scanner EinScan Pro 2X Plus memiliki hasil pengukuran sebagaimana ditunjukkan pada Tabel 3-2 di bawah ini.

**Tabel 3-2 Pengukuran geometri hasil scan EinScan Pro 2X Plus pada software Solidworks 2017**

No.	Keterangan	Ukuran
1.	Panjang Kaki (1)	215,95 mm
2.	Panjang <i>Instep Tibial</i>	159,49 mm
3.	Panjang <i>Instep Fibular</i>	135,20 mm
4.	Lebar Diagonal <i>Instep</i>	97,43 mm
5.	Lebar Horizontal kaki	94,35 mm
6.	Lebar Tumit	57,44 mm



Gambar 3-2 Telapak Kaki Palsu

### 3.4 Simulasi Pengujian

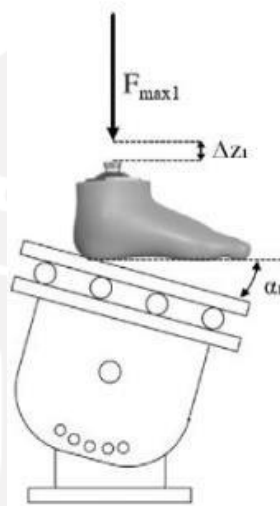
Pengujian dilakukan pada 3 buah kondisi ketika seseorang berjalan, yaitu ketika posisi *heel loading*, *midfoot loading* dan *forefoot loading*. Pada proses pengujian ini didasarkan pada ISO 10328 yang menerapkan beberapa sudut dan tumpuan yang berbeda pada pengujian telapak kaki palsu. Untuk lebih jelas



kondisi pengujian tersebut dapat di lihat pada subbab dibawah ini, akan terlihat posisi pembebanan dan daerah yang akan menjadi tumpuan.

### 3.4.1 *Heal Loading*

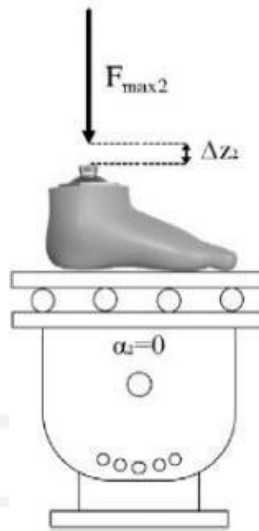
Ketika keadaan heal loading kaki hanya bertumpu pada bagian belakang kaki yaitu bagian tumit. Hal tersebut mengakibatkan telapak kaki dan bidang pijakkan akan membentuk sudut  $15^\circ$ . Dalam pengujian ini akan diberikan beban dari atas atau bagian atas *core* penyangga dengan bidang injak dimiringkan hingga membentuk sudut  $15^\circ$  dan menumpuk pada bagian tumit seperti yang terlihat pada gambar 3-2.



Gambar 3-3 *Heal Loading*

### 3.4.2 *Midfoot Loading*

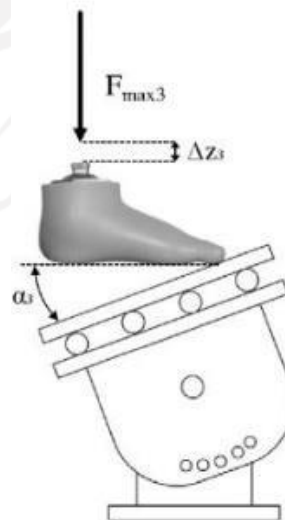
Pada kondisi pengujian ini mengakibatkan kondisi telapak kaki menumpu pada dasar bawah telapak kaki. Gambar 3-3 menunjukkan kondisi pijakan yang mendatar dan membentuk sudut  $0^\circ$  dengan telapak kaki. Untuk posisi beban tetap dari atas *core* penyangga karena telapak kaki palsu akan langsung menerima beban dari tubuh ketika berdiri sempurna dengan menggunakan sebuah kaki.



Gambar 3-4 *Midfoot Loading*

### 3.4.3 *Forefoot Loading*

Pada pengujian ini letak titik tumpu berada di ujung bagian depan atau di bawah jari-jari dari telapak kaki. Posisi seperti gambar 3-4 menunjukkan telapak kaki akan membentuk sudut  $20^\circ$  dengan bidang pijakan dengan titik tumpu berada pada bagian jari kaki. Sementara itu bagian *core* penyangga akan diberi beban dari bagian atas.



Gambar 3-5 *Forefoot Loading*

### 3.5 Bahan Simulasi

#### 3.5.1 Bahan Core Penyangga

Material yang digunakan dalam perancangan core penyangga adalah *AISI 304*. *AISI 304* memiliki formabilitas atau daya pembentukan yang baik. Ini tentu sangat memudahkan untuk membuat *core* penyangga dengan bentuk yang diinginkan. Sifat-sifat material dapat dilihat pada gambar 3-6

Property	Value	Units
Elastic Modulus	1.9e+011	N/m <sup>2</sup>
Poisson's Ratio	0.29	N/A
Shear Modulus	7.5e+010	N/m <sup>2</sup>
Mass Density	8000	kg/m <sup>3</sup>
Tensile Strength	517017000	N/m <sup>2</sup>
Compressive Strength		N/m <sup>2</sup>
Yield Strength	206807000	N/m <sup>2</sup>
Thermal Expansion Coefficient	1.8e-005	/K
Thermal Conductivity	16	W/(m·K)

Tabel 3-3 Sifat-sifat Material *AISI 304*

#### 3.5.2 Bahan Kulit Telapak Kaki Palsu

Material yang digunakan dalam perancangan kulit telapak kaki palsu adalah *silicon*. Karet silikon / *silicon rubber* adalah jenis polymer sintetis yang memiliki fungsi dan kelebihan yang sangat istimewa, hal ini disebabkan karena karet silikon / *silicon rubber* memiliki beberapa sifat fisik yang tidak ditemukan pada jenis polimer sintetis / karet sintetis lainnya. Beberapa kelebihan yang dimiliki oleh karet silikon / *silicon rubber* ini adalah sebagai berikut:

1. Tahan terhadap cuaca
2. Tahan terhadap penuaan (aging)
3. Tahan terhadap suhu panas hingga 250°C dan juga tahan terhadap suhu dingin.

Karena sifat bahan karet silikon / *silicon rubber* tidak beracun dan mampu menyerupai kaki manusia pada umumnya maka sangat ideal untuk dipakai sebagai telapak kaki palsu.

Sifat-sifat material dapat dilihat pada gambar 3-6

Property	Value	Units
Elastic Modulus	1.124e+011	N/m <sup>2</sup>
Poisson's Ratio	0.28	N/A
Shear Modulus	4.9e+010	N/m <sup>2</sup>
Mass Density	2330	kg/m <sup>3</sup>
Tensile Strength		N/m <sup>2</sup>
Compressive Strength		N/m <sup>2</sup>
Yield Strength	120000000	N/m <sup>2</sup>
Thermal Expansion Coefficient		/K
Thermal Conductivity	124	W/(m·K)

Tabel 3-4 Sifat-sifat Material *Silicon*

## BAB 4

### HASIL DAN PEMBAHASAN

#### 4.1 Hasil Perancangan

Setelah dilakukan pemodelan menggunakan software CAD Solidwork pada desain telapak kaki palsu dibuat desain menyerupai telapak kaki manusia menggunakan dimensi yang telah di teliti sebelumnya. Material yang digunakan adalah karet silicon karena secara umum non-reaktif, stabil, dan tahan terhadap lingkungan dan suhu ekstrim sambil masih mempertahankan sifat-sifatnya yang berguna dan juga mudah dalam pembentukan. Berikut ini adalah hasil pembuatan desain telapak kaki palsu yang telah dilakukan dan dapat dilihat pada gambar4-1.



Gambar 4-1. Desain Telapak Kaki Palsu

##### 4.1.1 Core Penyangga

Pembuatan *core* penyangga ini berguna sebagai pembantu daya angkat terhadap beban dari atas telapak kaki palsu. Material yang digunakan menggunakan baja paduan ( *alloy steel* ) karena mampu menahan kekerasan dan

daya tarik. *Core* Penyangga yang digunakan memiliki 2 macam model desain, yaitu :

#### A. *CR-Foot*

##### *Model Desain*

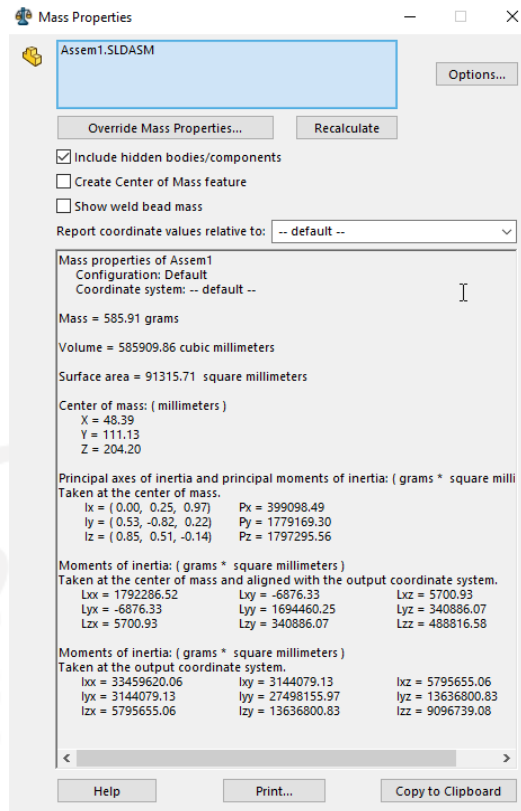
Model dari core penyangga *CR-Foot* ini berbentuk bidang miring dengan lengkungan kecil berguna sebagai pemberi beban ke atas dari dalam telapak kaki palsu. Sedangkan model perekat bagian dalam berbentuk lubang dan persegi yang berfungsi agar *core* penyangga merekat sempurna dengan bagian dalam dari telapak kaki palsu. Model desain *core* penyangga tersebut dilihat pada gambar 4-2.



Gambar 4-2. *Core* Penyangga *CR-Foot*

##### **Massa Benda Setelah *Assembly***

Setelah melakukan *assembly* dapat ditemukan hasil massa benda pada desain telapak kaki palsu tersebut menggunakan *core* penyangga *CR-Foot* adalah 585,91 gram yang dapat dilihat pada gambar 4-3.

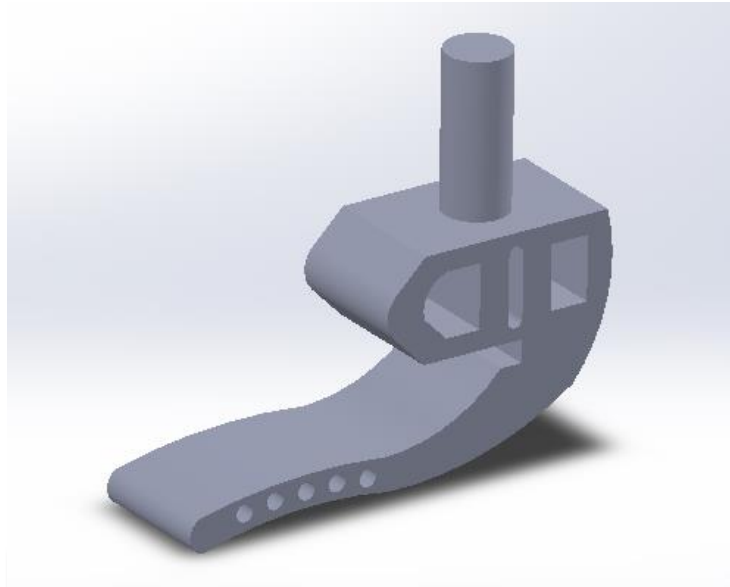


Gambar 4-3 Massa Benda *Assembly Core* Penyangga *CR-Foot*

## B. *PF-Thai Foot*

### Model Desain

Model dari *core* penyangga *PF-Thai Foot* ini berbentuk seperti kaki tongkat golf berguna sebagai pemberi beban ke atas dari dalam telapak kaki palsu. Sedangkan model perekat bagian dalam mengikuti bentuk dari sudut-sudut *core* penyangga tersebut. Model desain *core* penyangga tersebut dapat dilihat pada gambar 4-4.

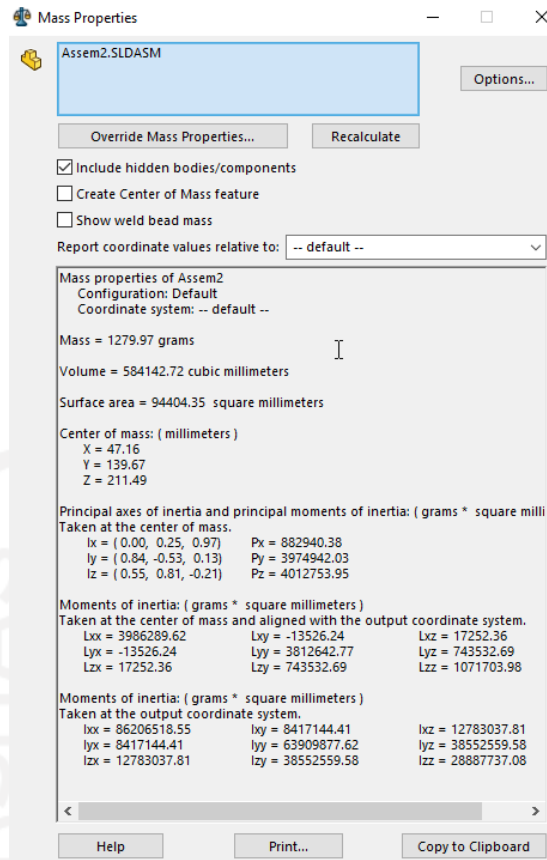


Gambar 4-4 Core Penyangga *PF-Thai Foot*

#### **Massa Benda Setelah *Assembly***

Setelah melakukan *assembly* dapat ditemukan hasil massa benda pada desain telapak kaki palsu tersebut menggunakan *core PF-Thai Foot* adalah 1279,97 gram yang dapat dilihat pada gambar 4-5.

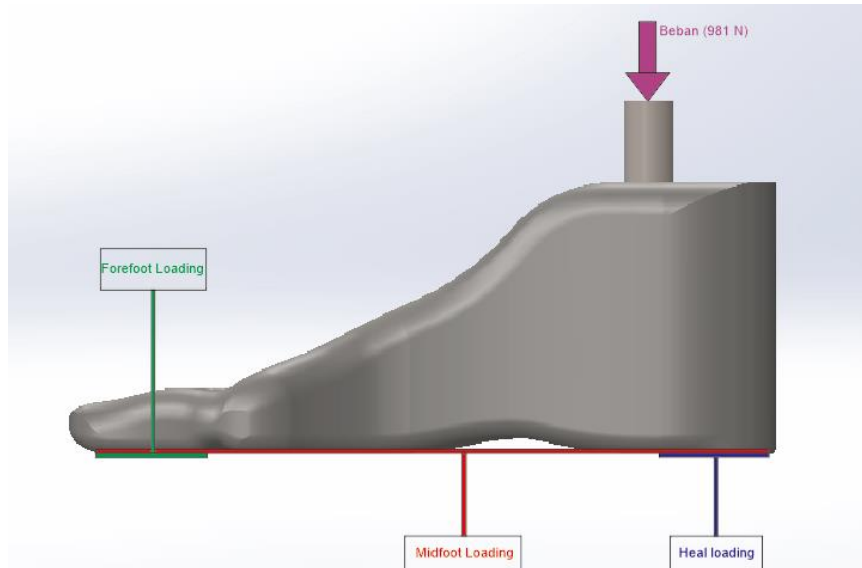




Gambar 4-5 Massa Benda *Assembly Core Penyangga PF-Thai Foot*

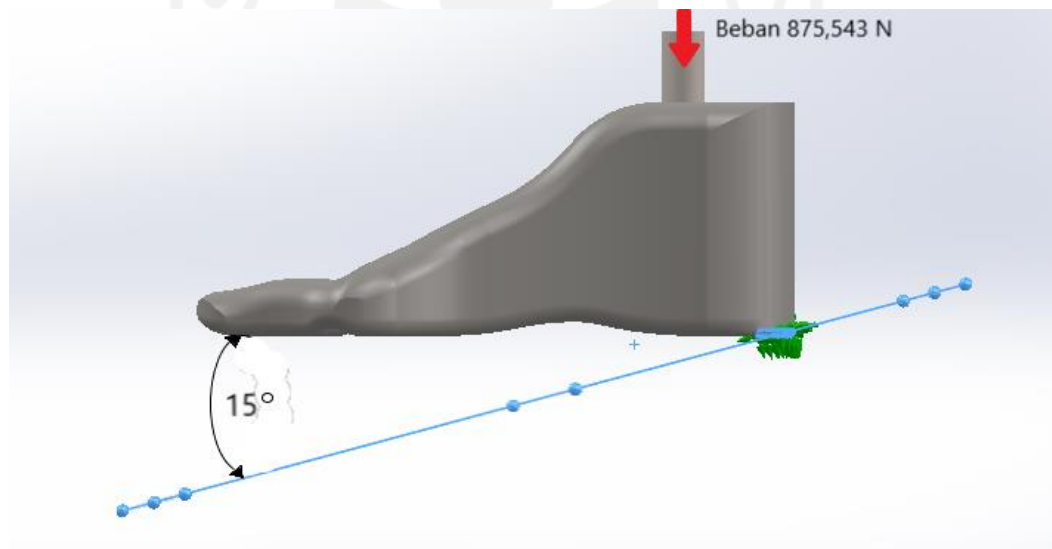
#### 4.1.2 Asumsi Pengujian Desain Telapak Kaki Palsu

Pengujian desain telapak kaki palsu dilakukan dalam 3 kondisi yang berbeda. Kondisi pertama yaitu *heel loading* yang menempatkan *fixed geometry* pada bagian tumit. Kondisi kedua yaitu *midfoot loading*, menempatkan *fixed geometry* berada di seluruh bagian dasar telapak kaki palsu. Sedangkan pada kondisi *forefoot loading* menempatkan *fixed geometry* pada dasar ujung jari. Berdasarkan 3 kondisi pengujian tersebut diasumsikan tumpuan pada bagian foot tidak mengalami pergerakan. Sementara itu beban diarahkan dari arah atas ke bagian bawah *core* penyangga. Untuk lebih jelasnya dapat dilihat pada gambar 4-6.



Gambar 4-6 *Constrain* pengujian

**A. *Heal Loading***

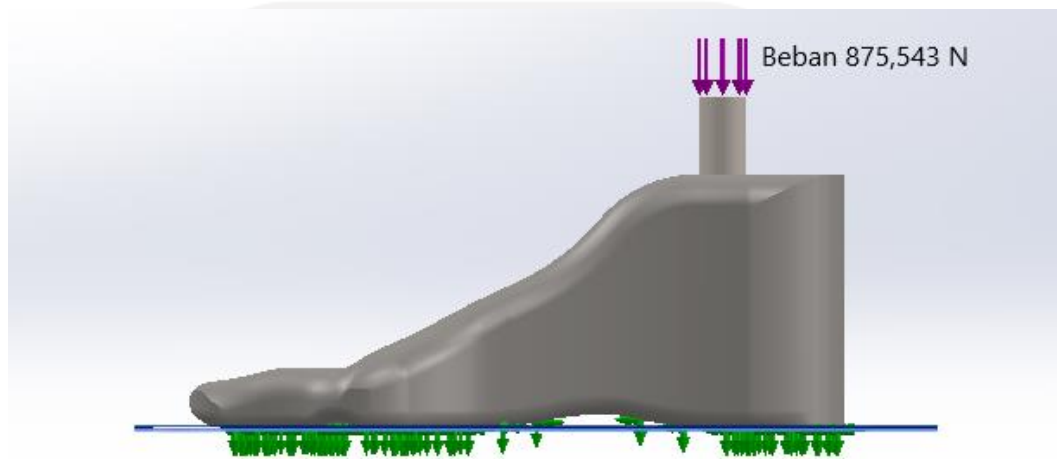


Gambar 4-7 Kondisi pengujian *Heal Loading*

Beban diberikan pada bagian atas *core* penyangga dengan arah tegak lurus dengan bagian dasar telapak kaki palsu. Hal ini dikarenakan beban diasumsikan berasal dari bagian amputasi dengan arah ke bawah dan mendorong bagian *core* penyangga secara tegak lurus tanpa adanya dorongan dari samping.

Kondisi *heel loading* menempatkan satu buah tumpuan pada bagian belakang bawah tumit. Tumpuan tersebut merupakan bidang miring dengan sudut  $15^\circ$ . Dalam proses simulasi menggunakan *fixed geometry* terletak pada tumpuan pada bagian bawah tumit dapat dilihat pada gambar 4-5. Bidang tumpuan tersebut diasumsikan diam dan tidak berputar sehingga tidak mengalami pergerakan saat dilakukan pengujian.

### B. *Midfoot Loading*

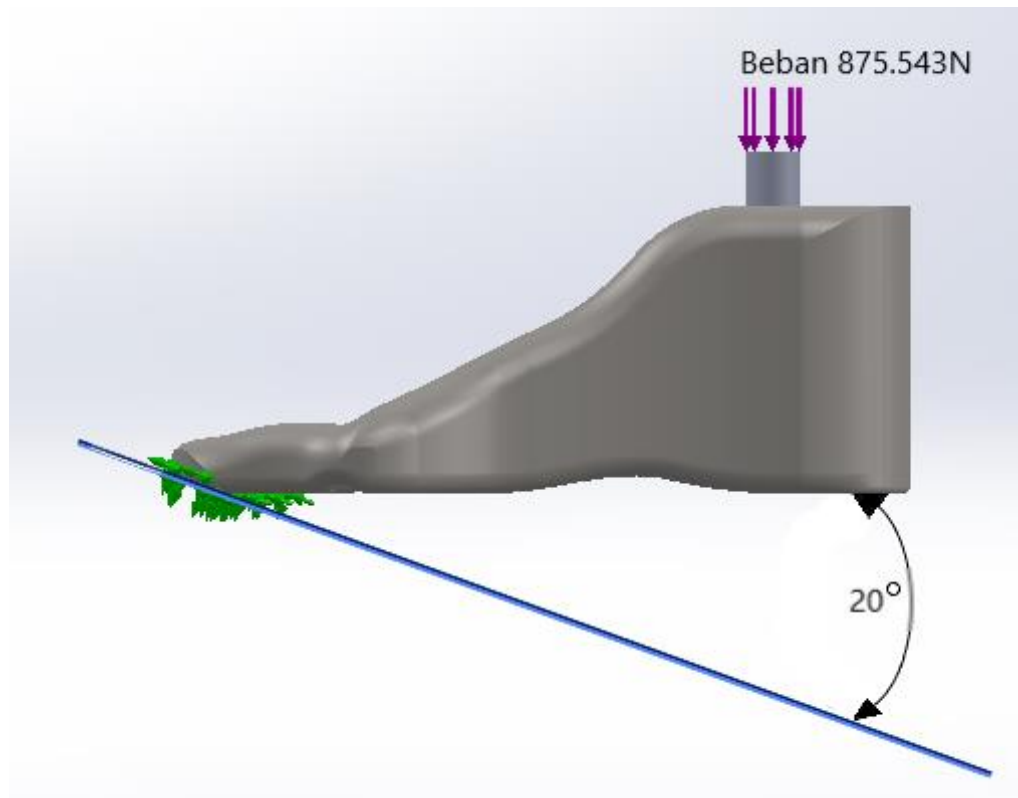


Gambar 4-8 Kondisi pengujian *Midfoot Loading*

Beban diberikan pada bagian atas core penyangga dengan arah tegak lurus dengan bagian dasar telapak kaki palsu. Hal ini dikarenakan beban diasumsikan berasal dari bagian amputasi dengan arah ke bawah dan mendorong bagian *core* penyangga secara tegak lurus tanpa adanya dorongan dari samping.

Kondisi *midfoot loading* menempatkan satu buah tumpuan pada bagian *foot*. Tumpuan tersebut merupakan bidang mendatar yang membentuk sudut  $0^\circ$ . Dalam proses simulasi letak *fixed geometry* tumpuan pada bagian bawah telapak kaki palsu dan dapat dilihat pada gambar 4-6. Bidang tumpuan tersebut diasumsikan diam sehingga tidak mengalami pergerakan saat dilakukan pengujian.

### C. Forefoot Loading



Gambar 4-9 Kondisi pengujian *Forefoot Loading*

Beban diberikan pada bagian atas *core* penyangga dengan arah tegak lurus dengan bagian dasar telapak kaki palsu. Hal ini dikarenakan beban diasumsikan berasal dari bagian amputasi dengan arah ke bawah dan mendorong bagian *core* penyangga secara tegak lurus tanpa adanya dorongan dari samping.

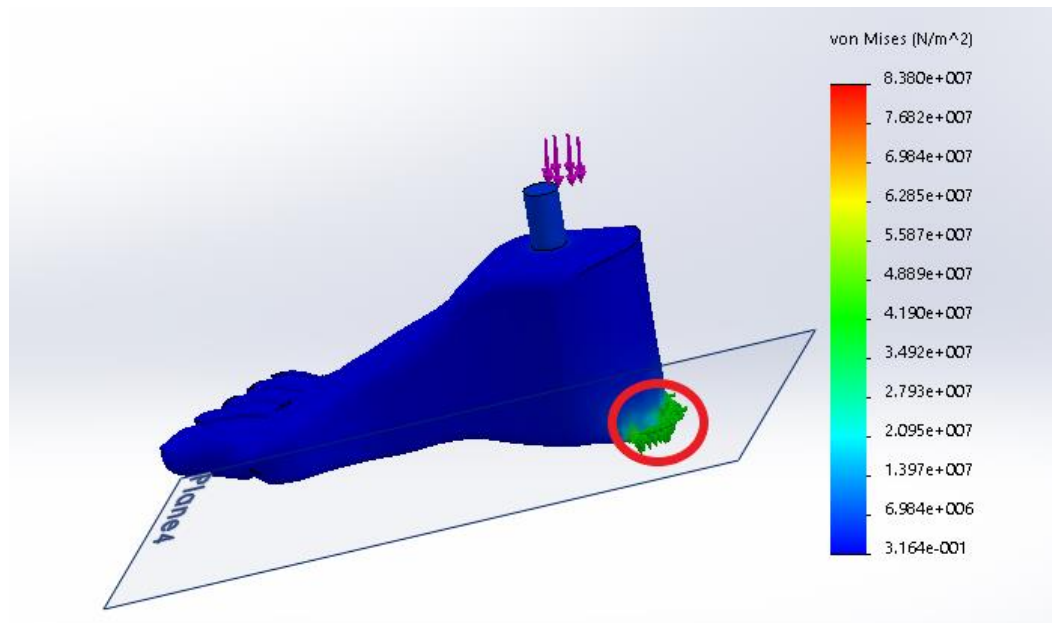
Kondisi *forefoot loading* menempatkan satu buah tumpuan pada bagian ujung bawah jari-jari telapak kaki palsu. Tumpuan tersebut merupakan bidang miring dengan sudut  $20^\circ$ . Dalam proses simulasi menggunakan *fixed geometry* terletak pada tumpuan pada bagian ujung bawah jari-jari dapat dilihat pada gambar 4-7. Bidang tumpuan tersebut diasumsikan diam dan tidak berputar sehingga tidak mengalami pergerakan saat dilakukan pengujian.

## 4.2 Hasil Pengujian Desain Telapak Kaki Palsu

### 4.2.1 Core Penyangga CR Foot

#### A. Heal Loading

##### 1. Stress Analysis Von Misses Stress

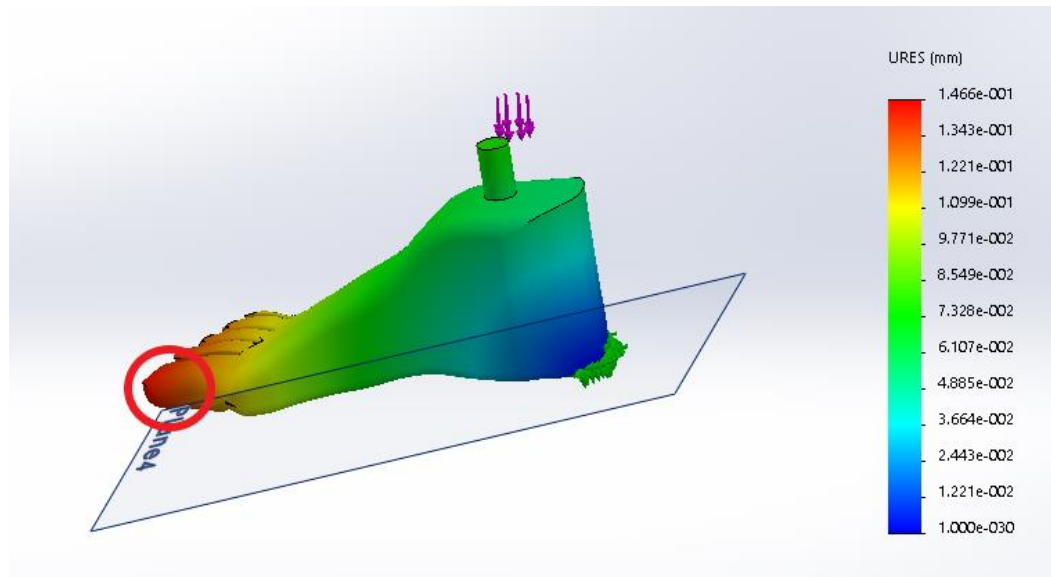


Gambar 4-10 Stress Analysis Von Misses Stress Heal Loading ( CR-Foot )

$$\begin{aligned} \text{Max Von Misses Stress} &= 8,380 \times 10^7 \text{ N/m}^2 \\ &= 83.800.000 \text{ N/m}^2 \\ &= 83,3 \text{ MPa} \end{aligned}$$

Hasil pengujian *Stress Analysis Von Misses Stress* desain dengan *core* penyangga *CR Foot* pada kondisi *heal loading* menunjukkan bahwa tegangan tertinggi terdapat pada bagian tumpuan telapak kaki palsu dan *core* penyangga. Nilai dari tegangan maksimum yang terjadi adalah 83,3 MPa.

## 2. *Static Analysis Displacement*

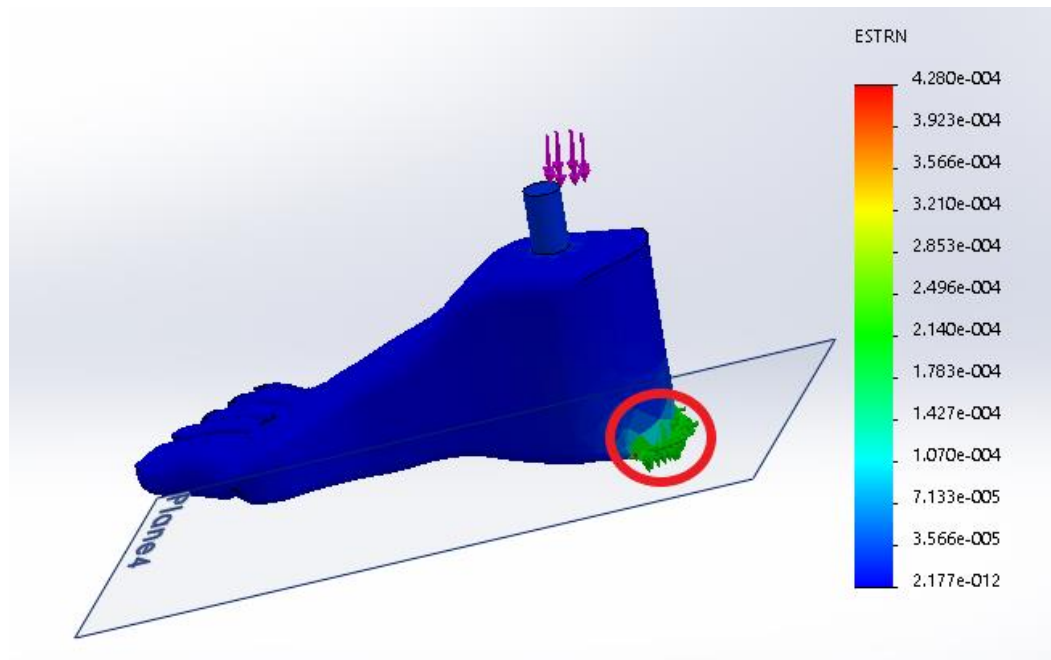


Gambar 4-11 *Static Analysis Displacement Heal Loading ( CR-Foot )*

$$\begin{aligned} \text{Max Displacement} &= 1,466-001 \text{ mm} \\ &= 0,1466 \text{ mm} \end{aligned}$$

Hasil pengujian *Static Analysis Displacement* desain dengan *core* penyangga *CR Foot* pada kondisi *heel loading* menunjukkan bahwa pergeseran tertinggi terdapat pada kulit jari-jari kaki. Nilai dari pergeseran maksimum yang terjadi adalah 0,1466 mm.

### 3. *Static Analysis Strain*



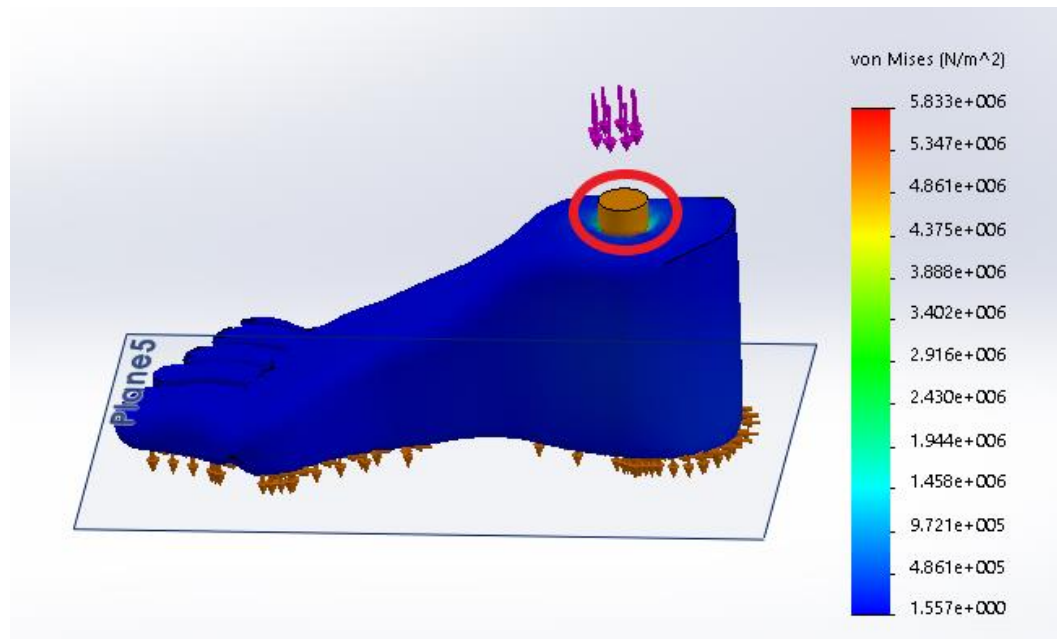
Gambar 4-12 *Static Analysis Strain Heel Loading ( CR-Foot )*

$$\begin{aligned} \text{Max Strain} &= 4,280\text{e-}004 \\ &= 0.0004280 \text{ mm} \end{aligned}$$

Hasil pengujian *Static Analysis Strain* desain dengan *core* penyangga *CR Foot* pada kondisi *heel loading* menunjukkan bahwa regangan tertinggi terdapat pada tumit bagian bawah kulit kaki palsu. Nilai dari regangan maksimum yang terjadi adalah 0.0004280 mm.

## B. Midfoot Loading

### 1. Stress Analysis Von Misses Stress



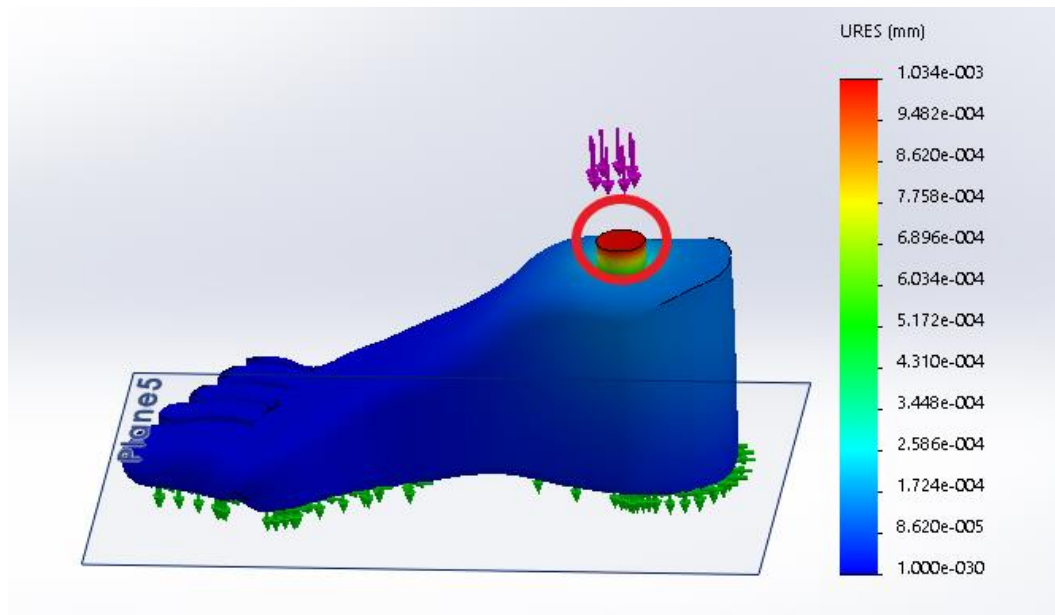
Gambar 4-13 Stress Analysis Von Misses Stress Midfoot Loading ( CR-Foot )

$$\begin{aligned} \text{Max Von Misses Stress} &= 5,833 \times 10^6 \text{ N/m}^2 \\ &= 5.833.000 \text{ N/m}^2 \\ &= 5,83 \text{ MPa} \end{aligned}$$

Hasil pengujian *Stress Analysis Von Misses Stress* desain dengan *core* penyangga *CR Foot* pada kondisi *midfoot loading* menunjukkan bahwa tegangan tertinggi terdapat pada bagian atas lubang penyambung antara telapak kaki palsu dan *core* penyangga. Nilai dari tegangan maksimum yang terjadi adalah 5,83 MPa.



## 2. *Static Analysis Displacement*

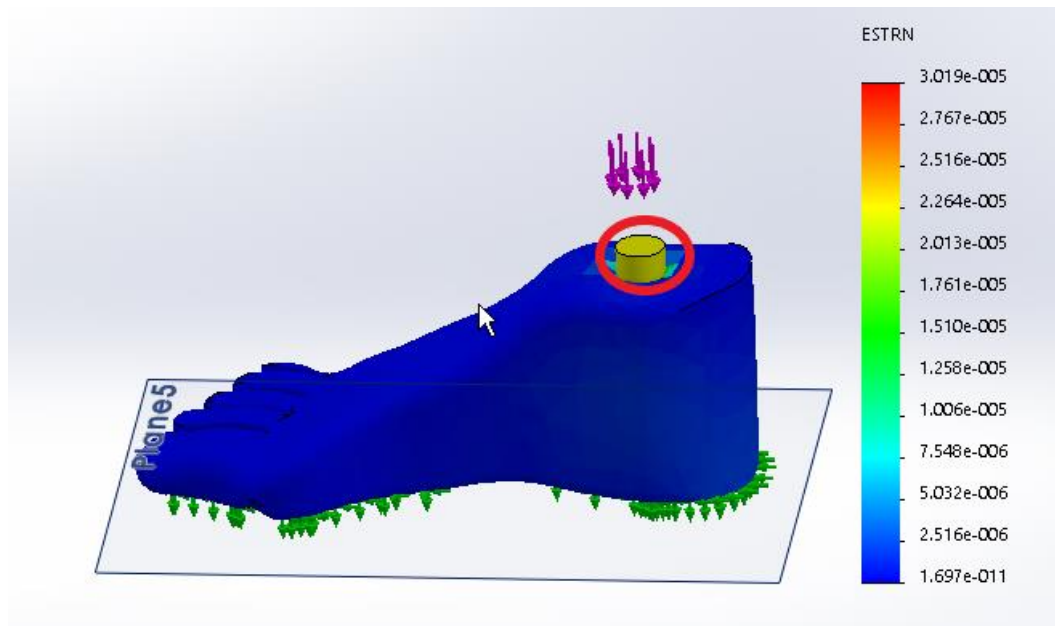


Gambar 4-14 *Static Analysis Displacement Midfoot Loading ( CR-Foot )*

$$\begin{aligned} \text{Max Displacement} &= 1,034-003 \text{ mm} \\ &= 0,001034 \text{ mm} \end{aligned}$$

Hasil pengujian *Static Analysis Displacement* desain dengan *core* penyangga CR Foot pada kondisi *midfoot loading* menunjukkan bahwa pergeseran tertinggi terdapat pada bagian atas *core* penyangga. Nilai dari pergeseran maksimum yang terjadi adalah 0,001034 mm.

### 3. *Static Analysis Strain*



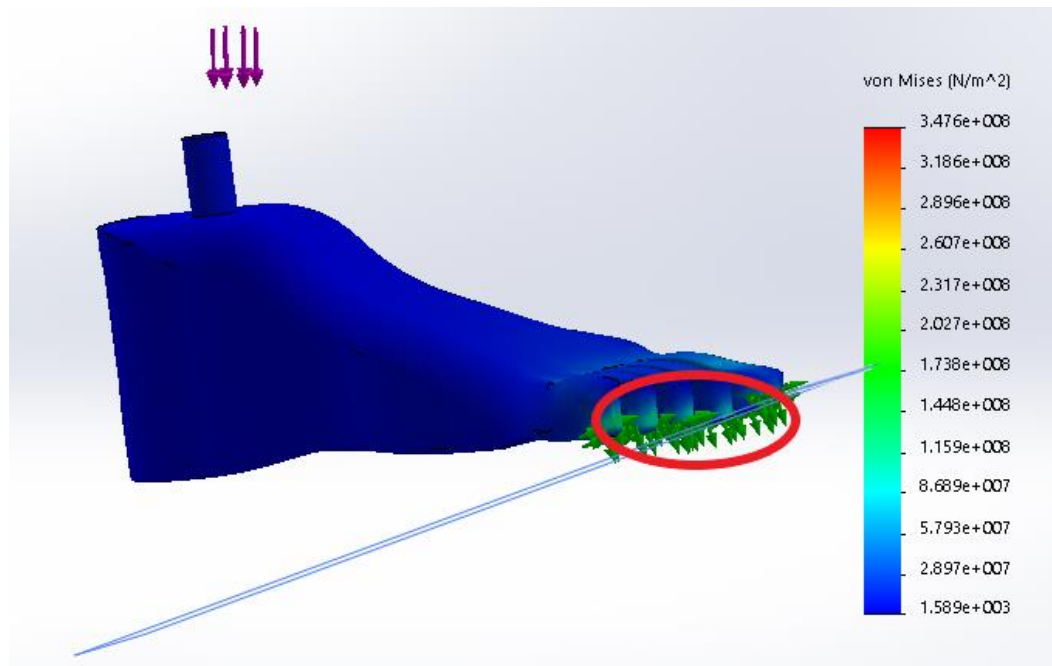
Gambar 4-15 *Static Analysis Strain Midfoot Loading ( CR-Foot )*

$$\begin{aligned} \text{Max Strain} &= 3,019\text{e-}005 \\ &= 0.00003019 \text{ mm} \end{aligned}$$

Hasil pengujian *Static Analysis Strain* desain dengan *core* penyangga *CR Foot* pada kondisi *midfoot loading* menunjukkan bahwa regangan tertinggi terdapat pada bagian atas *core* penyangga. Nilai dari regangan maksimum yang terjadi adalah 0.00003019 mm.

### C. Forefoot Loading

#### 1. Stress Analysis Von Misses Stress

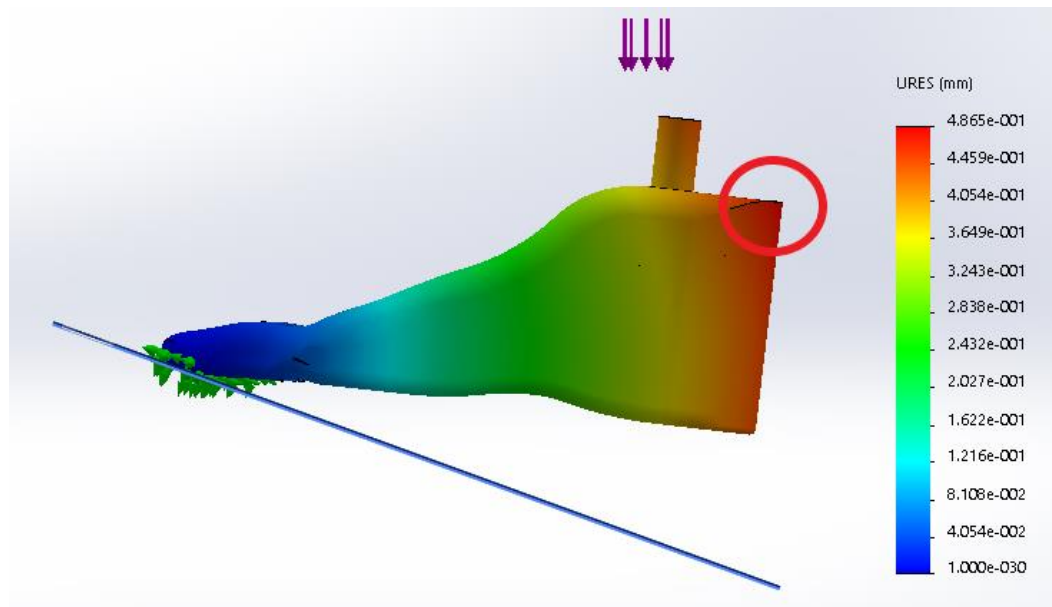


Gambar 4-16 Stress Analysis Von Misses Stress Forefoot Loading ( CR-Foot )

$$\begin{aligned} \text{Max Von Misses Stress} &= 3,476 \times 10^8 \text{ N/m}^2 \\ &= 347.600.000 \text{ N/m}^2 \\ &= 347,6 \text{ MPa} \end{aligned}$$

Hasil pengujian *Stress Analysis Von Misses Stress* desain dengan *core* penyangga *CR Foot* pada kondisi *forefoot loading* menunjukkan bahwa tegangan tertinggi terdapat pada bagian pertengahan jari-jari telapak kaki palsu. Nilai dari tegangan maksimum yang terjadi adalah 347.600.000 N/m<sup>2</sup>.

## 2. *Static Analysis Displacement*

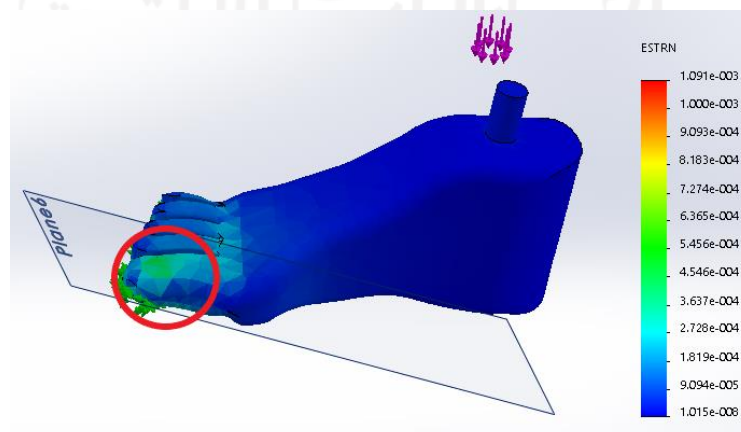


Gambar 4-17 *Static Analysis Displacement Forefoot Loading ( CR-Foot )*

$$\begin{aligned} \text{Max Displacement} &= 4,865\text{e-}001 \text{ mm} \\ &= 0,4865 \text{ mm} \end{aligned}$$

Hasil pengujian *Static Analysis Displacement* desain dengan *core* penyangga *CR Foot* pada kondisi *forefoot loading* menunjukkan bahwa pergeseran tertinggi terdapat pada bagian belakang atas kulit kaki. Nilai dari pergeseran maksimum yang terjadi adalah 0,4865 mm.

## 3. *Static Analysis Strain*



Gambar 4-18 *Static Analysis Strain Forefoot Loading ( CR-Foot )*

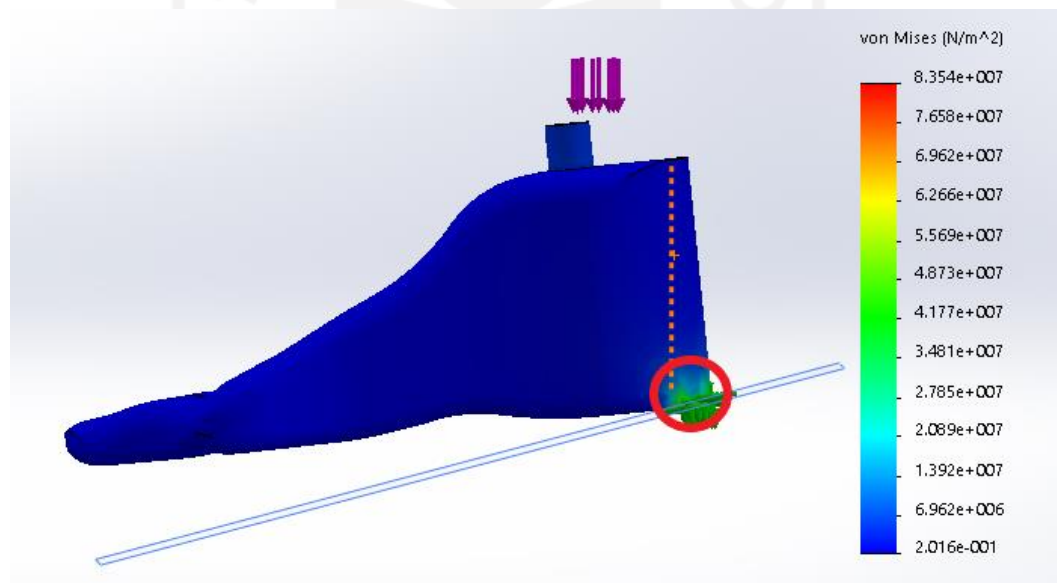
$$\begin{aligned} \text{Max Strain} &= 1.091\text{e-}003 \\ &= 0.001091 \text{ mm} \end{aligned}$$

Hasil pengujian *Static Analysis Strain* desain dengan *core* penyangga *CR Foot* pada kondisi *forefoot loading* menunjukkan bahwa regangan tertinggi terdapat pada bagian pertengahan jari-jari telapak kaki palsu. Nilai dari regangan maksimum yang terjadi adalah 0.001091 mm.

#### 4.2.2 Core Penyangga *PF-Thai Foot*

##### A. *Heal Loading*

##### 1. *Stress Analysis Von Misses Stress*

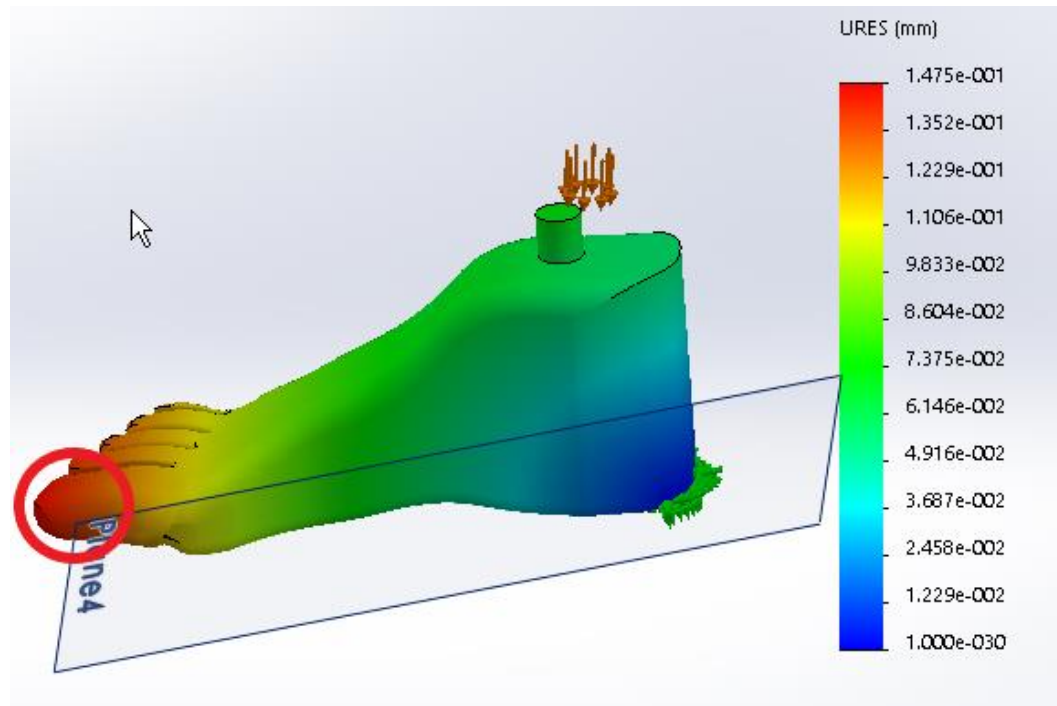


Gambar 4-19 *Stress Analysis Von Misses Stress Heal Loading (PF-Thai Foot)*

$$\begin{aligned} \text{Max Von Misses Stress} &= 8,354 \times 10^7 \text{ N/m}^2 \\ &= 83.540.000 \text{ N/m}^2 \\ &= 83,54 \text{ MPa} \end{aligned}$$

Hasil pengujian *Stress Analysis Von Misses Stress* desain dengan *core* penyangga *PF-Thai Foot* pada kondisi *heel loading* menunjukkan bahwa tegangan tertinggi terdapat pada tumit bagian bawah telapak kaki palsu. Nilai dari tegangan maksimum yang terjadi adalah 83,54 Mpa.

## 2. *Static Analysis Displacement*

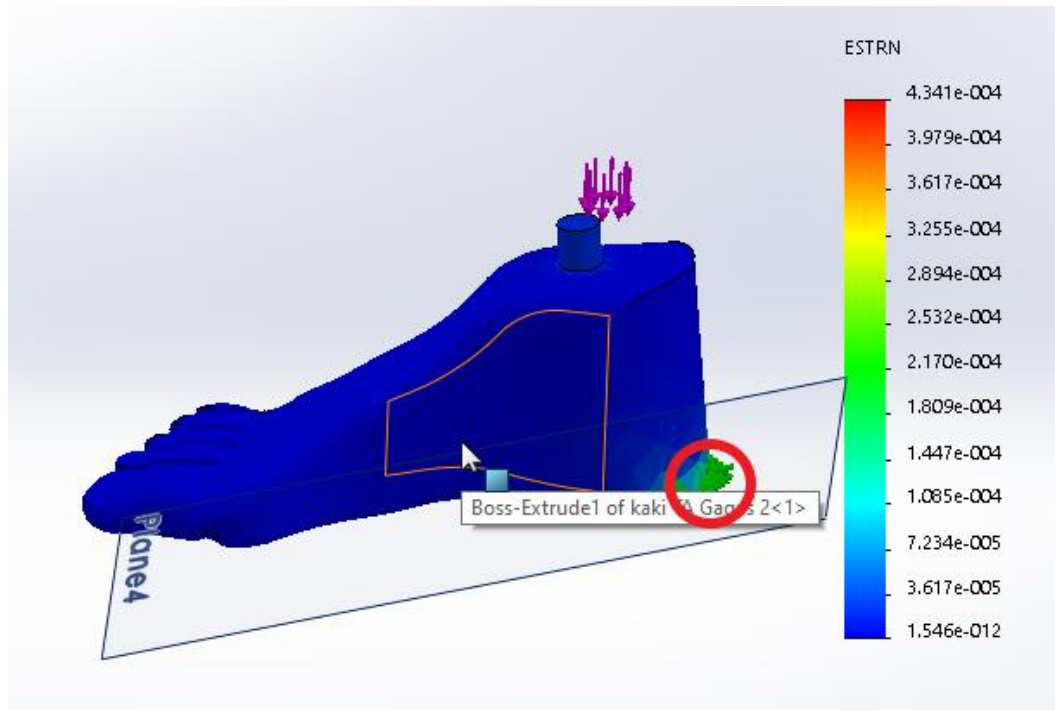


Gambar 4-20 *Static Analysis Displacement Heel Loading (PF-Thai Foot)*

$$\begin{aligned} \text{Max Displacement} &= 1,475-001 \text{ mm} \\ &= 0,1475 \text{ mm} \end{aligned}$$

Hasil pengujian *Static Analysis Displacement* desain dengan *core* penyangga *PF-Thai Foot* pada kondisi *heel loading* menunjukkan bahwa pergeseran tertinggi terdapat pada ujung jari-jari telapak kaki. Nilai dari pergeseran maksimum yang terjadi adalah 0,1475 mm.

### 3. *Static Analysis Strain*



Gambar 4-21 *Static Analysis Strain Heal Loading (PF-Thai Foot)*

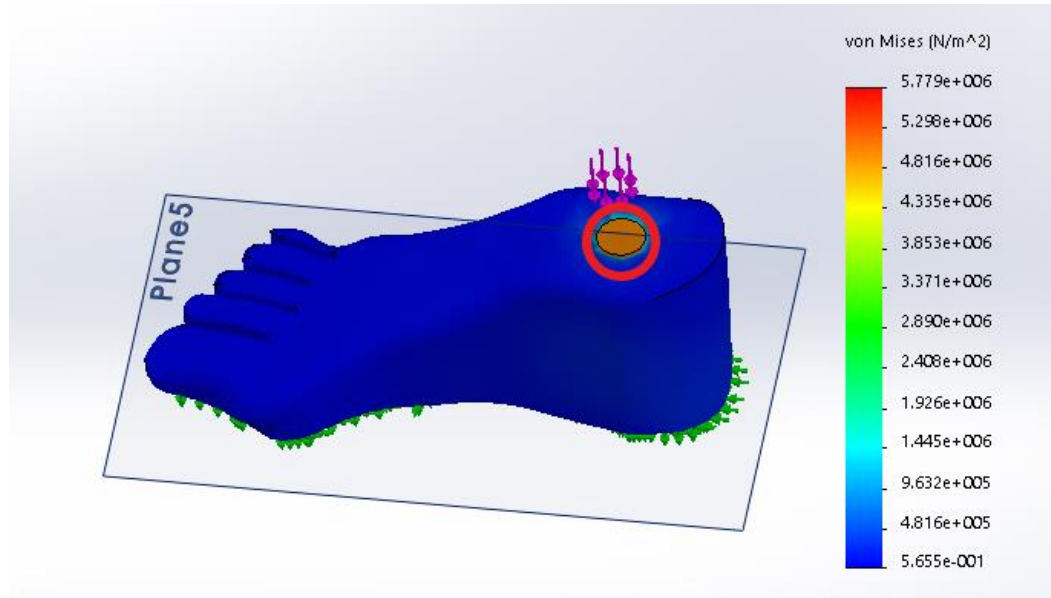
$$\begin{aligned} \text{Max Strain} &= 4,341\text{e-}004 \\ &= 0.0004341 \text{ mm} \end{aligned}$$

Hasil pengujian *Static Analysis Strain* desain dengan *core* penyangga *PF-Thai Foot* pada kondisi *heel loading* menunjukkan bahwa regangan tertinggi terdapat pada tumit bagian bawahtelapak kaki palsu. Nilai dari regangan maksimum yang terjadi adalah 0.0004341 mm.



## B. Midfoot Loading

### 1. Stress Analysis Von Misses Stress



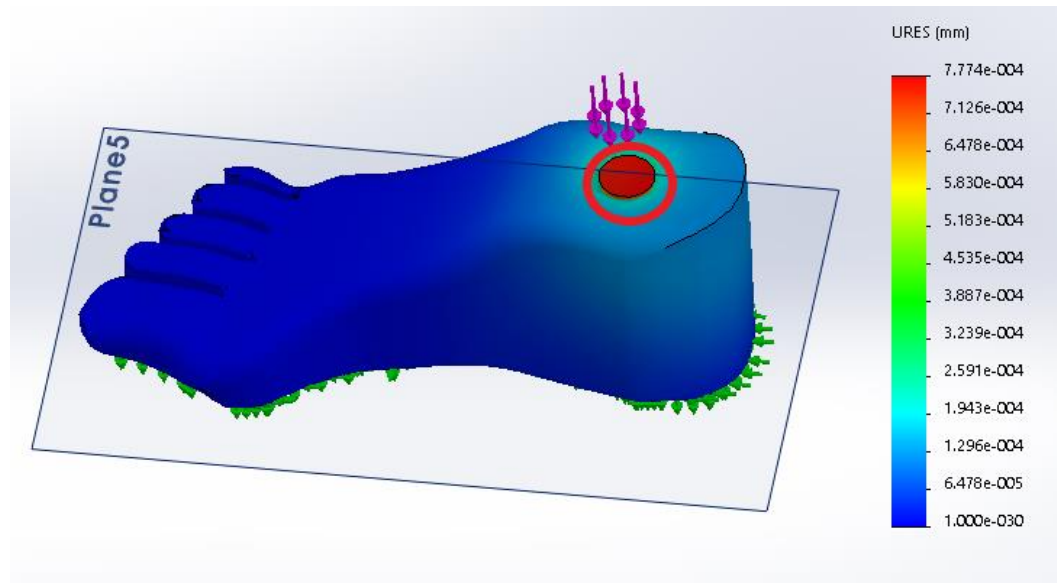
Gambar 4-22 Stress Analysis Von Misses Stress Midfoot Loading (PF-Thai Foot)

$$\begin{aligned} \text{Max Von Misses Stress} &= 5,779 \times 10^6 \text{ N/m}^2 \\ &= 5.779.000 \text{ N/m}^2 \\ &= 5,779 \text{ MPa} \end{aligned}$$

Hasil pengujian *Stress Analysis Von Misses Stress* desain dengan *core* penyangga *PF-Thai Foot* pada kondisi *midfoot loading* menunjukkan bahwa tegangan tertinggi terdapat pada bagian atas lubang penyambung antara telapak kaki palsu dan *core* penyangga. Nilai dari tegangan maksimum yang terjadi adalah 5,779 Mpa



## 2. Static Analysis Displacement

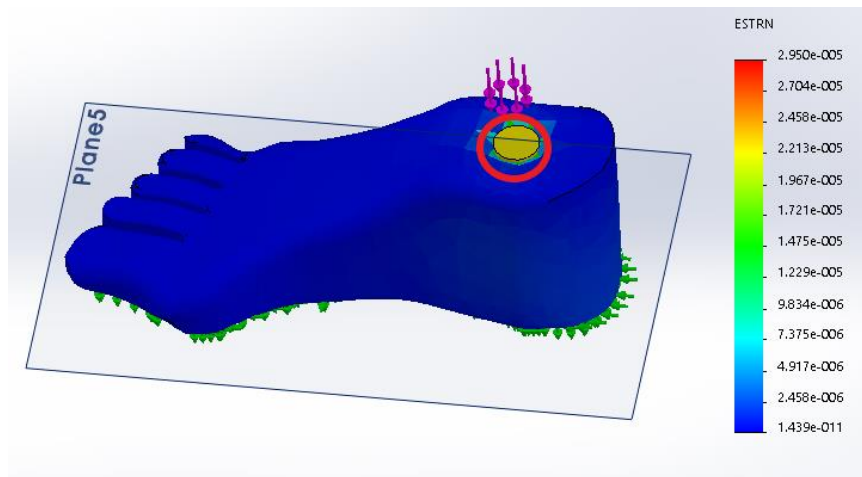


Gambar 4-23 *Static Analysis Displacement Midfoot Loading (PF-Thai Foot)*

$$\begin{aligned} \text{Max Displacement} &= 7,774\text{e-}004 \text{ mm} \\ &= 0,0007774 \text{ mm} \end{aligned}$$

Hasil pengujian *Static Analysis Displacement* desain dengan *core* penyangga *PF-Thai Foot* pada kondisi *midfoot loading* menunjukkan bahwa pergeseran tertinggi terdapat pada bagian atas *core* penyangga. Nilai dari pergeseran maksimum yang terjadi adalah 0,007774 mm.

### 3. *Static Analysis Strain*



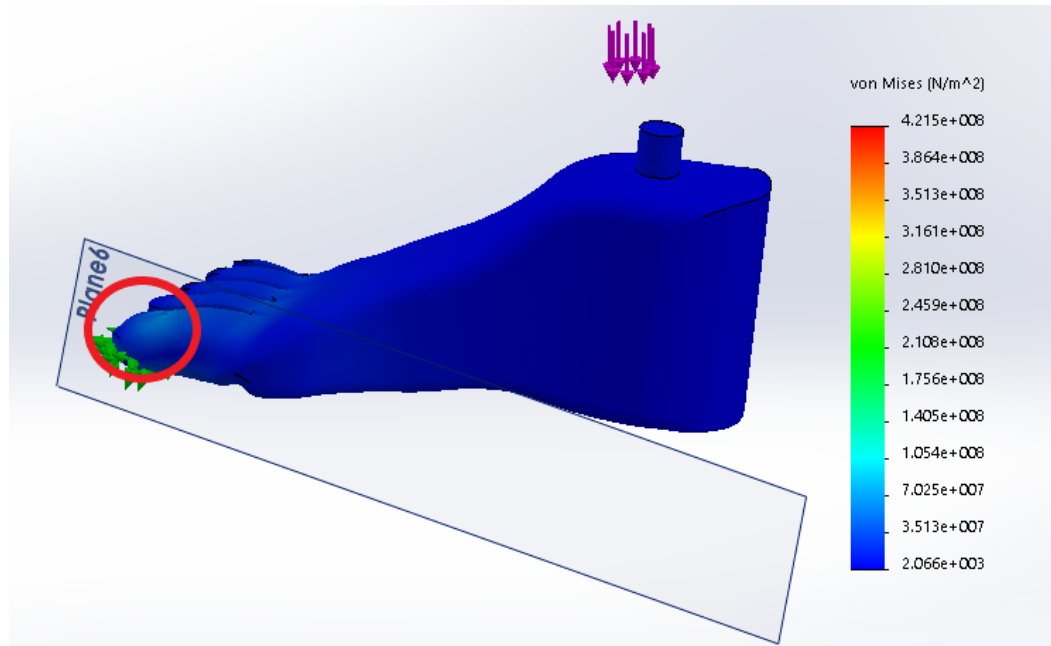
Gambar 4-24 *Static Analysis Strain Midfoot Loading (PF-Thai Foot)*

$$\begin{aligned} \text{Max Strain} &= 2,950\text{e-}005 \\ &= 0,00002950 \text{ mm} \end{aligned}$$

Hasil pengujian *Static Analysis Strain* desain dengan *core* penyangga *PF-Thai Foot* pada kondisi *midfoot loading* menunjukkan bahwa regangan tertinggi terdapat pada bagian *core* penyangga di antara lubang penyambung telapak kaki palsu dan *core* penyangga. Nilai dari regangan maksimum yang terjadi adalah 0,00002950 mm.

## C. Forefoot Loading

### 1. Stress Analysis Von Misses Stress

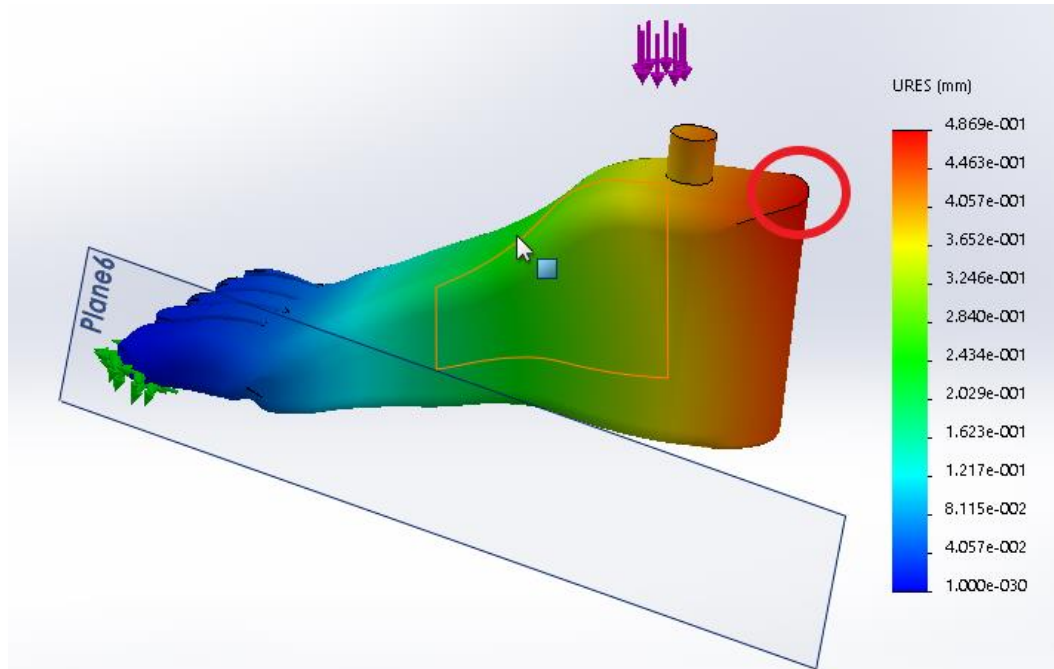


Gambar 4-25 Stress Analysis Von Misses Stress Forefoot Loading (PF-Thai Foot)

$$\begin{aligned} \text{Max Von Misses Stress} &= 4,215 \times 10^8 \text{ N/m}^2 \\ &= 421.500.000 \text{ N/m}^2 \\ &= 421,5 \text{ MPa} \end{aligned}$$

Hasil pengujian *Stress Analysis Von Misses Stress* desain dengan *core* penyangga PF-Thai Foot pada kondisi *forefoot loading* menunjukkan bahwa tegangan tertinggi terdapat pada bagian pertengahan jari-jari telapak kaki palsu. Nilai dari tegangan maksimum yang terjadi adalah 421,5 MPa

### 2. Static Analysis Displacement

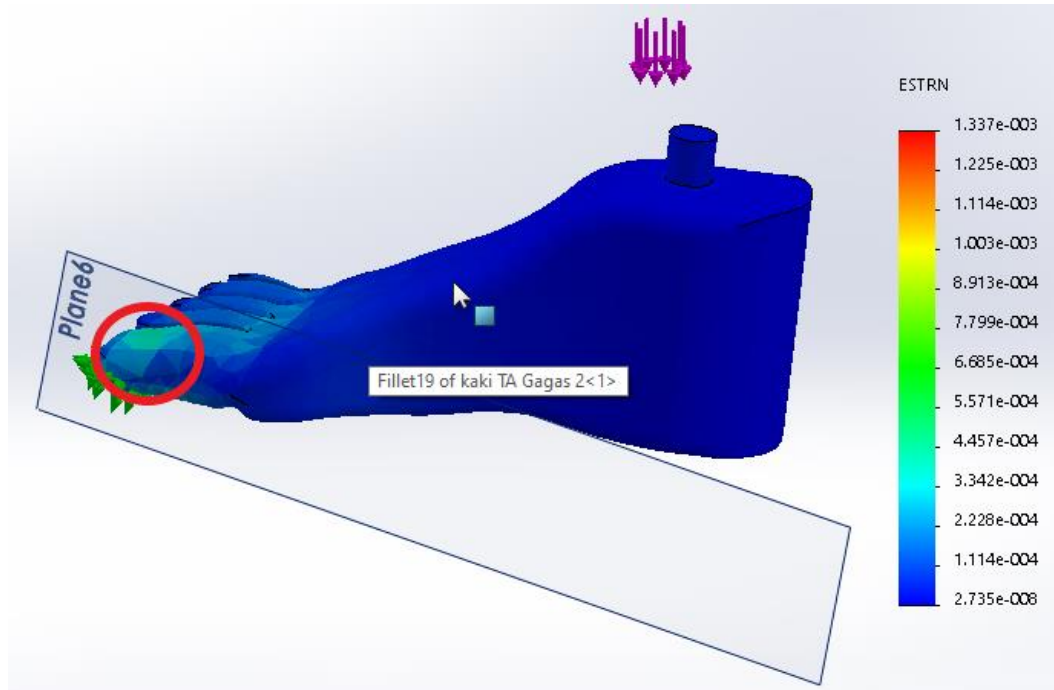


Gambar 4-26 *Static Analysis Displacement Forefoot Loading (PF-Thai Foot)*

$$\begin{aligned} \text{Max Displacement} &= 4,869\text{e-}001 \text{ mm} \\ &= 0,4869 \text{ mm} \end{aligned}$$

Hasil pengujian *Static Analysis Displacement* desain dengan *core* penyangga *PF-Thai Foot* pada kondisi *forefoot loading* menunjukkan bahwa pergeseran tertinggi terdapat pada bagian atas belakang kaki palsu. Nilai dari pergeseran maksimum yang terjadi adalah 0,4869 mm.

### 3. *Static Analysis Strain*



Gambar 4-27 *Static Analysis Strain Forefoot Loading (PF-Thai Foot)*

$$\begin{aligned} \text{Max Strain} &= 1,337\text{e-}003 \\ &= 0.001337 \text{ mm} \end{aligned}$$

Hasil pengujian *Static Analysis Strain* desain dengan *core* penyangga *PF-Thai Foot* pada kondisi *forefoot loading* menunjukkan bahwa regangan tertinggi terdapat pada bagian tengah jari-jari telapak kaki palsu. Nilai dari regangan maksimum yang terjadi adalah 0.001337 mm.

## 4.3 Perhitungan Faktor Keamanan

### 4.3.1 Core Penyangga CR-Foot

#### 1. Perhitungan faktor keamanan *Heal Loading*

##### *AISI 304*

$$(\eta) = \frac{\sigma_e}{S_y}$$

$\sigma_e$

Dimana :

$S_y = \text{Yield Strength}$

*AISI 304* Yield strength diketahui sebesar 206,8 MPa

$\sigma_e = \text{Tegangan Von Mises maksimum.}$

Pada analisa tegangan *Von Mises stress* diketahui sebesar 83,8 MPa

$$\text{Maka : } (\eta) = \frac{\sigma_e}{S_y} = \frac{83,8 \text{ MPa}}{206,8 \text{ MPa}} = 2,46$$

$\sigma_e = 83,8 \text{ MPa}$

##### *Silicon*

$$(\eta) = \frac{\sigma_e}{S_y}$$

$\sigma_e$

Dimana :

$S_y = \text{Yield Strength}$

*Silicon* Yield strength diketahui sebesar 120 MPa

$\sigma_e = \text{Tegangan Von Mises maksimum.}$

Pada analisa tegangan *Von Mises stress* diketahui sebesar 83,8 MPa

$$\text{Maka : } (\eta) = \frac{S_y}{\sigma_e} = \frac{120 \text{ MPa}}{83,8 \text{ MPa}} = 1,43$$

$$\sigma_e = 83,8 \text{ MPa}$$

## 2. Perhitungan faktor keamanan *Midfoot Loading*

### *AISI 304*

$$\eta) = \frac{S_y}{\sigma_e}$$

$$\sigma_e$$

Dimana :

$S_y = \text{Yield Strength}$

- *AISI 304 Yield strength* diketahui sebesar 206,8 MPa

$\sigma_e = \text{Tegangan } \textit{Von Mises}$  maksimum.

Pada analisa tegangan *Von Mises stress* diketahui sebesar 5,8 MPa

$$\text{Maka : } (\eta) = \frac{S_y}{\sigma_e} = \frac{206,8 \text{ MPa}}{5,8 \text{ MPa}} = 35,45$$

$$\sigma_e = 5,8 \text{ MPa}$$

### *Silicon*

$$(\eta) = \frac{S_y}{\sigma_e}$$

$$\sigma_e$$

Dimana :

$S_y = \text{Yield Strength}$

*Silicon Yield strength* diketahui sebesar 120 MPa

$\sigma_e$  = Tegangan *Von Mises* maksimum.

Pada analisa tegangan *Von Mises stress* diketahui sebesar 5,8 MPa

Maka :  $(\eta) = \frac{\sigma_e}{S_y} = \frac{5,8 \text{ MPa}}{120 \text{ MPa}} = 0,0483$

$\sigma_e$  = 5,8 MPa

### 3. Perhitungan faktor keamanan *Forefoot Loading*

***AISI 304***

$(\eta) = \frac{\sigma_e}{S_y}$

$\sigma_e$

Dimana :

$S_y$  = *Yield Strength*

*AISI 304 Yield strength* diketahui sebesar 206,8 MPa

$\sigma_e$  = Tegangan *Von Mises* maksimum.

Pada analisa tegangan *Von Mises stress* diketahui sebesar 347,6 MPa

Maka :  $(\eta) = \frac{\sigma_e}{S_y} = \frac{347,6 \text{ MPa}}{206,8 \text{ MPa}} = 1,681$

$\sigma_e$  = 347,6 MPa

***Silicon***

$(\eta) = \frac{\sigma_e}{S_y}$

$\sigma_e$



Dimana :

$S_y = \text{Yield Strength}$

*Silicon Yield strength* diketahui sebesar 120 MPa

$\sigma_e = \text{Tegangan Von Mises maksimum.}$

Pada analisa tegangan *Von Mises stress* diketahui sebesar 347,6 MPa

Maka :  $(\eta) = \frac{S_y}{\sigma_e} = \frac{120 \text{ MPa}}{347,6 \text{ MPa}} = 0,34$

$\sigma_e = 347,6 \text{ MPa}$

### 4.3.2 Core Penyangga PF-Thai Foot

#### 1. Perhitungan faktor keamanan *Heal Loading*

**AISI 304**

$(\eta) = \frac{S_y}{\sigma_e}$

$\sigma_e$

Dimana :

$S_y = \text{Yield Strength}$

*AISI 304 Yield strength* diketahui sebesar 206,8 MPa

$\sigma_e = \text{Tegangan Von Mises maksimum.}$

Pada analisa tegangan *Von Mises stress* diketahui sebesar 83,5 MPa

Maka :  $(\eta) = \frac{S_y}{\sigma_e} = \frac{206,8 \text{ MPa}}{83,5 \text{ MPa}} = 2,47$

$\sigma_e = 83,5 \text{ MPa}$

### ***Silicon***

$$(\eta) = \frac{\sigma_e}{S_y}$$

$\sigma_e$

Dimana :

$S_y = \text{Yield Strength}$

*Silicon Yield strength* diketahui sebesar 120 MPa

$\sigma_e = \text{Tegangan Von Mises maksimum.}$

Pada analisa tegangan *Von Mises stress* diketahui sebesar 83,5 MPa

$$\text{Maka : } (\eta) = \frac{\sigma_e}{S_y} = \frac{83,5 \text{ MPa}}{120 \text{ MPa}} = 0,696$$

$\sigma_e = 83,5 \text{ MPa}$

### **2. Perhitungan faktor keamanan *Midfoot Loading***

#### ***AISI 304***

$$(\eta) = \frac{\sigma_e}{S_y}$$

$\sigma_e$

Dimana :

$S_y = \text{Yield Strength}$

*AISI 304 Yield strength* diketahui sebesar 206,8 MPa

$\sigma_e = \text{Tegangan Von Mises maksimum.}$

Pada analisa tegangan *Von Mises stress* diketahui sebesar 5,77 MPa

$$\text{Maka : } (\eta) = \frac{\sigma_e}{S_y} = \frac{5,77 \text{ MPa}}{206,8 \text{ MPa}} = 0,0279$$

$\sigma_e = 5,77 \text{ MPa}$

### ***Silicon***

$$(\eta) = \frac{\sigma_e}{S_y}$$

$\sigma_e$

Dimana :

$S_y = \text{Yield Strength}$

*Silicon Yield strength* diketahui sebesar 120 MPa

$\sigma_e =$  Tegangan *Von Mises* maksimum.

Pada analisa tegangan *Von Mises stress* diketahui sebesar 5,77 MPa

$$\text{Maka : } (\eta) = \frac{\sigma_e}{S_y} = \frac{5,77 \text{ MPa}}{120 \text{ MPa}} = 0,048$$

$\sigma_e = 5,77 \text{ MPa}$

### **3. Perhitungan faktor keamanan *Forefoot Loading***

#### ***AISI 304***

$$(\eta) = \frac{\sigma_e}{S_y}$$

$\sigma_e$

Dimana :

$S_y = \text{Yield Strength}$

*AISI 304 Yield strength* diketahui sebesar 206,8 MPa

$\sigma_e =$  Tegangan *Von Mises* maksimum.

Pada analisa tegangan *Von Mises stress* diketahui sebesar 421,5 MPa

$$\text{Maka : } (\eta) = \frac{\sigma_e}{S_y} = \frac{421,5 \text{ MPa}}{206,8 \text{ MPa}} = 2,04$$

$\sigma_e = 421,5 \text{ MPa}$

### **Silicon**

$$(\eta) = \frac{\sigma_e}{S_y}$$

$\sigma_e$

Dimana :

$S_y = \text{Yield Strength}$

*Silicon Yield strength* diketahui sebesar 120 MPa

$\sigma_e =$  Tegangan *Von Mises* maksimum.

Pada analisa tegangan *Von Mises stress* diketahui sebesar 421,5 MPa

$$\text{Maka : } (\eta) = \frac{\sigma_e}{S_y} = \frac{421,5 \text{ MPa}}{120 \text{ MPa}} = 3,51$$

$\sigma_e = 421,5 \text{ MPa}$

## **4.4 Analisis dan Pembahasan**

Berikut ini adalah tabel hasil analisis dari simulasi pengujian desain tealapak kaki palsu menggunakan *core* penyangga *CR-Foot* dan *PF-Thai Foot* dengan material yang digunakan.

Core	Material	Safety Factor ( SF )		
		heel loading	midfoot loading	forefoot loading
CR-Foot	AISI 304	2,46	35,45	0,59
	Silicon	1,43	20,57	0,34
PF-Thai Foot	AISI 304	2,47	35,78	0,49
	Silicon	1,43	20,76	0,28

Tabel 4-1 Hasil Simulasi Pengujian *Safety Factor* ( SF )

Dari data Tabel 4-1 hasil pengujian tersebut pada *core* penyangga *CR-Foot* dalam kondisi pengujian *heel loading* pada material *AISI 304* didapatkan SF 2,46 dan material *Silicon* didapatkan SF 1,43 ; pengujian *midfoot loading* pada

material *AISI 304* didapatkan SF 35,45 dan material *silicon* SF 20,57 ; pada pengujian *forefoot loading* pada material *AISI 304* didapatkan SF 0,59 dan material *silicon* didapatkan SF 0,34. Sedangkan pada *core* penyangga *PF-Thai Foot* dalam kondisi pengujian *heel loading* pada material *AISI 304* didapatkan SF 2,47 dan material *Silicon* didapatkan SF 1,43 ; pengujian *midfoot loading* pada material *AISI 304* didapatkan SF 35,78 dan material *silicon* SF 20,76; pada pengujian *forefoot loading* pada material *AISI 304* didapatkan SF 0,49 dan material *silicon* didapatkan SF 0,28.

<i>Core</i>	Material	<i>Safety Factor ( SF )</i>	Keterangan
<i>CR-Foot</i>	<i>AISI 30</i>	12,8	Aman
	<i>Silicon</i>	7,4	Aman
<i>PF-Thai Foot</i>	<i>AISI 304</i>	12,9	Aman
	<i>Silicon</i>	7,5	Aman

Tabel 4-2 Hasil Rata-rata *Safety Factor ( SF )*

Dari tabel 4-2 didapatkan hasil rata-rata *safety factor (SF)* masing-masing *core* penyangga. *Core* penyangga *CR-Foot* memiliki *safety factor (SF)* pada material *AISI 304* dengan nilai 12,8 dan material *Silicon* dengan nilai 7,4. Sedangkan *core* penyangga *PF-Thai Foot* memiliki *safety factor (SF)* pada material *AISI 304* dengan nilai 12,9 dan material *Silicon* dengan nilai 7,5.

Dengan demikian hasil *safety factor (SF)* dari dua *core* penyangga telapak kaki palsu yaitu *CR-Foot* dan *PF-Thai Foot* dinyatakan aman dalam pembebanan 89,5 kg pada kondisi pengujian *heel loading*, *midfoot loading* dan *forefoot loading* karena memenuhi persyaratan *Safety Factor* yaitu nilai *Safety Factor* harus lebih dari 1.

## **BAB 5**

### **PENUTUP**

#### **5.1 Kesimpulan**

Berdasarkan penelitian yang telah dilaksanakan maka dapat ditarik kesimpulan sebagai berikut :

1. Dalam melakukan proses perancangan desain telapak kaki palsu menggunakan software Solidwork 2017. Desain telapak kaki palsu dirancang dengan masing-masing *core* penyangga yaitu *CR-Foot* dan *PF-Thai Foot*. *Core* penyangga tersebut berfungsi sebagai penghubung antara telapak kaki palsu dan kaki palsu dengan menggunakan material *Silicon* pada kulit telapak kaki palsu dan material *AISI 304* pada *core* penyangganya.
2. Dalam proses simulasi desain telapak kaki palsu dilakukan dengan tiga kondisi yang berbeda yaitu *heel loading*, *midfoot loading* dan *forefoot loading* dimana dari ketiga kondisi pengujian tersebut mampu menahan beban yang diberikan yaitu senilai 89,5 kg.

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

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

1. Telapak kaki palsu perlu dibuat sesuai dengan material yang digunakan pada simulasi agar diketahui kemampuannya secara nyata.
2. Diharapkan dilakukan pengujian terhadap pengguna telapak kaki palsu agar dapat diketahui kelebihan dan kekurangan dari telapak kaki palsu yang telah dibuat.

## Daftar Pustaka

- Ari Setiadi. 2018. *Desain, Simulasi dan Pembuatan Model Protesis Bawah Lutut Berdasarkan Antropometri Orang Indonesia*. Diakses dari [dpsace.uui.ac.id](http://dpsace.uui.ac.id)
- Aziz, Safrudin. 2015. *Pendidikan Seks Anak Berkebutuhan Khusus*. Yogyakarta : Gava Media
- Barmparas G. 2010. *Prevention of postoperative peritoneal adhesions: a review of the literature*. Am J Surg. 2011;201:111-21.
- Chuan, T. K., Hartono, M., & Kumar, N. (2010). *Anthropometry of the Singaporean and Indonesian populations*. International Journal of Industrial Ergonomics, 757-766.
- Diono, Mujaddid, Prasetyo & Budijanto. 2014. *Situasi Penyandang Disabilitas*. Buletin Jendela dan Data Kesehatan. Jakarta
- Indriati E. 2009. *Antropometri untuk kedokteran, keperawatan, gizi dan olahraga*. Yogyakarta: PT. Citra Aji Parama.
- Livingstone S, Gorzig A. 2011. *When adolescents receive sexual messages on the internet: Explaining experiences of risk and harm*. Comput Hum
- Muhammad Ikhsan. 2019. *Analisis Geometri Hasil Scan Kaki Menggunakan Metode 3D Scanning*. Universitas Diponegoro. Semarang
- Nurmianto, Eko. 2008. *“Ergonomi : Konsep Dasar dan Aplikasinya, Edisi Kedua”*. Guna Widya, Surabaya, Indonesia.
- Prakoso, A. (2016). *Perancangan dan Pembuatan Prototype shank Protheses Kaki Bagian Bawah Lutut*. Program Studi Aeronautika STT Adisutjipto.
- Sanders, M.S. and McCormick, E.J., 1993, *Human Factors In Engineering and Desain*, 7<sup>th</sup> edition, McGraw-Hill Book Company, New York.
- Somantri, Sujihati. 2006. *Psikologi Anak Luar Biasa*. Bandung : PT. Refika Aditama.
- Supariasa. 2001. *Penilaian Status Gizi*. Buku Kedokteran EGC.Jakarta.

Undang-Undang Nomor 19 Tahun 2011. Tentang Pengesahan Hak-Hak Penyandang Disabilitas, 2011

Undang-Undang Nomor 8 Tahun 2016. Tentang Penyandang Disabilita. 2016

Wibawa, L. A. N. (2019). *Desain dan Analisis Kekuatan Rangka Tempat Sampah di Balai LAPAN Garut Menggunakan Metode Elemen Hingga*. Turbulen: Jurnal Teknik Mesin, 1(2), 64–68.

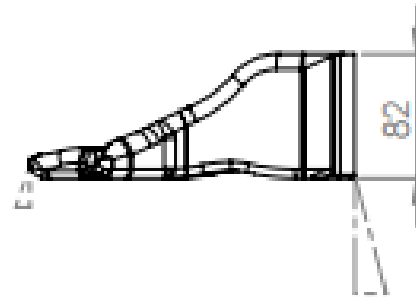
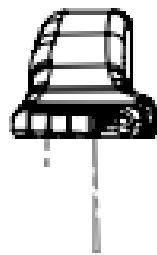
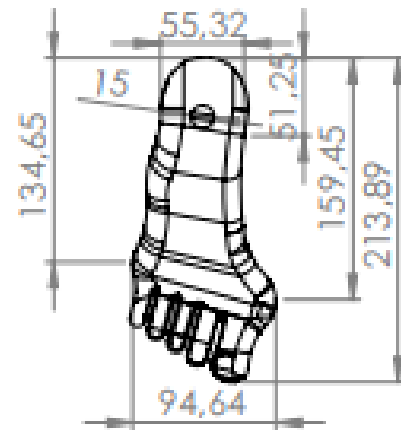
Younis, W. (2010). *Up and running with Autodesk Inventor Simulation 2011: a step-by-step guide to engineering designsolutions*. Elsevier

<http://www.schuh-einlagen.ch/fusslexikon.htm>. 2009





# LAMPIRAN



Skala : 1:1  
 Satuan : mm  
 tanggal : 10-01-2021

Digambar : La Ode Gagas A. P.  
 NIM : 13525051

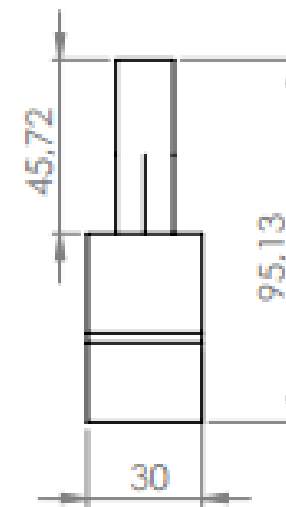
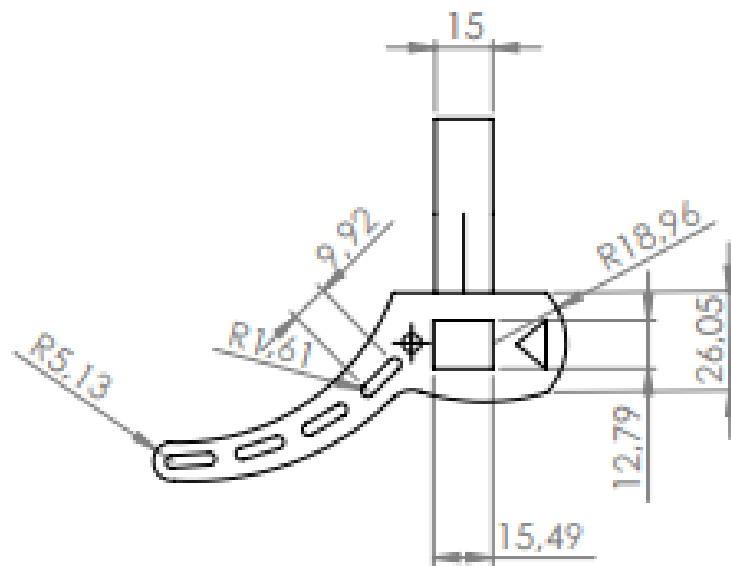
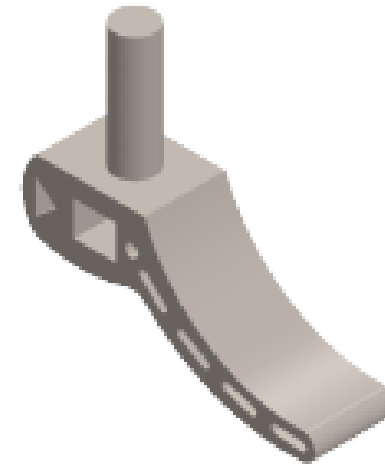
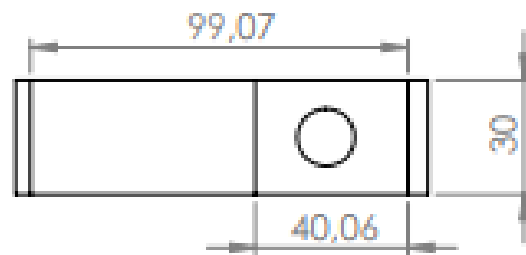
Keterangan :

Teknik Mesin FTI-UJl

Telapak Kaki Palsu

No : 1

A4



Skala : 1:1  
 Satuan : mm  
 tanggal : 10-01-2021

Digambar : La Ode Gagas A. P.  
 NIM : 13525051

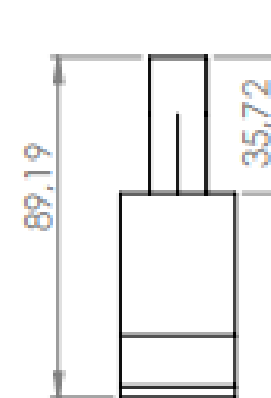
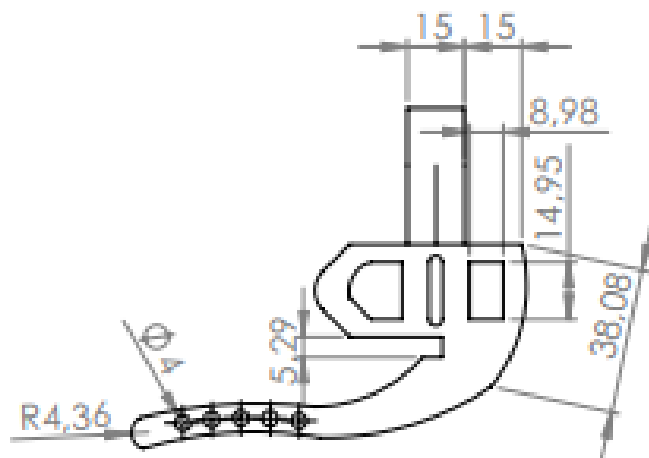
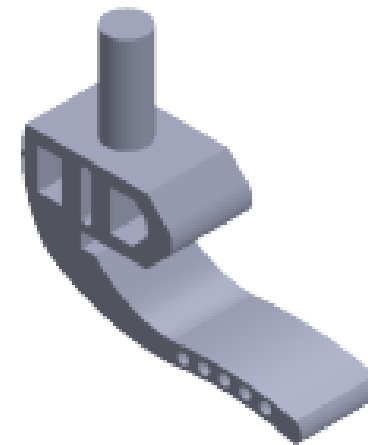
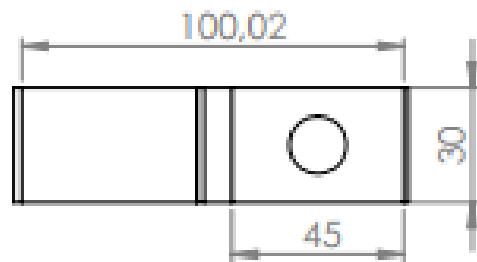
Keterangan :

Teknik Mesin FTI-UJI

Core CR-Foot

No : 2

A4



Skala : 1:1  
 Satuan : mm  
 tanggal : 10-01-2021

Digambar : La Ode Gagas A. P.  
 NIM : 13525051

Keterangan :

Teknik Mesin FTI-UJ

Core PF-Thai Foot

No : 3

A4