

**TUGAS AKHIR - TM184835**

**ANALISIS PENGARUH ORIENTASI SUDUT SERAT DAN KETEBALAN KOMPOSIT TERHADAP KEKUATAN ANKLE-FOOT PROSTHETIC KOMPOSIT SISAL/EPOXY DAN PALEM/EPOXY DENGAN METODE ELEMEN HINGGA**

**FAZHLI CHAMIDI**

**NRP. 0211184000023**

Dosen Pembimbing

**ALIEF WIKARTA ST., M.Sc.Eng, Ph.D**

**NIP 198202102006041002**

**PROGRAM STUDI S-1 TEKNIK MESIN**

**DEPARTEMEN TEKNIK MESIN**

**FAKULTAS TEKNOLOGI INDUSTRI DAN REKAYASA SISTEM**

**INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER**

**SURABAYA**





**TUGAS AKHIR - TM184835**

**ANALISIS PENGARUH ORIENTASI SUDUT SERAT DAN KETEBALAN KOMPOSIT TERHADAP KEKUATAN ANKLE-FOOT PROSTHETIC KOMPOSIT SISAL/EPOXY DAN PALEM/EPOXY DENGAN METODE ELEMEN HINGGA**

**FAZHLI CHAMIDI**

**NRP. 0211184000023**

Dosen Pembimbing

**ALIEF WIKARTA ST., M.Sc.Eng, Ph.D.**

**NIP 198202102006041002**

**PROGRAM STUDI S-1 TEKNIK MESIN**

**DEPARTEMEN TEKNIK MESIN**

**FAKULTAS TEKNOLOGI INDUSTRI DAN REKAYASA SISTEM**

**INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER**

**SURABAYA**

**2022**





**FINAL PROJECT - TM184835**

**ANALYSIS OF THE EFFECT OF ANGLE ORIENTATION  
FIBER AND THICKNESS OF COMPOSITE ON THE  
STRENGTH OF ANKLE-FOOT PROSTHETIC SISAL/EPOXY  
AND PALM/EPOXY COMPOSITES USING THE FINITE  
ELEMENT METHOD**

**FAZHLI CHAMIDI**

**NRP. 0211184000023**

**Advisor**

**ALIEF WIKARTA S.T., M.Sc.Eng., Ph.D.**

**NIP 198202102006041002**

**UNDERGRADUATE STUDY PROGRAM OF MECHANICAL ENGINEERING**

**DEPARTEMENT OF MECHANICAL ENGINEERING**

**FACULTY OF INDUSTRIAL TECHNOLOGY AND SYSTEMS ENGINEERING**

**SEPULUH NOPEMBER INSTITUTE OF TECHNOLOGY**

**SURABAYA**

**2022**



## LEMBAR PENGESAHAN

### ANALISIS PENGARUH ORIENTASI SUDUT SERAT DAN KETEBALAN KOMPOSIT TERHADAP KEKUATAN ANKLE FOOT PROSTHETIC KOMPOSIT SISAL/EPOXY DAN PALEM/EPOXY DENGAN METODE ELEMEN HINGGA

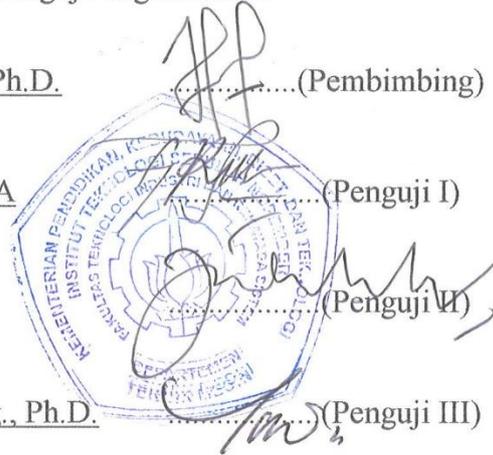
#### TUGAS AKHIR

Diajukan untuk memenuhi salah satu syarat  
memperoleh gelar Sarjana Teknik pada  
Program Studi S-1 Teknik Mesin  
Departemen Teknik Mesin  
Fakultas Teknologi Industri dan Rekayasa Sistem  
Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Oleh: **FAZHLI CHAMIDI**  
NRP. 0211184000023

Disetujui oleh Tim Penguji Tugas Akhir:

1. Alief Wikarta, S. T., Msc.Eng, Ph.D. .....(Pembimbing)  
NIP. 198202102006041002
2. Dr. Ir. Agus Sigit Pramono, DEA .....(Penguji I)  
NIP. 196508101991021001
3. Ir. Julendra B. Ariatedja, M. T. .....(Penguji II)  
NIP. 19680706199931004
4. Achmad Syaifudin, S.T., M.Eng., Ph.D. .....(Penguji III)  
NIP. 197909262005011001



**SURABAYA**

**Juli, 2022**



## APPROVAL SHEET

### ANALYSIS OF THE EFFECT OF ANGLE ORIENTATION FIBER AND THICKNESS OF COMPOSITE ON THE STRENGTH OF ANKLE FOOT PROSTHETIC COMPOSITES OF SISAL/EPOXY AND PALM/EPOXY USING THE FINITE ELEMENT METHOD

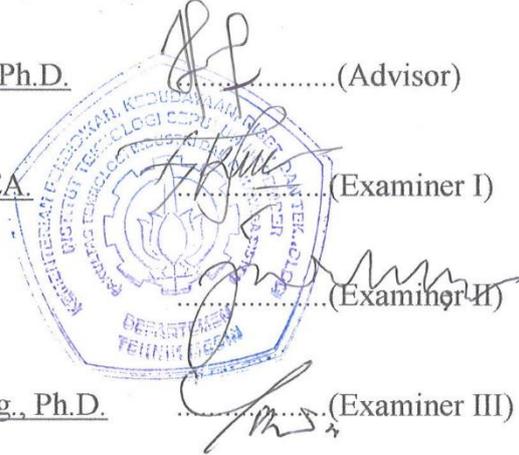
#### FINAL PROJECT

Submitted to fulfill one of the requirements  
for obtaining a degree Bachelor of Engineering at  
Undergraduate Study Program of Mechanical Engineering  
Department of Mechanical Engineering  
Faculty of Industrial Technology and Systems Engineering  
Sepuluh Nopember Institute of Technology

By: **FAZHLI CHAMIDI**  
NRP. 0211184000023

Approved by Final Project Examiner Team:

1. Alief Wikarta, S. T., Msc.Eng, Ph.D. .....(Advisor)  
NIP. 198202102006041002
2. Dr. Ir. Agus Sigit Pramono, DEA. .....(Examiner I)  
NIP. 196508101991021001
3. Ir. Julendra B. Ariatedja, M. T. .....(Examiner II)  
NIP. 19680706199931004
4. Achmad Syaifudin, S.T., M.Eng., Ph.D. .....(Examiner III)  
NIP. 197909262005011001



SURABAYA

July, 2022







## STATEMENT OF ORIGINALITY

The undersigned below:

Name of student / NRP : Fazhli Chamidi / 0211184000023  
Departement : Mechanical Engineering FT-IRS ITS  
Advisor / NIP : Alief Wikarta S.T., M.Sc., Eng., PhD. / 198202102006041002

hereby declare that the Final Project with the title of “Analysis of the effect of angle orientation fiber and thickness of composite on the strength of ankle-foot prosthetic composites of sisal/epoxy and palm/epoxy using the finite element method” is the result of my own work, is original, and is written by following the rules of scientific writing. If in the future there is a discrepancy with this statement, then I am willing to accept sanctions in accordance with the provisions that apply at Institut Teknologi Sepuluh Nopember.

Surabaya, 29<sup>th</sup> July 2022

Acknowledged  
Advisor,

Student,



**Alief Wikarta S.T., M.Sc., Eng., PhD.**  
NIP. 198202102006041002

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'Fazhli Chamidi', is written over the student's name.

**Fazhli Chamidi**  
NRP. 0211184000023



# ANALISIS PENGARUH ORIENTASI SUDUT SERAT DAN KETEBALAN KOMPOSIT TERHADAP KEKUATAN ANKLE-FOOT PROSTHETIC KOMPOSIT SISAL/EPOXY DAN PALM/EPOXY DENGAN METODE ELEMEN HINGGA

Nama Mahasiswa : Fazhli Chamidi  
NRP : 021114000023  
Jurusan : Teknik Mesin, FTIRS-ITS  
Dosen Pembimbing : Alief Wikarta, S. T., Msc.Eng, Ph.D

## ABSTRAK

*Ankle-foot prosthetic* sebuah teknologi pengganti organ tubuh pada bagian kaki yang hilang akibat kecacatan dari lahir atau diamputasi karena kecelakaan agar dapat membantu manusia dalam berjalan seperti layaknya orang normal. *Ankle-foot prosthetic* ini digunakan sebagai alat bantu bagi disabilitas agar dapat melakukan aktivitas sehari-hari seperti berjalan, berlari, bekerja, dan lain sebagainya. Pada *ankle-foot prosthetic* jenis ini menggunakan material komposit dengan *natural fiber* yaitu serat sisal, dan palem serta matrix berupa resin epoxy. Struktur kekuatan komposit dipengaruhi oleh berbagai macam faktor, yaitu dipengaruhi oleh arah orientasi serat komposit dan ketebalan dari komposit tersebut. Sehingga karena hal ini dilakukan penelitian untuk menentukan arah serat yang paling optimal dan ketebalan yang dapat digunakan dan diaplikasikan pada *ankle-foot prosthetic*. Pada penelitian ini juga memiliki tujuan untuk membandingkan kekuatan dari penggunaan material komposit sisal/epoxy dengan material komposit palem/epoxy pada desain *ankle-foot prosthetic*.

Dalam analisa penelitian dan simulasi metode elemen hingga dilakukan pada desain *ankle-foot prosthetic*. Dengan menggunakan *software ANSYS*, variasi penelitian yang dilakukan menggunakan dua variasi yaitu arah orientasi serat, dan variasi ketebalan terhadap dua jenis material yaitu sisal/epoxy dan palem/epoxy. Untuk variasi arah orientasi serat dilakukan dengan lima variasi arah sudut serat yaitu  $[0^\circ]_{10}$ ;  $[0^\circ/90^\circ]_5$ ;  $[45^\circ/-45^\circ]_5$ ;  $[0^\circ/90^\circ/45^\circ/-45^\circ/0^\circ]_s$ ;  $[0^\circ/45^\circ/90^\circ/-45^\circ/0^\circ]_s$ . Kemudian variasi ketebalan pada penelitian ini yaitu 3 mm, 6 mm, dan 9 mm. Penelitian ini dilakukan dengan melakukan pengujian pada desain *ankle-foot prosthetic* berdasarkan Standar KSP 8403 dengan dua jenis pengujian yaitu *forefoot* dan *heel* dengan pemberian pembebanan sebesar 400 N.

Hasil penelitian ini diperoleh kombinasi sudut orientasi terbaik pada material sisal/epoxy adalah  $[0^\circ]$  dan untuk material palem/epoxy  $[45^\circ/-45^\circ]$ . Kemudian diikuti ketebalan terbaik berada pada ketebalan 9 mm dimana menghasilkan nilai *safety factor* yang aman dan menjadikan desain *ankle-foot prosthetic* menjadi kuat dan aman. Material terbaik sebagai penyusun *ankle-foot prosthetic* dicapai oleh material sisal/epoxy dengan nilai tegangan maksimum Von Mises sebesar 121,94 MPa pada pengujian *forefoot* dan 61,489 MPa pada pengujian *heel*. Kemudian dengan *deformation* sebesar 58,669 mm pada pengujian *forefoot* dan 6,9905 mm pada pengujian *heel*. Selanjutnya *safety factor* yang dihasilkan 0,20396 pada pengujian *forefoot* dan 0,41742 pada pengujian *heel*. Lalu diikuti oleh material palem/epoxy dengan nilai berturut-turut yaitu pada tegangan maksimum von mises diperoleh nilai sebesar 125,94 MPa pada pengujian *forefoot* dan 66,169 MPa pada pengujian *heel*. Kemudian nilai *deformation* yang dicapai sebesar 49,395 mm pada pengujian *forefoot* dan 6,2451 mm pada pengujian *heel*. Kemudian nilai *safety factor* yang dihasilkan yaitu sebesar 0,18318 pada pengujian *forefoot* dan 0,38153 pada pengujian *heel*.

Kata Kunci: *Ankle-foot prosthetic*, *natural fiber*, sisal, palem, arah orientasi serat, KSP 8403.



**ANALYSIS OF THE EFFECT OF ANGLE ORIENTATION FIBER AND THICKNESS OF COMPOSITE ON THE STRENGTH OF ANKLE-FOOT PROSTHETIC COMPOSITES OF SISAL/EPOXY AND PALM/EPOXY USING THE FINITE ELEMENT METHOD**

**Student Name** : *Fazhli Chamidi*  
**NRP** : **0211184000023**  
**Department** : *Mechanical Engineering, FTIRS-ITS*  
**Academic Supervisor** : *Alief Wikarta, S. T., Msc.Eng, Ph.D*

**ABSTRACT**

*Ankle-foot prosthetic is a technology to replace body organ in the ankle that were lost due to birth defects or amputations due to accidents in order to help humans walk like a normal people. Ankle-foot prosthetic is used to as a device for disability people in order to conduct daily activities like walking, working, etc. this type of ankle-foot prosthetic uses a composite material with natural fiber namely sisal and palm fiber with the matrix is epoxy resin. The strength of composite structure is affected by various factor, namely affected by the orientation of the fiber direction and thickness of the composite, so because of this thing the research was conducted to determine the most optimal fiber direction and thickness of the composite that can be used and applied to the ankle-foot prosthetic. This research also aims to compare the strength of using a sisal/epoxy composite material with a palm/epoxy composite material in ankle-foot prosthetic design.*

*In the research analysis and simulation the finite element method is carried out on the ankle-foot prosthetic design. By using ANSYS software, the variation of the research carried out using two variations, namely the direction of fiber orientation, and variations in thickness against two types of materials, namely sisal/epoxy and palm/epoxy. For variations in the direction of fiber orientation, there are five variations in the direction of the fiber angle, namely  $[0^\circ]_{10}$ ;  $[0^\circ/90^\circ]_5$ ;  $[45^\circ/-45^\circ]_5$ ;  $[0^\circ/90^\circ/45^\circ/-45^\circ/0^\circ]_5$ ;  $[0^\circ/45^\circ/90^\circ/-45^\circ/0^\circ]_5$ . Then the thickness variations in this study are 3 mm, 6 mm, and 9 mm. This research was conducted by testing the prosthetic ankle-foot design based on the KSP 8403 standard with two types of testing, namely the forefoot and heel with a loading of 400 N.*

*The results of this study obtained that the best orientation angle combination for sisal/epoxy material is  $[0^\circ]$  and for palm/epoxy material is  $[45^\circ/-45^\circ]$ . Then followed by the best thickness which is at a thickness of 9 mm which produces a safe safety factor value and makes the ankle-foot prosthetic design strong and safe. The best material as an ankle-foot prosthetic was achieved by sisal/epoxy material with a maximum Von Mises stress value of 121.94 MPa on the forefoot test and 61,489 MPa on the heel test. Then with a deformation of 58.669 mm in the forefoot test and 6.9905 mm in the heel test. Furthermore, the resulting safety factor is 0.20396 on the forefoot test and 0.41742 on the heel test. Then followed by palm/epoxy material with successive values, namely at the maximum stress of von misses, the value of 125.94 MPa was obtained in the forefoot test and 66.169 MPa in the heel test. Then the deformation value achieved was 49.395 mm in the forefoot test and 6.2451 mm in the heel test. Then the resulting safety factor value is 0.18318 on the forefoot test and 0.38153 on the heel test*

*Key words: ankle-foot prosthetic, natural fiber, sisal, palm, orientation of fiber direction, KSP 8403*



## KATA PENGANTAR

Puji syukur atas Kehadirat Tuhan Yang Maha Esa, dengan izin dan berkah-Nya penulis dapat menyelesaikan penelitian tugas akhir ini dengan judul “Analisis Pengaruh Arah Orientasi Sudut Serat dan Ketebalan Komposit Terhadap Kekuatan *Ankle-Foot Prosthetic* Komposit Sisal/Epoxy dan Palem/Epoxy dengan Metode Elemen Hingga” dengan lancar dan sebaik-baiknya. Penelitian ini penulis dedikasikan kepada diri penulis sendiri dan juga kepada keluarga penulis yang telah membantu penulis dalam melalui perjalanan Panjang hingga akhirnya penulis dapat menyampaikan rasa syukur dan ucapan terimakasih pada kata pengantar ini. Tidak lupa juga penulis mengucapkan terima kasih sebesar-besarnya kepada.

1. Bapak Mahadi dan Ibu Helviani selaku orang tua penulis serta kepada kakak Malaya Hani, adik Liza Mahvuza, abang Rioussyah Putra Sembiring, dan abang Fiqry Darwansyah, serta keluarga besar Harun Kawi yang selalu memberikan doa-doanya, dan menjadi motivasi tersendiri untuk penulis menyelesaikan tugas akhir ini.
2. Bapak Alief Wikarta S.T., M.Sc., Eng., PhD. Selaku dosen pembimbing penulis yang selalu memberikan pelajaran dan bimbingan kepada penulis dalam menyelesaikan tugas akhir ini.
3. Bapak Dr Agus Sigit Pramono, DEA., Bapak Ir. Julendra. B Ariatedja, M.T., Bapak Achmad Syaifudin, S.T., M.Eng., Ph.D. selaku dosen penguji penulis yang telah memberikan banyak saran serta masukan yang berguna dalam menyempurnakan tugas akhir ini.
4. Bapak Ir. Bambang Pramujati, S.T., M.Sc., Ph.D. selaku dosen wali penulis yang selalu membantu dan membimbing penulis selama masa perkuliahan
5. Seluruh teman bimbingan tugas akhir (Ganesha, Edo, Rizaldy, dan Vicky) yang selalu membantu penulis dalam hal motivasi, bantuan, dan ilmu diberikan selama menyelesaikan tugas akhir ini.
6. Seluruh keluarga besar Gunadya (Rafli, Ican, Mumud, Acid, Jono, Edo, Fadel, Andi, Athallah, Aga, Apin, Ghani, Klipo, dan Ilham) yang telah membantu dan menemani Penulis dengan dipenuhi canda, tawa, pujian, cacian, serta semangat yang tiada henti diberikan untuk penulis selama perkuliahan.
7. Seluruh Warga Lab MBP (Jay, Faqih, Kelpo, Arighi, Aldi) yang telah membantu dan menemani penulis dalam mengerjakan tugas akhir dengan penuh canda tawa, pujian, motivasi yang sangat berarti bagi penulis.
8. Seluruh keluarga besar M61 yang telah menemani Penulis selama menempuh pendidikan di Departemen Teknik Mesin FT-IRS ITS.

Penulis sadar bahwa penulisan laporan Tugas Akhir ini tidak sempurna, namun semoga laporan ini dapat memberikan kontribusi positif dan menambah wawasan yang bermanfaat bagi pembaca, keluarga besar Teknik Mesin khususnya, dan civitas akademika ITS pada umumnya. Selain itu, semoga dapat bermanfaat sebagai referensi pengerjaan laporan Tugas Akhir bagi mahasiswa yang akan mengerjakan.

Surabaya, 28 Juni 2022

Penulis



## DAFTAR ISI

COVER.....	i
LEMBAR PENGESAHAN.....	vii
PERNYATAAN ORISINALITAS .....	xi
ABSTRAK .....	xv
ABSTRACT .....	xvii
KATA PENGANTAR.....	xix
DAFTAR ISI .....	xxi
DAFTAR GAMBAR.....	xxv
DAFTAR TABEL .....	xxix
BAB I PENDAHULUAN .....	1
1.1 Latar Belakang .....	1
1.2 Rumusan Masalah.....	2
1.3 Batasan Masalah .....	2
1.4 Tujuan Penelitian .....	2
1.5 Manfaat Penelitian .....	3
BAB II TINJAUAN PUSTAKA .....	5
2.1 Dasar Teori .....	5
2.1.1 Komposit .....	5
2.1.1.1 Jenis Komposit .....	5
2.1.2 Serat Alam .....	6
2.1.2.1 Serat Sisal.....	8
2.1.2.2 Serat Palembang.....	8
2.1.3 Resin Epoxy.....	9
2.1.4 Orientasi Serat Dalam Komposit.....	9
2.1.5 Fraksi Volume .....	10
2.1.6 Perhitungan <i>Orthotropic Stress Limit</i> .....	11
2.1.6.1 Perhitungan Buku <i>Engineering Mechanics of Composite Materials</i> .....	11
2.1.6.2 Perhitungan Buku <i>Composite Structures: Design, Mechanics, Analysis, Manufacturing, and testing</i> .....	13
2.1.7 <i>Ankle-Foot Prosthetic</i> .....	14
2.1.8 Gaya Berjalan Manusia .....	15
2.1.9 Standar Pengujian KSP 8403 untuk Pengujian <i>Ankle-Foot Prosthetic</i> .....	15
2.1.10 <i>Failure Theory</i> .....	16
2.1.10.1 <i>Von Mises Criterion</i> .....	16
2.1.10.2 <i>Tsai-Wu Failure Criterion</i> .....	16
2.1.11 <i>Safety factor</i> .....	16
2.1.12 <i>Finite Element Method</i> .....	17
2.2 Penelitian Terdahulu .....	17
BAB III METODOLOGI PENELITIAN .....	29
3.1 Diagram Alir Tugas Akhir .....	29
3.2 Identifikasi Masalah.....	32
3.3 Studi Literatur .....	32
3.4 Pengumpulan Data <i>Properties Material</i> . .....	32
3.5 Variasi Penelitian .....	33
3.6 Uji Konvergensi <i>Meshing</i> .....	34
3.7 Simulasi Uji Kekuatan <i>Ankle-Foot Prosthetic</i> dengan <i>Finite Element Method</i> .....	35
3.7.1 Permodelan Geometri .....	35

3.7.2	Menyusun Material Komposit Sisal/Epoxy dan Palem/Epoxy .....	36
3.7.3	Permodelan <i>Surface</i> Geometri.....	38
3.7.4	Input Engineering Data Material properties .....	39
3.7.5	<i>Meshing</i> .....	40
3.7.6	<i>Set-up</i> Komposit.....	41
3.7.7	Pengujian Kekuatan <i>Ankle-Foot Prosthetic</i> dengan <i>Static Structural</i> .....	45
3.8	Validasi Simulasi Penelitian Terdahulu .....	48
3.9	Perhitungan <i>Orthotropic Stress Limit</i> .....	48
3.9.1	Perhitungan Buku Engineering Mechanics of Composite Materials .....	49
3.9.2	Perhitungan Buku <i>Composites Structures: Design, Mechanics, Analysis, Manufacturing, and Testing</i> .....	53
BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN .....		57
4.1	Hasil Simulasi Penelitian dan Pembahasan.....	57
4.2	Hasil Simulasi Pengujian <i>Ankle Foot Prosthetic</i> Menggunakan Material Komposit Sisal/Epoxy pada Pengujian <i>Forefoot</i> dan <i>Heel</i> .....	57
4.2.1	Hasil Simulasi Pengaruh Orientasi Sudut Serat pada Pengujian <i>Forefoot</i> .....	57
4.2.1.1	Hasil Simulasi dan Pembahasan Nilai Tegangan Von Mises.....	57
4.2.1.2	Hasil Simulasi dan Pembahasan Nilai <i>Deformation</i> .....	58
4.2.1.3	Hasil Simulasi dan Pembahasan Nilai <i>Safety Factor</i> .....	60
4.2.2	Hasil Simulasi dan Pembahasan Variasi Ketebalan pada Pengujian <i>Forefoot</i> ..	61
4.2.3	Peninjauan Kenyamanan pada Desain <i>Ankle-Foot Prosthetic</i> Berdasarkan Pengujian <i>Forefoot</i> .....	64
4.2.4	Hasil Simulasi Pengaruh Orientasi Sudut Serat pada Pengujian <i>Heel</i> .....	66
4.2.4.1	Hasil Simulasi dan Pembahasan Nilai Tegangan Von Mises.....	66
4.2.4.2	Hasil Simulasi dan Pembahasan Nilai <i>Deformation</i> .....	67
4.2.4.3	Hasil Simulasi dan Pembahasan Nilai <i>Safety Factor</i> .....	68
4.2.5	Hasil Simulasi dan Pembahasan Variasi Ketebalan pada Pengujian <i>Heel</i> .....	70
4.2.6	Peninjauan Kenyamanan pada Desain <i>Ankle-Foot Prosthetic</i> Berdasarkan Pengujian <i>Heel</i> .....	73
4.3	Hasil Simulasi Pengujian <i>Ankle-foot prosthetic</i> Menggunakan Material Komposit Palem/Epoxy pada Pengujian <i>Forefoot</i> dan <i>Heel</i> .....	75
4.3.1	Hasil Simulasi Pengaruh Orientasi Sudut pada Pengujian <i>Forefoot</i> .....	75
4.3.1.1	Hasil Simulasi dan Pembahasan Nilai Tegangan Von Mises.....	75
4.3.1.2	Hasil Simulasi dan Pembahasan Nilai <i>Deformation</i> .....	76
4.3.1.3	Hasil Simulasi dan Pembahasan Nilai <i>Safety Factor</i> .....	78
4.3.2	Hasil Simulasi dan Pembahasan Variasi Ketebalan pada Pengujian <i>Forefoot</i> ..	79
4.3.3	Peninjauan Kenyamanan pada Desain <i>Ankle-Foot Prosthetic</i> Berdasarkan Pengujian <i>Forefoot</i> .....	82
4.3.4	Hasil Simulasi Pengaruh Orientasi Sudut pada Pengujian <i>Heel</i> .....	83
4.3.4.1	Hasil Simulasi dan Pembahasan Nilai Tegangan Von Mises.....	83
4.3.4.2	Hasil Simulasi dan Pembahasan Nilai <i>Deformation</i> .....	84
4.3.4.3	Hasil Simulasi dan Pembahasan <i>Safety Factor</i> .....	86
4.3.5	Hasil Simulasi dan Pembahasan Variasi Ketebalan pada Pengujian <i>Heel</i> .....	87
4.3.6	Peninjauan Kenyamanan pada Desain <i>Ankle-Foot Prosthetic</i> Berdasarkan Pengujian <i>Heel</i> .....	90
4.4	Membandingkan Material Sisal/epoxy dan Palem/Epoxy Sebagai Material Penyusun <i>Ankle-Foot Prosthetic</i> .....	92
BAB V KESIMPULAN DAN SARAN.....		97
5.1	Kesimpulan.....	97

5.2	Saran .....	97
	DAFTAR PUSTAKA.....	99
	LAMPIRAN .....	101

*“Halaman ini sengaja dikosongkan”*

## DAFTAR GAMBAR

<b>Gambar 2.1</b> Fase Penyusun dari Material Komposit (Daniel & Ishai, 2006b) .....	5
<b>Gambar 2.2</b> Komposit dengan Penguat Partikel(Ugural, 2018) .....	6
<b>Gambar 2.3</b> Komposit dengan Penguat Fiber(Ugural, 2018) .....	6
<b>Gambar 2.4</b> Komposit Struktural ( <i>Laminated Composites</i> )(Ugural, 2018).....	6
<b>Gambar 2.5</b> Klasifikasi dari Jenis Serat Alam (Saxena et al., 2011) .....	7
<b>Gambar 2.6</b> Tanaman Sisal .....	8
<b>Gambar 2.7</b> Jenis Orientasi Serat pada Komposit (Klemens, 2009).....	10
<b>Gambar 2.8</b> Contoh Desain <i>Ankle-Foot Prosthetic</i> (Childers & Takahashi, 2018).....	14
<b>Gambar 2.9</b> Gaya Berjalan Manusia (Versluys et al., 2009) .....	15
<b>Gambar 2.10</b> Pengujian <i>Ankle-Foot Prosthetic</i> Berdasarkan Stanadar KSP 8403 (Song et al., 2019).....	15
<b>Gambar 2.11</b> Plat Dengan Lubang yang Terdiskritisasi dengan Metode Elemen Hingga (Fish et al., 2007) .....	17
<b>Gambar 2.12</b> Desain Pergelangan Kaki Prostetik (T. T. Nguyen, 2017).....	18
<b>Gambar 2.13</b> Skema Pengujian : (a) <i>Heel test</i> , (b) <i>Midstance</i> , (c) <i>Toe-off</i> (T. T. Nguyen, 2017) .....	18
<b>Gambar 2.14</b> Grafik hasil pengujian antara <i>deformation</i> dan kekauan terhadap penerapan gaya (T. T. Nguyen, 2017) .....	18
<b>Gambar 2.15</b> Grafik Hubungan antara <i>Strain Energy</i> dan Kekakuan terhadap Penerapan Gaya pada Pergelangan Kaki Prostetik (T. T. Nguyen, 2017).....	19
<b>Gambar 2.16</b> Hubungan antara Beban dan <i>Stress</i> pada <i>Ankle-Foot Prosthetic</i> (T. T. Nguyen, 2017).....	19
<b>Gambar 2.17</b> Desain dari Pergelangan Kaki Prostetik dan Penyusunan Material Komposit Epoxy <i>Carbon-Fiber Woven</i> (230 Gpa) <i>Wet</i> (Hamzah & Gatta, 2018) .....	20
<b>Gambar 2.18</b> Hasil Pengujian <i>Heel-Test</i> dengan Hasil Berupa : (a) <i>Deformation</i> , (b) <i>Stress</i> , (c) <i>Strain Energy Absorbed</i> , dan (d) <i>Strain</i> (Hamzah & Gatta, 2018).....	21
<b>Gambar 2.19</b> Hasil Pengujian <i>Keel-Test</i> dengan Hasil berupa : (A) <i>Stress</i> , (B) <i>Deformation</i> , (C) <i>Energy Absorbed</i> , dan (D) <i>Strain</i> (Hamzah & Gatta, 2018) .....	21
<b>Gambar 2.20</b> Hasil Pengujian <i>Vertical Load Test</i> dengan Hasil berupa : (A) <i>Deformation</i> , (B) <i>Stress</i> , (C) <i>Strain Energy Absorbed</i> , dan (D) <i>Strain</i> (Hamzah & Gatta, 2018).....	22
<b>Gambar 2.21</b> Urutan Susunan Komposit <i>Carbon Fiber</i> Dan <i>Fiber Glass</i> .....	23
<b>Gambar 2. 22</b> Desain Kaki Prostetik.....	23
<b>Gambar 2.23</b> Grafik Pengujian <i>Bending Test</i> pada Kaki Depan .....	24
<b>Gambar 2.24</b> Grafik Pengujian <i>Bending Test</i> pada Tumit.....	24
<b>Gambar 2.25</b> <i>Modelling</i> Kaki Prostetik Menggunakan Metode Elemen Hingga .....	25
<b>Gambar 2.26</b> Hasil Pengujian Kaki Depan Menggunakan <i>Finite Element Method</i> .....	25
<b>Gambar 2.27</b> Hasil Pengujian Tumit Menggunakan <i>Finite Element Method</i> .....	25
<b>Gambar 3.1</b> <i>Flowchart</i> Penelitian 29	
<b>Gambar 3.2</b> <i>Flowchart</i> Simulasi .....	30
<b>Gambar 3.3</b> <i>Flowchart</i> Simulasi Pengujian <i>Ankle-Foot Prosthetic</i> .....	31
<b>Gambar 3.4</b> Grafik Uji Konvergensi <i>Meshing</i> .....	34
<b>Gambar 3.5</b> Permodelan Plat Komposit 1 <i>Foot Prosthetic</i> .....	35
<b>Gambar 3.6</b> Permodelan Plat Komposit 2 <i>Foot Prosthetic</i> .....	35
<b>Gambar 3.7</b> Permodelan Plat Polyurethane Rubber <i>Foot Prosthetic</i> .....	36
<b>Gambar 3.8</b> Permodelan 3D <i>Ankle Prosthetic</i> .....	36
<b>Gambar 3.9</b> Permodelan 3D <i>Ankle-Foot Prosthetic</i> .....	36

<b>Gambar 3.10</b> Hasil Penyusunan Material Komposit dengan Fraksi Volume Serat Sisal 40% dan Fraksi Volume Serat Palem 30 % pada <i>Material Designer</i> dengan Menampilkan Geometri dari Komposit dan <i>Material Properties</i> .....	38
<b>Gambar 3.11</b> Permodelan <i>Surface</i> Geometri dari Plat Komposit 1 <i>Foot Prosthetic</i> .....	38
<b>Gambar 3.12</b> Permodelan <i>Surface</i> Geometri dari Plat Komposit 2 <i>Foot Prosthetic</i> .....	39
<b>Gambar 3.13</b> Meshing dari <i>Ankle-Foot Prosthetic</i> .....	40
<b>Gambar 3.14</b> <i>Mesh spectrum orthogonal quality</i> .....	41
<b>Gambar 3.15</b> <i>Orthogonal Quality</i> dari <i>Meshing Ankle-Foot Prosthetic</i> .....	41
<b>Gambar 3.16</b> Menentukan Material Komposit dan Ketebalan Lamina Yang Digunakan ....	42
<b>Gambar 3.17</b> Menentukan Arah Orientasi Sudut Serat $[0^\circ]_{10}$ .....	42
<b>Gambar 3.18</b> Salah Satu Contoh Arah Orientasi Sudut Komposit yang Digunakan yaitu Sebesar $0^\circ$ .....	42
<b>Gambar 3.19</b> Menentukan Sumbu <i>Rosettes</i> .....	43
<b>Gambar 3.20</b> Contoh Penentuan Sumbu <i>Rosettes</i> .....	43
<b>Gambar 3.21</b> Menentukan <i>Oriented Selection Sets (OSS)</i> .....	43
<b>Gambar 3.22</b> Salah Satu Contoh Mementukan Sumbu <i>Oriented Selection Sets (OSS)</i> .....	44
<b>Gambar 3.23</b> Menentukan Jumlah Layer yang Digunakan pada <i>Modelling Group</i> .....	44
<b>Gambar 3.24</b> Ketebalan Hasil <i>Stack-Up</i> Plat Komposit.....	44
<b>Gambar 3.25</b> Ilustrasi Arah Orientasi Sudut $[0^\circ]$ dan Stackup dari Komposit .....	45
<b>Gambar 3.26</b> <i>Boundary Condition Forefoot Test</i> .....	45
<b>Gambar 3.27</b> <i>Boundary Condition Heel test</i> .....	45
<b>Gambar 3.28</b> Penentuan Jenis Kontak (a) <i>Body Contact</i> antara <i>Ankle Prosthetic</i> dengan Plat Komposit 1 ; (b) <i>Body Contact</i> Plat Komposit 2 Dengan Plat Polyurethane Rubber; (c) <i>Body Contact</i> antara Plat <i>Polyurethane Rubber</i> dengan Plat Komposit 1, (d) <i>Body Contact</i> antara Plat Komposit 1 dengan Bidang Pembebanan $30^\circ$ , (e) <i>Body Contact</i> antara Plat Komposit 1 Terhadap Bidang Pembebanan $15^\circ$ .....	47
<b>Gambar 3.29</b> Hasil Perhitungan Fraksi Volume terhadap <i>Longitudinal Tensile</i> Berdasarkan Perhitungan Tangan Isaac dan Eksperimen .....	51
<b>Gambar 3.30</b> Hasil Perhitungan Fraksi Volume terhadap <i>Transverse Tensile</i> Berdasarkan Perhitungan Tangan Isaac dan Eksperimen .....	51
<b>Gambar 3.31</b> Hasil Perhitungan Fraksi Volume terhadap <i>Longitudinal Compressive</i> Berdasarkan Perhitungan Tangan Isaac dan Eksperimen .....	52
<b>Gambar 3.32</b> Hasil Perhitungan Fraksi Volume terhadap <i>Transverse Compressive</i> Berdasarkan Perhitungan Tangan Isaac dan Eksperimen .....	52
<b>Gambar 3.33</b> Hasil Perhitungan Fraksi Volume terhadap <i>In-Plane Shear Strength</i> Berdasarkan Perhitungan Tangan Isaac dan Eksperimen .....	52
<b>Gambar 3.34</b> Hasil Perhitungan Fraksi Volume terhadap <i>Longitudinal Tensile</i> Berdasarkan Perhitungan Tangan Kumar dan Eksperimen .....	55
<b>Gambar 3.35</b> Hasil Perhitungan Fraksi Volume terhadap <i>Transverse Tensile</i> Berdasarkan Perhitungan Tangan Kumar dan Eksperimen .....	55
<b>Gambar 3.36</b> Hasil Perhitungan Fraksi Volume terhadap <i>Longitudinal Compressive</i> Berdasarkan Perhitungan Tangan Kumar dan Eksperimen .....	55
<b>Gambar 3.37</b> Hasil Perhitungan Fraksi Volume terhadap <i>Transverse Compressive</i> Berdasarkan Perhitungan Tangan Isaac dan Eksperimen .....	56
<b>Gambar 3.38</b> Hasil Perhitungan Fraksi Volume terhadap <i>In-Plane Shear Strength</i> Berdasarkan Perhitungan Tangan Kumar dan Eksperimen .....	56
<b>Gambar 4.1</b> Hasil Simulasi Pengujian <i>Forefoot</i> Menggunakan Material Komposit Sisal/Epoxy dengan Kombinasi Sudut Serat $[0^\circ]_{10}$ terhadap Tegangan Maksimum Von Mises	57

<b>Gambar 4.2</b> Hasil Simulasi Pengujian <i>Forefoot</i> Menggunakan Material Sisal/Epoxy dengan Kombinasi Sudut Serat terhadap Tegangan Maksimum Von Mises.....	58
<b>Gambar 4.3</b> Hasil Pengujian <i>Forefoot</i> Menggunakan Material Sisal/Epoxy dengan Kombinasi Sudut $[0^\circ]_{10}$ terhadap <i>Deformation</i> .....	59
<b>Gambar 4.4</b> Hasil Simulasi Pengujian <i>Forefoot</i> Menggunakan Material Sisal/Epoxy dengan Kombinasi Sudut Serat terhadap <i>Deformation</i> .....	59
<b>Gambar 4.5</b> Hasil Pengujian <i>Forefoot</i> Menggunakan Material Komposit Sisal/Epoxy dengan Kombinasi Sudut $[0^\circ]_{10}$ terhadap <i>Safety factor</i> .....	60
<b>Gambar 4.6</b> Hasil Simulasi Pengujian <i>Forefoot</i> Menggunakan Material Sisal/Epoxy dengan Kombinasi Sudut Serat terhadap <i>Safety factor</i> .....	60
<b>Gambar 4.7</b> Hasil Pengujian <i>Forefoot</i> Menggunakan Material Komposit Sisal/Epoxy terhadap Tegangan Maksimum Von Mises dengan Variasi Ketebalan: (a) 3 mm, (b) 6 mm, (c) 9 mm	61
<b>Gambar 4.8</b> Hasil Simulasi Variasi Ketebalan dari Material Komposit Sisal/Epoxy terhadap Tegangan Von Mises pada Pengujian <i>Forefoot</i> .....	62
<b>Gambar 4.9</b> Hasil Simulasi Variasi Ketebalan dari Material Komposit Sisal/Epoxy terhadap <i>Deformation</i> Pada Pengujian <i>Forefoot</i> .....	63
<b>Gambar 4.10</b> Hasil Simulasi Variasi Ketebalan dari Material Komposit Sisal/Epoxy Terhadap <i>Safety factor</i> pada Pengujian <i>Forefoot</i> .....	64
<b>Gambar 4.11</b> Hasil Pengujian <i>Heel</i> Menggunakan Material Sisal/Epoxy dengan Kombinasi Sudut $[0^\circ]_{10}$ terhadap Tegangan Maksimum Von Mises.....	66
<b>Gambar 4.12</b> Hasil Simulasi Pengujian <i>Heel</i> Menggunakan Material Sisal/Epoxy dengan Kombinasi Sudut Serat terhadap Tegangan Von Mises .....	66
<b>Gambar 4.13</b> Hasil Pengujian <i>Heel</i> Menggunakan Material Komposit Sisal/Epoxy dengan Kombinasi Sudut $[0^\circ]_{10}$ terhadap <i>Deformation</i> .....	67
<b>Gambar 4.14</b> Hasil Simulasi Pengujian <i>Heel</i> Menggunakan Material Komposit Sisal/Epoxy dengan Kombinasi Sudut Serat terhadap <i>Deformation</i> .....	68
<b>Gambar 4.15</b> Hasil Simulasi Pengujian <i>Heel</i> Menggunakan Material Komposit Sisal/Epoxy dengan Kombinasi Sudut Serat $[0^\circ]_{10}$ terhadap Nilai <i>Safety factor</i> .....	69
<b>Gambar 4.16</b> Hasil Simulasi Pengujian <i>Heel</i> Material Komposit Sisal/Epoxy dengan Kombinasi Sudut Serat terhadap <i>Safety Factor</i> .....	69
<b>Gambar 4.17</b> Hasil Pengujian <i>Heel</i> Menggunakan Material Komposit Sisal/Epoxy terhadap Tegangan Von Mises dengan Variasi Ketebalan: (a) 3 mm, (b) 6 mm, (c) 9 mm .....	70
<b>Gambar 4.18</b> Hasil Simulasi Variasi Ketebalan dari Material Komposit Sisal/Epoxy terhadap Tegangan Von Mises pada Pengujian <i>Heel</i> .....	71
<b>Gambar 4.19</b> Hasil Simulasi Variasi Ketebalan dari Material Komposit Sisal/Epoxy terhadap <i>Deformation</i> pada Pengujian <i>Heel</i> .....	72
<b>Gambar 4.20</b> Hasil Simulasi Variasi Ketebalan dari Material Komposit Sisal/Epoxy terhadap <i>Safety factor</i> pada Pengujian <i>Heel</i> .....	73
<b>Gambar 4.21</b> Hasil Pengujian <i>Forefoot</i> Menggunakan Material Palem/Epoxy dengan Kombinasi Sudut Serat $[45^\circ/-45^\circ]_5$ terhadap Tegangan Maksimum Von Mises.....	75
<b>Gambar 4.22</b> Hasil Simulasi Pengujian <i>Forefoot</i> Menggunakan Material Palem/Epoxy dengan Kombinasi Sudut Serat terhadap Tegangan Maksimum Von Mises.....	76
<b>Gambar 4.23</b> Hasil Simulasi Pengujian <i>Forefoot</i> Menggunakan Material Palem/Epoxy dengan Kombinasi Sudut $[45^\circ/-45^\circ]_5$ terhadap Total <i>Deformation</i> pada Pengujian <i>Forefoot</i> .....	77
<b>Gambar 4.24</b> Hasil Simulasi Pengujian <i>Forefoot</i> Menggunakan Material Palem/Epoxy dengan Kombinasi Sudut Serat terhadap <i>Deformation</i> .....	77
<b>Gambar 4.25</b> Hasil Simulasi Pengujian <i>Forefoot</i> Menggunakan Material Komposit Palem/Epoxy dengan Kombinasi Sudut $[45^\circ/-45^\circ]_5$ terhadap <i>Safety Factor</i> .....	78

<b>Gambar 4.26</b> Hasil Simulasi Pengujian <i>Forefoot</i> Menggunakan Material Komposit Palem/Epoxy dengan Kombinasi Sudut Serat terhadap <i>Safety factor</i> .....	78
<b>Gambar 4.27</b> Hasil Pengujian <i>Forefoot</i> Menggunakan Material Komposit Palem/Epoxy terhadap Tegangan Von Mises dengan Variasi Ketebalan: (a) 3 mm, (b) 6 mm, (c) 9 mm ....	79
<b>Gambar 4.28</b> Hasil Simulasi Variasi Ketebalan dari Material Komposit Palem/Epoxy Terhadap Tegangan Von Mises pada Pengujian <i>Forefoot</i> .....	80
<b>Gambar 4.29</b> Hasil Simulasi Variasi Ketebalan dari Material Komposit Palem/Epoxy terhadap <i>Deformation</i> pada Pengujian <i>Forefoot</i> .....	81
<b>Gambar 4.30</b> Hasil Simulasi Variasi Ketebalan dari Material Komposit Palem/Epoxy terhadap <i>Safety factor</i> pada Pengujian <i>Forefoot</i> .....	81
<b>Gambar 4.31</b> Hasil Simulasi Pengujian <i>Heel</i> Menggunakan Material Komposit Palem/Epoxy Dengan Kombinasi Sudut $[45^\circ/-45^\circ]_5$ Terhadap Tegangan Maksimum Von Mises.....	83
<b>Gambar 4.32</b> Hasil Pengujian <i>Heel</i> Menggunakan Material Komposit Palem/Epoxy dengan Kombinasi Sudut Serat terhadap Tegangan Maksimum Von Mises .....	84
<b>Gambar 4.33</b> Hasil Simulasi Pengujian <i>Heel</i> Menggunakan Material Komposit Palem/Epoxy dengan Kombinasi Sudut $[45^\circ/-45^\circ]_5$ terhadap <i>Deformation</i> .....	85
<b>Gambar 4.34</b> Hasil Simulasi Pengujian <i>Heel</i> Menggunakan Material Komposit Palem/Epoxy dengan Kombinasi Sudut Serat terhadap <i>Deformation</i> .....	85
<b>Gambar 4.35</b> Hasil Simulasi Pengujian <i>Heel</i> Menggunakan Material Komposit Palem/Epoxy dengan Kombinasi Sudut $[45^\circ/-45^\circ]_5$ terhadap Nilai <i>Safety Factor</i> .....	86
<b>Gambar 4.36</b> Hasil Simulasi Pengujian <i>Heel</i> Menggunakan Material Komposit Palem/Epoxy dengan Kombinasi Sudut Serat terhadap <i>Safety Factor</i> .....	86
<b>Gambar 4.37</b> Hasil Pengujian <i>Heel</i> Menggunakan Material Komposit Palem/Epoxy Terhadap Tegangan Von Mises dengan Variasi Ketebalan: (a) 3 mm, (b) 6 mm, (c) 9 mm.....	87
<b>Gambar 4.38</b> Hasil Simulasi Variasi Ketebalan dari Material Komposit Palem/Epoxy Terhadap Tegangan Von Mises pada Pengujian <i>Heel</i> .....	88
<b>Gambar 4.39</b> Hasil Simulasi Variasi Ketebalan dari Material Komposit Palem/Epoxy Terhadap <i>Deformation</i> pada Pengujian <i>Heel</i> .....	89
<b>Gambar 4.40</b> Hasil Simulasi Variasi Ketebalan dari Material Komposit Palem/Epoxy Terhadap <i>Safety factor</i> pada Pengujian <i>Heel</i> .....	90
<b>Gambar 4.41</b> Grafik Perbandingan antara Material Sisal/Epoxy dan Material Palem/Epoxy dengan Membandingkan Sudut Terbaik dan Tegangan Von Mises .....	93
<b>Gambar 4.42</b> Grafik Perbandingan antara Material Sisal/Epoxy dan Material Palem/Epoxy Dengan Membandingkan Sudut Terbaik dan <i>Deformation</i> .....	94
<b>Gambar 4.43</b> Perbandingan Antara Material Sisal/Epoxy dan Material Palem/Epoxy dengan Membandingkan Sudut Terbaik dan <i>Safety factor</i> .....	95

## DAFTAR TABEL

<b>Tabel 2.1</b> Komposisi dari Masing-Masing Tipe Serat Alam (Faruk et al., 2012) .....	7
<b>Tabel 2.2</b> Sifat Mekanik dari Masing-Masing Serat Alam (Faruk et al., 2012) .....	8
<b>Tabel 2.3</b> <i>Mechanical Properties</i> Serat Palembang .....	9
<b>Tabel 2.4</b> <i>Properties Material Resin Epoxy</i> (Daniel & Ishai, 2006b).....	9
<b>Tabel 2.5</b> Data Material <i>Properties GFRP</i> (T. T. Nguyen, 2017).....	18
<b>Tabel 2.6</b> Hasil Pengujian <i>Ankle-Foot Prosthetic</i> dengan Metode Elemen Hingga.....	22
<b>Tabel 2.7</b> Data Material <i>Properties</i> dari Komposit yang Digunakan.....	23
<b>Tabel 2.8</b> Tabel Variasi Sudut Serat pada Pengujian <i>Bending</i> .....	26
<b>Tabel 2.9</b> Hasil Pengujian <i>Bending</i> Berdasarkan Arah Orientasi Sudut Serat .....	26
<b>Tabel 2.10</b> Sifat Mekanik dari Serat Sisal (Kusumastuti et al., 2009).....	27
<b>Tabel 2.11</b> Sifat Mekanik Serat Sisal dengan <i>Treatment</i> dan Tanpa <i>Treatment</i> (Kusumastuti et al., 2009).....	28
<b>Tabel 3.1</b> Data <i>Properties Material</i> Serat Sisal (Kusumastuti et al., 2009) .....	32
<b>Tabel 3.2</b> Data <i>Material Properties</i> Serat Palembang.....	32
<b>Tabel 3.3</b> <i>Properties Material Resin Epoxy</i> (Daniel & Ishai, 2006b).....	32
<b>Tabel 3.4</b> <i>Properties Material Polyurethane Rubber</i> (Ramezani et al., 2009).....	33
<b>Tabel 3.5</b> Variasi Penyusunan Orientasi Sudut pada Material Sisal/Epoxy .....	33
<b>Tabel 3.6</b> Variasi Penyusunan Orientasi Sudut pada Material Sisal/Epoxy .....	33
<b>Tabel 3.7</b> Variasi Ketebalan Plat Komposit Sisal/Epoxy .....	34
<b>Tabel 3.8</b> Variasi Ketebalan Plat Komposit Palembang/Epoxy .....	34
<b>Tabel 3.9</b> <i>Material Properties</i> Serat Sisal .....	37
<b>Tabel 3.10</b> <i>Material Properties</i> Serat Palembang.....	37
<b>Tabel 3.11</b> <i>Mechanical properties</i> Resin/Epoxy .....	37
<b>Tabel 3.12</b> Data <i>Material Properties</i> Komposit Sisal/Epoxy.....	39
<b>Tabel 3.13</b> Data <i>Properties Material</i> Komposit Palembang/Epoxy.....	40
<b>Tabel 3.14</b> Perbandingan Hasil Simulasi dengan Penelitian Terdahulu pada Pengujian <i>Forefoot</i> .....	48
<b>Tabel 3.15</b> Perbandingan Hasil Simulasi dengan Penelitian Terdahulu pada Pengujian <i>Heel</i> .....	48
<b>Tabel 3.16</b> <i>Material Properties</i> dari Sisal/Green Epoxy .....	49
<b>Tabel 4.1</b> Hasil Pengujian <i>Forefoot</i> Menggunakan Material Komposit Sisal/Epoxy dengan Kombinasi Sudut $[0^\circ]_{10}$ terhadap Variasi Ketebalan dengan Nilai Tegangan Maksimum Von Mises, <i>Deformation</i> , dan <i>Safety Factor</i> yang Dihasilkan .....	62
<b>Tabel 4.2</b> Hasil Standardisasi Kenyamanan pada Desain <i>Ankle-Foot Prosthetic</i> Menggunakan Material Sisal/Epoxy dengan Standar KSP 8403 ada Pengujian <i>Forefoot</i> .....	65
<b>Tabel 4.3</b> Hasil Pengujian <i>Heel</i> Menggunakan Material Komposit Sisal/Epoxy dengan Kombinasi Sudut $[0^\circ]_{10}$ terhadap Variasi Ketebalan, Dengan Nilai Tegangan Maksimum Von Mises, <i>Deformation</i> , dan <i>Safety factor</i> yang Dihasilkan.....	71
<b>Tabel 4.4</b> Hasil Standardisasi Kenyamanan pada Desain <i>Ankle-Foot Prosthetic</i> Menggunakan Material Sisal/Epoxy dengan Standar KSP 8403 pada Pengujian <i>Heel</i> .....	74
<b>Tabel 4.5</b> Hasil Pengujian <i>Forefoot</i> Menggunakan Material Komposit Palembang/Epoxy dengan Kombinasi Sudut $[45^\circ/-45^\circ]_5$ terhadap Variasi Ketebalan Dengan Tegangan Maksimum Von Mises, <i>Deformation</i> , dan Nilai <i>Safety factor</i> yang Dihasilkan .....	80
<b>Tabel 4.6</b> Hasil Standardisasi Kenyamanan pada Desain <i>Ankle-Foot Prosthetic</i> Menggunakan Material Komposit Palembang/Epoxy dengan Standar KSP 8304 pada Pengujian <i>Forefoot</i> .....	82
<b>Tabel 4.7</b> Hasil Pengujian <i>Heel</i> Menggunakan Material Komposit Palembang/Epoxy dengan Kombinasi Sudut $[45^\circ/-45^\circ]_5$ terhadap Variasi Ketebalan, Tegangan Maksimum Von Mises, Dan Nilai <i>Safety factor</i> yang Dihasilkan .....	88

<b>Tabel 4.8</b> Hasil Standardisasi Kenyamanan pada Desain <i>Ankle-Foot Prosthetic</i> Menggunakan Material Komposit Palem/Epoxy dengan Standar KSP 8304 pada Pengujian <i>Heel</i> .....	91
<b>Tabel 4.9</b> Perbandingan Material yang Digunakan Berdasarkan Pengujian <i>Forefoot</i> dan <i>Heel</i> terhadap Kombinasi Sudut, Tegangan Von-Misses, <i>Deformation</i> , dan <i>Safety factor</i> .....	92

# BAB I

## PENDAHULUAN

### 1.1 Latar Belakang

Pada saat ini manusia dilahirkan dalam keadaan fisik yang sempurna dan ada yang tidak sempurna. Keadaan fisik seseorang dapat mempengaruhi dalam melakukan aktivitas sehari-hari. Dengan keadaan fisik yang sempurna, seseorang dapat melakukan aktivitas dengan sebaik mungkin, sedangkan untuk orang dengan keadaan fisik yang tidak sempurna akan sulit untuk melakukan aktivitas sehari-hari. Orang dengan keadaan fisik yang tidak sempurna disebut dengan disabilitas. Disabilitas dapat terjadi akibat kecacatan dari lahir ataupun kecelakaan. Bentuk dari disabilitas ada berbagai macam, salah satunya adalah disabilitas fisik khususnya pada bagian kaki. Diketahui bahwa sebagian besar aktivitas manusia dilakukan dengan bergerak menggunakan kaki seperti berjalan, bekerja, berlari, dan sebagainya. aktivitas-aktivitas tersebut akan sulit dilakukan bagi penyandang disabilitas fisik.

Berdasarkan data dari Survei Sosial Ekonomi Nasional (Susenas) pada tahun 2019, jumlah penyandang disabilitas mencapai 26 juta orang atau 9,7 % dari jumlah penduduk di Indonesia. Dengan jumlah data penyandang disabilitas di Indonesia, maka diciptakanlah teknologi yang mampu membantu penyandang disabilitas untuk bisa melakukan berbagai macam aktivitas sehari-hari.

*Ankle-foot prosthetic* adalah sebuah teknologi pengganti organ tubuh pada bagian kaki yang hilang agar dapat membantu penyandang disabilitas dalam berjalan seperti layaknya orang normal. *ankle-foot prosthetic* ini memiliki manfaat yaitu sebagai alat bantu bagi disabilitas agar dapat melakukan aktivitas sehari-hari seperti berjalan, berlari, bekerja, dan lain sebagainya. Diketahui bahwa orang-orang disabilitas mengalami kesulitan dalam beraktivitas karena sulitnya mobilitas. Untuk mempermudah mereka dalam bergerak maka diciptakan *ankle-foot prosthetic* yang kuat agar dapat menopang tubuh dengan sangat baik.

Untuk mendapatkan *ankle-foot prosthetic* yang kuat diperlukan pemilihan material yang tepat. Salah satu pemilihan material yang cocok untuk *ankle-foot prosthetic* adalah komposit. Komposit merupakan material dengan komposisi dua atau lebih penyusun yang biasa disebut *matrix* dan *reinforcement* (penguat) yang dibuat untuk menciptakan material baru dengan sifat mekanik yang lebih unggul. Adapun penelitian (T. T. Nguyen, 2017) yang membahas terkait desain pergelangan kaki prostetik menggunakan material komposit *glass-fiber reinforced plastic*. Pada penelitian tersebut, didapatkan bahwa desain dan material yang mereka gunakan dapat memberikan dampak yaitu kuat, di mana desain tersebut dapat menahan beban sampai 100 kg massa manusia. Kemudian penelitian yang dilakukan (Hamzah & Gatta, 2018) dalam mendesain pergelangan kaki prostetik dengan material komposit *carbon-fiber epoxy*. Penelitian tersebut menghasilkan desain dengan kemampuan yang mampu menahan beban sebesar 300 N dan 1230 N yang di mana dalam hal ini, aspek *stress* masih dalam batas aman dari *properties* material yang digunakan. Sehingga dapat disimpulkan bahwa pada penelitian tersebut material komposit berpengaruh terhadap desain *ankle-foot prosthetic* yang kuat dan aman. Agar dapat memperoleh desain *ankle-foot prosthetic* yang lebih baik, pada material komposit yang memiliki kelebihan yaitu dapat merubah arah atau orientasi sudut dari serat dan variasi ketebalan komposit untuk mendapatkan sifat mekanik yang lebih unggul seperti lebih kuat dan kaku, dapat diterapkan pada desain *ankle-foot prosthetic*. Namun, pada penelitian sebelumnya masih belum mempertimbangkan aspek pengaruh arah orientasi sudut dan variasi ketebalan komposit terhadap desain *ankle-foot prosthetic* ini.

Di sisi lain banyak penelitian terdahulu yang masih menggunakan material komposit dengan jenis sintesis, sehingga dalam proses pengaplikasian dan pembuatan komposit tidak ramah lingkungan dan tidak terbarukan seperti jenis *glass-fiber reinforced plastic* dan *carbon-fiber epoxy*. Selain membutuhkan material penyusun *ankle-foot prosthetic* yang kuat, maka

diperlukan penggunaan material yang ramah lingkungan dan terbarukan seperti jenis *green composite*. Salah satu material penyusun *Green composite* adalah *reinforcement* berupa *natural fiber*. Diketahui bahwa *natural fiber* memiliki kelebihan yaitu dalam aplikasinya dapat mengurangi bahaya kesehatan (Tomar et al., 2018), bersifat lebih ringan, murah, dan memiliki kekuatan serta modulus elastisitas yang tinggi (Mylsamy et al., 2019). Adapun salah satu jenis *natural fiber* yaitu serat sisal dan serat palem. Sehingga serat sisal dan serat palem dapat dipertimbangkan menjadi bahan material penyusun komposit untuk desain *ankle-foot prosthetic*. Untuk menunjang kelebihan dari serat sisal dan serat palem sebagai penguat/reinforcement, maka pada material komposit berpenguat serat sisal dan serat palem digunakan matriks resin epoksi. Yang mana resin epoxy memiliki kelebihan yaitu kekuatan dan kekakuannya lebih baik dibandingkan dengan jenis polimer lain ataupun jenis polyester (Kuncoro, 2000). Oleh karena itu dilakukan penelitian untuk memperoleh *ankle-foot prosthetic* yang lebih kuat berdasarkan arah orientasi sudut serat dan variasi ketebalan komposit dari material komposit sisal/epoksi dan palem/epoksi.

## 1.2 Rumusan Masalah

Berikut rumusan masalah dari penelitian yang akan dilakukan:

1. Bagaimana mengetahui dan menganalisa pengaruh variasi orientasi sudut serat terhadap kekuatan dari *ankle-foot prosthetic*?
2. Bagaimana mengetahui dan menganalisa pengaruh ketebalan komposit terhadap kekuatan dari *ankle-foot prosthetic*?
3. Bagaimana mengetahui dan menganalisa perbedaan kekuatan *ankle-foot prosthetic* menggunakan material komposit sisal/epoksi dengan material komposit palem/epoksi?

## 1.3 Batasan Masalah

Dalam penelitian ini terdapat Batasan masalah yang perlu diperhatikan, yaitu:

1. Material yang digunakan untuk desain *foot prosthetic* yaitu material komposit dengan serat sisal dan serat palem sebagai *reinforcement* dan resin epoksi sebagai matrix.
2. Material yang digunakan untuk *ankle prosthetic* yaitu *structural steel* dan plat polyurethane rubber.
3. Data properties material serat didapat melalui jurnal penelitian yang sudah ada
4. *Data properties* material komposit didapat melalui analisis *tools* Material Designer ANSYS.
5. Standar pengujian yang dilakukan mengacu pada standar KSP 8403.
6. Arah variasi sudut serat penelitian ini berupa  $[0^\circ]$ ,  $[0^\circ/90^\circ]$ ,  $[45^\circ/-45^\circ]$ ,  $[0^\circ/90^\circ/45^\circ/-45^\circ/0^\circ]$ ,  $[0^\circ/45^\circ/90^\circ/-45^\circ/0^\circ]$ .
7. Fraksi volume serat palem dengan matriks adalah 30% dan fraksi volume serat sisal dengan matriks adalah 40%.
8. Penelitian dilakukan dengan simulasi menggunakan *software* ANSYS Workbench 2021 R1.

## 1.4 Tujuan Penelitian

Berikut tujuan penelitian yang akan dicapai pada penelitian ini yaitu:

1. Mengetahui dan menganalisa pengaruh variasi orientasi sudut serat terhadap kekuatan dari *ankle-foot prosthetic*.
2. Mengetahui dan menganalisa pengaruh ketebalan komposit terhadap kekuatan dari *ankle-foot prosthetic*.

3. Mengetahui dan menganalisa perbedaan kekuatan *ankle-foot prosthetic* menggunakan material komposit sisal/epoksi dengan material komposit palem/epoksi.

### **1.5 Manfaat Penelitian**

Dalam penelitian ini terdapat beberapa manfaat yang dapat berguna untuk penelitian atau perancangan *ankle-foot prosthetic* ini, yaitu :

1. Penelitian ini diharapkan dapat dijadikan sebagai referensi dari penelitian selanjutnya.
2. Penelitian ini diharapkan dapat menjadi referensi agar dapat dioptimisasikan oleh penelitian selanjutnya.
3. Penelitian ini diharapkan dapat dijadikan referensi untuk perancangan *ankle-foot prosthetic* dengan metode variasi penelitian yang lebih efektif.

*“Halaman ini sengaja dikosongkan”*

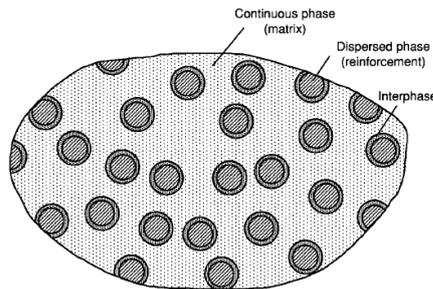
## BAB II

### TINJAUAN PUSTAKA

#### 2.1 Dasar Teori

##### 2.1.1 Komposit

Komposit merupakan material yang terdiri dari dua fase atau lebih pada skala makroskopik, yang kinerjanya dan sifat mekaniknya dirancang untuk lebih unggul. seperti pada Gambar 2.1 Salah satu fase penyusun dari komposit yang bersifat lebih kuat dan kaku disebut penguat atau *reinforcement*. Sedangkan fase penyusun lainnya yang sifatnya kurang kaku dan lebih lemah disebut *matrix*. Namun terdapat fase tambahan diantara fase *reinforcement* dan *matrix* yaitu interfase diakibatkan oleh interaksi kimia dan dampak dari pemrosesan lainnya.



**Gambar 2.1** Fase Penyusun dari Material Komposit (Daniel & Ishai, 2006b)

Adapun sifat material komposit bergantung pada sifat penyusunnya, geometrinya, dan distribusi fase penyusun dari komposit tersebut. Distribusi *reinforcement* menentukan keseragaman pada sistem material. Semakin tidak seragam/*nonuniform* pada distribusi *reinforcement* maka sifat komposit akan lebih acak dan berkemungkinan terjadinya kegagalan pada area yang lemah. Jenis geometri dan arah *reinforcement* dapat memengaruhi dari anisotropic sistem.

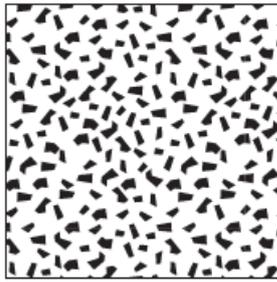
Beberapa peran dari fase penyusun komposit yaitu bergantung pada pengaplikasian dari komposit material. Pada komposit dengan jenis *low-to-medium performance*, *reinforcement* biasanya dalam bentuk yang pendek atau partikel dan memberikan kekakuan tetapi dengan kekuatan yang terbatas pada material. Kemudian untuk matrixnya sebagai pengatur dari sifat mekanik dari material tersebut. Untuk jenis komposit *high performance*, untuk fase *reinforcement* adalah penentu kekakuan dan kekuatan dari komposit material dalam arah serat. Sedangkan fase matrix memiliki peran sebagai pelindung *reinforcement* dan memindahkan tegangan dari reinforcement yang satu ke yang lainnya. Untuk fase *interface*, memiliki ukuran yang kecil namun memiliki peran yaitu mampu mengendalikan kegagalan mekanisme, *fracture toughness*, dan perilaku *stress-strain* secara keseluruhan untuk kegagalan material.

##### 2.1.1.1 Jenis Komposit

Adapun material komposit memiliki berbagai macam jenis berdasarkan klarifikasinya, terdapat salah satu jenis klarifikasi pada material komposit yaitu jenis komposit berdasarkan penguat (*reinforcement*) yang digunakan.

###### 1. *Particulate composites*

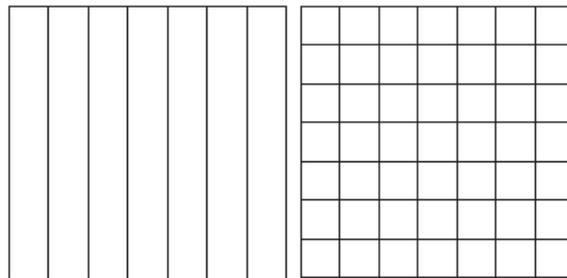
Komposit Partikel adalah jenis komposit dengan penguat dengan jenis partikel dengan berbagai macam ukuran dan bentuk yang tersebar secara acak di dalam matriks. Dapat dilihat pada Gambar 2.2 merupakan ilustrasi dari bentuk komposit partikel. Adapun Contoh komposit jenis partikel adalah beton, *ceramics reinforced with ceramics particles*.



**Gambar 2.2** Komposit dengan Penguat Partikel(Ugural, 2018)

## 2. *Fiber-reinforced composites*

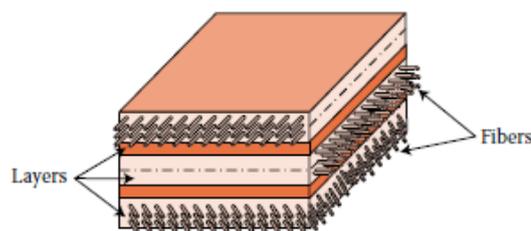
Komposit dengan jenis *fiber-reinforced* adalah jenis komposit dengan penguat berupa serat atau *fiber*. Fiber tersebut dapat berupa serat dari alam atau serat sintetis. *Fiber* ini akan disusun secara teratur atau acak dengan variasi sudut orientasi dan lebih kompleks. Gambar 2.2 merupakan gambaran dari arah orientasi serat. Adapun Contoh dari komposit jenis ini adalah *unidirectional (continuous) fiber composites*, dan komposit anyaman (*woven*).



**Gambar 2.3** Komposit dengan Penguat Fiber(Ugural, 2018)

## 3. *Structural Composites*

Komposit struktural adalah jenis komposit yang terdiri dari bahan homogen dan komposit, yang sifat-sifatnya tidak bergantung pada sifat bahan penyusunnya tetapi juga pada desain geometris dari berbagai elemen struktur. Seperti pada Gambar 2.4 merupakan iustrasi dari jenis komposit struktural. Adapun contoh dari jenis komposit ini yaitu *laminated composites*, dan *sandwich composites*.

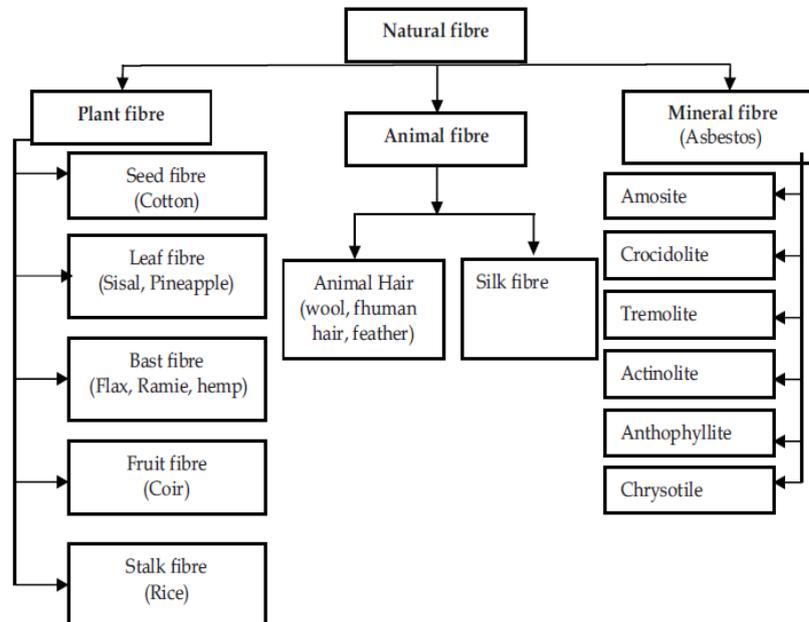


**Gambar 2.4** Komposit Struktural (*Laminated Composites*)(Ugural, 2018)

### 2.1.2 Serat Alam

*Natural fiber* adalah jenis serat yang dapat diperoleh dari alam seperti tumbuhan, hewan, maupun proses ekologi. Serat alam memiliki beberapa kelebihan yaitu kuat, mudah didapat, murah, dapat didaur ulang, berisiko rendah terhadap Kesehatan, memiliki sifat biodegradable. Selain ramah lingkungan karena sifatnya yang dapat diuraikan oleh tanah, serat alam juga memiliki sifat non-abrasif baik terhadap kulit maupun terhadap alat-alat permesinan, sehingga

relative lebih aman dibandingkan serat sintesis. Namun serat alam memiliki kelemahan yaitu tidak dapat beroperasi pada suhu tinggi. Adapun berbagai jenis serat alam banyak ditemukan, baik dari serat organik (tumbuhan dan hewan) maupun dari serat non organik (asbestos), seperti pada Gambar 2.5 merupakan klasifikasi dari berbagai jenis serat alam yang dapat dimanfaatkan. (Klemens, 2009)



**Gambar 2.5** Klasifikasi dari Jenis Serat Alam (Saxena et al., 2011)

Berdasarkan Tabel 2.1 Salah satu jenis serat alam yaitu serat dari tumbuhan yang memiliki komposisi utama yaitu selulosa, hemiselulosa, pektin, dan liktin. Persentase komposisi kimia dari masing-masing kandungan tersebut berbeda-beda dari tiap jenis serat. Perbedaan ini dipengaruhi oleh kondisi tumbuh dan panen.

**Tabel 2.1** Komposisi dari Masing-Masing Tipe Serat Alam (Faruk et al., 2012)

Fiber	Cellulose (wt%)	Hemicellulose (wt%)	Lignin (wt%)	Waxes (wt%)
Bagasse	55.2	16.8	25.3	-
Bamboo	26-43	30	21-31	-
Flax	71	18.6-20.6	2.2	1.5
Kenaf	72	20.3	9	-
Jute	61-71	14-20	12-13	0.5
Hemp	68	15	10	0.8
Ramie	68.6-76.2	13-16	0.6-0.7	0.3
Abaca	56-63	20-25	7-9	3
Sisal	65	12	9.9	2
Coir	32-43	0.15-0.25	40-45	-
Oil palm	65	-	29	-
Pineapple	81	-	12.7	-
Curaua	73.6	9.9	7.5	-
Wheat straw	38-45	15-31	12-20	-
Rice husk	35-45	19-25	20	14-17
Rice straw	41-57	33	8-19	8-38

Dengan komposisi kimia penyusun dari fiber berbeda-beda tersebut menyebabkan sifat mekanika dari serat alam juga berbeda-beda, dapat dilihat pada Tabel 2.2 berikut :

**Tabel 2.2** Sifat Mekanik dari Masing-Masing Serat Alam (Faruk et al., 2012)

Fiber	Tensile strength (MPa)	Young's modulus (GPa)	Elongation at break (%)	Density [g/cm <sup>3</sup> ]
Abaca	400	12	3-10	1.5
Bagasse	290	17	-	1.25
Bamboo	140-230	11-17	-	0.6-1.1
Flax	345-1035	27.6	2.7-3.2	1.5
Hemp	690	70	1.6	1.48
Jute	393-773	26.5	1.5-1.8	1.3
Kenaf	930	53	1.6	-
Sisal	511-635	9.4-22	2.0-2.5	1.5
Ramie	560	24.5	2.5	1.5
Oil palm	248	3.2	25	0.7-1.55
Pineapple	400-627	1.44	14.5	0.8-1.6
Coir	175	4-6	30	1.2
Curaua	500-1150	11.8	3.7-4.3	1.4

### 2.1.2.1 Serat Sisal

Sisal merupakan salah satu serat alam yang paling banyak digunakan dan paling mudah dibudidayakan. Serat sisal dihasilkan dari daun tanaman *Agave Sisalana*. Tanaman ini cocok dibudidayakan di tanah kering dan beriklim kering dikarenakan tanaman ini tidak tahan genangan air. Syarat tumbuh dari tanaman ini adalah terpapar sinar matahari dengan kelembaban udara *moderate* (70-80%), temperatur maksimum 27-28°C, tanah lempung berpasir, dengan pH tanah berkisar antara 5,5 – 7,5. Tanaman sisal merupakan tanaman yang batang dan daunnya menyatu, mempunyai serat yang kuat, dapat hidup pada lahan yang lapisan olahannya tipis. Kekuatan dari sisal ini lebih baik dibanding serat lainnya, serta tahan terhadap kadar garam tinggi. Gambar 2.6 merupakan contoh dari bentuk fisik tanaman sisal



**Gambar 2.6** Tanaman Sisal

Tanaman ini dihasilkan oleh negara Brazil sebagai penghasil sisal terbesar di dunia, China, Kenya, Tanzania, Madagaskar, Indonesia, dan Thailand. Tanaman sisal di Indonesia banyak dibudidayakan di Pulau Madura, Malang Selatan, Jember, Blitar Selatan, dan di Kabupaten Sumbawa. Satu tanaman sisal dapat memproduksi sekitar 200-250 daun dan satu daun terdiri atas 1000-1200 bundel serat. Penggunaan serat sisal telah menjamur di berbagai bidang, yaitu dalam bidang kelautan, pertanian, kerajinan, dan keamanan (seperti penggunaan dalam pembuatan rompi anti peluru). Panjang serat sisal dapat bervariasi antara 1.0 – 1.5 meter dengan diameter antara 100-300 mm. (Kusumastuti et al., 2009)

### 2.1.2.2 Serat Palem

Tanaman Palem adalah tanaman yang mampu hidup di berbagai karakteristik tanah, mulai dari yang subur sampai tanah yang gersang. Berbeda dengan tanaman kenaf yang hanya

ditemukan di daerah tropis, tanaman palem ini mampu ditemukan dan juga tersebar luas di daerah tropis maupun sub tropis, wilayah dengan dataran tinggi maupun dataran rendah sekaligus. Tanaman ini sendiri tersebar luas bukan hanya karena kemampuannya namun juga dikarenakan kemudahannya dalam perawatannya, sehingga tanaman ini cukup sering digunakan sebagai tanaman hias dan juga sebagai tanaman peneduh jalan yang memang disengaja ditanaman untuk meneduhkan jalan.

Tanaman palem sendiri saat ini pemafaatannya hanya sebatas sebagai tanaman hias dan tanaman peneduh jalan, padahal dengan banyaknya tanaman palem, tanaman ini seharusnya juga memiliki manfaat lain. Oleh sebab itu peneliti akan melanjutkan penelitian yang sudah dilakukan sebelumnya, dimana pada penelitian tersebut dilakukan eksperimen guna mengetahui *mechanical properties* dari serat palem yang dapat dilihat pada Tabel 2.

**Tabel 2.3** *Mechanical Properties* Serat Palm

Properties Palm		
Diameter	100	µm
Young Modulus	23424	Mpa
Poisson's Ratio	0.35	
Ultimate Tensile Strength	487.78	MPa

### 2.1.3 Resin Epoxy

Komposit memiliki salah satu material penyusun yaitu matrix, matrix diketahui memiliki fungsi sebagai pelindung fiber dan mentransfer tegangan lokal dari satu fiber ke fiber lainnya. Pada saat ini jenis matrix yang biasa digunakan sebagai penyusun komposit yaitu polimer. Dari jenis matrix polimer tersebut yang biasa digunakan salah satunya adalah thermoset. Adapun jenis thermoset yang sering digunakan salah satunya adalah epoxy. Epoxy yang paling berkembang adalah jenis resin epoxy.

Resin Epoxy adalah gugus epoksida dalam polimer sebelum mengalami proses *crosslinking*. Resin epoxy banyak digunakan sebagai perekat dan matrix pada komposit karena memiliki sifat mekanik yang baik dan memiliki kekuatan perekat yang tinggi serta memiliki ketahanan panas dan kimia yang baik (Jin et al., 2015). Kemudian resin epoxy banyak digunakan sebagai matrix penyusun komposit karena kekuatan dan kekauannya lebih besar dibandingkan dengan jenis polimer yang lainnya ataupun jenis polyester (Kuncoro, 2000). Dapat dilihat *mechanical properties* pada Tabel 2.3 dari resin epoxy sebagai material penyusun komposit yang baik.

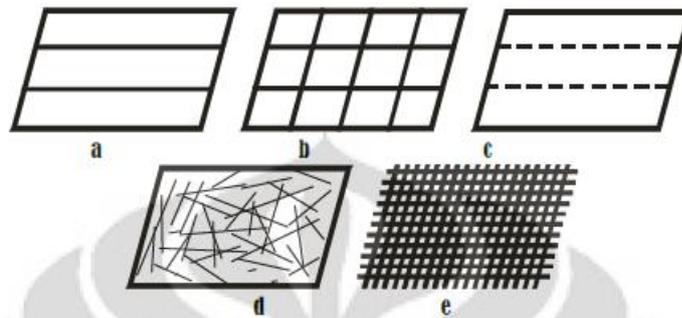
**Tabel 2.4** *Properties Material Resin Epoxy* (Daniel & Ishai, 2006b)

Mechanical properties	
Density (g/cm <sup>3</sup> )	1,16
Modulus Young (GPa)	3,4
Poisson Ratio	0,36
Tensile Strength (MPa)	80
Shear Modulus (GPa)	1,25

### 2.1.4 Orientasi Serat Dalam Komposit

Menurut (Klemens, 2009), komposit lembaran (*laminated composite*) merupakan material yang tersusun atas lapisan-lapisan (*lamina*) yang terikat satu sama lain. Setiap lapisan (*lamina*) terdiri dari serat yang terendam di dalam matrik. Jika serat yang dipergunakan untuk

membuat satu *lamina* adalah jenis serat panjang (*continuous fiber*), maka serat tersebut akan diorientasikan pada satu arah (*unidirectional orientation*) Gambar 2.10 (a) atau pada dua arah (*bidirectional orientation*) Gambar 2.10 (b). Lapisan juga dapat dikonstruksikan dengan menggunakan serat pendek yaitu *discontinuous fiber* baik secara searah Gambar 2.10 (c) maupun secara acak Gambar 2.10 (d). Beberapa lapisan yang ditumpuk satu sama lain untuk mendapatkan ketebalan tertentu akan membentuk lembaran (*laminata*), di mana variasi lapisan dalam lembaran dapat terdiri dari serat searah maupun berbeda arah Gambar 2.10 (e).



**Gambar 2.7** Jenis Orientasi Serat pada Komposit (Klemens, 2009)

### 2.1.5 Fraksi Volume

Fraksi volume pada komposit merupakan rasio antara serat dengan matriks yang digunakan untuk membuat suatu komposit. Fraksi volume dari suatu komposit berperan dalam menentukan sifat mekanik dari suatu material komposit yang dibentuk. Fraksi volume sendiri akan membagi presentase antara serat yang digunakan dengan matriks dari suatu komposit. Sifat mekanik dari sebuah material komposit ditentukan dengan adanya bentuk dan ukuran dari serat yang digunakan pada suatu komposit, kemudian fraksi volume dari suatu komposit akan ditentukan dari ikatan antara matriks dengan serat. Dalam penentuan presentase pembagian antara matriks dengan serat, komposisi serat pada suatu komposit tidak dapat melebihi dari 50% atau dapat dikatakan matriks yang digunakan pada suatu komposit harus lebih dominan jika dibandingkan dengan serat. Komposisi matriks yang lebih dominan akan mengikat serat dengan lebih baik dan meningkatkan properti mekanik dari komposit yang dibentuk.

Sifat-sifat dari bahan komposit adalah pengaruh dari material penyusunnya. Sifat-sifat tertentu dari bahan komposit dapat dihitung melalui *rule of mixtures* atau aturan campuran, yang melibatkan perhitungan rata-rata berat dari bahan penyusun komposit. Massa jenis adalah contoh dari perhitungan rata-rata ini. Massa bahan komposit adalah jumlah massa fase matriks dan penguat yaitu :

$$m_c = m_m + m_r \quad (1)$$

Di mana m adalah massa dalam kg (lb), untuk subskrip c, m, dan r menunjukkan massa dari komposit, matriks, dan penguat. Kemudian, volume komposit adalah jumlah dari material penyusunnya :

$$V_c = V_m + V_r + V_v \quad (2)$$

Di mana V merupakan volume dalam  $cm^3$ . Untuk subskrip c, m, r, dan v menunjukkan volume dari komposit, matriks, penguat, dan void (rongga). Yang mana void merupakan rongga dalam

komposit. Kemudian terdapat hubungan massa dan volume dari komposit yaitu massa jenis komposit, yang mana massa jenis komposit adalah massa dibagi volume :

$$\rho_c = \frac{m_c}{V_c} = \frac{m_m + m_r}{V_c} \quad (2)$$

Karena massa matriks dan penguat adalah massa jenis masing-masing yang dikalikan dengan volumenya, yaitu :

$$m_m = \rho_m V_m \text{ dan } m_r = \rho_r V_r$$

Lalu jika persamaan diatas disubstitusikan ke persamaan (2.3), maka persamaannya menjadi :

$$\rho_c = f_m \rho_m + f_r \rho_r \quad (3)$$

Di mana,

$$f_m = \frac{V_m}{V_c} \text{ dan } f_r = \frac{V_r}{V_c} \quad (4)$$

$f_m$  dan  $f_r$  merupakan fraksi volume untuk matriks dan penguat komposit.

### 2.1.6 Perhitungan *Orthotropic Stress Limit*

Diketahui bahwa material komposit dikenal sebagai material yang memiliki sifat orthotropic. Yang mana material tersebut memiliki sifat mekanis yang berbeda-beda pada tiap arah yaitu berbeda ditiap sumbu x, y, dan z. Lalu *Orthotropic Stress Limit* adalah nilai kekuatan dari material komposit. Nilai ini dibagi atas 2 *properties*, yakni *longitudinal properties* dan *transversal properties*. *Longitudinal properties* terbagi atas *tensile strength X direction*, *compressive strength X direction*, *shear strength XY*, dan *shear strength XZ*. Sedangkan untuk *transversal properties* terbagi atas *tensile strength Y direction*, *tensile strength Z direction*, *compressive strength Y direction*, *compressive Z direction*, dan *shear strength YZ*.

#### 2.1.6.1 Perhitungan Buku *Engineering Mechanics of Composite Materials*

Berdasarkan (Daniel & Ishai, 2006a), persamaan untuk longitudinal tensile strength dibagi menjadi dua kondisi :

Jika  $\varepsilon_m^u > \varepsilon_f^u$ , maka persamaan tensile longitudinal X direction yaitu:

$$F_{1t} = F_{ft} \left( V_f + V_m \frac{E_m}{E_f} \right) \quad (6)$$

Dimana:

$F_{1t}$  = longitudinal composite tensile strength

$F_{ft}$  = longitudinal fiber tensile strength

$V_m$  = Volume fraksi matriks

$V_f$  = Volume fraksi fiber

$E_m$  = Modulus elastisitas matriks

$E_f$  = Modulus elastisitas fiber

Jika  $\varepsilon_m^u < \varepsilon_f^u$ , maka persamaan tensile longitudinal X direction yaitu:

$$F_{1t} = F_{mt} \left( V_f \frac{E_m}{E_f} + V_m \right) \quad (7)$$

Dimana:

$F_{1t}$  = longitudinal composite tensile strength

$F_{mt}$  = matrix tensile strength

$V_m$  = Volume fraksi matriks

$V_f$  = Volume fraksi fiber

$E_m$  = Modulus elastisitas matriks

$E_f$  = Modulus elastisitas fiber

Untuk memperoleh nilai transverse strength dari Komposit dilakukan perhitungan menggunakan persamaan dari transverse strength composite adalah sebagai berikut:

$$F_{2t} = \frac{1 - v_m}{k_\sigma(1 + v_m)(1 - 2v_m)} (F_{mt} - \varepsilon_{rm}E_m) \quad (8)$$

Dimana, untuk memperoleh nilai  $k_\sigma$  dengan menggunakan persamaan berikut:

$$k_\sigma = \frac{1 - V_f \left(1 - \frac{E_m}{E_f}\right)}{1 - \left(\frac{4V_f}{\pi}\right)^{\frac{1}{2}} \left(1 - \frac{E_m}{E_f}\right)} \quad (9)$$

Dimana:

$F_{2t}$  = Transverse tensile strength composite

$F_{mt}$  = Matriks Tensile Strength

$v_m$  = poisson ratio matriks

$E_m$  = Modulus elastisitas matriks

$\varepsilon_{rm}$  = strain residual strain

$k_\sigma$  = stress concentration factor

Untuk memperoleh nilai *compressive strength* dari komposit dilakukan perhitungan menggunakan persamaan dari transverse strength composite adalah sebagai berikut:

Jika nilai volume fraksi fiber tinggi akan menyebabkan kegagalan shear, maka nilai dari longitudinal compressive strength adalah sebagai berikut:

$$F_{1c} = 2F_{fs} \left[ V_f + (1 - V_f) \frac{E_m}{E_f} \right] \quad (10)$$

Dimana:

$F_{1c}$  = Longitudinal compressive strength composite

$F_{fs}$  = Shear Strength fiber

Untuk menghitung nilai *transverse compressive strength* composite menggunakan persamaan berikut:

$$F_{2c} = \frac{F_{mc} + \sigma_{rm}}{k_{\sigma}} \quad (11)$$

Dengan nilai  $k_{\sigma}$  adalah sebagai berikut:

$$k_{\sigma} = \frac{1 - V_f \left(1 - \frac{E_m}{E_f}\right)}{1 - \left(\frac{4V_f}{\pi}\right)^{\frac{1}{2}} \left(1 - \frac{E_m}{E_f}\right)} \quad (12)$$

Dimana:

$F_{2c}$  = transverse compressive strength composite

$F_{mc}$  = compressive strength of matrix

$\sigma_{rm}$  = residual stress

$k_{\sigma}$  = stress concentration factor

Untuk menghitung nilai *In-plane Shear Strength Composite* menggunakan persamaan berikut:

$$F_6 = \frac{F_{ms}}{k_{\tau}} \quad (13)$$

Dengan nilai  $k_{\tau}$  adalah sebagai berikut:

$$k_{\tau} = \frac{1 - V_f \left(1 - \frac{G_m}{G_{12f}}\right)}{1 - \left(\frac{4V_f}{\pi}\right)^{\frac{1}{2}} \left(1 - \frac{G_m}{G_{12f}}\right)} \quad (14)$$

Dimana:

$F_6$  = In plane Shear Strength of Composite

$F_{ms}$  = shear strength of matrix

$k_{\tau}$  = shear stress concentration factor

$G_m$  = shear modulus matriks

$G_{12f}$  = In plane shear modulus fiber

### 2.1.6.2 Perhitungan Buku Composite Structures: Design, Mechanics, Analysis, Manufacturing, and testing

Berdasarkan (Kumar, 2017a), persamaan untuk *longitudinal tensile strength* pada komposit dibagi atas dua kondisi. Kondisi pertama adalah ketika nilai  $\epsilon_m > \epsilon_f$  dan kondisi kedua adalah ketika nilai  $\epsilon_m < \epsilon_f$ . Rumus perhitungan dari kedua kondisi tersebut adalah sebagai berikut :

Untuk nilai  $\epsilon_m > \epsilon_f$

$$(\sigma_{x_c}^T)_{ult} = (\sigma_{x_f}^T) V_f + (\varepsilon_{1_f}^T)_{ult} E_m (1 - V_f) \quad (15)$$

Untuk nilai  $\varepsilon_m < \varepsilon_f$

$$(\sigma_{x_c}^T)_{ult} = (\varepsilon_{1_m}^T) E_{1_f} V_f + (\sigma_m^T)_{ult} (1 - V_f) \quad (16)$$

Selanjutnya persamaan untuk *transverse tensile strength* pada komposit adalah sebagai berikut:

$$(\sigma_{y_c}^T)_{ult} = (\sigma_m^T)_{ult} \left( 1 - 2 \sqrt{\frac{V_f}{\pi}} \right) \quad (17)$$

Persamaan untuk *longitudinal compressive strength* dan *transverse compressive strength* adalah sebagai berikut :

$$(\sigma_{x_c}^C)_{ult} = 2(\tau_f)_{ult} \left[ V_f + \frac{E_m}{E_{2_f}} - (1 - V_f) \right] \quad (18)$$

$$(\sigma_{y_c}^C)_{ult} = (\sigma_m^C)_{ult} \left( 1 - 2 \sqrt{\frac{V_f}{\pi}} \right) \quad (19)$$

Kemudian untuk persamaan *longitudinal shear strength (In-Plane Shear)* dan *transverse shear strength (Out-Plane Shear)* adalah sebagai berikut :

$$(\tau_{xy_c})_{ult} = G_{12_c} \left[ 1 + \left( \frac{G_m}{G_{12_f}} - 1 \right) V_f \right] (Y_m)_{ult} \quad (20)$$

$$(\tau_{yz_c})_{ult} = \frac{(\tau_{xy_c})_{ult}}{2} \quad (21)$$

### 2.1.7 Ankle-Foot Prosthetic

Menurut (Setiadi, 2018), *Ankle-foot* merupakan sebuah teknologi yang memiliki kegunaan sebagai tumpuan yang dapat membantu seseorang ketika berjalan. *Ankle-foot* yang dapat berfungsi dengan baik adalah *ankle-foot* yang mampu menopang berat tubuh seseorang ketika berjalan ataupun berdiri. Kemudian desain yang menyerupai bentuk seperti kaki pada manusia normal sehingga dapat mempermudah pergerakan sendi lutut ketika berdiri atau berjalan. Gambar 2.8 merupakan salah satu contoh produk dari desain *Ankle-foot prosthetic*

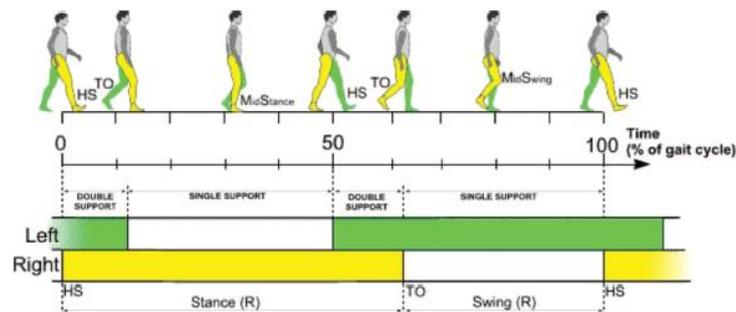


**Gambar 2.8** Contoh Desain *Ankle-Foot Prosthetic* (Childers & Takahashi, 2018)

### 2.1.8 Gaya Berjalan Manusia

Gaya berjalan manusia terjadi dari mulai fase *heel-strike* (HS) menuju fase *heel-strike* satu kaki, fase kuda-kuda, dan fase ayunan pada kedua kaki. Adapun gaya dasar berjalan manusia, terbagi menjadi dua periode yaitu ketika kaki berada di tanah (fase berdiri) dan ketika kaki turun dari tanah (fase mengayun).

Pada fase berdiri terbagi menjadi tiga periode yaitu fase kontak, ketika tumit menyentuh tanah berlanjut ke kaki dengan posisi menapak di atas tanah, kemudian fase *mid-stance* terjadi saat kaki menapak ditanah bergerak mengangkat tumit, dan periode dorongan ketika tumit diangkat dan posisi *toe-off* terjadi atau jari-jari kaki menyentuh tanah. Pada fase berjalan, ada fase ketika kedua kaki berada di tanah terdapat dua support pada fase tersebut dan ada fase ketika satu kaki yang menginjak tanah dengan satu support pada fase tersebut. (Versluys et al., 2009)



Gambar 2.9 Gaya Berjalan Manusia (Versluys et al., 2009)

### 2.1.9 Standar Pengujian KSP 8403 untuk Pengujian *Ankle-Foot Prosthetic*

KSP 8403 merupakan standar eksperimental untuk mengevaluasi kenyamanan pada pemakaian kaki palsu. Pengujian yang dilakukan yaitu dengan mengukur *deformation* terhadap pemberian beban yang terjadi pada kaki palsu. Adapun langkah-langkah pengujian dari standar KSP 8403 ini adalah pergelangan kaki prostetik dihubungkan ke dalam sebuah penjepit pada mesin uji kelenturan. Dan kemudian pembebanan diberikan lewat plat yang didorong oleh mesin. Kemudian dilakukan perhitungan *deformation* ketika beban 400 N diterapkan pada kaki prostetik pada bagian depan dengan sudut 30° dan tumit dengan sudut 15° terhadap lantai dibawah kecepatan pukulan 100 mm/min. untuk memenuhi kriteria dari standar ini adalah nilai *deformation* harus berada dalam kisaran antara 20 mm dan 40 mm pada kaki depan, sedangkan pada bagian tumit *deformation* harus berada pada kisaran 6 mm dan 22 mm. (Song et al., 2019)



Gambar 2.10 Pengujian *Ankle-Foot Prosthetic* Berdasarkan Standar KSP 8403 (Song et al., 2019)

## 2.1.10 Failure Theory

### 2.1.10.1 Von Mises Criterion

Von Mises criterion adalah teori kegagalan yang biasanya digunakan untuk material *ulet* atau *ductile*. Di mana teori ini digunakan untuk memperkirakan bahwa material akan gagal bila tegangan yang terjadi ( $\sigma'$ ) lebih besar dibandingkan dengan kekuatan luluh ( $S_y$ ) dari sebuah material.

$$\sigma' = \sqrt{\frac{1}{2}[(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2]} \quad (22)$$

Kegagalan akan terjadi bila,

$$\sigma' \geq S_y$$

### 2.1.10.2 Tsai-Wu Failure Criterion

Failure untuk orthotropic laminasi dapat ditentukan dengan menggunakan berbagai macam teori kegagalan untuk menentukan kegagalan material orthotropic. Terdapat berbagai macam teori kegagalan, salah satunya adalah Tsai-Wu failure criterion. Tsai-Wu failure criterion adalah teori kegagalan yang dapat memprediksi kekuatan dari material tanpa adanya data eksperimen yang dapat digunakan. Selain itu terdapat keunggulan lain pada penggunaan Tsai-Wu failure criterion yaitu prosedur penggunaan sangat mudah dan sangat mudah untuk dibaca untuk prosedur komputasi.

$$f_1\sigma_1 + f_2\sigma_2 + f_{11}\sigma_1^2 + f_{22}\sigma_2^2 + f_{66}\tau_6^2 + 2f_{12}\sigma_1\sigma_2 = 1 \quad (23)$$

dengan  $f_{ij}$  adalah konstanta *strength tensor* :

$$f_1 = \frac{1}{F_{1t}} - \frac{1}{F_{1c}} \quad f_{11} = \frac{1}{F_{1t}F_{1c}} \quad f_2 = \frac{1}{F_{2t}} - \frac{1}{F_{2c}}$$
$$f_{22} = \frac{1}{F_{2t}F_{2c}} \quad f_{66} = \frac{1}{F_6^2} \quad f_{12} = -\frac{0.5}{\sqrt{f_{1t}f_{1c}f_{2t}f_{2c}}}$$

$F_{1t}$  adalah *longitudinal tensile strength*, untuk  $F_{1c}$  adalah *longitudinal compressive strength*, untuk  $F_{2t}$  adalah *transverse tensile strength*, untuk  $F_{2c}$  adalah *transverse compressive strength*, untuk  $F_6^2$  adalah *ultimate transverse shear strength*.

### 2.1.11 Safety factor

*Safety factor* atau faktor keamanan adalah faktor yang digunakan untuk mengevaluasi keamanan dari suatu perancangan struktur. Untuk menghindari terjadinya kegagalan struktur (*structure-failure*) maka kekuatan sebenarnya dari suatu material haruslah melebihi kekuatan yang dibutuhkan. Perbandingan dari kekuatan sebenarnya terhadap kekuatan yang dibutuhkan disebut faktor keamanan (*factor of safety*) untuk kegagalan laminasi didapatkan dari persamaan:

$$FoS = \frac{-C_1 + R}{2C_2} \quad (24)$$

Dimana:

$$C_1 = F_1\sigma_1 + F_2\sigma_2 + F_6\tau_{12}$$

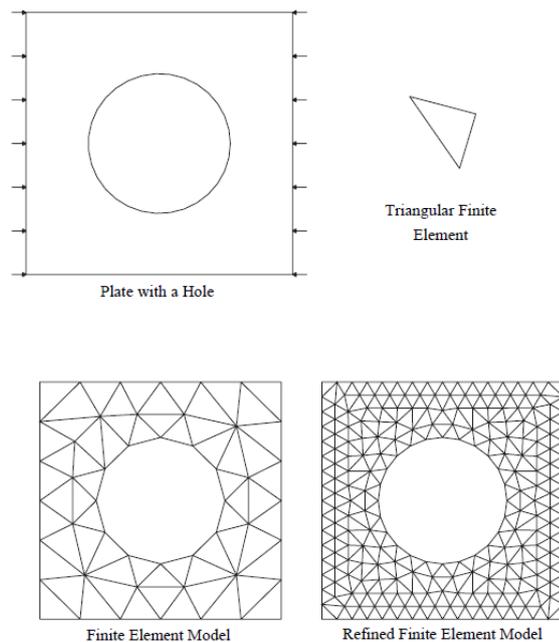
$$C_2 = F_{11}\sigma_1^2 + F_{22}\sigma_2^2 + F_{66}\tau_{12}^2 + 2F_{12}\sigma_1\sigma_2$$

$$R = \sqrt{|C_1^2 + 4C_2|}$$

Faktor keamanan lebih besar dari 1,0 menunjukkan bahwa laminasi aman dari kegagalan.

### 2.1.12 Finite Element Method

*Finite element method* adalah metode numerikal yang digunakan untuk menyelesaikan permasalahan *engineering* dan matematis. Salah satu tipe permasalahan yang biasanya diselesaikan oleh *finite element method* yaitu analisis struktur. Salah satu kelebihan dari *finite element method* yaitu dapat menyelesaikan permasalahan dengan melibatkan geometri rumit, pembebanan, dan sifat material. Untuk menyelesaikan permasalahan dengan kondisi yang rumit tersebut, *finite element method* membagi permodelan geometri menjadi beberapa elemen kecil yang saling terhubung pada titik-titik yang sama dengan dua atau lebih elemen dan garis serta permukaan yang disebut sebagai diskritisasi. Dapat dilihat pada Gambar 2.11 merupakan ilustrasi dari proses diskritisasi. Kemudian pada *finite element method* menyelesaikan permasalahan dengan memformulasikan setiap elemen dan digabungkan untuk mendapatkan penyelesaian satu geometri. (Logan, 2007)



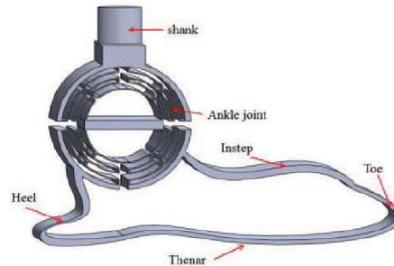
**Gambar 2.11** Plat Dengan Lubang yang Terdiskritisasi dengan Metode Elemen Hingga (Fish et al., 2007)

## 2.2 Penelitian Terdahulu

Penelitian pertama yang dilakukan oleh Tan Thang Nguyen, Hieu Giang Le, Thanh-Phong Dao, Shyh-Chour Huang pada tahun 2017 dengan judul “*Evaluation of Structural Behaviour of a Novel Compliant Prosthetic Ankle-foot*” penelitian tersebut menganalisa tentang perilaku struktur dari desain pergelangan kaki prostetik menggunakan material *glass-fiber reinforced plastic* (GFRP) dengan metode simulasi dengan tiga jenis pengujian yang sesuai dengan gaya berjalan manusia yaitu *heel-strike*, *midstance*, *toe-off* dengan penggunaan beban yaitu 10 N - 100 N dan penggunaan beban sebesar 500 N dan 600 N pada saat analisis *stress*. Di mana material yang digunakan yaitu komposit *glass-fiber reinforced plastic* (GFRP) dengan material properties berdasarkan Tabel 2.4 sebagai berikut :

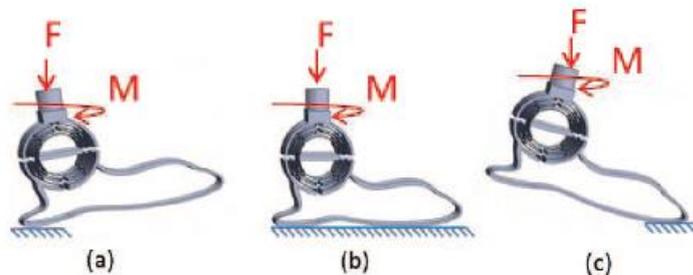
**Tabel 2.5** Data Material Properties GFRP (T. T. Nguyen, 2017)

GFRP	Density	Young's modulus	Poison's ratio	Yield strength
Value	1760 kg/m <sup>3</sup>	130 MPa	0.34	148 MPa



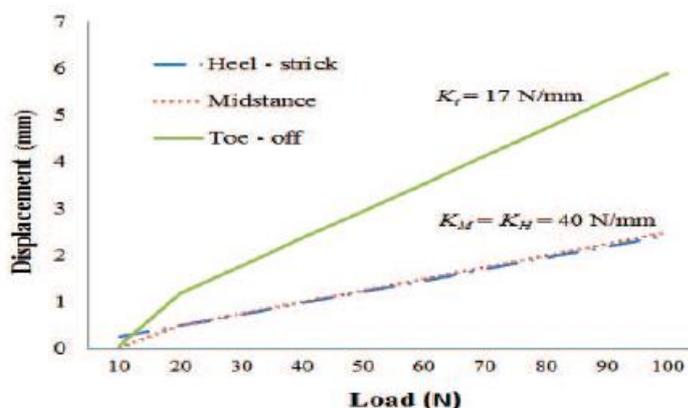
**Gambar 2.12** Desain Pergelangan Kaki Prostetik (T. T. Nguyen, 2017)

Kemudian bentuk desain dan skema pengujian yang digunakan pada penelitian ini yaitu:



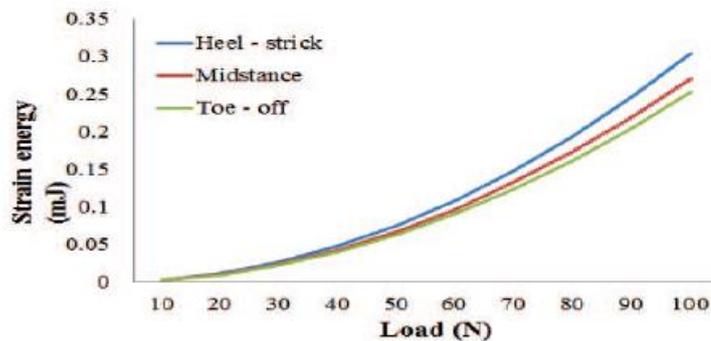
**Gambar 2.13** Skema Pengujian : (a) *Heel test*, (b) *Midstance*, (c) *Toe-off* (T. T. Nguyen, 2017)

Berdasarkan gambar 2.13 merupakan kondisi batas pengujian *ankle foot prosthetic*. Untuk kondisi *Heel test* yaitu pengujian kondisi saat tumit menyentuh tanah dan jari kaki terangkat ke atas. Kemudian *midstance* kondisi di mana tumit dan jari kaki menyentuh tanah. Dan kondisi *toe-off* yaitu kondisi di mana ketika jari kaki menyentuh tanah dan menekan tanah serta tumit terangkat. Adapun Analisa yang dilakukan pada dari pengujian tersebut yaitu *deformation*, *stress*, dan *energy of strain*.



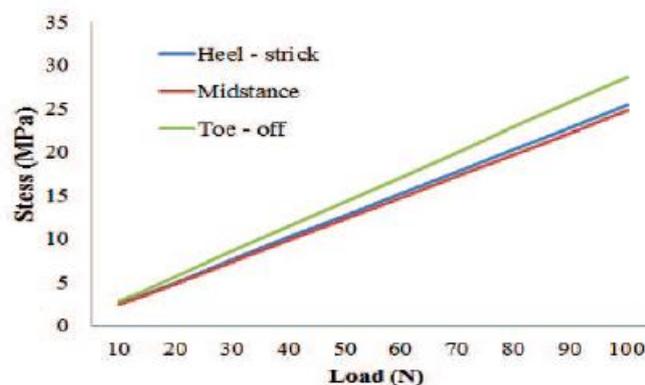
**Gambar 2.14** Grafik hasil pengujian antara *deformation* dan kekauan terhadap penerapan gaya (T. T. Nguyen, 2017)

Berdasarkan gambar 2.14 hasil pengujian terdapat hubungan antara kekakuan dengan aplikasi beban dan *deformation* terhadap pergelangan kaki prostetik. Di mana kekakuan berbanding lurus dengan beban dan berbanding terbalik dengan *deformation*. Sehingga dengan kekakuan yang tinggi maka *deformation* yang dihasilkan semakin kecil. Dari grafik diatas dapat dilihat bahwa dengan nilai beban yang diterapkan yaitu 10 N – 100 N, maka nilai kekakuan (K) tertinggi diperoleh saat kondisi pengujian *heel test* dan *mid-stance* dengan nilai yaitu  $K_H = K_M = 40 \text{ N/mm}$  dan *deformation* yang dihasilkan dengan nilai 2,3 mm nilai tersebut sangat kecil dibandingkan dengan kondisi saat pengujian *toe-off*, di mana nilai *deformation* yang diperoleh yaitu 6 mm dengan nilai kekakaun ( $K_T$ ) = 17 N/mm.



**Gambar 2.15** Grafik Hubungan antara *Strain Energy* dan Kekakuan terhadap Penerapan Gaya pada Pergelangan Kaki Prostetik (T. T. Nguyen, 2017)

Berdasarkan Gambar 2.15 merupakan hasil pengujian *ankle-foot prosthetic*, diperoleh nilai dari *strain energy* pada penerapan beban 10 N – 100 N pada pergelangan kaki prostetik. Di mana diperoleh nilai tertinggi *strain energy* pada saat kondisi *heel test* dengan nilai sebesar 0,3 mJ. Kemudian nilai tertinggi *strain energy* kedua diperoleh saat kondisi *midstance* dengan nilai 0,5 mJ. Nilai tertinggi *strain energy* terakhir diperoleh pada saat kondisi *toe-off* dengan nilai 0.25 mJ.



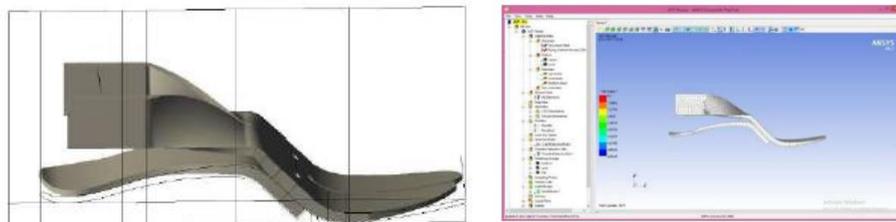
**Gambar 2.16** Hubungan antara Beban dan *Stress* pada *Ankle-Foot Prosthetic* (T. T. Nguyen, 2017)

Selanjutnya, Gambar 2.16 merupakan hubungan antara *stress* dan beban. Pada analisa *stress* ini, menggunakan tegangan Von Mises *stress* sebagai kriteria evaluasi bagi pergelangan kaki prostetik ini. Beban yang digunakan yaitu 10 N – 100 N, diperoleh nilai maksimum *stress* pada saat kondisi *toe-off* yaitu sebesar 28.629 MPa kemudian jika dibandingkan dengan yield

strength dari material GFRP yaitu sebesar 148 MPa dapat dikatakan desain pergelangan kaki prostetik masih dalam batas aman.

Namun, dilakukan pengujian untuk berat manusia sebesar 100 kg, dengan mempertimbangkan beban berat pada kaki sebesar 500 N dengan hasil kalkulasi yaitu 50 kg dikali dengan percepatan gravitasi yaitu  $10 m/s^2$ . Kemudian hasil yang didapatkan yaitu *stress* maksimum yang didapatkan yaitu sebesar 127 MPa dan jika dibandingkan dengan yield strength dari material GFRP yaitu sebesar 148 MPa maka nilai dari maksimum *stress* yang dihasilkan masih dibawah dari nilai yield strength material GFRP serta dapat dikatakan bahwa desain dari pergelangan kaki prostetik untuk berat manusia sebesar 100 kg masih dalam batas aman. Kemudian dilakukan pengujian dengan beban pada kaki sebesar 600 N, hasil *stress* maksimum yang didapatkan yaitu 152 MPa dan nilai tersebut melebihi dari nilai yield strength pada material GFRP (148 MPa). Sehingga desain dari pergelangan kaki prostetik mengalami kegagalan plastis. Untuk itu bisa dipastikan bahwa batas penggunaan desain kaki prostetik dengan penggunaan material GFRP ini hanya berlaku untuk berat manusia hanya sampai sebesar 100 kg.

Penelitian kedua dilakukan oleh M Hamzah dan A Gatta pada tahun 2018 dengan judul penelitian “Design of a Novel Carbon-Fiber Ankle-foot prosthetic using Finite Element Modeling” penelitian tersebut menganalisis tentang perilaku struktur pada desain pergelangan kaki prostetik dengan jenis material komposit *epoxy carbon-fiber woven* (230 Gpa) dan dilakukan pengujian dengan tiga variasi yaitu *heel-test*, *keel-test*, dan *vertical load*. Di mana untuk variasi pembebanan yaitu pada *heel-test* diberikan beban sebesar 300 N. untuk pengujian *keel-test* dan *vertical load* diberikan beban sebesar 1230 N. Adapun bentuk desain dari pergelangan kaki prostetik dari penelitian ini dapat dilihat pada Gambar 2. 17.

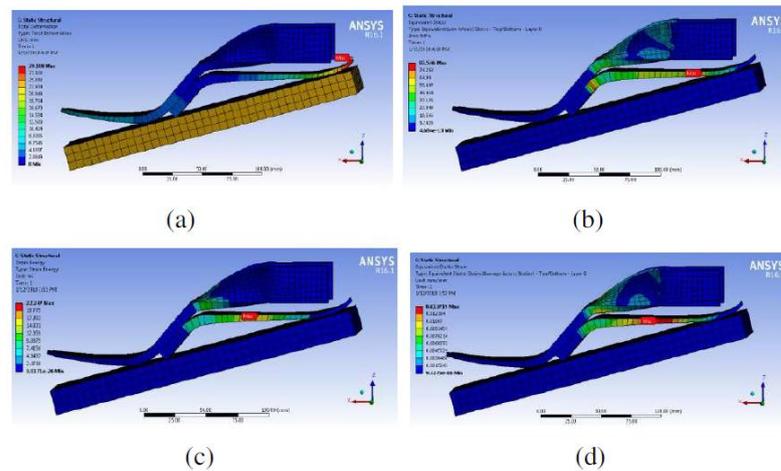


**Gambar 2.17** Desain dari Pergelangan Kaki Prostetik dan Penyusunan Material Komposit Epoxy Carbon-Fiber Woven (230 Gpa) Wet (Hamzah & Gatta, 2018)

Kemudian pada penelitian ini dilakukan analisa *stress*, *deformation*, *strain*, dan *energy absorbed* dengan kondisi batas berdasarkan AOPA’S *Prosthetic Foot Project* pada tiga jenis pengujian yaitu *heel-test*, *keel-test*, dan *vertical load*.

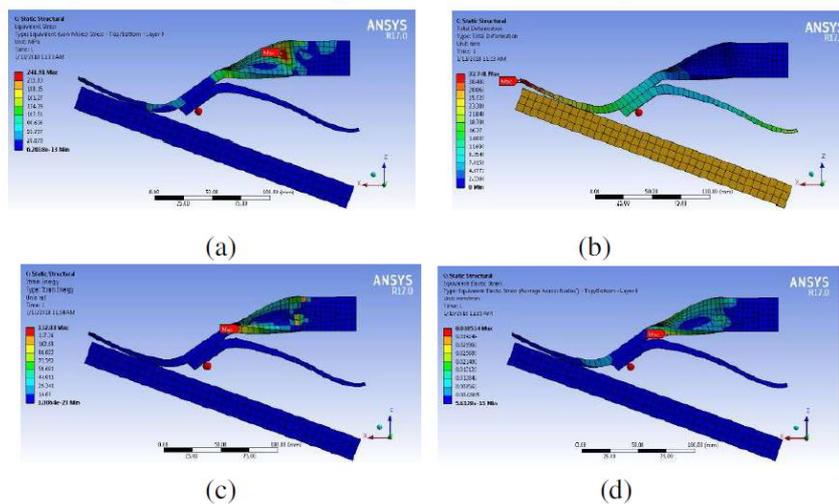
Berdasarkan Gambar 2.18 merupakan hasil pengujian *heel-test*. Pengujian *heel-test* merupakan pengujian ketika tumit menyentuh tanah dan memberikan tekanan ke tanah sedangkan jari kaki terangkat pada gaya berjalan manusia. Berdasarkan hasil pengujian dengan beban yang diberikan sebesar 300 N bahwa *stress* maksimal yang diperoleh yaitu sebesar 83,548 MPa, kemudian untuk strain maksimal yang diperoleh sebesar 0,01372. Dengan kata lain bahwa *stress* dan strain yang diperoleh masih dibawah dari sifat material *epoxy carbon-fiber woven* (230 GPa) wet. Dan pada kondisi pengujian seperti ini dapat dijelaskan bahwa desain dari pergelangan kaki prostetik dengan menggunakan material tersebut masih tergolong aman. Kemudian *deformation* yang diperoleh yaitu 29,188 mm, jika dibandingkan dengan standar AOPA dengan minimum *deformation* yaitu sebesar 13 mm maka bisa dikatakan bahwa

*deformation* yang dihasilkan masih tergolong respon dinamis. Kemudian untuk energi yang diserap diperoleh nilai sebesar 22.247 mJ.



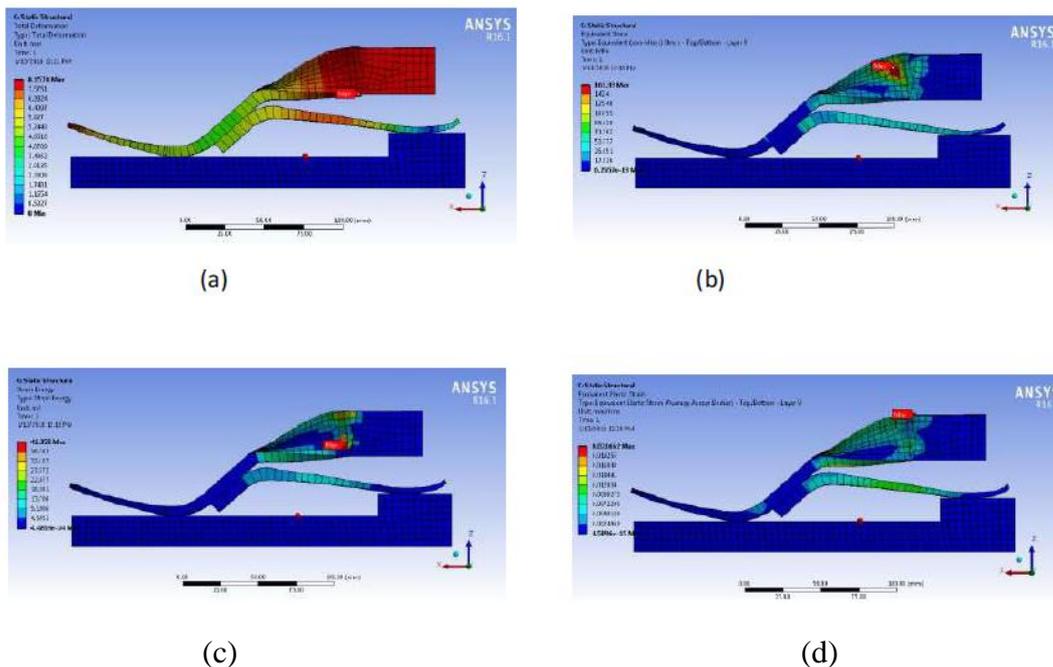
**Gambar 2.18** Hasil Pengujian *Heel-Test* dengan Hasil Berupa : (a) *Deformation*, (b) *Stress*, (c) *Strain Energy Absorbed*, dan (d) *Strain* (Hamzah & Gatta, 2018)

Berdasarkan Gambar 2.19 merupakan hasil pengujian *keel-test*. *Keel-test* merupakan pengujian ketika jari kaki menyentuh dan menekan ke tanah kemudian tumit terangkat pada gaya berjalan manusia. Berdasarkan hasil pengujian dengan beban yang diberikan sebesar 1230 N pada pergelangan kaki prostetik bahwa nilai *stress* yang diperoleh yaitu 241.9 MPa, kemudian *strain* yang diperoleh yaitu sebesar 0,03852. Dengan demikian *stress* dan *strain* yang diperoleh masih di bawah nilai dari sifat material *epoxy carbon-fiber woven (230 GPa) wet*. Dan untuk kondisi pengujian seperti ini bahwa desain pergelangan kaki prostetik dengan menggunakan material tersebut masih tergolong aman. Selanjutnya nilai *deformation* yang diperoleh yaitu sebesar 32,741 mm, jika dibandingkan dengan standar AOPA dengan nilai minum *deformation* yaitu sebesar 25 mm, maka masih tergolong respon dinamis pada *deformation* yang terjadi pada pengujian ini. Kemudian *energy absorbed* yang diperoleh yaitu sebesar 132.03 mJ.



**Gambar 2.19** Hasil Pengujian *Keel-Test* dengan Hasil berupa : (A) *Stress*, (B) *Deformation*, (C) *Energy Absorbed*, dan (D) *Strain* (Hamzah & Gatta, 2018)

Gambar 2. 20 merupakan hasil pengujian vertical load tests. Vertical load test merupakan pengujian dengan kondisi ketika tumit dan jari kaki menyentuh tanah atau bisa dikatakan merupakan fase berdiri pada gaya berjalan manusia. Berdasarkan hasil pengujian diatas dengan 1230 N bahwa *stress* yang diperoleh sebesar 161,33 N, kemudian untuk *strain* yang diperoleh sebesar 0,021662. Dapat dikatakan bahwa *stress* dan *strain* yang diperoleh masih di bawah dari nilai sifat material yang digunakan sehingga desain kaki prostetik masih dalam batas aman. Untuk nilai *deformation* yang diperoleh sebesar 8,1578 mm, bahwa nilai *deformation* tersebut tidak memenuhi uji *vertical load test*, berdasarkan standar AOPA nilai minimum *deformation* untuk bisa memenuhi uji *vertical load test* sebesar 10 mm. kemudian untuk nilai *energy absorbed* yang diperoleh sebesar 41,358 mJ.



**Gambar 2.20** Hasil Pengujian *Vertical Load Test* dengan Hasil berupa : (A) *Deformation*, (B) *Stress*, (C) *Strain Energy Absorbed*, dan (D) *Strain* (Hamzah & Gatta, 2018)

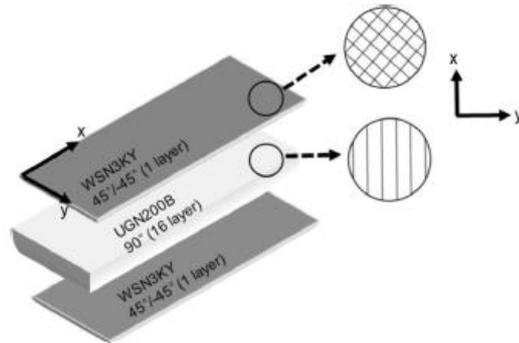
Kesimpulan dari hasil pengujian diatas dituangkan ke dalam bentuk tabel seperti pada Tabel 2.5 sebagai berikut :

**Tabel 2.6** Hasil Pengujian *Ankle-Foot Prosthetic* dengan Metode Elemen Hingga

Test type	Load (N)	Max. Deflection (mm)	Stress (Mpa)	Strain	Energy absorbed (mJ)
Heel test	300	29.188	83.546	0.01372	22.247
Keel test	1230	32.741	241.9	0.03852	132.03
Vertical loading	1230	8.1578	161.33	0.021662	41.358

Penelitian ketiga yang dilakukan oleh (Song et al., 2019) dengan judul “Performance Test for Laminated-Type Prosthetic Foot with Composite Plates” penelitian tersebut merancang kaki prostetik dengan tipe laminasi dengan plat komposit dengan kelengkungan dan ketebalan yang konstan sesuai dengan panjangnya. Kemudian melakukan optimasi pada kaki palsu menggunakan analisis elemen hingga sesuai dengan uji performa berdasarkan standar KSP

8403 untuk meningkatkan karakteristik tekukan di kedua sisi seperti kaki depan dan tumit. Adapun material yang digunakan pada kaki prostetik ini adalah komposit dengan jenis carbon woven prepreg (WSN3KY) dan UD fiber glass (UGN200B) dan polyurethane rubber pada salah satu plat. material komposit yang digunakan disusun pada kedua plat kaki prostetik dengan jumlah 18 layer dengan ketebalan total 3 mm. dapat dilihat pada Gambar 2.21 Merupakan kombinasi susunan layer pada plat komposit yang digunakan pada kaki prostetik di model ini.



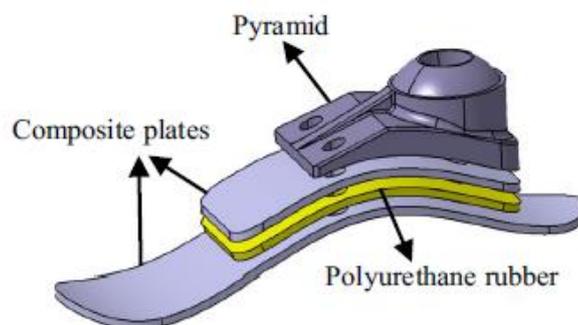
**Gambar 2.21** Urutan Susunan Komposit *Carbon Fiber* Dan *Fiber Glass*

Properties material yang digunakan pada penelitian ini yaitu dapat dilihat pada Tabel 2.7.

**Tabel 2.7** Data Material Properties dari Komposit yang Digunakan

Young's modulus (MPa)			Poisson's ratio			Shear modulus (MPa)		
$E_x$	$E_y$		$\nu_{xy}$	$\nu_{yz}$	$\nu_{zx}$	$G_{xy}$	$G_{yz}$	$G_{zx}$
43,000	13,000	13,000	0.3	0.4	0.3	5000	3846	5000

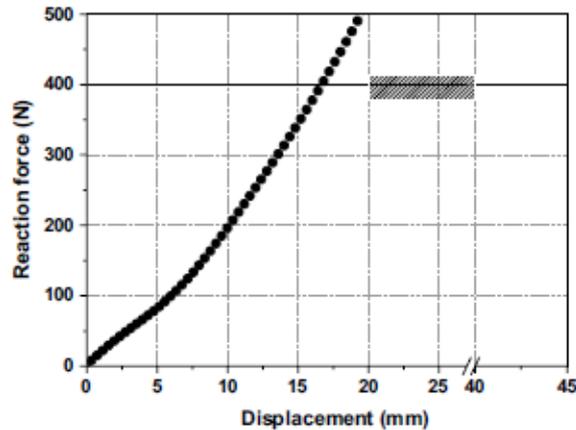
Kemudian plat komposit dan plat polyurethane rubber tersebut disusun sebagaimana pada desain dari kaki prostetik yang terlihat pada Gambar 2.22. berikut ini.



**Gambar 2. 22** Desain Kaki Prostetik

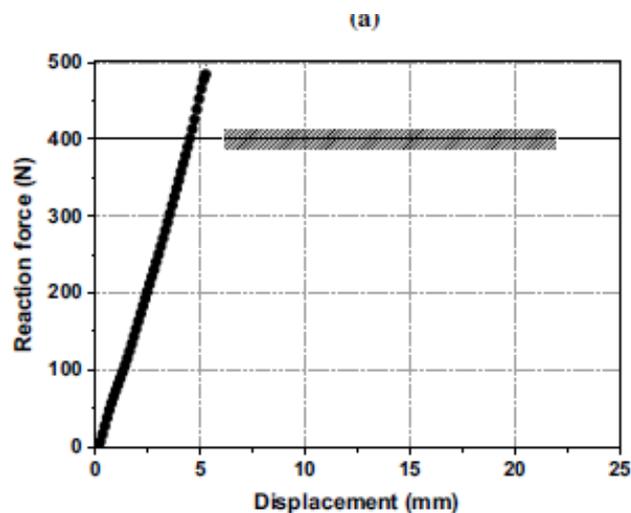
Selanjutnya desain dari kaki prostetik tersebut dilakukan pengujian secara eksperimental terlebih dahulu dengan menggunakan standar KSP 8403. Yang mana standar tersebut merupakan standar pengujian kenyamanan dalam penggunaan kaki prostetik. Dimana untuk memenuhi standar ini nilai *deformation* harus mencapai nilai 20 mm - 40 mm dengan pembebanan 400 N untuk pengujian kaki depan dengan sudut pengujian yaitu 30°, sedangkan

untuk pengujian kaki belakang *deformation* harus memenuhi nilai diantara 6 mm – 22 mm dengan sudut terhadap tanah adalah 15°. Setelah dilakukan pengujian pada desain kaki prostetik diatas diperoleh nilai pembebanan terhadap *deformation* dari masing-masing pengujian.



**Gambar 2.23** Grafik Pengujian *Bending Test* pada Kaki Depan

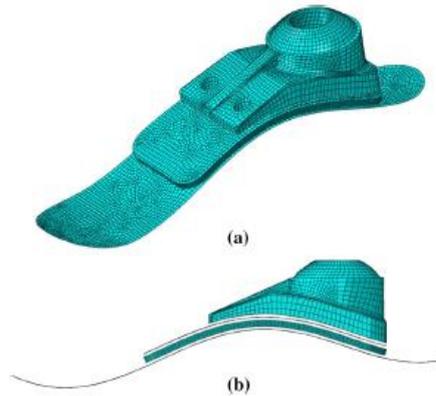
Gambar 2.23 merupakan hasil pengujian eksperimen pada kaki prostetik menggunakan standar KSP 8403. Diperoleh hasil bahwa nilai *deformation* saat pemberian beban 400 N menghasilkan nilai 17,3 mm. jika dilihat hasil berikut bahwa nilai defromasi tersebut tidak memenuhi kriteria dari standar KSP 8403 untuk pengujian kaki depan sehingga desain kaki tersebut dikategorikan kaku berdasarkan hasil pengujian *forefoot*.



**Gambar 2.24** Grafik Pengujian *Bending Test* pada Tumit

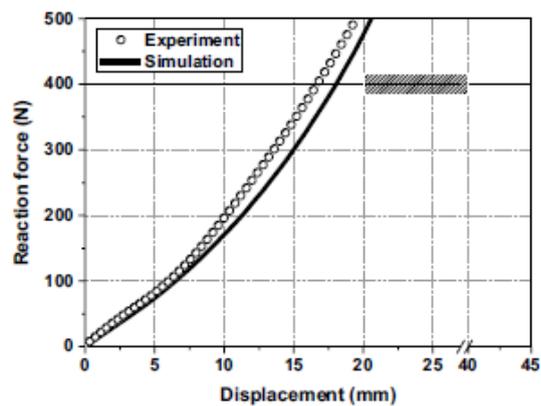
Berdasarkan Gambar 2.24 diperoleh hasil pengujian eksperimen pada desain kaki prostetik menggunakan standar KSP 8403 pada pengujian tumit. Diperoleh hasil *deformation* yaitu sebesar 4,8 mm. jika dilihat hasil berikut bahwa nilai defromasi tersebut tidak memenuhi standar KSP 8403 untuk pengujian tumit sehingga desain kaki prostetik dikategorikan kaku.

Kemudian pada penelitian ini dilakukan validasi menggunakan metode elemen hingga pada desain kaki prostetik yang sama. Pengujian yang dilakukan disesuaikan dengan kondisi dari eksperimental mengikuti standar dari KSP 8403. Dapat dilihat modelling kaki prostetik pada metode elemen hingga tersebut pada Gambar 2.25 berikut ini.



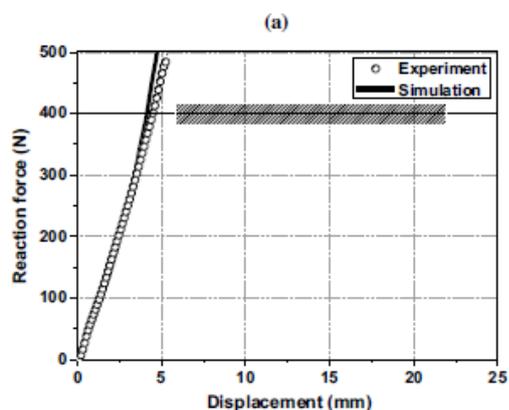
**Gambar 2.25** *Modelling* Kaki Prostetik Menggunakan Metode Elemen Hingga

Kemudian dilakukan pengujian pada modelling desain kaki prostetik berdasarkan gambar 2.25 ini menggunakan standar KSP 8403.



**Gambar 2.26** Hasil Pengujian Kaki Depan Menggunakan *Finite Element Method*

Berdasarkan Gambar 2.26 diperoleh hasil simulasi berupa *deformation* pada pembebanan 400 N pada pengujian kaki depan. Nilai *deformation* yang diperoleh adalah 17,5 mm. maka berdasarkan nilai *deformation* tersebut bahwa hasil yang diperoleh mendekati dengan hasil dari eksperimen. Kemudian berdasarkan hasil *deformation* tersebut bahwa desain dari kaki prostetik tersebut masih belum memenuhi standar dari KSP 8403.



**Gambar 2.27** Hasil Pengujian Tumit Menggunakan *Finite Element Method*

Berdasarkan Gambar 2.27 diperoleh hasil simulasi berupa defromasi pada pembebanan 400 N. nilai *deformation* yang diperoleh yaitu 4,7 mm. maka berdasarkan nilai *deformation* tersebut bahwa hasil yang diperoleh mendekati dengan hasil dari eksperimen. Kemudian berdasarkan hasil *deformation* tersebut bahwa desain dari kaki prostetik tersebut masih belum memenuhi standar KSP 8403.

Penelitian keempat yang dilakukan oleh (Parmiggiani et al., n.d.) dengan judul penelitian “Effect of the fiber orientation on the tensile and flexural behavior of continuous carbon fiber composites made via fused filament fabrication”. Tujuan dari penelitian ini adalah untuk menganalisis hambatan mekanik dari komponen yang dibuat dengan bahan thermoplastik seat karbon kontinu (CCF) melalui fabrikasi filamen fusi (FFF), dengan fokus pada pengaruh arah orientasi serat. Salah satu metode yang dilakukan pada penelitian ini adalah pengujian pada material continuous carbon fiber dengan metode uji *bending*. Adapun kombinasi sudut serat yang digunakan pada pengujian uji *bending* dapat dilihat pada Tabel 2.28 Berikut.

**Tabel 2.8** Tabel Variasi Sudut Serat pada Pengujian *Bending*

Jenis Material	Variasi orientasi sudut serat
Continous carbon fiber	0°
	45°
	90°
	[0°/90°] <sub>12</sub>
	[45°/-45°] <sub>12</sub>
	[0°/90°/45°/-45°] <sub>6</sub>
	[0°/45°/-45°/-45°] <sub>6</sub>

Selanjutnya dilakukan analisa dari hasil pengujian *bending* terhadap variasi kombinasi sudut serat berdasarkan metode yang telah ditentukan. Berdasarkan hasil pengujian *bending* diperoleh pengaruh sudut orientasi terhadap flexural strength dan flexural modulus. Yang akan dituangkan dalam Tabel 2.8 dibawah ini.

**Tabel 2.9** Hasil Pengujian *Bending* Berdasarkan Arah Orientasi Sudut Serat

Jenis Material	Variasi orientasi sudut serat	Maximum flexural strength (MPa)	Flexural modulus (GPa)
Continous carbon fiber	0°	340,7	24,39
	45°	92	3,32
	90°	51,8	2,13
	[0°/90°] <sub>12</sub>	241,2	14,62
	[45°/-45°] <sub>12</sub>	101,8	3,25
	[0°/90°/45°/-45°] <sub>6</sub>	223,7	10,29
	[0°/45°/-45°/-45°] <sub>6</sub>	212,9	10,3

Berdasarkan hasil pengujian *bending* diperoleh sudut orientasi terbaik dengan nilai flexural strength dan flexural modulus terbaik. Berdasarkan data dari tabel 2.8 diperoleh bahwa sudut orientasi terbaik pada pengujian *bending* adalah 0° dengan nilai flexural strength yaitu 340,7 MPa dan nilai flexural modulus sebesar 24,39. Pada orientasi sudut tersebut dihasilkan kondisi material yang kaku. Selanjutnya pada sudut orientasi 45° diperoleh nilai flexural strength sebesar 92 Mpa dan flexural modulus sebesar 3,32 MPa. Hal tersebut terjadi

dikarenakan diagonal pada CCF menyebabkan disposisi yang berakibat tidak seimbang spesimen uji. Dan membuat spesimen hanya berputar pada sumbu longitudinal selama pembengkokan dan berakibat spesimen meluncur dari tiba-tiba dari posisi awal dan terjadi gangguan pada saat pengujian berlangsung. Berdasarkan nilai flexural modulusnya sudut  $45^\circ$  menunjukkan perilaku lentur yang hampir mirip dengan kondisi sudut  $90^\circ$ . Untuk sudut  $90^\circ$  diperoleh nilai flexural strength sebesar 51,8 MPa dan nilai modulus elastisitas sebesar 2,13 GPa. Dengan kondisi tersebut menandakan bahwa sudut  $90^\circ$  menunjukkan perilaku ulet. Kedua sudut  $45^\circ$  dan  $90^\circ$  menunjukkan perilaku belum gagal setelah tekukan terjadi. Sehingga perlu ditekek sampai dengan  $180^\circ$ . Untuk sudut  $[0^\circ/90^\circ]$  membuat spesimen menjadi lebih kaku dan ketahanan yang tinggi, dibuktikan dengan hasil flexural strength yaitu 241,2 MPa dan flexural modulus yaitu 14,62 GPa. Berdasarkan pembebanan yang sama kegagalan terjadi adalah akibat dari patahan tipe campuran. Berdasarkan pengamatan bahwa kombinasi sudut serat searah longitudinal lebih mempengaruhi ketahanan lentur dari spesimen. Kemudian untuk kombinasi sudut  $[45^\circ/-45^\circ]$  bahwa nilai flexural strength berkurang 57,8% dari kombinasi sudut  $[0^\circ/90^\circ]$  sehingga sifat material menjadi lebih ductil atau ulet dengan nilai flexural modulus sebesar 3,25 GPa. Kombinasi sudut ini memberikan dampak sulitnya dibengkokkan dan tidak ada terjadi kegagalan walaupun sudah ditekek sampai dengan  $180^\circ$ . Dapat disimpulkan bahwa diagonal campuran pada fiber berkinerja dengan sangat baik dibandingkan dengan diagonal tunggal. Selanjutnya kombinasi sudut  $[0^\circ/90^\circ/45^\circ/-45^\circ]$  diuji pada pengujian *bending* diperoleh nilai flexural strength sebesar 223,7 MPa dan memberikan *deformation* yang lebih tinggi dibandingkan kombinasi sebelumnya yaitu  $[0^\circ/90^\circ]$ . Hal ini bisa terjadi dikarenakan kontribusi dari kombinasi sudut  $[45^\circ/-45^\circ]$ . Kemudian dilakukan modifikasi sudut menjadi  $[0^\circ/45^\circ/90^\circ/-45^\circ]$ , berdasarkan hasil uji *bending* tidak terjadi perubahan yang signifikan dan menghasilkan nilai flexural strength dan flexural modulus yang hampir sebanding nilainya dengan keadaan sudut sebelumnya.

Penelitian kelima yang dilakukan oleh (Kusumastuti et al., 2009) dengan judul penelitian yaitu “aplikasi serat sebagai komposit polimer”. Diketahui bahwa serat sisal merupakan penguat yang menjanjikan untuk digunakan sebagai komposit karena harganya yang murah, densitas yang rendah, kekuatan spesifik dan modulusnya yang tinggi. Serat sisal secara konvensional, serat sisal sering digunakan sebagai bahan baku pembuatan tali, tikar, karpet, kerajinan, dan lain-lainnya. Secara teknis serat sisal memiliki potensi untuk digunakan sebagai komposit bagi bahan bangunan, kendaraan, rel kereta api, geotekstil hingga kemasan. Dikarenakan sisal memiliki potensi sebagai bahan penguat komposit, dapat dibuktikan dengan sifat mekanik dari serat sisal yaitu dapat dilihat pada tabel 2.9.

**Tabel 2.10** Sifat Mekanik dari Serat Sisal (Kusumastuti et al., 2009)

Densitas (kg/m <sup>3</sup> )	Moisture Content (%)	Kekuatan Tarik (MPa)	Modulus (GPa)	Maximum Strain (%)	Diameter (μm)
1450	11	604	9.4-15.8	-	50-200
1450	-	530-640	9.4-22	3-7	50-300
-	-	347	14	5	-
1030	-	500-600	16-21	3.6-5.1	-
1410	-	400-700	9-20	5-14	100-300
1400	-	450-700	7-13	4-9	-
-	-	530-630	17-22	3.64-5.12	100-300
1450	-	450-700	7-13	4-9	-

Kemudian potensi dari serat sisal jika dijadikan komposit dengan matriks polyester dan epoxy diperoleh sifat mekanik yang lebih baik jika dilakukan dengan treatment yang tepat. Apabila serat sisal dilakukan treatment dengan sangat baik maka akan memperoleh sifat mekanik dari komposit yang lebih baik. Sebagai contoh pada tabel 2.10 dibawah ini beberapa perlakuan serat sisal yang memberikan efek yang sangat baik. Yang mana treatment yang dilakukan yaitu dengan perlakuan 0,06 M NAOH. Sehingga diperoleh hasil sebagai berikut :

**Tabel 2.11** Sifat Mekanik Serat Sisal dengan *Treatment* dan Tanpa *Treatment* (Kusumastuti et al., 2009)

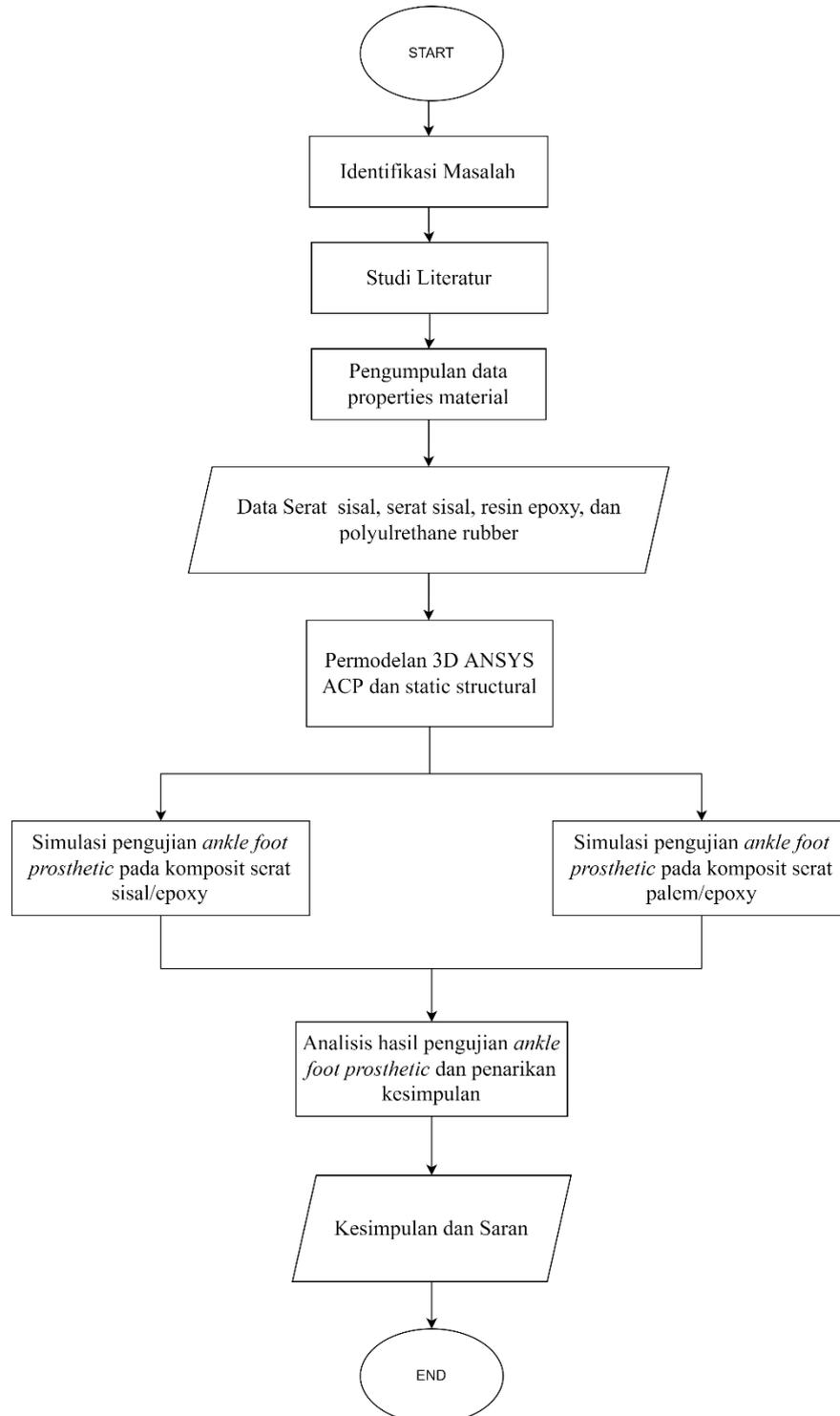
Jenis Komposit	Kekuatan (MPa)
Sisal-polyester tanpa <i>treatment</i>	222.6
Sisal-polyester dengan <i>treatment</i>	286.0
Sisal-epoxy tanpa <i>treatment</i>	329.8
Sisal-epoxy dengan <i>treatment</i>	335.4

Berdasarkan Tabel 2.11 diatas bahwa apabila serat sisal dilakukan treatment atau tanpa treatment menunjukkan perbedaan sifat mekanik. Yang mana pada tabel di atas menunjukkan bahwa perlakuan serat sisal dengan treatment menunjukkan kekuatan tarik yang lebih tinggi dibandingkan dengan tanpa perlakuan. Berdasarkan nilai kekuatan komposit dari serat sisal menunjukkan potensi sebagai bahan baku dalam aplikasi struktur.

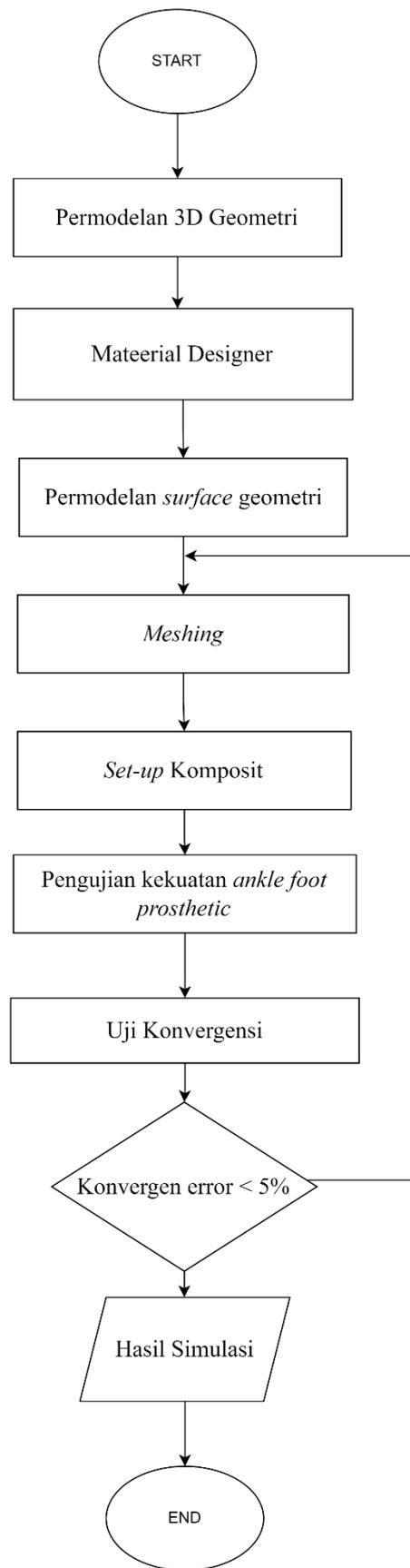
## BAB III METODOLOGI PENELITIAN

### 3.1 Diagram Alir Tugas Akhir

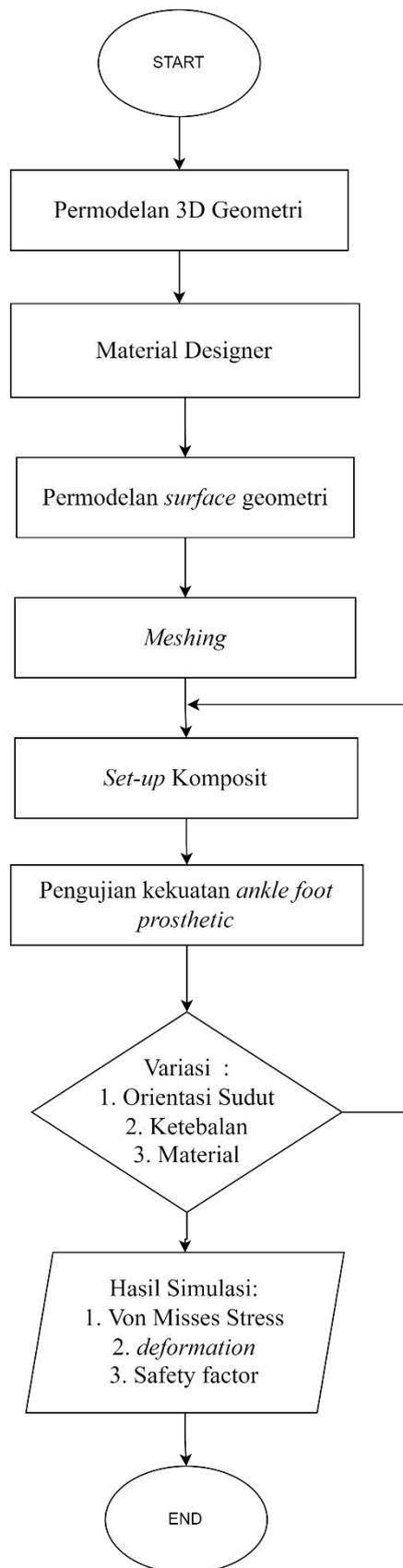
Metodologi yang digunakan dalam tugas akhir disederhanakan dalam bentuk diagram *flowchart* yang dapat dilihat pada gambar dibawah ini :



**Gambar 3.1** *Flowchart* Penelitian



**Gambar 3.2** *Flowchart* Simulasi



**Gambar 3.3** *Flowchart* Simulasi Pengujian *Ankle-Foot Prosthetic*

### 3.2 Identifikasi Masalah

Masalah yang akan dianalisa pada penelitian kali ini adalah pengaruh orientasi sudut serat, ketebalan, dan material sisal/epoxy atau palem/epoxy terhadap kekuatan desain *ankle-foot prosthetics*. Kemudian akan dianalisa terkait kombinasi sudut, ketebalan, serta material yang paling optimal dalam memberikan pengaruh pada kekuatan desain *ankle-foot prosthetic*. Adapun standar pengujian untuk desain *ankle-foot prosthetic* menggunakan standar KSP 8403.

### 3.3 Studi Literatur

Pada tahap ini studi literatur dilakukan untuk menunjang penulis dalam menyelesaikan permasalahan terkait analisa pengaruh arah orientasi sudut, variasi ketebalan, dan jenis material terhadap kekuatan *ankle-foot prosthetic*. adapun literatur sebagai penunjang yang digunakan yaitu berasal dari artikel, buku, jurnal penelitian sebelumnya.

### 3.4 Pengumpulan Data *Properties Material*.

Pada tahap ini dilakukan pengumpulan data berupa *properties material* dari serat sisal, serat palem, dan resin epoxy, dan data *polyurethane rubber*. Adapun *properties material* dapat dilihat pada tabel berikut :

**Tabel 3.1** Data *Properties Material* Serat Sisal (Kusumastuti et al., 2009)

<i>Mechanical Properties</i>	
<i>Density (g/cm<sup>3</sup>)</i>	1450
<i>Modulus Young (GPa)</i>	7
<i>Poisson Ratio</i>	0,4
<i>Tensile Strength (MPa)</i>	450
<i>Shear Modulus (GPa)</i>	2,5

**Tabel 3.2** Data *Material Properties* Serat Palem

<i>Mechanical properties</i>	
<i>Modulus Young (GPa)</i>	23,24
<i>Poisson Ratio</i>	0,3
<i>Tensile Strength (MPa)</i>	485,78
<i>Shear Modulus (GPa)</i>	9,0092

**Tabel 3.3** *Properties Material* Resin Epoxy (Daniel & Ishai, 2006b)

<i>Mechanical properties</i>	
<i>Density (g/cm<sup>3</sup>)</i>	1,16
<i>Modulus Young (GPa)</i>	3,4
<i>Poisson Ratio</i>	0,36
<i>Tensile Strength (MPa)</i>	80
<i>Shear Modulus (GPa)</i>	1,25

**Tabel 3.4** *Properties Material Polyurethane Rubber* (Ramezani et al., 2009)

<i>Mechanical properties</i>	
Density ( $g/cm^3$ )	1,25
Modulus Young (MPa)	5,517
Poisson Ratio	0,4997
Tensile Strength (MPa)	25
Shear Modulus (GPa)	0,0018394

### 3.5 Variasi Penelitian

Pada penelitian ini dibutuhkan variasi penelitian untuk menunjang penelitian ini. Diketahui bahwa dalam menyusun material komposit diperlukan salah satunya adalah arah orientasi serat untuk memberikan pengaruh pada material properties dari komposit yang diinginkan. Sehingga dalam menyusun komposit pada *ankle-foot prosthetic* ini dibutuhkan arah orientasi serat yang terbaik untuk desain *ankle-foot prosthetic* ini.

Untuk memilih arah orientasi serat yang optimal, dalam penelitian ini penulis memilih jenis komposit yaitu continuous fiber composite. Continuous fiber composite dipilih dikarenakan memiliki kekuatan dan kekakuan yang paling efisien. Adapun penulis memvariasikan sudut orientasi dari *continuous fiber composite* yaitu dengan jenis *unidirectional fiber composite*. Yang mana penyusunan arah orientasi serat digunakan berdasarkan penelitian yang dilakukan oleh ((Parmiggiani et al., n.d.)). Variasi orientasi serat dapat dilihat pada Tabel 3.5. berikut ini

**Tabel 3.5** Variasi Penyusunan Orientasi Sudut pada Material Sisal/Epoxy

NO	Material	Variasi Sudut
1	Sisal/Epoxy	$[0^\circ]_{10}$
2	Sisal/Epoxy	$[0/90]_5$
3	Sisal/Epoxy	$[45^\circ/-45^\circ]_5$
4	Sisal/Epoxy	$[0^\circ/90^\circ/45^\circ/-45^\circ/0^\circ]_s$
5	Sisal/Epoxy	$[0^\circ/45^\circ/90^\circ/-45^\circ/0^\circ]_s$

**Tabel 3. 6** Variasi Penyusunan Orientasi Sudut pada Material Sisal/Epoxy

NO	Material	Variasi Sudut
1	Palem/Epoxy	$[0^\circ]_{10}$
2	Palem/Epoxy	$[0/90]_5$
3	Palem/Epoxy	$[45^\circ/-45^\circ]_5$
4	Palem/Epoxy	$[0^\circ/90^\circ/45^\circ/-45^\circ/0^\circ]_s$
5	Palem/Epoxy	$[0^\circ/45^\circ/90^\circ/-45^\circ/0^\circ]_s$

Setelah mengetahui kombinasi arah serat yang memiliki kekuatan yang terbaik, maka selanjutnya akan diberikan variasi ketebalan pada plat komposit yang digunakan pada desain *ankle foot prosthetic*, untuk memperoleh kekuatan atau nilai *safety factor* yang aman pada desain *ankle-foot prosthetic*. Berikut tabel variasi ketebalan plat komposit yang akan digunakan:

**Tabel 3.7** Variasi Ketebalan Plat Komposit Sisal/Epoxy

NO	Material	Ketebalan Plat Komposit (mm)
1	Sisal/Epoxy	3 mm
2	Sisal/Epoxy	6 mm
3	Sisal/Epoxy	9 mm

**Tabel 3.8** Variasi Ketebalan Plat Komposit Palem/Epoxy

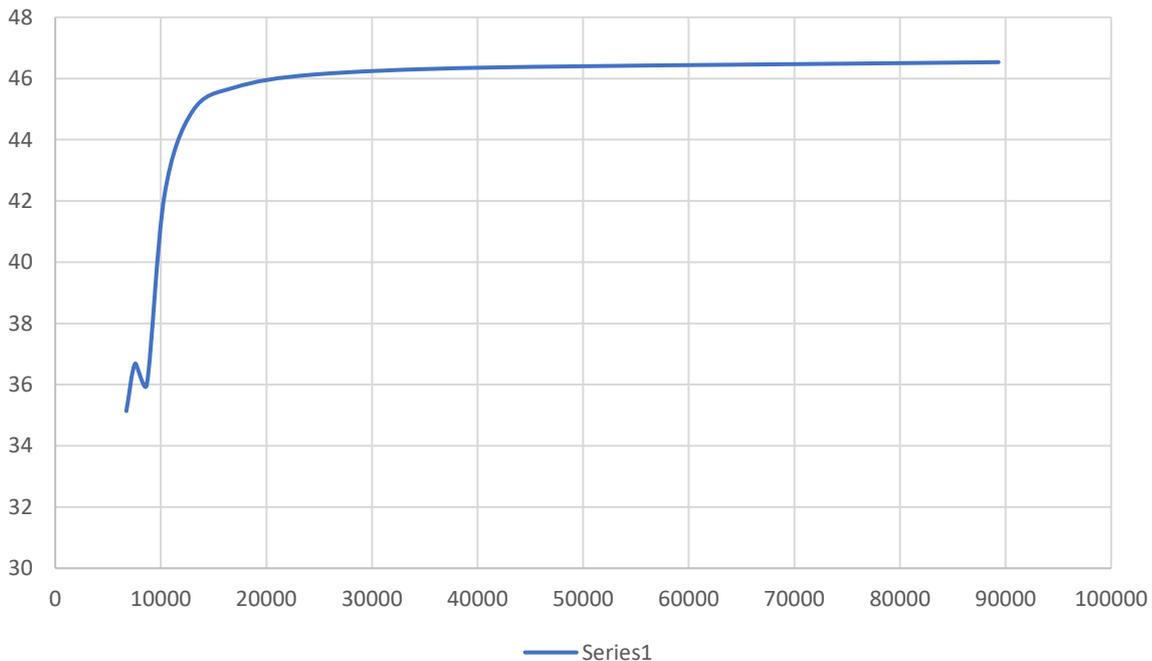
No	Material	Ketebalan plat Komposit (mm)
1	Palem/Epoxy	3 mm
2	Paelm/Epoxy	6 mm
3	Palem/Epoxy	9 mm

Setelah mengetahui kombinasi sudut terbaik maka dilakukan perbandingan terhadap dua material yaitu sisal/epoxy dan palem/epoxy. untuk mengetahui material yang terbaik sebagai material penyusun plat komposit pada desain *ankle-foot prosthetic*.

### 3.6 Uji Konvergensi Meshing

Setelah melakukan simulasi, pentingnya untuk melakukan uji konvergensi atau *grid independence test* untuk menentukan ukuran *mesh* yang efektif. Tentu semakin kecil ukuran dari *mesh*, maka simulasi yang dihasilkan akan lebih akurat karena jumlah *mesh* semakin banyak. Hal ini dimaksudkan untuk meningkatkan jumlah elemen agar hasilnya diharapkan mendekati dengan nilai sebenarnya. Tetapi semakin banyak jumlah *mesh*, maka waktu yang dibutuhkan untuk melakukan simulasi juga semakin lama. Oleh karena itu, uji konvergensi dilakukan untuk mendapatkan ukuran *mesh* yang sesuai dengan hasil dan waktu simulasi.

Uji Konvergensi Meshing



**Gambar 3.4** Grafik Uji Konvergensi Meshing

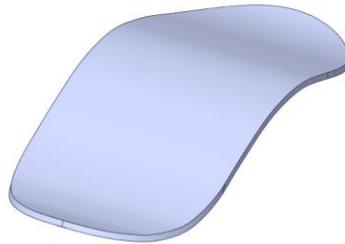
Berdasarkan hasil uji konvergensi tersebut dapat dilihat terdapat perbedaan cukup jauh pada *total element* 0-10.000 terjadi perubahan nilai *error* yang cukup besar sehingga hasil kurang akurat. Kemudian pada *total element* 10.000 – 20.000 terjadi perubahan nilai yang tidak terlalu jauh. Selanjutnya pada total elemen diatas 20.000 hasil yang diberikan sudah tidak jauh berbeda atau *error* yang diberikan sangat kecil. Sehingga ukuran meshing yang digunakan adalah 4 mm dengan total elemen sebanyak 24702.

### 3.7 Simulasi Uji Kekuatan *Ankle-Foot Prosthetic* dengan *Finite Element Method*

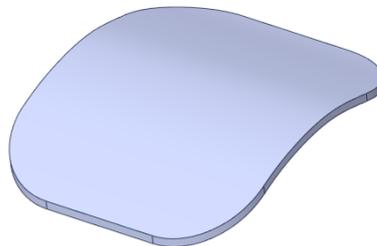
Simulasi uji kekuatan *ankle-foot prosthetic* dilakukan untuk mengetahui pengaruh arah orientasi sudut serat, ketebalan pelat komposit, serta material komposit sisal/epoxy dan palem/epoxy terhadap kekuatan *ankle-foot prosthetic* dengan menggunakan software ANSYS dengan fitur ACP (pre), dan static structural.

#### 3.7.1 Permodelan Geometri

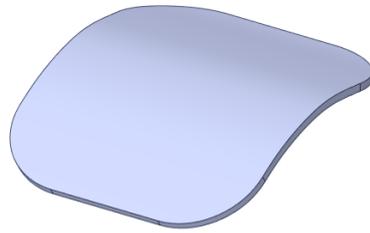
Pada tahap ini dilakukan proses permodelan 3D geometri dari *ankle-foot prosthetic*. Pada penelitian ini referensi yang digunakan adalah “*Performance Test for Laminated-Type Prosthetic Foot with Composite Plates*” dengan menggunakan software CAD sebelum dilakukan analisis di software ANSYS (Song et al., 2019). Adapun permodelan 3D geometri *ankle-foot prosthetic* terbagi menjadi beberapa bagian yaitu bagian plat komposit 1, plat komposit 2, plat *polyurethane rubber* pada *foot prosthetic*, dan *ankle prosthetic*. Untuk permodelan 3D geometri dari *ankle-foot prosthetic* dapat dilihat pada gambar dibawah ini :



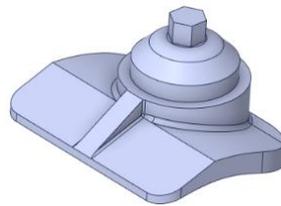
**Gambar 3.5** Permodelan Plat Komposit 1 *Foot Prosthetic*



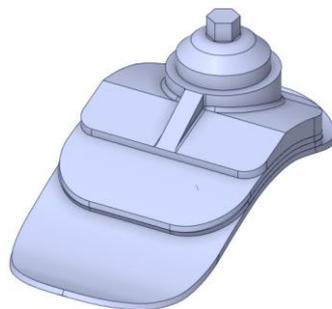
**Gambar 3.6** Permodelan Plat Komposit 2 *Foot Prosthetic*



**Gambar 3.7** Permodelan Plat Polyurethane Rubber *Foot Prosthetic*



**Gambar 3.8** Permodelan 3D *Ankle Prosthetic*



**Gambar 3.9** Permodelan 3D *Ankle-Foot Prosthetic*

### **3.7.2 Menyusun Material Komposit Sisal/Epoxy dan Palem/Epoxy**

Pada tahap ini dilakukan penyusunan material komposit sisal-epoxy dan palem/epoxy dengan menggabungkan dua material yang digunakan yaitu *reinforcement* dan *matrix* dengan menggunakan fitur *material designer* pada *software* ANSYS. Tahap penyusunan ini diawali dengan memasukkan data-data material properties dari *reinforcement* dan *matrix* yang digunakan pada fitur *engineering data*. Material *reinforcement* yang digunakan yaitu serat sisal, serat palem dan *matrix* yaitu resin epoxy. Adapun data-data material properties yang di input pada fitur *engineering data* adalah sebagai berikut:

**Tabel 3.9** *Material Properties* Serat Sisal

<i>Mechanical Properties</i>	
<i>Density (g/cm<sup>3</sup>)</i>	1,45
<i>Modulus Young (GPa)</i>	7
<i>Poisson Ratio</i>	0,4
<i>Tensile Strength (MPa)</i>	450
<i>Shear Modulus (GPa)</i>	2,5

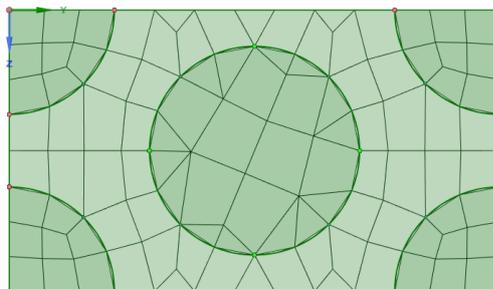
**Tabel 3.10** *Material Properties* Serat Palem

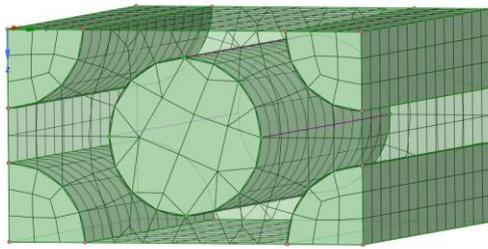
<i>Mechanical properties</i>	
<i>Modulus Young (GPa)</i>	23,24
<i>Poisson Ratio</i>	0,3
<i>Tensile Strength (MPa)</i>	487,78
<i>Shear Modulus (GPa)</i>	9,0092

**Tabel 3.11** *Mechanical properties* Resin/Epoxy

<i>Mechanical properties</i>	
<i>Density (g/cm<sup>3</sup>)</i>	1,16
<i>Modulus Young (GPa)</i>	3,4
<i>Poisson Ratio</i>	0,36
<i>Tensile Strength (MPa)</i>	80
<i>Shear Modulus (GPa)</i>	1,25

Tahap selanjutnya yaitu penyusunan komposit sisal/epoxy dan palem/epoxy dengan *material designer*. Pada tahap material designer, diawali dengan pemilihan model komposit. Adapun model komposit yang dipilih yaitu *UD Composite* (unidirectional komposit), kemudian menginput data-data material properties dari *reinforcement* dan matrix. Selanjutnya dilakukan pemilihan geometri dari komposit, geometri yang dipilih yaitu hexagonal. Pada bagian geometri tersebut dilakukan variasi fraksi volume serat berdasarkan variasi penelitian yang digunakan. Adapun fraksi volume serat yang digunakan untuk serat sisal yaitu 40% dan volume fraksi untuk serat palem sebesar 30 %. Serta diameter fiber yang digunakan untuk serat sisal yaitu 121,6  $\mu\text{m}$  dan diameter serat palem yaitu sebesar 100  $\mu\text{m}$ . Dan tahap terakhir yaitu *settings*, di mana tahap ini melakukan pemilihan hasil dari material properties dari komposit. tahap ini dipilih tipe *anisotropic* yaitu *orthotropic*. Sehingga hasil dari tahap penyusunan material designer dapat dilihat pada gambar dibawah ini:





Name	Value	Unit	P
Engineering Constant			
E1	4841,6	MPa	<input type="checkbox"/>
E2	4460,2	MPa	<input type="checkbox"/>
E3	4460,2	MPa	<input type="checkbox"/>
G12	1634,6	MPa	<input type="checkbox"/>
G23	1618,1	MPa	<input type="checkbox"/>
G31	1634,6	MPa	<input type="checkbox"/>
nu12	0,37747		<input type="checkbox"/>
nu13	0,37748		<input type="checkbox"/>
nu23	0,37823		<input type="checkbox"/>
Density			
rho	1,276E-09	t mm <sup>-3</sup>	<input type="checkbox"/>

Name	Value	Unit
Engineering Constant		
E1	9409,6	MPa
E2	5413,1	MPa
E3	5413,1	MPa
G12	1983,5	MPa
G23	1898,3	MPa
G31	1983,5	MPa
nu12	0,33947	
nu13	0,33951	
nu23	0,42736	

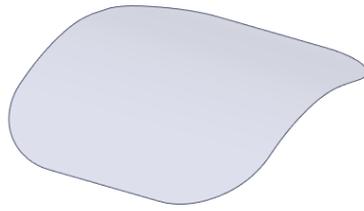
**Gambar 3.10** Hasil Penyusunan Material Komposit dengan Fraksi Volume Serat Sisal 40% dan Fraksi Volume Serat Palem 30 % pada *Material Designer* dengan Menampilkan Geometri dari Komposit dan *Material Properties*

### 3.7.3 Permodelan *Surface Geometri*

Tahap permodelan *Surface Geometri* ini adalah mengambil bagian *surface* pada desain 3D *ankle-foot prosthetic*. Pada tahap ini *surface* digunakan untuk menjadi sebuah cetakan dalam penyusunan komposit pada tahap *lay-up* lapisan komposit. adapun permodelan *surface geometri* dapat dilihat pada gambar berikut :



**Gambar 3.11** Permodelan *Surface Geometri* dari Plat Komposit 1 *Foot Prosthetic*



**Gambar 3.12** Permodelan Surface Geometri dari Plat Komposit 2 *Foot Prosthetic*

### 3.7.4 Input Engineering Data Material properties

Pada tahap ini dilakukan *input engineering data* dari material komposit sisal/epoxy dan palem/epoxy yang akan digunakan pada plat komposit 1 dan plat komposit 2 pada *foot prosthetic* pada fitur ACP (Pre) dan material *structural steel* yang akan digunakan untuk *ankle prosthetic* serta pelat *polyurethane rubber foot prosthetics* pada fitur *mechanical* model. Dapat dilihat data material pada Tabel 3.12 dan Tabel 3.13 yaitu komposit sisal/epoxy dan komposit palem/epoxy pada tabel berikut:

**Tabel 3.12** Data *Material Properties* Komposit Sisal/Epoxy

<i>Orthotropic Elasticity</i>	<i>Value</i>
Modulus X Direction (GPa)	4841,6
Modulus Y Direction (GPa)	4460,2
Modulus Z Direction (GPa)	4460,3
Poisson Ratio XY	0,37747
Poisson Ratio YZ	0,37823
Poisson Ratio XZ	0,37748
Shear Modulus XY (Gpa)	1634,6
Shear Modulus YZ (GPa)	1618,1
Shear Modulus XZ (GPa)	1634,4
Tensile X Direction (MPa)	113,88
Tensile Y Direction (MPa)	22,893
Tensile Z Direction (MPa)	22,893
Compressive X Direction (MPa)	-26,412
Compressive Y Direction (MPa)	-29,761
Compressive Z Direction (MPa)	-29,761
Shear XY (MPa)	41,84
Shear YZ (MPa)	20,92
Shear XZ (MPa)	41,84

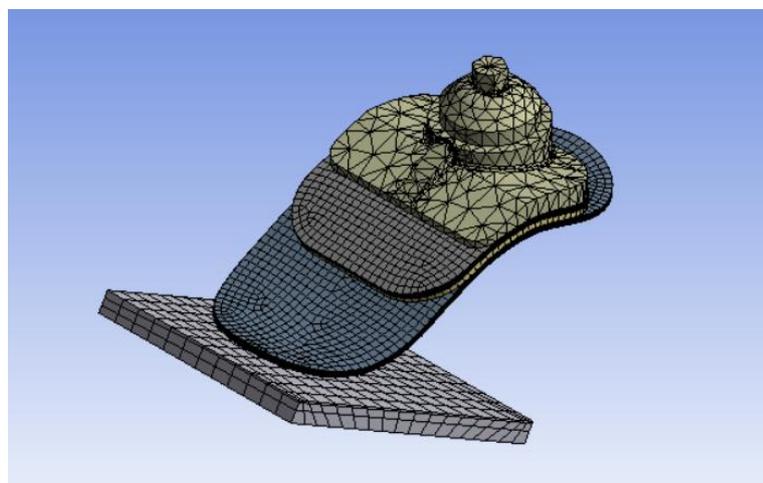
**Tabel 3.13** Data Properties Material Komposit Palem/Epoxy

<i>Orthotropic Elasticity</i>	<i>Value</i>
Modulus X Direction (GPa)	9,4096
Modulus Y Direction (GPa)	5,4131
Modulus Z Direction (GPa)	5,4131
Poisson Ratio XY	0,33947
Poisson Ratio YZ	0,42736
Poisson Ratio XZ	0,3395
Shear Modulus XY (Gpa)	1983,5
Shear Modulus YZ (GPa)	1898,3
Shear Modulus XZ (GPa)	1983,5
Tensile X Direction (MPa)	195,09
Tensile Y Direction (MPa)	30,54
Tensile Z Direction (MPa)	30,54
Compressive X Direction (MPa)	23,95
Compressive Y Direction (MPa)	39,7
Compressive Z Direction (MPa)	39,7
Shear XY (MPa)	47,07
Shear YZ (MPa)	23,535
Shear XZ (MPa)	47,07

### 3.7.5 Meshing

Pada tahap ini dilakukan proses *meshing*, di mana proses *meshing* berguna untuk membagi model 3D menjadi model diskrit atau *nodes* yang merupakan inti dari metode elemen hingga. Semakin banyak elemen *meshing*, maka akan semakin baik dan hasilnya akan mendekati dengan hasil yang sebenarnya.

Ukuran *meshing* yang digunakan pada bagian *foot prosthetic* yaitu sebesar 4 mm. sedangkan untuk *part ankle prosthetic* dan bidang pembebanan menggunakan ukuran *meshing default*.



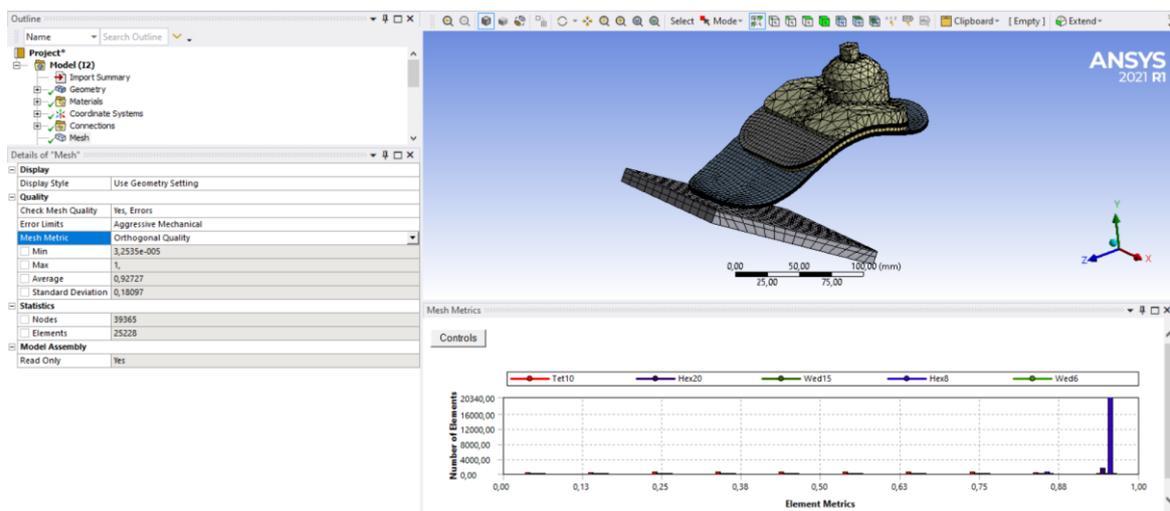
**Gambar 3.13** Meshing dari *Ankle-Foot Prosthetic*

Setelah proses *meshing* selesai, selanjutnya masuk ke tahap pengecekan kualitas *meshing* dengan metode *mesh quality*. Tahap ini berfungsi untuk melihat apakah *mesh* yang digunakan. karena apabila *mesh* yang dilakukan tidak cukup baik, maka hasil simulasi tidak cukup akurat. Oleh karena itu digunakan parameter *orthogonal quality* untuk melihat kualitas *meshing*. Untuk kualitas *meshing* berdasarkan parameter *orthogonal quality* nilai *mesh average* akan mendekati angka 1 atau tergolong *excellent*.



**Gambar 3.14** Mesh spectrum orthogonal quality

Untuk kualitas *meshing* secara keseluruhan dari desain *ankle foot prosthetic* yaitu berdasarkan parameter *orthogonal quality* mendapatkan hasil sebesar 0,92727. Berdasarkan nilai tersebut bahwa kualitas *meshing* dari keseluruhan *part* dari desain *ankle-foot prosthetic* termasuk kategori *very good*.

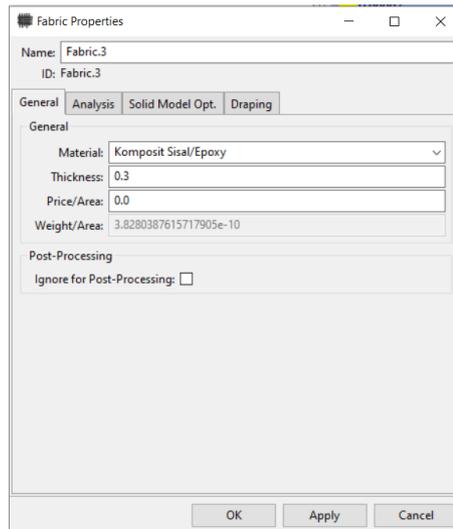


**Gambar 3.15** Orthogonal Quality dari Meshing Ankle-Foot Prosthetic

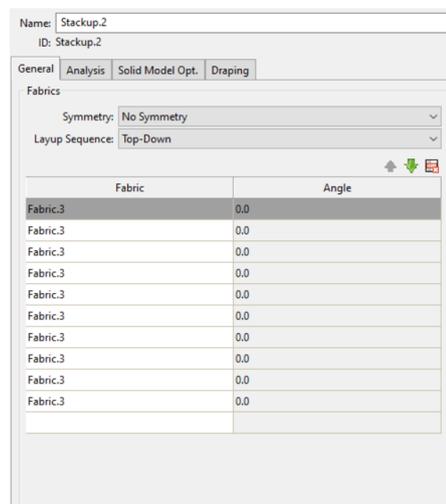
### 3.7.6 Set-up Komposit.

Untuk menyusun lapisan komposit diperlukan *set-up* material menggunakan ACP (pre) ANSYS. Dalam fitur ini material komposit akan dibentuk sesuai dengan *surface* geometri menjadi beberapa lapisan dan ditentukan arah orientasi seratnya. Dalam melakukan set-up material komposit terdapat beberapa tahap.

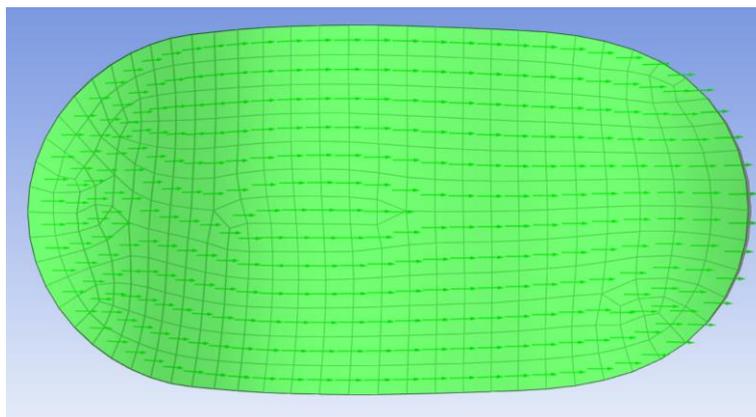
Tahap pertama yaitu mendefinisikan material komposit yang akan digunakan serta menentukan ketebalan lamina, arah orientasi dan jumlah lamina. Pada penelitian ini digunakan material komposit sisal/epoxy dan palem/epoxy dengan ketebalan lamina sebesar 0.3 mm. dan jumlah lamina yang digunakan adalah 10. Kemudian dilakukan proses *stackup* untuk menentukan arah orientasi serat dan jumlah lamina yang digunakan.



**Gambar 3.16** Menentukan Material Komposit dan Ketebalan Lamina Yang Digunakan

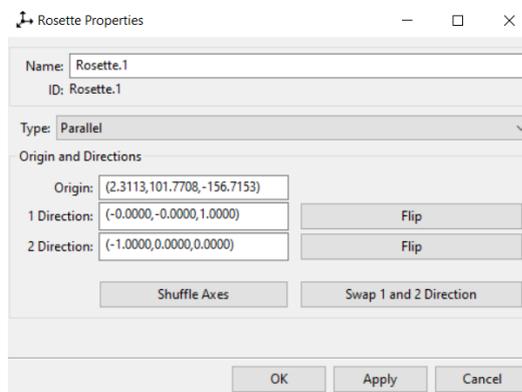


**Gambar 3.17** Menentukan Arah Orientasi Sudut Serat  $[0^\circ]_{10}$

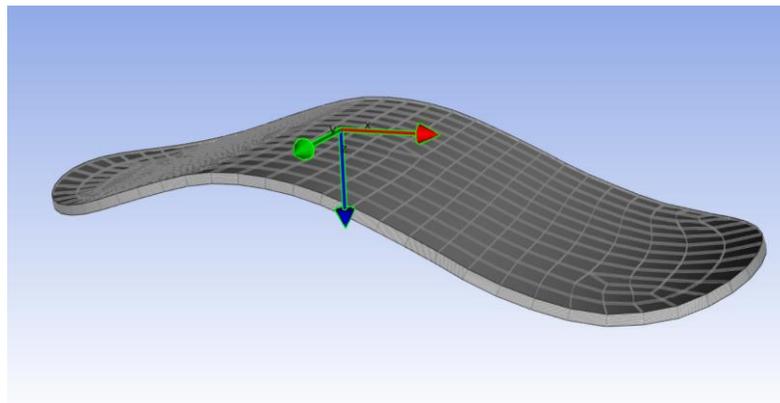


**Gambar 3.18** Salah Satu Contoh Arah Orientasi Sudut Komposit yang Digunakan yaitu Sebesar  $0^\circ$

Tahap kedua yaitu menentukan arah *rosettes* yang akan digunakan. *Rosettes* sendiri memiliki fungsi sebagai sumbu acuan dalam *set-up* komposit. di mana sumbu x pada *rosettes* berfungsi sebagai acuan orientasi  $0^\circ$  dari material komposit, sedangkan sumbu z adalah acuan dalam menyusun lapisan komposit.

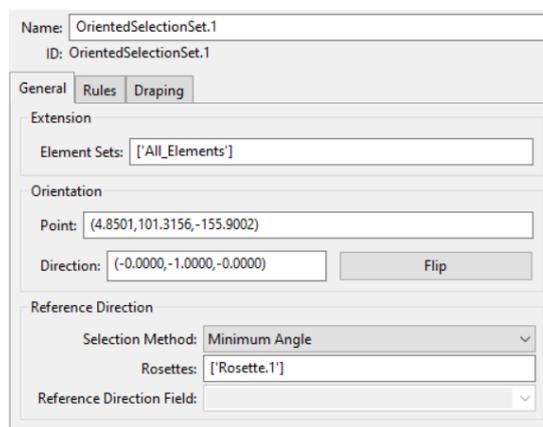


**Gambar 3.19** Menentukan Sumbu *Rosettes*

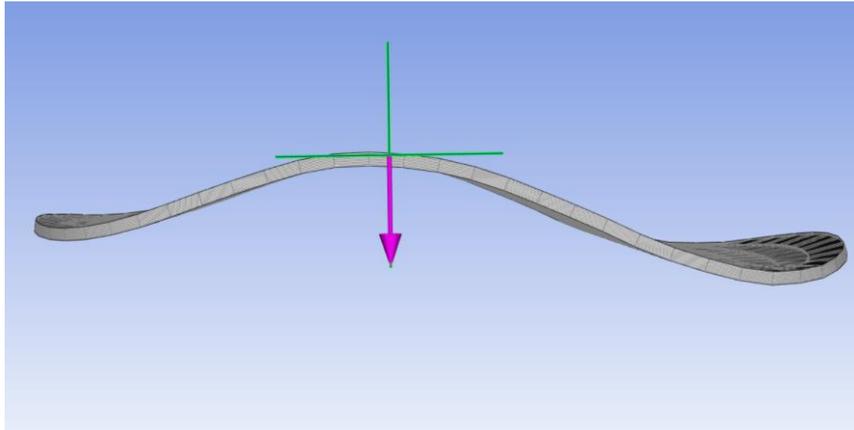


**Gambar 3.20** Contoh Penentuan Sumbu *Rosettes*

Tahap ketiga yaitu menentukan *Oriented Selection Sets (OSS)*. *Oriented Selection Sets (OSS)* digunakan untuk menentukan arah dalam menyusun (*stackup*) lapisan komposit. Penentuan arah *Oriented Selection Sets (OSS)* ini menggunakan setup yang sudah disusun pada material data dan juga pengaturan koordinat pada *rosettes*.

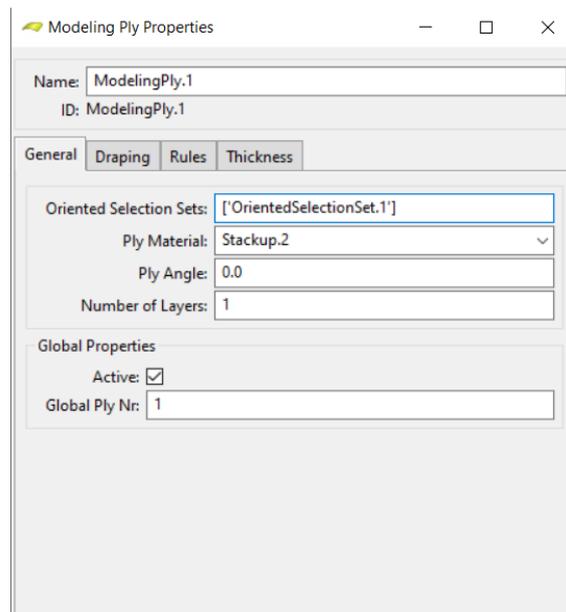


**Gambar 3.21** Menentukan *Oriented Selection Sets (OSS)*

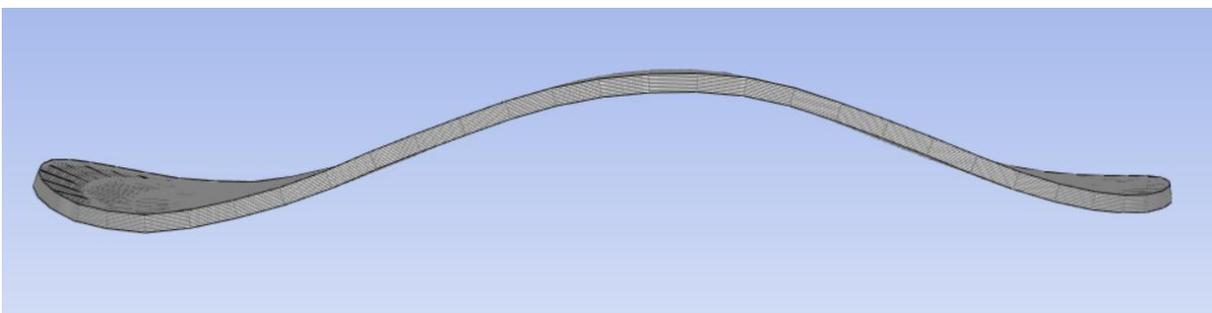


**Gambar 3.22** Salah Satu Contoh Mementukan Sumbu *Oriented Selection Sets* (OSS)

Tahap keempat yaitu *modelling group*, pada tahap ini menentukan jumlah lapisan/layer yang akan digunakan dalam menyusun komposit pada *surface* model yang telah dibuat. Adapun pada penelitian ini lapisan yang digunakan berjumlah 1 dengan ketebalan 3 mm.



**Gambar 3.23** Menentukan Jumlah Layer yang Digunakan pada *Modelling Group*



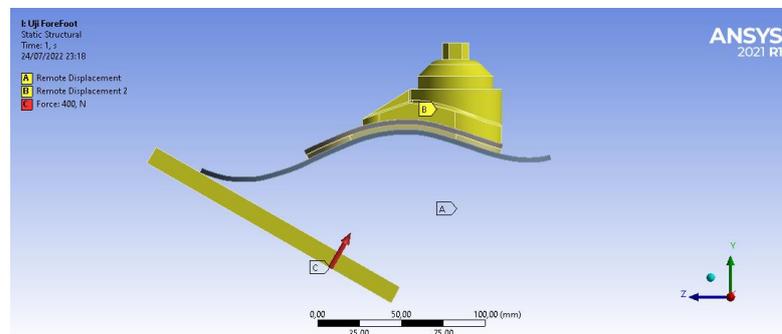
**Gambar 3.24** Ketebalan Hasil *Stack-Up* Plat Komposit

Layer	Sudut
1	0°
2	0°
3	0°
4	0°
5	0°
6	0°
7	0°
8	0°
9	0°
10	0°

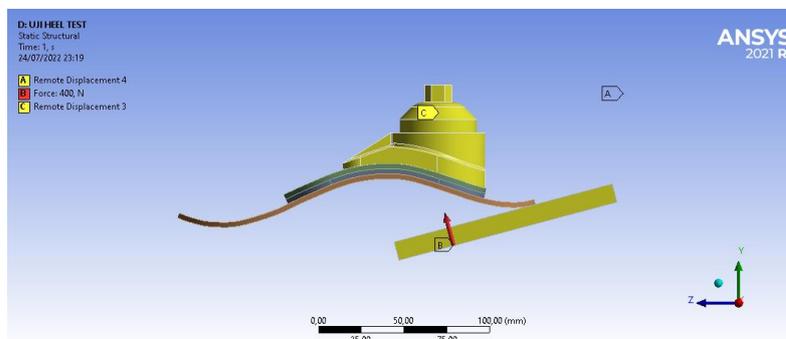
**Gambar 3.25** Ilustrasi Arah Orientasi Sudut [0°] dan Stackup dari Komposit

### 3.7.7 Pengujian Kekuatan *Ankle-Foot Prosthetic* dengan *Static Structural*

Pengujian *ankle-foot prosthetic* akan dilakukan menggunakan fitur ANSYS *static structural*. Pada tahap ini dilakukan dua jenis pengujian pada desain *ankle-foot prosthetic* yaitu *forefoot* dan *heel test*. Standar pengujian yang digunakan yaitu standar KSP 8403 berdasarkan penelitian yang dilakukan oleh (Song et al., 2019) Adapun kedua pengujian tersebut akan dibedakan pada *boundary condition* yang digunakan seperti ilustrasi pada Gambar 3.24 dan Gambar 3.25. Untuk pengujian *forefoot* akan diberikan bidang pembebanan *rigid* dengan sudut sebesar 30° sedangkan pada pengujian *heel* diberikan bidang pembebanan *rigid* dengan sudut 15° yang mana masing-masing pengujian diberikan beban sebesar 400 N. Untuk uji *forefoot* dan *heel support* berada pada lokasi *ankle prosthetic* dengan jenis support yaitu fixed support dengan penentuan perpindahan sebesar 0 mm pada sumbu x, y, z dengan kondisi rigid.

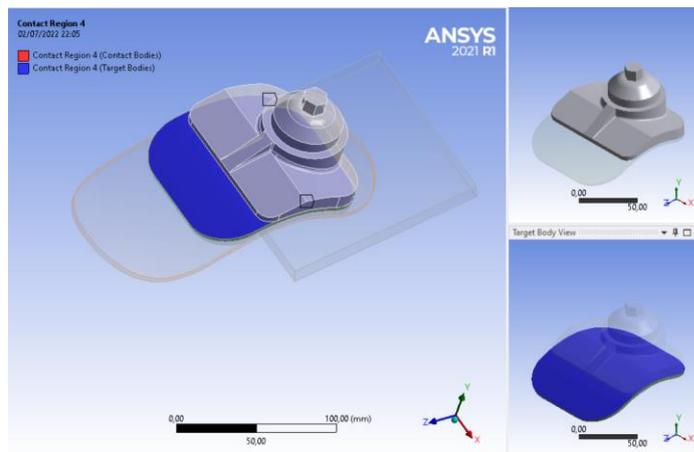


**Gambar 3.26** Boundary Condition Forefoot Test

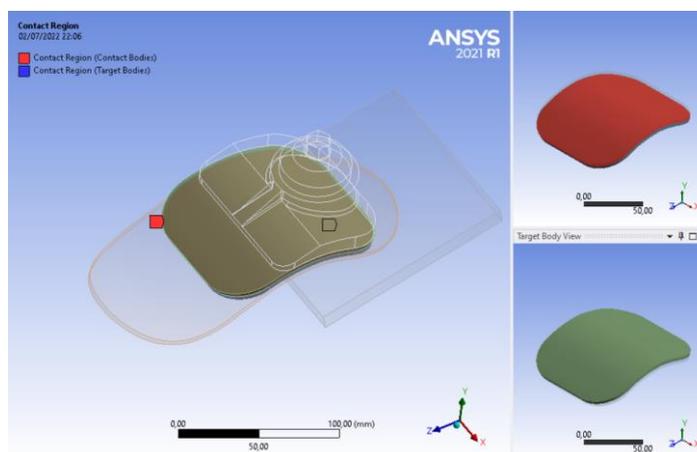


**Gambar 3.27** Boundary Condition Heel test

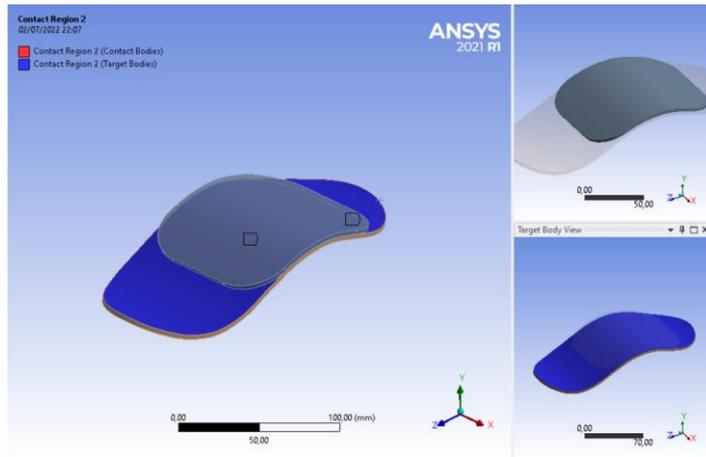
Pada pengujian ini akan dilakukan input kontak. Di mana dilakukan pemilihan kontak pada *ankle-foot prosthetic* yaitu antara *ankle-prosthetic* dengan plat komposit 2, plat komposit 2 dengan plat *polyurethane rubber*, plat *polyurethane rubber* dengan plat komposit 1, dan plat komposit 1 dengan bidang pembebanan dengan sudut  $30^\circ$  untuk pengujian *forefoot* dan  $15^\circ$  untuk pengujian *heel*. Adapun *body contact* yang dipilih antara *ankle-prosthetic* dengan pelat komposit 2 yaitu pada *ankle-prosthetic* dipilih sebagai *contact bodies* dan pelat komposit 2 menjadi *target bodies*. Untuk tipe kontak yang dipilih yaitu *bonded*. Kemudian *body contact* antara plat komposit 2 dengan plat *polyurethane rubber* yaitu pada plat komposit 2 dipilih sebagai *target bodies* dan plat *polyurethane rubber* dipilih sebagai *contact bodies*. Untuk tipe kontak yang dipilih yaitu *bonded*. Kemudian *body contact* yang dipilih antara plat *polyurethane rubber* dengan plat komposit 1 yaitu pada *polyurethane rubber* dipilih sebagai *target bodies* dan plat komposit 1 sebagai *contact bodies*. Untuk tipe kontak yang dipilih yaitu *bonded*. Kemudian pada pengujian *forefoot*, pemilihan *body contact* antara plat komposit 1 dengan bidang pembebanan dengan sudut  $30^\circ$  yaitu pada plat komposit 1 dipilih sebagai *target bodies* dan bidang pembebanan dengan sudut  $30^\circ$  yaitu *contact bodies*. Untuk tipe kontak yang dipilih yaitu *frictional* dengan nilai koefisien gesek sebesar 0,1. Hal tersebut dipilih dikarenakan berdasarkan kondisi pengujian sebenarnya kontak antara plat komposit 1 terhadap bidang pembebanan mengalami gesekan yang kecil. Kemudian pada pengujian *heel*, *body contact* antara plat komposit 1 dengan bidang pembebanan dengan sudut  $15^\circ$ , yaitu bidang pembebanan  $15^\circ$  sebagai *contact bodies* dan plat komposit 1 sebagai *target bodies*. Untuk tipe kontak yang dipilih yaitu *frictional* dengan nilai koefisien gesek 0,1.



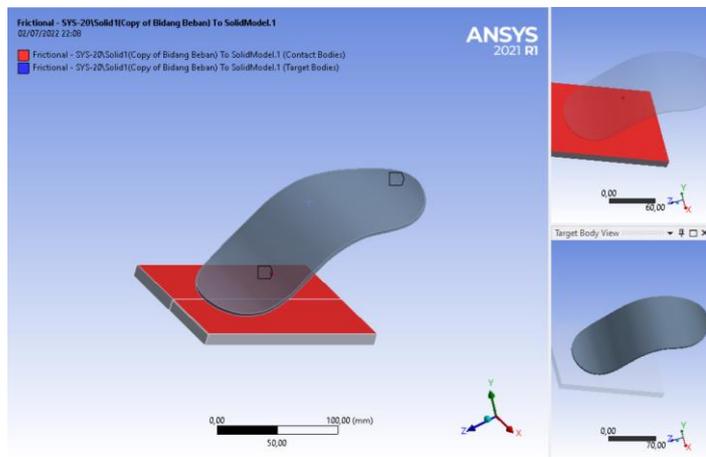
(a)



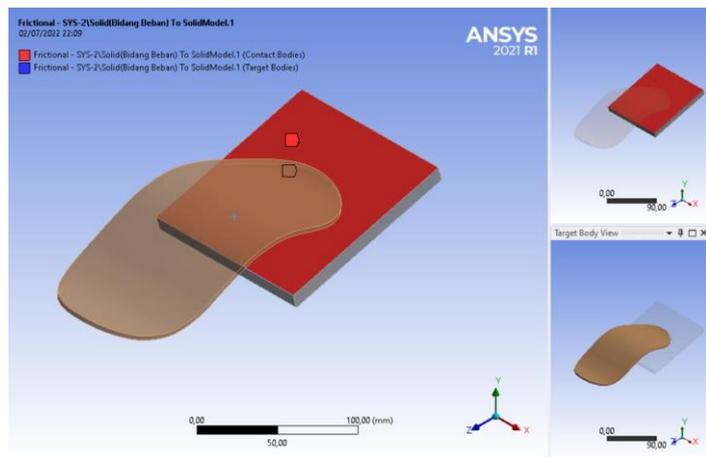
(b)



(c)



(d)



(e)

**Gambar 3.28** Penentuan Jenis Kontak (a) *Body Contact* antara *Ankle Prosthetic* dengan Plat Komposit 1 ; (b) *Body Contact* Plat Komposit 2 Dengan Plat Polyurethane Rubber; (c) *Body Contact* antara Plat *Polyurethane Rubber* dengan Plat Komposit 1, (d) *Body Contact* antara Plat Komposit 1 dengan Bidang Pembebanan 30°, (e) *Body Contact* antara Plat Komposit 1 Terhadap Bidang Pembebanan 15°

### 3.8 Validasi Simulasi Penelitian Terdahulu

Validasi Simulasi penelitian terdahulu menggunakan penelitian yang dilakukan oleh (Song et al., 2019)). Validasi tersebut dilakukan untuk memastikan langkah-langkah dari proses simulasi yang dilakukan telah sesuai dengan prosedur yang ada, sehingga menghasilkan hasil simulasi yang mendekati dari hasil penelitian sebelumnya. Adapun penulis telah melakukan validasi dengan mengikuti prosedur yang mendekati seperti pada penelitian terdahulu. Pada validasi ini didapatkan hasil yaitu antara pembebanan yang diberikan pada dua pengujian kaki prostetik terhadap *deformation* yang terjadi. Dapat dilihat pada Tabel 3.14 dan Tabel 3.15 merupakan perbandingan antara hasil simulasi dan hasil simulasi pada penelitian sebelumnya.

**Tabel 3.14** Perbandingan Hasil Simulasi dengan Penelitian Terdahulu pada Pengujian *Forefoot*

Beban (N)	<i>Deformation</i> (mm)	<i>Deformation</i> berdasarkan penelitian terdahulu	<i>Error</i>
0	0	0	0%
100	3,9271	6,5	40%
200	7,3906	11,5	36%
300	10,89	15	27%
400	14,335	17,5	18%

**Tabel 3.15** Perbandingan Hasil Simulasi dengan Penelitian Terdahulu pada Pengujian *Heel*

Beban (N)	<i>Deformation</i> (mm)	<i>Deformation</i> Berdasarkan penelitian terdahulu	<i>Error</i>
0	0	0	0
100	0,84215	2	58%
200	1,5979	2,5	36%
300	2,183	3	27%
400	2,679	4,5	40%

Berdasarkan Tabel 3.14 dan Tabel 3.15 pada pengujian *forefoot* dan *heel* mengalami perbedaan nilai yang signifikan yaitu terdapat error yang cukup besar. *Error* tersebut terjadi dikarenakan pada saat penulis melakukan validasi menggunakan prosedur dari simulasi pada penelitian terdahulu tersebut terdapat beberapa perbedaan prosedur dalam melakukannya. Adapun perbedaan tersebut terjadi yaitu pada penggunaan material pada desain kaki prostetik dalam validasi simulasi tersebut. Di mana pada penelitian terdahulu tersebut menggunakan jenis material komposit *woven carbon fiber* (WSN3KY) prepreg dan komposit *fiber glass* (UGN200B). Namun pada penelitian tersebut tidak diberikan detail informasi terkait *mechanical properties* dari material yang digunakan. sehingga terjadi perbedaan input material properties pada proses simulasi. Selanjutnya *error* yang terjadi juga diakibatkan dimensi dari desain kaki prostetik tidak dijelaskan secara detail, di mana penulis melakukan perkiraan pada dimensi dari desain kaki prostetik tersebut

### 3.9 Perhitungan *Orthotropic Stress Limit*

Setelah mendapatkan nilai *orthotropic elasticity* dari gabungan serat alami dan matriks dengan menggunakan ANSYS *Material Designer*, langkah selanjutnya adalah melakukan perhitungan *orthotropic stress limit* atau *stress* izin untuk ke berbagai arah. Perhitungan *orthotropic stress limit* meliputi *tensile* (x, y, z), *compressive* (x, y, z), dan *shear* (xy, yz, xz). Pada perhitungan *orthotropic stress limit*, referensi yang digunakan berasal dari dua buku referensi yaitu “*Engineering Mechanics of Materials*” (Daniel & Ishai, 2006b), dan “*Composite*

*Structures: Design, Mechanics, Analysis, Manufacturing, and Testing*”(Kumar, 2017b). Setelah melakukan perhitungan *orthotropic stress limit* menggunakan dua perumusan berdasarkan dua referensi buku diatas, kemudian hasilnya akan dicocokkan dengan material serat sisal dengan fraksi volume serat sebesar 40% berdasarkan referensi dari “*Influence of the anisotropy of sisal fibers on the mechanical properties of high performance unidirectional biocomposite lamina and micromechanical models*”(Zuccarello et al., 2021) digunakan sebagai acuan eksperimental. Setelah membandingkan kedua perhitungan menggunakan dua perumusan buku diatas, kemudian akan ditarik kesimpulan bahwa perumusan mana yang dianggap valid untuk digunakan dalam melakukan simulasi pada software ANSYS.

**Tabel 3.16** Material Properties dari Sisal/Green Epoxy

Sisal/ Green Resin		
Properties	Sisal	Green Resin
Tensile Strength (MPa)	675	45
Young Modulus (GPa)	40100	2500
Poisson's Ratio	0.38	0.61
Shear Modulus (GPa)	905.8	1840

### 3.9.1 Perhitungan Buku Engineering Mechanics of Composite Materials

Perumusan yang terdapat pada buku *Engineering Mechanics of Composite Materials*,(Daniel & Ishai, 2006b) memiliki persamaan untuk masing-masing *orthotropic stress limit* yang ada. Untuk mendapatkan nilai dari *longitudinal tensile* maka akan digunakan perumusan sebagai berikut.

$$\varepsilon_m = \frac{\sigma_m}{E_m} \qquad \varepsilon_f = \frac{\sigma_f}{E_f}$$

$$\varepsilon_m = \frac{45}{2500} \qquad \varepsilon_f = \frac{675}{40100}$$

$$\varepsilon_m = 0,018 > \varepsilon_f = 0,01683$$

Jika  $\varepsilon_m^u > \varepsilon_f^u$ , maka persamaan tensile longitudinal X direction yang akan digunakan adalah:

$$F_{1t} = F_{ft} \left( V_f + V_m \frac{E_m}{E_f} \right)$$

$$F_{1t} = 675 \left( 0,4 + 0,6 \frac{2500}{40100} \right)$$

$$F_{1t} = 295,24 \text{ MPa}$$

Setelah mendapatkan hasil *longitudinal tensile x direction*, maka nilai *tensile transverse strength* akan menggunakan perumusan sebagai berikut:

$$k_\sigma = \frac{1 - V_f \left( 1 - \frac{E_m}{E_f} \right)}{1 - \left( \frac{4V_f}{\pi} \right)^{\frac{1}{2}} \left( 1 - \frac{E_m}{E_f} \right)}$$

$$k_\sigma = \frac{1 - 0,4 \left( 1 - \frac{2500}{40100} \right)}{1 - \left( \frac{4 \times 0,4}{\pi} \right)^{\frac{1}{2}} \left( 1 - \frac{2500}{40100} \right)}$$

$$k_{\sigma} = 1,8898$$

$$F_{2t} = \frac{1 - \nu_m}{k_{\sigma}(1 + \nu_m)(1 - 2\nu_m)} (F_{mt} - \varepsilon_{rm}E_m)$$

$$F_{2t} = \frac{1 - 0,38}{1,8898(1 + 0,38)(1 - (2 \times 0,38))} (45 - (1 \times 2500))$$

$$F_{2t} = 43,58 \text{ MPa}$$

Setelah itu untuk mendapatkan nilai dari *compressive strength longitudinal* maka dapat dihitung dengan perumusan sebagai berikut:

$$F_{1c} = 2F_{fs} \left[ V_f + (1 - V_f) \frac{E_m}{E_f} \right]$$

$$F_{1c} = 2 \times 19,1 \left[ 0,4 + (1 - 0,4) \frac{2500}{40100} \right]$$

$$F_{1c} = 16,708 \text{ MPa}$$

Dan untuk mendapatkan *compressive strength transverse* digunakan perumusan sebagai berikut:

$$F_{2c} = \frac{F_{mc} + \sigma_{rm}}{k_{\sigma}}$$

$$F_{2c} = \frac{78,1 + 1}{1,8898}$$

$$F_{2c} = 41,85 \text{ MPa}$$

Lalu untuk mendapatkan nilai *In-Plane Shear Strength* akan menggunakan persamaan berikut ini:

$$k_{\tau} = \frac{1 - V_f \left(1 - \frac{G_m}{G_{12f}}\right)}{1 - \left(\frac{4V_f}{\pi}\right)^{\frac{1}{2}} \left(1 - \frac{G_m}{G_{12f}}\right)}$$

$$k_{\tau} = \frac{1 - 0,4 \left(1 - \frac{905,8}{1840}\right)}{1 - \left(\frac{4 \times 0,4}{\pi}\right)^{\frac{1}{2}} \left(1 - \frac{905,8}{1840}\right)}$$

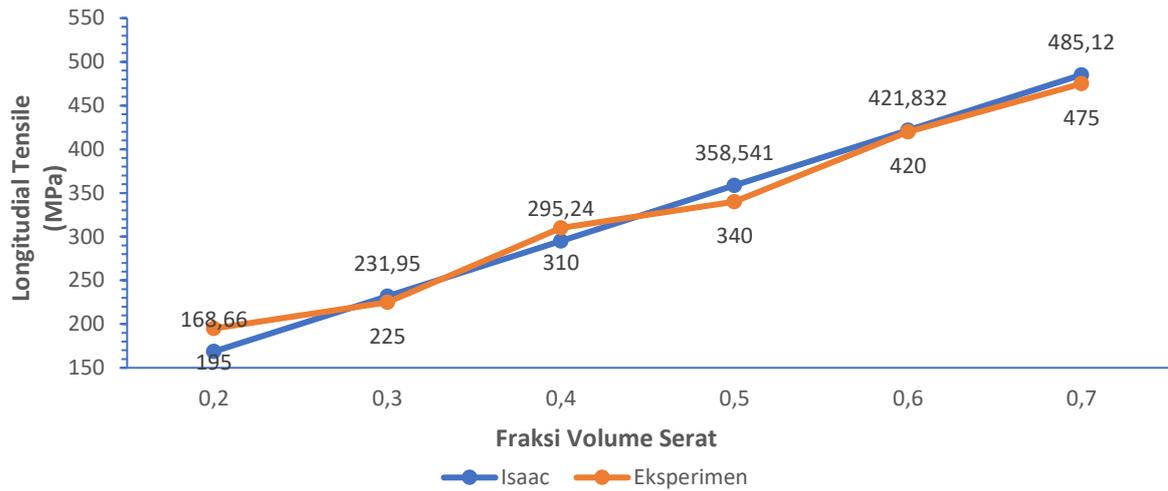
$$k_{\tau} = 1,2499$$

$$F_6 = \frac{F_{ms}}{k_{\tau}}$$

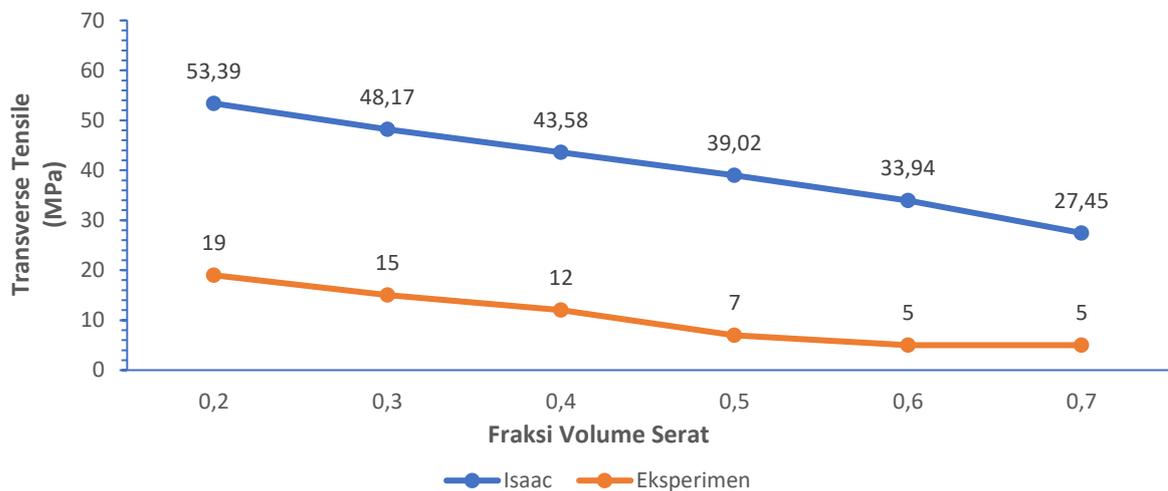
$$F_6 = \frac{25}{1,2499}$$

$$F_6 = 20,0014 \text{ MPa}$$

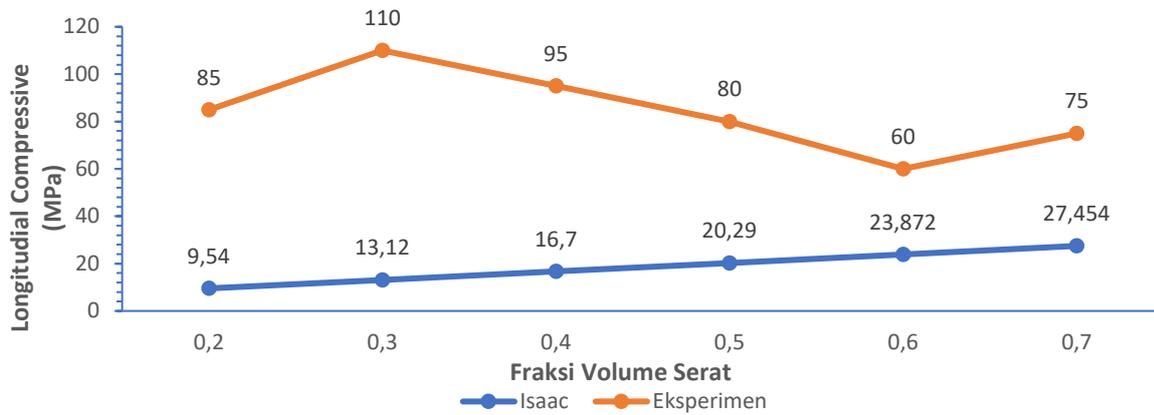
Setelah mendapatkan hasil dari masing-masing *orthotropic stress limit*, maka hasil tersebut dapat dibandingkan dengan penelitian eksperimen. Berikut ini adalah grafik dari perbandingan perhitungan buku *Engineering Mechanics of Composite Materials* dengan penelitian *Influence of the anisotropy of sisal fibers on the mechanical properties of high performance unidirectional biocomposite lamina and micromechanical models*.



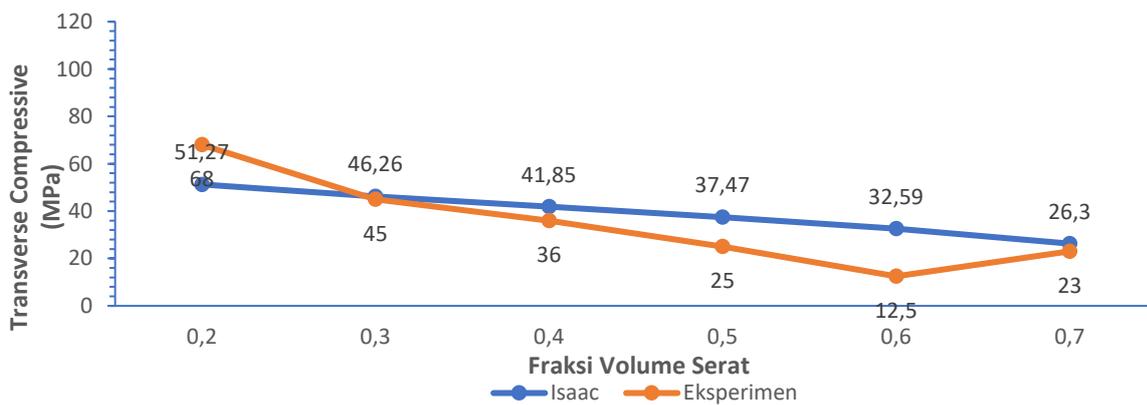
**Gambar 3.29** Hasil Perhitungan Fraksi Volume terhadap *Longitudinal Tensile* Berdasarkan Perhitungan Tangan Isaac dan Eksperimen



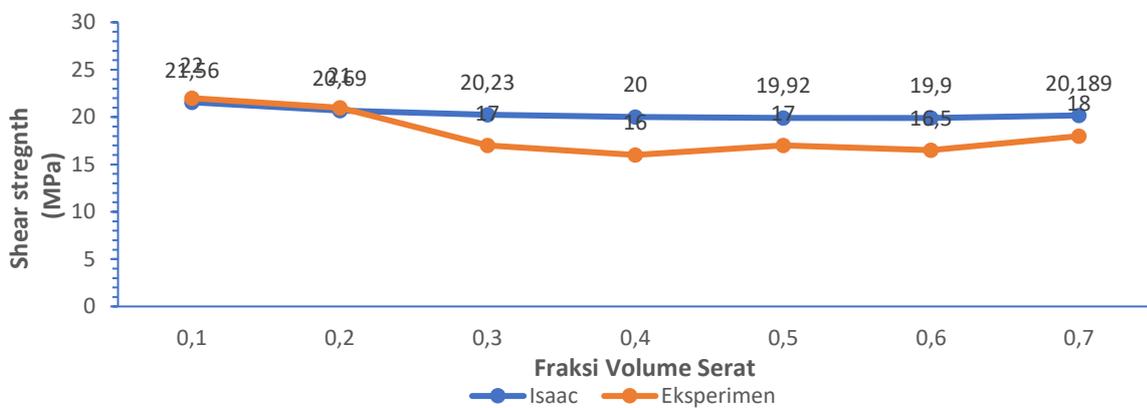
**Gambar 3.30** Hasil Perhitungan Fraksi Volume terhadap *Transverse Tensile* Berdasarkan Perhitungan Tangan Isaac dan Eksperimen



**Gambar 3.31** Hasil Perhitungan Fraksi Volume terhadap *Longitudinal Compressive* Berdasarkan Perhitungan Tangan Isaac dan Eksperimen



**Gambar 3.32** Hasil Perhitungan Fraksi Volume terhadap *Transverse Compressive* Berdasarkan Perhitungan Tangan Isaac dan Eksperimen



**Gambar 3.33** Hasil Perhitungan Fraksi Volume terhadap *In-Plane Shear Strength* Berdasarkan Perhitungan Tangan Isaac dan Eksperimen

Berdasarkan hasil perhitungan yang sudah dilakukan untuk setiap fraksi volume yang terdapat pada eksperimen, dilakukan plot pada grafik maka didapatkan kesimpulan bahwa trend hasil grafik yang cukup mengikuti trend yang dihasilkan oleh eksperimen. Perbedaan nilai dapat dilihat pada nilai *longitudinal compressive* yang dimana memiliki tren yang berbeda dengan hasil eksperimen

### 3.9.2 Perhitungan Buku *Composites Structures: Design, Mechanics, Analysis, Manufacturing, and Testing*

Perumusan yang terdapat pada buku *Composites Structures: Design, Mechanics Analysis, Manufacturing, and Testing* (Kumar, 2017b) digunakan untuk menjadi pembandingan perumusan untuk mencari *orthotropic stress limit*. Nilai pertama yang akan dicari adalah nilai dari *longitudinal tensile strength* yang dimana akan didapatkan melalui perumusan berikut ini.

$$\begin{aligned}\varepsilon_m &= \frac{\sigma_m}{E_m} & \varepsilon_f &= \frac{\sigma_f}{E_f} \\ \varepsilon_m &= \frac{45}{2500} & \varepsilon_f &= \frac{675}{40100}\end{aligned}$$

$$\varepsilon_m = 0,018 > \varepsilon_f = 0,01683$$

Jika nilai dari  $\varepsilon_m > \varepsilon_f$ , maka perhitungan nilai *longitudinal tensile strength* akan menggunakan persamaan berikut ini.

$$(\sigma_{x_c}^T)_{ult} = (\sigma_{x_f}^T) V_f + (\varepsilon_{1_f}^T)_{ult} E_m (1 - V_f)$$

$$(\sigma_{x_c}^T)_{ult} = (675) 0,4 + (0,016832) 2500 (1 - 0,4)$$

$$(\sigma_{x_c}^T)_{ult} = 295,95 \text{ MPa}$$

Selanjutnya untuk mendapatkan nilai *transverse tensile strength* akan menggunakan persamaan berikut ini.

$$(\sigma_{y_c}^T)_{ult} = (\sigma_m^T)_{ult} \left( 1 - 2 \sqrt{\frac{V_f}{\pi}} \right)$$

$$(\sigma_{y_c}^T)_{ult} = 45 \left( 1 - 2 \sqrt{\frac{0,4}{\pi}} \right)$$

$$(\sigma_{y_c}^T)_{ult} = 12,87 \text{ MPa}$$

Setelah mendapatkan hasil nilai *transverse tensile strength* maka akan didapatkan nilai *longitudinal compressive strength* dengan menggunakan perumusan berikut ini.

$$(\sigma_{x_c}^C)_{ult} = 2(\tau_f)_{ult} \left[ V_f + \frac{E_m}{E_{2f}} (1 - V_f) \right]$$

$$= 2 \times 19,1 \left[ 0,4 + \frac{2500}{40100} (1 - 0,4) \right]$$

$$(\sigma_{x_c}^C)_{ult} = 16,70 \text{ MPa}$$

Lalu setelah mendapatkan hasil dari *longitudinal compressive strength*, maka akan dicari nilai *transverse compressive strength* dengan perumusan berikut ini.

$$(\sigma_{y_c}^c)_{ult} = (\sigma_m^c)_{ult} \left( 1 - 2 \sqrt{\frac{V_f}{\pi}} \right)$$

$$(\sigma_{y_c}^c)_{ult} = 78,1 \left( 1 - 2 \sqrt{\frac{0,4}{\pi}} \right)$$

$$(\sigma_{y_c}^c)_{ult} = 22,34 \text{ MPa}$$

Dan yang terakhir, untuk nilai *inplane shear strength* dan juga *outplane shear strength* akan didapatkan dengan perumusan sebagai berikut ini.

$$(\tau_{xy_c})_{ult} = G_{12c} \left[ 1 + \left( \frac{G_m}{G_{12f}} - 1 \right) V_f \right] (Y_m)_{ult}$$

$$(\tau_{xy_c})_{ult} = 1111,8 \left[ 1 + \left( \frac{905,8}{1840} - 1 \right) 0,4 \right] 0,027599$$

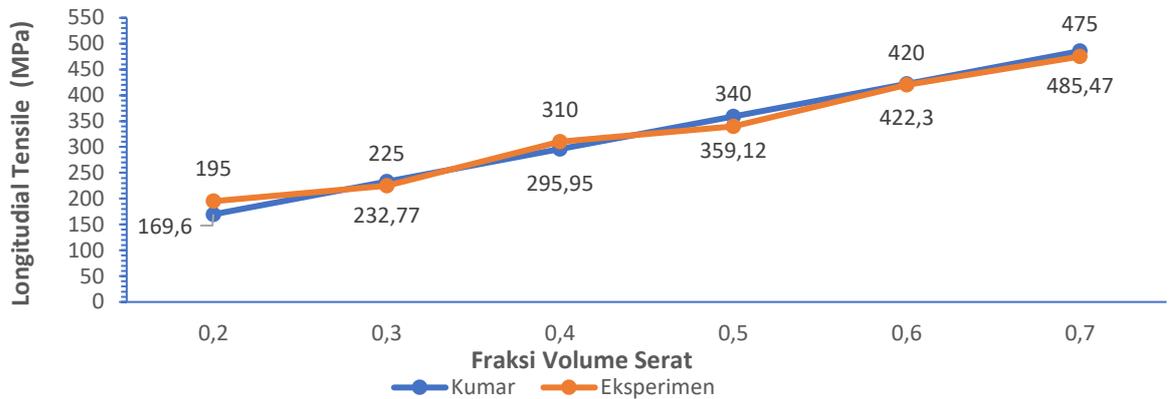
$$(\tau_{xy_c})_{ult} = 26,206 \text{ MPa}$$

$$(\tau_{yz_c})_{ult} = \frac{(\tau_{xy_c})_{ult}}{2}$$

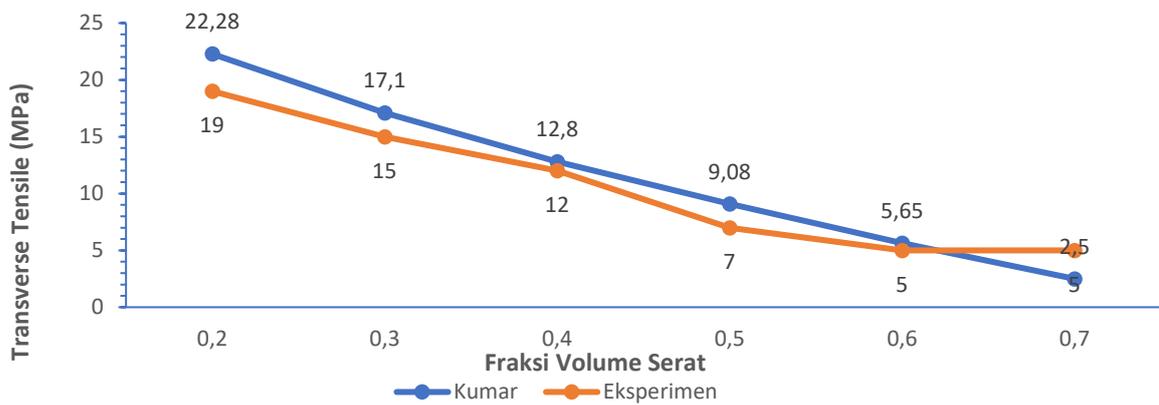
$$(\tau_{yz_c})_{ult} = \frac{26,206}{2} = 13,103 \text{ MPa}$$

Setelah mendapatkan hasil perhitungan dengan menggunakan perumusan yang terdapat pada buku *Composites Structures: Design, Mechanics Analysis, Manufacturing, and Testing*, hasil perhitungan akan dibandingkan dengan hasil eksperimen yang terdapat pada penelitian *Influence of the anisotropy of sisal fibers on the mechanical properties of high performance unidirectional biocomposite lamina and micromechanical models*.

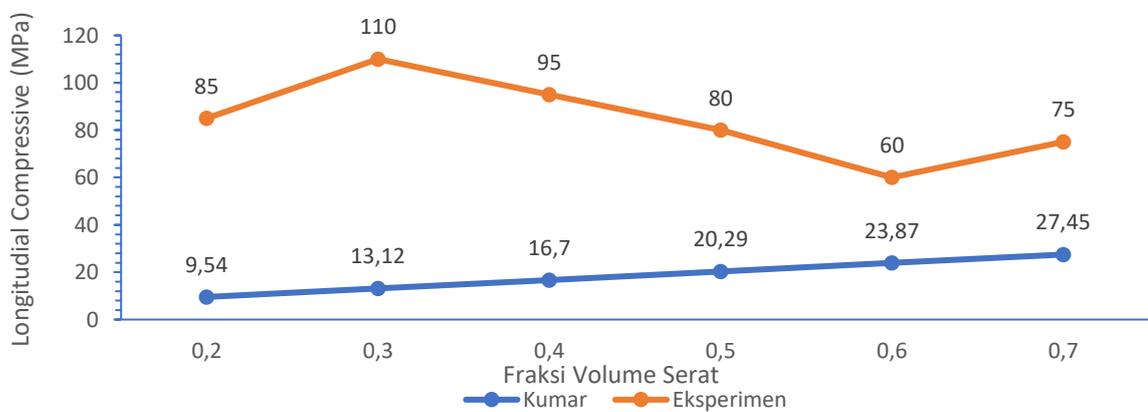
Berikut hasil perbandingan antara perumusan menggunakan buku *Composites Structures: Design, Mechanics Analysis, Manufacturing, and Testing* dengan hasil eksperimen berdasarkan penelitian *Influence of the anisotropy of sisal fibers on the mechanical properties of high performance unidirectional biocomposite lamina and micromechanical models*. Yang dituangkan dalam bentuk gambar berikut ini.



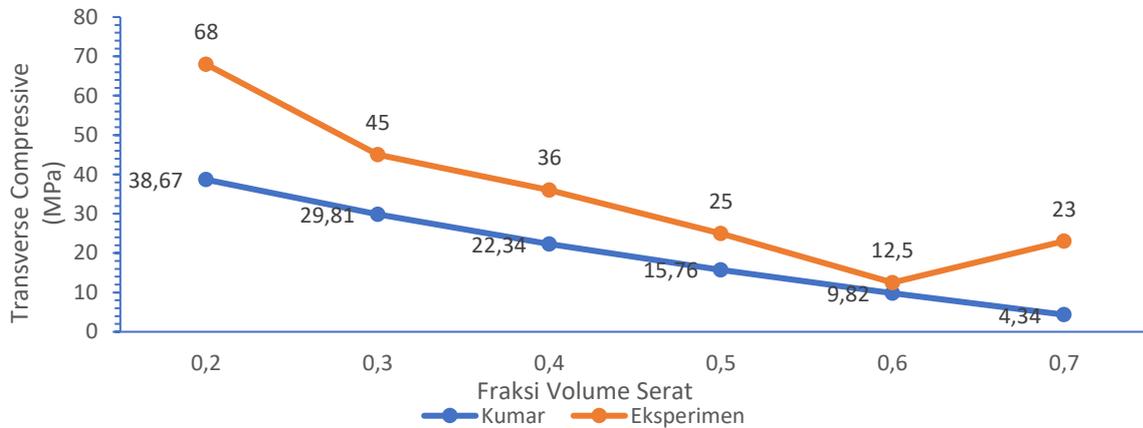
**Gambar 3.34** Hasil Perhitungan Fraksi Volume terhadap *Longitudinal Tensile* Berdasarkan Perhitungan Tangan Kumar dan Eksperimen



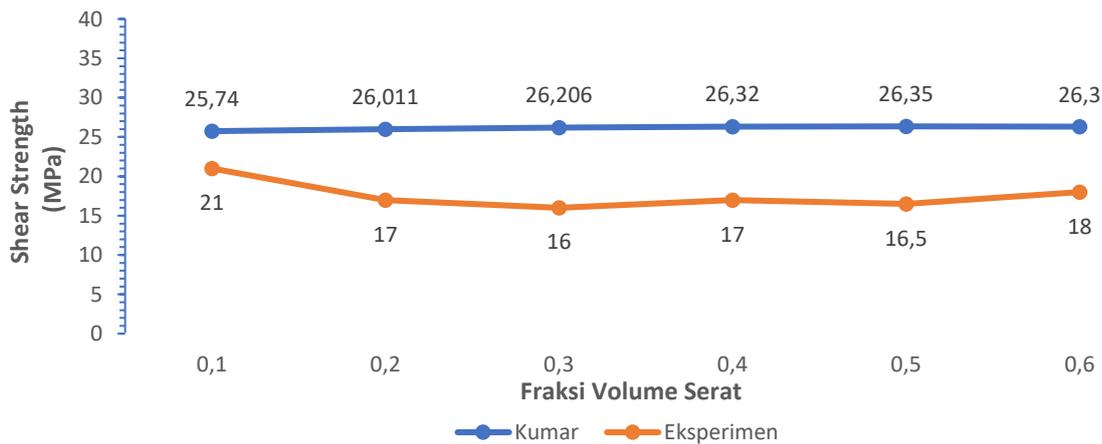
**Gambar 3.35** Hasil Perhitungan Fraksi Volume terhadap *Transverse Tensile* Berdasarkan Perhitungan Tangan Kumar dan Eksperimen



**Gambar 3.36** Hasil Perhitungan Fraksi Volume terhadap *Longitudinal Compressive* Berdasarkan Perhitungan Tangan Kumar dan Eksperimen



**Gambar 3.37** Hasil Perhitungan Fraksi Volume terhadap *Transverse Compressive* Berdasarkan Perhitungan Tangan Isaac dan Eksperimen



**Gambar 3.38** Hasil Perhitungan Fraksi Volume terhadap *In-Plane Shear Strength* Berdasarkan Perhitungan Tangan Kumar dan Eksperimen

Setelah dilakukan perhitungan sesuai dengan variasi fraksi volume yang ada pada eksperimen maka dapat disimpulkan bahwa hasil perhitungan cukup mendekati hasil eksperimen. Terdapat perbedaan nilai longitudinal compressive *strength*, namun hasil nilai *orthotropic stress limit* yang lainnya memiliki tren yang sama bahkan hampir memiliki nilai yang mirip. Sehingga pada akhirnya akan dilakukan perbandingan antara kedua referensi buku yang digunakan sebagai rumus perhitungan *orthotropic stress limit*. Dikarenakan nilai hasil perhitungan dari referensi buku *Composites Structures: Design, Mechanics Analysis, Manufacturing, and Testing* (Kumar, 2017b) lebih mendekati dengan hasil eksperimen yang dilakukan pada penelitian penelitian *Influence of the anisotropy of sisal fibers on the mechanical properties of high performance unidirectional biocomposite lamina and micromechanical models* (Zuccarello et al., 2021) maka referensi dari (Kumar, 2017b) akan digunakan sebagai nilai *orthotropic stress limit* dari kedua material yang akan digunakan pada penelitian ini.

## BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN

### 4.1 Hasil Simulasi Penelitian dan Pembahasan

Penelitian ini dilakukan untuk menemukan orientasi sudut dan ketebalan yang terbaik dalam mendesain *ankle-foot prosthetic* dengan menggunakan material komposit sisal/epoxy dan palem/epoxy agar memperoleh kekuatan yang baik berdasarkan standar pembebanan dari KSP 8403 dengan dua jenis pengujian yaitu *forefoot* dan *heel*. Dimana dalam penelitian ini dilakukan simulasi untuk tiap variasi kombinasi sudut yaitu  $[0]_{10}$ ,  $[0/90]_5$ ,  $[45/-45]_5$ ,  $[0/90/45/-45/0]_5$ ,  $[0/45/90/-45/0]_5$ . Kemudian dengan kombinasi sudut yang terbaik akan dilakukan simulasi pada variasi ketebalan. Selanjutnya hasil simulasi dari variasi kombinasi sudut dan variasi ketebalan akan diperoleh data berupa *safety factor*, maksimum tegangan von mises, *deformation* yang terjadi pada desain *ankle-foot prosthetic*. Selanjutnya akan dilakukan analisa pada hasil yang diperoleh. Yang mana hasil tersebut akan dijelaskan pada subbab selanjutnya.

### 4.2 Hasil Simulasi Pengujian *Ankle Foot Prosthetic* Menggunakan Material Komposit Sisal/Epoxy pada Pengujian *Forefoot* dan *Heel*

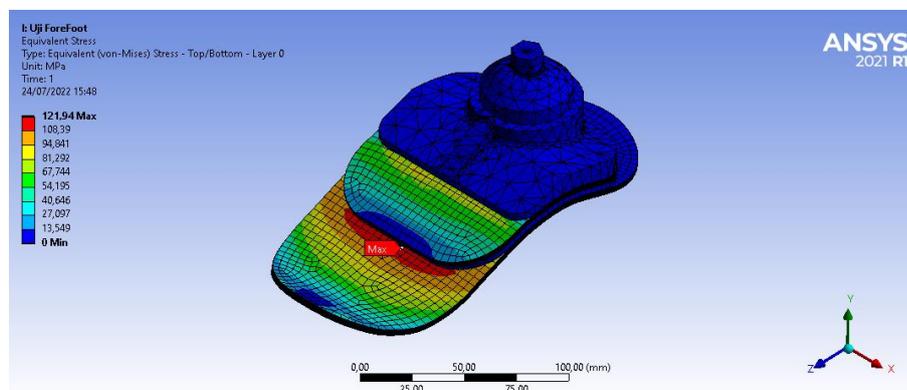
Pada simulasi ini akan dilakukan pengujian *ankle-foot prosthetic* menggunakan material komposit sisal/epoxy dengan dua metode pengujian yaitu *forefoot* dan *heel*. Yang mana pada simulasi ini akan diperoleh kombinasi sudut serat terbaik dan variasi ketebalan untuk menunjang desain dari *ankle-foot prosthetic* yang aman. Kemudian akan dilakukan peninjauan kenyamanan pada desain *ankle-foot prosthetic* berdasarkan standar KSP 8403.

#### 4.2.1 Hasil Simulasi Pengaruh Orientasi Sudut Serat pada Pengujian *Forefoot*

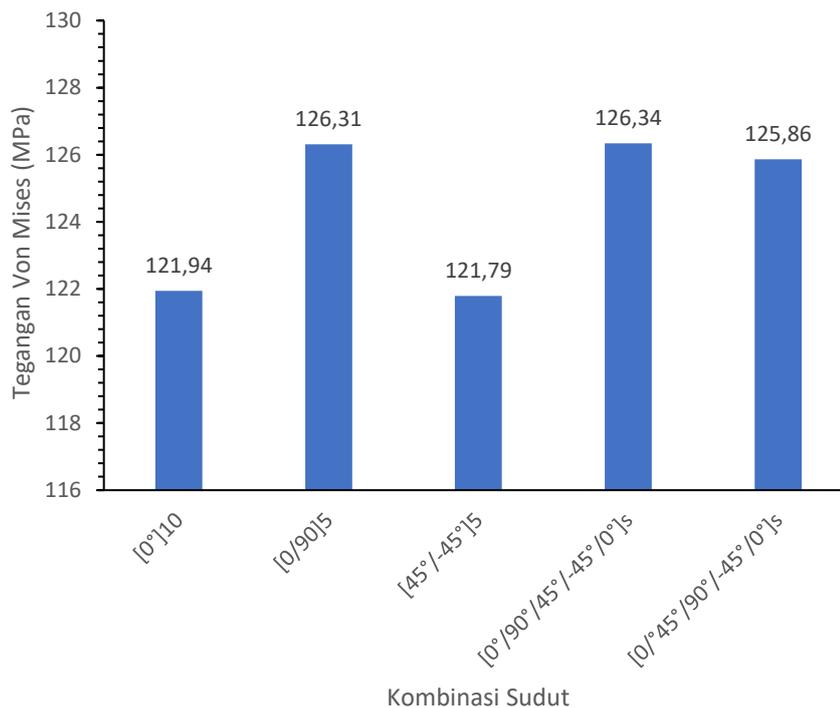
Pada tahap ini dilakukan pengujian *forefoot* pada desain *ankle foot prosthetic* dengan menghasilkan kombinasi sudut yang akan dibandingkan dengan nilai tegangan maksimum Von Mises, *deformation*, dan *safety factor*.

##### 4.2.1.1 Hasil Simulasi dan Pembahasan Nilai Tegangan Von Mises.

Pada simulasi yang dilakukan berdasarkan penelitian ini didapat nilai tegangan Von Mises. Tegangan Von Mises adalah nilai yang menjadi tolak ukur untuk material mengalami kegagalan atau tidak. Berdasarkan hasil simulasi untuk kombinasi sudut  $[0^\circ]_{10}$  dari penelitian ini yaitu dapat dilihat pada Gambar 4.1. Dan untuk hasil keseluruhan dari semua variasi dipaparkan berdasarkan Gambar 4.2 sebagai berikut.



**Gambar 4.1** Hasil Simulasi Pengujian *Forefoot* Menggunakan Material Komposit Sisal/Epoxy dengan Kombinasi Sudut Serat  $[0^\circ]_{10}$  terhadap Tegangan Maksimum Von Mises

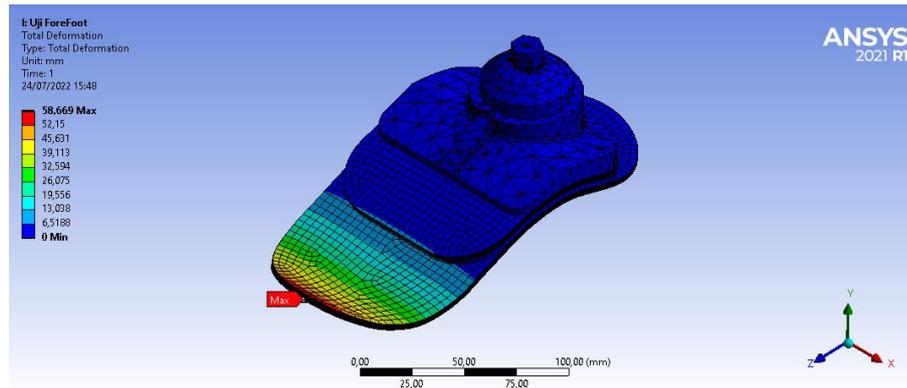


**Gambar 4.2** Hasil Simulasi Pengujian *Forefoot* Menggunakan Material Sisal/Epoxy dengan Kombinasi Sudut Serat terhadap Tegangan Maksimum Von Mises

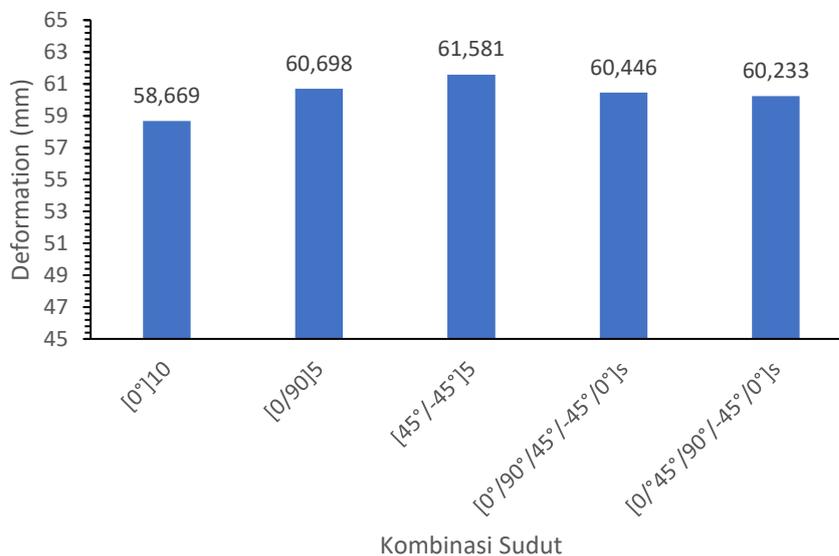
Dari data hasil simulasi yang ditunjukkan pada Gambar 4.2 di atas, diketahui *ankle-foot prosthetic* dengan penyusunan plat komposit menggunakan material komposit sisal/epoxy pada pengujian *forefoot* dengan pemberian beban maksimal berdasarkan standar yaitu 400 N diperoleh bahwa untuk kombinasi sudut  $[0^\circ]_{10}$  nilai maksimum tegangan Von Mises yang dialami oleh *ankle-foot prosthetic* sebesar 121,94 MPa, dan untuk kombinasi sudut  $[0^\circ/90^\circ]_5$  didapatkan nilai maksimum tegangan Von Mises sebesar 126,31 MPa. Untuk penyusunan plat komposit dengan kombinasi sudut  $[45^\circ/-45^\circ]_5$  diperoleh nilai tegangan maksimum yang dialami *ankle-foot prosthetic* yaitu sebesar 121,79 MPa, dan untuk kombinasi sudut  $[0^\circ/90^\circ/45^\circ/-45^\circ/0^\circ]_s$  didapatkan nilai maksimum tegangan Von Mises sebesar 126,34 MPa. Kemudian untuk kombinasi sudut  $[0^\circ/45^\circ/90^\circ/-45^\circ/0^\circ]_s$  nilai tegangan maksimum yang dialami oleh *ankle-foot prosthetic* yaitu sebesar 125,86 MPa. Secara keseluruhan nilai tegangan maksimum Von Mises tertinggi berada pada kombinasi sudut  $[0^\circ/90^\circ/45^\circ/-45^\circ/0^\circ]_s$  dengan nilai sebesar 126,34 MPa. Kemudian untuk tegangan Von Mises terendah terjadi pada kombinasi sudut serat  $[45^\circ/-45^\circ]_5$  dengan nilai tegangan sebesar 121,79 MPa. Pada teorinya, tegangan Von Mises akan dibandingkan dengan *strength* dari material tersebut. Jadi apabila tegangan yang dialami pada material semakin besar maka material tersebut semakin tidak aman. Sebaliknya jika tegangan yang dialami kecil maka tingkat keamanan material semakin baik. Berdasarkan grafik diatas bahwa kombinasi sudut  $[45^\circ/-45^\circ]_5$  memiliki tingkat keamanan yang paling baik dibandingkan versi kombinasi sudut lainnya.

#### 4.2.1.2 Hasil Simulasi dan Pembahasan Nilai *Deformation*

Hasil Simulasi *Deformation* yang terjadi pada *ankle-foot prosthetic* dapat dilihat pada Gambar 4.3 merupakan hasil simulasi dari kombinasi sudut  $[0^\circ]_{10}$  dengan jenis pengujian *forefoot*. Untuk hasil keseluruhan akan dipaparkan pada Gambar 4.4 sebagai berikut.



**Gambar 4.3** Hasil Pengujian *Forefoot* Menggunakan Material Sisal/Epoxy dengan Kombinasi Sudut  $[0^\circ]_{10}$  terhadap *Deformation*



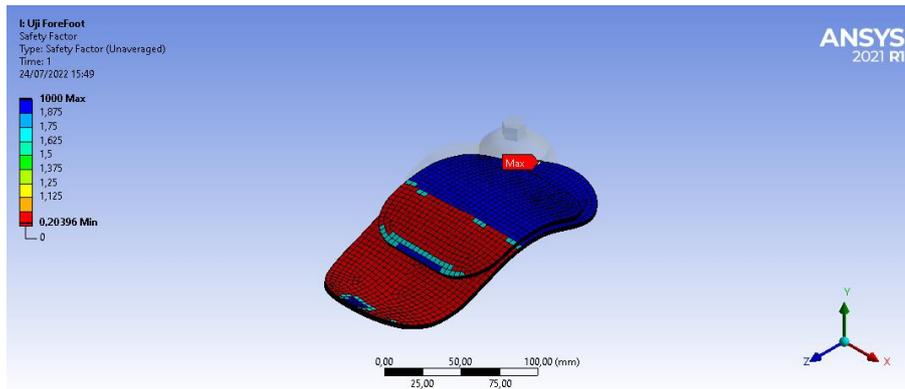
**Gambar 4.4** Hasil Simulasi Pengujian *Forefoot* Menggunakan Material Sisal/Epoxy dengan Kombinasi Sudut Serat terhadap *Deformation*

Berdasarkan Gambar 4.4 merupakan hasil simulasi variasi kombinasi sudut terhadap *deformation* pada pengujian *forefoot* untuk desain *ankle foot prosthetic* menggunakan standar pengujian KSP 8403 dengan pembebanan 400 N. Diperoleh nilai *deformation* pada penyusunan material plat komposit untuk desain *ankle-foot prosthetic* dengan kombinasi sudut  $[0^\circ]_{10}$  yaitu sebesar 58,669 mm, dan untuk kombinasi sudut  $[0^\circ/90^\circ]_5$  didapatkan nilai *deformation* sebesar 60,698 mm. untuk penyusunan material komposit dengan kombinasi sudut  $[45^\circ/-45^\circ]_5$  nilai *deformation* yang dialami oleh *ankle-foot prosthetic* yaitu sebesar 61,581 mm. Dan untuk kombinasi sudut  $[0^\circ/90^\circ/45^\circ/-45^\circ/0^\circ]_5$  dan  $[0^\circ/45^\circ/90^\circ/-45^\circ/0^\circ]_5$  didapatkan nilai *deformation* sebesar 60,446 mm dan 60,233 mm. berdasarkan Gambar 4.4 menunjukkan nilai *deformation* terbesar terjadi pada kombinasi sudut serat  $[45^\circ/-45^\circ]_5$  dengan nilai sebesar 61,581 mm. Kemudian diperoleh nilai *deformation* terkecil dengan kombinasi sudut serat yaitu  $[0^\circ]_{10}$  dengan nilai *deformation* sebesar 58,669 mm. Berdasarkan teori yaitu apabila *deformation* yang dialami pada material semakin besar maka penyusunan material komposit tersebut semakin tidak kaku alias lentur. Sebaliknya jika *deformation* yang dialami kecil maka tingkat penyusunan material komposit tersebut semakin kaku. Berdasarkan data grafik diatas

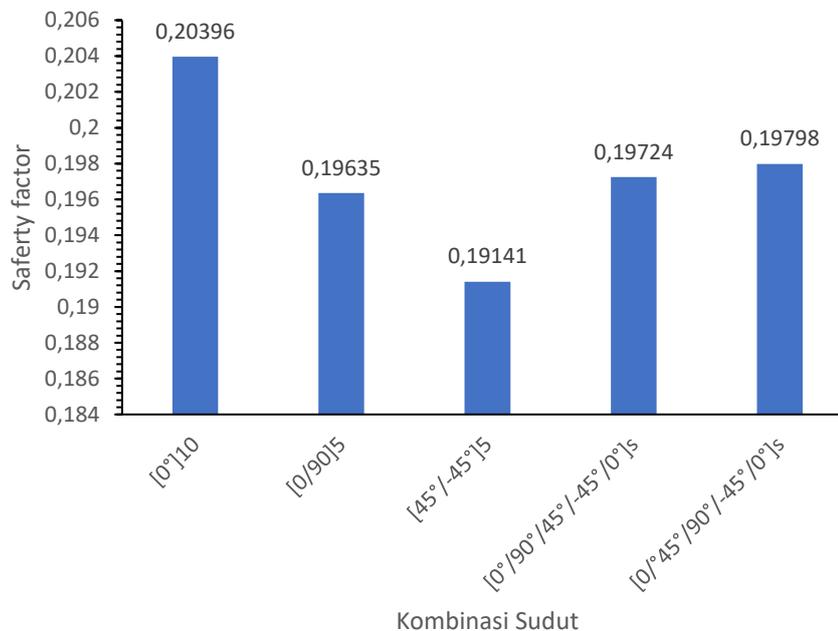
didapat bahwa kombinasi  $[0^\circ]_{10}$  memiliki tingkat kekakuan yang paling baik dibandingkan variasi lainnya.

#### 4.2.1.3 Hasil Simulasi dan Pembahasan Nilai *Safety Factor*

Nilai faktor keamanan adalah nilai yang menjadi dasar untuk menentukan apakah material yang digunakan mengalami kegagalan atau tidak. Jika material komposit mengalami kegagalan maka hal ini mendefinisikan bahwa desain *ankle-foot prosthetic* mengalami kegagalan, dimana artinya *ankle-foot prosthetic* dengan kombinasi sudut tersebut tidak memiliki kekuatan untuk menahan pembebanan yang ada. Berikut hasil simulasi nilai *safety factor* dengan kombinasi sudut  $[0^\circ]_{10}$  yang ditunjukkan pada Gambar 4.5. Untuk hasil secara keseluruhan dari semua variasi akan ditampilkan pada Gambar 4.6 sebagai berikut.



**Gambar 4.5** Hasil Pengujian *Forefoot* Menggunakan Material Komposit Sisal/Epoxy dengan Kombinasi Sudut  $[0^\circ]_{10}$  terhadap *Safety factor*

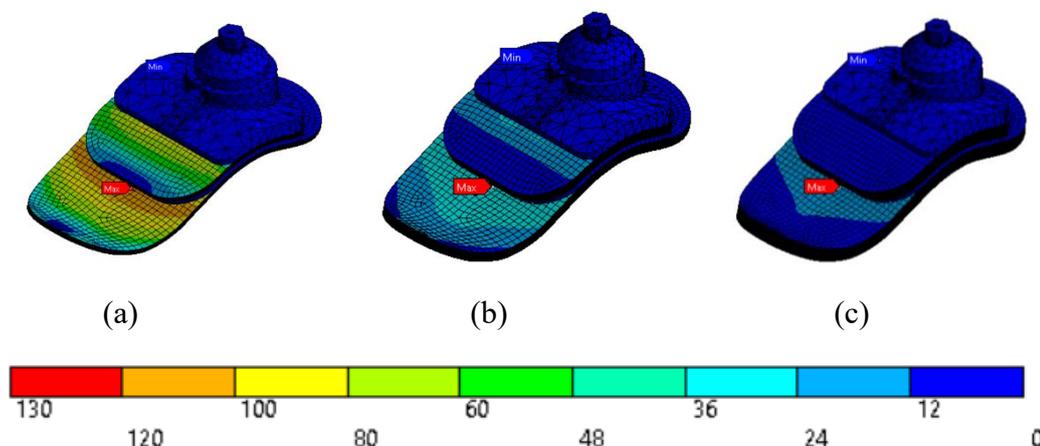


**Gambar 4.6** Hasil Simulasi Pengujian *Forefoot* Menggunakan Material Sisal/Epoxy dengan Kombinasi Sudut Serat terhadap *Safety factor*

Berdasarkan Gambar 4.6 merupakan hasil simulasi variasi kombinasi sudut terhadap *safety factor* pada pengujian *forefoot* untuk desain *ankle-foot prosthetic* menggunakan standar pengujian KSP 8403 dengan pembebanan 400 N. Diperoleh nilai *safety factor* pada penyusunan material plat komposit untuk desain *ankle-foot prosthetic* dengan kombinasi sudut  $[0^\circ]_{10}$  yaitu sebesar 0,20396, dan untuk kombinasi sudut  $[0^\circ/90^\circ]_5$  diperoleh nilai *safety factor* yaitu sebesar 0,19635. Untuk penyusunan material komposit dengan kombinasi sudut  $[45^\circ/-45^\circ]_5$ , nilai *safety factor* yang diperoleh yaitu sebesar 0,19141. Dan untuk kombinasi sudut  $[0^\circ/90^\circ/45^\circ/-45^\circ/0^\circ]_5$  dan  $[0^\circ/45^\circ/90^\circ/-45^\circ/0^\circ]_5$  didapatkan nilai *safety factor* sebesar 0,19724 dan 0,19798. Berdasarkan Gambar 4.16 diatas menunjukkan nilai *safety factor* terbesar berada pada kombinasi sudut serat  $[0^\circ]_{10}$  dengan nilai sebesar 0,20396. Kemudian untuk nilai *safety factor* terkecil berada pada kombinasi sudut  $[45^\circ/-45^\circ]_5$  dengan nilai sebesar 0,19141. Berdasarkan teori, apabila nilai *safety factor* yang dialami pada desain *ankle-foot prosthetic* semakin besar maka penyusunan material komposit tersebut semakin aman dikarenakan *strength* yang dimiliki oleh susunan komposit tersebut lebih kuat meskipun *stress* yang dialami lebih besar. Sebaliknya jika nilai *safety factor* yang dialami pada desain *ankle-foot prosthetic* rendah maka penyusunan material komposit tersebut semakin tidak aman. Batas aman dari nilai *safety factor* ialah 1, jika nilai *safety factor* dibawah 1 maka bisa dikatakan bahwa desain dari *ankle-foot prosthetic* tidak aman. Berdasarkan hasil simulasi dari grafik diatas bahwa untuk semua kombinasi sudut orientasi terhadap nilai *safety factor* menghasilkan nilai *safety factor* yang dibawah 1, sehingga dikatakan bahwa seluruh kombinasi sudut masih belum mampu untuk menahan beban yang diberikan pada desain *ankle-foot prosthetic* dan dapat dikatakan bahwa desain dari *ankle-foot prosthetic* masih dikatakan tidak aman. Namun berdasarkan Gambar 4.6 diatas dapat diperoleh secara keseluruhan nilai *safety factor* terbaik dari kombinasi sudut yang ada. Yang mana kombinasi sudut terbaik yaitu pada kombinasi  $[0^\circ]_{10}$ . Berdasarkan hasil dari simulasi dengan kombinasi sudut terbaik yaitu  $[0^\circ]_{10}$  akan dijadikan acuan untuk dilakukan variasi ketebalan untuk memperoleh nilai *safety factor* yang lebih aman.

#### 4.2.2 Hasil Simulasi dan Pembahasan Variasi Ketebalan pada Pengujian *Forefoot*

Variasi ketebalan perlu dilakukan untuk memperoleh desain *ankle-foot prosthetic* yang lebih aman dari kombinasi sudut terbaik yaitu sudut  $[0^\circ]_{10}$ . Berdasarkan hasil simulasi pada variasi ketebalan dapat dilihat pada Gambar 4.7. Hasil simulasi secara keseluruhan dari variasi ketebalan dapat dilihat pada Tabel 4.1 sebagai berikut.

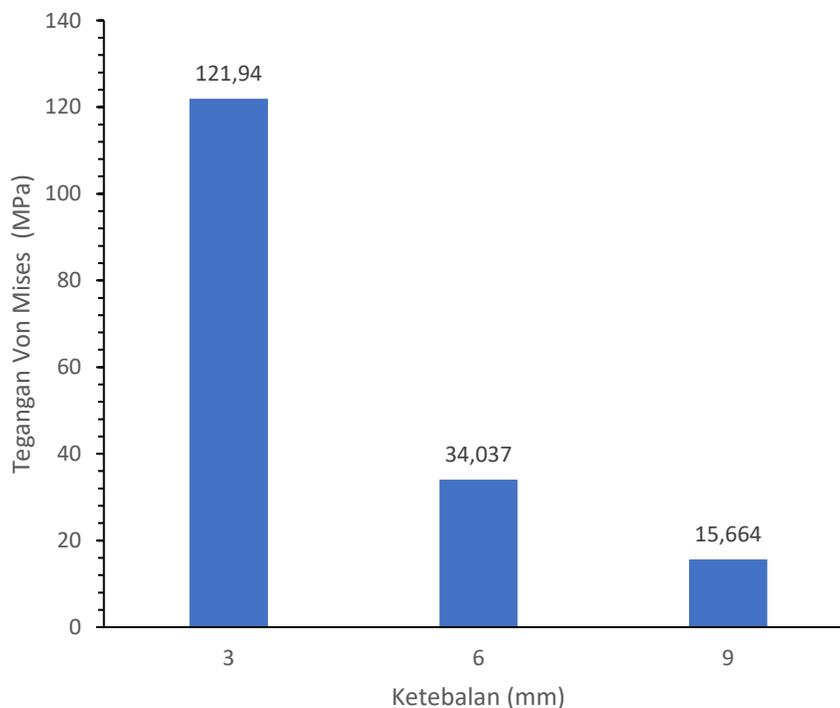


**Gambar 4.7** Hasil Pengujian *Forefoot* Menggunakan Material Komposit Sisal/Epoxy terhadap Tegangan Maksimum Von Mises dengan Variasi Ketebalan: (a) 3 mm, (b) 6 mm, (c) 9 mm

**Tabel 4.1** Hasil Pengujian *Forefoot* Menggunakan Material Komposit Sisal/Epoxy dengan Kombinasi Sudut  $[0^\circ]_{10}$  terhadap Variasi Ketebalan dengan Nilai Tegangan Maksimum Von Mises, *Deformation*, dan *Safety Factor* yang Dihasilkan

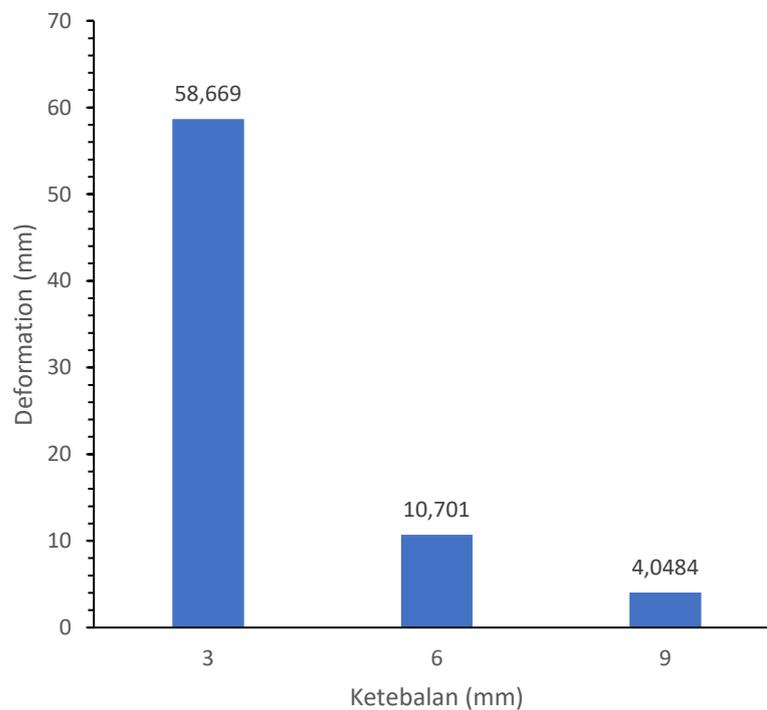
Beban (N)	Orientasi Sudut	Ketebalan (mm)	Tegangan Von Mises (MPa)	<i>Deformation</i> (mm)	<i>Safety factor</i>
400	$[0^\circ]_{10}$	3 mm	121,94	58,669	0,20396
400	$[0^\circ]_{10}$	6 mm	34,037	10,701	0,74887
400	$[0^\circ]_{10}$	9 mm	15,664	4,0484	1,641

Berdasarkan Tabel 4.1 merupakan hasil simulasi pengujian *forefoot* pada desain *ankle foot prosthetic* dengan pembebanan 400 N menggunakan kombinasi sudut terbaik yaitu  $[0^\circ]_{10}$  dengan variasi ketebalan. Ketebalan awal dari plat komposit yang digunakan yaitu 3 mm. Dimana berdasarkan hasil simulasi diperoleh bahwa nilai tegangan maksimum Von Mises yang dihasilkan yaitu sebesar 121,94 MPa. Kemudian nilai *deformation* yang dihasilkan yaitu 58,669 mm. selanjutnya *safety factor* yang dihasilkan yaitu sebesar 0,20396. Kemudian dilakukan penambahan ketebalan menjadi 6 mm. dengan ketebalan tersebut diperoleh nilai tegangan maksimum Von Mises sebesar 34,037 MPa. untuk nilai *deformation* yang dihasilkan yaitu 10,701 mm. sedangkan untuk *safety factor* yang dihasilkan sebesar 0,74887. Dapat dilihat bahwa setelah dilakukan penambahan ketebalan, diperoleh nilai *safety factor* yang lebih baik dan meningkat, namun *safety factor* yang dihasilkan masih terbilang tidak aman. Selanjutnya dilakukan penambahan layer kembali sehingga ketebalan menjadi 9 mm. diperoleh hasil simulasi berupa maksimum tegangan Von Mises sebesar 15,664 MPa, untuk *deformation* yang diperoleh sebesar 4,0484 mm. dan *safety factor* yang dihasilkan yaitu sebesar 1,641.



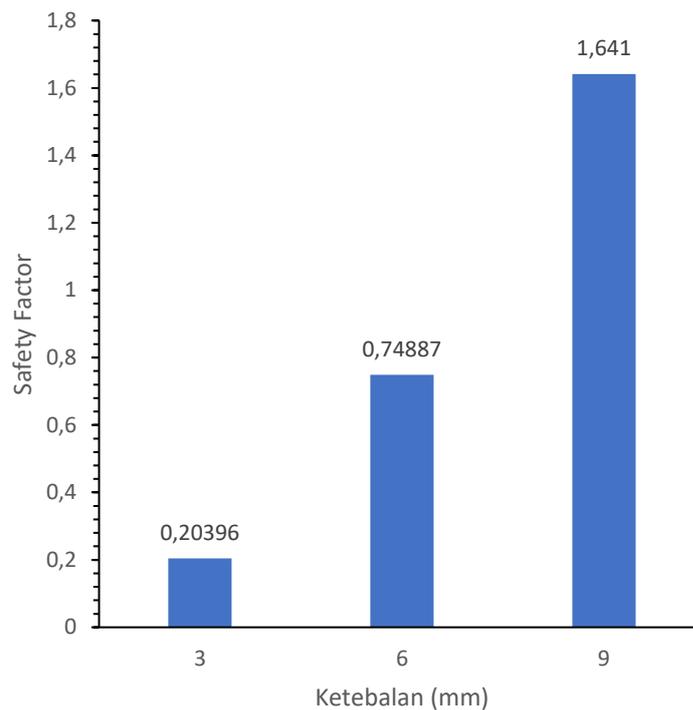
**Gambar 4.8** Hasil Simulasi Variasi Ketebalan dari Material Komposit Sisal/Epoxy terhadap Tegangan Von Mises pada Pengujian *Forefoot*

Berdasarkan Gambar 4.8 Diperoleh grafik hubungan antara variasi ketebalan dan tegangan Von Mises yang dialami oleh desain *ankle-foot prosthetic*. Pada Gambar 4.8 diatas tren grafik mengalami penurunan, dimana grafik mengalami penurunan dari ketebalan 3 mm sampai dengan ketebalan 9 mm. titik maksimum nilai dari tegangan Von Mises maksimum yang dialami oleh *ankle-foot prosthetic* berada pada tebal 3 mm dengan nilai tegangan sebesar 121,94 MPa. Sedangkan titik minimum berada pada ketebalan 9 mm dengan nilai tegangan sebesar 15,664 MPa. Dapat dilihat dari grafik diatas bahwa terjadi penurunan tegangan Von Mises seiring dengan bertambahnya ketebalan. Hal tersebut bisa terjadi dikarenakan setiap melakukan penambahan ketebalan maka jumlah lamina atau tumpukan dari komposit juga semakin bertambah, sehingga ketika pembebanan yang diberikan kepada plat komposit dari desain *ankle-foot prosthetic* didistribusikan pada setiap lamina yang menyebabkan tegangan Von Mises semakin menurun nilainya.



**Gambar 4.9** Hasil Simulasi Variasi Ketebalan dari Material Komposit Sisal/Epoxy terhadap *Deformation* Pada Pengujian *Forefoot*

Berdasarkan gambar 4.9 Diperoleh grafik hubungan antara variasi ketebalan dan *deformation* yang dialami oleh desain *ankle-foot prosthetic*. pada Gambar 4.9 diatas grafik tren mengalami penurunan, dimana grafik mengalami penurunan dari ketebalan 3 mm sampai dengan ketebalan 9 mm. titik maksimum nilai dari *deformation* yang dialami oleh *ankle-foot prosthetic* berada pada tebal 3 mm dengan nilai *deformation* sebesar 58,669 mm. Sedangkan titik minimum berada pada ketebalan 9 mm dengan nilai *deformation* sebesar 4,0484 mm. Dapat dilihat dari Gambar 4.9 diatas bahwa terjadi penurunan *deformation* seiring dengan bertambahnya ketebalan. Hal tersebut bisa terjadi dikarenakan setiap melakukan penambahan ketebalan maka jumlah lamina atau tumpukan dari komposit juga semakin bertambah. Sehingga menyebabkan material komposit menjadi lebih kaku. Apabila material komposit lebih kaku maka akan menghasilkan nilai *deformation* yang lebih kecil.



**Gambar 4.10** Hasil Simulasi Variasi Ketebalan dari Material Komposit Sisal/Epoxy Terhadap *Safety factor* pada Pengujian *Forefoot*

Berdasarkan Gambar 4.10 Diperoleh grafik hubungan antara variasi ketebalan dan *safety factor* yang dialami oleh desain *ankle-foot prosthetic*. Pada Gambar 4.10 tren grafik mengalami kenaikan, dimana grafik mengalami kenaikan dari ketebalan 3 mm sampai dengan ketebalan 9 mm. titik maksimum nilai dari *safety factor* yang dialami oleh *ankle-foot prosthetic* berada pada tebal 9 mm dengan *safety factor* sebesar 1,641. Sedangkan titik minimum berada pada ketebalan 3 mm dengan nilai *safety factor* sebesar 0,20396. Dapat dilihat dari Gambar 4.10 bahwa terjadi kenaikan nilai *safety factor* seiring dengan bertambahnya ketebalan. Hal tersebut bisa terjadi dikarenakan setiap melakukan penambahan ketebalan maka jumlah lamina atau tumpukan dari komposit juga semakin bertambah. sehingga ketika pembebanan yang diberikan kepada plat komposit dari desain *ankle-foot prosthetic* didistribusikan pada setiap lamina yang menyebabkan tegangan Von Mises semakin menurun nilainya. Sehingga dampak dari fenomena tersebut menyebabkan *safety factor* meningkat dan desain dari *ankle-foot prosthetic* menjadi lebih aman.

#### 4.2.3 Peninjauan Kenyamanan pada Desain *Ankle-Foot Prosthetic* Berdasarkan Pengujian *Forefoot*

Faktor kenyamanan menjadi salah satu parameter yang diperlukan untuk mendesain *ankle-foot prosthetic*. untuk mengetahui desain dari *ankle-foot prosthetic* ini tergolong nyaman atau tidak dibutuhkan standar pengujian nyaman untuk produk dari *ankle-foot prosthetic* tersebut. Salah satu standar yang digunakan untuk menguji kenyamanan dari desain *ankle-foot prosthetic* yaitu KSP 8403. Standar tersebut mengevaluasi kenyamanan pengguna dari *ankle-foot prosthetic* dengan mengukur nilai *deformation* terhadap beban yang diaplikasikan pada *ankle-foot prosthetic*. pada standar ini memiliki standar penilaian apakah desain *ankle-foot prosthetic* yang digunakan nyaman. Standar penilaian tersebut dikategorikan berdasarkan dua pengujian yaitu *forefoot* dan *heel*. Untuk standar nyaman pada *forefoot* nilai *deformation* yang diberikan harus berada pada kisaran 20 mm sampai dengan 40 mm dengan pembebanan

standar yaitu 400 N. kemudian untuk pengujian *Heel* memiliki standar kenyamanan yang mana nilai *deformation* saat diberikan beban 400 N harus berada pada kisaran nilai 6 mm sampai dengan 22 mm.

Berdasarkan penjelasan tersebut apabila dilakukan pengujian kenyamanan dari desain *ankle-foot prosthetic* berdasarkan pengujian *forefoot* dengan menggunakan kombinasi sudut terbaik dan variasi ketebalan. Dapat dilihat pada Tabel 4.2 merupakan klasifikasi kenyamanan dari kombinasi sudut terbaik dan variasi ketebalan.

**Tabel 4.2** Hasil Standardisasi Kenyamanan pada Desain *Ankle-Foot Prosthetic* Menggunakan Material Sisal/Epoxy dengan Standar KSP 8403 ada Pengujian *Forefoot*

Pengujian	Kombinasi Sudut	Ketebalan	<i>Deformation</i> (mm)	Standar <i>Deformation</i> 20–40 (mm)	Keterangan
<i>Forefoot</i>	$[0^\circ]_{10}$	3 mm	58,669	x	Tidak memenuhi Standar KSP 8403
	$[0^\circ]_{10}$	6 mm	10,701	x	Tidak memenuhi Standar KSP 8403
	$[0^\circ]_{10}$	9 mm	4,0484	x	Tidak memenuhi Standar KSP 8403

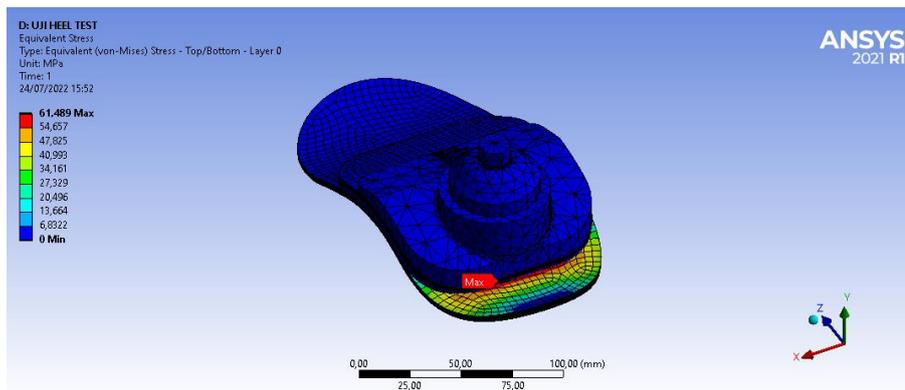
Berdasarkan Tabel 4.2 bahwa pada pengujian *forefoot* untuk standarisasi apakah desain *ankle-foot prosthetic* memenuhi kriteria atas kenyamanan dalam penggunaannya. Dapat dilihat pada tabel diatas bahwa untuk kombinasi sudut plat komposit yaitu  $[0^\circ]_{10}$  dengan ketebalan awal yaitu 3 mm menghasilkan *deformation* yaitu sebesar 58,669 mm. yang mana jika kita lakukan standarisasi pada standar KSP 8403 yaitu dengan nilai kisaran *deformation* pada saat beban 400 N diaplikasikan yaitu sebesar 20 mm sampai dengan 40 mm. bahwa saat kondisi ini kenyamanan pada saat tidak memenuhi standar dari KSP 8403 dikarenakan melebihi dari *range* nilai deformasi yang ada. Selanjutnya untuk ketebalan 6 mm dengan sudut  $[0^\circ]_{10}$  diperoleh nilai *deformation* sebesar 10,701 mm. pada hal ini *deformation* yang terjadi masih belum memenuhi standar kriteria dari KSP 8403. Dikarenakan nilai *range* dari *deformation* yang dapat memenuhi standar tersebut masih belum terpenuhi untuk kondisi ini. Selanjutnya kondisi saat ketebalan 9 mm dengan kombinasi sudut  $[0^\circ]_{10}$  menghasilkan nilai *deformation* sebesar 4,0484 mm. pada kondisi ini *deformation* semakin jauh dari nilai standar kenyamanan yang ada yaitu tidak memenuhi standar KSP 8403. Sehingga dapat disimpulkan bahwa kondisi desain kaki prostetik pada saat ketebalan awal 3 mm sampai dengan ketebalan 9 mm menggunakan kombinasi sudut  $[0^\circ]_{10}$  masih belum mampu memenuhi standar KSP 8403. Sehingga *desain ankle-foot prosthetic* ini berdasarkan pengujian *forefoot* masih dikategorikan kurang nyaman. Kemudian untuk terutama untuk kondisi ketebalan 9 mm dengan kombinasi sudut  $[0^\circ]_{10}$  hanya memenuhi kriteria kekuatan dikarenakan *safety factor* yang dihasilkan cukup tinggi dan memenuhi standar kekuatan namun pada sisi kenyamanan masih belum memenuhi standar yang ada.

#### 4.2.4 Hasil Simulasi Pengaruh Orientasi Sudut Serat pada Pengujian *Heel*

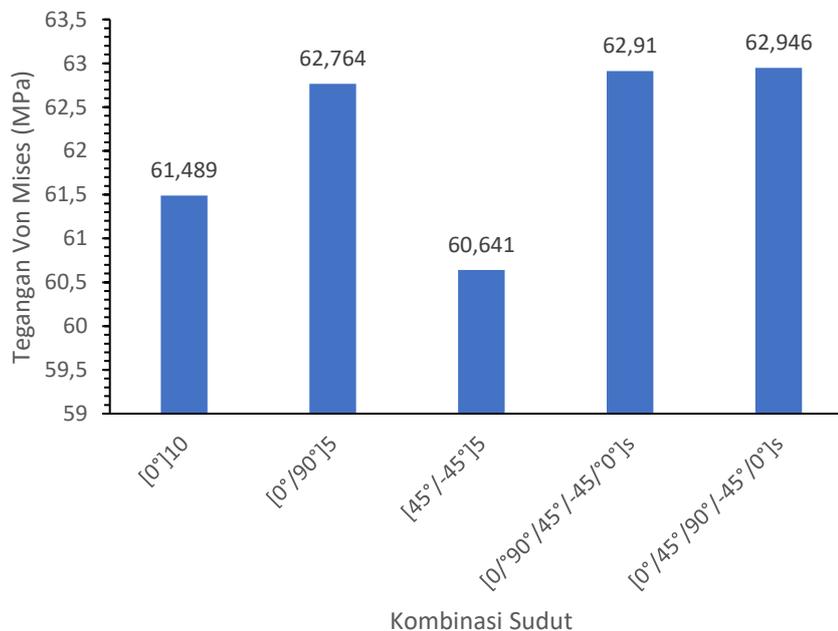
Pada tahap ini dilakukan pengujian *heel* pada desain *ankle-foot prosthetic* dengan menghasilkan kombinasi sudut yang akan dibandingkan dengan nilai tegangan maksimum Von Mises, *deformation*, dan *safety factor*.

##### 4.2.4.1 Hasil Simulasi dan Pembahasan Nilai Tegangan Von Mises

Pada simulasi yang dilakukan berdasarkan penelitian ini didapat nilai tegangan Von Mises. Tegangan Von Mises adalah nilai yang menjadi tolak ukur untuk material mengalami kegagalan atau tidak. Berdasarkan hasil simulasi untuk kombinasi sudut  $[0^\circ]_{10}$  dari penelitian ini yaitu dapat dilihat pada Gambar 4.11. Dan hasil simulasi secara keseluruhan untuk semua variasi akan dipaparkan pada Gambar 4.12 sebagai berikut.



**Gambar 4.11** Hasil Pengujian *Heel* Menggunakan Material Sisal/Epoxy dengan Kombinasi Sudut  $[0^\circ]_{10}$  terhadap Tegangan Maksimum Von Mises

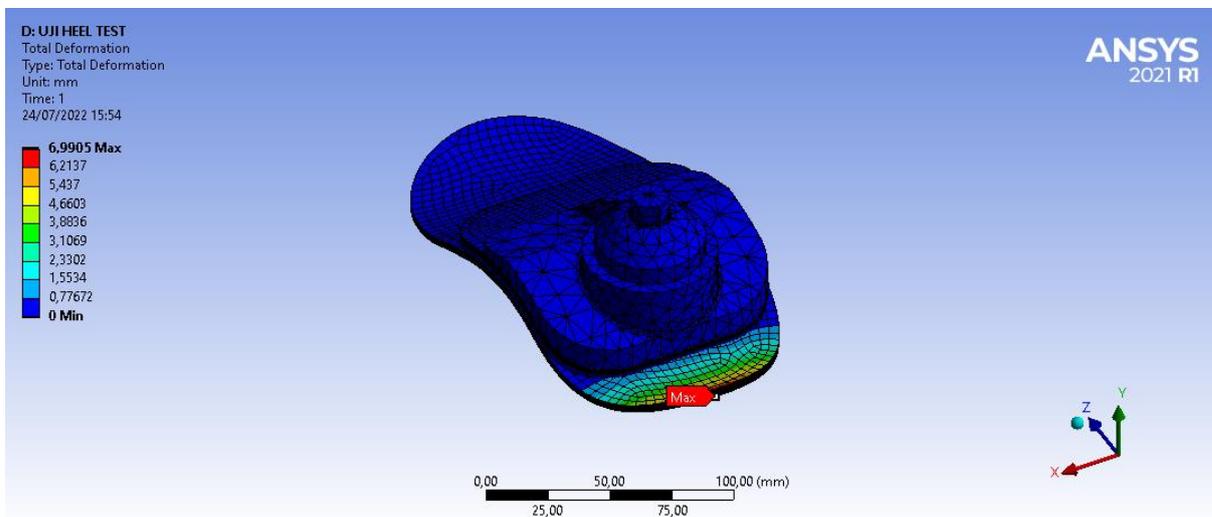


**Gambar 4.12** Hasil Simulasi Pengujian *Heel* Menggunakan Material Sisal/Epoxy dengan Kombinasi Sudut Serat terhadap Tegangan Von Mises

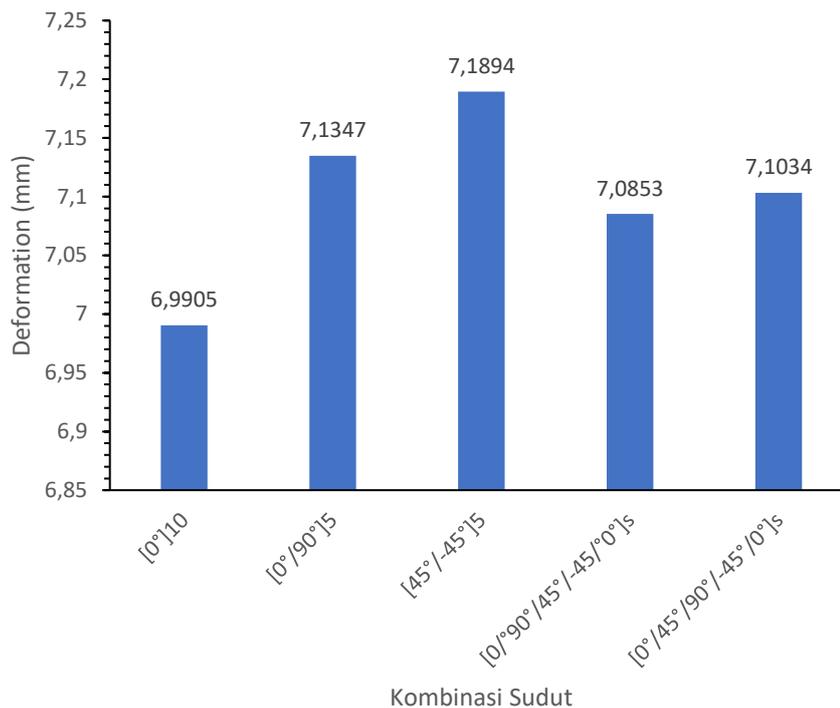
Dari data hasil simulasi yang ditunjukkan pada Gambar 4.12 di atas, diketahui penyusunan material komposit pada pengujian *heel* dengan pemberian beban maksimal berdasarkan standar KSP 8403 yaitu 400 N diperoleh bahwa untuk kombinasi sudut  $[0^\circ]_{10}$  nilai maksimum tegangan Von Mises yang dialami oleh *ankle-foot prosthetic* sebesar 61,489 MPa, dan untuk kombinasi sudut  $[0^\circ/90^\circ]_5$  didapatkan nilai maksimum tegangan Von Mises sebesar 62,764 MPa. Untuk penyusunan komposit dengan kombinasi sudut  $[45^\circ/-45^\circ]_5$  diperoleh nilai tegangan maksimum yang dialami *ankle-foot prosthetic* yaitu sebesar 60,641 MPa, dan untuk kombinasi sudut  $[0^\circ/90^\circ/45^\circ/-45^\circ/0^\circ]_s$  didapatkan nilai maksimum tegangan Von Mises sebesar 62,91 MPa. Kemudian untuk kombinasi sudut  $[0^\circ/45^\circ/90^\circ/-45^\circ/0^\circ]_s$  nilai tegangan maksimum yang dialami oleh *ankle-foot prosthetic* yaitu sebesar 62,946 MPa. Pada Gambar 4.12 menunjukkan nilai tegangan maksimum Von Mises terbesar terjadi pada kombinasi sudut serat  $[0^\circ/45^\circ/90^\circ/-45^\circ/0^\circ]_s$  dengan nilai tegangan sebesar 62,946 MPa. Kemudian tegangan maksimum Von Mises terendah terjadi pada kombinasi sudut serat  $[45^\circ/-45^\circ]_5$  dengan nilai tegangan sebesar 60,641 MPa. Jadi apabila tegangan yang dialami pada material semakin besar maka material tersebut semakin tidak aman. Sebaliknya jika tegangan yang dialami kecil maka tingkat keamanan material semakin baik. Berdasarkan gambar diatas didapat bahwa kombinasi sudut  $[45^\circ/-45^\circ]_5$  memiliki tingkat keamanan yang paling baik dibandingkan versi kombinasi sudut lainnya.

#### 4.2.4.2 Hasil Simulasi dan Pembahasan Nilai *Deformation*

Hasil Simulasi *Deformation* yang terjadi pada *ankle-foot prosthetic* dapat dilihat pada Gambar 4.13. merupakan hasil simulasi dari kombinasi sudut  $[0^\circ]_{10}$  dengan jenis pengujian *heel*. Untuk hasil keseluruhan dari semua variasi terhadap *deformation* akan dipaparkan pada Gambar 4.14 sebagai berikut.



**Gambar 4.13** Hasil Pengujian *Heel* Menggunakan Material Komposit Sisal/Epoxy dengan Kombinasi Sudut  $[0^\circ]_{10}$  terhadap *Deformation*

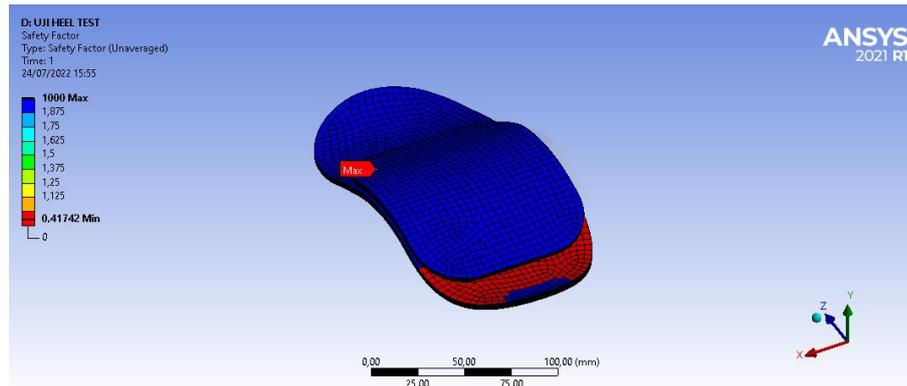


**Gambar 4.14** Hasil Simulasi Pengujian *Heel* Menggunakan Material Komposit Sisal/Epoxy dengan Kombinasi Sudut Serat terhadap *Deformation*

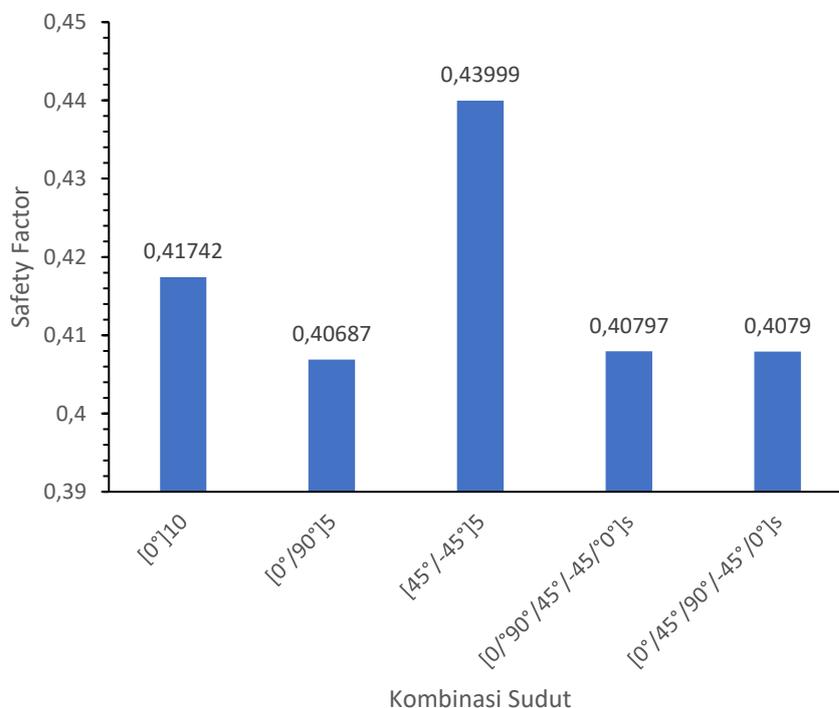
Berdasarkan Gambar 4.14 merupakan hasil simulasi variasi kombinasi sudut terhadap *deformation* pada pengujian *Heel* untuk desain *ankle foot prosthetic* menggunakan standar pengujian KSP 8403 dengan pembebanan 400 N. Diperoleh nilai *deformation* pada penyusunan material plat komposit untuk desain *ankle-foot prosthetic* dengan kombinasi sudut  $[0^\circ]_{10}$  yaitu sebesar 6,9905 mm, dan untuk kombinasi sudut  $[0^\circ/90^\circ]_5$  didapatkan nilai *deformation* sebesar 7,1347 mm. Untuk penyusunan material komposit dengan kombinasi sudut  $[45^\circ/-45^\circ]_5$ , nilai *deformation* yang dialami oleh *ankle-foot prosthetic* yaitu sebesar 7,1894 mm. Dan untuk kombinasi sudut  $[0^\circ/90^\circ/45^\circ/-45^\circ/0^\circ]_5$  dan sudut  $[0^\circ/45^\circ/90^\circ/-45^\circ/0^\circ]_5$  didapatkan nilai *deformation* sebesar 7,0853 mm dan 7,1034 mm. Berdasarkan Gambar 4.14 menunjukkan nilai *deformation* terbesar terjadi pada kombinasi sudut serat  $[45^\circ/-45^\circ]_5$  dengan nilai *deformation* sebesar 7,1894 mm. Kemudian *deformation* terendah terjadi pada kombinasi sudut serat  $[0^\circ]_{10}$  dengan nilai *deformation* sebesar 6,9905 mm. Berdasarkan teori yaitu apabila *deformation* yang dialami pada material semakin besar maka penyusunan material komposit tersebut semakin tidak kaku alias lentur. Sebaliknya jika *deformation* yang dialami kecil maka tingkat penyusunan material komposit tersebut semakin kaku. Berdasarkan data grafik diatas didapat bahwa kombinasi  $[0^\circ]_{10}$  memiliki tingkat kekakuan yang paling baik dibandingkan variasi lainnya.

#### 4.2.4.3 Hasil Simulasi dan Pembahasan Nilai *Safety Factor*

Nilai faktor keamanan adalah nilai yang menjadi dasar untuk menentukan apakah material yang digunakan mengalami kegagalan atau tidak. Jika material komposit mengalami kegagalan maka hal ini mendefinisikan bahwa desain *ankle-foot prosthetic* mengalami kegagalan, dimana artinya *ankle-foot prosthetic* dengan kombinasi sudut tersebut tidak memiliki kekuatan untuk menahan pembebanan yang ada. Berikut hasil simulasi dengan kombinasi sudut  $[0^\circ]_{10}$  yang ditunjukkan pada Gambar 4.15. Untuk hasil secara keseluruhan untuk semua variasi akan dipaparkan pada Gambar 4.16 sebagai berikut.



**Gambar 4.15** Hasil Simulasi Pengujian *Heel* Menggunakan Material Komposit Sisal/Epoxy dengan Kombinasi Sudut Serat  $[0^\circ]_{10}$  terhadap Nilai *Safety factor*



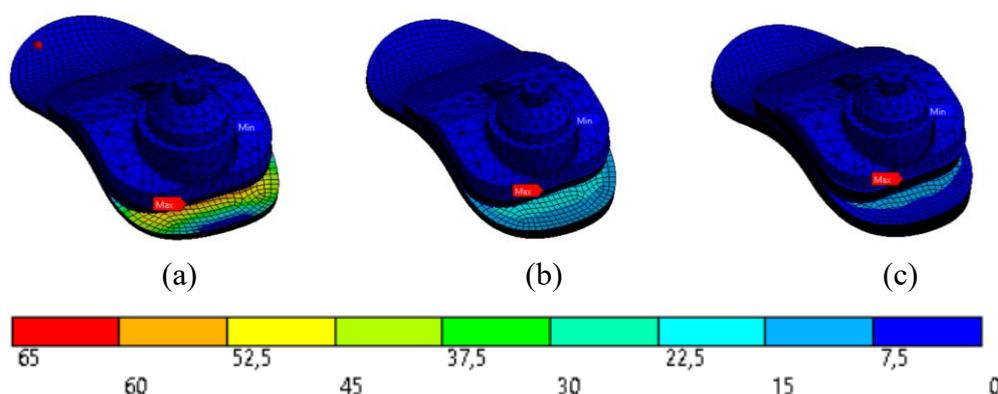
**Gambar 4.16** Hasil Simulasi Pengujian *Heel* Material Komposit Sisal/Epoxy dengan Kombinasi Sudut Serat terhadap *Safety Factor*

Berdasarkan Gambar 4.16 merupakan hasil simulasi variasi kombinasi sudut terhadap *safety factor* pada pengujian *heel* untuk desain *ankle foot prosthetic* menggunakan standar pengujian KSP 8403 dengan pembebanan 400 N. Diperoleh nilai *safety factor* pada penyusunan material plat komposit untuk desain *ankle-foot prosthetic* dengan kombinasi sudut  $[0^\circ]_{10}$  yaitu sebesar 0,41742, dan untuk kombinasi sudut  $[0^\circ/90^\circ]_5$  diperoleh nilai *safety factor* yaitu sebesar 0,40687. Untuk penyusunan material komposit dengan kombinasi sudut  $[45^\circ/-45^\circ]_5$ , nilai *safety factor* yang diperoleh yaitu sebesar 0,43999. Dan untuk kombinasi sudut  $[0^\circ/90^\circ/45^\circ/-45^\circ/0^\circ]_5$  dan  $[0^\circ/45^\circ/90^\circ/-45^\circ/0^\circ]_5$  didapatkan nilai *safety factor* sebesar 0,40797 dan 0,4079. Secara keseluruhan bahwa nilai *safety factor* terbesar didapat pada kombinasi  $[45^\circ/-45^\circ]_5$  dan nilai *safety factor* terendah didapat pada kombinasi  $[0^\circ/90^\circ]_5$ . Pada teorinya, apabila nilai *safety factor* yang dialami pada desain *ankle-foot prosthetic*

semakin besar maka penyusunan material komposit tersebut semakin aman dikarenakan strength yang dimiliki oleh susunan komposit tersebut lebih kuat meskipun *stress* yang dialami lebih besar. Sebaliknya jika nilai *safety factor* yang dialami pada desain *ankle-foot prosthetic* rendah maka penyusunan material komposit tersebut semakin tidak aman. Batas aman dari nilai *safety factor* ialah 1, jika nilai *safety factor* dibawah 1 maka bisa dikatakan bahwa desain dari *ankle-foot prosthetic* tidak aman. Berdasarkan hasil simulasi dari Gambar 4.16 bahwa untuk semua kombinasi sudut orientasi terhadap nilai *safety factor* menghasilkan nilai *safety factor* yang dibawah 1, sehingga dikatakan bahwa seluruh kombinasi sudut masih belum mampu untuk menahan beban standar yang diberikan pada desain *ankle-foot prosthetic* dan dapat dikatakan bahwa desain dari *ankle-foot prosthetic* masih dikatakan tidak aman. Berdasarkan data dari Gambar 4.16 dapat diperoleh secara keseluruhan nilai *safety factor* terbaik dari kombinasi sudut yang ada. Yang mana kombinasi sudut terbaik yaitu pada kombinasi  $[45^\circ/-45^\circ]_5$ . Namun, berdasarkan hasil dari simulasi pada pengujian *forefoot* bahwa nilai *safety factor* terbaik berada pada kombinasi sudut  $[0^\circ]_{10}$  sedangkan untuk nilai *safety factor* terendah berada pada kombinasi sudut  $[45^\circ/-45^\circ]$ . Diketahui bahwa pada pengujian *forefoot* desain dari *ankle-foot prosthetic* mengalami pembebanan yang lebih kritis dibandingkan dengan pengujian *heel* dimana nilai *stress* yang terjadi pada pengujian *forefoot* lebih tinggi dibandingkan dengan pengujian *heel*. Oleh karena itu dalam hal ini dapat dilihat dengan variasi sudut  $[0^\circ]_{10}$  pada urutan kedua yang memiliki nilai *safety factor* terbaik dan harus memenuhi kriteria dari pengujian *forefoot*. Maka dari itu kombinasi sudut  $[0^\circ]_{10}$  digunakan sebagai acuan untuk dilakukan variasi ketebalan untuk memperoleh nilai *safety factor* yang lebih aman.

#### 4.2.5 Hasil Simulasi dan Pembahasan Variasi Ketebalan pada Pengujian Heel

Variasi ketebalan perlu dilakukan untuk memperoleh desain *ankle-foot prosthetic* yang lebih aman dari kombinasi sudut terbaik yaitu sudut  $[0^\circ]_{10}$ . Berdasarkan hasil simulasi pada variasi ketebalan dapat dilihat pada Gambar 4.17. Hasil simulasi secara keseluruhan dari variasi ketebalan dapat dilihat pada Tabel 4.3 sebagai berikut.

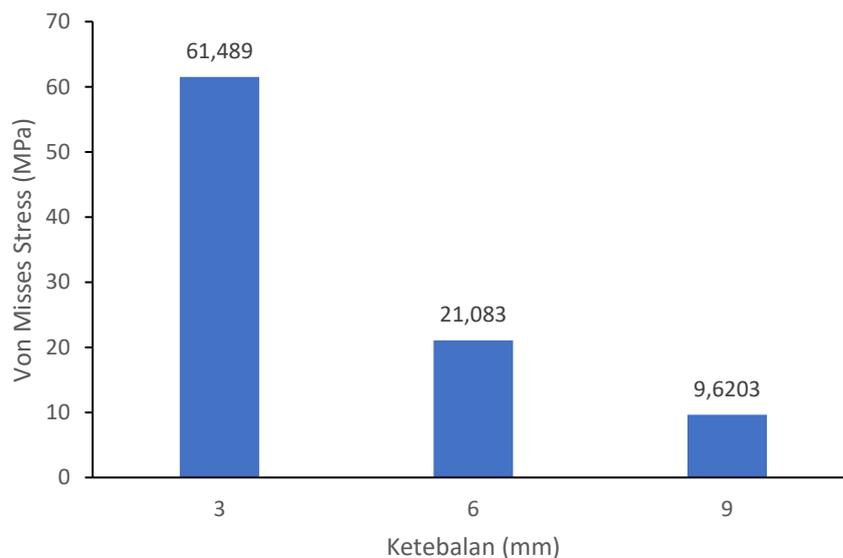


**Gambar 4.17** Hasil Pengujian *Heel* Menggunakan Material Komposit Sisal/Epoxy terhadap Tegangan Von Mises dengan Variasi Ketebalan: (a) 3 mm, (b) 6 mm, (c) 9 mm

**Tabel 4.3** Hasil Pengujian *Heel* Menggunakan Material Komposit Sisal/Epoxy dengan Kombinasi Sudut  $[0^\circ]_{10}$  terhadap Variasi Ketebalan, Dengan Nilai Tegangan Maksimum Von Mises, *Deformation*, dan *Safety factor* yang Dihasilkan.

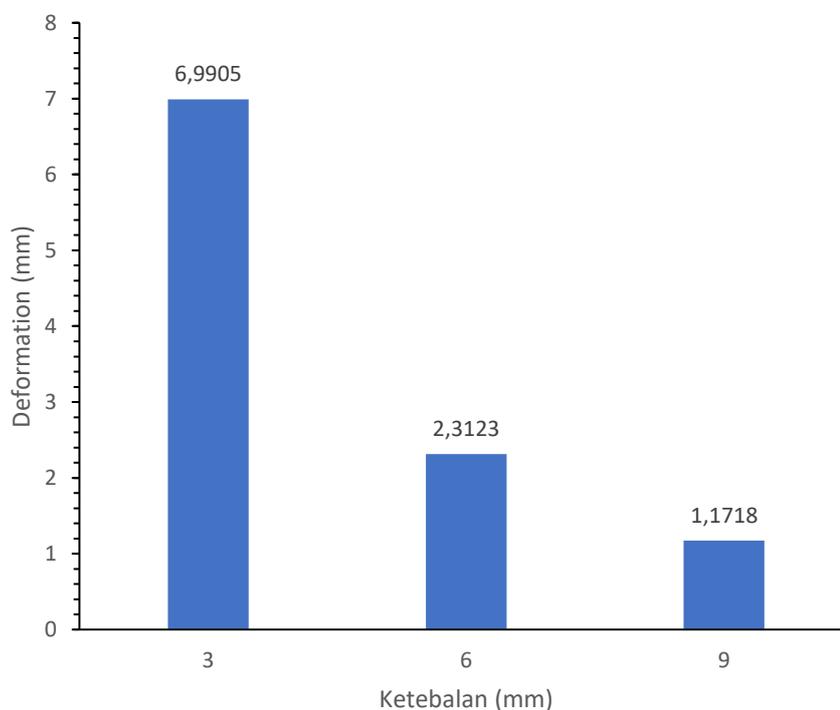
Beban (N)	Orientasi Sudut	Ketebalan (mm)	Tegangan Von Mises (MPa)	<i>Deformation</i> (mm)	<i>Safety factor</i>
400	$[0^\circ]_{10}$	3 mm	61,489	6,9905	0,41742
400	$[0^\circ]_{10}$	6 mm	21,083	2,3123	1,2541
400	$[0^\circ]_{10}$	9 mm	9,6203	1,1718	2,7614

Berdasarkan Tabel 4.3 merupakan hasil simulasi pengujian *Heel* pada desain *ankle foot prosthetic* dengan pembebanan 400 N menggunakan kombinasi sudut terbaik yaitu  $[0^\circ]_{10}$  dengan variasi ketebalan. Ketebalan awal dari plat komposit yang digunakan yaitu 3 mm. Dimana berdasarkan hasil simulasi diperoleh bahwa nilai tegangan maksimum Von Mises yang dihasilkan yaitu sebesar 61,489 MPa. Kemudian nilai *deformation* yang dihasilkan yaitu 6,9905 mm. selanjutnya *safety factor* yang dihasilkan yaitu sebesar 0,41742. Kemudian dilakukan penambahan ketebalan menjadi 6 mm. dengan ketebalan tersebut diperoleh nilai tegangan maksimum Von Mises sebesar 21,083 MPa. untuk nilai *deformation* yang dihasilkan yaitu 2,3123 mm. sedangkan untuk *safety factor* yang dihasilkan sebesar 1,2541. Dapat dilihat bahwa setelah dilakukan penambahan ketebalan, diperoleh nilai *safety factor* yang lebih baik dan meningkat, namun *safety factor* yang dihasilkan sudah terbilang aman. Selanjutnya dilakukan penambahan layer kembali sehingga ketebalan menjadi 9 mm. diperoleh hasil simulasi berupa maksimum tegangan Von Mises sebesar 9,6203 MPa, untuk *deformation* yang diperoleh sebesar 1,1718 mm. dan *safety factor* yang dihasilkan yaitu sebesar 2,7614. Dilakukan penambahan sampai dengan 9 mm dikarenakan pada saat 6 mm untuk kondisi pengujian *forefoot* masih mengalami nilai *safety factor* yang rendah sehingga perlu ditambahkan ketebalan sampai dengan 9 mm agar memperoleh nilai *safety factor* yang aman, kemudian untuk kondisi *heel* diperlukan penambahan layer sampai dengan 9 mm untuk memperoleh kondisi yang sama seperti pengujian *forefoot*.



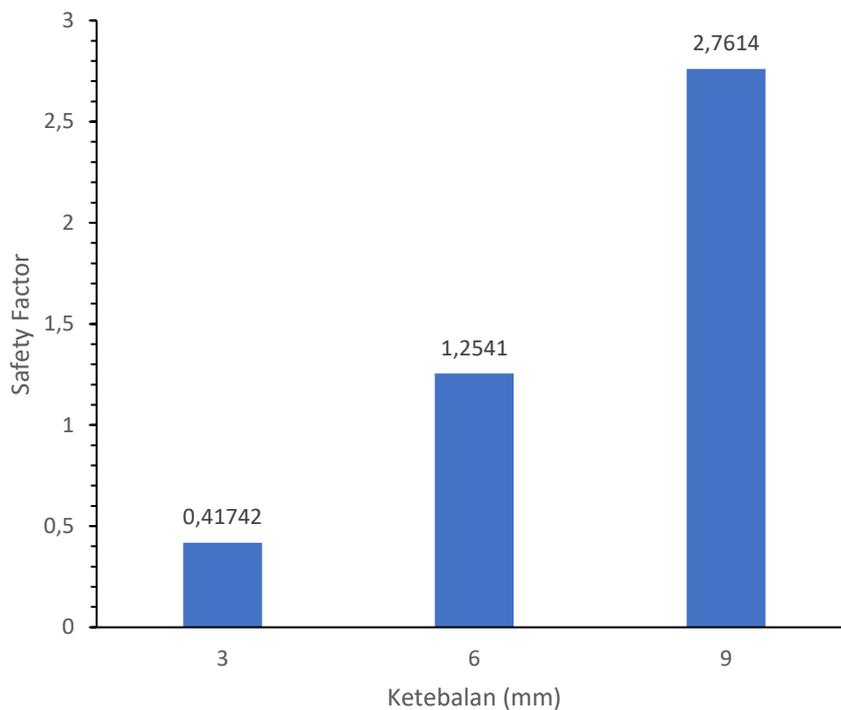
**Gambar 4.18** Hasil Simulasi Variasi Ketebalan dari Material Komposit Sisal/Epoxy terhadap Tegangan Von Mises pada Pengujian *Heel*

Berdasarkan Gambar 4.18 Diperoleh grafik hubungan antara variasi ketebalan dan tegangan Von Mises yang dialami oleh desain *ankle-foot prosthetic*. Pada Gambar 4.18 tren grafik mengalami penurunan, dimana grafik mengalami penurunan dari ketebalan 3 mm sampai dengan ketebalan 9 mm. titik maksimum nilai dari tegangan Von Mises maksimum yang dialami oleh *ankle-foot prosthetic* berada pada tebal 3 mm dengan nilai tegangan sebesar 61,489 MPa. Sedangkan titik minimum berada pada ketebalan 9 mm dengan nilai tegangan sebesar 9,6203 MPa. Dapat dilihat dari Gambar 4.18 bahwa terjadi penurunan tegangan Von Mises seiring dengan bertambahnya ketebalan. Hal tersebut bisa terjadi dikarenakan setiap melakukan penambahan ketebalan maka jumlah lamina atau tumpukan dari komposit juga semakin bertambah, sehingga ketika pembebanan yang diberikan kepada plat komposit dari desain *ankle-foot prosthetic* didistribusikan pada setiap lamina yang menyebabkan tegangan Von Mises semakin menurun nilainya.



**Gambar 4.19** Hasil Simulasi Variasi Ketebalan dari Material Komposit Sisal/Epoxy terhadap *Deformation* pada Pengujian *Heel*

Berdasarkan Gambar 4.19 Diperoleh grafik hubungan antara variasi ketebalan dan total defomasi yang dialami oleh desain *ankle-foot prosthetic*. Pada Gambar 4.19 tren grafik mengalami penurunan, dimana grafik mengalami penurunan dari ketebalan 3 mm sampai dengan ketebalan 9 mm. titik maksimum nilai dari *deformation* maksimum yang dialami oleh *ankle-foot prosthetic* berada pada tebal 3 mm dengan nilai *deformation* sebesar 6,9905 mm. Sedangkan titik minimum berada pada ketebalan 9 mm dengan nilai *deformation* sebesar 1,1718 mm. Dapat dilihat dari Gambar 4.19 bahwa terjadi penurunan *deformation* seiring dengan bertambahnya ketebalan. Hal tersebut bisa terjadi dikarenakan setiap melakukan penambahan ketebalan maka jumlah lamina atau tumpukan dari komposit juga semakin bertambah. Sehingga menyebabkan material komposit menjadi lebih kaku. Apabila material komposit lebih kaku maka akan menghasilkan nilai *deformation* yang lebih kecil.



**Gambar 4.20** Hasil Simulasi Variasi Ketebalan dari Material Komposit Sisal/Epoxy terhadap *Safety factor* pada Pengujian *Heel*

Berdasarkan Gambar 4.20 diperoleh grafik hubungan antara variasi ketebalan dan *safety factor* yang dialami oleh desain *ankle-foot prosthetic*. Pada Gambar 4.20 tren grafik mengalami kenaikan, dimana grafik mengalami kenaikan dari ketebalan 3 mm sampai dengan ketebalan 9 mm. titik maksimum nilai dari *safety factor* yang dialami oleh *ankle-foot prosthetic* berada pada tebal 9 mm dengan *safety factor* sebesar 2,7614. Sedangkan titik minimum berada pada ketebalan 3 mm dengan nilai *safety factor* sebesar 0,41742. Dapat dilihat dari Gambar 4.20 bahwa terjadi kenaikan nilai *safety factor* seiring dengan bertambahnya ketebalan. Hal tersebut bisa terjadi dikarenakan setiap melakukan penambahan ketebalan maka jumlah lamina atau tumpukan dari komposit juga semakin bertambah. sehingga ketika pembebanan yang diberikan kepada plat komposit dari desain *ankle-foot prosthetic* didistribusikan pada setiap lamina yang menyebabkan tegangan Von Mises semakin menurun nilainya. Sehingga dampak dari fenomena tersebut menyebabkan *safety factor* meningkat dan desain dari *ankle-foot prosthetic* menjadi lebih aman.

#### 4.2.6 Peninjauan Kenyamanan pada Desain *Ankle-Foot Prosthetic* Berdasarkan Pengujian *Heel*

Berdasarkan Standar KSP 8403, Standar tersebut mengevaluasi kenyamanan pengguna dari *ankle-foot prosthetic* dengan mengukur nilai *deformation* terhadap beban yang diaplikasikan pada *ankle-foot prosthetic*. pada standar ini memiliki standar penilaian apakah desain *ankle-foot prosthetic* yang digunakan nyaman. Standar penilaian tersebut dikategorikan salah satunya berdasarkan pengujian *heel*. Untuk pengujian *heel* memiliki standar kenyamanan yang mana nilai *deformation* saat diberikan beban 400 N harus berada pada kisaran nilai 6 mm sampai dengan 22 mm.

Berdasarkan penjelasan tersebut apabila dilakukan pengujian kenyamanan dari desain *ankle-foot prosthetic* berdasarkan pengujian *heel* dengan menggunakan kombinasi sudut terbaik

dan variasi ketebalan. Dapat dilihat pada Tabel 4.4 merupakan klasifikasi kenyamanan dari kombinasi sudut terbaik dan variasi ketebalan untuk pengujian *heel*.

**Tabel 4.4** Hasil Standardisasi Kenyamanan pada Desain *Ankle-Foot Prosthetic* Menggunakan Material Sisal/Epoxy dengan Standar KSP 8403 pada Pengujian *Heel*

Jenis Pengujian	Kombinasi Sudut	Ketebalan	Deformation (mm)	Standar Deformation 6-22 (mm)	Keterangan
<i>Heel</i>	[0°] <sub>10</sub>	3 mm	6,9905	√	memenuhi Standar KSP 8403
	[0°] <sub>10</sub>	6 mm	2,3123	x	Tidak memenuhi Standar KSP 8403
	[0°] <sub>10</sub>	9 mm	1,1718	x	Tidak memenuhi Standar KSP 8403

Berdasarkan Tabel 4.4 bahwa pada pengujian *heel* untuk standarisasi apakah desain *ankle-foot prosthetic* memenuhi kriteria atas kenyamanan dalam penggunaannya. Dapat dilihat Pada Tabel 4.4 bahwa untuk kombinasi sudut plat komposit yaitu [0°]<sub>10</sub> dengan ketebalan awal yaitu 3 mm menghasilkan *deformation* yaitu sebesar 6,9905 mm. Yang mana jika kita lakukan standarisasi pada standar KSP 8403 yaitu dengan nilai kisaran *deformation* pada saat beban 400 N diaplikasikan yaitu sebesar 6 mm sampai dengan 22 mm. Bahwa saat kondisi ini kenyamanan memenuhi standar dari KSP 8403 dikarenakan masih pada *range* nilai *deformation* yang ada. Selanjutnya untuk ketebalan 6 mm dengan sudut [0°]<sub>10</sub> diperoleh nilai *deformation* sebesar 2,3123 mm. Pada hal ini *deformation* yang terjadi masih belum memenuhi standar kriteria dari KSP 8403. Dikarenakan nilai *range* dari *deformation* yang dapat memenuhi standar tersebut masih belum terpenuhi untuk kondisi ini. Sanjutnya kondisi saat ketebalan 9 mm dengan kombinasi sudut [0°]<sub>10</sub> menghasilkan nilai *deformation* sebesar 1,1718 mm. pada kondisi ini *deformation* semakin jauh dari nilai standar kenyamanan yang ada yaitu tidak memenuhi standar KSP 8403. Sehingga dapat disimpulkan bahwa dari ketiga desain dari *ankle foot prosthetic* hanya satu kondisi yang memenuhi standar KSP 8403 yaitu pada saat ketebalan 3 mm dengan kombinasi sudut [0°]<sub>10</sub>, sedangkan untuk kondisi dengan ketebalan 6 mm dan 9 mm dengan kombinasi sudut [0°]<sub>10</sub> masih belum memenuhi standar dari kenyamanan pada desain *ankle-foot prosthetic* tersebut. Namun pada ketebalan 3 mm hanya memenuhi standar kenyamanan tetapi secara kekuatan tidak memenuhi standar kekuatan dikarenakan nilai *safety factor* tidak memenuhi standar keamanan. Selanjutnya untuk kondisi ketebalan 6 mm dan 9 mm, kondisi tersebut tidak memenuhi standar kenyamanan namun untuk hal kekuatan pada desain *ankle-foot prosthetic* kondisi tersebut dapat memenuhi dikarenakan *safety factor* yang dihasilkan juga melebihi dari nilai faktor keamanan yang telah ditentukan. Untuk kondisi ketebalan 6 mm dan 9 mm tidak memenuhi kriteria kenyamanan dikarenakan ketebalan yang ditambahkan menyebabkan lamina atau tumpukannya juga bertambah menyebabkan plat komposit menjadi lebih kaku dan menyebabkan desain *ankle-foot prosthetic* menjadi lebih kaku. Sebaliknya untuk ketebalan 3 mm hanya memiliki sedikit tumpukan lamina dibandingkan ketebalan 6 mm dan 9 mm sehingga penyusunan komposit pada plat komposit untuk desain *ankle-foot prosthetic* menjadi lebih fleksibel atau lebih elastis.

### 4.3 Hasil Simulasi Pengujian *Ankle-foot prosthetic* Menggunakan Material Komposit Palem/Epoxy pada Pengujian *Forefoot* dan *Heel*

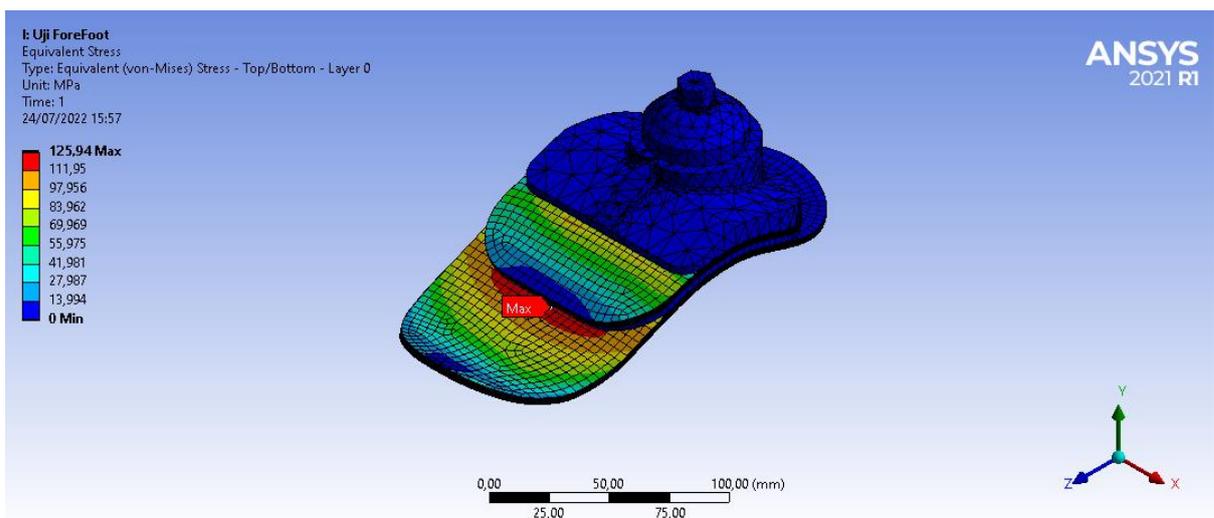
Pada simulasi ini akan dilakukan pengujian *ankle-foot prosthetic* menggunakan material komposit palem/epoxy dengan dua metode pengujian yaitu *forefoot* dan *heel*. Yang mana pada simulasi ini akan diperoleh kombinasi sudut serat terbaik dan variasi ketebalan untuk menunjang desain dari *ankle-foot prosthetic* yang aman. Kemudian akan dilakukan peninjauan kenyamanan pada desain *ankle-foot prosthetic* berdasarkan standar KSP 8403.

#### 4.3.1 Hasil Simulasi Pengaruh Orientasi Sudut pada Pengujian *Forefoot*

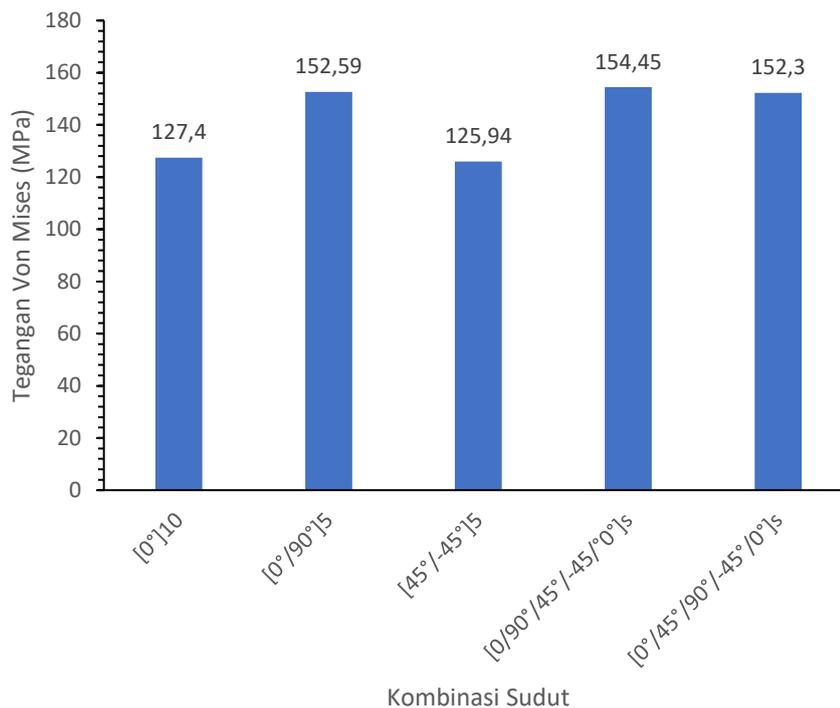
Pada tahap ini dilakukan pengujian *forefoot* pada desain *ankle foot prosthetic* dengan menghasilkan kombinasi sudut yang akan dibandingkan dengan nilai tegangan maksimum Von Mises, *deformation*, dan *safety factor*.

##### 4.3.1.1 Hasil Simulasi dan Pembahasan Nilai Tegangan Von Mises.

Pada simulasi yang dilakukan berdasarkan penelitian ini didapat nilai tegangan Von Mises. Tegangan Von Mises adalah nilai yang menjadi tolak ukur untuk material mengalami kegagalan atau tidak. Berdasarkan hasil simulasi untuk kombinasi sudut  $[45^\circ/-45^\circ]_5$  dari penelitian ini yaitu dapat dilihat pada Gambar 4.21. Untuk hasil secara keseluruhan dari semua variasi akan dipaparkan pada Gambar 4.22 sebagai berikut.



**Gambar 4.21** Hasil Pengujian *Forefoot* Menggunakan Material Palem/Epoxy dengan Kombinasi Sudut Serat  $[45^\circ/-45^\circ]_5$  terhadap Tegangan Maksimum Von Mises

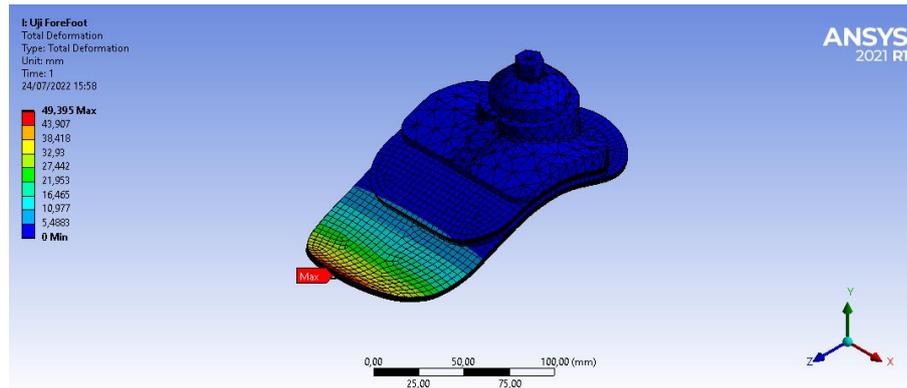


**Gambar 4.22** Hasil Simulasi Pengujian *Forefoot* Menggunakan Material Palem/Epoxy dengan Kombinasi Sudut Serat terhadap Tegangan Maksimum Von Mises

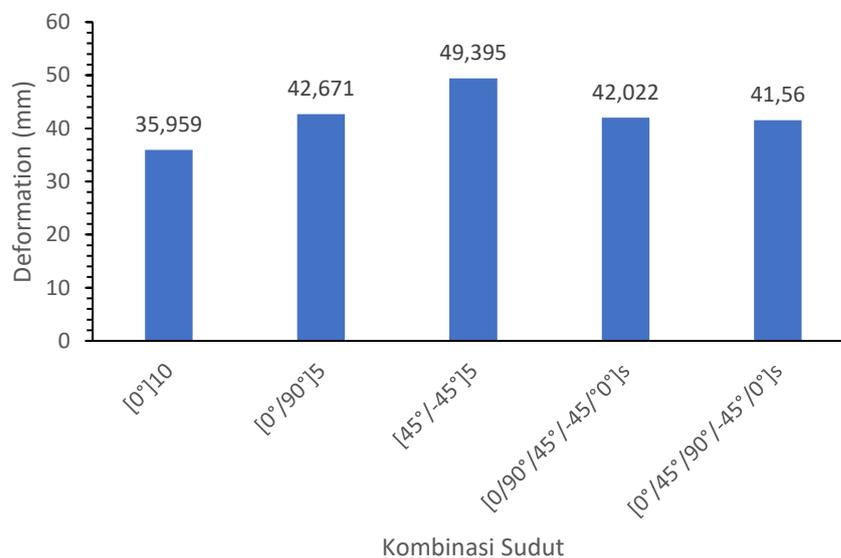
Dari data hasil simulasi yang ditunjukkan pada Gambar 4.22 di atas, diketahui *ankle-foot prosthetic* dengan penyusunan komposit pada pengujian *forefoot* dengan pemberian beban maksimal berdasarkan standar yaitu 400 N diperoleh bahwa untuk kombinasi sudut  $[0^\circ]_{10}$  nilai maksimum tegangan yang dialami oleh *ankle-foot prosthetic* sebesar 127,4 MPa, dan untuk kombinasi sudut  $[0^\circ/90^\circ]_5$  didapatkan nilai maksimum tegangan Von Mises sebesar 152,59 MPa. Untuk penyusunan plat komposit dengan kombinasi sudut  $[45^\circ/-45^\circ]_5$  diperoleh nilai tegangan maksimum yang dialami *ankle-foot prosthetic* yaitu sebesar 125,94 MPa, dan untuk kombinasi sudut  $[0/90^\circ/45^\circ/-45^\circ/0^\circ]_s$  didapatkan nilai maksimum tegangan Von Mises sebesar 154,45 MPa. Kemudian untuk kombinasi sudut  $[0/45^\circ/90^\circ/-45^\circ/0^\circ]_s$  nilai tegangan maksimum yang dialami oleh *ankle-foot prosthetic* yaitu sebesar 152,3 MPa. Secara keseluruhan bahwa nilai tegangan maksimum Von Mises berada pada kombinasi sudut  $[0^\circ/90^\circ]_5$  dengan nilai sebesar 154,45 MPa. Kemudian untuk tegangan Von Mises terendah terjadi pada kombinasi sudut serat  $[45^\circ/-45^\circ]_5$  dengan nilai tegangan sebesar 125,94 MPa. Pada teorinya, tegangan Von Mises akan dibandingkan dengan *strength* dari material tersebut. Jadi apabila tegangan yang dialami pada material semakin besar maka material tersebut semakin tidak aman. Sebaliknya jika tegangan yang dialami kecil maka tingkat keamanan material semakin baik. Berdasarkan grafik diatas bahwa kombinasi sudut  $[45^\circ/-45^\circ]_5$  memiliki tingkat keamanan yang paling baik dibandingkan versi kombinasi sudut lainnya.

#### 4.3.1.2 Hasil Simulasi dan Pembahasan Nilai *Deformation*

Hasil Simulasi *deformation* yang terjadi pada *ankle-foot prosthetic* dapat dilihat pada Gambar 4.23. merupakan hasil simulasi dari kombinasi sudut  $[45^\circ/-45^\circ]_5$  dengan jenis pengujian *forefoot*. Untuk hasil keseluruhan dari semua variasi terhadap *deformation* akan dipaparkan pada Gambar 4.24 sebagai berikut.



**Gambar 4.23** Hasil Simulasi Pengujian *Forefoot* Menggunakan Material Palem/Epoxy dengan Kombinasi Sudut  $[45^{\circ}/-45^{\circ}]_5$  terhadap Total Deformation pada Pengujian *Forefoot*



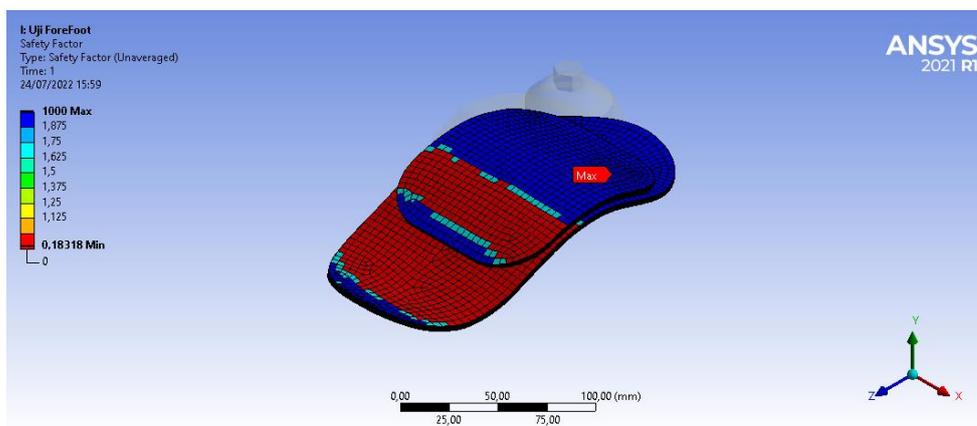
**Gambar 4.24** Hasil Simulasi Pengujian *Forefoot* Menggunakan Material Palem/Epoxy dengan Kombinasi Sudut Serat terhadap *Deformation*

Berdasarkan gambar 4.24 merupakan hasil simulasi variasi kombinasi sudut terhadap *deformation* pada pengujian *Heel* untuk desain *ankle foot prosthetic* menggunakan standar pengujian KSP 8403 dengan pembebanan 400 N. Diperoleh nilai *deformation* pada penyusunan material plat komposit untuk desain *ankle-foot prosthetic* dengan kombinasi sudut  $[0^{\circ}]_{10}$  yaitu sebesar 35,959 mm, dan untuk kombinasi sudut  $[0^{\circ}/90^{\circ}]_5$  didapatkan nilai *deformation* sebesar 42,671 mm. Untuk penyusunan material komposit dengan kombinasi sudut  $[45^{\circ}/-45^{\circ}]_5$ , nilai *deformation* yang dialami oleh *ankle-foot prosthetic* yaitu sebesar 49,395 mm. Dan untuk kombinasi sudut  $[0^{\circ}/90^{\circ}/45^{\circ}/-45^{\circ}/0^{\circ}]_5$  dan  $[0^{\circ}/45^{\circ}/90^{\circ}/-45^{\circ}/0^{\circ}]_5$  didapatkan nilai *deformation* sebesar 42,022 mm dan 41,56 mm. Berdasarkan Gambar 4.24 menunjukkan nilai *deformation* terbesar terjadi pada kombinasi sudut serat  $[45^{\circ}/-45^{\circ}]_5$  dengan nilai tegangan sebesar 49,395 mm. Kemudian *deformation* terendah terjadi pada kombinasi sudut serat  $[0^{\circ}]_{10}$  dengan nilai tegangan sebesar 35,959 mm. Berdasarkan teori yaitu apabila *deformation* yang dialami pada material semakin besar maka penyusunan material komposit tersebut semakin tidak kaku alias lentur. Sebaliknya jika *deformation* yang dialami kecil maka tingkat

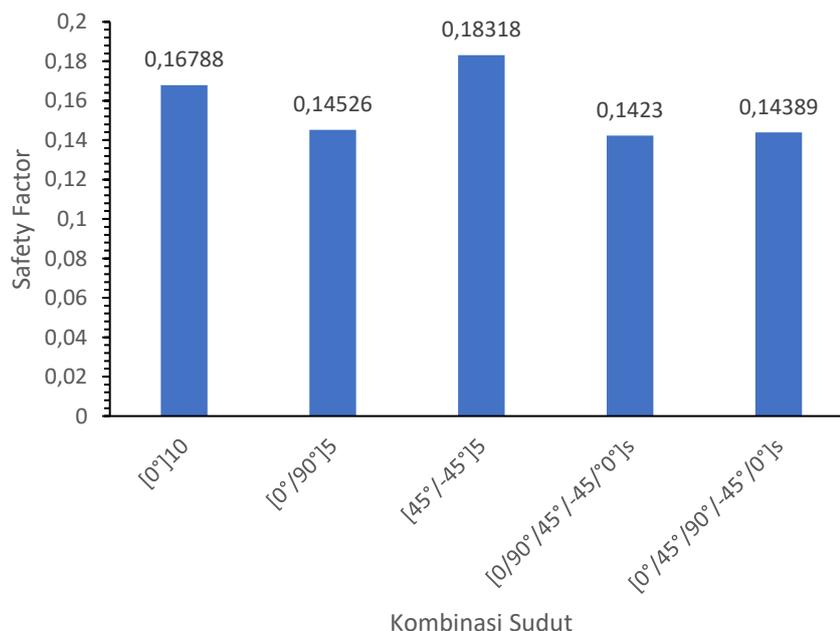
penyusunan material komposit tersebut semakin kaku. Berdasarkan data grafik diatas didapat bahwa kombinasi  $[0^\circ]_{10}$  memiliki tingkat kekakuan yang paling baik dibandingkan variasi lainnya.

#### 4.3.1.3 Hasil Simulasi dan Pembahasan Nilai *Safety Factor*

Nilai faktor keamanan adalah nilai yang menjadi dasar untuk menentukan apakah material yang digunakan mengalami kegagalan atau tidak. Jika material komposit mengalami kegagalan maka hal ini mendefinisikan bahwa desain *ankle-foot prosthetic* mengalami kegagalan, dimana artinya *ankle-foot prosthetic* dengan kombinasi sudut tersebut tidak memiliki kekuatan untuk menahan pembebanan yang ada. Berikut hasil simulasi dengan kombinasi sudut  $[45^\circ/-45^\circ]_5$  yang ditunjukkan pada Gambar 4.25. Untuk hasil secara keseluruhan untuk semua variasi akan dipaparkan pada Gambar 4.26 sebagai berikut.



**Gambar 4.25** Hasil Simulasi Pengujian *Forefoot* Menggunakan Material Komposit Palem/Epoxy dengan Kombinasi Sudut  $[45^\circ/-45^\circ]_5$  terhadap *Safety Factor*

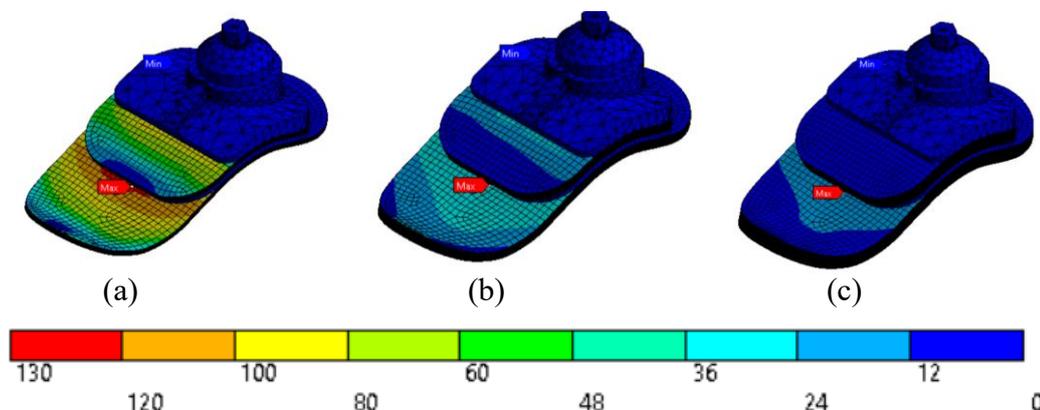


**Gambar 4.26** Hasil Simulasi Pengujian *Forefoot* Menggunakan Material Komposit Palem/Epoxy dengan Kombinasi Sudut Serat terhadap *Safety factor*

Berdasarkan Gambar 4.26 merupakan hasil simulasi variasi kombinasi sudut terhadap *safety factor* pada pengujian *heel* untuk desain *ankle-foot prosthetic* menggunakan standar pengujian KSP 8403 dengan pembebanan 400 N. Diperoleh nilai *safety factor* pada penyusunan material plat komposit untuk desain *ankle-foot prosthetic* dengan kombinasi sudut  $[0^\circ]_{10}$  yaitu sebesar 0,16788, dan untuk kombinasi sudut  $[0^\circ/90^\circ]_5$ , diperoleh nilai *safety factor* yaitu sebesar 0,14526. Untuk penyusunan material komposit dengan kombinasi sudut  $[45^\circ/-45^\circ]_5$ , nilai *safety factor* yang diperoleh yaitu sebesar 0,18318. Dan untuk kombinasi sudut  $[0^\circ/90^\circ/45^\circ/-45^\circ/0^\circ]_5$  dan  $[0^\circ/45^\circ/90^\circ/-45^\circ/0^\circ]_5$  didapatkan nilai *safety factor* sebesar 0,1423 dan 0,14389. Secara keseluruhan bahwa nilai *safety factor* terbesar didapat pada kombinasi  $[45^\circ/-45^\circ]_5$  dan nilai *safety factor* terendah didapat pada kombinasi  $[0^\circ/90^\circ/45^\circ/-45^\circ/0^\circ]_5$ . Pada teorinya, apabila nilai *safety factor* yang dialami pada desain *ankle-foot prosthetic* semakin besar maka penyusunan material komposit tersebut semakin aman dikarenakan *strength* yang dimiliki oleh susunan komposit tersebut lebih kuat meskipun *stress* yang dialami lebih besar. Sebaliknya jika nilai *safety factor* yang dialami pada desain *ankle-foot prosthetic* rendah maka penyusunan material komposit tersebut semakin tidak aman. Batas aman dari nilai *safety factor* ialah 1, jika nilai *safety factor* dibawah 1 maka bisa dikatakan bahwa desain dari *ankle-foot prosthetic* tidak aman. Berdasarkan hasil simulasi dari Gambar 4.26 bahwa untuk semua kombinasi sudut orientasi terhadap nilai *safety factor* menghasilkan nilai *safety factor* yang dibawah 1, sehingga dikatakan bahwa seluruh kombinasi sudut masih belum mampu untuk menahan beban standar yang diberikan pada desain *ankle-foot prosthetic* dan dapat dikatakan bahwa desain dari *ankle-foot prosthetic* masih dikatakan tidak aman. Namun berdasarkan data dari Gambar 4.26 dapat diperoleh secara keseluruhan nilai *safety factor* terbaik dari kombinasi sudut yang ada. Yang mana kombinasi sudut terbaik yaitu pada kombinasi  $[45^\circ/-45^\circ]_5$ . Berdasarkan hasil dari simulasi dengan kombinasi sudut terbaik yaitu  $[45^\circ/-45^\circ]_5$  akan dijadikan acuan untuk dilakukan variasi ketebalan untuk memperoleh nilai *safety factor* yang lebih aman.

#### 4.3.2 Hasil Simulasi dan Pembahasan Variasi Ketebalan pada Pengujian *Forefoot*

Variasi ketebalan perlu dilakukan untuk memperoleh desain *ankle-foot prosthetic* yang lebih aman dari kombinasi sudut terbaik yaitu sudut  $[45^\circ/-45^\circ]_5$ . Berdasarkan hasil simulasi pada variasi ketebalan dapat dilihat pada Gambar 4.27. Hasil simulasi secara keseluruhan dari variasi ketebalan dapat dilihat pada Tabel 4.5 sebagai berikut.

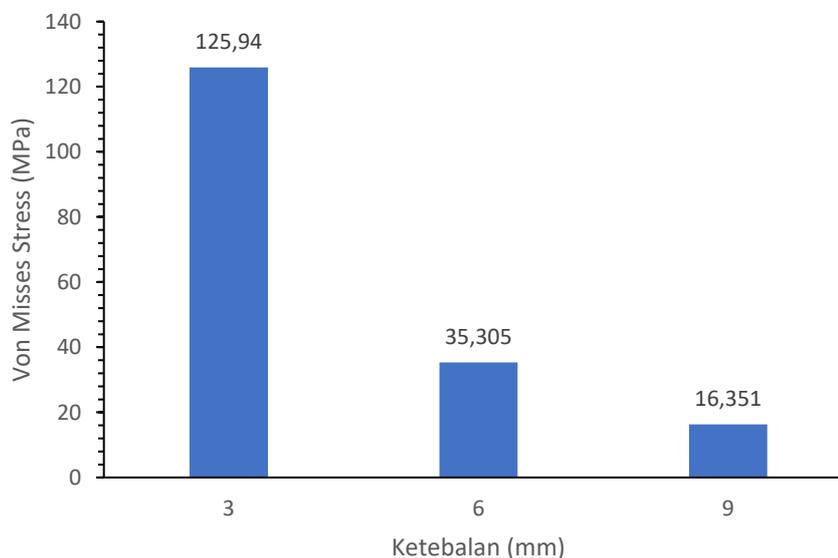


**Gambar 4.27** Hasil Pengujian *Forefoot* Menggunakan Material Komposit Palembang/Epoxy terhadap Tegangan Von Mises dengan Variasi Ketebalan: (a) 3 mm, (b) 6 mm, (c) 9 mm

**Tabel 4.5** Hasil Pengujian *Forefoot* Menggunakan Material Komposit Palem/Epoxy dengan Kombinasi Sudut  $[45^\circ/-45^\circ]_5$  terhadap Variasi Ketebalan Dengan Tegangan Maksimum Von Mises, *Deformation*, dan Nilai *Safety factor* yang Dihasilkan

Beban (N)	Orientasi Sudut	Ketebalan (mm)	Tegangan Von Mises (Mpa)	<i>Deformation</i> (mm)	<i>Safety factor</i>
400	$[45^\circ/-45^\circ]_5$	3	125,94	49,395	0,18318
400	$[45^\circ/-45^\circ]_5$	6	35,305	8,9943	0,73624
400	$[45^\circ/-45^\circ]_5$	9	16,351	3,4811	1,6567

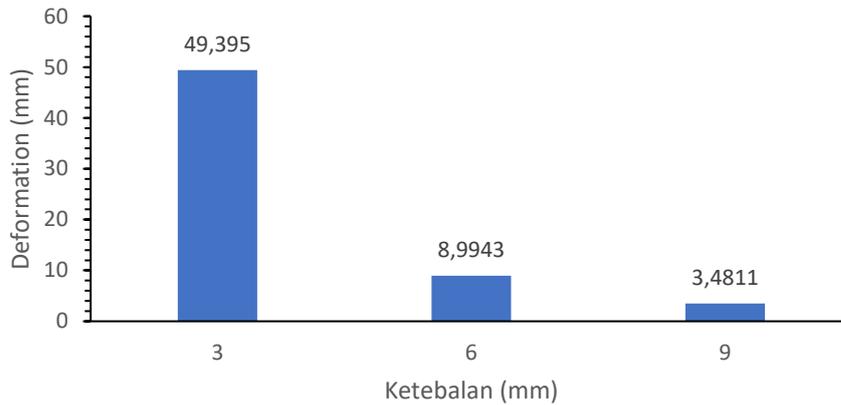
Berdasarkan Tabel 4.5 merupakan hasil simulasi pengujian *Heel* pada desain *ankle foot prosthetic* dengan pembebanan 400 N menggunakan kombinasi sudut terbaik yaitu  $[45^\circ/-45^\circ]_5$  dengan variasi ketebalan. Ketebalan awal dari plat komposit yang digunakan yaitu 3 mm. Dimana berdasarkan hasil simulasi diperoleh bahwa nilai tegangan maksimum Von Mises yang dihasilkan yaitu sebesar 125,94 MPa. Kemudian nilai *deformation* yang dihasilkan yaitu 49,395 mm. selanjutnya *safety factor* yang dihasilkan yaitu sebesar 0,18318. Kemudian dilakukan penambahan ketebalan menjadi 6 mm. dengan ketebalan tersebut diperoleh nilai tegangan maksimum Von Mises sebesar 35,305 MPa. untuk nilai *deformation* yang dihasilkan yaitu 8,9943 mm. sedangkan untuk *safety factor* yang dihasilkan sebesar 0,73624. Dapat dilihat bahwa setelah dilakukan penambahan ketebalan, diperoleh nilai *safety factor* yang lebih baik dan meningkat, namun *safety factor* yang dihasilkan sudah terbilang aman. Dapat dilihat bahwa setelah dilakukan penambahan ketebalan, diperoleh nilai *safety factor* yang lebih baik dan meningkat, namun *safety factor* yang dihasilkan masih terbilang tidak aman. Selanjutnya dilakukan penambahan layer kembali sehingga ketebalan menjadi 9 mm. diperoleh hasil simulasi berupa maksimum tegangan Von Mises sebesar 16,351 MPa, untuk *deformation* yang diperoleh sebesar 3,4811 mm. dan *safety factor* yang dihasilkan yaitu sebesar 1,6567.



**Gambar 4.28** Hasil Simulasi Variasi Ketebalan dari Material Komposit Palem/Epoxy Terhadap Tegangan Von Mises pada Pengujian *Forefoot*

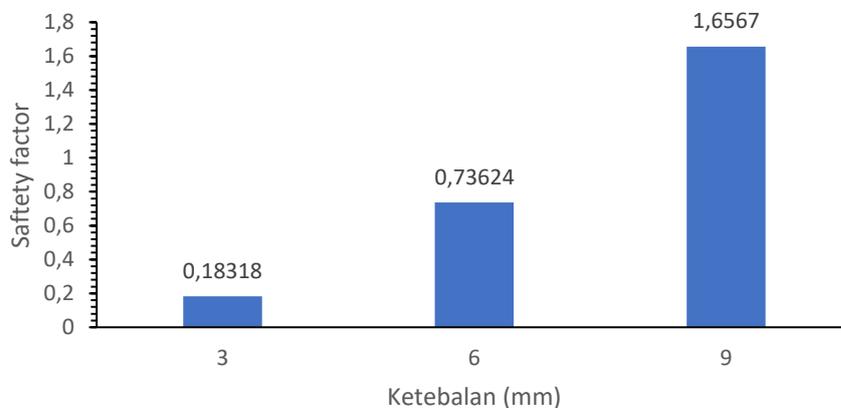
Berdasarkan Gambar 4.28 Diperoleh grafik hubungan antara variasi ketebalan dan tegangan Von Mises yang dialami oleh desain *ankle-foot prosthetic*. Pada Gambar 4.28 tren grafik mengalami penurunan, dimana grafik mengalami penurunan dari ketebalan 3 mm sampai dengan ketebalan 9 mm. titik maksimum nilai dari tegangan Von Mises maksimum yang dialami oleh *ankle-foot prosthetic* berada pada tebal 3 mm dengan nilai tegangan sebesar 125,94

MPa. Sedangkan titik minimum berada pada ketebalan 9 mm dengan nilai tegangan sebesar 16,351 MPa. Dapat dilihat dari Gambar 4.28 diatas bahwa terjadi penurunan tegangan Von Mises seiring dengan bertambahnya ketebalan. Hal tersebut bisa terjadi dikarenakan setiap melakukan penambahan ketebalan maka jumlah lamina atau tumpukan dari komposit juga semakin bertambah, sehingga ketika pembebanan yang diberikan kepada plat komposit dari desain *ankle-foot prosthetic* didistribusikan pada setiap lamina yang menyebabkan tegangan Von Mises semakin menurun nilainya.



**Gambar 4.29** Hasil Simulasi Variasi Ketebalan dari Material Komposit Palem/Epoxy terhadap *Deformation* pada Pengujian *Forefoot*

Berdasarkan Gambar 4.29 Diperoleh grafik hubungan antara variasi ketebalan dan total defomasi yang dialami oleh desain *ankle-foot prosthetic*. Pada Gambar 4.29 tren grafik mengalami penurunan, dimana grafik mengalami penurunan dari ketebalan 3 mm sampai dengan ketebalan 9 mm. titik maksimum nilai dari *deformation* maksimum yang dialami oleh *ankle-foot prosthetic* berada pada tebal 3 mm dengan nilai *deformation* sebesar 49,395 mm. Sedangkan titik minimum berada pada ketebalan 9 mm dengan nilai *deformation* sebesar 3,4811 mm. Dapat dilihat dari Gambar 4.29 bahwa terjadi penurunan *deformation* seiring dengan bertambahnya ketebalan. Hal tersebut bisa terjadi dikarenakan setiap melakukan penambahan ketebalan maka jumlah lamina atau tumpukan dari komposit juga semakin bertambah. Sehingga menyebabkan material komposit menjadi lebih kaku. Apabila material komposit lebih kaku maka akan menghasilkan nilai *deformation* yang lebih kecil



**Gambar 4.30** Hasil Simulasi Variasi Ketebalan dari Material Komposit Palem/Epoxy terhadap *Safety factor* pada Pengujian *Forefoot*

Berdasarkan Gambar 4.30 Diperoleh grafik hubungan antara variasi ketebalan dan *safety factor* yang dialami oleh desain *ankle-foot prosthetic*. Pada Gambar 4.30 tren grafik mengalami kenaikan, dimana grafik mengalami kenaikan dari ketebalan 3 mm sampai dengan ketebalan 9 mm. titik maksimum nilai dari *safety factor* yang dialami oleh *ankle-foot prosthetic* berada pada tebal 9 mm dengan *safety factor* sebesar 1,6567. Sedangkan titik minimum berada pada ketebalan 3 mm dengan nilai *safety factor* sebesar 0,18318. Dapat dilihat dari Gambar 4.30 bahwa terjadi kenaikan nilai *safety factor* seiring dengan bertambahnya ketebalan. Hal tersebut bisa terjadi dikarenakan setiap melakukan penambahan ketebalan maka jumlah lamina atau tumpukan dari komposit juga semakin bertambah. sehingga ketika pembebanan yang diberikan kepada plat komposit dari desain *ankle-foot prosthetic* didistribusikan pada setiap lamina yang menyebabkan tegangan Von Mises semakin menurun nilainya. Sehingga dampak dari fenomena tersebut menyebabkan *safety factor* meningkat dan desain dari *ankle-foot prosthetic* menjadi lebih aman.

#### 4.3.3 Peninjauan Kenyamanan pada Desain *Ankle-Foot Prosthetic* Berdasarkan Pengujian *Forefoot*

Berdasarkan Standar KSP 8403, Standar tersebut mengevaluasi kenyamanan pengguna dari *ankle-foot prosthetic* dengan mengukur nilai *deformation* terhadap beban yang diaplikasikan pada *ankle-foot prosthetic*. pada standar ini memiliki standar penilaian apakah desain *ankle-foot prosthetic* yang digunakan nyaman. Untuk pengujian *forefoot* memiliki standar kenyamanan yang mana nilai *deformation* saat diberikan beban 400 N harus berada pada kisaran nilai 20 mm sampai dengan 40 mm. Berdasarkan penjelasan tersebut apabila dilakukan pengujian kenyamanan dari desain *ankle-foot prosthetic* berdasarkan pengujian *heel* dengan menggunakan kombinasi sudut terbaik dan ketebalan terbaik. Dapat dilihat pada Tabel 4.6 merupakan klasifikasi kenyamanan dari kombinasi sudut terbaik dan variasi ketebalan untuk pengujian *forefoot*.

**Tabel 4.6** Hasil Standardisasi Kenyamanan pada Desain *Ankle-Foot Prosthetic* Menggunakan Material Komposit Palem/Epoxy dengan Standar KSP 8304 pada Pengujian *Forefoot*

Jenis Pengujian	Kombinasi Sudut	Ketebalan (mm)	<i>Deformation</i> (mm)	Standar <i>Deformation</i> 20 – 40 mm	Keterangan
<i>Forefoot</i>	[45°/-45°] <sub>5</sub>	3 mm	49,395	x	Tidak memenuhi Standar KSP 8403
	[45°/-45°] <sub>5</sub>	6 mm	8,9943	x	Tidak Memenuhi Standar KSP 8403
	[45°/-45°] <sub>5</sub>	9 mm	3,4811	x	Tidak memenuhi Standar KSP 8403

Berdasarkan Tabel 4.6 bahwa pada pengujian *forefoot* untuk standarisasi apakah desain *ankle-foot prosthetic* memenuhi kriteria atas kenyamanan dalam penggunaannya. Dapat dilihat pada Tabel 4.6 bahwa untuk kombinasi sudut plat komposit yaitu [45°/-45°]<sub>5</sub> dengan ketebalan awal yaitu 3 mm menghasilkan *deformation* yaitu sebesar 49,395 mm. yang mana jika kita

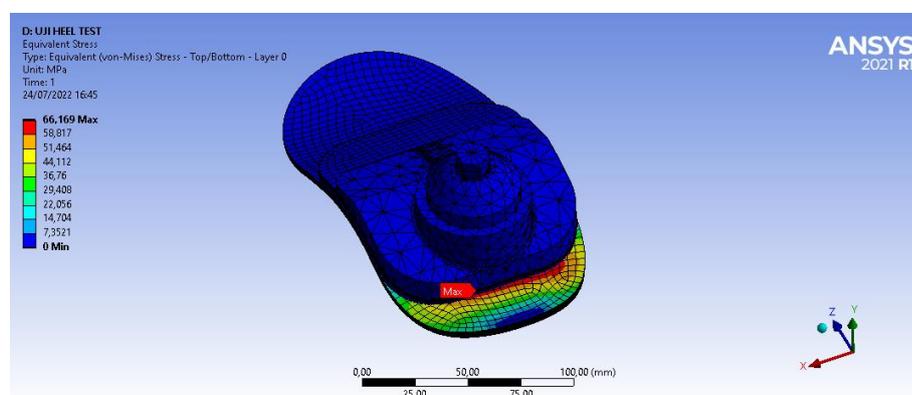
lakukan standardisasi pada standar KSP 8403 yaitu dengan nilai kisaran *deformation* pada saat beban 400 N diaplikasikan yaitu sebesar 20 mm sampai dengan 40 mm. bahwa saat kondisi ini kenyamanan pada saat tidak memenuhi standar dari KSP 80342 dikarenakan melebihi dari *range* nilai *deformation* yang ada. Selanjutnya untuk ketebalan 6 mm dengan sudut  $[45^\circ/-45^\circ]_5$  diperoleh nilai *deformation* sebesar 8,9943 mm. pada hal ini *deformation* yang terjadi masih belum memenuhi standar kriteria dari KSP 8403. Dikarenakan nilai *range* dari *deformation* yang dapat memenuhi standar tersebut masih belum terpenuhi untuk kondisi ini. Sanjutnya kondisi saat ketebalan 9 mm dengan kombinasi sudut  $[45^\circ/-45^\circ]_5$  menghasilkan nilai *deformation* sebesar 3,4811 mm. pada kondisi ini *deformation* semakin jauh dari nilai standar kenyamanan yang ada yaitu tidak meemnuhi standar KSP 8403. Sehingga dapat disimpulkan bahwa kondisi desain kaki prostetik pada saat ketebalan awal 3 mm sampai dengan ketebalan 9 mm menggunakan kombinasi sudut  $[45^\circ/-45^\circ]_5$  masih belum mampu memenuhi standar KSP 8403. Sehingga desain ankle-foot prosthetic ini berdasarkan pengujian *forefoot* masih dikategorikan kurang nyaman. Kemudian terutama untuk kondisi ketebalan 9 mm dengan kombinasi sudut  $[45^\circ/-45^\circ]_5$  hanya memenuhi kriteria kekuatan dikarenakan *safety factor* yang dihasilkan cukup tinggi dan menenuhi standar kekuatan namun pada sisi kenyamanan masih belum memenuhi standar yang ada. Untuk kondisi ketebalan 3 mm yang hanya memiliki sedikit tumpukan lamina memberikan dampak lebih fleksibel namun dalam hal ini fleksibilitas dari ketebalan 3 mm melebihi dari nilai standar yang diberikan sehingga menyebabkan terlalu fleksibel dan berdampak ketidaknyamanan nantinya. Selanjutnya pada ketebalan 6 mm dan 9 mm tidak emenuhi rkriteria dikarenakan semakin bertambah ketebalan maka semakin bertambah tumpukan lamina pada pelat komposit dari desain *ankle-foot prosthetic* tersebut sehingga menyebabkan plat tersebut menjadi lebih kaku dan berdampak ketidaknyamanan pada saat digunakan nantinya.

#### 4.3.4 Hasil Simulasi Pengaruh Orientasi Sudut pada Pengujian *Heel*

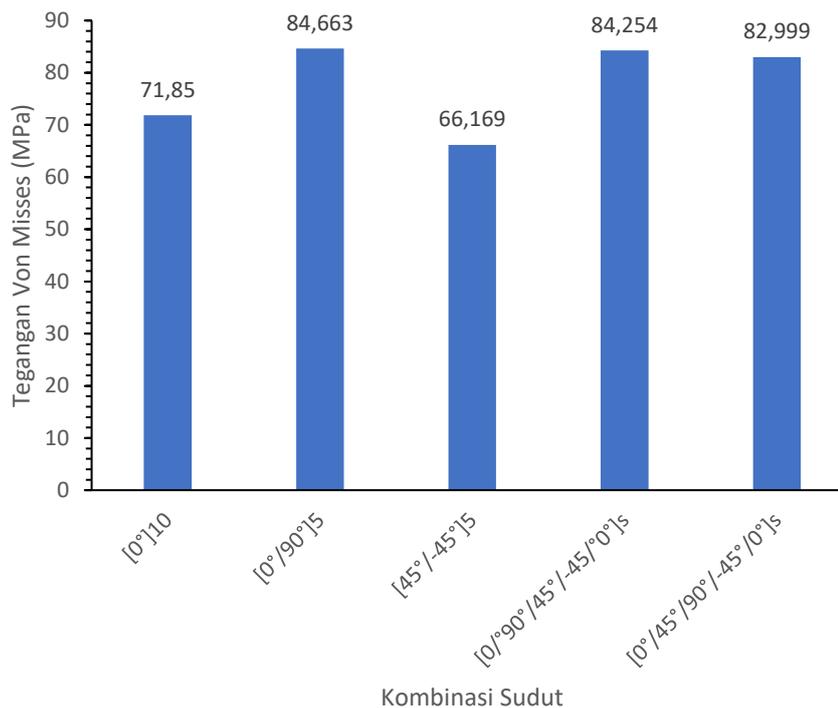
Pada tahap ini dilakukan pengujian *heel* pada desain *ankle foot prosthetic* dengan menghasilkan kombinasi sudut yang akan dibandingkan dengan nilai tegangan maksimum Von Mises, *deformation*, dan *safety factor*.

##### 4.3.4.1 Hasil Simulasi dan Pembahasan Nilai Tegangan Von Mises

Pada simulasi yang dilakukan berdasarkan penelitian ini didapat nilai tegangan Von Mises. Tegangan Von Mises adalah nilai yang menjadi tolak ukur untuk material mengalami kegagalan atau tidak. Berdasarkan hasil simulasi untuk kombinasi sudut  $[45^\circ/-45^\circ]_5$  dari penelitian ini yaitu dapat dilihat pada Gambar 4.31. Dan untuk hasil keseluruhan dari semua variasi dipaparkan berdasarkan Gambar 4.32 sebagai berikut.



**Gambar 4.31** Hasil Simulasi Pengujian *Heel* Menggunakan Material Komposit Palem/Epoxy Dengan Kombinasi Sudut  $[45^\circ/-45^\circ]_5$  Terhadap Tegangan Maksimum Von Mises

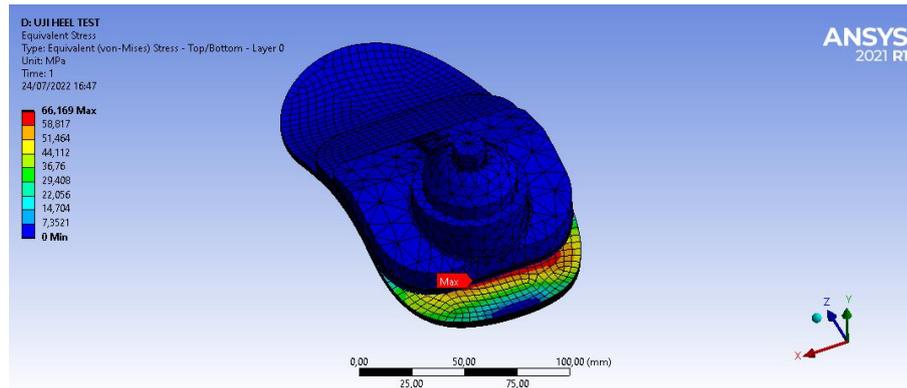


**Gambar 4.32** Hasil Pengujian *Heel* Menggunakan Material Komposit Palem/Epoxy dengan Kombinasi Sudut Serat terhadap Tegangan Maksimum Von Mises

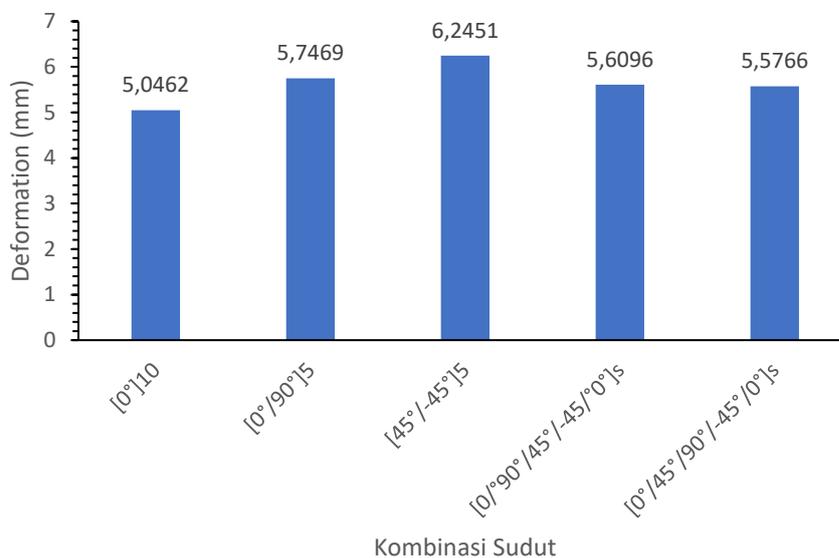
Dari data hasil simulasi yang ditunjukkan pada Gambar 4.32 di atas, diketahui *ankle-foot prosthetic* dengan penyusunan komposit pada pengujian *heel* dengan pemberian beban maksimal berdasarkan standar yaitu 400 N diperoleh bahwa untuk kombinasi sudut  $[0^\circ]_{10}$  nilai maksimum tegangan yang dialami oleh *ankle-foot prosthetic* sebesar 71,85 MPa, dan untuk kombinasi sudut  $[0^\circ/90^\circ]_5$  didapatkan nilai maksimum tegangan Von Mises sebesar 84,663 MPa. Untuk penyusunan plat komposit dengan kombinasi sudut  $[45^\circ/-45^\circ]_5$  diperoleh nilai tegangan maksimum yang dialami *ankle-foot prosthetic* yaitu sebesar 66,169 MPa, dan untuk kombinasi sudut  $[0^\circ/90^\circ/45^\circ/-45^\circ/0^\circ]_s$  didapatkan nilai maksimum tegangan Von Mises sebesar 84,254 MPa. Kemudian untuk kombinasi sudut  $[0^\circ/45^\circ/90^\circ/-45^\circ/0^\circ]_s$  nilai tegangan maksimum yang dialami oleh *ankle-foot prosthetic* yaitu sebesar 82,999 MPa. Secara keseluruhan bahwa nilai tegangan maksimum Von Mises berada pada kombinasi sudut  $[0^\circ/90^\circ]_5$  dengan nilai sebesar 84,663 MPa. Kemudian untuk tegangan Von Mises terendah terjadi pada kombinasi sudut serat  $[45^\circ/-45^\circ]_5$  dengan nilai tegangan sebesar 66,169 MPa. Pada teorinya, tegangan Von Mises akan dibandingkan dengan *strength* dari material tersebut. Jadi apabila tegangan yang dialami pada material semakin besar maka material tersebut semakin tidak aman. Sebaliknya jika tegangan yang dialami kecil maka tingkat keamanan material semakin baik. Berdasarkan grafik diatas bahwa kombinasi sudut  $[45^\circ/-45^\circ]_5$  memiliki tingkat keamanan yang paling baik dibandingkan versi kombinasi sudut lainnya.

#### 4.3.4.2 Hasil Simulasi dan Pembahasan Nilai *Deformation*

Hasil Simulasi *Deformation* yang terjadi pada *ankle-foot prosthetic* dapat dilihat pada Gambar 4.33. merupakan hasil simulasi dari kombinasi sudut  $[45^\circ/-45^\circ]_5$  dengan jenis pengujian *heel*. Untuk hasil keseluruhan dari semua variasi terhadap *deformation* akan dipaparkan pada Gambar 4.34 sebagai berikut.



**Gambar 4.33** Hasil Simulasi Pengujian *Heel* Menggunakan Material Komposit Palem/Epoxy dengan Kombinasi Sudut  $[45^{\circ}/-45^{\circ}]_5$  terhadap *Deformation*



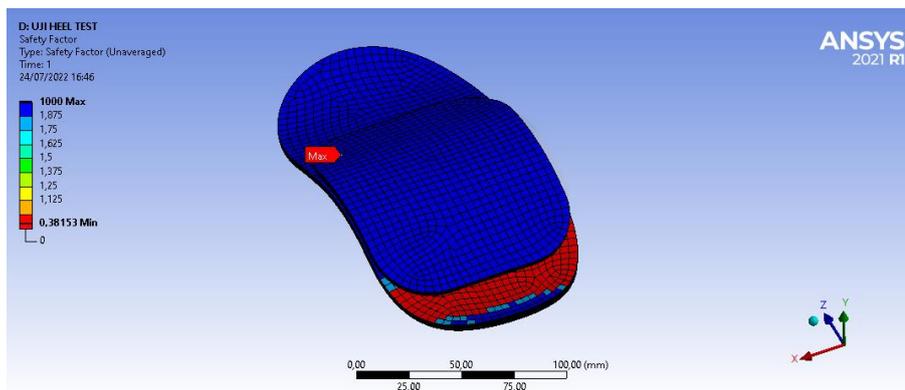
**Gambar 4.34** Hasil Simulasi Pengujian *Heel* Menggunakan Material Komposit Palem/Epoxy dengan Kombinasi Sudut Serat terhadap *Deformation*

Berdasarkan Gambar 4.34 merupakan hasil simulasi variasi kombinasi sudut terhadap *deformation* pada pengujian *heel* untuk desain *ankle-foot prosthetic* menggunakan standar pengujian KSP 8403 dengan pembebanan 400 N. Diperoleh nilai *deformation* pada penyusunan material plat komposit untuk desain *ankle-foot prosthetic* dengan kombinasi sudut  $[0^{\circ}]_{10}$  yaitu sebesar 5,0462 mm, dan untuk kombinasi sudut  $[0^{\circ}/90^{\circ}]_5$  didapatkan nilai *deformation* sebesar 5,7469 mm. Untuk penyusunan material komposit dengan kombinasi sudut  $[45^{\circ}/-45^{\circ}]_5$  nilai *deformation* yang dialami oleh *ankle-foot prosthetic* yaitu sebesar 6,2451 mm. Dan untuk kombinasi sudut  $[0^{\circ}/90^{\circ}/45^{\circ}/-45^{\circ}/0^{\circ}]_5$  dan  $[0^{\circ}/45^{\circ}/90^{\circ}/-45^{\circ}/0^{\circ}]_5$  didapatkan nilai *deformation* sebesar 5,6096 mm dan 5,5766 mm. Berdasarkan Gambar 4.34 menunjukkan nilai *deformation* terbesar terjadi pada kombinasi sudut serat  $[45^{\circ}/-45^{\circ}]_5$  dengan nilai *deformation* sebesar 6,2451 mm. Kemudian *deformation* terendah terjadi pada kombinasi sudut serat  $[0^{\circ}]_{10}$  dengan nilai *deformation* sebesar 5,0462 mm. Berdasarkan teori yaitu apabila *deformation* yang dialami pada material semakin besar maka penyusunan material komposit tersebut semakin tidak kaku alias lentur. Sebaliknya jika *deformation* yang dialami kecil maka tingkat penyusunan material komposit tersebut semakin kaku. Berdasarkan data grafik diatas didapat

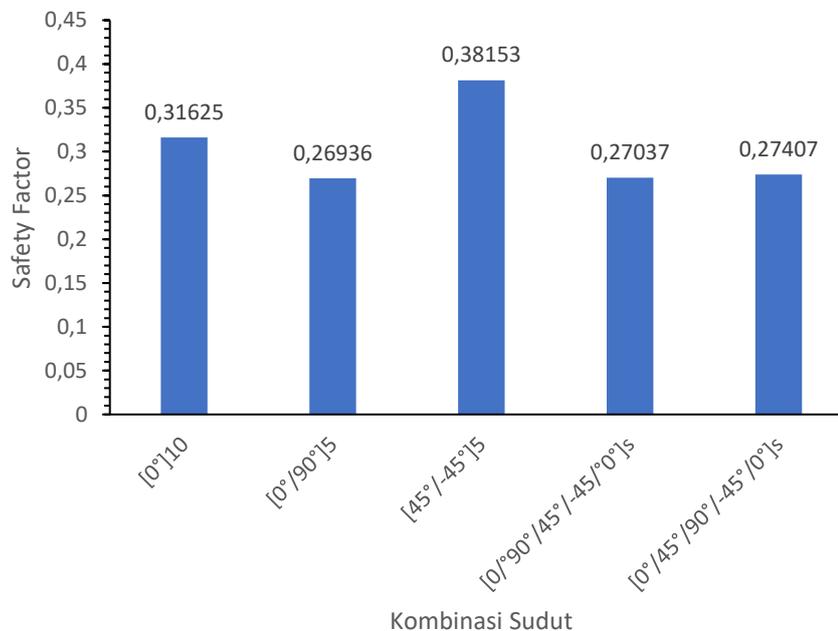
bahwa kombinasi  $[0^\circ]_{10}$  memiliki tingkat kekakuan yang paling baik dibandingkan variasi lainnya.

#### 4.3.4.3 Hasil Simulasi dan Pembahasan *Safety Factor*

Nilai faktor keamanan adalah nilai yang menjadi dasar untuk menentukan apakah material yang digunakan mengalami kegagalan atau tidak. Jika material komposit mengalami kegagalan maka hal ini mendefinisikan bahwa desain *ankle-foot prosthetic* mengalami kegagalan, dimana artinya *ankle-foot prosthetic* dengan kombinasi sudut tersebut tidak memiliki kekuatan untuk menahan pembebanan yang ada. Berikut hasil simulasi dengan kombinasi sudut  $[45^\circ/-45^\circ]_5$  yang ditunjukkan pada Gambar 4.45. Untuk hasil secara keseluruhan untuk semua variasi akan dipaparkan pada Gambar 4.46 sebagai berikut.



**Gambar 4.35** Hasil Simulasi Pengujian *Heel* Menggunakan Material Komposit Palem/Epoxy dengan Kombinasi Sudut  $[45^\circ/-45^\circ]_5$  terhadap Nilai *Safety Factor*

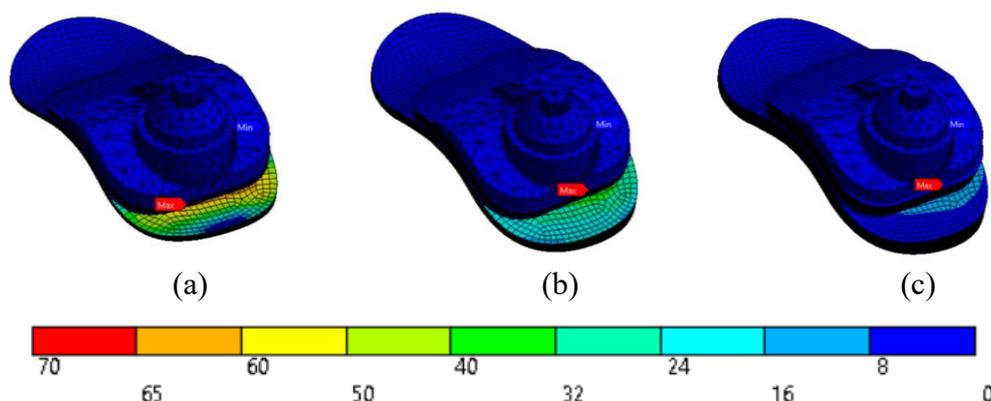


**Gambar 4.36** Hasil Simulasi Pengujian *Heel* Menggunakan Material Komposit Palem/Epoxy dengan Kombinasi Sudut Serat terhadap *Safety Factor*

Berdasarkan Gambar 4.36 merupakan hasil simulasi variasi kombinasi sudut terhadap *safety factor* pada pengujian *heel* untuk desain *ankle foot prosthetic* menggunakan standar pengujian KSP 8403 dengan pembebanan 400 N. Diperoleh nilai *safety factor* pada penyusunan material plat komposit untuk desain *ankle-foot prosthetic* dengan kombinasi sudut  $[0^\circ]_{10}$  yaitu sebesar 0,31625, dan untuk kombinasi sudut  $[0^\circ/90^\circ]_5$  diperoleh nilai *safety factor* yaitu sebesar 0,26936. Untuk penyusunan material komposit dengan kombinasi sudut  $[45^\circ/-45^\circ]_5$ , nilai *safety factor* yang diperoleh yaitu sebesar 0,38153. Dan untuk kombinasi sudut  $[0^\circ/90^\circ/45^\circ/-45^\circ/0^\circ]_5$  dan  $[0^\circ/45^\circ/90^\circ/-45^\circ/0^\circ]_5$  didapatkan nilai *safety factor* sebesar 0,27037 dan 0,27407. Secara keseluruhan bahwa nilai *safety factor* terbesar didapat pada kombinasi  $[45^\circ/-45^\circ]_5$  dan nilai *safety factor* terendah didapat pada kombinasi  $[0^\circ/90^\circ]_5$ . Pada teorinya, apabila nilai *safety factor* yang dialami pada desain *ankle-foot prosthetic* semakin besar maka penyusunan material komposit tersebut semakin aman dikarenakan strength yang dimiliki oleh susunan komposit tersebut lebih kuat meskipun *stress* yang dialami lebih besar. Sebaliknya jika nilai *safety factor* yang dialami pada desain *ankle-foot prosthetic* rendah maka penyusunan material komposit tersebut semakin tidak aman. Batas aman dari nilai *safety factor* ialah 1, jika nilai *safety factor* dibawah 1 maka bisa dikatakan bahwa desain dari *ankle-foot prosthetic* tidak aman. Berdasarkan hasil simulasi dari Gambar 4.36 bahwa untuk semua kombinasi sudut orientasi terhadap nilai *safety factor* menghasilkan nilai *safety factor* yang dibawah 1, sehingga dikatakan bahwa seluruh kombinasi sudut masih belum mampu untuk menahan beban standar yang diberikan pada desain *ankle-foot prosthetic* dan dapat dikatakan bahwa desain dari *ankle-foot prosthetic* masih dikatakan tidak aman. Namun berdasarkan data dari Gambar 4.36 dapat diperoleh secara keseluruhan nilai *safety factor* terbaik dari kombinasi sudut yang ada. Yang mana kombinasi sudut terbaik yaitu pada kombinasi  $[45^\circ/-45^\circ]_5$ . Berdasarkan hasil dari simulasi dengan kombinasi sudut terbaik yaitu  $[45^\circ/-45^\circ]_5$  akan dijadikan acuan untuk dilakukan variasi ketebalan untuk memperoleh nilai *safety factor* yang lebih aman.

#### 4.3.5 Hasil Simulasi dan Pembahasan Variasi Ketebalan pada Pengujian Heel

Variasi ketebalan perlu dilakukan untuk memperoleh desain *ankle-foot prosthetic* yang lebih aman dari kombinasi sudut terbaik yaitu sudut  $[45^\circ/-45^\circ]_5$ . Berdasarkan hasil simulasi pada variasi ketebalan dapat dilihat pada Gambar 4.37. Hasil simulasi secara keseluruhan dari variasi ketebalan dapat dilihat pada Tabel 4.7 sebagai berikut.

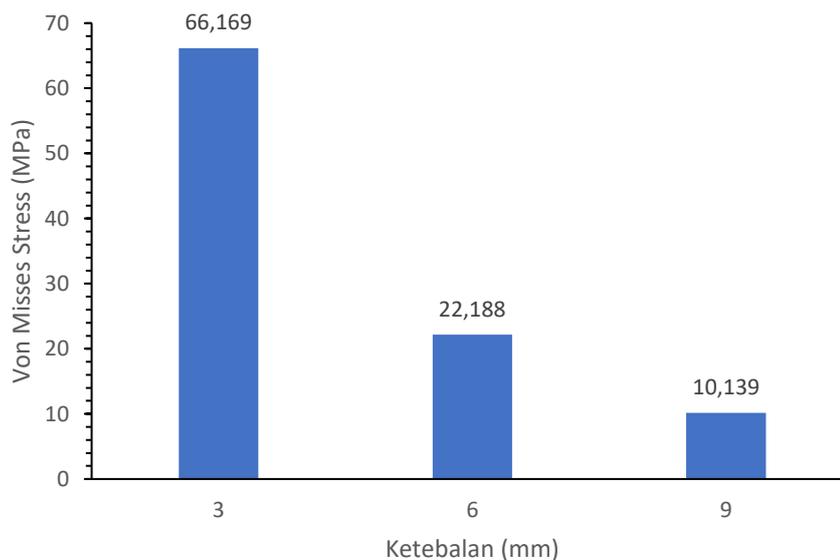


**Gambar 4.37** Hasil Pengujian *Heel* Menggunakan Material Komposit Palem/Epoxy Terhadap Tegangan Von Mises dengan Variasi Ketebalan: (a) 3 mm, (b) 6 mm, (c) 9 mm

**Tabel 4.7** Hasil Pengujian *Heel* Menggunakan Material Komposit Palem/Epoxy dengan Kombinasi Sudut  $[45^\circ/-45^\circ]_5$  terhadap Variasi Ketebalan, Tegangan Maksimum Von Mises, Dan Nilai *Safety factor* yang Dihasilkan

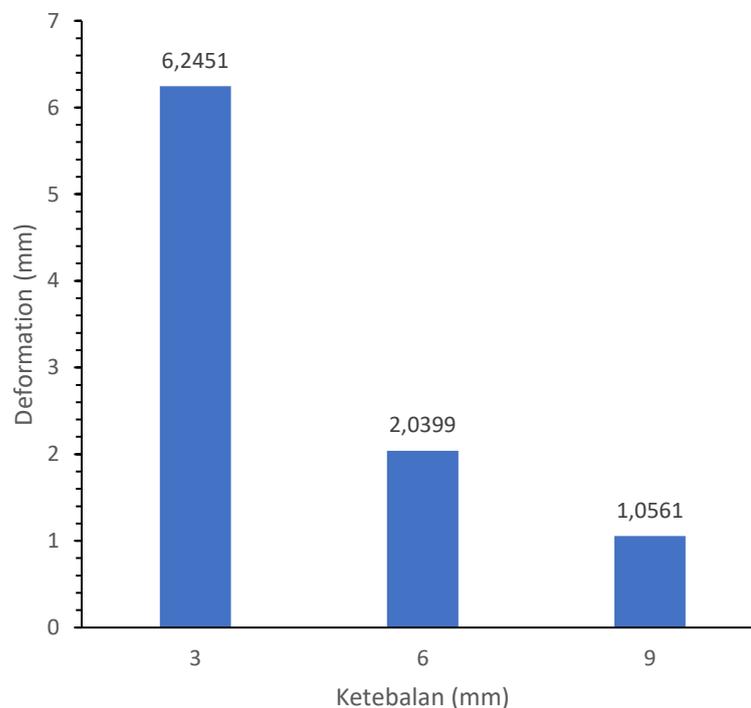
Beban (N)	Orientasi Sudut	Ketebalan (mm)	Tegangan Von Mises (Mpa)	<i>Deformation</i> (mm)	<i>Safety factor</i>
400	$[45^\circ/-45^\circ]_5$	3	66,169	6,2451	0,38153
400	$[45^\circ/-45^\circ]_5$	6	22,188	2,0399	1,1807
400	$[45^\circ/-45^\circ]_5$	9	10,139	1,0561	2,7168

Berdasarkan Tabel 4.7 merupakan hasil simulasi pengujian *heel* pada desain *ankle foot prosthetic* dengan pembebanan 400 N menggunakan kombinasi sudut terbaik yaitu  $[45^\circ/-45^\circ]_5$  dengan variasi ketebalan. Ketebalan awal dari plat komposit yang digunakan yaitu 3 mm. Dimana berdasarkan hasil simulasi diperoleh bahwa nilai tegangan maksimum Von Mises yang dihasilkan yaitu sebesar 66,169 MPa. Kemudian nilai *deformation* yang dihasilkan yaitu 6,2451 mm. selanjutnya *safety factor* yang dihasilkan yaitu sebesar 0,38153. Kemudian dilakukan penambahan ketebalan menjadi 6 mm. dengan ketebalan tersebut diperoleh nilai tegangan maksimum Von Mises sebesar 22,188 MPa. untuk nilai *deformation* yang dihasilkan yaitu 2,0399 mm. sedangkan untuk *safety factor* yang dihasilkan sebesar 1,1807. Dapat dilihat bahwa setelah dilakukan penambahan ketebalan, diperoleh nilai *safety factor* yang lebih baik dan meningkat, namun *safety factor* yang dihasilkan sudah terbilang aman. Selanjutnya dilakukan penambahan layer kembali sehingga ketebalan menjadi 9 mm. diperoleh hasil simulasi berupa maksimum tegangan Von Mises sebesar 10,139 MPa, untuk *deformation* yang diperoleh sebesar 1,0561 mm. dan *safety factor* yang dihasilkan yaitu sebesar 2,7168. Dilakukan penambahan sampai dengan 9 mm dikarenakan pada saat 6 mm untuk kondisi pengujian *forefoot* masih mengalami nilai *safety factor* yang rendah sehingga perlu ditambahkan ketebalan sampai dengan 9 mm agar memperoleh nilai *safety factor* yang aman, kemudian untuk kondisi *heel* diperlukan penambahan layer sampai dengan 9 mm untuk memperoleh kondisi yang sama seperti pengujian *forefoot*.



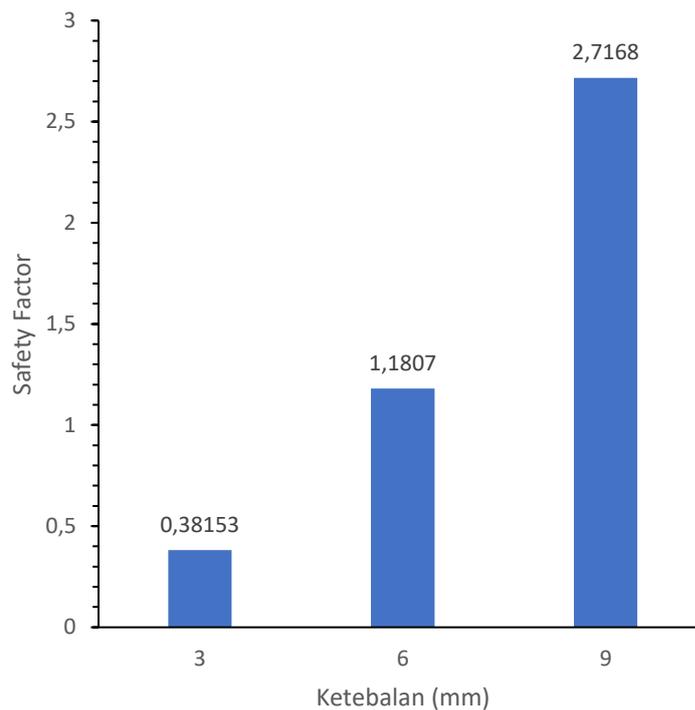
**Gambar 4.38** Hasil Simulasi Variasi Ketebalan dari Material Komposit Palem/Epoxy Terhadap Tegangan Von Mises pada Pengujian *Heel*

Berdasarkan Gambar 4.38 Diperoleh grafik hubungan antara variasi ketebalan dan maksimum tegangan Von Mises yang dialami oleh desain *ankle-foot prosthetic*. Pada Gambar 4.38 tren grafik mengalami penurunan, dimana grafik mengalami penurunan dari ketebalan 3 mm sampai dengan ketebalan 9 mm. titik maksimum nilai dari tegangan Von Mises maksimum yang dialami oleh *ankle-foot prosthetic* berada pada tebal 3 mm dengan nilai tegangan sebesar 66,169 MPa. Sedangkan titik minimum berada pada ketebalan 9 mm dengan nilai tegangan sebesar 10,139 MPa. Dapat dilihat dari Gambar 4.38 diatas bahwa terjadi penurunan tegangan Von Mises seiring dengan bertambahnya ketebalan. Hal tersebut bisa terjadi dikarenakan setiap melakukan penambahan ketebalan maka jumlah lamina atau tumpukan dari komposit juga semakin bertambah, sehingga ketika pembebanan yang diberikan kepada plat komposit dari desain *ankle-foot prosthetic* didistribusikan pada setiap lamina yang menyebabkan tegangan Von Mises semakin menurun nilainya.



**Gambar 4.39** Hasil Simulasi Variasi Ketebalan dari Material Komposit Palem/Epoxy Terhadap *Deformation* pada Pengujian *Heel*

Berdasarkan Gambar 4.39 Diperoleh grafik hubungan antara variasi ketebalan dan total defomasi yang dialami oleh desain *ankle-foot prosthetic*. Pada Gambar 4.39 tren grafik mengalami penurunan, dimana grafik mengalami penurunan dari ketebalan 3 mm sampai dengan ketebalan 9 mm. titik maksimum nilai dari *deformation* maksimum yang dialami oleh *ankle-foot prosthetic* berada pada tebal 3 mm dengan nilai *deformation* sebesar 6,2451 mm. Sedangkan titik minimum berada pada ketebalan 9 mm dengan nilai *deformation* sebesar 1,0561 mm. Dapat dilihat dari Gambar 4.39 diatas bahwa terjadi penurunan *deformation* seiring dengan bertambahnya ketebalan. Hal tersebut bisa terjadi dikarenakan setiap melakukan penambahan ketebalan maka jumlah lamina atau tumpukan dari komposit juga semakin bertambah. Sehingga menyebabkan material komposit menjadi lebih kaku. Apabila material komposit lebih kaku maka akan menghasilkan nilai *deformation* yang lebih kecil.



**Gambar 4.40** Hasil Simulasi Variasi Ketebalan dari Material Komposit Palem/Epoxy Terhadap *Safety factor* pada Pengujian *Heel*

Berdasarkan Gambar 4.40 Diperoleh grafik hubungan antara variasi ketebalan dan *safety factor* yang dialami oleh desain *ankle-foot prosthetic*. Pada Gambar 4.40 tren grafik mengalami kenaikan, dimana grafik mengalami kenaikan dari ketebalan 3 mm sampai dengan ketebalan 9 mm. titik maksimum nilai dari *safety factor* yang dialami oleh *ankle-foot prosthetic* berada pada tebal 9 mm dengan *safety factor* sebesar 2,7168. Sedangkan titik minimum berada pada ketebalan 3 mm dengan nilai *safety factor* sebesar 0,38153. Dapat dari Gambar 4.40 diatas bahwa terjadi kenaikan nilai *safety factor* seiring dengan bertambahnya ketebalan. Hal tersebut bisa terjadi dikarenakan setiap melakukan penambahan ketebalan maka jumlah lamina atau tumpukan dari komposit juga semakin bertambah. sehingga ketika pembebanan yang diberikan kepada plat komposit dari desain *ankle-foot prosthetic* didistribusikan pada setiap lamina yang menyebabkan tegangan Von Mises semakin menurun nilainya. Sehingga dampak dari fenomena tersebut menyebabkan *safety factor* meningkat dan desain dari *ankle-foot prosthetic* menjadi lebih aman.

#### 4.3.6 Peninjauan Kenyamanan pada Desain *Ankle-Foot Prosthetic* Berdasarkan Pengujian *Heel*

Berdasarkan Standar KSP 8403, Standar tersebut mengevaluasi kenyamanan pengguna dari *ankle-foot prosthetic* dengan mengukur nilai *deformation* terhadap beban yang diaplikasikan pada *ankle-foot prosthetic*. pada standar ini memiliki standar penilaian apakah desain *ankle-foot prosthetic* yang digunakan nyaman. Standar penilaian tersebut dikategorikan salah satunya berdasarkan pengujian *heel*. Untuk pengujian *heel* memiliki standar kenyamanan yang mana nilai *deformation* saat diberikan beban 400 N harus berada pada kisaran nilai 6 mm sampai dengan 22 mm.

Berdasarkan penjelasan tersebut apabila dilakukan pengujian kenyamanan dari desain *ankle-foot prosthetic* berdasarkan pengujian *heel* dengan menggunakan kombinasi sudut terbaik

dan ketebalan terbaik. Dapat dilihat pada Tabel 4.8 merupakan klasifikasi kenyamanan dari kombinasi sudut terbaik dan ketebalan untuk pengujian *heel*.

**Tabel 4.8** Hasil Standardisasi Kenyamanan pada Desain *Ankle-Foot Prosthetic* Menggunakan Material Komposit Palem/Epoxy dengan Standar KSP 8304 pada Pengujian *Heel*.

Jenis Pengujian	Kombinasi Sudut	Ketebalan	<i>Deformation</i> (mm)	Standar <i>Deformation</i> 6 - 22 mm	Keterangan
<i>Heel</i>	[45°/-45°] <sub>5</sub>	3 mm	6,2451	√	Memenuhi Standar KSP 8403
	[45°/-45°] <sub>5</sub>	6 mm	2,0399	x	Tidak memenuhi Standar KSP 8403
	[45°/-45°] <sub>5</sub>	9 mm	1,0561	x	Tidak memenuhi Standar KSP 8403

Berdasarkan Tabel 4.8 bahwa pada pengujian *heel* untuk standarisasi apakah desain *ankle-foot prosthetic* memenuhi kriteria atas kenyamanan dalam penggunaannya. Dapat dilihat pada tabel diatas bahwa untuk kombinasi sudut plat komposit yaitu [45°/-45°]<sub>5</sub> dengan ketebalan awal yaitu 3 mm menghasilkan *deformation* yaitu sebesar 6,2451 mm. Yang mana jika kita lakukan standarisasi pada standar KSP 8403 yaitu dengan nilai kisaran *deformation* pada saat beban 400 N diaplikasikan yaitu sebesar 6 mm sampai dengan 22 mm. Bahwa saat kondisi ini kenyamanan memenuhi standar dari KSP 8403 dikarenakan masih pada *range* nilai *deformation* yang ada. Selanjutnya untuk ketebalan 6 mm dengan sudut [45°/-45°]<sub>5</sub> diperoleh nilai *deformation* sebesar 2,0399 mm. pada hal ini *deformation* yang terjadi masih belum memenuhi standar kriteria dari KSP 8403. Dikarenakan nilai *range* dari *deformation* yang dapat memenuhi standar tersebut masih belum terpenuhi untuk kondisi ini. Sanjutnya kondisi saat ketebalan 9 mm dengan kombinasi sudut [45°/-45°]<sub>5</sub> menghasilkan nilai *deformation* sebesar 1,0561 mm. pada kondisi ini *deformation* semakin jauh dari nilai standar kenyamanan yang ada yaitu tidak memenuhi standar KSP 8403. Sehingga dapat disimpulkan bahwa dari ketiga desain dari *ankle foot prosthetic* hanya satu kondisi yang memenuhi standar KSP 8403 yaitu pada saat ketebalan 3 mm dengan kombinasi sudut [45°/-45°]<sub>5</sub>, sedangkan untuk kondisi dengan ketebalan 6 mm dan 9 mm dengan kombinasi sudut [45°/-45°]<sub>5</sub> masih belum memenuhi standar dari kenyamanan pada desain *ankle-foot prosthetic* tersebut. Namun pada ketebalan 3 mm hanya memenuhi standar nyaman tetapi secara kekuatan tidak memenuhi standar kekuatan dikarenakan nilai *safety factor* tidak memenuhi standar keamanan. Selanjutnya untuk kondisi ketebalan 6 mm dan 9 mm, kondisi tersebut tidak memenuhi standar kenyamanan namun untuk hal kekuatan pada desain *ankle-foot prosthetic* kondisi tersebut dapat memenuhi dikarenakan *safety factor* yang dihasilkan juga melebihi dari nilai faktor keamanan yang telah ditentukan. Untuk kondisi ketebalan 6 mm dan 9 mm tidak memenuhi kriteria kenyamanan dikarenakan ketebalan yang ditambahkan menyebabkan lamina atau tumpukannya juga bertambah menyebabkan plat komposit menjadi lebih kaku dan menyebabkan desain *ankle-foot prosthetic* menjadi lebih kaku. Sebaliknya untuk ketebalan 3 mm hanya memiliki sedikit tumpukan lamina

dibandingkan ketebalan 6 mm dan 9 mm sehingga penyusunan komposit pada plat komposit untuk desain *ankle-foot prosthetic* menjadi lebih fleksibel atau lebih elastis.

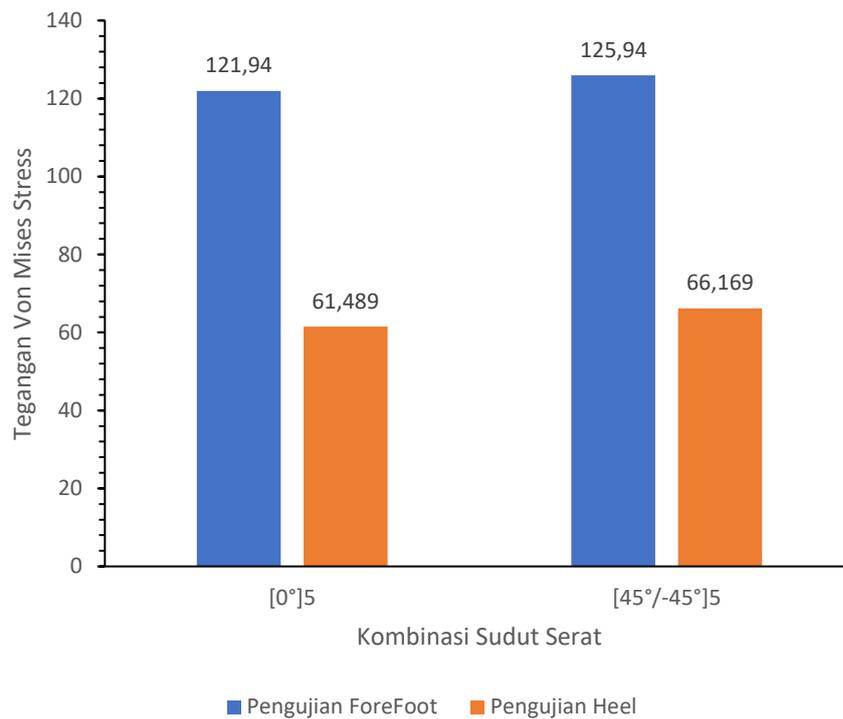
#### 4.4 Membandingkan Material Sisal/epoxy dan Palem/Epoxy Sebagai Material Penyusun *Ankle-Foot Prosthetic*.

Pada tahap ini akan dilakukan perbandingan hasil simulasi pengujian *forefoot* dan *heel* berdasarkan standar KSP 8403 dengan pembebanan 400 N menggunakan material sisal/epoxy dan palem/epoxy. Perbandingan dilakukan dengan menggunakan salah satu kombinasi sudut terbaik dengan ketebalan plat mula-mula yaitu sebesar 3 mm berdasarkan dua kondisi pengujian yaitu *forefoot* dan *heel*. Yang mana sudut tersebut akan dibandingkan dengan masing-masing nilai tegangan von-misses, *deformation*, dan *safety factor* untuk masing-masing material yang digunakan.

**Tabel 4.9** Perbandingan Material yang Digunakan Berdasarkan Pengujian *Forefoot* dan *Heel* terhadap Kombinasi Sudut, Tegangan Von-Misses, *Deformation*, dan *Safety factor*

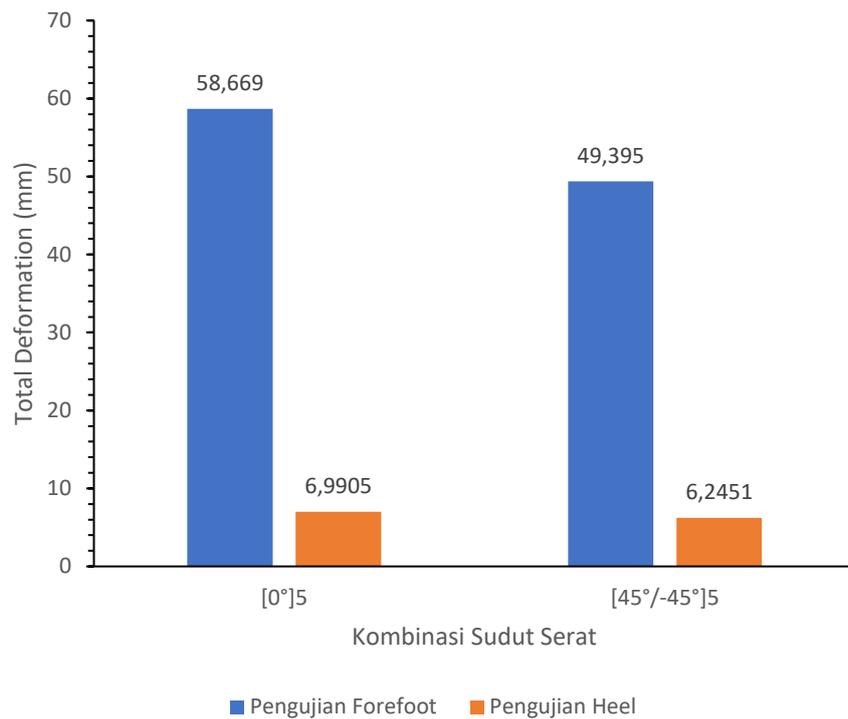
Jenis Pengujian	Jenis Material	Kombinasi Sudut Terbaik	Ketebalan plat (mm)	Tegangan Von Mises (MPa)	<i>Deformation</i> (mm)	<i>Safety factor</i>
<i>Forefoot</i>	Komposit Sisal/ Epoxy	[0°] <sub>10</sub>	3	121,94	58,669	0,20396
	Komposit Palem/ Epoxy	[45°/-45°] <sub>5</sub>	3	125,94	49,395	0,18318
<i>Heel</i>	Komposit Sisal/ Epoxy	[0°] <sub>10</sub>	3	61,489	6,9905	0,41742
	Komposit Palem/ Epoxy	[45°/-45°] <sub>5</sub>	3	66,169	6,2451	0,38153

Berdasarkan Tabel 4.9 Merupakan perbandingan antara penggunaan material sebagai penyusun *ankle-foot prosthetic* berdasarkan pengujian *forefoot* dengan kombinasi sudut terbaik, tegangan Von Mises, *deformation*, dan *safety factor*. Berdasarkan pengujian *forefoot*, untuk material jenis komposit Sisal/Epoxy dengan kombinasi sudut serat terbaik yaitu [0°]<sub>10</sub> dengan ketebalan 3 mm diperoleh nilai tegangan maksimum von misses sebesar 121,94 MPa dengan *deformation* sebesar 58,669 mm dan *safety factor* 0,20396. Kemudian untuk material jenis Palem/Epoxy dengan kombinasi sudut terbaik dengan ketebalan 3 mm diperoleh nilai tegangan maksimum von misses sebesar 125,94 MPa dengan nilai *deformation* sebesar 49,395 mm dengan *safety factor* sebesar 0,18318. Kemudian berdasarkan hasil pengujian *heel* menggunakan material sisal/epoxy diperoleh sudut terbaik [0°]<sub>10</sub> dengan ketebalan 3 mm diperoleh nilai tegangan Von Mises sebesar 61,489 MPa dengan *deformation* sebesar 6,9905 mm dan *safety factor* sebesar 0,41742. Kemudian pada pengujian *heel* menggunakan material Palem/Epoxy diperoleh sudut terbaik yaitu [45°/-45°]<sub>5</sub> dengan ketebalan 3 mm diperoleh nilai tegangan Von Mises sebesar 66,169 MPa dengan *deformation* sebesar 6,2451 dan *safety factor* sebesar 0,38153.



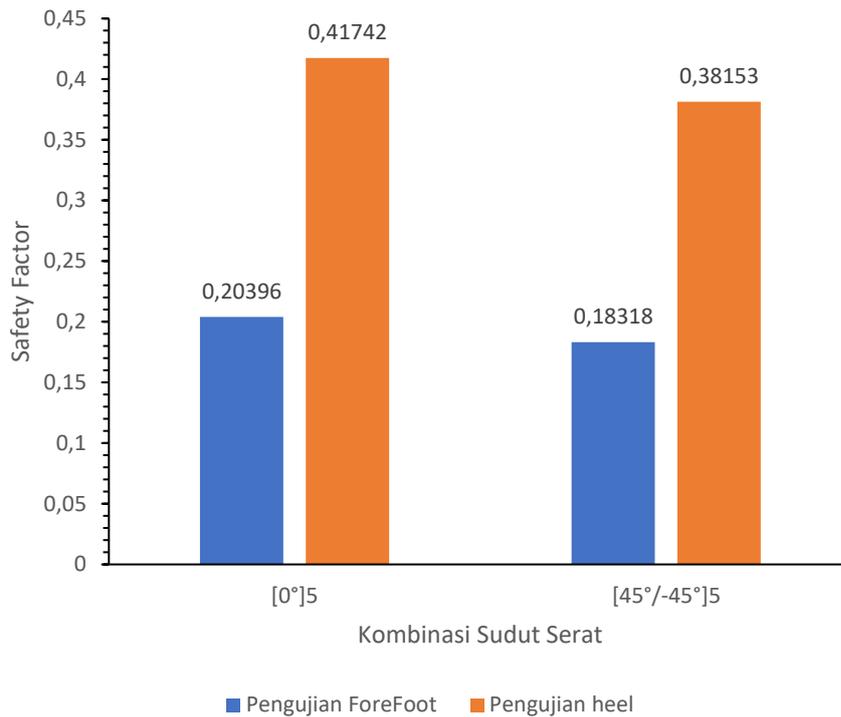
**Gambar 4.41** Grafik Perbandingan antara Material Sisal/Epoxy dan Material Palem/Epoxy dengan Membandingkan Sudut Terbaik dan Tegangan Von Mises

Berdasarkan Gambar 4.41 Merupakan perbandingan material sisal/epoxy dengan material palem/epoxy dengan membandingkan kombinasi sudut terbaik terhadap tegangan Von Mises pada kedua pengujian *ankle-foot prosthetic* yaitu *forefoot* dan *heel*. Dapat dilihat berdasarkan Gambar 4.41 Bahwa pada material sisal/epoxy dengan kombinasi sudut terbaik yaitu [0°]<sub>10</sub> menghasilkan nilai tegangan Von Mises sebesar 121,94 MPa pada pengujian *forefoot* dan nilai tegangan maksimum von misses sebesar 61,489 MPa pada pengujian *heel*. Kemudian untuk material komposit palem/epoxy dengan kombinasi sudut serat [45°/-45°]<sub>5</sub> menghasilkan nilai tegangan maksimum Von Mises sebesar 125,94 pada pengujian *forefoot* dan nilai maksimum tegangan Von Mises 66,169 MPa pada pengujian *heel*. Jika dibandingkan bahwa material sisal/epoxy menghasilkan nilai maksimum tegangan Von Mises lebih kecil pada kedua pengujian *ankle-foot prosthetic* dibandingkan dengan material komposit palem/epoxy. hal tersebut bisa terjadi dikarenakan material properties yang dimiliki oleh material sisal/epoxy lebih baik dibandingkan dengan material palem/epoxy. Sehingga ketika material sisal/epoxy diaplikasikan pada *ankle-foot prosthetic* dapat mampu memberikan tegangan yang lebih kecil dibandingkan dengan material palem/epoxy ketika diberikan pembebanan yang sama. Sehingga material sisal/epoxy lebih baik digunakan dibandingkan material palem/epoxy sebagai material penyusun *ankle-foot prosthetic*.



**Gambar 4.42** Grafik Perbandingan antara Material Sisal/Epoxy dan Material Palem/Epoxy Dengan Membandingkan Sudut Terbaik dan *Deformation*

Berdasarkan Gambar 4.42 Merupakan perbandingan material sisal/epoxy dengan material palem/epoxy dengan membandingkan kombinasi sudut terbaik terhadap *deformation*. Dapat dilihat berdasarkan Gambar 4.42 Bahwa pada material sisal/epoxy dengan kombinasi sudut terbaik yaitu  $[0^\circ]_{10}$  menghasilkan nilai *deformation* sebesar 58,669 mm pada pengujian *forefoot* dan nilai *deformation* pada pengujian *heel* sebesar 6,9905 mm. Kemudian untuk material komposit palem/epoxy dengan kombinasi sudut serat  $[45^\circ/-45^\circ]_5$  menghasilkan nilai *deformation* sebesar 49,395 mm pada pengujian *forefoot* dan nilai *deformation* pada pengujian *heel* sebesar 6,2451 mm. Jika dibandingkan bahwa material komposit sisal/epoxy menghasilkan nilai *deformation* lebih besar dibandingkan dengan material komposit palem/epoxy. Hal tersebut bisa terjadi dikarenakan material properties yang dimiliki oleh material sisal/epoxy lebih baik dibandingkan dengan material palem/epoxy. Sehingga ketika material sisal/epoxy diaplikasikan pada *ankle-foot prosthetic* dapat mampu memberikan *deformation* yang lebih besar jika dibandingkan dengan material palem/epoxy ketika diberikan pembebanan yang sama dan memberikan dampak kepada fleksibilitas dari desain *ankle-foot prosthetic* nantinya, kemudian material sisal/epoxy lebih elastis dibandingkan dengan material palem/epoxy. Sehingga material sisal/epoxy lebih baik digunakan dibandingkan material palem/epoxy sebagai material penyusun *ankle-foot prosthetic*.



**Gambar 4.43** Perbandingan Antara Material Sisal/Epoxy dan Material Palem/Epoxy dengan Membandingkan Sudut Terbaik dan *Safety factor*

Berdasarkan Gambar 4.43 Merupakan perbandingan material sisal/epoxy dengan material palem/epoxy dengan membandingkan kombinasi sudut terbaik terhadap *safety factor*. Dapat dilihat berdasarkan Gambar 4.43 Bahwa pada material sisal/epoxy dengan kombinasi sudut terbaik yaitu  $[0^\circ]_{10}$  menghasilkan nilai *safety factor* sebesar 0,20396 pada pengujian *forefoot* dan nilai *safety factor* pada pengujian *heel* sebesar 0,41742. Kemudian untuk material komposit palem/epoxy dengan kombinasi sudut serat  $[45^\circ/-45^\circ]_5$  menghasilkan nilai *safety factor* sebesar 0,38153 pada pengujian *forefoot* dan nilai *safety factor* pada pengujian *heel* sebesar 0,18318. Jika dibandingkan bahwa material komposit sisal/epoxy menghasilkan nilai *safety factor* tertinggi pada kedua pengujian yaitu *forefoot* dan *heel* jika dibandingkan dengan material komposit palem/epoxy. Hal tersebut bisa terjadi dikarenakan *material properties* yang dimiliki oleh material sisal/epoxy lebih baik dibandingkan dengan material palem/epoxy. Sehingga ketika material sisal/epoxy diaplikasikan pada *ankle-foot prosthetic* dapat mampu memberikan faktor keamanan yang lebih baik dibandingkan dengan material palem/epoxy ketika diberikan pembebanan yang sama. Sehingga material sisal/epoxy lebih aman digunakan dibandingkan material palem/epoxy sebagai material penyusun *ankle-foot prosthetic*.

*“Halaman ini sengaja dikosongkan”*

## BAB V KESIMPULAN DAN SARAN

### 5.1 Kesimpulan

Berdasarkan hasil penelitian yang telah dilakukan, kesimpulan yang didapat untuk penelitian ini yaitu:

1. Pada penelitian ini didapatkan bahwa orientasi sudut serat yang paling optimal pada jenis material sisa epoxy yaitu  $[0^\circ]$ , sedangkan untuk material palem/epoxy adalah  $[45^\circ/-45^\circ]$  dibandingkan kombinasi sudut  $[0^\circ/90^\circ]$ ,  $[0^\circ/90^\circ/45^\circ/-45^\circ/0^\circ]$ ,  $[0^\circ/45^\circ/90^\circ/-45^\circ/0^\circ]$ . Hal ini dikarenakan penggunaan kombinasi sudut orientasi tersebut pada pembebanan standar KSP 8403 menghasilkan nilai tegangan maksimum von mises yang kecil pada masing-masing pengujian *forefoot* dan *heel*. Kemudian kombinasi sudut tersebut menghasilkan nilai *safety factor* terbaik dari seluruh kombinasi sudut lainnya pada kasus pengujian *forefoot* dan *heel*.
2. Pada kombinasi sudut terbaik pada material sisal/epoxy yaitu  $[0^\circ]$  dan pada material palem/epoxy yaitu  $[45^\circ/-45^\circ]$  pada pengujian *ankle-foot prosthetic* dengan ketebalan mula-mula plat adalah 3 mm diperoleh nilai *safety factor* yang rendah mengakibatkan desain *ankle-foot prosthetic* mengalami kegagalan. Kemudian dilakukan variasi ketebalan dengan menambah ketebalan mencapai 9 mm pada dua kondisi pengujian yaitu *forefoot* dan *heel*. Diperoleh nilai *safety factor* yang meningkat dan menjadikan desain *ankle-foot prosthetic* aman pada dua kondisi pengujian berdasarkan standar pengujian dari KSP 8403. Namun dengan melakukan penambahan ketebalan pada plat komposit tersebut mengakibatkan kenyamanan pada desain *ankle-foot prosthetic* menjadi tidak nyaman dikarenakan *deformation* yang dihasilkan menjadi lebih kecil dan sifat dari materialnya menjadi lebih kaku.
3. Berdasarkan hasil penelitian yang dilakukan didapatkan bahwa material komposit sisal/epoxy lebih baik dibandingkan dengan komposit palem/epoxy sebagai material penyusun *ankle-foot prosthetic*. dikarenakan dengan kondisi batas yang sama, ketebalan yang sama, dan pembebanan yang sama diperoleh nilai tegangan maksimum von mises terkecil pada material sisal/epoxy, dan *deformation* terbesar serta nilai *safety factor* terbesar berada pada material sisal/epoxy. Namun, dari kedua material tersebut ketika diaplikasikan ke dalam desain *ankle-foot prosthetic* kedua material tersebut tidak memenuhi standar kenyamanan berdasarkan standar KSP 8403.

### 5.2 Saran

Berdasarkan penelitian yang telah dilakukan dan kesimpulan yang telah didapatkan, adapun saran yang dapat diberikan untuk pengembangan selanjutnya antara lain sebagai berikut:

1. Disarankan melakukan eksperimen untuk mendapatkan data material yang lebih valid
2. Disarankan mencari design dari *ankle-foot prosthetic* yang dimensi atau ukurannya lengkap agar memperoleh hasil yang lebih akurat
3. Disarankan menggunakan desain dari *ankle-foot prosthetic* yang dapat memberikan kenyamanan agar fungsinya tercapai sebagai alat gerak bantu manusia.
4. Disarankan melakukan simulasi menggunakan standar pembebanan ISO 10328
5. Disarankan melakukan simulasi pada pengujian *fatigue* pada desain *ankle-foot prosthetic*.

*“Halaman ini sengaja dikosongkan”*

## DAFTAR PUSTAKA

- Childers, W. L., & Takahashi, K. Z. (2018). Increasing prosthetic foot energy return affects whole-body mechanics during walking on level ground and slopes. *Scientific Reports*, 8(1). <https://doi.org/10.1038/s41598-018-23705-8>
- Daniel, I. M., & Ishai, O. (2006a). Engineering Mechanics of Composite Materials. In *Oxford University Press* (Vol. 17, Issue 2). [https://doi.org/10.1016/s0261-3069\(97\)87195-6](https://doi.org/10.1016/s0261-3069(97)87195-6)
- Daniel, I. M., & Ishai, Ori. (2006b). *Engineering mechanics of composite materials*. Oxford University Press.
- Faruk, O., Bledzki, A. K., Fink, H. P., & Sain, M. (2012). Biocomposites reinforced with natural fibers: 2000-2010. In *Progress in Polymer Science* (Vol. 37, Issue 11, pp. 1552–1596). <https://doi.org/10.1016/j.progpolymsci.2012.04.003>
- Fish, J., Belytschko, T., & Wiley, J. (2007). *A First Course in Finite Elements*.
- Hamzah, M., & Gatta, A. (2018). Design of a Novel Carbon-Fiber Ankle-Foot Prosthetic using Finite Element Modeling. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 433(1). <https://doi.org/10.1088/1757-899X/433/1/012056>
- Jin, F. L., Li, X., & Park, S. J. (2015). Synthesis and application of epoxy resins: A review. In *Journal of Industrial and Engineering Chemistry* (Vol. 29, pp. 1–11). Korean Society of Industrial Engineering Chemistry. <https://doi.org/10.1016/j.jiec.2015.03.026>
- Klemens. (2009). PENGEMBANGAN KOMPOSIT BERBAHAN DASAR SERAT PISANG ABACA DAN RESIN EPOKSI DIKOMBINASIKAN DENGAN KERAMIK UNTUK PANEL ROMPI TAHAN PELURU LEVEL IIIA. In *SKRIPSI*. Universitas Indonesia.
- Kumar, M. (2017a). *Composite Structures : Design, Mechanics, Analysis, Manufacturing, and Testing*. Taylor & Francis Group.
- Kumar, M. (2017b). *Composite Structures Design, Mechanics, Analysis, Manufacturing, and Testing*.
- Kusumastuti, A., Jasa, J. T., & Produksi, D. (2009). Aplikasi Serat Sisal sebagai Komposit Polimer. In *Jurnal Kompetensi Teknik* (Vol. 1, Issue 1).
- Logan, D. L. (2007). *A first course in the finite element method*. Thomson.
- Mylsamy, B., Palaniappan, S. K., Pavayee Subramani, S., Pal, S. K., & Aruchamy, K. (2019). Impact of nanoclay on mechanical and structural properties of treated *Coccinia indica* fibre reinforced epoxy composites. *Journal of Materials Research and Technology*, 8(6), 6021–6028. <https://doi.org/10.1016/j.jmrt.2019.09.076>
- Parmiggiani, A., Prato, M., & Pizzorni, M. (n.d.). *Effect of the fiber orientation on the tensile and flexural behavior of continuous carbon fiber composites made via fused filament fabrication*. <https://doi.org/10.1007/s00170-021-06997-5/Published>
- Ramezani, M., Ripin, Z. M., & Ahmad, R. (2009). Numerical simulation of sheet stamping process using flexible punch. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part B: Journal of Engineering Manufacture*, 223(7), 829–840. <https://doi.org/10.1243/09544054JEM1453>
- Saxena, M., Pappu, A., Sharma, A., Haque, R., & Wankhede, S. (2011). Composite Materials from Natural Resources: Recent Trends and Future Potentials. In *Advances in Composite Materials - Analysis of Natural and Man-Made Materials*. InTech. <https://doi.org/10.5772/18264>
- Setiadi, A. (2018). *DESAIN, SIMULASI DAN PEMBUATAN MODEL PROSTESIS BAWAH LUTUT BERDASARKAN ANTOPOMETRI ORANG INDONESIA*. Universitas Islam Indonesia.
- Song, Y., Choi, S., Kim, S., Roh, J., Park, J., Park, S. H., Park, S. J., & Yoon, J. (2019). Performance Test for Laminated-Type Prosthetic Foot with Composite Plates.

*International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, 20(10), 1777–1786.  
<https://doi.org/10.1007/s12541-019-00156-3>

T. T. Nguyen, H. G. L. T.-P. D. and S.-C. H. (2017). *Evaluation of Structural Behaviour of a Novel Compliant Prosthetic Ankle-foot*. IEEE.

Tomar, S. S., Zafar, S., Talha, M., Gao, W., & Hui, D. (2018). State of the art of composite structures in non-deterministic framework: A review. In *Thin-Walled Structures* (Vol. 132, pp. 700–716). Elsevier Ltd. <https://doi.org/10.1016/j.tws.2018.09.016>

Ugural, A. C. (2018). *PLATES AND SHELLS Theory and Analysis*.

Versluys, R., Beyl, P., van Damme, M., Desomer, A., van Ham, R., & Lefeber, D. (2009). Prosthetic feet: State-of-the-art review and the importance of mimicking human anklefoot biomechanics. In *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology* (Vol. 4, Issue 2, pp. 65–75). <https://doi.org/10.1080/17483100802715092>

Zuccarello, B., Militello, C., & Bongiorno, F. (2021). Influence of the anisotropy of sisal fibers on the mechanical properties of high performance unidirectional biocomposite lamina and micromechanical models. *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing*, 143. <https://doi.org/10.1016/j.compositesa.2021.106320>

## LAMPIRAN

Hasil Simulasi dipaparkan dalam bentuk tabel :

Material Sisal/epoxy dengan kombinasi sudut serat :

- Pengujian *forefoot* :

Beban (N)	Orientasi Sudut	Tegangan Von Mises (Mpa)	Deformation (mm)	Safety factor
400	[0°] <sub>10</sub>	121,94	58,669	0,20396
400	[0/90] <sub>5</sub>	126,31	60,698	0,19635
400	[45°/-45°] <sub>5</sub>	121,79	61,581	0,19141
400	[0°/90°/45°/-45°/0°] <sub>s</sub>	126,34	60,446	0,19724
400	[0°/45°/90°/-45°/0°] <sub>s</sub>	125,86	60,233	0,19798

- Pengujian *heel* :

Beban (N)	Orientasi Sudut	Tegangan Von Mises (Mpa)	Deformation (mm)	Safety factor
400	[0°] <sub>10</sub>	61,489	6,9905	0,41742
400	[0°/90°] <sub>5</sub>	62,764	7,1347	0,40687
400	[45°/-45°] <sub>5</sub>	60,641	7,1894	0,43999
400	[0°/90°/45°/-45°/0°] <sub>s</sub>	62,91	7,0853	0,40797
400	[0°/45°/90°/-45°/0°] <sub>s</sub>	62,946	7,1034	0,4079

Variasi Ketebalan :

- Pengujian *Forefoot* :

Beban (N)	Orientasi Sudut	Ketebalan (mm)	Tegangan Von Mises (Mpa)	Deformation (mm)	Safety factor
400	[0°] <sub>10</sub>	3	121,94	58,669	0,20396
400	[0°] <sub>10</sub>	6	34,037	10,701	0,74887
400	[0°] <sub>10</sub>	9	15,664	4,0484	1,641

- Pengujian *Heel* :

Beban (N)	Orientasi Sudut	Ketebalan (mm)	Tegangan Von Mises (Mpa)	Deformation (mm)	Safety factor
400	[0°] <sub>10</sub>	3	61,489	6,9905	0,41742
400	[0°] <sub>10</sub>	6	21,083	2,3123	1,2541
400	[0°] <sub>10</sub>	9	9,6203	1,1718	2,7614

Material Palem/Epoxy dengan kombinasi sudut serat :

- *Forefoot* :

Beban (N)	Orientasi Sudut	Tegangan Von Mises(Mpa)	Deformation (mm)	<i>Safety factor</i>
400	[0°]10	127,4	35,959	0,16788
400	[0°/90°]5	152,59	42,671	0,14526
400	[45°/-45°]5	125,94	49,395	0,18318
400	[0/90°/45°/-45°/0°]s	154,45	42,022	0,1423
400	[0°/45°/90°/-45°/0°]s	152,3	41,56	0,14389

- *Heel* test :

Beban (N)	Orientasi Sudut	Tegangan Von Mises(Mpa)	Deformation (mm)	<i>Safety factor</i>
400	[0°]10	71,85	5,0462	0,31625
400	[0°/90°]5	84,663	5,7469	0,26936
400	[45°/-45°]5	66,169	6,2451	0,38153
400	[0°/90°/45°/-45°/0°]s	84,254	5,6096	0,27037
400	[0°/45°/90°/-45°/0°]s	82,999	5,5766	0,27407

Variasi Ketebalan :

- *Forefoot* :

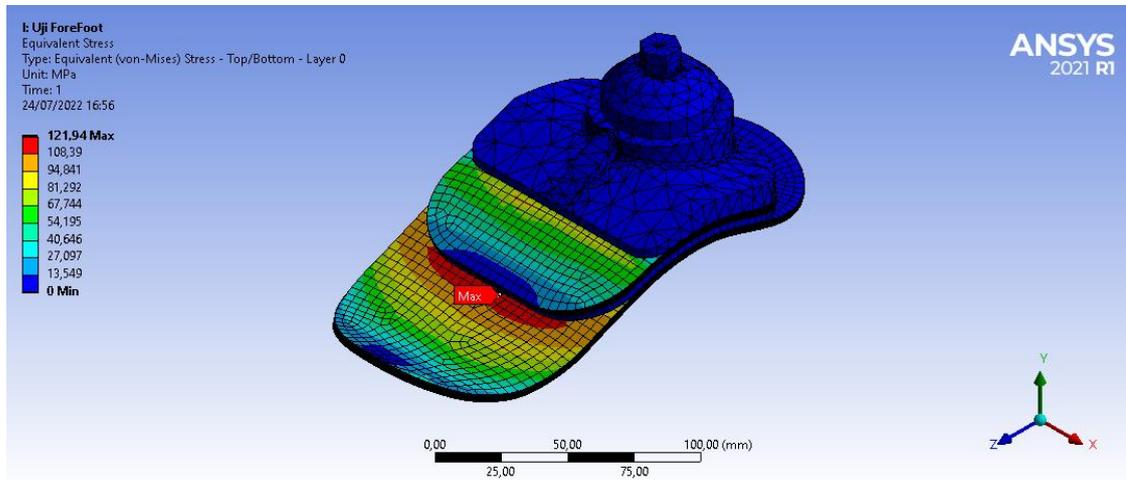
Beban (N)	Orientasi Sudut	Ketebalan (mm)	Tegangan Von Mises(Mpa)	Deformation (mm)	<i>Safety factor</i>
400	[45°/-45°]5	3	125,94	49,395	0,18318
400	[45°/-45°]6	6	35,305	8,9943	0,73624
400	[45°/-45°]7	9	16,351	3,4811	1,6567

- *Heel* :

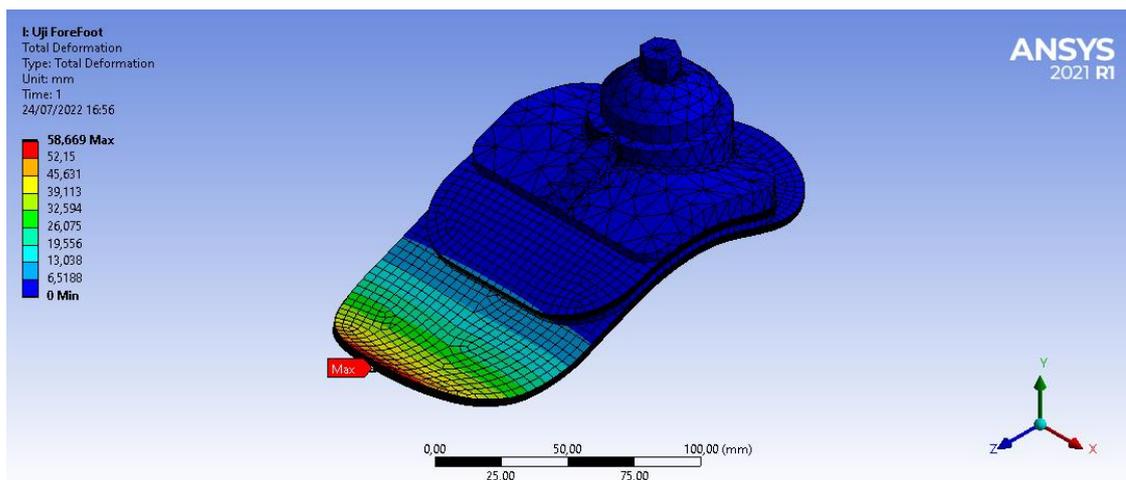
Beban (N)	Orientasi Sudut	Ketebalan (mm)	Tegangan Von Mises(Mpa)	Deformation (mm)	<i>Safety factor</i>
400	[45°/-45°]5	3	66,169	6,2451	0,38153
400	[45°/-45°]5	6	22,188	2,0399	1,1807
400	[45°/-45°]5	9	10,139	1,0561	2,7168

## Hasil Simulasi Material Sisal/Epoxy dengan Variasi Kombinasi Sudut Serat. Hasil Simulasi Kombinasi Sudut [0°]

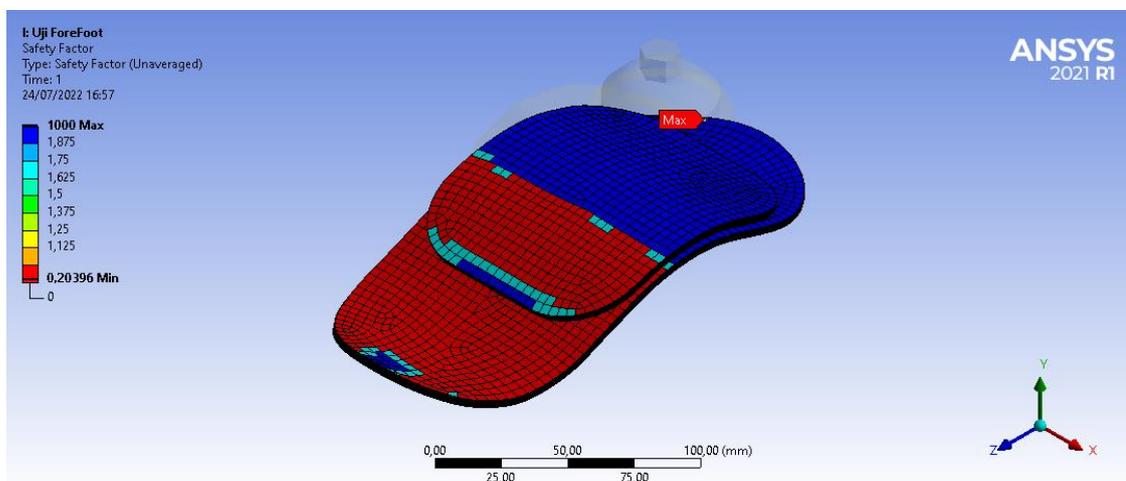
- Pengujian *Forefoot*:



Tegangan Von Mises

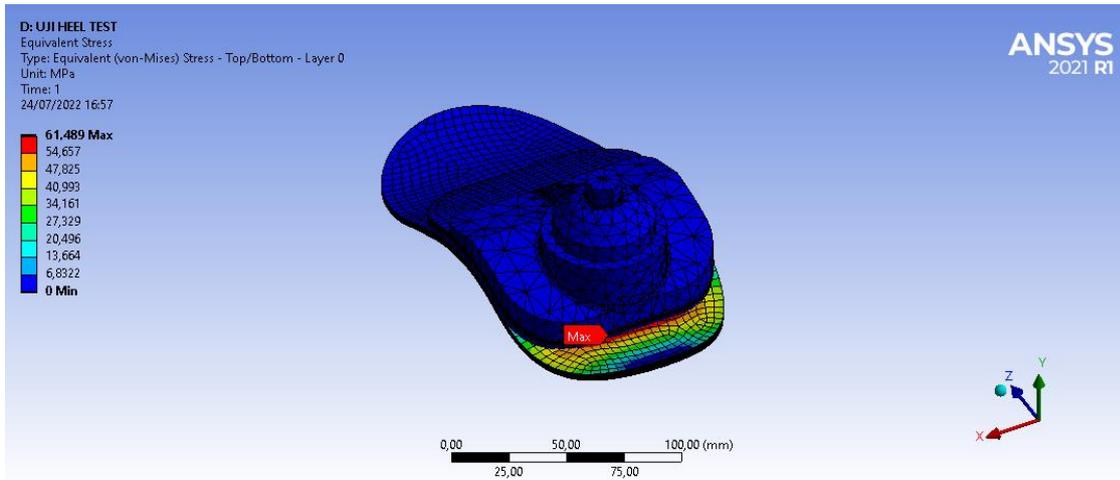


Deformation

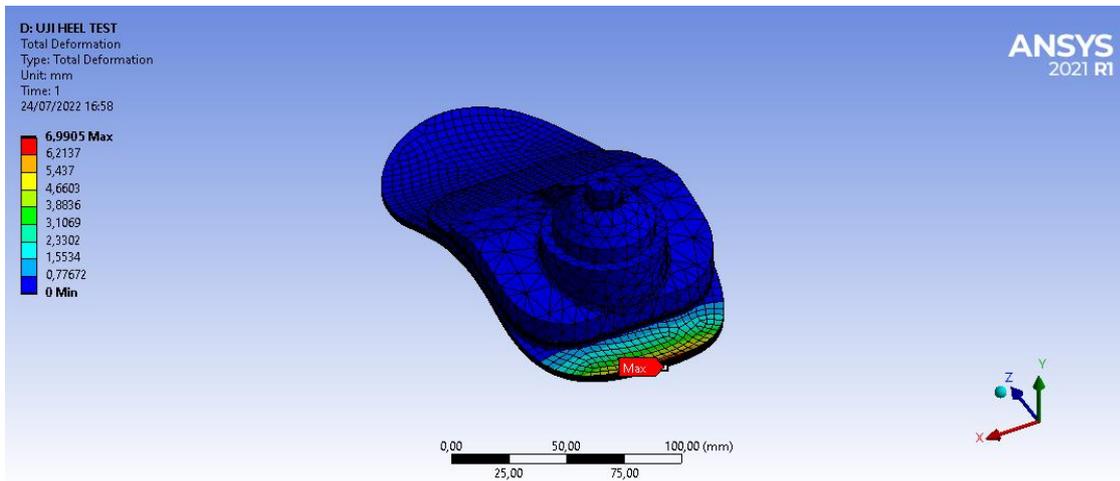


Safety factor

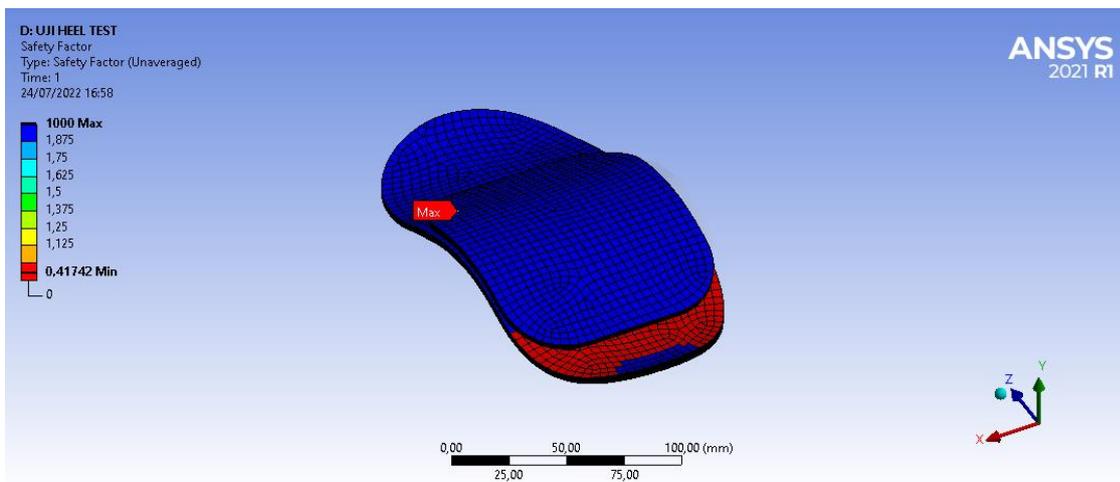
- Pengujian *Heel*:



Tegangan Von Mises



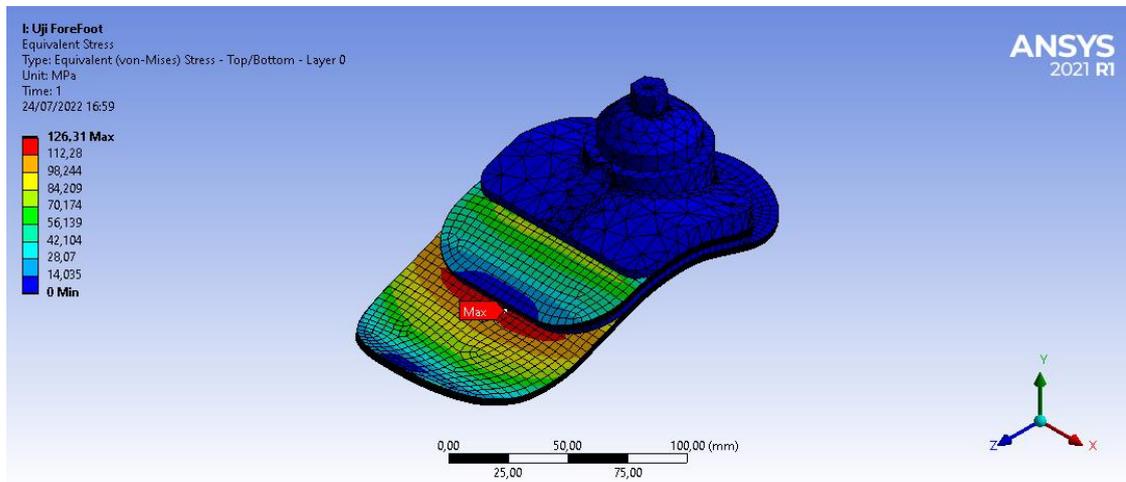
Deformation



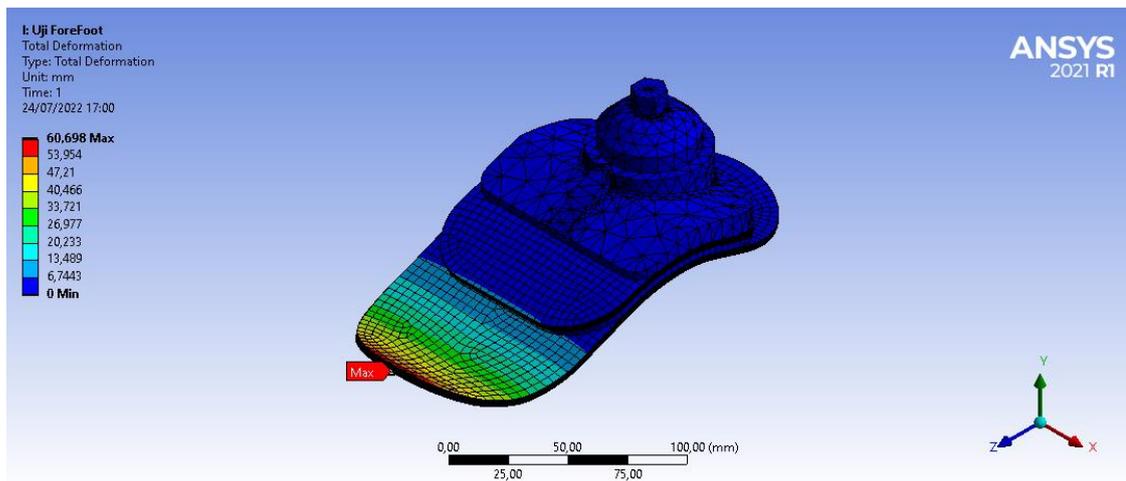
Safety factor

## Hasil Simulasi Kombinasi Sudut [0°/90°]

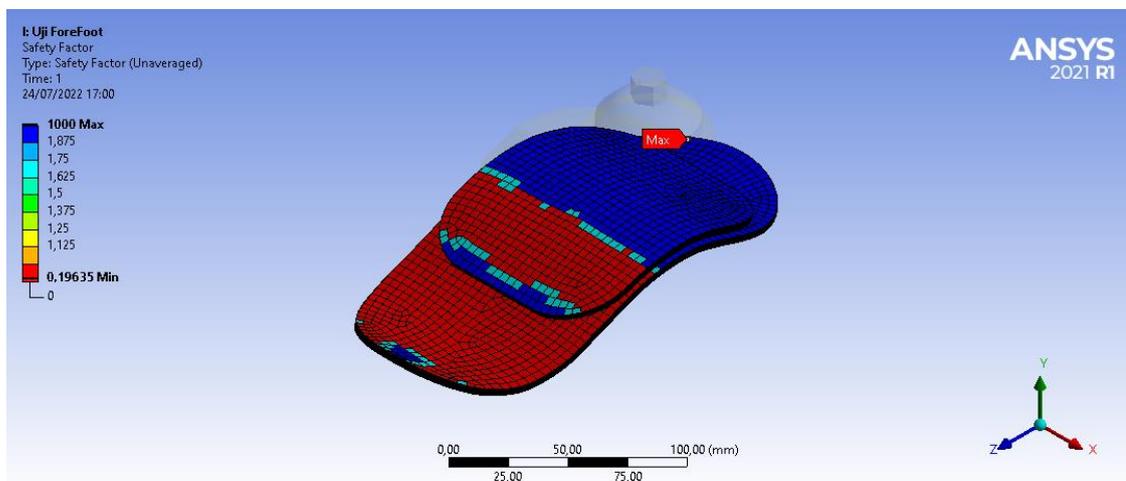
- Pengujian *Forefoot*:



Tegangan Von mises

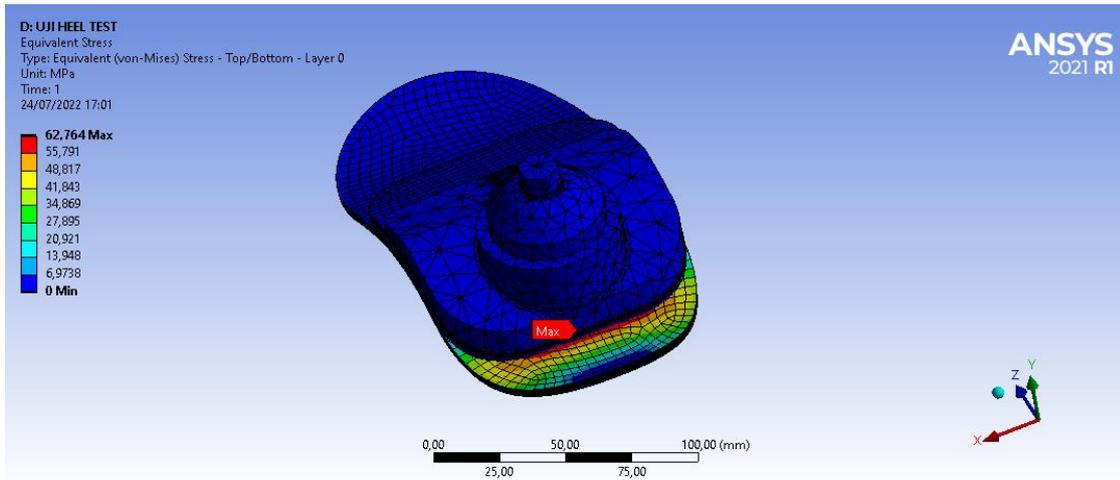


Deformation

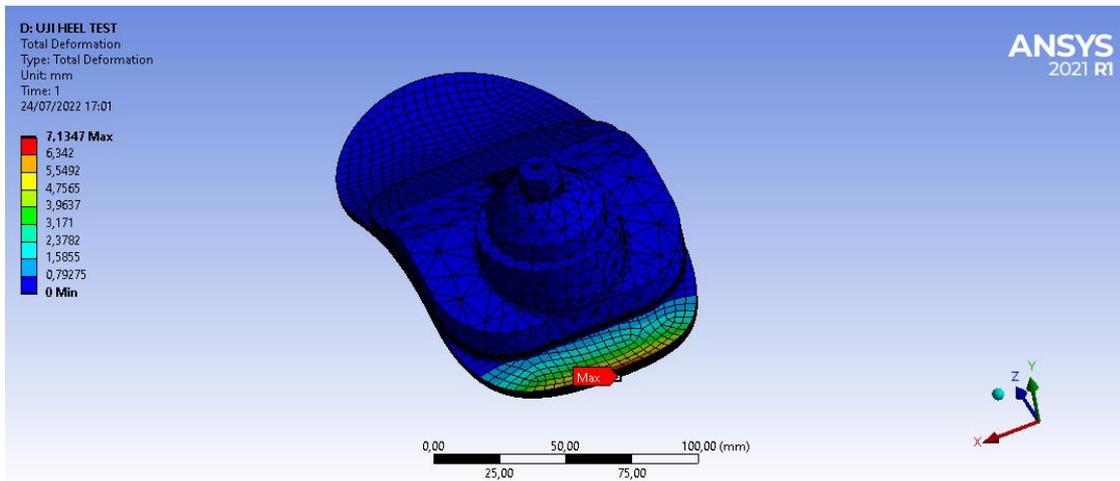


Safety factor

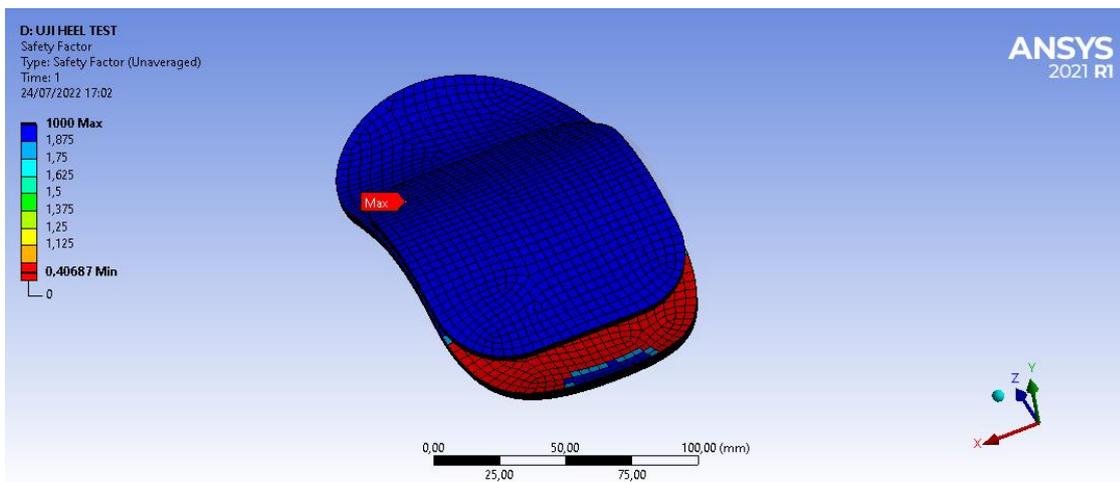
- Pengujian *Heel*:



Tegangan Von Mises



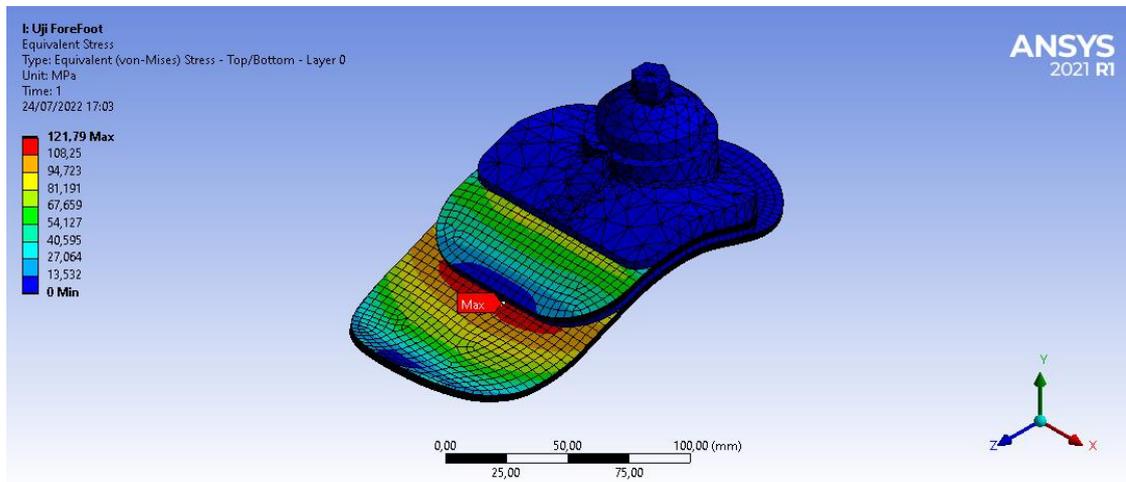
Deformation



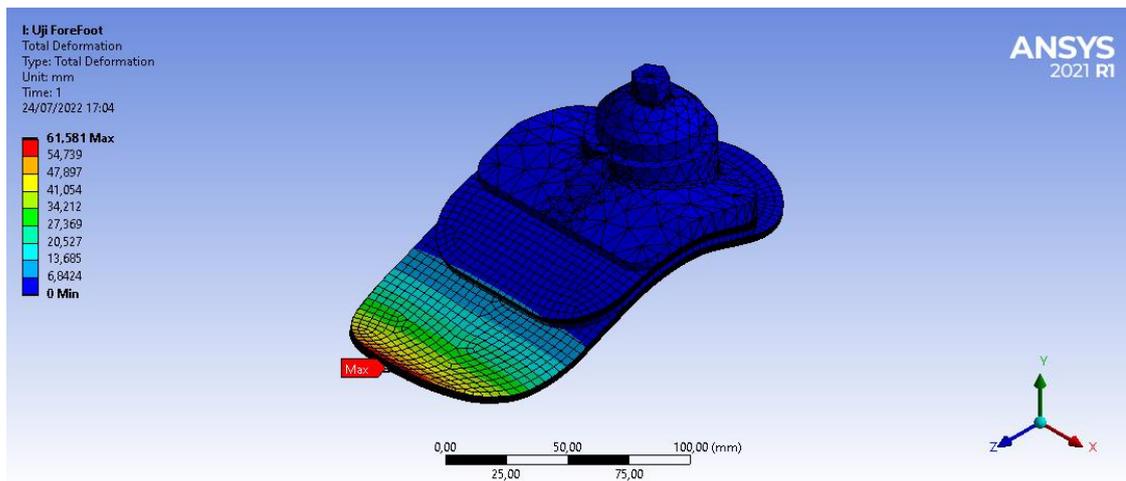
Safety factor

## Hasil Simulasi Kombinasi Sudut [45°/-45°]

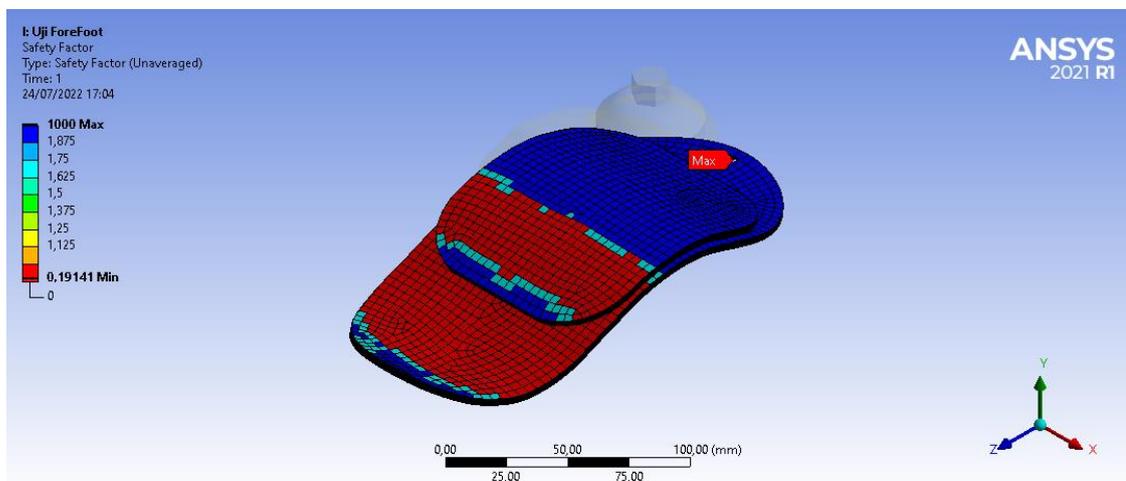
- Pengujian *Forefoot*:



Tegangan Von Mises

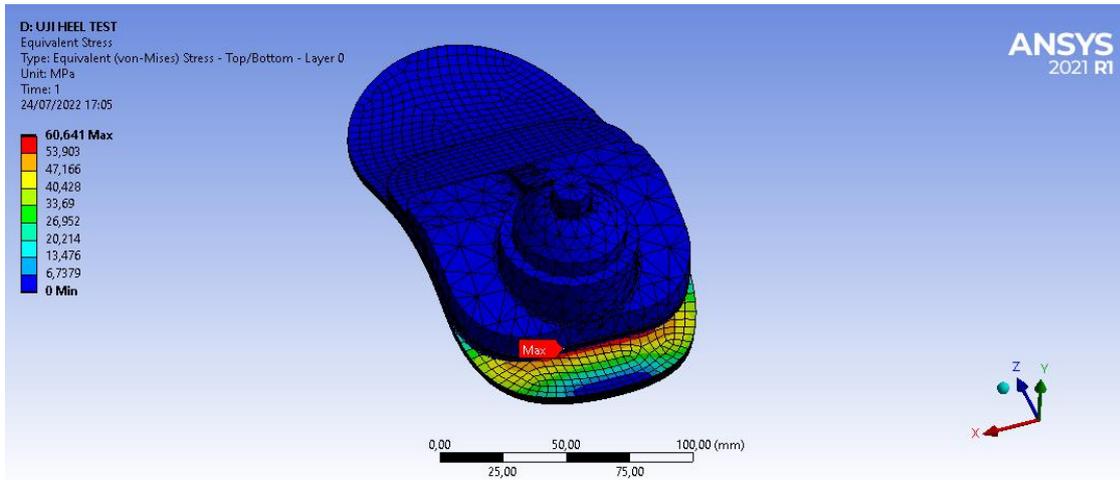


Deformation

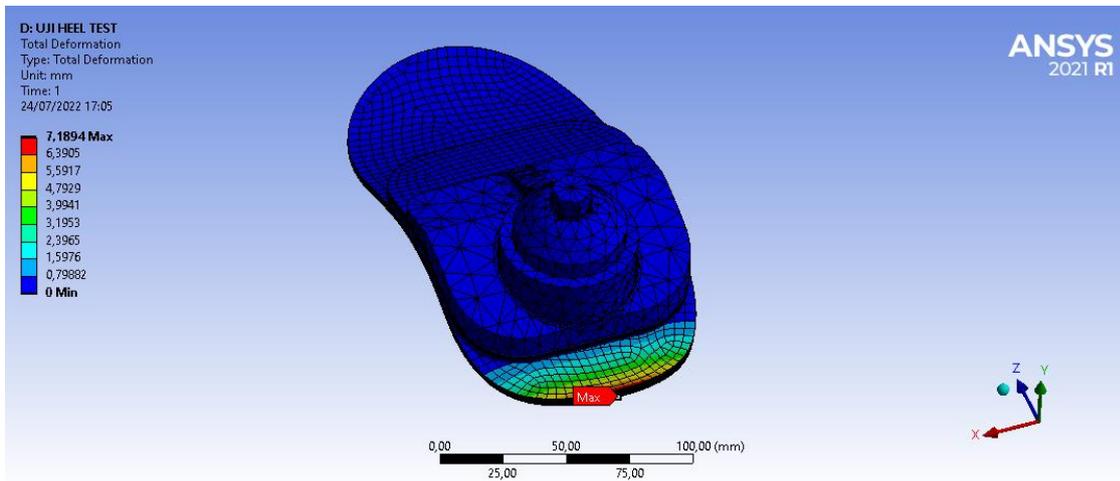


Safety factor

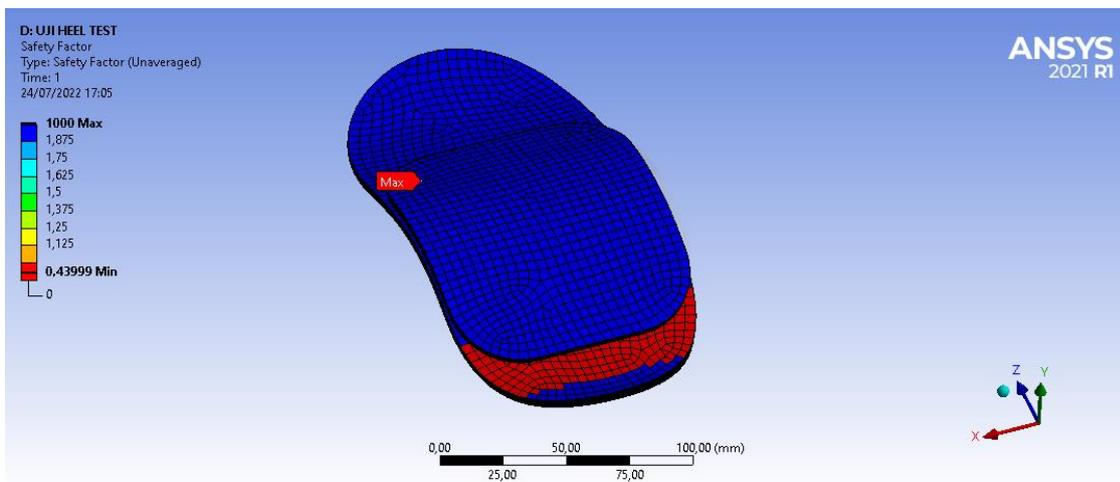
- Pengujian *Heel*:



Tegangan Von mises



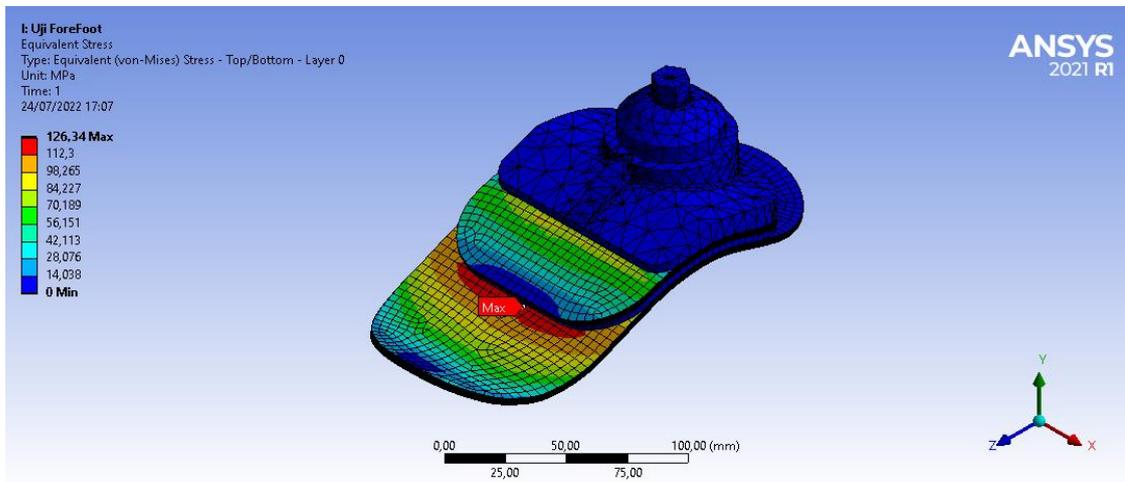
Deformation



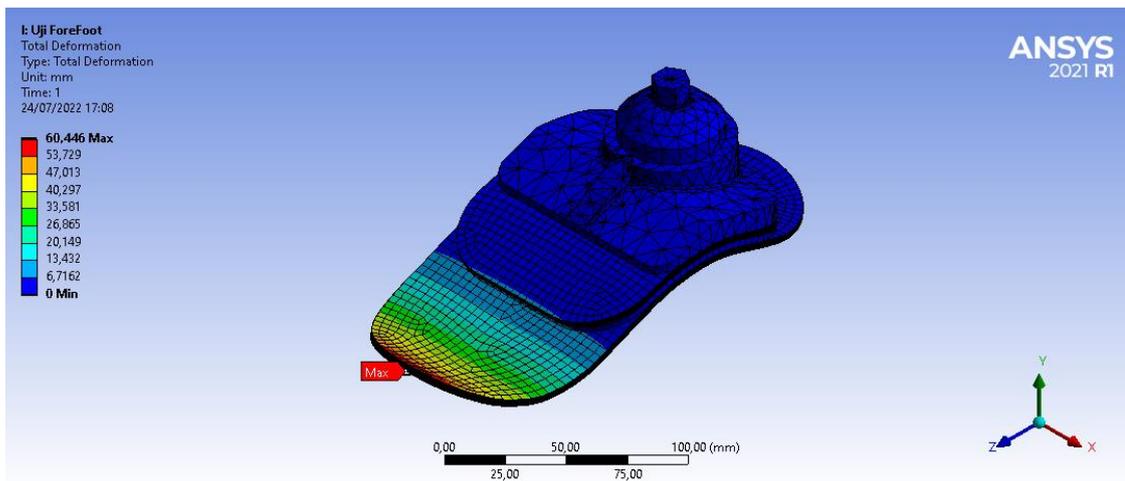
Safety factor

## Hasil Simulasi Kombinasi Sudut $[0^\circ/90^\circ/45^\circ/-45^\circ/0^\circ]_s$

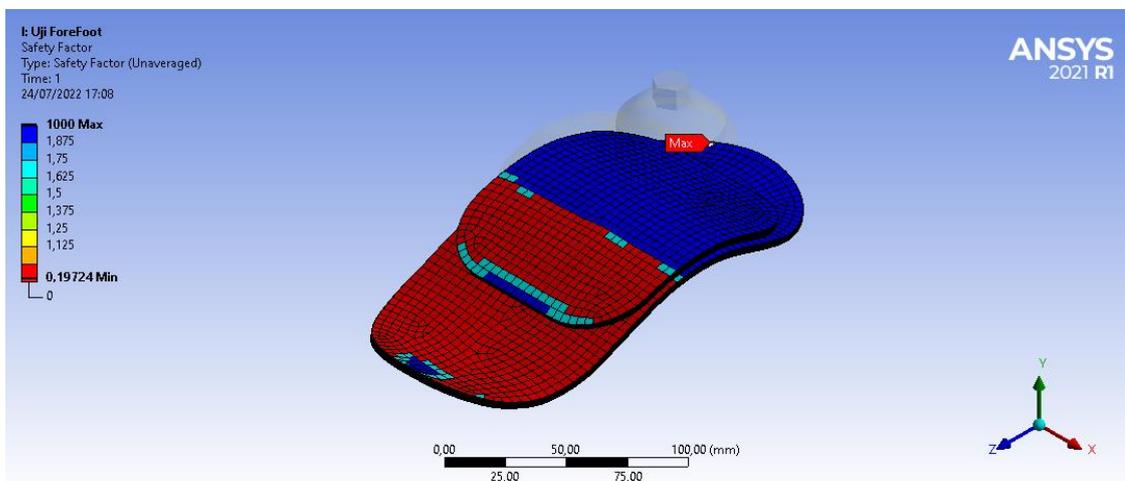
- Pengujian *Forefoot*:



Tegangan Von mises

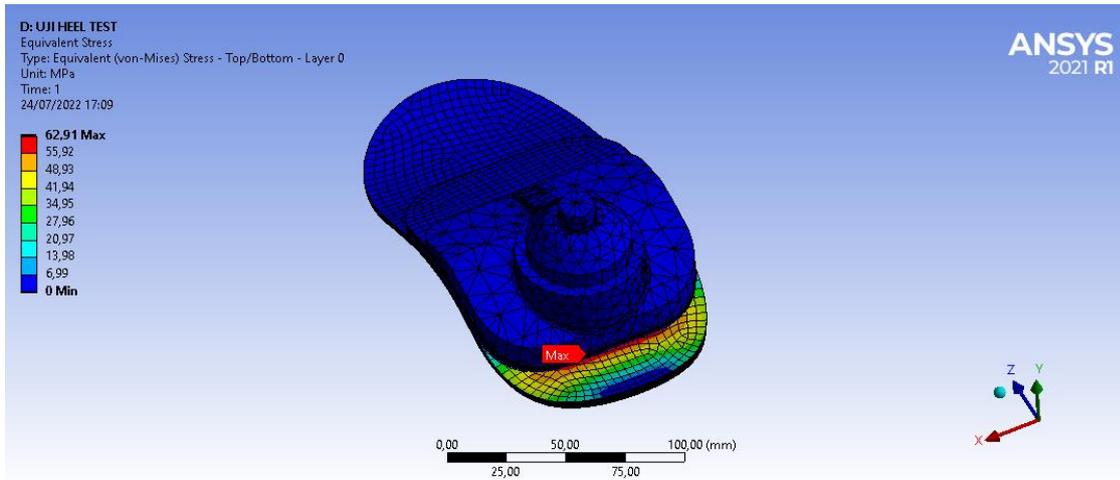


Deformation

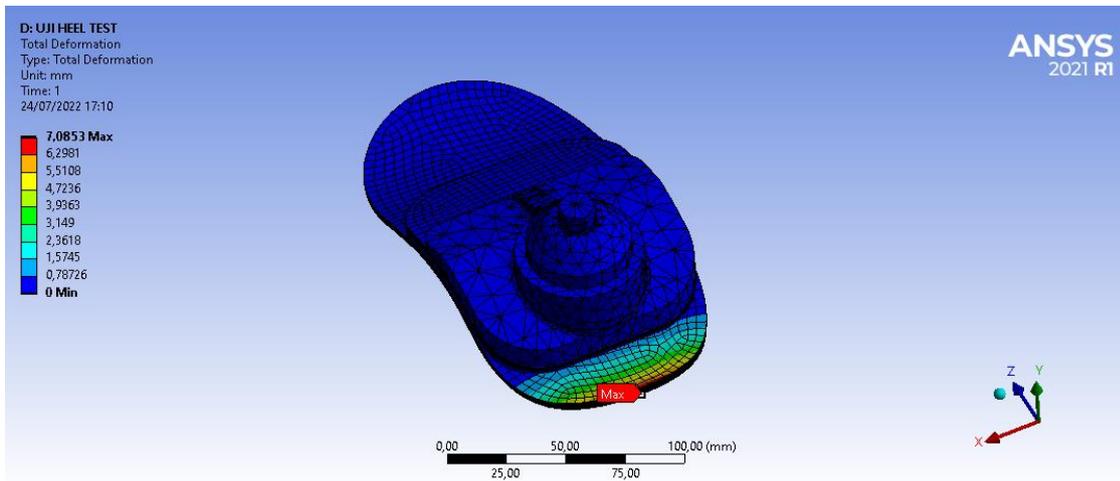


Safety factor

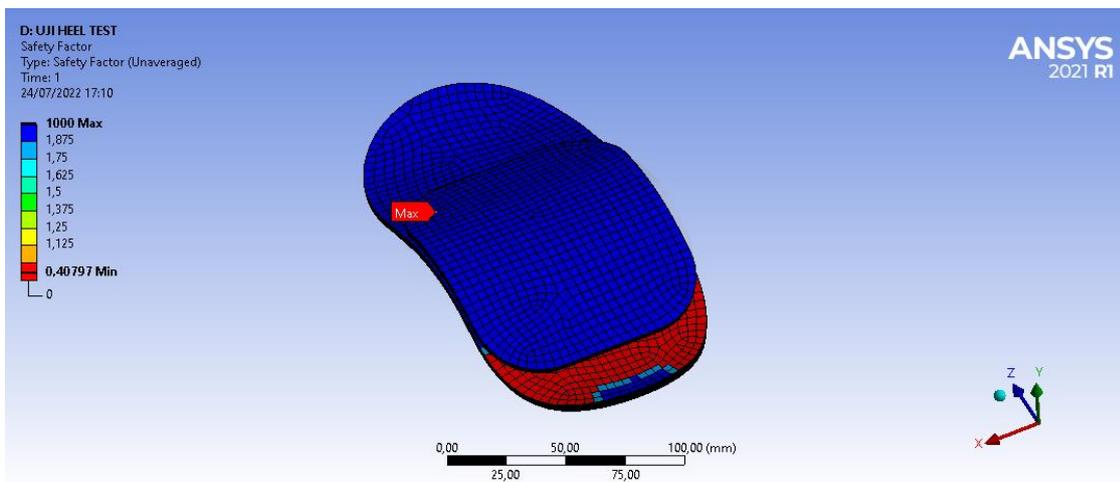
- Pengujian *Heel*:



Tegangan Von Mises



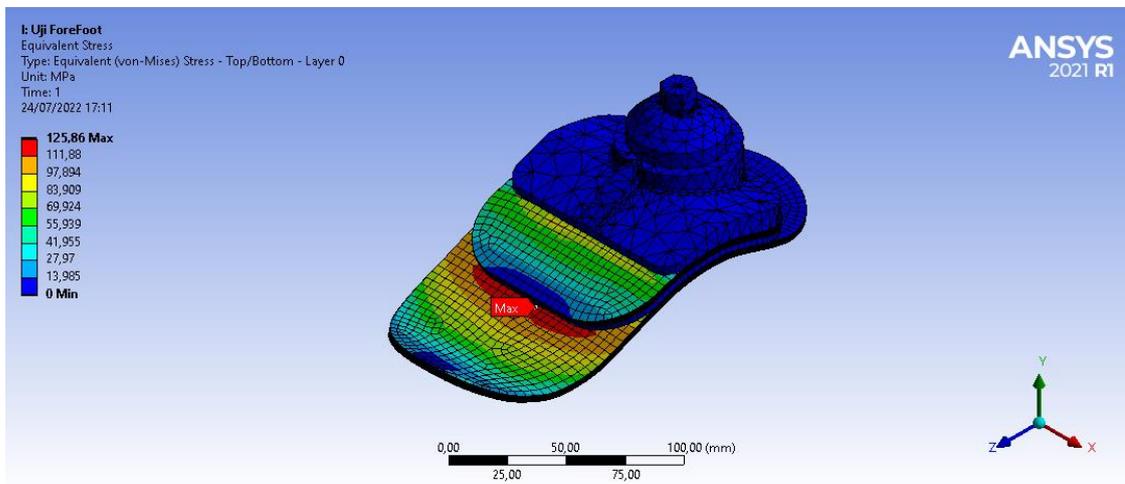
Deformation



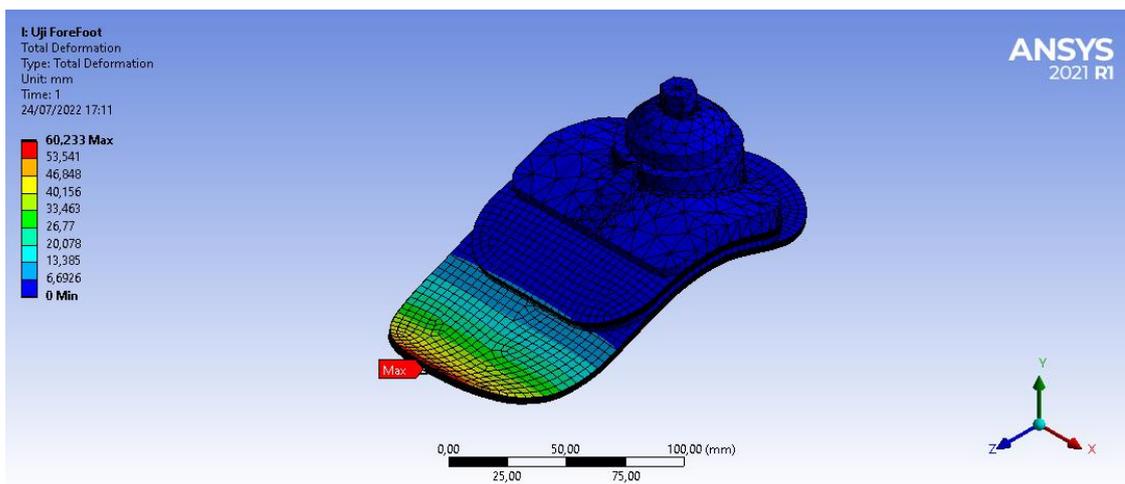
Safety factor

## Hasil Simulasi Kombinasi Sudut [0/45/90/-45/0]<sub>s</sub>

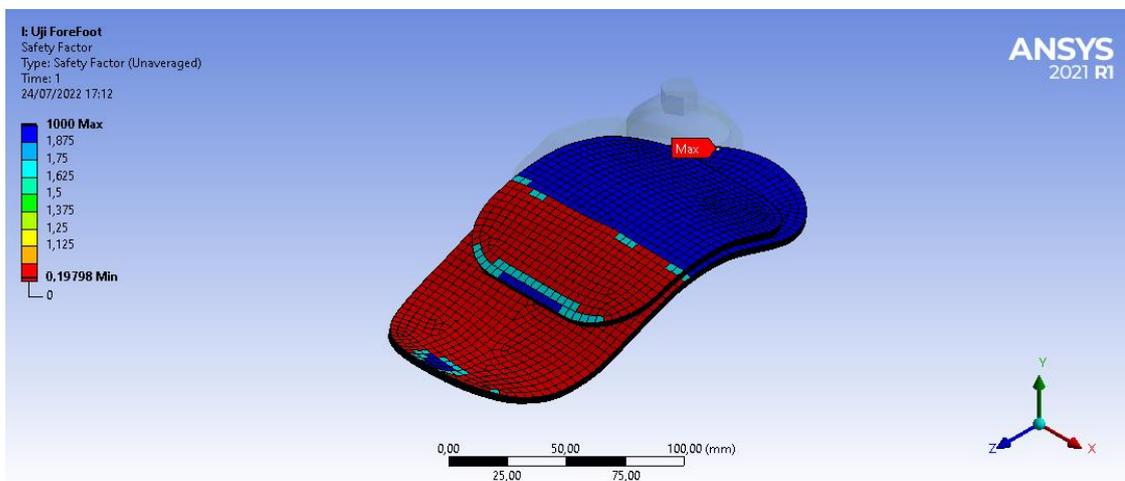
- Pengujian *Forefoot*:



Tegangan Von Mises

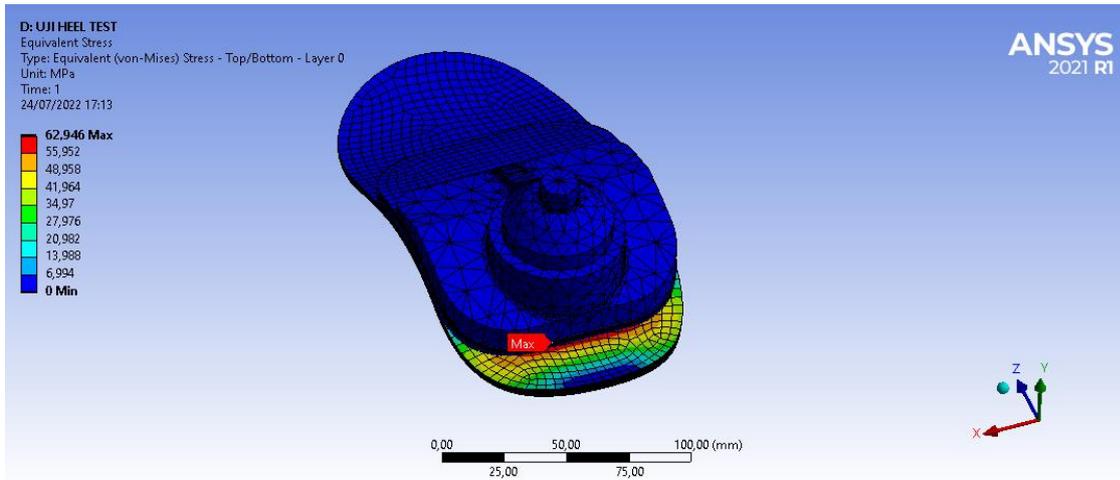


Deformation

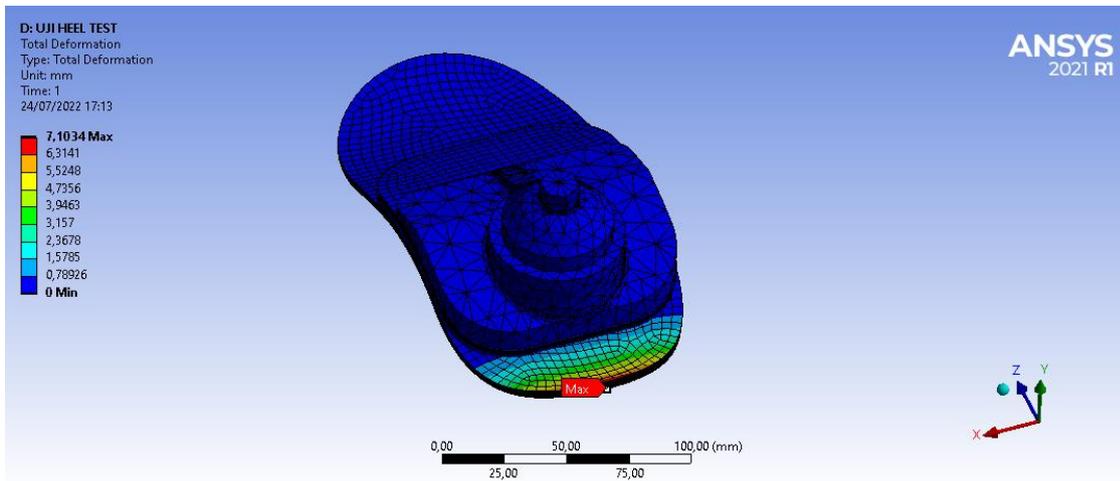


Safety factor

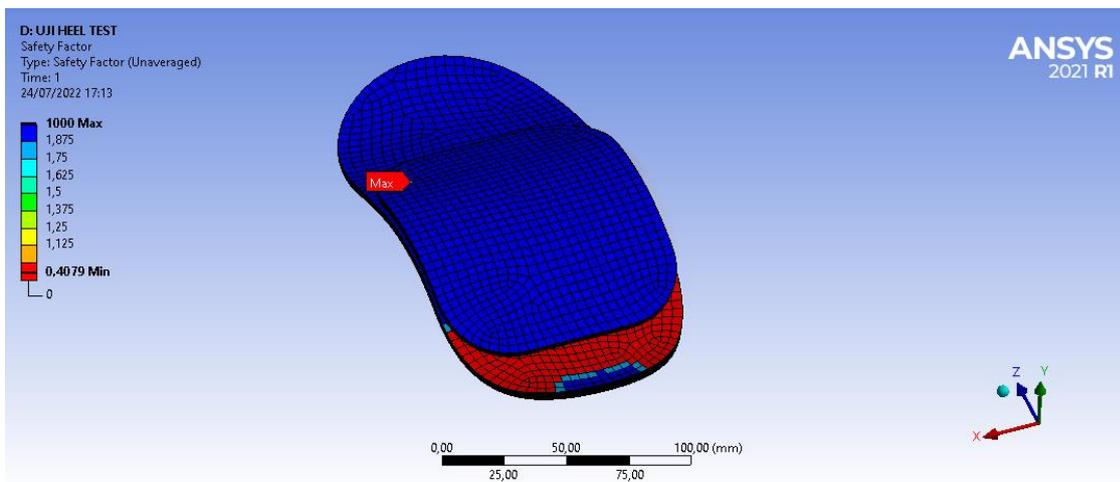
- Pengujian *Heel*:



Tegangan Von Mises



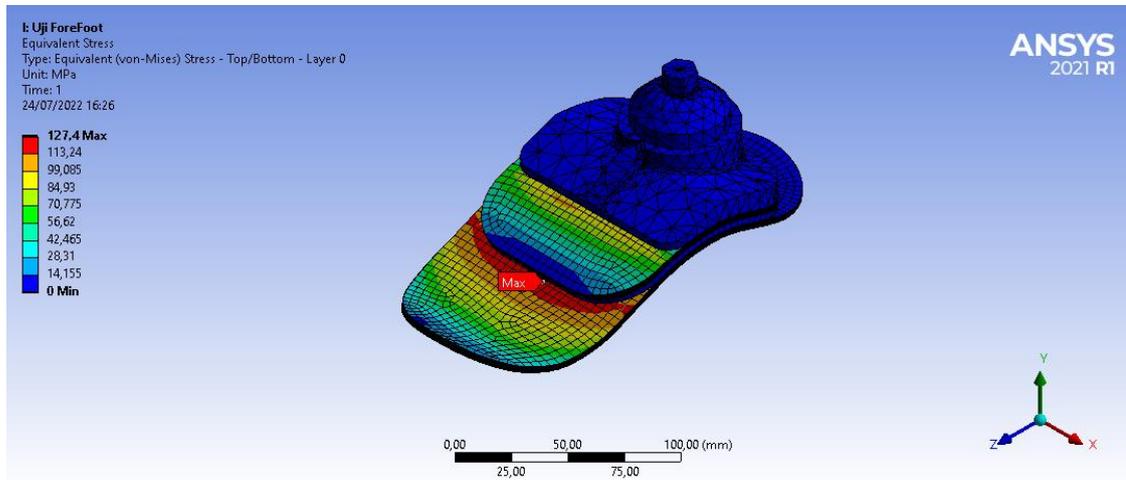
Deformation



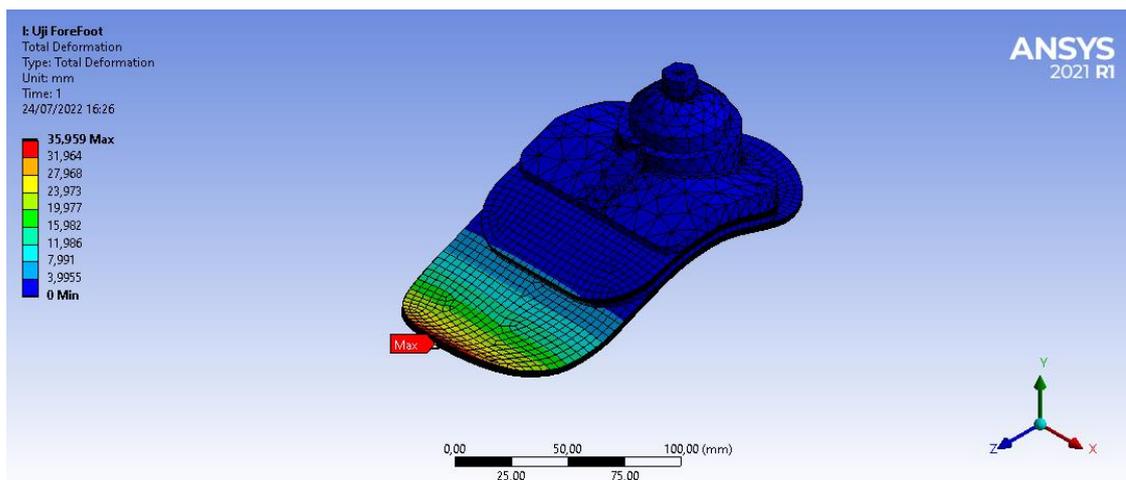
Safety factor

Hasil Simulasi Komposit Palem/Epoxy dengan Variasi Orientasi Sudut Serat.  
Hasil Simulasi Kombinasi Sudut [0°]

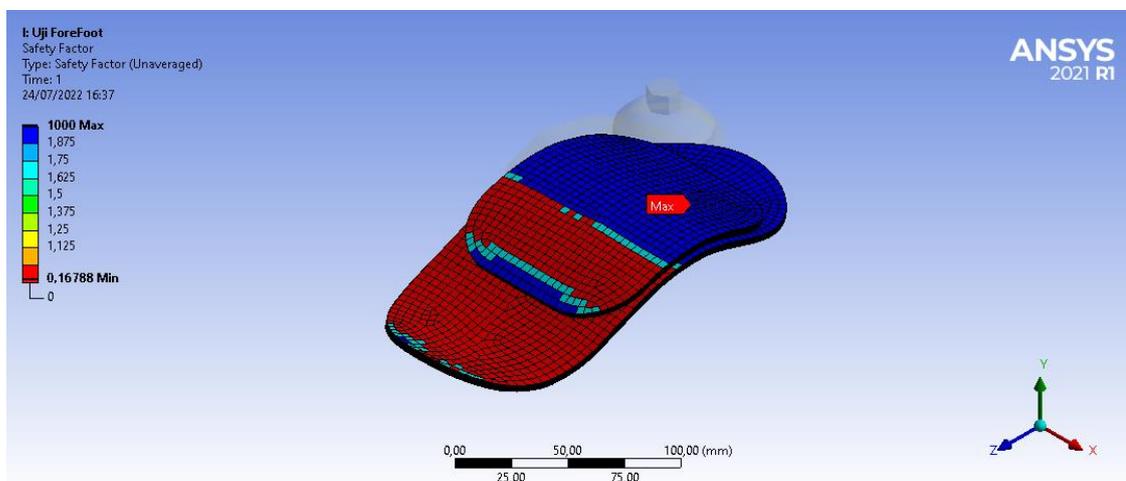
- Pengujian *Forefoot*:



Tegangan Von Mises

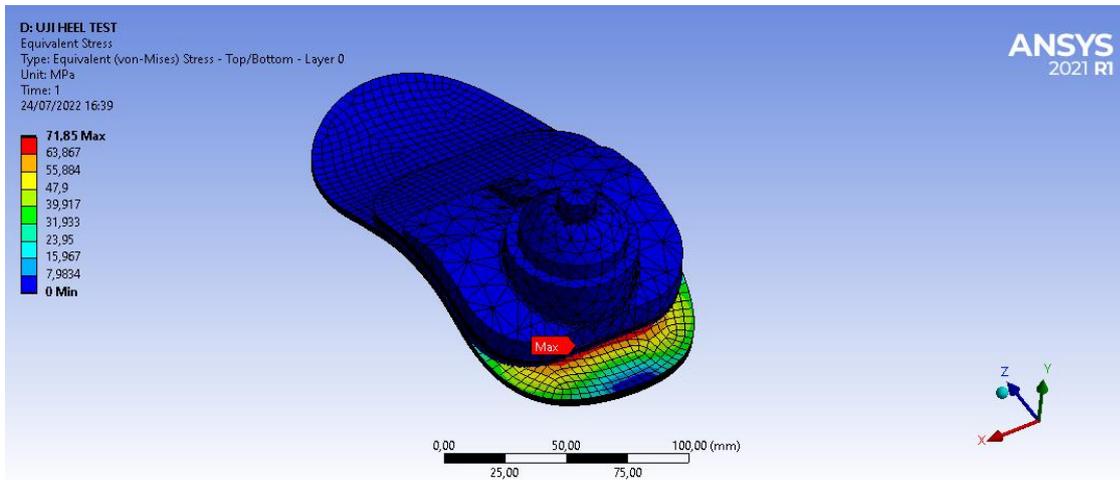


Deformation

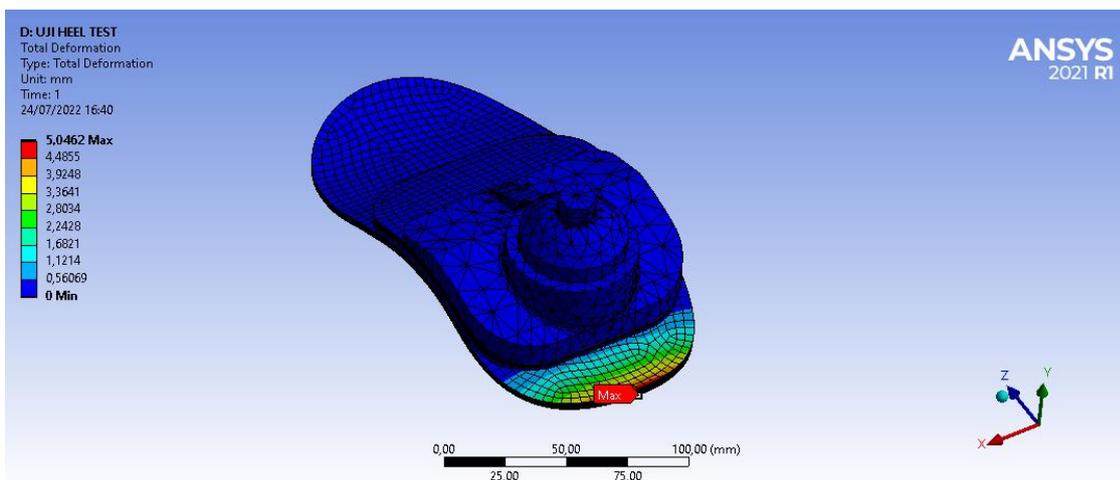


Safety factor

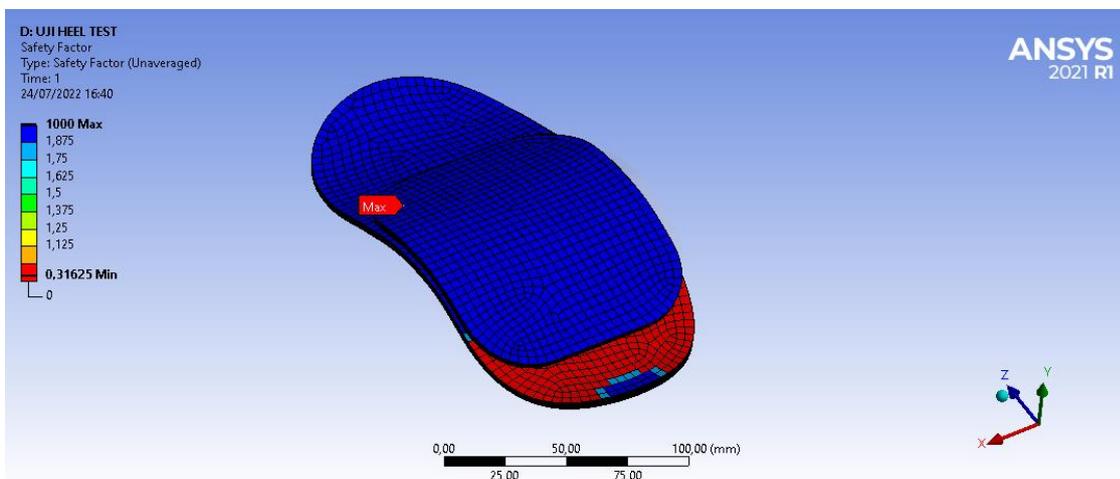
- Pengujian *Heel*:



Tegangan Von Mises



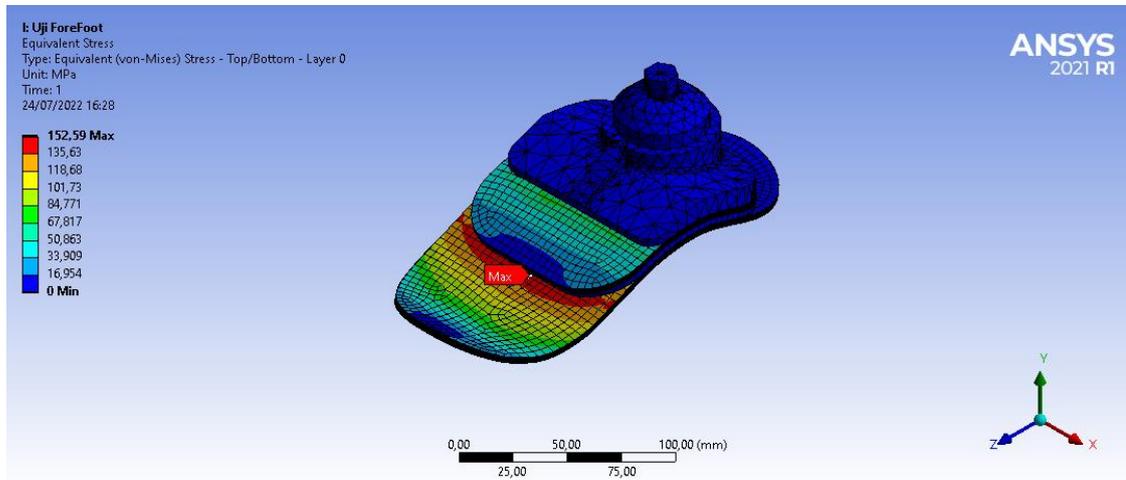
Deformation



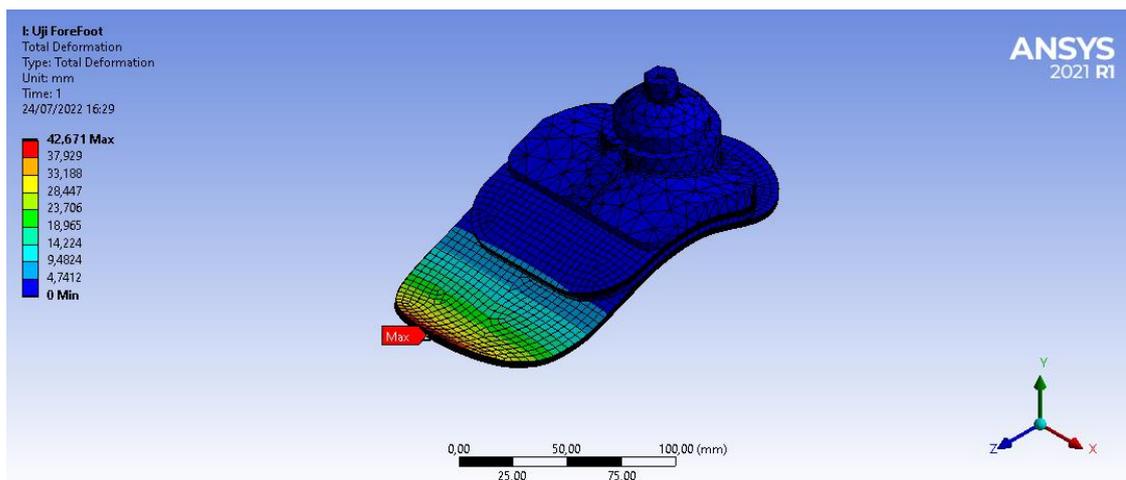
Safety factor

## Hasil Simulasi Kombinasi Sudut [0°/90°]

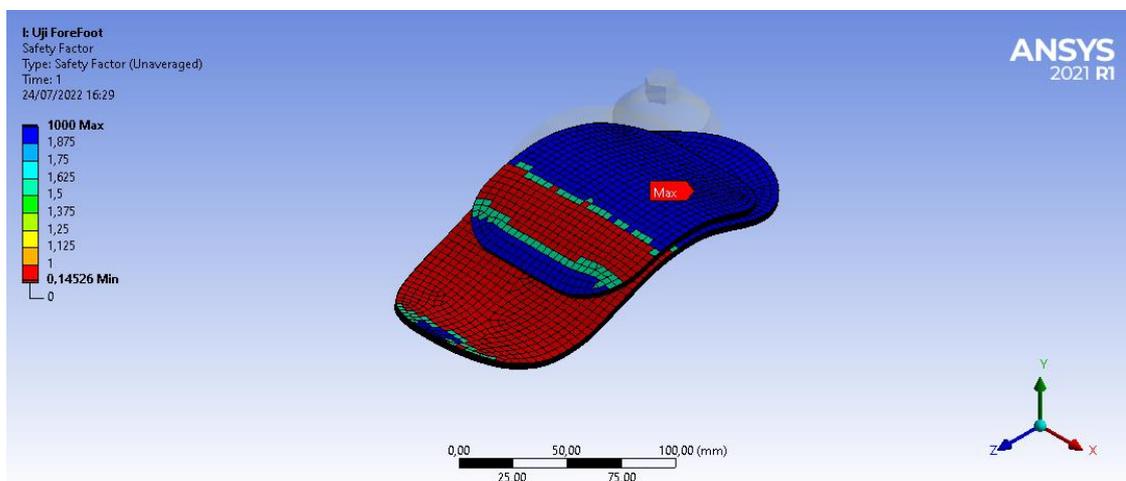
- *Forefoot*:



Tegangan Von Mises

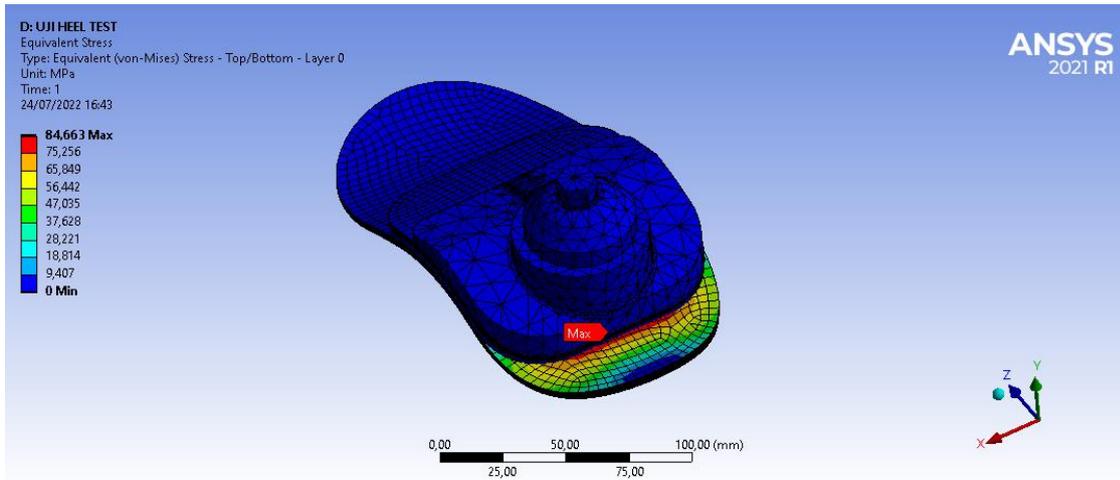


Deformation

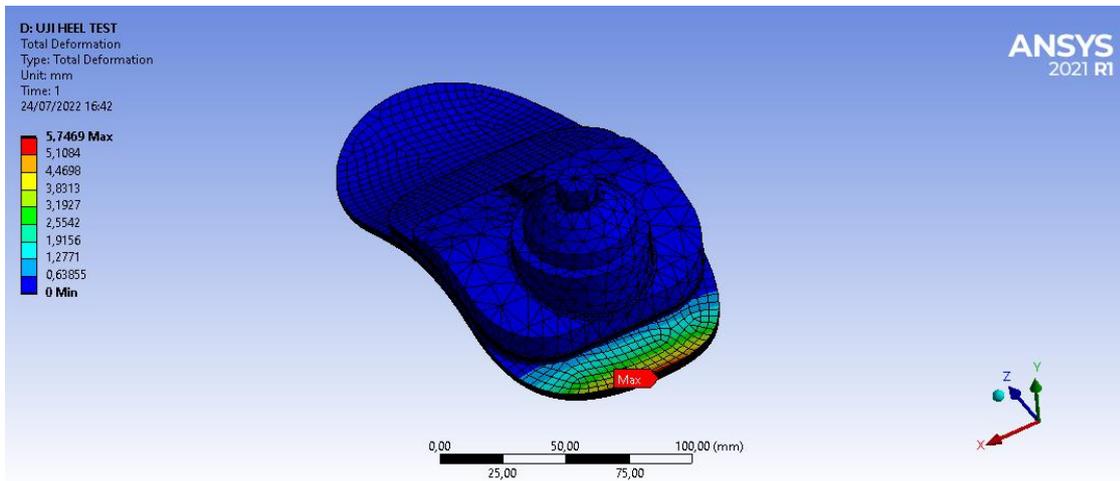


Safety factor

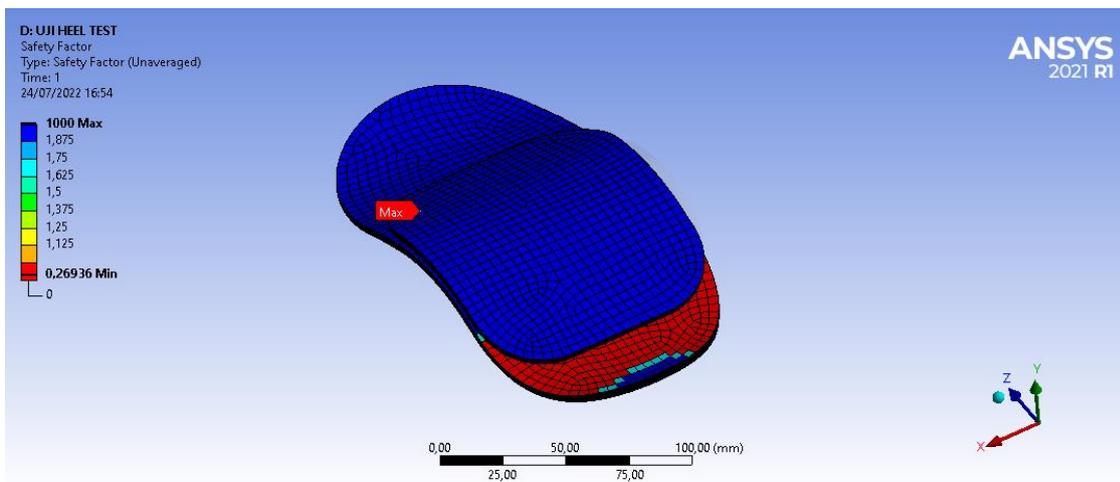
- Pengujian *Heel*:



Tegangan Von Mises



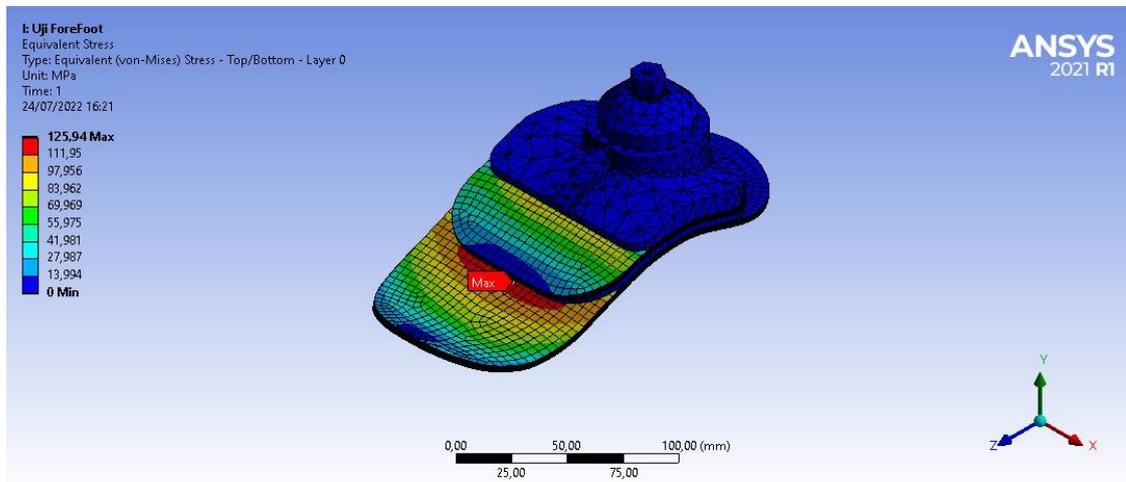
Deformation



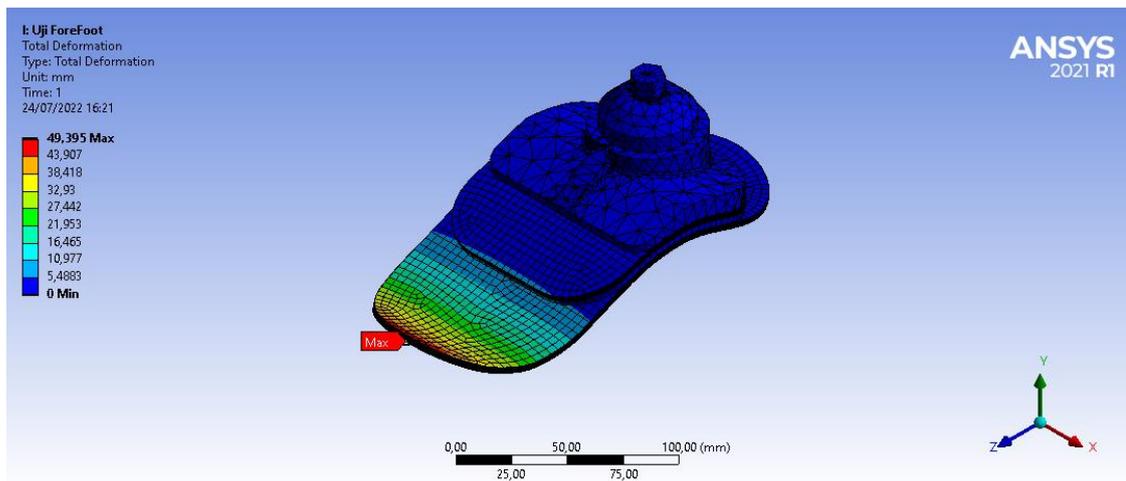
Safety factor

## Hasil Simulasi Kombinasi Sudut [45°/-45°]

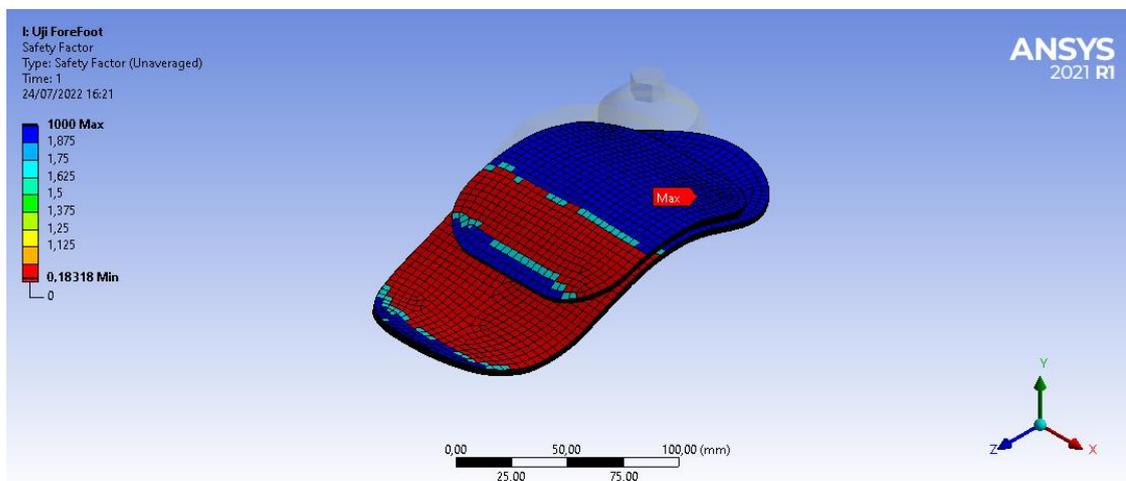
- Pengujian *Forefoot*:



Tegangan Von Mises

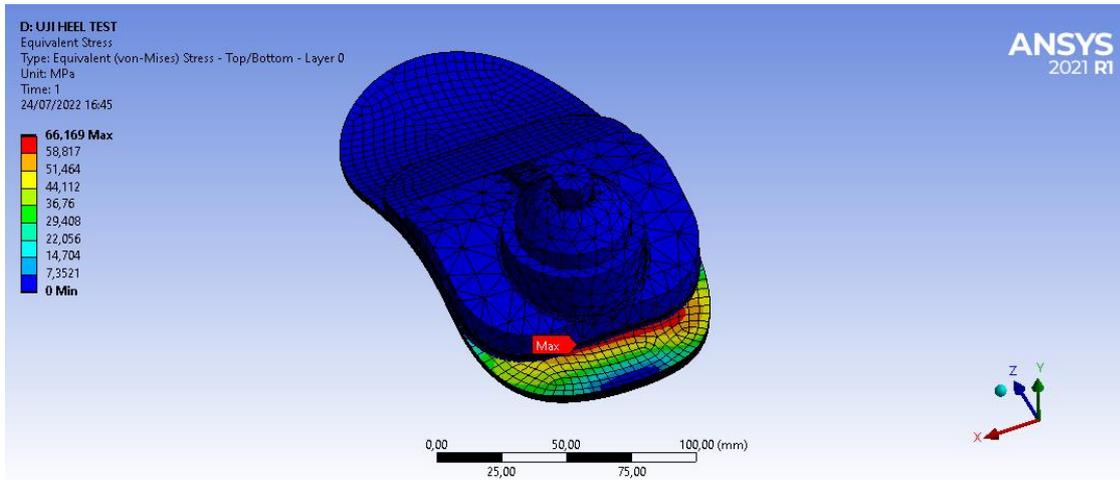


Deformation

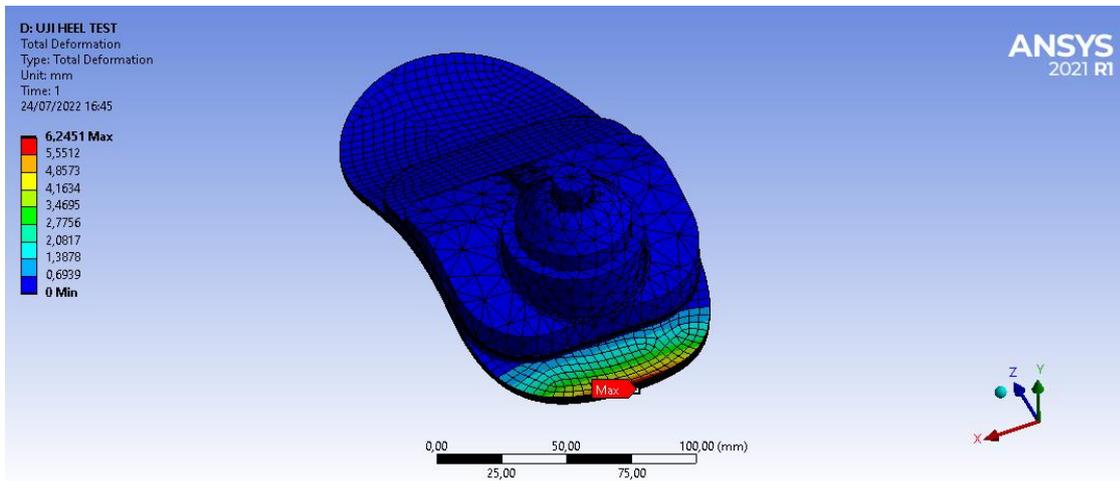


Safety factor

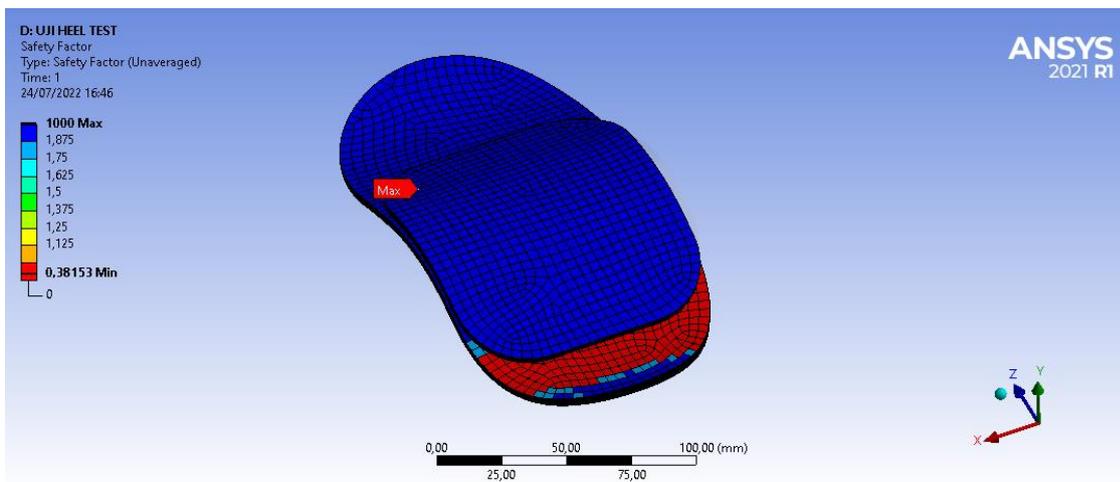
- Pengujian *Heel*:



Tegangan Von Mises



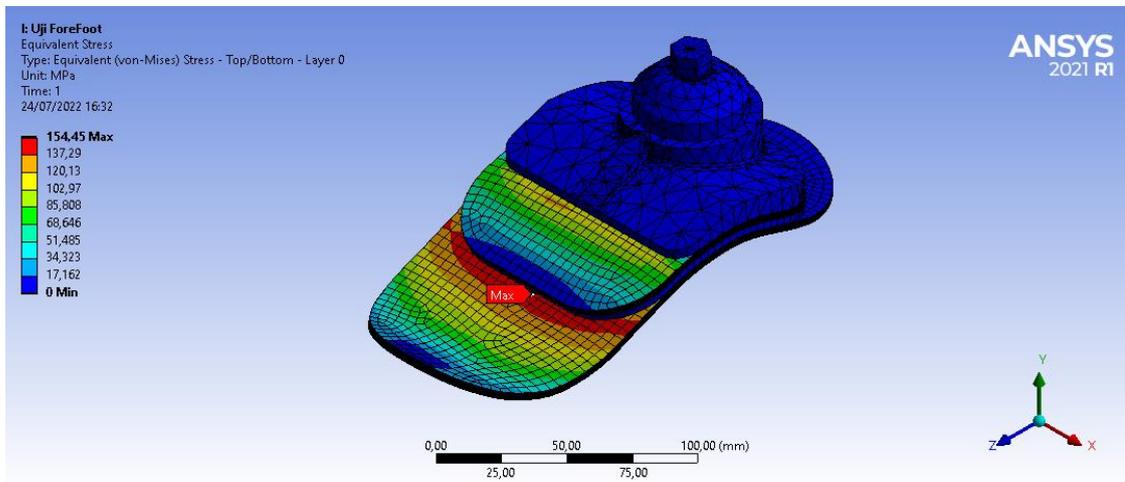
Deformation



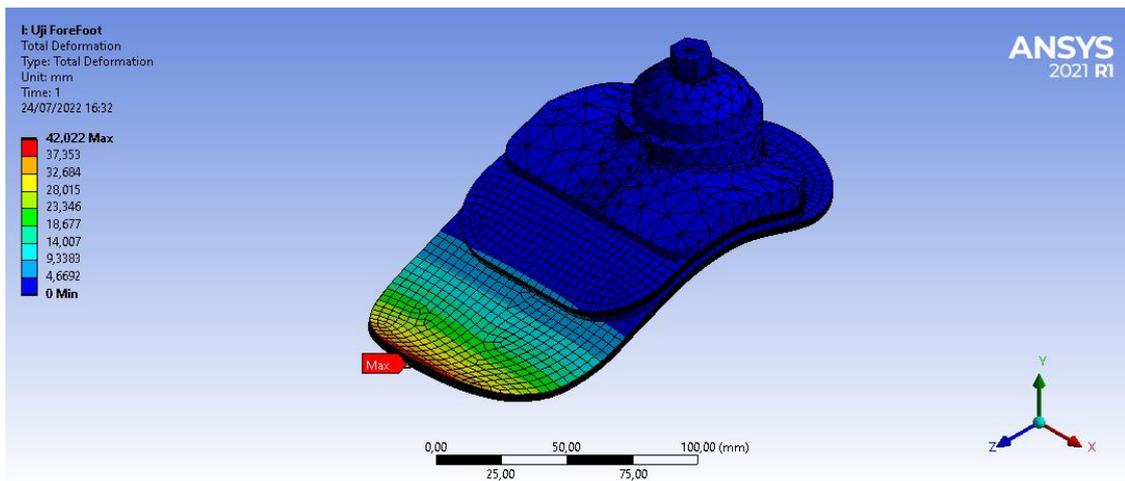
Safety factor

Hasil Simulasi Kombinasi Sudut  $[0^\circ/90^\circ/45^\circ/-45^\circ/0^\circ]_s$

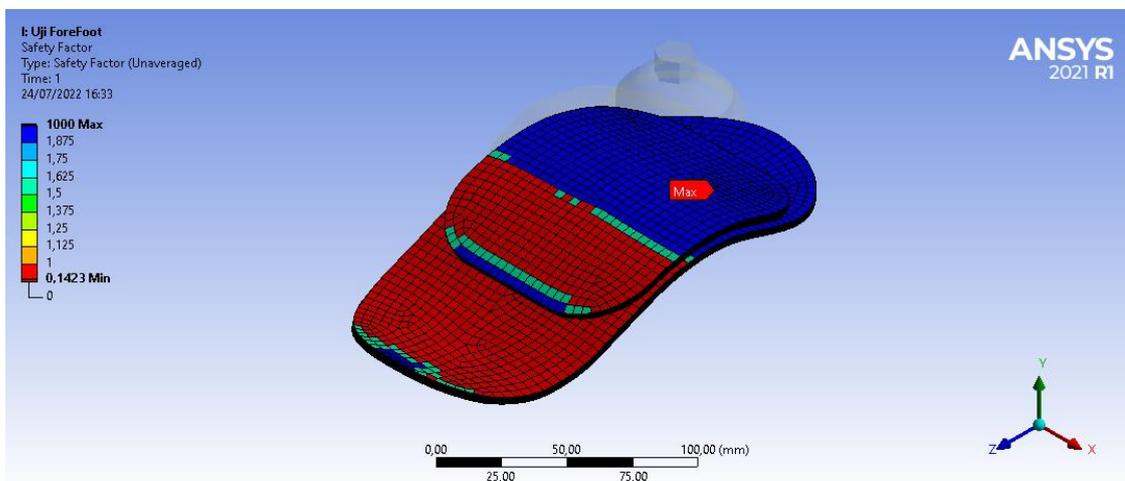
- Pengujian *Forefoot*:



Tegangan Von Mises

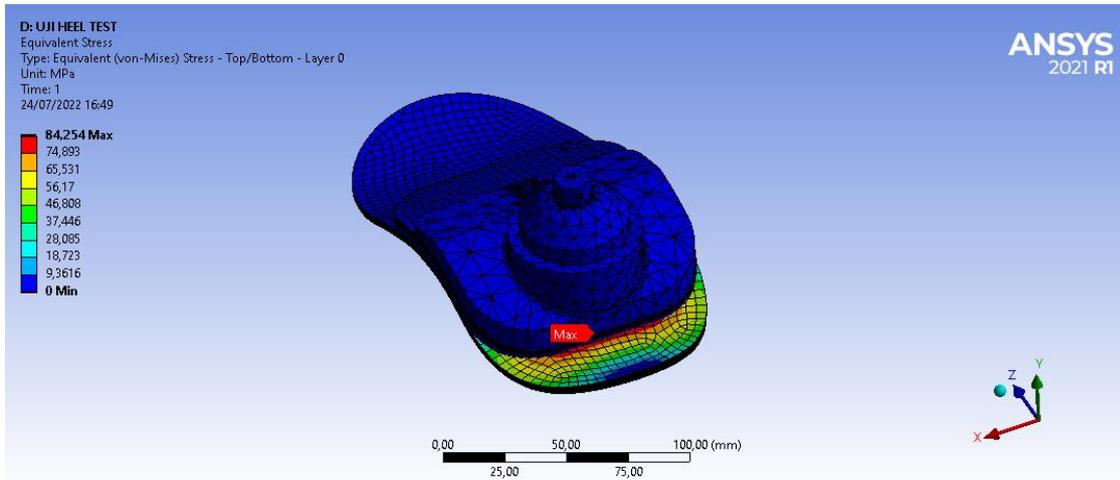


Deformation

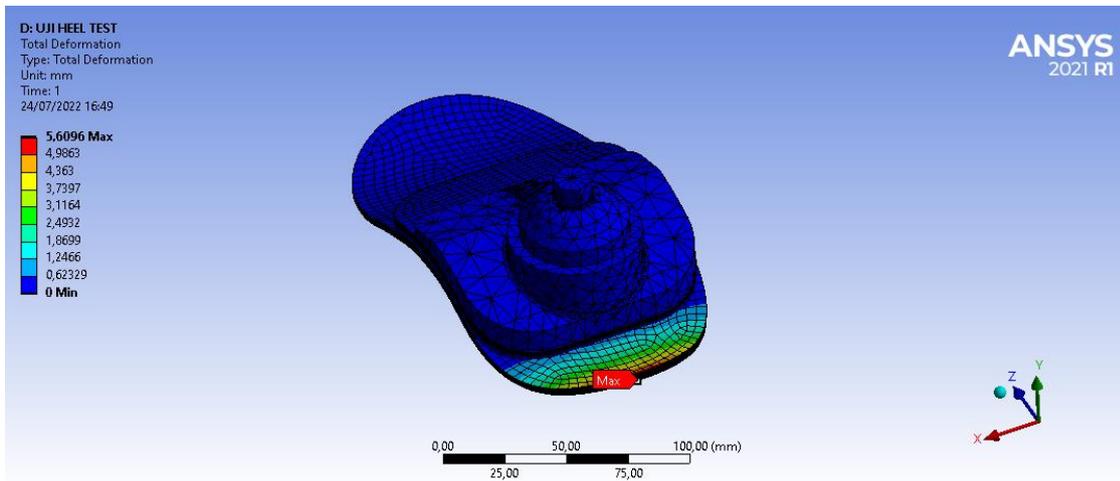


Safety factor

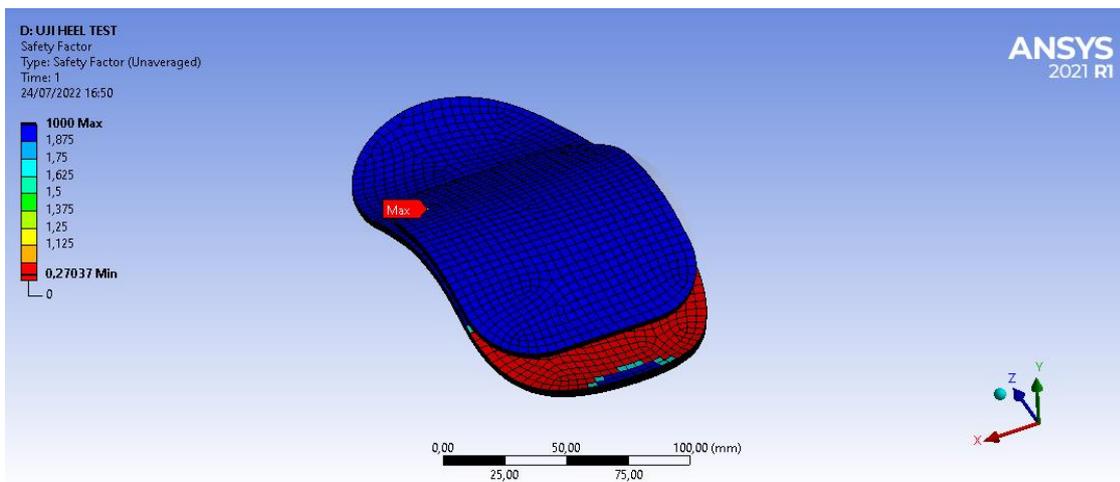
- Pengujian *Heel*:



Tegangan Von Mises



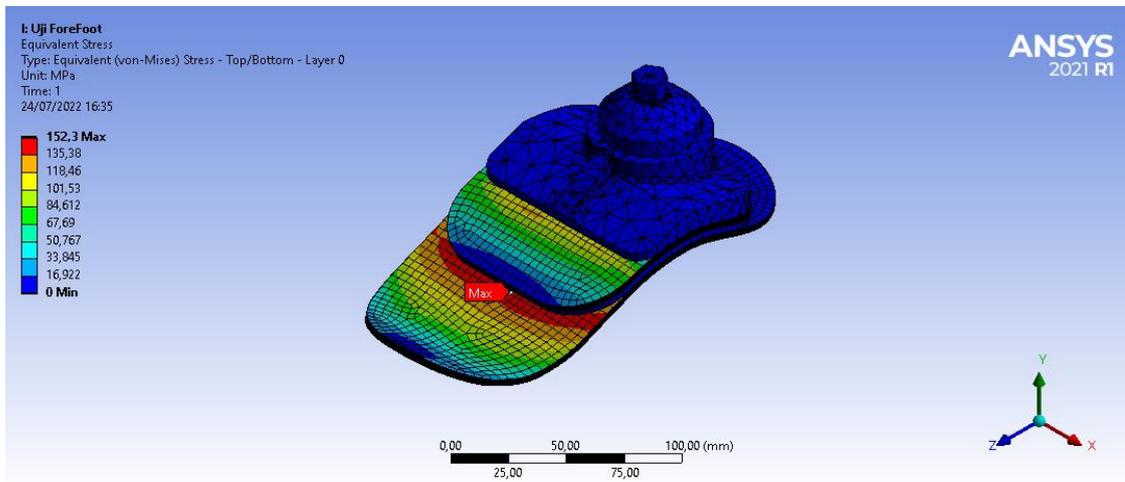
Deformation



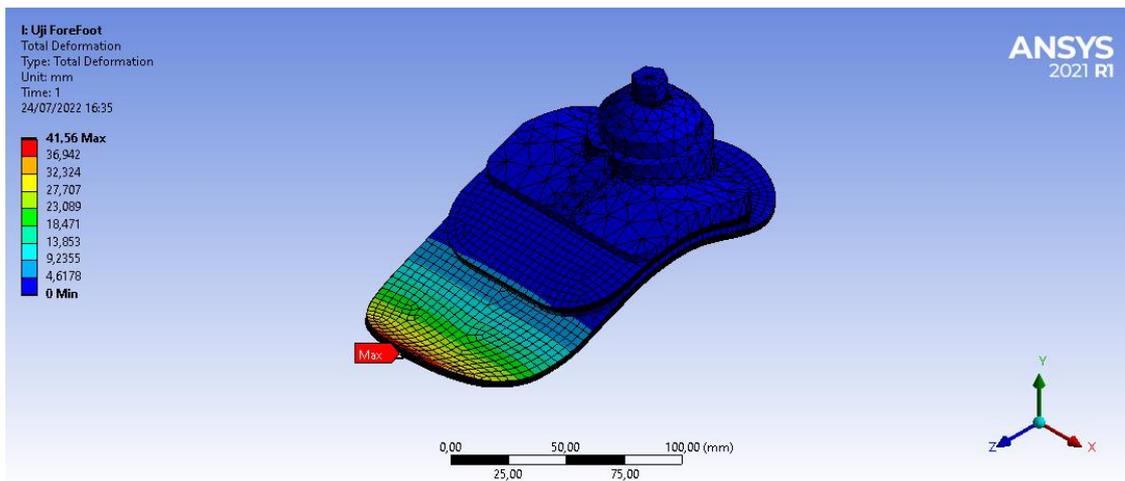
Safety factor

Hasil Simulasi Kombinasi Sudut  $[0^\circ/45^\circ/90^\circ/-45^\circ/0^\circ]_s$

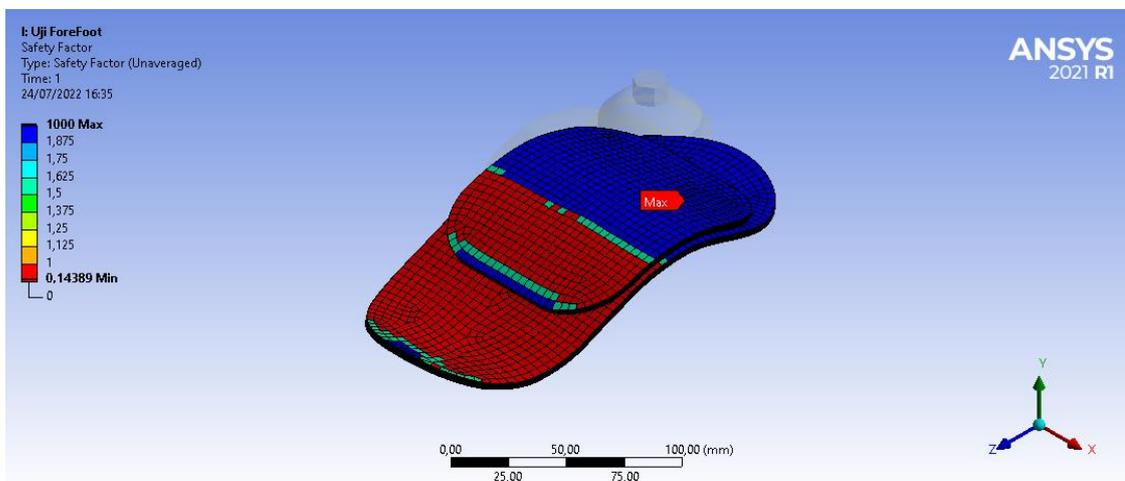
- Pengujian *Forefoot*:



Tegangan Von Mises

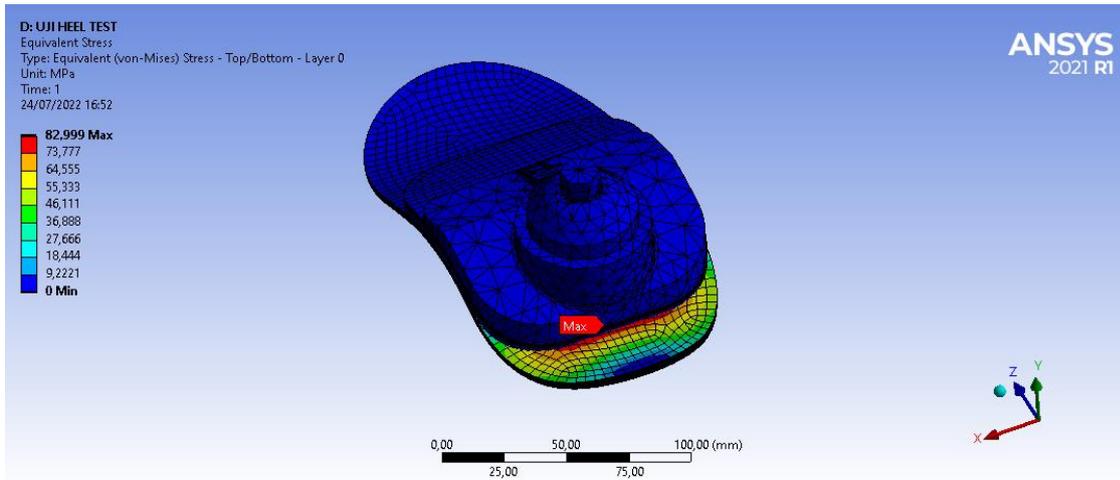


Deformation

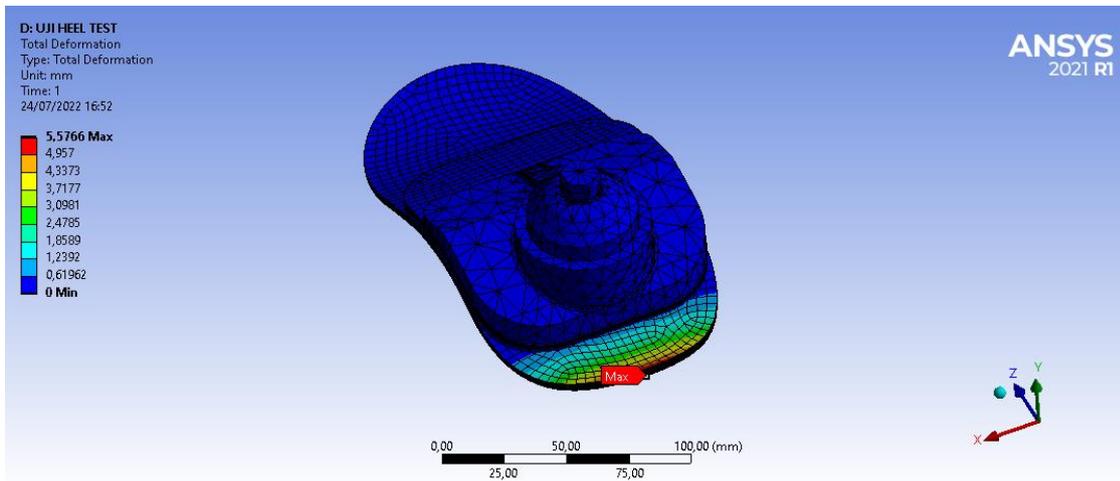


Safety factor

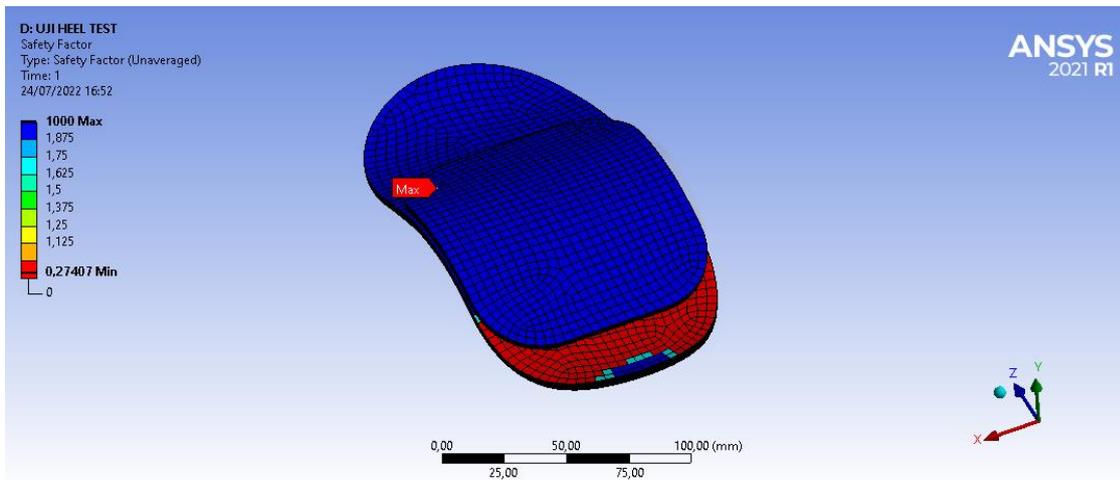
- Pengujian *Heel*:



Tegangan Von Mises



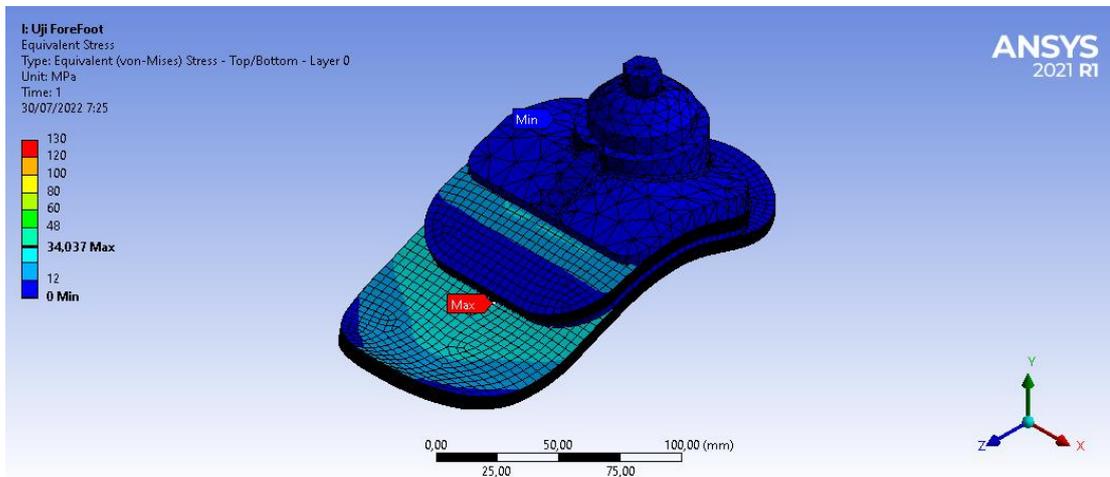
Deformation



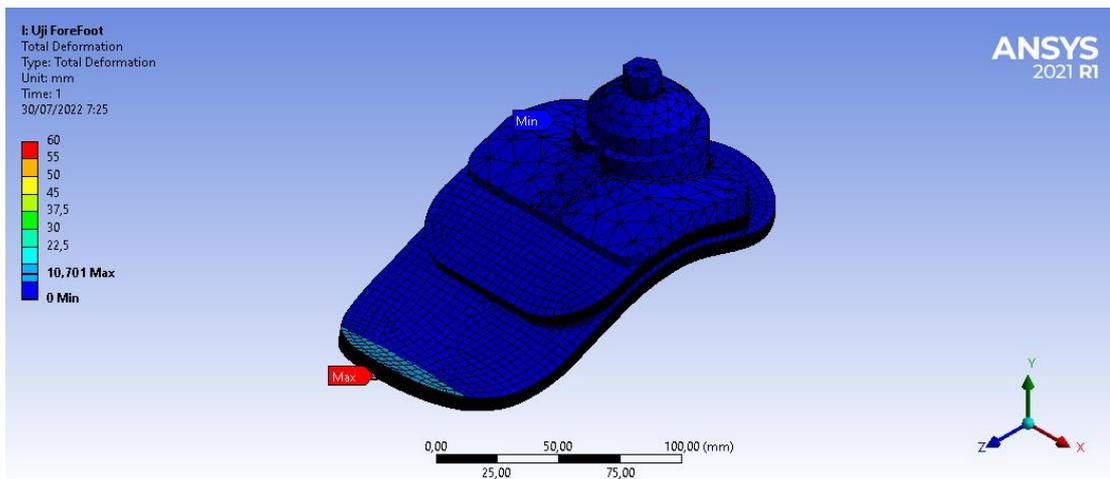
Safety factor

Hasil Pengujian Variasi Ketebalan pada material sisal/epoxy dengan sudut terbaik [0°]

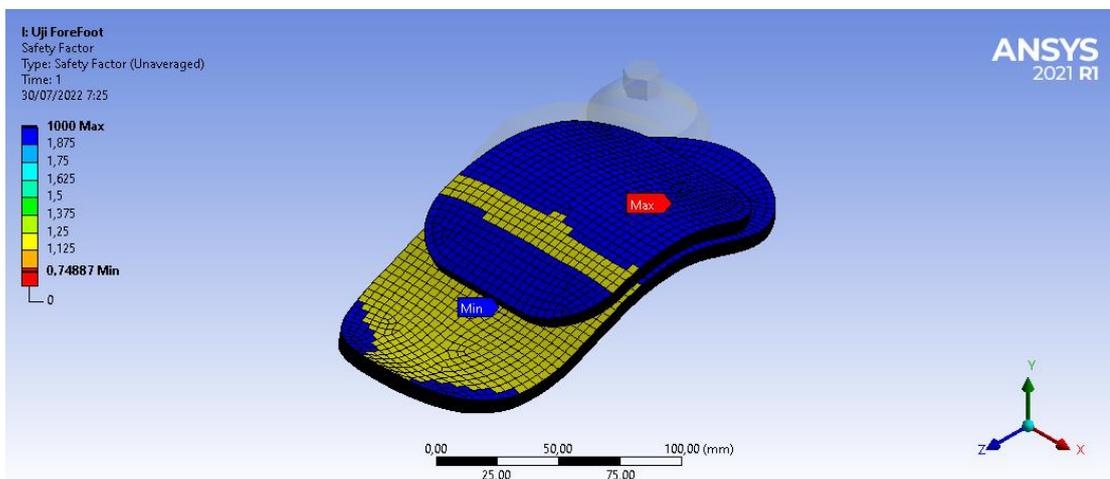
- Untuk Ketebalan 6 mm pada Pengujian *Forefoot*:



Tegangan Von Mises

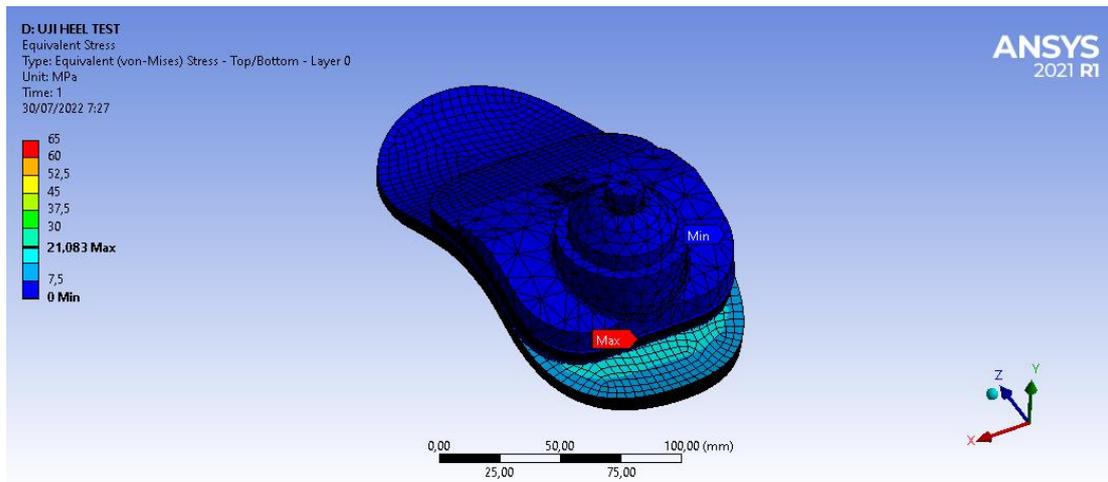


Deformation

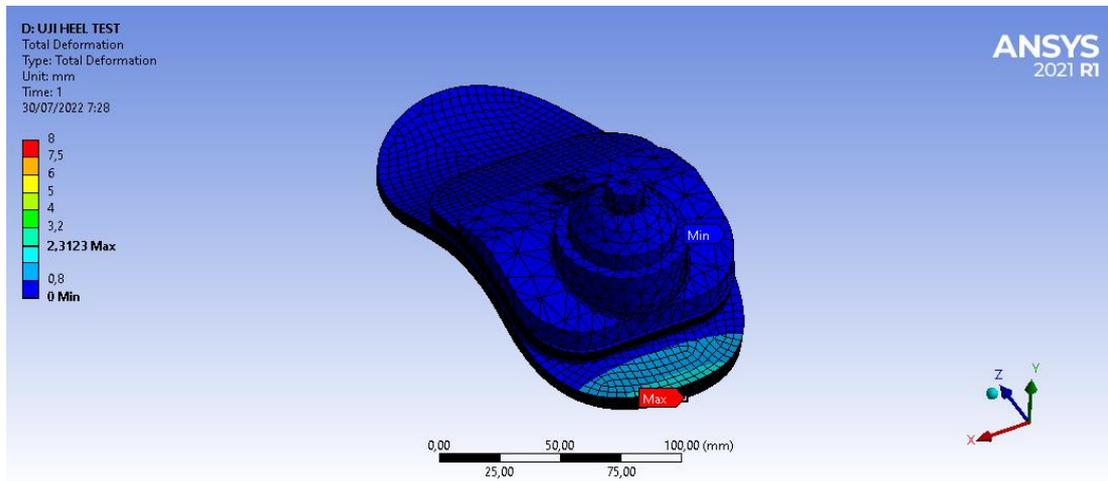


Safety factor

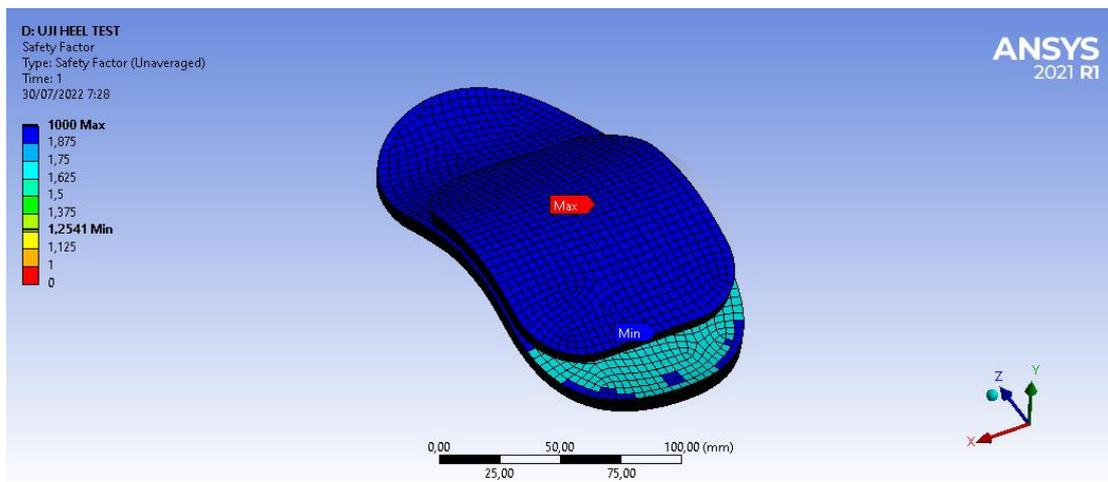
- Untuk Ketebalan 6 mm pada Pengujian *Heel*:



Tegangan Von Mises

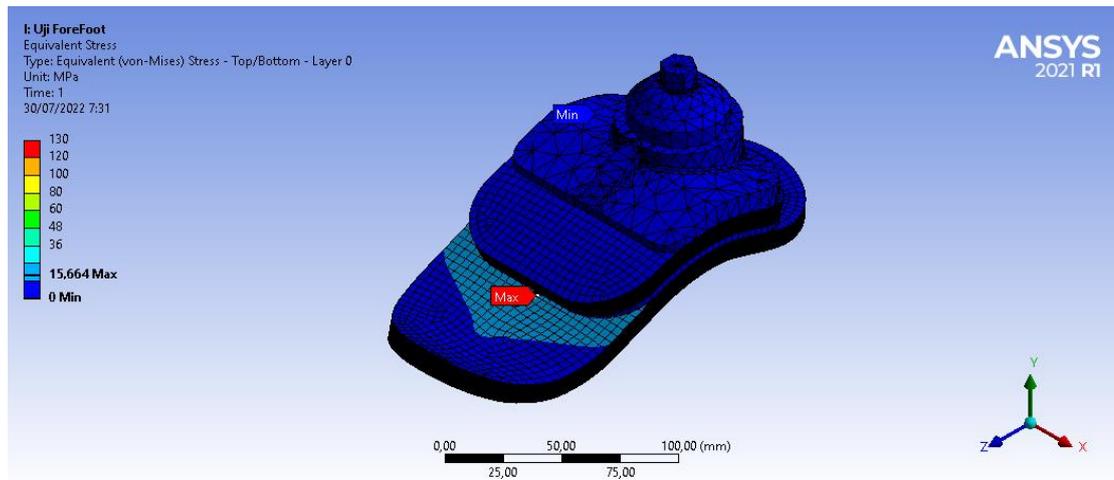


Deformation

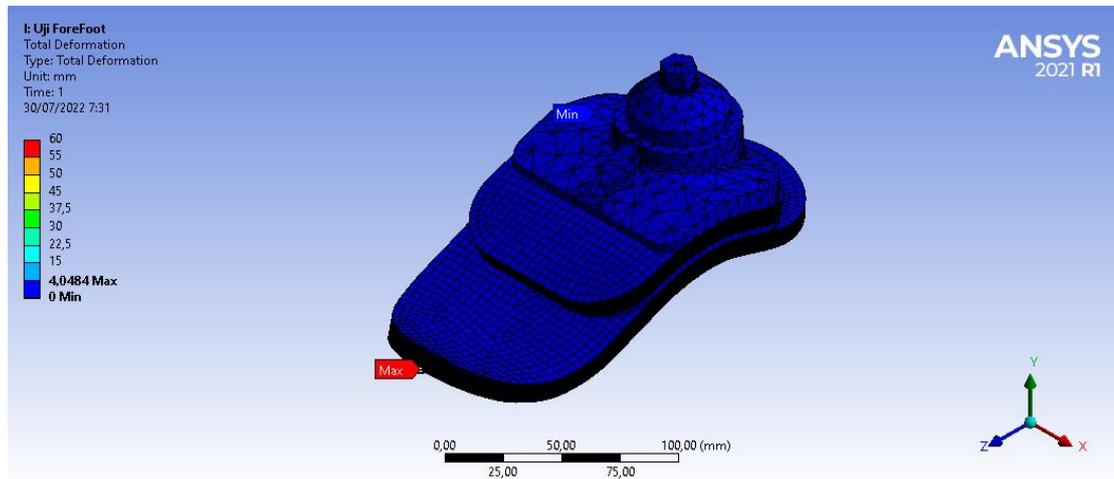


Safety factor

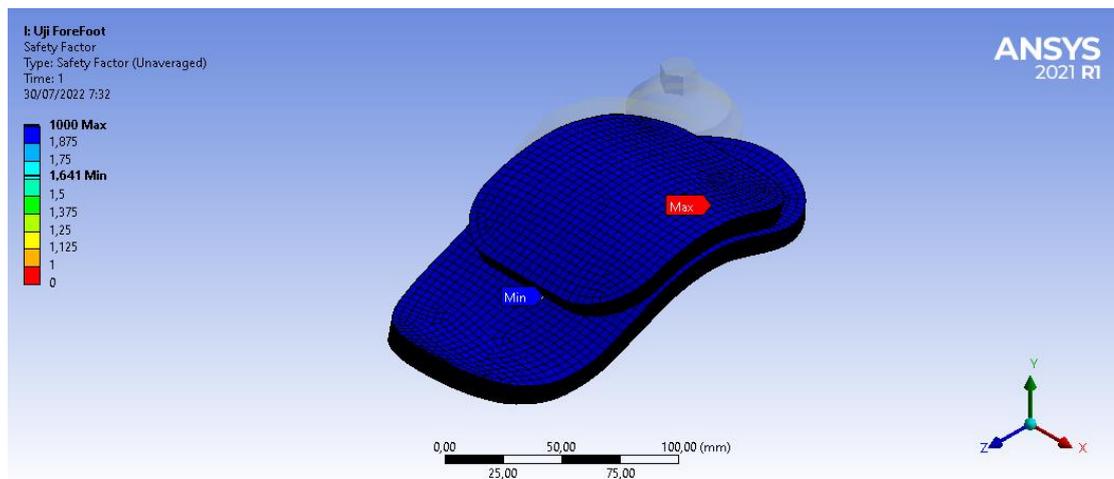
- Hasil Simulasi Pengujian *Forefoot* pada Ketebalan 9 mm:



Tegangan Von Mises

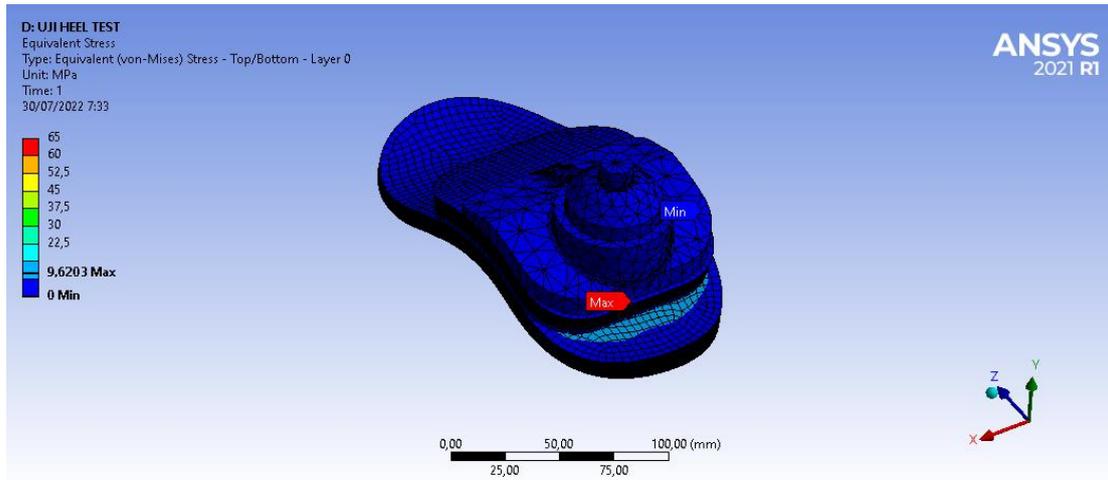


Deformation

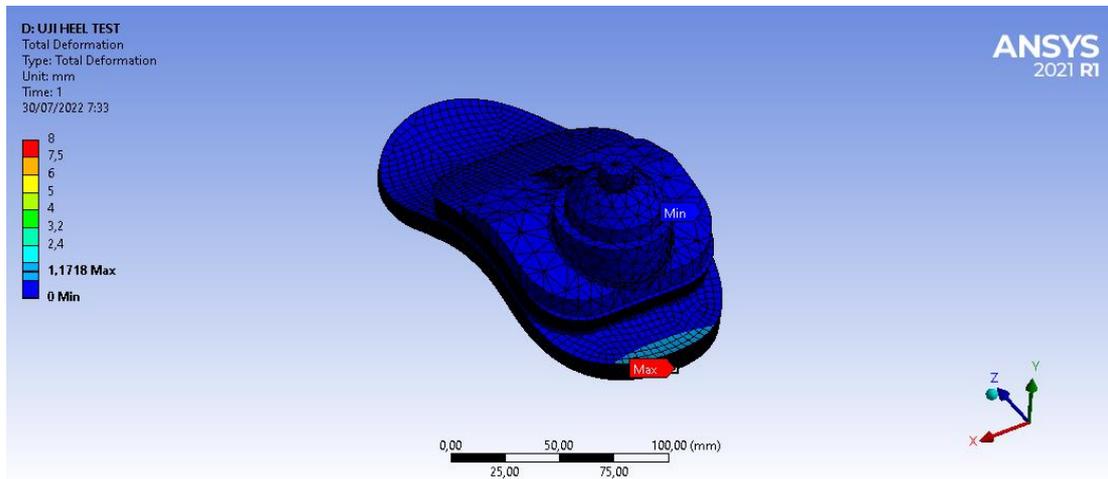


Safety factor

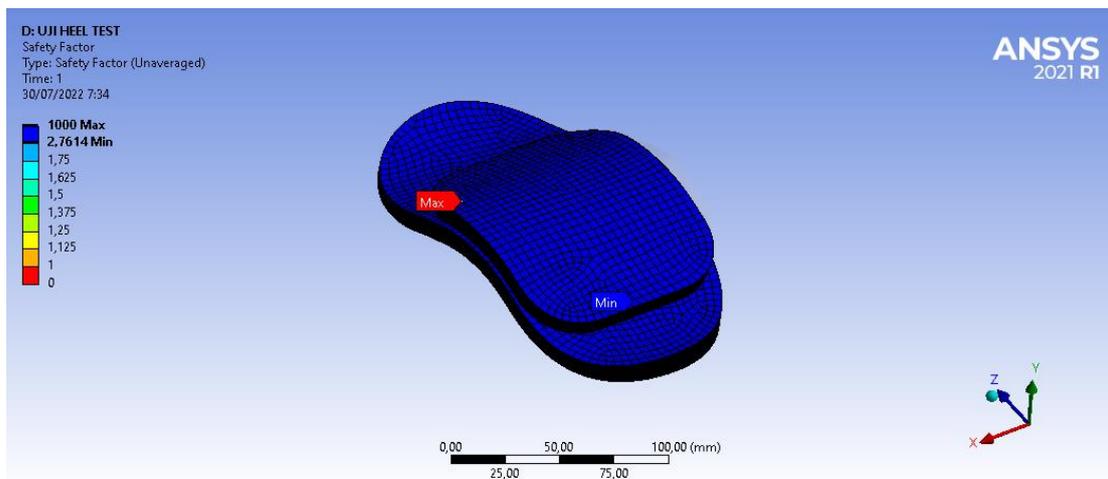
- Hasil Simulasi Pengujian *Heel* pada Ketebalan 9 mm:



Tegangan Von Mises



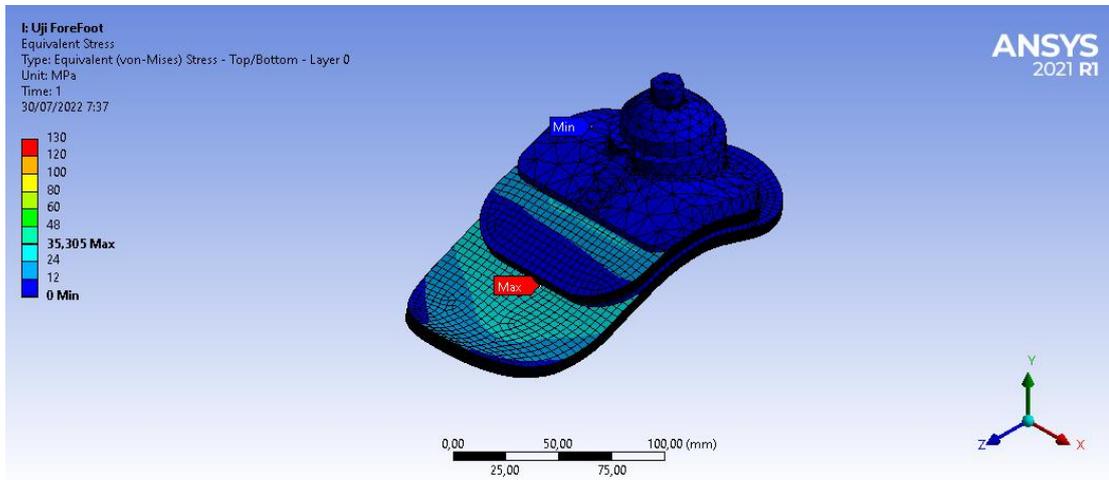
Deformation



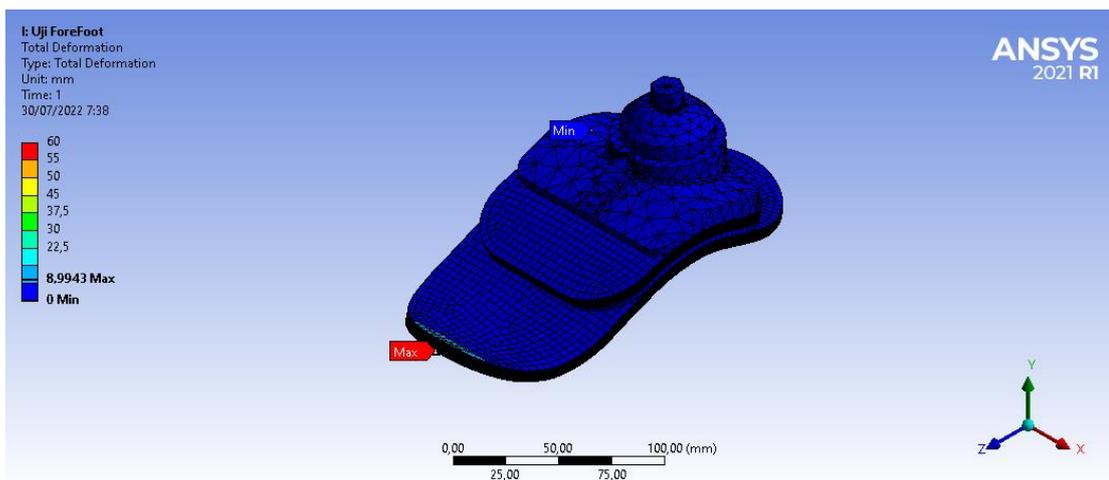
Safety factor

Hasil Pengujian Variasi Ketebalan pada Material Palem/Epoxy dengan Sudut Terbaik [45°/-45°]:

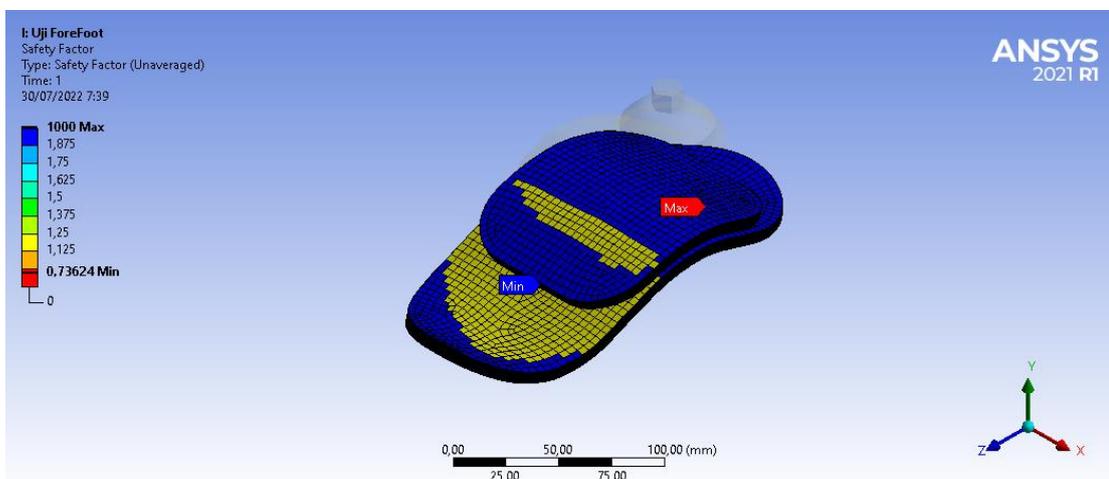
- Hasil Simulasi Pengujian *Forefoot* pada Ketebalan 6 mm :



Tegangan Von Mises

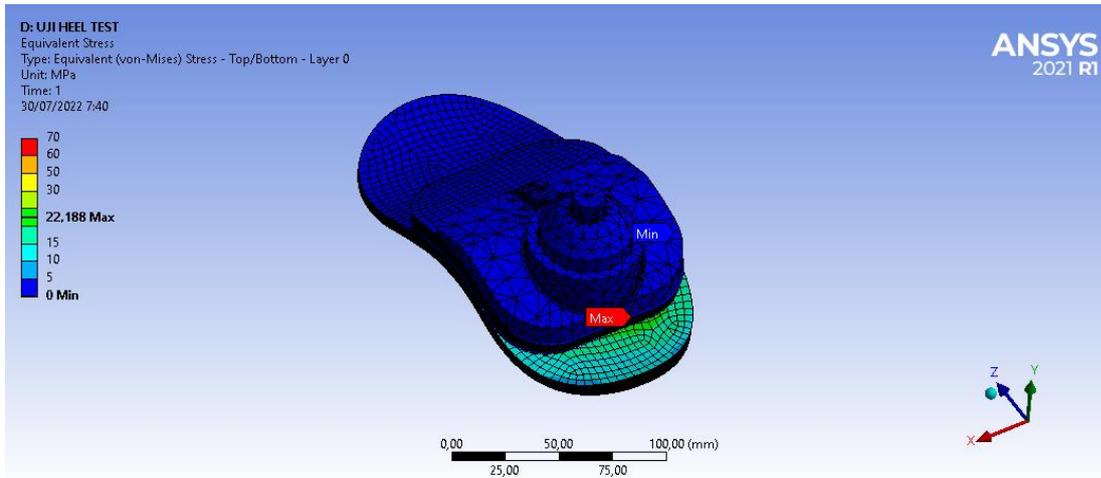


Deformation

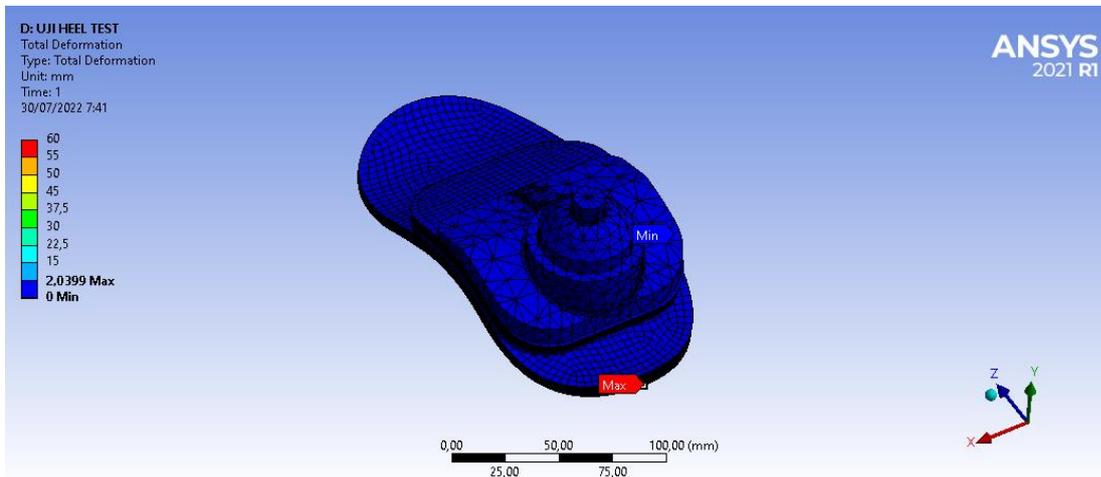


Safety factor

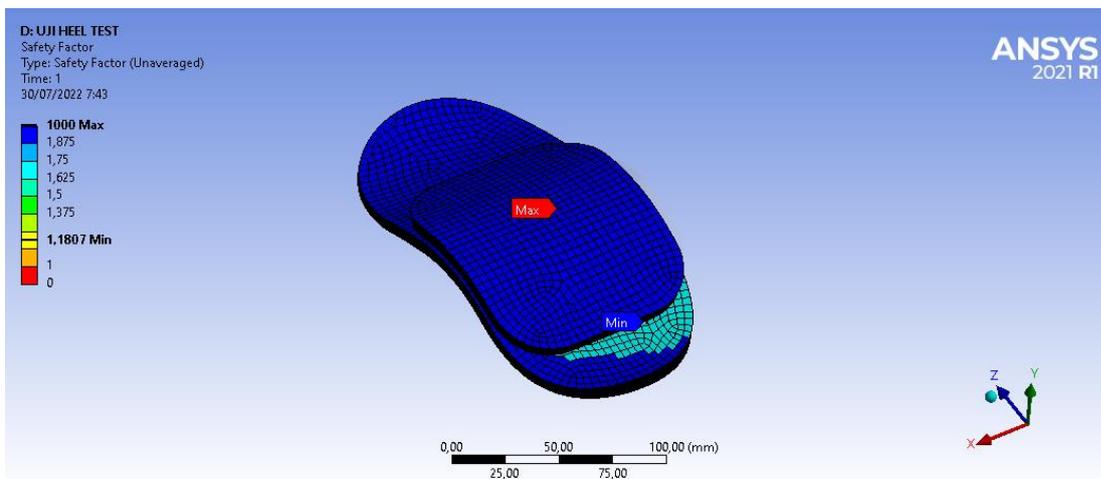
- Hasil Simulasi Pengujian *Heel* pada Ketebalan 6 mm :



Tegangan Von Mises

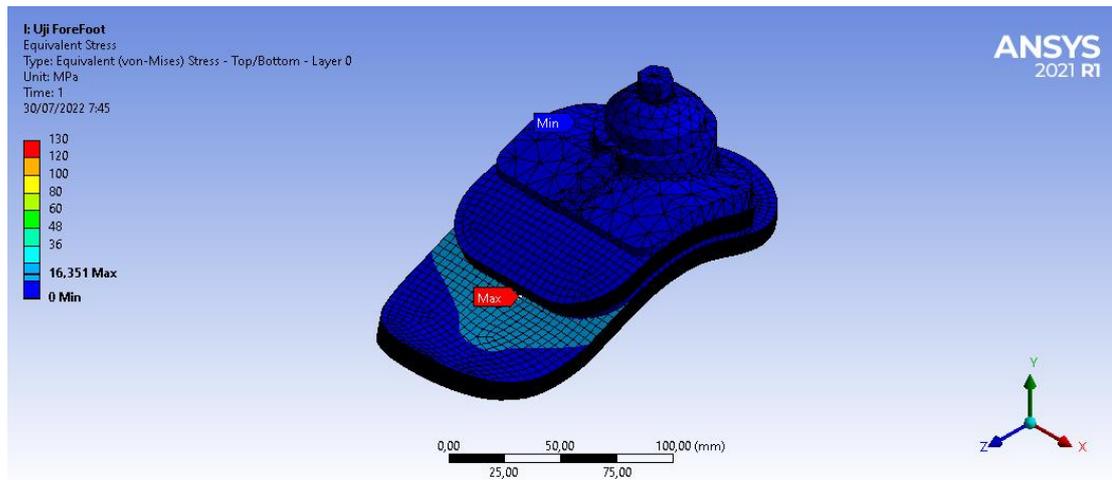


Deformation

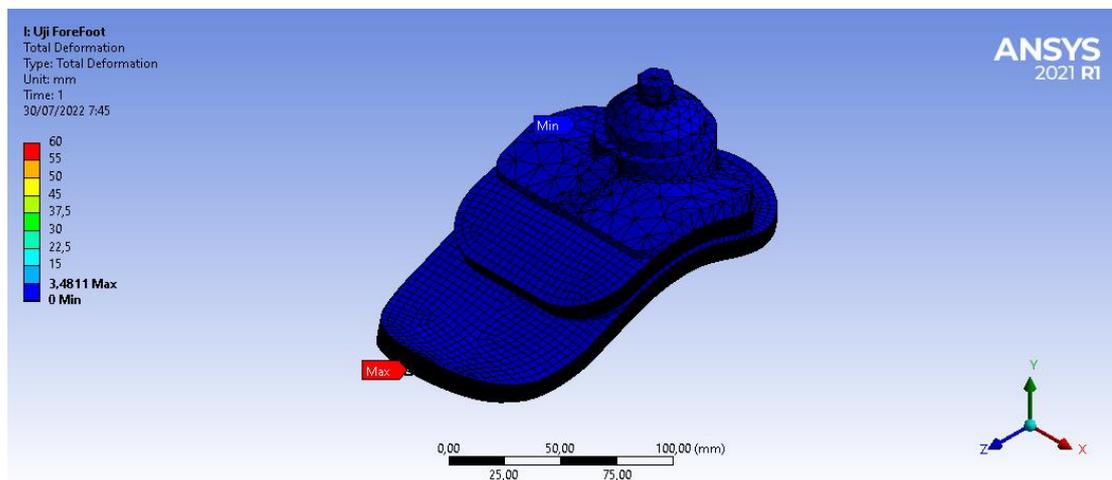


Safety factor

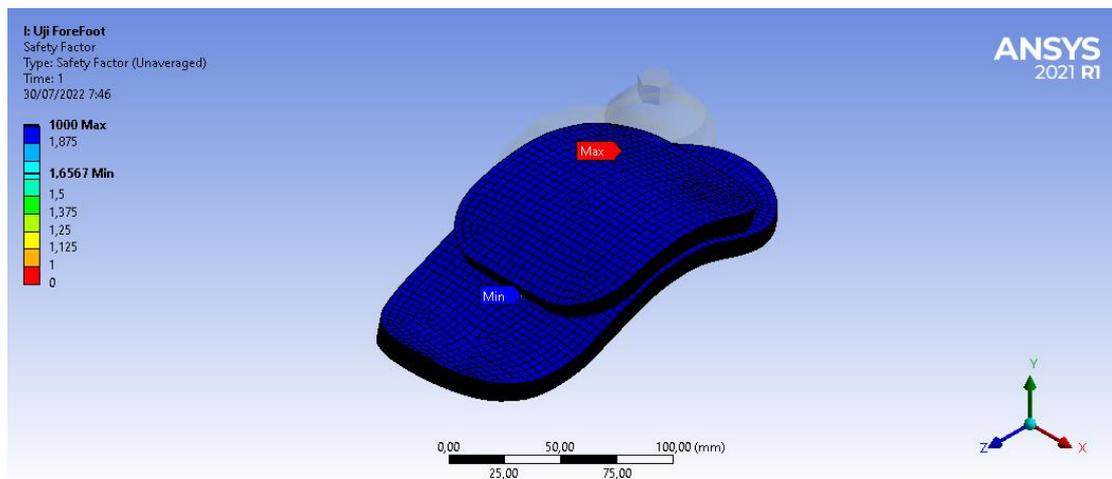
- Hasil Simulasi Pengujian *Forefoot* pada Ketebalan 9 mm:



Tegangan Von Mises

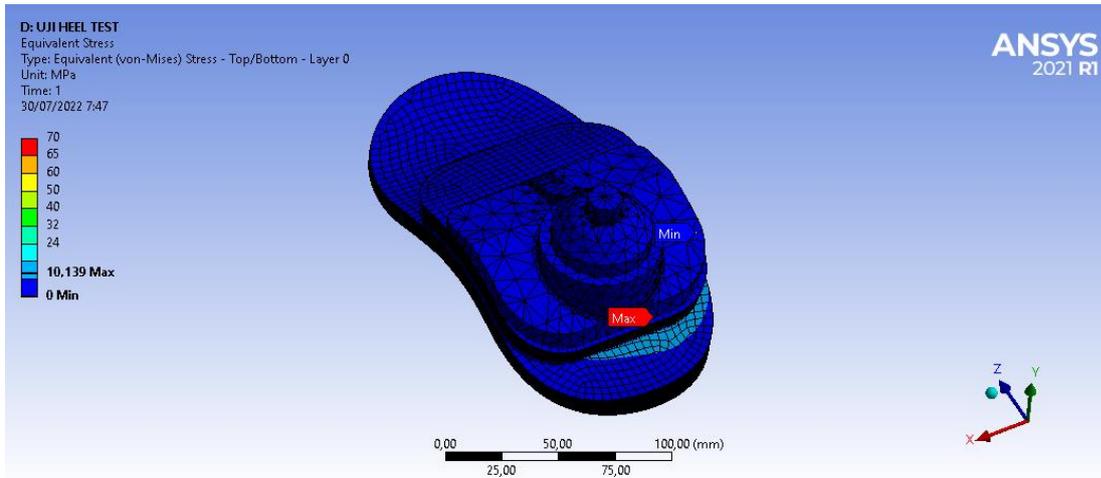


Deformation

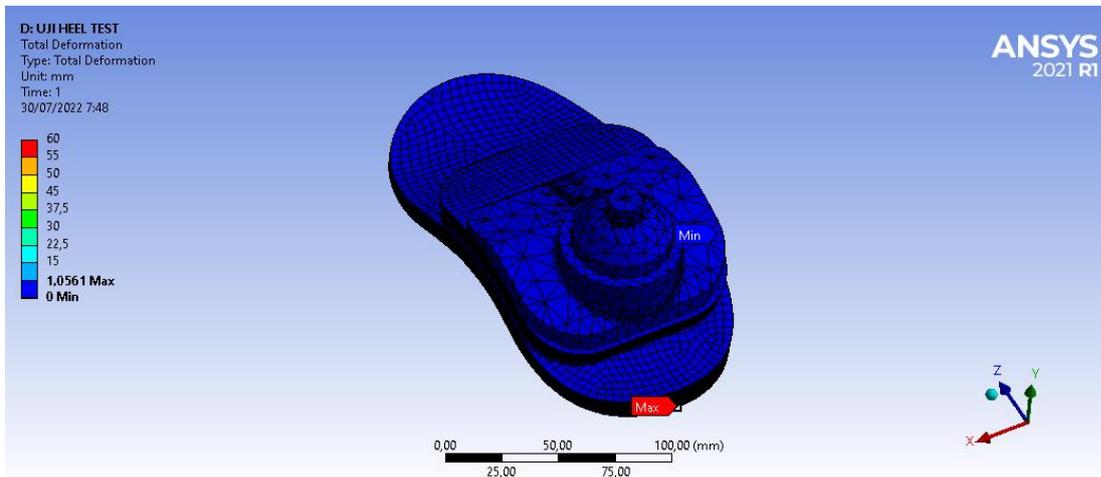


Safety factor

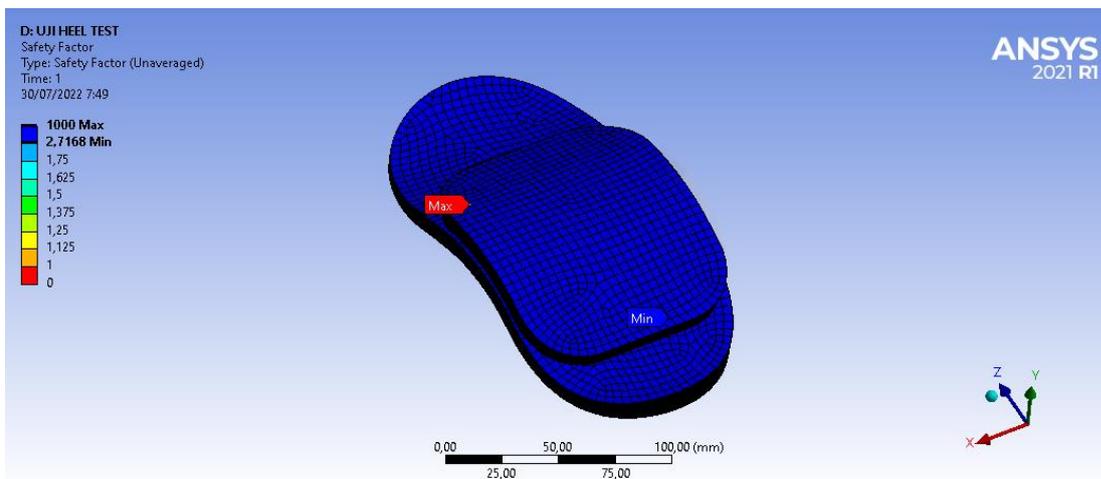
- Hasil Pengujian *Heel* pada Ketebalan 9 mm:



Tegangan Von Mises



Deformation



Safety factor

## BIODATA PENULIS



Penulis dilahirkan di Batam, 18 November 1999, yang merupakan anak kedua dari tiga bersaudara. Penulis telah menempuh pendidikan formal mulai dari TK Sandy Putra, SDN 007 Batam, SMPN 3 Batam, dan SMAN 1 Batam. Setelah lulus dari SMAN 1 Tangerang, Penulis diterima di Departemen Teknik Mesin FT-IRS ITS dan terdaftar dengan NRP.02111840000023. Penulis aktif di bidang akademik maupun non-akademik selama berkuliah di kampus. Di bidang akademik di Departemen Teknik Mesin, Penulis mempelajari Bidang Studi Desain di Laboratorium Mekanika Benda Padat.

Di bidang non-akademik, Penulis aktif sebagai Kepala Departemen di Departemen Kewirausahaan Himpunan Mahasiswa Mesin. Untuk informasi lebih lanjut mengenai penelitian ini beserta kritik dapat menghubungi Penulis melalui email: [fazhlich@gmail.com](mailto:fazhlich@gmail.com).