

**RANCANG BANGUN TELAPAK KAKI PALSU JENIS *SOLID*
*ANKLE CUSHION HEEL (SACH)***

TUGAS AKHIR

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



Disusun Oleh:

**Nama : Dhafa Aria Pradana Anggaraksa
No. Mahasiswa : 18525108
NIRM : 2018050758**

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

2022

LEMBAR PENGESAHAN DOSEN PEMBIMBING

**RANCANG BANGUN TELAPAK KAKI PALSU JENIS *SOLID*
*ANKLE CUSHION HEEL (SACH)***

TUGAS AKHIR

Disusun Oleh :

Nama : Dhafa Aria Pradana Anggaraksa

No. Mahasiswa : 18525108

NIRM : 2018050758

Yogyakarta, 18 Februari 2022

Pembimbing I,


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

LEMBAR PENGESAHAN DOSEN PENGUJI

RANCANG BANGUN TELAPAK KAKI PALSU JENIS *SOLID* *ANKLE CUSHION HEEL (SACH)*

TUGAS AKHIR

Disusun Oleh :

Nama : Dhafa Aria Pradana Anggaraksa

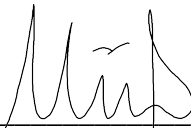
No. Mahasiswa : 18525108

NIRM : 2018050758

Tim Penguji

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

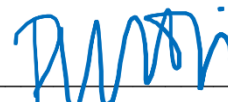
Ketua



Tanggal : 04/03/2022

Purtojo, S.T., M.Sc.

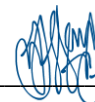
Anggota I



Tanggal : 01-03-2022

Irfan Aditya Dharma, S.T., M.Eng., Ph.D.

Anggota II



Tanggal : 03/03/2022

Mengetahui

Ketua Jurusan Teknik Mesin



Dr. Eng. Eusdiyono, S.T., M.Eng.

PERNYATAAN KEASLIAN

Demi Allah yang maha segalanya, dengan ini saya menyatakan bahwa karya ini merupakan hasil kerja saya sendiri kecuali kutipan dan ringkasan yang telah saya cantumkan sumbernya sebagai referensi. Apabila dikemudian hari terbukti bahwa pengakuan saya tidak benar serta melanggar peraturan yang sah dalam hak kekayaan intelektual maka saya bersedia mengikuti hukuman maupun sanksi apapun sesuai hukum yang diberlakukan Universitas Islam Indonesia

Yogyakarta, 18 Febuari 2022



Dhafa Aria Pradana Anggaraksa

18525108

HALAMAN PERSEMBAHAN

Segala puji syukur penulis panjatkan kepada Tuhan yang Maha Esa Allah SWT yang telah melimpahkan rezeki dan rahmat-Nya, serta doa dan dukungan yang diberikan oleh orang-orang tercinta, pada akhirnya penulis dapat menyelesaikan Tugas Akhir ini. Oleh karena itu, penulis ingin mengucapkan terima kasih yang sebesar-besarnya kepada:

Orang tua yang selalu senantiasa memberikan doa dan dukungan kepada penulis, sehingga penulis dapat menyelesaikan Tugas Akhir ini.

Bapak Dr. Muhammad Khafidh, S.T., M.T. selaku dosen pembimbing, penguji, dosen pengajar dan seluruh staff program studi Teknik Mesin Universitas Islam Indonesia yang telah membimbing dan membagikan ilmunya kepada penulis secara ikhlas.

Rekan-rekan dari jurusan Teknik Mesin Universitas Islam Indonesia yang senantiasa memberikan dukungan dan bantuan kepada penulis.

Penulis berharap semoga Tugas Akhir ini dapat berguna dan bermanfaat untuk perkembangan ilmu pengetahuan khususnya pada bidang yang sesuai dengan topik penulis untuk masa mendatang.

HALAMAN MOTTO

“Dan carilah pada apa yang telah dianugerahkan Allah kepadamu (kebahagiaan) negeri akhirat, dan janganlah kamu melupakan bahagianmu dari (kenikmatan) duniawi dan berbuat baiklah (kepada orang lain) sebagaimana Allah telah berbuat baik, kepadamu, dan janganlah kamu berbuat kerusakan di (muka) bumi. Sesungguhnya Allah tidak menyukai orang-orang yang berbuat kerusakan.”

(QS. al-Qashash 28: 77)

“Maka barangsiapa yang mengerjakan kebaikan sebesar dzarrah-pun, ia akan mendapatkan balasannya .”

(QS. al-Zalzalah 99: 7)

“... dan barangsiapa (yang bersedia) membantu keperluan saudaranya, maka Allah (akan senantiasa) membantu keperluannya.”

(HR. Bukhari, Shahîh al-Bukhâriy, juz III, hal. 168, hadits no. 2442)

“Jika kalian berbuat baik, sesungguhnya kalian berbuat baik bagi diri kalian sendiri ”

(QS. Al-Isra:7)

“Barangsiapa membantu keperluan saudaranya, maka Allah akan membantu keperluannya.”

(Muttafaq ‘alaih)

“Barang siapa yang memudah kesulitan seorang mu'min dari berbagai kesulitan-kesulitan dunia, Allah akan memudahkan kesulitan-kesulitannya pada hari kiamat. Dan siapa yang memudahkan orang yang sedang dalam kesulitan niscaya akan Allah memudahkan baginya di dunia dan akhirat ”

(HR. Muslim).

KATA PENGANTAR ATAU UCAPAN TERIMA KASIH



Alhamdulillah rabbil 'alamin segala puji dan syukur atas kehadiran Allah SWT yang telah melimpahkan rahmat dan inayah-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan Tugas Akhir yang berjudul “Rancang Bangun Telapak Kaki Palsu Jenis *Solid Ankle Cushion Heel* (SACH)” dengan lancar dan tepat waktu. Shalawat serta salam tidak lupa penulis panjatkan kepada Nabi Muhammad SAW yang telah merubah zaman gelap gulita menjadi zaman yang terang benderang bagi seluruh umat manusia yang memiliki kemauan untuk berfikir dan belajar.

Tugas Akhir ini disusun sebagai salah satu syarat untuk memperoleh gelar sarjana Teknik pada Program Studi Teknik Mesin Universitas Islam Indonesia. Dalam penyusunan Tugas Akhir ini tentunya penulis banyak mendapatkan doa dan dukungan dari berbagai pihak, sehingga penulis ingin mengucapkan banyak terima kasih kepada:

1. Kedua orang tua yang selalu memberikan dukungan dan doa kepada penulis, sehingga penulis dapat menjalankan dan menyelesaikan Tugas Akhir ini dengan cepat.
2. Bapak Dr. Eng. Risdiyono, S.T., M.Eng, selaku Ketua Program Studi Teknik Mesin, Fakultas Teknologi Industri, Universitas Islam Indonesia.
3. Bapak Dr. Muhammad Khafidh, S.T., M.T., selaku Dosen Pembimbing Tugas Akhir yang selalu memberikan bimbingan dan ilmu yang sangat bermanfaat kepada penulis selama pelaksanaan Tugas Akhir dan selama penyusunan Laporan Tugas Akhir ini.
4. Seluruh dosen dan staff program studi Teknik Mesin Fakultas Teknologi Industri Universitas Islam Indonesia.
5. Seluruh rekan- rekan mahasiswa Teknik Mesin UII yang telah memberikan banyak dukungan.

Semoga semua pihak yang telah membantu penulis selama melaksanakan Tugas Akhir dan selama penyusunan Laporan Tugas Akhir ini mendapatkan

balasan yang jauh lebih besar dari Allah SWT dan selalu diberikan kesehatan, dan kemudahan dalam segala urusannya.

Penulis menyadari bahwa didalam penulisan laporan ini masih banyak terdapat kesalahan sehingga jauh dari kata sempurna. Oleh karena itu, penulis sangat mengharapkan kritik dan saran yang membangun untuk mencapai hasil yang lebih baik. Penulis juga berharap agar laporan ini dapat berguna bagi semua yang membacanya dan khususnya bagi penulis sendiri.

Yogyakarta, 18 Februari 2022



(Dhafa Aria Pradana Anggaraksa)

ABSTRAK

Jumlah penyandang disabilitas di Indonesia terus mengalami peningkatan setiap tahunnya. Pada tahun 2012 jumlah disabilitas di Indonesia berjumlah 2,45 persen atau 6.047.008 penduduk, dari jumlah tersebut 656.000 penduduk diantaranya mengalami gangguan berjalan. Sedangkan pada tahun 2020 masyarakat yang menyandang disabilitas telah mencapai 5 persen atau sekitar 22,5 juta penduduk. Dengan bertambahnya masyarakat Indonesia yang mengalami disabilitas setiap tahunnya, masih sangat sedikit penelitian untuk mengembangkan telapak kaki palsu. Penelitian ini bertujuan untuk membuat kaki palsu berjenis *solid ankle cushion heel* (SACH), menguji karakteristik tribologi dari telapak kaki palsu yang sudah ada, dan menguji dorsifleksi telapak kaki palsu dari hasil penelitian ini. Perancangan desain dan simulasi *finite element* telapak kaki palsu pada penelitian ini menggunakan *software* CAD Solidworks 2020 dengan metode fabrikasi yang digunakan adalah *additive manufacturing* dan *casting*. Hasil dari penelitian ini adalah telapak kaki palsu penelitian ini lebih berat dan memiliki ukuran yang sedikit lebih besar dari telapak kaki palsu yang sudah ada, serta memiliki nilai dorsifleksi yang sudah mendekati nilai dorsifleksi kaki manusia. Selain itu, hasil pada uji karakteristik tribologi adalah sifat material dan permukaan telapak kaki palsu akan mempengaruhi gaya gesek dan aus yang dihasilkan.

Kata kunci : Disabilitas, SACH, Dorsifleksi, Tribologi, *Additive Manufacturing*

ABSTRACT

The number of people with disabilities in Indonesia continues to increase every year. In 2012 the number of people with disabilities in Indonesia amounted to 2.45 percent or 6.047.008 people of which 656.000 people have walking problem. Meanwhile, in 2020 people with disabilities have reached 5 percent or 22.5 million people. With the increasing number of Indonesian people with disabilities every year, there is still very little research to develop prosthetic foot. This study aims to make a solid ankle cushion heel (SACH) prosthetic leg, examine the tribological characteristics of the existing prosthetic foot, and examine dorsiflexion of the prosthetic foot form the result of this study. Design and simulation of finite element prosthetic in this study using CAD Solidworks 2020 software with the fabrication method used is additive manufacturing and casting. The results of this study are the prosthetic of this study are havier and have a slightly larger size than the existing prosthetics, and have a dorsiflexion value that is close to the dorsiflexion value of the human foot. In addition, the results of the tribological characteristics test are that the material properties and the surface of the prosthetic foot will affect the frictional forces and the resulting wear.

Keywords: disability, SACH, Dorsiflexion, Trybology, Additive Manufacturing

DAFTAR ISI

Halaman Judul	i
Lembar Pengesahan Dosen Pembimbing	ii
Lembar Pengesahan Dosen Penguji	iii
Pernyataan Keaslian	iv
Halaman Persembahan	v
Halaman Motto	vi
Kata Pengantar atau Ucapan Terima Kasih	vii
Abstrak	ix
<i>Abstract</i>	x
Daftar Isi	xi
Daftar Tabel	xiv
Daftar Gambar	xvi
Daftar Notasi	xix
Bab 1 Pendahuluan	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah	3
1.3 Batasan Masalah	3
1.4 Tujuan Penelitian atau Perancangan	4
1.5 Manfaat Penelitian atau Perancangan	4
1.6 Sistematika Penulisan	5
Bab 2 Tinjauan Pustaka	6
2.1 Kajian Pustaka	6
2.2 Dasar Teori	11
2.2.1 Siklus Jalan (<i>Gait Cycle</i>)	11
2.2.2 Dorsifleksi	15
2.2.3 Tribologi	16
2.2.4 CAD/ CAM/ CAE	24
2.2.5 Standar Pengujian	24
2.2.6 Antropometri	25
2.2.7 Jenis Telapak Kaki Palsu	27

Bab 3 Metode Penelitian	29
3.1 Alur Penelitian	29
3.2 Kriteria Desain	30
3.2.1 Kriteria <i>Must</i> :.....	30
3.2.2 Kriteria <i>Want</i> :	30
3.2.3 Validasi Kriteria Desain	30
3.3 Peralatan dan Bahan.....	31
3.4 Perancangan Konsep Produk	33
3.4.1 Konsep Desain 1	33
3.4.2 Konsep Desain 2	34
3.4.3 Konsep Desain 3	34
3.4.4 Konsep Desain 4.....	35
3.4.5 Konsep Desain 5	36
3.4.6 Evaluasi Konsep Desain Produk Sesuai Dengan Matriks Pengambilan Keputusan	36
3.5 Perancangan Desain	39
3.5.1 Model Telapak Kaki Palsu	39
3.5.2 Cetakan Telapak Kaki Palsu.....	40
3.5.3 <i>Core Cavity</i> Telapak Kaki Palsu	42
3.6 Kriteria Produk	43
3.6.1 Kriteria <i>Must</i> :.....	43
3.6.2 Kriteria <i>Want</i> :	43
3.6.3 Validasi Kriteria Produk.....	43
Bab 4 Hasil dan Pembahasan	45
4.1 Hasil Perancangan.....	45
4.1.1 <i>Assembly</i> 3D	45
4.1.2 Hasil Proses 3D Print.....	46
4.1.3 Hasil Fabrikasi Telapak Kaki Palsu.....	48
4.1.4 Simulasi <i>Finite Element Analysis</i>	51
4.2 Hasil Pengujian	57
4.2.1 Hasil Pengujian Dorsifleksi	58
4.2.2 Kekerasan	66

4.2.3 Kekasaran	68
4.2.4 Aus dan Gesek	70
4.3 Analisis dan Pembahasan.....	78
Bab 5 Penutup.....	82
5.1 Kesimpulan	82
5.2 Saran Penelitian Selanjutnya.....	83
DAFTAR PUSTAKA.....	84
LAMPIRAN	88

DAFTAR TABEL

Tabel 2- 1	Dimensi Telapak Kaki Palsu	8
Tabel 2- 2	Hasil Uji Dorsifleksi.....	10
Tabel 2- 3	Perbandingan Uji Kelelahan Telapak Kaki Palsu	10
Tabel 2- 4	Rentang Dorsifleksi Telapak Kaki Manusia	16
Tabel 2- 5	Data Antropometri Telapak Kaki Orang Indonesia	26
Tabel 3- 1	Peralatan	31
Tabel 3- 2	Bahan.....	32
Tabel 3- 3	Matrik Keputusan Untuk Memilih Konsep <i>Core Cavity</i>	38
Tabel 4- 1	Persentase Selisih Ukuran Telapak Kaki Palsu.....	50
Tabel 4- 2	Hasil <i>Finite Element Analysis</i> Keseluruhan.....	56
Tabel 4- 3	Dorsifleksi Produk A.....	61
Tabel 4- 4	Dorsifleksi Produk B.....	61
Tabel 4- 5	Dorsifleksi Produk C.....	61
Tabel 4- 6	Dorsifleksi Produk Hasil Penelitian 1	62
Tabel 4- 7	Dorsifleksi Produk Hasil Penelitian 2	62
Tabel 4- 8	Dorsifleksi Produk Hasil Penelitian 3	62
Tabel 4- 9	Hasil Uji Keseluruhan Dorsifleksi	62
Tabel 4- 10	Dorsifleksi Produk Jerman Dalam Sudut.....	64
Tabel 4- 11	Dorsifleksi Produk Tiongkok Dalam Sudut.....	64
Tabel 4- 12	Dorsifleksi Produk Lokal Dalam Sudut	64
Tabel 4- 13	Dorsifleksi Produk Hasil Penelitian 1 Dalam Sudut	64
Tabel 4- 14	Dorsifleksi Produk Hasil Penelitian 2 Dalam Sudut	64
Tabel 4- 15	Dorsifleksi Produk Hasil Penelitian 3 Dalam Sudut	65
Tabel 4- 16	Dorsifleksi Keseluruhan Dalam Sudut.....	65
Tabel 4- 17	Hasil Uji Kekerasan Produk A.....	67
Tabel 4- 18	Hasil Uji Kekerasan Produk B	67
Tabel 4- 19	Hasil Uji Kekerasan Produk C	68
Tabel 4- 20	Hasil Uji Kekasaran Permukaan Telapak Kaki Palsu	69
Tabel 4- 21	Hasil Uji Kekasaran Permukaan Keramik	70
Tabel 4- 22	Hasil Keseluruhan Massa Aus Uji <i>Pin On Disc</i>	75

Tabel 4- 23 Hasil Keseluruhan Gaya Gesek Uji <i>Pin On Disc</i>	75
Tabel 4- 24 Hasil Keseluruhan Perhitungan Volume Aus.....	77

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2- 1	Prosthesis Bawah Lutut	7
Gambar 2- 2	Desain Telapak Kaki Palsu.....	8
Gambar 2- 3	Tampilan Belakang, Depan dan Atas Dari <i>NEW Foot</i>	9
Gambar 2- 4	Proses Uji Dorsifleksi SACH Foot dan NEW Foot.....	9
Gambar 2- 5	Proses Uji Lelah SACH Foot dan NEW Foot	10
Gambar 2- 6.	<i>Gait Cycle</i> Kondisi Normal	12
Gambar 2- 7.	<i>Initial Contact</i>	12
Gambar 2- 8	Loading Response	13
Gambar 2- 9.	<i>Midstance</i>	13
Gambar 2- 10.	<i>Terminal Stance</i>	13
Gambar 2- 11.	<i>Preswing</i>	14
Gambar 2- 12.	<i>Initial Swing</i>	14
Gambar 2- 13.	<i>Midswing</i>	15
Gambar 2- 14.	<i>Terminal Swing</i>	15
Gambar 2- 15	<i>Adhesive Wear</i>	17
Gambar 2- 16	<i>Two Body Abrasion</i>	18
Gambar 2- 17	<i>Three Body Abrasion</i>	18
Gambar 2- 18	<i>Surface Fatigue Wear</i>	19
Gambar 2- 19	<i>Tribo Chemical Wear</i>	20
Gambar 2- 20	Definisi Perhitungan <i>Roughness Average</i>	21
Gambar 2- 21	Rumus <i>Roughness Average</i>	21
Gambar 2- 22	Rumus <i>Real Contact Area</i>	22
Gambar 2- 23	Ilustrasi Rezim Pelumasan	23
Gambar 2- 24	Bentuk <i>Asperity</i> Pada Ketiga Rezim Pelumasan	23
Gambar 2- 25	Skema Antropometri Telapak Kaki Orang Indonesia	26
Gambar 2- 26	<i>Single- Axis Prosthetic Foot</i>	27
Gambar 2- 27	<i>Multi- Axis Prosthetic Foot</i>	27
Gambar 2- 28	<i>SACH Prosthetic Foot</i>	28
Gambar 3- 1	Diagram Alir Penelitian.....	29
Gambar 3- 2	Skema Kriteria Desain.....	31

Gambar 3- 3	Konsep Desain 1 <i>Core Cavity</i> Telapak Kaki Palsu	33
Gambar 3- 4	Konsep Desain 2 <i>Core Cavity</i> Telapak Kaki Palsu	34
Gambar 3- 5	Konsep Desain 3 <i>Core Cavity</i> Telapak Kaki Palsu	35
Gambar 3- 6	Konsep Desain 4 <i>Core Cavity</i> Telapak Kaki Palsu	35
Gambar 3- 7	Konsep Desain 5 <i>Core Cavity</i> Telapak Kaki Palsu	36
Gambar 3- 8	Model Awal Telapak Kaki Palsu Kiri	40
Gambar 3- 9	Model Telapak Kaki Palsu Setelah <i>Resizing</i>	40
Gambar 3- 10	Desain Cetakan Bawah Telapak Kaki Palsu.....	41
Gambar 3- 11	Desain Cetakan Atas Telapak Kaki Palsu	41
Gambar 3- 12	Cetakan Atas dan Bawah Telapak Kaki Palsu.....	42
Gambar 3- 13	<i>Core Cavity</i> Telapak Kaki Palsu	42
Gambar 3- 14	Skema Kriteria Produk	44
Gambar 4- 1	<i>Assembly</i> 3D Seluruh Komponen	45
Gambar 4- 2	<i>Assembly Core Cavity</i> dan Anatomi Telapak Kaki	46
Gambar 4- 3	Hasil 3D Print Cetakan Atas Telapak Kaki Palsu	46
Gambar 4- 4	Hasil 3D Print Cetakan Bawah Telapak Kaki Palsu.....	47
Gambar 4- 5	Hasil 3D Print <i>Core Cavity</i> Telapak Kaki Palsu	47
Gambar 4- 6	<i>Assembly</i> Komponen 3D Print.....	47
Gambar 4- 7	Pemasangan <i>Belting</i> Dengan <i>Core Cavity</i>	48
Gambar 4- 8	Produk Telapak Kaki Palsu Hasil Penelitian 1	49
Gambar 4- 9	Produk Telapak Kaki Palsu Hasil Penelitian 2.....	49
Gambar 4- 10	Produk Telapak Kaki Palsu Hasil Penelitian 3.....	49
Gambar 4- 11	Konsep Desain 3 <i>Core Cavity</i> Telapak Kaki Palsu	51
Gambar 4- 12	Mass Properties Setelah <i>Assembly</i>	52
Gambar 4- 13	Definisi Heel Strike Loading	53
Gambar 4- 14	Definisi Midfoot Loading.....	53
Gambar 4- 15	Definisi Toe Off Loading	53
Gambar 4- 16	<i>Material Properties Polyester</i>	54
Gambar 4- 17	<i>Material Properties Natural Rubber</i>	54
Gambar 4- 18	<i>Material Properties Silicone</i>	54
Gambar 4- 19	Hasil Simulasi FEA Kondisi Heel Strike Loading	55
Gambar 4- 20	Hasil Simulasi FEA Kondisi Midfoot Loading	55

Gambar 4- 21	Hasil Simulasi FEA Kondisi Toe Off Loading	56
Gambar 4- 22	Telapak Kaki Palsu Produk Jerman (Produk A).....	57
Gambar 4- 23	Telapak Kaki Palsu Produk Tiongkok (Produk B).....	58
Gambar 4- 24	Telapak Kaki Palsu Produk Lokal (Produk C).....	58
Gambar 4- 25	Proses Pengujian Dorsifleksi Produk A.....	59
Gambar 4- 26	Proses Pengujian Dorsifleksi Produk B.....	59
Gambar 4- 27	Proses Pengujian Dorsifleksi Produk C.....	59
Gambar 4- 28	Proses Pengujian Dorsifleksi Produk Hasil Penelitian 1	60
Gambar 4- 29	Proses Pengujian Dorsifleksi Produk Hasil Penelitian 2.....	60
Gambar 4- 30	Proses Pengujian Dorsifleksi Produk Hasil Penelitian 3	60
Gambar 4- 31	Skema Pencarian Sudut Dorsifleksi Telapak Kaki Palsu	63
Gambar 4- 32	Grafik Dorsifleksi Telapak Kaki Palsu Pasaran	65
Gambar 4- 33	Grafik Dorsifleksi Telapak Kaki Palsu Hasil Peneltian	66
Gambar 4- 34	Spesimen Pengujian Kekerasan.....	67
Gambar 4- 35	Spesimen Pengujian Kekasaran.....	68
Gambar 4- 36	Alat Pengujian Kekasaran Permukaan	69
Gambar 4- 37	Spesimen Pengujian <i>Pin On Disc Tribometer</i>	71
Gambar 4- 38	Alat Uji <i>Pin On Disc Tribometer</i>	71
Gambar 4- 39	Perhitungan Beban <i>Pin On Disc Tribometer</i>	72
Gambar 4- 40	Grafik Hasil Uji Masa Aus Kondisi Disc Kering.....	72
Gambar 4- 41	Grafik Hasil Uji Friction Kondisi Disc Kering	73
Gambar 4- 42	Grafik Hasil Uji Massa Aus Kondisi Disc Basah.....	74
Gambar 4- 43	Grafik Hasil Uji Friction Kondisi Disc Basah.....	74
Gambar 4- 44	Hasil Volume Aus Kondisi Disc Kering	76
Gambar 4- 45	Hasil Volume Aus Kondisi Disc Basah.....	77
Gambar 4- 46	<i>Defect</i> Pada Proses Pembuatan Telapak Kaki Palsu	78
Gambar 4- 47	<i>Defect</i> Pada Telapak Kaki Palsu Produk 2	79
Gambar 4- 48	<i>Defect</i> Pada Telapak Kaki Palsu Produk 3	80
Gambar 4- 49	Proses Pengujian <i>Pin On Disc</i> Gagal	81
Gambar 4- 50	Spesimen Dari Pengujian <i>Pin On Disc</i> Gagal	81

DAFTAR NOTASI

SACH	= <i>Solid Ankle Cushion Heel</i>
K	= Konsep <i>core cavity</i> telapak kaki palsu
Wt	= Bobot nilai maksimum
ISO	= <i>International Organization for Standardization</i>
mm	= Millimeter
RTV	= <i>Room Temperature Vulcanizing</i>
gr	= Gram
N	= Newton
BL	= <i>Boundary Lubrication</i>
ML	= <i>Mixed Lubrication</i>
(E)HL	= <i>(Elasto) Hydrodynamic Lubrication</i>
CAD	= <i>Computer Aided Design</i>
CAM	= <i>Computer Aided Manufacturing</i>
CAE	= <i>Computer Aided Engineering</i>
FEA	= <i>Finite Element Analysis</i>

BAB 1

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Kesehatan merupakan suatu rezeki terbesar yang diberikan Allah kepada seluruh makhluk hidup-Nya terutama manusia. Tentunya banyak manusia yang sangat menginginkan kesehatan sehingga berbagai cara pun dilakukan seperti mempelajari bagaimana cara mencegah suatu penyakit, ikhtiar apa saja yang dapat dilakukan untuk menyembuhkan suatu penyakit, atau bahkan bersedia untuk mengeluarkan biaya yang cukup banyak untuk mengembalikan kesehatannya agar dapat pulih seperti sedia kala. Namun, tidak semua penyakit dapat diatasi dengan hanya mengonsumsi obat-obatan tertentu saja akan tetapi terdapat beberapa penyakit yang dapat menginfeksi anggota gerak tubuh manusia. Jika hal tersebut terjadi, maka kemungkinan besar penanganan yang akan dilakukan adalah memotong atau melakukan amputasi pada bagian tubuh tertentu sehingga menyebabkan cacat secara fisik. Cacat atau gangguan fisik yang dialami oleh seseorang dapat dikatakan sebagai disabilitas. Disabilitas merupakan suatu kelompok masyarakat dengan kondisi memiliki keterbatasan yang dapat menghambat aktivitas seperti berpartisipasi dan peran serta dalam kehidupan bermasyarakat.

Berdasarkan data yang didapat dari Badan Pusat Statistik (BPS), penderita disabilitas di Indonesia terus meningkat setiap tahunnya. Pada tahun 2012, melalui Susenas atau Survei Sosial Ekonomi Nasional yang dilakukan oleh Badan Pusat Statistik didapatkan jumlah persentase penduduk penyandang disabilitas sebesar 2,45 persen, baik itu cacat mental ataupun cacat fisik. Sedangkan data terakhir yang dikeluarkan oleh Kementerian Sosial Republik Indonesia pada tahun 2020 berdasarkan survei yang dilakukan oleh Badan Pusat Statistik, jumlah penduduk penyandang disabilitas telah mencapai 5 persen atau sekitar 22,5 juta penduduk. Hal tersebut membuktikan bahwa setiap tahunnya Indonesia mengalami peningkatan jumlah penduduk yang menyandang disabilitas. Sedangkan menurut diono, dkk [1], berdasarkan data sensus penduduk

yang dilaksanakan pada tahun 2012 terdapat penduduk yang mengalami gangguan fungsional berupa kesulitan pada kemampuan untuk berjalan dengan kategori ringan sebanyak 2.432.000 penduduk dan untuk yang kategori berat atau parah mencapai 656.000 penduduk.

Terdapat beberapa faktor yang dapat mengakibatkan disabilitas secara cacat fisik, terutama yang mengakibatkan amputasi pada bagian ekstremitas bawah atau kaki. Salah satu faktor utama penyebab dari seluruh amputasi pada ekstremitas bawah adalah ulkus diabetes atau keadaan kaki pasien diabetes yang mengalami infeksi, tukak, atau mengalami kerusakan ke jaringan kulit paling dalam yang mencapai 85 persen Brooker, S. & O'Leary [2]. Menurut Kementerian Kesehatan RI [3] disabilitas tidak hanya dikategorikan sebagai cacat fisik saja, akan tetapi juga terdapat disabilitas yang disebabkan oleh cacat atau gangguan mental. Sedangkan di Indonesia sendiri khususnya di Rumah Sakit Cipto Mangunkusumo, pasien diabetes melitus dengan diagnosis ulkus kaki diabetes hamper mencapai 70% yang dikarenakan telat dalam penanganannya sehingga satu satunya cara untuk menyelamatkan nyawa pasien adalah dengan cara melakukan amputasi pada bagian kaki yang telah terinfeksi PERKENI [4].

Dengan adanya suatu kondisi fisik yang berbeda dengan masyarakat sekitarnya, maka akan mengakibatkan perubahan perilaku social pada pasien atau seseorang yang telah kehilangan kakinya. Hal tersebut dapat diatasi dengan menggantikan kaki yang sudah diamputasi dengan kaki palsu atau *prosthetic foot* untuk mengembalikan kepercayaan diri pasien atau orang tersebut. Hanya saja, produk telapak kaki palsu di Indonesia memiliki rentang harga yang cukup tinggi yakni berkisar Rp1.500.000 hingga Rp2.000.000 tentunya harga tersebut akan sulit di jangkau oleh semua kalangan ekonomi. Selain itu telapak kaki palsu yang beredar di pasaran khususnya produk lokal memiliki estetik yang belum menyeruai telapak kaki manusia sungguhan, tidak dapat menggunakan berbagai macam alas kaki khususnya sandal karena pada bagian ibu jari dan jari telunjuk tidak memiliki celah, dan pada produk telapak kaki palsu terdapat bekas sambungan cetakan yang sangat terlihat sehingga mengurangi nilai estetika dari produk tersebut.

Berdasarkan adanya kekuarangan pada produk tersebut dapat di atasi dengan cara merancang sebuah telapak kaki palsu berjenis *Solid Ankle Cushioned Heel Foot (SACH Foot)* yang berbentuk menyerupai dengan telapak kaki manusia sungguhan, dapat menggunakan berbagai macam alas kaki khususnya sandal, dan memiliki estetika yang lebih baik. Telapak kaki palsu ini diharapkan mampu menggantikan fungsi telapak kaki manusia sungguhan sebagai mana mestinya dengan memperhatikan aspek- aspek karakteristik kaki manusia yang sesungguhnya.

1.2 Rumusan Masalah

Berdasarkan inti permasalahan yang terdapat pada latar belakang diatas, maka dapat diambil suatu rumus masalah berupa bagaimana merancang, mensimulasikan, dan membuat produk telapak kaki palsu yang memiliki kualitas yang mendekati produk telapak kaki palsu yang sudah beredar dipasaran.

1.3 Batasan Masalah

Dalam suatu penelitian atau perancangan tidak mungkin untuk dapat menyelesaikan seluruh masalah yang telah dirumuskan sebelumnya. Sehingga pembatasan masalah ini ditujukan agar ruang lingkup pembahasan dalam penelitian menjadi jelas dan tidak meluas untuk membahas hal- hal yang tidak diinginkan. Terdapat beberapa batasan masalah dari penelitian ini, diantaranya adalah:

1. Penelitian difokuskan pada pembuatan desain dan simulasi telapak kaki palsu dengan menggunakan *software* Solidworks 2020.
2. Tidak membahas parameter 3D Print, karena 3D Print hanya digunakan untuk cetakan dan *core* telapak kaki palsu.
3. Pengujian yang dilakukan pada penelitian ini adalah pengujian tribologi yang berupa uji aus, gesek, kekerasan, dan kekasaran, serta ditambah dengan uji dorsifleksi untuk produk telapak kaki palsu.
4. Tidak membahas komponen lain dari prosthesis bawah lutut karena penelitian ini hanya di fokuskan pada telapak kaki palsu.

5. Tidak membahas dan membandingkan material pada telapak kaki palsu, karena material telapak kaki palsu pada penelitian ini menggunakan komposisi material terbaik dari penelitian sebelumnya.
6. Pembuatan telapak kaki palsu berjenis SACH atau *Solid Ankle Cushioned Heel Foot*.

1.4 Tujuan Penelitian atau Perancangan

Adapun tujuan dari penelitian atau perancangan ini adalah sebagai berikut.

1. Membuat desain produk cetakan telapak kaki palsu.
2. Memproduksi telapak kaki palsu berjenis *Solid Ankle Cushion Heel* (SACH).
3. Mengetahui karakteristik tribologi pada telapak kaki palsu produk Jerman, Tiongkok, dan Lokal.
4. Mengetahui nilai dorsifleksi telapak kaki palsu pada penelitian ini dan produk di pasaran.

1.5 Manfaat Penelitian atau Perancangan

Adapun manfaat dari penelitian atau perancangan ini adalah sebagai berikut.

1. Penelitian ini dapat menjadi salah satu referensi dalam pengembangan produk telapak kaki palsu di Indonesia.
2. Penelitian ini dapat memperkenalkan ilmu dan karakteristik tribologi pada telapak kaki palsu produk Jerman, Tiongkok, dan Lokal, serta diharapkan akan ada pengembangan material untuk mendapatkan karakteristik tribologi yang lebih baik kedepannya.
3. Penelitian ini sebagai bentuk respon Jurusan Teknik Mesin Universitas Islam Indonesia terhadap masyarakat Indonesia yang menyandang disabilitas dan memerlukan suatu pengembangan.

1.6 Sistematika Penulisan

Pada bagian ini berisikan urutan dan sistematika penulisan pada laporan tugas akhir ini. Setiap bab pada laporan tugas akhir ini akan dijabarkan secara umum sehingga dapat mengetahui gambaran dari masing-masing bab secara berurutan. Penulisan bagian sistematika ini laporan tugas akhir ini dimaksudkan untuk mempermudah dalam pembahasan dari laporan tugas akhir ini. Sistematika penulisan pada laporan tugas akhir ini dapat dijabarkan sebagai berikut.

Bab I PENDAHULUAN

Bagian ini menjelaskan tentang latar belakang, rumusan masalah, batasan masalah, tujuan penelitian, dan sistematika penulisan.

Bab II TINJAUAN PUSTAKA

Bagian ini berisi kajian pustaka dan menjelaskan dasar teori yang digunakan dalam penelitian dan perancangan yang dilakukan.

Bab III METODOLOGI PENELITIAN

Bagian ini menjelaskan langkah-langkah yang dilakukan dalam penelitian dan metode penelitian yang digunakan

Bab IV HASIL DAN PEMBAHASAN

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

Bab V PENUTUP

Bagian ini berisi tentang kesimpulan dari pembahasan yang dilakukan serta saran-saran untuk penelitian selanjutnya.

BAB 2

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Kajian Pustaka

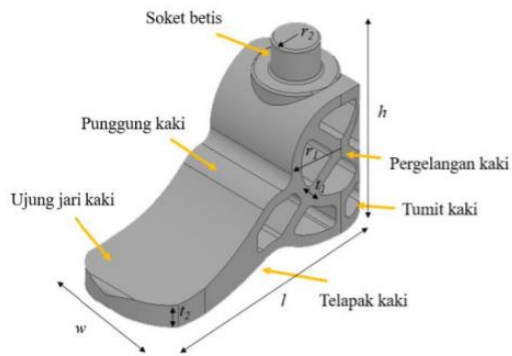
Terdapat beberapa pengujian yang membahas telapak kaki palsu baik di dalam negeri maupun luar negeri, kajian pustaka ini ditujukan sebagai acuan penulis dalam melaksanakan penelitian. Terdapat beberapa penelitian telapak kaki palsu yang telah dilakukan baik di dalam maupun di luar negeri. Pada penelitian pertama yang dilakukan oleh Kuswanto dan Agung [5] dengan judul “Desain Kaki Palsu untuk Membantu Aktivitas Berjalan pada Tuna Daksa Transtibial dengan Menggunakan *Rapid Prototyping* dan *Reverse Engineering*”. Metode Penelitian tersebut mengaplikasikan *Rapid Prototyping* berjenis 3D Print dan juga *Reverse Engineering* berupa 3D Scan untuk melakukan scanning terhadap bagian kaki pasien yang telah di amputasi untuk di sesuaikan ukurannya dengan ukuran *socket* telapak kaki palsu.

Penelitian ini bertujuan untuk membuat suatu *prosthesis* bawah lutut dengan metode *custom*, sehingga pengguna memiliki ukuran *socket* yang sesuai dengan kaki mereka. Pada penelitian tersebut telah berhasil membuat suatu produk *prosthesis* bawah lutut akan tetapi masih terdapat kekurangan dengan fokus pada bagian *foot* yang tidak menyerupai dengan telapak kaki manusia sungguhan, *foot* tidak dapat dikenakan sandal karena tidak tampak jari dan celah pada bagian ibu jari kaki dengan telunjuk, dan dorsifleksi yang dihasilkan pada *foot* masih sangat rendah yakni hanya 5.3° , sedangkan untuk telapak kaki manusia sungguhan nilainya dapat mencapai 14 hingga 22 Chockalingam, dkk [6]. Adapun hasil penelitian tersebut dapat dilihat pada Gambar 2- 1.



Gambar 2- 1 Prosthesis Bawah Lutut [5]

Selain itu, terdapat penelitian serupa yakni penelitian terhadap pembuatan telapak kaki palsu. Hanya saja pada penelitian tersebut tidak sampai pada proses pembuatan atau fabrikasi telapak kaki palsu, melainkan hanya sampai pengujian analisis elemen hingga atau analisis *finite element*. Penelitian yang telah dilakukan oleh Zakki, dkk [7] tersebut telah berhasil membuat suatu model telapak kaki palsu dan melakukan analisis *finite element* dengan tiga *boundary condition* siklus berjalan yaitu *heel strike loading*, *midfoot loading*, dan *toe off loading*. Berdasarkan analisis *finite element* yang telah dilakukan didapat hasil bahwa *maximum stress* adalah sebesar 5,71 Mpa yang terjadi ketika posisi *toe off loading* dengan *safety factor* mencapai 4,7. Akan tetapi beban maksimum yang dapat ditumpu pada model tersebut hanya sebesar 500 N atau setara dengan 50 kg, sementara berdasarkan standar ISO 10328 beban maksimal pada telapak kaki palsu dengan kategori P5 adalah sebesar 100 kg. Kemudian secara visual telapak kaki palsu ini tidak menyerupai telapak kaki manusia sungguhan, sehingga telapak kaki palsu tersebut akan lebih terlihat ketika digunakan. Adapun hasil desain telapak kaki palsu pada penelitian tersebut dapat dilihat pada Gambar 2- 2.



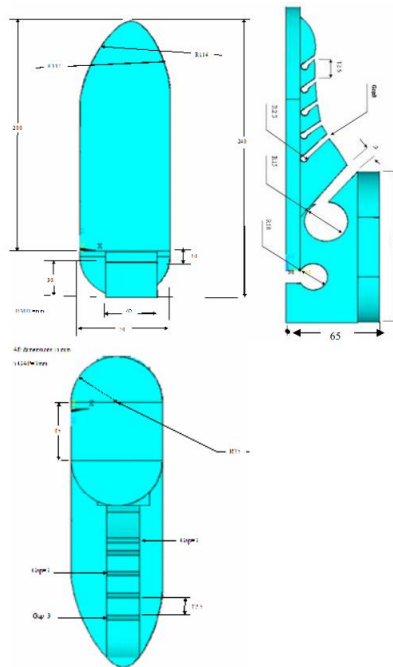
Gambar 2- 2 Desain Telapak Kaki Palsu [7]

Pada gambar diatas merupakan desain telapak kaki palsu yang dilakukan oleh Zakki, dkk [7]. Selain beban yang dapat ditumpu oleh telapak kaki palsu ini tidak sesuai dengan standar ISO 10328, ukuran telapak kaki palsu ini juga tidak sesuai dengan telapak kaki palsu manusia sungguhan. Karena memiliki lebar kaki hanya sebesar 100 mm sedangkan untuk panjang kaki sebesar 260 mm sehingga ukuran tersebut tidak proporsional karena akan memiliki bentuk yang memanjang dan dikhawatirkan tidak dapat menumpu beban lebih dari 500 N atau 50 kg. dimensi dari telapak kaki palsu tersebut dapat dilihat pada Tabel 2- 1.

Tabel 2- 1 Dimensi Telapak Kaki Palsu [7]

Keterangan	Nilai (mm)
Panjang (l)	260
Lebar (w)	100
Tinggi (h)	160
Ketebalan rongga sendi (t_1)	10
Ketebalan ujung kaki (t_2)	20
Radius sendi kaki (r_1)	50
Radius soket betis (r_2)	20

Pada tahun 2011 penelitian yang dilakukan oleh Dr. Kadhim, dkk [8] menghasilkan suatu kaki palsu baru yang memiliki sisi yang lebih baik dibandingkan dengan telapak kaki SACH dari sisi dorsifleksi, ketahanan, dan stabilitas. Telapak kaki palsu pada penelitian tersebut dinamakan dengan *NEW Foot* dan seluruhnya bermaterial *High Density Polyethylene (HDPE)*. Berikut ini merupakan bentuk telapak kaki palsu yang telah dibuat dalam penelitian tersebut yang dapat dilihat pada Gambar 2- 3.



Gambar 2- 3 Tampilan Belakang, Depan dan Atas Dari *NEW Foot* [8]

Telapak kaki palsu tersebut dibandingkan dengan telapak kaki palsu SACH dari sisi dorsifleksi, ketahanan, dan stabilitas. Adapapun hasil dari uji dorsifleksi pada penelitian tersebut menyatakan bahwa *NEW Foot* memiliki nilai dorsifleksi yang lebih tinggi dibandingkan dengan telapak kaki palsu SACH dan telapak kaki manusia. berikut ini merupakan hasil dorsifleksi yang dilakukan pada penelitian tersebut dengan beban yang di aplikasikan sebesar 846 N yang dapat dilihat pada Gambar 2- 4 dan hasil dari pengujian dorsifleksi dapat dilihat pada Tabel 2- 2.



Gambar 2- 4 Proses Uji Dorsifleksi SACH Foot dan *NEW Foot* [8]

Tabel 2- 2 Hasil Uji Dorsifleksi [8]

Jenis Telapak Kaki	Sudut Dorsifleksi
Telapak Kaki Manusia Normal	4.2°
SACH Foot	6.4°
NEW Foot	7.8°

Adapun hasil dari uji *fatigue* atau kelelahan terhadap telapak kaki palsu *NEW Foot* menyatakan bahwa telapak kaki palsu *NEW Foot* memiliki ketahanan lebih tinggi dibandingkan dengan telapak kaki palsu SACH yang nilainya mendekati 2.5 kali lipat dari ketahanan telapak kaki palsu SACH. Berikut ini merupakan proses uji *fatigue* yang dapat dilihat pada Gambar 2- 5 dan hasil dari perbandingan uji *fatigue* terhadap telapak kaki palsu SACH dan NEW Foot pada Tabel 2- 3.



Gambar 2- 5 Proses Uji Lelah SACH Foot dan NEW Foot [8]

Tabel 2- 3 Perbandingan Uji Kelelahan Telapak Kaki Palsu [8]

Jenis Telapak Kaki Palsu	Ketahanan (<i>Cycle</i>)
SACH	896.213
NEW Foot	2.103.445

Berdasarkan penelitian yang telah dilakukan oleh Dr. Kadhim, dkk [8] dapat disimpulkan bahwa NEW Foot dengan material HDPE dapat memberikan dorsifleksi dan ketahanan lelah yang lebih tinggi dibandingkan dengan telapak

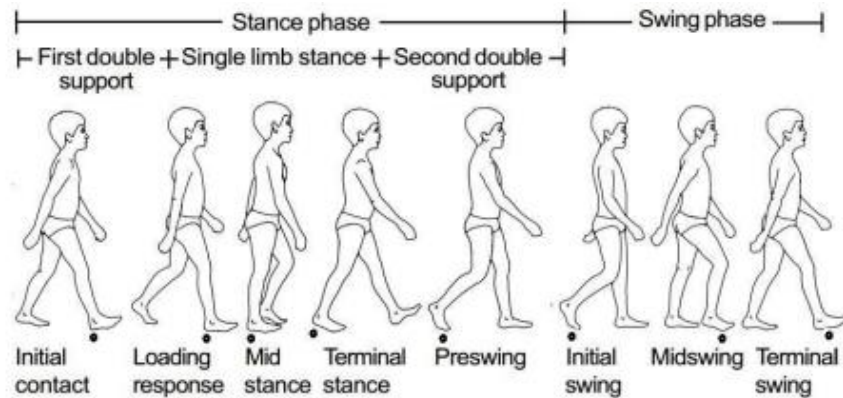
kaki palsu SACH. Kemudian dengan memperpanjang *supporting keel* sepanjang telapak kaki dapat memberikan kestabilan yang terbaik ketika berjalan dan memberikan ketahanan lelah yang semakin tinggi atau lama.

2.2 Dasar Teori

Dalam sub bab ini akan membahas beberapa dasar teori yang akan menjadi landasan untuk mendukung penelitian, diantaranya adalah.

2.2.1 Siklus Jalan (*Gait Cycle*)

Berjalan kaki merupakan suatu kegiatan yang paling banyak dilakukan oleh setiap makhluk hidup terlebih manusia. Dengan berjalan kaki dapat melatih seluruh bagian tubuh terutama jantung, sehingga seseorang yang lebih sering melakukan kegiatan berjalan akan jauh lebih sehat. Akan tetapi ketika seseorang berjalan terdapat istilah *gait cycle*, *gait cycle* merupakan suatu *pattern* yang terbentuk karena seseorang berjalan. Di dalam kedokteran *gait cycle* diperlukan dalam melihat pasien dengan kondisi tertentu dengan tujuan untuk menentukan penanganan dan terapi rehabilitasi medik yang tepat Harjoko, dkk [9]. *Gait cycle* dibagi menjadi 2 periode yakni *stance phase* atau ketika kaki bersentuhan dengan lantai dengan persentase pada keseluruhan *gait cycle* sebesar 60 persen, dan yang kedua adalah *swing phase* atau ketika kaki tidak bersentuhan dengan lantai dengan persentase 40 persen Armand, dkk [10]. Kemudian secara spesifik *stance phase* terdiri dari 5 tahapan yang berurutan diantaranya adalah *initial contact* (IC), *loading response* (LR), *midstance* (MSt), *terminal stance* (TSt), dan *preswing* (PSw) sedangkan pada *swing phase* terdiri dari 3 tahapan yang berurutan diantaranya adalah *initial swing* (ISw), *mid swing* (MSw), dan *terminal swing* (TSw) Perry J., & Burnfield J. [11]. Berikut ini merupakan ilustrasi pada *gait cycle* yang dapat dilihat pada Gambar 2- 6.



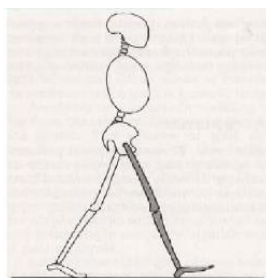
Gambar 2- 6. *Gait Cycle* Kondisi Normal [12]

Menurut penelitian yang telah dilakukan C. Vaughan [12] *stance phase* terdiri dari 3 fase yang berbeda diantaranya adalah.

1. *First double support* adalah fase ketika kedua telapak kaki bersentuhan atau berkontak dengan lantai yang terdiri dari sub- fase *initial contact*.
2. *Single limb stance* adalah fase ketika kaki kiri sedang mengayun dan kaki kanan bersentuhan dengan lantai yang terdiri dari sub- fase *loading response*, *midstance*, dan *terminal stance*.
3. *Second double support* adalah fase ketika kedua kaki kembali bersentuhan dengan lantai yang terdiri dari sub- fase *preswing*.

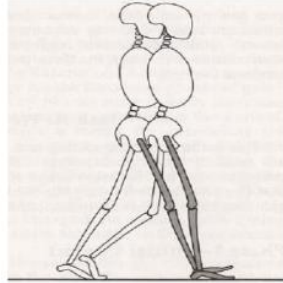
Sedangkan beberapa sub- fase yang telah disebutkan tersebut dapat di jelaskan pada penjelasan berikut.

1. *Initial contact* merupakan sub- fase pertama pada *gait cycle*. Pada sub- fase ini kontak pertama kali di lakukan oleh tumit telapak kaki kanan dan tumit menerima beban tubuh pertama kali. Untuk dorsifleksi pada sub- fase ini adalah netral atau 0 persen.



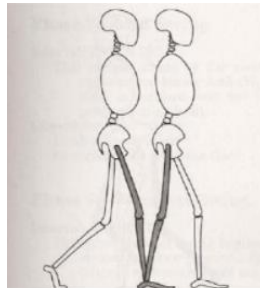
Gambar 2- 7. *Initial Contact* [13]

2. *Loading response* adalah sub- fase ketika telapak kaki kanan sepenuhnya bersentuhan dengan lantai dan berat tubuh disalurkan kepada kaki kanan. Sedangkan untuk kaki kiri berada pada posisi *preswing*. Sedangkan dorsifleksi sekitar 0 sampai 10 persen.



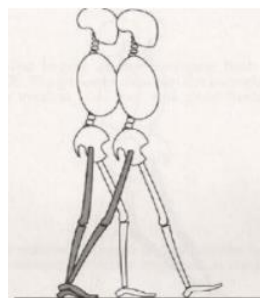
Gambar 2- 8 Loading Response [13]

3. *Midstance* adalah fase ketika tumit telapak kaki kanan diangkat dan berat badan di salurkan kepada kaki kiri yang berada pada fase *midswing*. Sedangkan untuk dorsifleksi yang terjadi sekitar 10 sampai 30 persen.



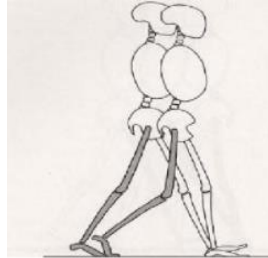
Gambar 2- 9. *Midstance* [13]

4. *Terminal stance* adalah ketika bagian depan telapak kaki kanan sudah mulai diangkat atau mulai menjauhi lantai sedangkan untuk kaki kanan mulai memasuki *stance phase*. Dan untuk dorsifleksi yang terjadi sekitar 30 sampai 50 persen.



Gambar 2- 10. *Terminal Stance* [13]

5. *Preswing* adalah fase ketika telapak kaki kiri memulai posisi *initial contact* sedangkan untuk telapak kaki kanan mulai terangkat atau mulai meninggalkan lantai untuk melakukan ayunan. Untuk dorsifleksi pada fase ini sekitar 60 sampai 70 persen.



Gambar 2- 11. *Preswing* [13]

Selain *stance phase* pada *gait cycle* juga terdapat *swing phase* atau fase mengayun. *Swing phase* adalah fase ketika kaki tidak bersentuhan dengan lantai atau kaki sedang berada dalam posisi mengayun dan kembali ke posisi semula. *Swing phase* terdiri dari 3 sub- fase, diantaranya adalah.

1. *Initial swing* adalah kondisi kaki ketika mulai melakukan ayunan, pada saat kaki kanan mulai diangkat atau mulai menjauhi lantai, sedangkan kaki kiri berada pada posisi *midstance*. Pada sub- fase ini dorsifleksi yang terjadi sekitar 60 sampai 70 persen.



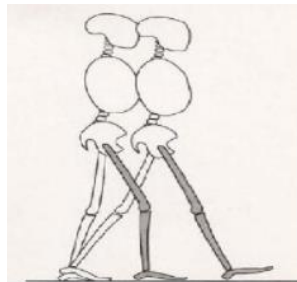
Gambar 2- 12. *Initial Swing* [13]

2. *Midswing* adalah kondisi ketika kaki kanan mengayun sebelum bersentuhan kembali dengan lantai, sedangkan kaki kiri berada pada fase *terminal stance*. Sedangkan dorsifleksi yang terjadi pada fase ini sekitar 70 sampai 80 persen.



Gambar 2- 13. *Midswing* [13]

3. *Terminal swing* adalah bagian terakhir pada *gait cycle*. Pada sub- fase ini dimulai dengan fase akhir *midswing*, kemudian tumit telapak kaki kanan mulai bersentuhan dengan lantai. Pada sub- fase ini dorsifleksi yang terjadi sekitar 85 sampai 100 persen.



Gambar 2- 14. *Terminal Swing* [13]

2.2.2 Dorsifleksi

Di dalam kedokteran atau medis terdapat istilah *range of movement* atau *range of motion* (ROM). *Range of motion* merupakan istilah yang digunakan untuk mengukur suatu gerakan bagian tubuh manusia terutama pada bagian sendi yang dapat bergerak. Menurut P. Potter [14] ROM adalah jumlah pergerakan maksimum yang dapat dilakukan pada sendi di salah satu dari tiga bidang baik sagittal, frontal, atau transversal. Dorsifleksi merupakan bagian dari *range of movement* karena dorsifleksi merupakan bagian sendi pada tubuh yang dapat bergerak secara flexi atau menekuk baik pada sendi tangan maupun pada sendi kaki. Pada kondisi manusia normal dorsifleksi pada sendi pergelangan kaki yang terjadi memiliki rentang nilai 14° hingga 22° Chockalingan, dkk [15]. Adapun data dorsifleksi telapak kaki manusia normal dapat dilihat pada Tabel 2- 4.

Tabel 2- 4 Rentang Dorsifleksi Telapak Kaki Manusia [15]

Subject No:	Max Dorsiflexion (degrees)		Max Plantarflexion (degrees)		Typical CMC Values
	Mean	St.Dev	Mean	St.Dev	
1	14.07	0.25	-12.33	1.10	0.983
2	14.70	0.11	-3.79	1.11	0.755
3	12.43	1.18	-12.24	2.11	0.732
4	17.31	2.07	-6.03	3.69	0.823
5	17.85	0.34	-4.02	2.15	0.989
6	18.93	0.52	-3.68	1.03	0.955
7	21.97	1.36	-1.48	1.19	0.914
8	16.97	0.34	-7.61	2.59	0.989
9	13.77	0.15	-3.77	0.66	0.992
10	17.67	0.38	0.58	3.83	0.917
11	13.37	0.26	-6.11	0.50	0.757
12	20.39	0.82	3.69	1.76	0.773
13	22.53	0.29	0.44	1.51	0.941

Sedangkan berdasarkan penelitian yang telah dilakukan oleh Dr. Kadhim, dkk [8] dorsifleksi pada kaki manusia sungguhan bernilai 4.2° , dan kaki palsu berjenis SACH 6.4° , nilai dorsifleksi tersebut diperoleh dengan menggunakan kamera digital. Kemudian menurut M. Szpalski, dkk [16] pada kondisi *toe off* telapak kaki dapat membentuk dorsifleksi dengan rentang nilai 14 sampai 25 derajat. Sehingga berdasarkan ketiga penelitian yang mengukur dorsifleksi pada pergelangan kaki manusia dapat disimpulkan bahwa dorsifleksi pada telapak kaki manusia normal memiliki rentang nilai dari 0° hingga nilai maksimum yang mencapai 25° .

2.2.3 Tribologi

Tribologi merupakan suatu kata yang berasal dari Bahasa Yunani yakni *tribos* yang memiliki arti menggaruk atau mendorong. Istilah *tribos* ini muncul dari Komite Organisasi untuk Kerjasama Ekonomi dan Pengembangan di tahun 1967 G. A. Stachowiak [17]. Secara istilah, arti dari kata *tribology* adalah suatu ilmu dan teknologi yang interdisipliner tentang interaksi permukaan dalam pergerakan relatifnya atau dapat dikatakan secara singkat *tribology* merupakan suatu ilmu yang mempelajari tentang gesekan, pelumasan, dan aus P. Carlsson [18]. Ilmu atau fenomena *tribology* sering dijumpai pada kehidupan sehari-hari yang berhubungan dengan gesekan diantaranya adalah ketika menggosok gigi,

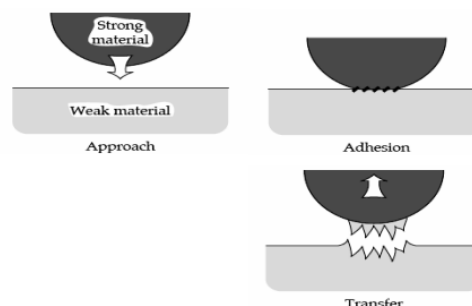
berjalan, gesekan antar sendi, roda kendaraan yang bersentuhan dengan aspal, dan lain- lain I. Syafa'at [19]. Terdapat beberapa cakupan pembahasan dalam ilmu tribologi diantaranya adalah *wear* atau aus, gaya gesek, kekasaran, kekerasan, dan pelumasan.

2.2.3.1 Aus

Pada suatu fenomena tribologi aus merupakan suatu hal yang pasti terjadi ketika terdapat dua permukaan yang saling bergesekan. Berdasarkan KBBI aus memiliki arti susut karena tergosok, sehingga dapat disimpulkan bahwa aus adalah suatu fenomena ketika terdapat material yang terkikis akibat adanya suatu gesekan yang mengakibatkan berkurangnya massa, sifat material, dan perubahan permukaan pada benda yang bergesekan tersebut. Fenomena aus pada permukaan dapat diminimalisir atau bahkan dihilangkan, terdapat beberapa cara dalam meminimalisir aus pada suatu permukaan diantaranya adalah dengan *surface coating*, pemberian pelumasan, dan lain-lain. Didalam ilmu tribologi aus atau *wear* memiliki jenis yang berbeda-beda diantaranya adalah *adhesive wear*, *abrasive wear*, *surface fatigue wear* dan *tribo chemical wear* P. Carlsson [18].

1. *Adhesive Wear*.

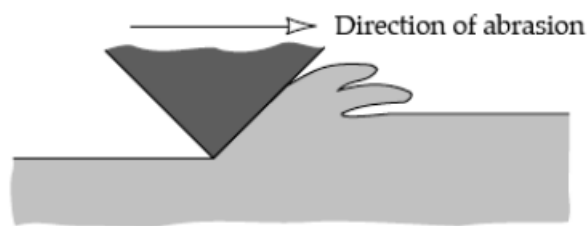
Keausan adhesive merupakan keausan yang disebabkan oleh adanya ikatan atau gaya tarik menarik antara dua permukaan benda dan berpindahannya partikel dari permukaan material benda yang lemah ke material yang lebih keras. *Adhesive wear* juga memiliki istilah lain diantaranya adalah *galling*, *scuffing*, *seizure* atau *seizing* F. Lindvall [20]. Berikut merupakan ilustrasi dari *adhesive wear* yang dapat dilihat pada Gambar 2- 15.



Gambar 2- 15 *Adhesive Wear* [17]

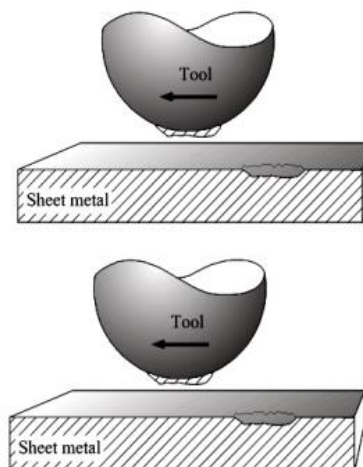
2. Abrasive Wear

Pada umumnya keausan abrasif di sebabkan oleh hilangnya material dari permukaan benda yang lunak oleh material benda lain yang lebih keras. Keausan abrasif memiliki 2 kategori yakni *two body abrasion* dan *three body abrasion*. Keausan pada *two body abrasion* disebabkan oleh proses *rubbing* atau penggarukan sehingga material yang lunak akan terkikis dengan material yang lebih keras. Berikut merupakan ilustrasi dari *two body abrasion* yang dapat dilihat pada Gambar 2- 16.



Gambar 2- 16 *Two Body Abrasion* [17]

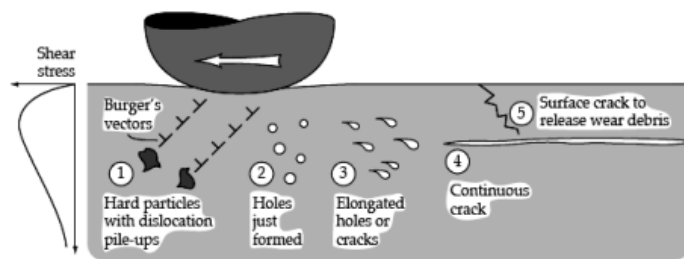
Sedangkan pada *three body abrasion*, aus ini disebabkan oleh proses *galling* sehingga dari proses tersebut terbentuknya debris yang mengeras dan ikut serta dalam hilangnya material karena gesekan yang secara terus-menerus. Berikut merupakan ilustrasi dari *three body abrasion* yang dapat dilihat pada Gambar 2- 17.



Gambar 2- 17 *Three Body Abrasion* [18]

3. *Surface Fatigue Wear*

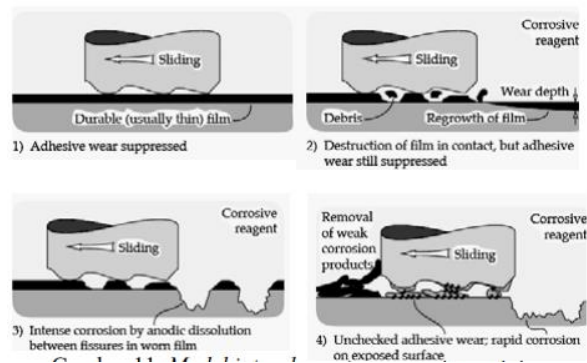
Pada keausan jenis kelelahan material terjadi karena proses gesekan yang secara periodik dan berlangsung dalam jangka waktu yang cukup lama. Pada keausan jenis ini, bagian dalam material akan membentuk *cavity* atau rongga sehingga apabila gesekan terus terjadi rongga tersebut akan menyebar dan akan menjadi sebuah retakan. Berikut merupakan ilustrasi dari *surface fatigue wear* yang dapat dilihat pada Gambar 2- 18.



Gambar 2- 18 *Surface Fatigue Wear* [17]

4. *Tribo Chemical Wear*

Keausan secara kimiawi disebabkan oleh kombinasi proses mekanis dan proses termal yang terjadi pada permukaan suatu benda dengan lingkungan sekitarnya. Adapun akibat dari keausan kimiawi adalah meningkatnya suhu dan perubahan sifat mekanis pada *asperity*. Korosi merupakan salah satu contoh keausan secara kimiawi yang disebabkan oleh material logam yang diawali oleh terjadinya keausan adhesif, dengan keausan adhesif tersebut akan merusak lapisan film kemudian dikarenakan adanya material yang reaktif terhadap lingkungan sekitar maka korosi akan terjadi. Berikut merupakan ilustrasi dari *tribo chemical wear* yang dapat dilihat pada Gambar 2- 19.



Gambar 2- 19 *Tribo Chemical Wear* [17]

2.2.3.2 Gaya Gesek

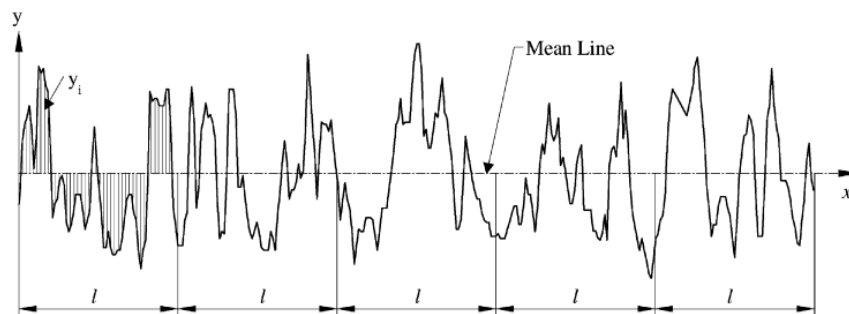
Menurut Hardiansyah dan Imam Wahyu [21] gaya gesek adalah gaya yang terjadi akibat adanya dua benda yang bergerak secara berlawanan. Sedangkan menurut A. Riyadi [22] gaya gesek akan timbul ketika permukaan dari kedua benda saling bergesekan. Pada umumnya besar kecilnya gaya gesek dan aus yang terjadi akan dipengaruhi oleh kekasaran, kekerasan, dan beban benda. Semakin kasar suatu permukaan benda maka umumnya aus dan gaya gesek akan semakin besar, dan sebaliknya semakin halus permukaan maka semakin kecil aus dan gaya geseknya. Sedangkan apabila suatu material semakin keras maka aus dan gaya geseknya akan semakin kecil, dan apabila suatu material semakin lunak maka aus dan gaya gesek yang dihasilkan akan semakin besar. Pada kondisi ideal untuk sebuah telapak kaki palsu, yang diharapkan adalah kaki palsu tersebut dapat menghasilkan aus yang kecil agar telapak kaki palsu tidak sering diganti dan memiliki kekasaran yang tinggi agar aman ketika digunakan terutama pada saat kondisi lantai yang basah. Untuk alat pengujian aus dan gaya gesek menggunakan alat yang bernama *pin on disc tribometer*, pin pada alat tersebut akan statis dan disc akan bergerak memutar dan akan terjadi gesekan antara pin dan juga disc.

2.2.3.3 Kekasaran Permukaan

Pada sub- bab sebelumnya telah di singgung bahwa fenomena aus dan gaya gesek dipengaruhi oleh kekasaran pada permukaan benda yang saling bergesekan. Pada kondisi umum, benda yang memiliki permukaan kasar akan

memiliki gaya gesek dan aus yang lebih besar dibandingkan dengan benda yang memiliki permukaan yang halus. Pada contoh kehidupan sehari-hari adalah ulir pada sandal, apabila ulir pada sandal sudah semakin tipis maka sandal akan terasa licin, atau hal serupa juga dapat ditemukan pada ulir ban. Pengujian dilakukan dengan menggunakan alat uji *stylush probe* atau *Surfcom touch 50*.

Terdapat berbagai parameter dalam pengujian kekasaran diantaranya adalah R_a , R_q , R_z , dan lain lain. Akan tetapi pada umumnya yang digunakan adalah parameter R_a , karena menurut E.S. Gadelmawla [23] parameter R_a merupakan metode paling banyak digunakan dalam melakukan uji kekasaran untuk proses *quality control*. Nama lain dari R_a (*Roughness Average*) adalah CLA atau *Centre Line Average* yang berarti untuk menghitung R_a adalah dengan menjumlahkan semua panjang *asperity* dan *valley* kemudian dibagi dengan *sample length*. Berikut ini merupakan ilustrasi dalam perhitungan R_a pada Gambar 2- 20.



Gambar 2- 20 Definisi Perhitungan *Roughness Average* [23]

Berdasarkan pada ilustrasi diatas, maka untuk mencari nilai R_a dapat dituliskan kedalam rumus matematis seperti pada Gambar 2- 21.

$$R_a = \frac{1}{l} \int_0^l |y(x)| dx$$

$$R_a = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |y_i|$$

Gambar 2- 21 Rumus *Roughness Average* [23]

2.2.3.4 Kekerasan

Kekerasan dalam tribologi akan mempengaruhi *real contact area* pada permukaan yang saling bergesekan. Pada umumnya, apabila suatu material semakin keras maka *real contact area* pada permukaan benda yang bersentuhan akan semakin kecil dan mengakibatkan aus dan gaya gesek juga semakin kecil, begitu juga sebaliknya apabila suatu material lunak maka *real contact area* pada permukaan benda yang bersentuhan akan semakin besar dan mengakibatkan aus dan gaya gesek yang dihasilkan semakin besar. Seperti contoh adalah ketika bola basket atau bola sepak diberi beban maka bola tersebut akan membentuk oval sehingga *real contact area* pada permukaan bola bagian bawah dan lantai akan semakin besar, berbeda dengan bola yang terbuat dari logam ketika diberi dengan beban yang sama seperti bola basket maka bola logam tersebut tidak akan berubah bentuk menjadi oval. Adapun cara untuk menentukan *real contact area* adalah dengan menggunakan rumus berikut.

$$A_r = \frac{F_N}{p}$$

$A_r = \text{Real Contact Area}$

$F_N = \text{Normal Force}$

$P = \text{hardness}$

Gambar 2- 22 Rumus *Real Contact Area*

2.2.3.5 Pelumasan

Pada sub- bab sebelumnya telah disinggung cara meminimalisir keausan yang terjadi pada permukaan benda dan salah satunya adalah dengan diberi pelumasan diantara kedua permukaan yang saling bergesekan. Pada tribologi terdapat istilah rezim pelumasan, terdapat daerah pelumasan yang dibagi menjadi 3 bagian, diantaranya adalah (*Elasto*) *Hydrodynamic Lubrication* ((*EHL*)), *Boundary Lubrication* (*BL*), dan *Mixed Lubrication* (*ML*).

1. (*Elasto*) *Hydrodynamic Lubrication* ((*EHL*))

Pada daerah pertama ini tidak terdapat gesekan pada kedua permukaan dan beban yang terjadi ditumpu oleh lapisan pelumas diantara

kedua benda yang saling bersentuhan, koefisien gesek pada rezim ini sangat kecil yang bernilai hanya 0,01 I. Syafa'at [19].

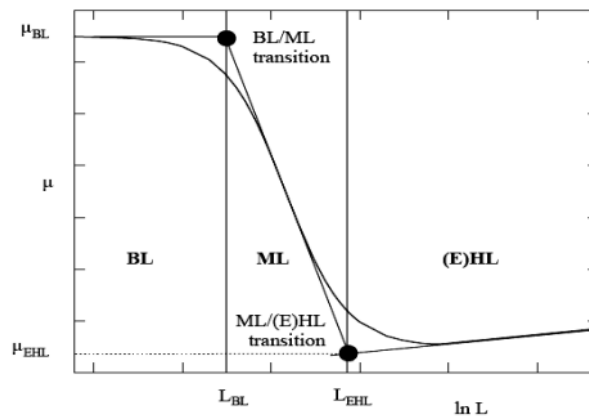
2. *Boundary Lubrication (BL)*

Pada daerah ini mulai terjadi gesekan antara *asperity* atau puncak pada permukaan benda yang saling bersentuhan. Diantara ketiga rezim pelumasan, *Boundary Lubrication (BL)* memiliki nilai koefisien yang paling tinggi yang bernilai $0.1 < \mu < 0.3$.

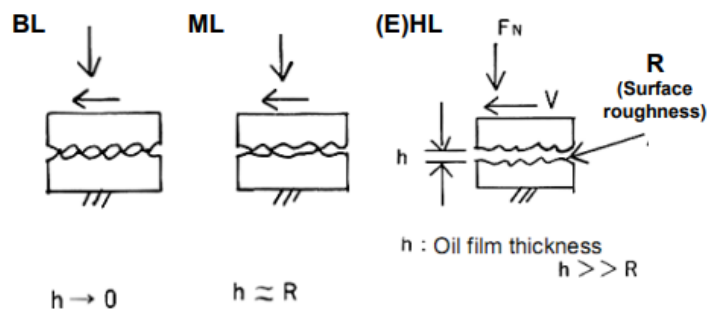
3. *Mixed Lubrication (ML)*

Rezim ini merupakan rezim campuran antara (*Elasto*) *Hydrodynamic Lubrication ((E)HL)* dan *Boundary Lubrication (BL)*. Pada rezim ini beban ditumpu oleh sebagian pelumas dan sebagiannya lagi ditumpu oleh *asperity* atau puncak pada permukaan benda yang saling bergesekan. Kemudian nilai koefisien gesek pada *Mixed Lubrication (ML)* bernilai $0,01 < \mu < 0,1$.

Dengan demikian ketiga rezim tersebut dapat di ilustrasikan pada Gambar 2- 23 dan Gambar 2- 24 berikut.



Gambar 2- 23 Ilustrasi Rezim Pelumasan [24]



Gambar 2- 24 Bentuk *Asperity* Pada Ketiga Rezim Pelumasan [25]

2.2.4 CAD/ CAM/ CAE

Didalam Teknik mesin terdapat tahapan dalam pembuatan suatu produk atau *prototype* yakni proses *Computer Aided Design (CAD)*, *Computer Aided Manufacturing (CAM)*, dan *Computer Aided Engineer (CAE)*. CAD merupakan proses untuk melakukan desain 3D terhadap produk yang akan dibuat, terdapat beberapa *software* CAD diantaranya adalah Solidworks, Inventor, Catia, dan lain-lain. Menurut Starly, B., dkk [26] *software* CAD tidak hanya diperuntukan untuk membuat desain 3D akan tetapi juga bisa digunakan dalam menentukan material pada produk termasuk didalamnya menentukan *mechanical* dan *thermal properties*, menentukan dimensi, dan melakukan kontrol terhadap toleransi pada produk.

Setelah tahap desain selesai maka tahap berikutnya adalah memasuki tahap CAE, pada tahap ini model desain 3D dilakukan analisis sesuai dengan kondisi *real* yang akan terjadi pada desain tersebut tujuannya adalah untuk mengetahui batas kemampuan pada desain atau produk yang dibuat, analisis yang dapat dilakukan adalah analisis *finite element*, analisis distribusi *heat*, analisis *injection molding*, dan lain-lain. Kemudian tahapan terakhir adalah CAE, yakni suatu proses permesinan untuk membuat desain 3D menjadi suatu produk. Terdapat beberapa *software* CAE diantaranya adalah Powermill, Artcam, Ultimaker Cura, dan lain-lain. Pada umumnya *software* CAE akan menghasilkan g- code yang akan di *import* kedalam mesin, g- code merupakan suatu Bahasa pemrograman yang akan menggerakkan mata pahat atau *nozzle* pada mesin sehingga akan membentuk produk yang sesuai dengan desain CAD.

2.2.5 Standar Pengujian

Pada pengujian telapak kaki palsu umumnya mengikuti standar ISO 10328. Standar ISO 10328 tersebut di aplikasikan pada *finite element analysis* dengan ketentuan pengujian dilakukan pada 3 kondisi berjalan yakni *heel strike*, *midfoot*, dan *toe off*, dengan ketentuan pada kondisi *heel strike* bagian tumit telapak kaki membentuk sudut 15° terhadap lantai, *midfoot loading* kondisi telapak kaki rata dengan lantai, sedangkan pada kondisi *toe off loading* bagian depan telapak kaki membentuk sudut 20° terhadap lantai Polizzi, dkk [27]. Selain

pada FEA terhadap telapak kaki palsu yang dibuat, standar ISO 10328 juga digunakan dalam merancang alat uji kelelahan telapak kaki palsu, *energy return* telapak kaki palsu, dan alat uji dorsifleksi terhadap telapak kaki palsu Muhsin, dkk [28].

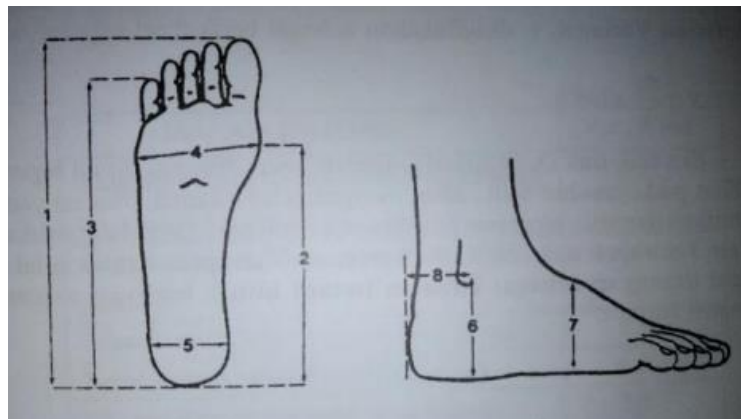
2.2.6 Antropometri

Pada penelitian rancang bangun telapak kaki palsu ini, sangat berkaitan dengan ukuran tubuh manusia terutama pada bagian kaki atau ilmu pengukuran tersebut dapat dikatakan sebagai antropometri dalam dunia medis. Antropometri sendiri terdiri dari dua kata yakni "*anthro*" yang artinya adalah manusia, dan "*metri*" yang berarti ukuran. Sehingga pengertian antropometri secara keseluruhan menurut R. S. Bridger [29] adalah suatu ilmu yang mempelajari pengukuran anggota tubuh manusia. Pada umumnya data antropometri berupa angka pengukuran baik massa atau panjang.

Data hasil pengukuran antropometri dapat diaplikasikan dalam merancang suatu sistem yang berkaitan dengan ergonomi atau kenyamanan seperti pembuatan kursi, meja, botol, dan lain- lain R. Sulistiyowati [30]. Berdasarkan penelitian yang dilakukan oleh E. Nurmianto [31] telapak kaki palsu orang Indonesia memiliki rata- rata ukuran dari beberapa bagian telapak kaki yang dapat dijadikan referensi dalam penelitian ini. Berikut ini merupakan tabel rata- rata ukuran bagian telapak kaki orang Indonesia pada Tabel 2- 5 dan skema pengukuran pada Gambar 2- 25.

Tabel 2- 5 Data Antropometri Telapak Kaki Orang Indonesia [31]

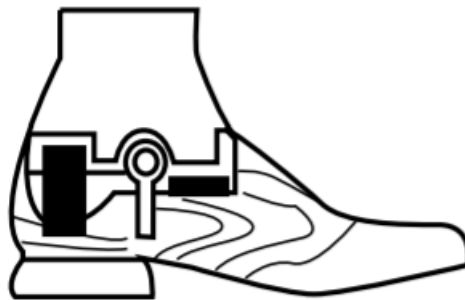
No	Dimensi	Laki-laki				Perempuan			
		<i>P</i> ₅	<i>P</i> ₅₀	<i>P</i> ₉₅	SB	<i>P</i> ₅	<i>P</i> ₅₀	<i>P</i> ₉₅	SB
1.	Panjang telapak kaki	230	248	266	11	212	230	248	11
2.	Panjang telapak lengan kaki	165	178	191	8	158	171	184	8
3.	Panjang kaki sampai jari kelingking	186	201	216	9	178	191	204	8
4.	Lebar kaki	82	89	96	4	81	88	95	4
5.	Lebar tangkai kaki	61	66	71	3	49	54	59	3
6.	Tinggi mata kaki	61	66	71	3	59	64	69	3
7.	Tinggi bagian tengah kaki	68	75	82	4	64	69	74	3
8.	Jarak horisontal tangkai mata kaki	49	52	55	2	46	49	53	2



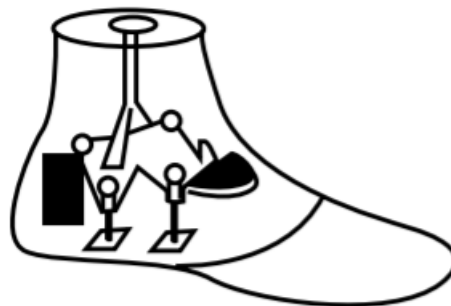
Gambar 2- 25 Skema Antropometri Telapak Kaki Orang Indonesia [31]

2.2.7 Jenis Telapak Kaki Palsu

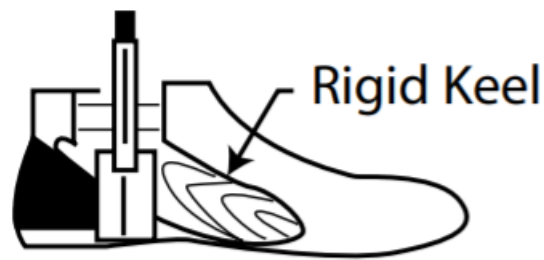
Telapak kaki palsu memiliki jenis yang beragam dengan kelebihan, dan kekurangannya masing- masing serta sesuai dengan kebutuhan pengguna telapak kaki palsu itu sendiri. Umumnya terdapat 3 jenis telapak kaki palsu yang dapat digunakan oleh pasien dengan amputasi kaki untuk penggunaan sehari- hari, jenis telapak kaki palsu tersebut adalah *single axis foot*, *multi-axis foot*, dan *Solid Ankle Cushion Heel Foot (SACH)*. Telapak kaki palsu *single axis* merupakan telapak kaki palsu yang hanya memiliki satu sumbu yang dapat digerakan baik kearah atas ataupun kearah bawah yang dapat dilihat pada Gambar 2- 26. Telapak kaki palsu multi- axis adalah telapak kaki palsu yang memiliki lebih dari satu sumbu sehingga telapak kaki palsu tersebut dapat digerakan layaknya telapak kaki manusia yang dapat dilihat pada Gambar 2- 27. Sedangkan telapak kaki palsu berjenis SACH tidak memiliki sumbu pada pergelangan kakinya, sehingga jenis telapak kaki palsu ini tidak dapat digerakkan yang dapat dilihat pada Gambar 2- 28, Christian Joey [32].



Gambar 2- 26 *Single- Axis Prosthetic Foot* [33]



Gambar 2- 27 *Multi- Axis Prosthetic Foot* [33]



Gambar 2- 28 SACH Prosthetic Foot [33]

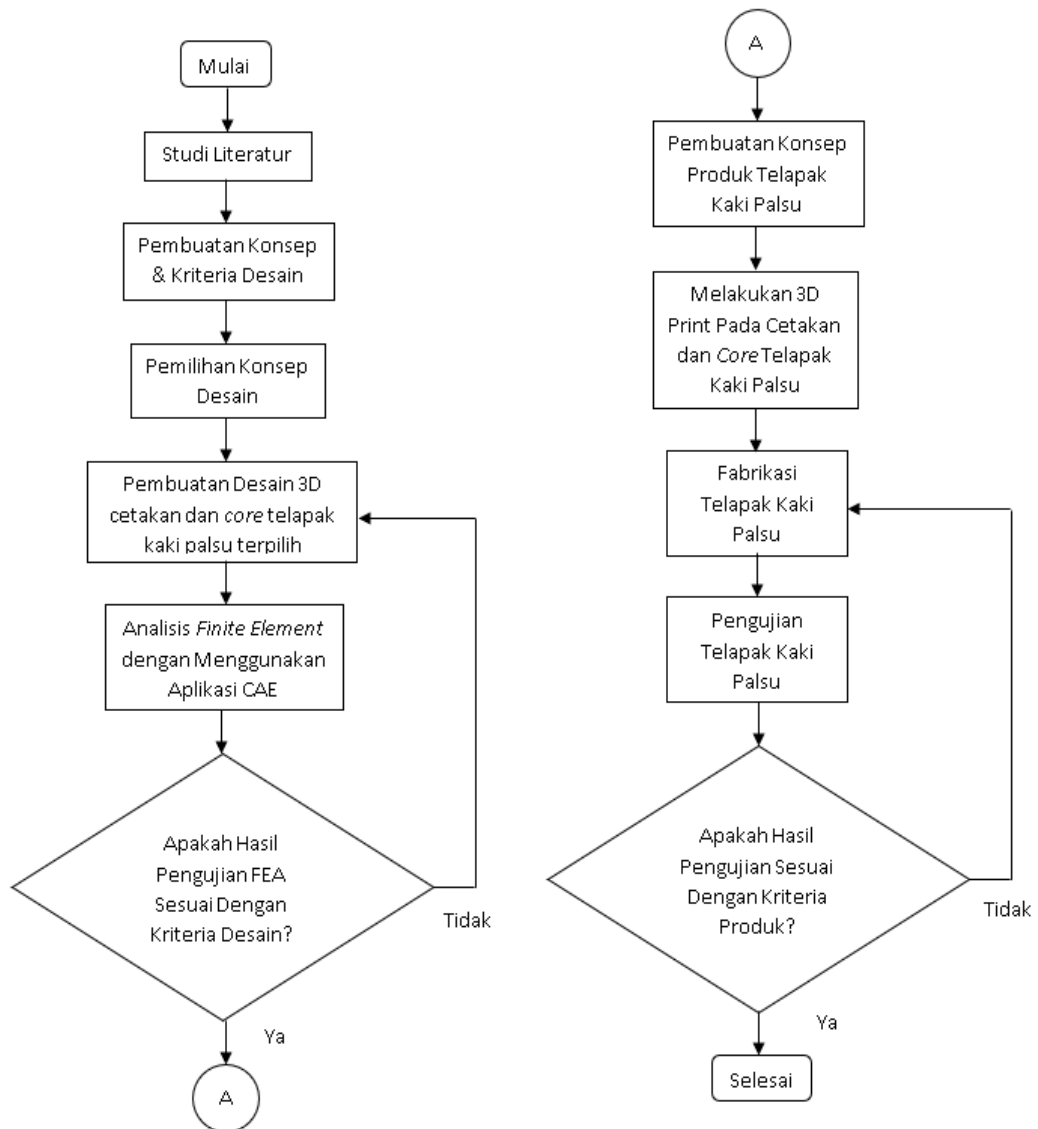
Pada penelitian ini, jenis telapak kaki palsu yang menjadi referensi perancangan adalah jenis *Solid Ankle Cushion Heel* (SACH Foot). Menurut A.P. Arya [34] telapak kaki palsu berjenis SACH merupakan telapak kaki palsu yang memiliki redaman terhadap guncangan paling baik diantara jenis telapak kaki palsu yang lainnya. Pernyataan tersebut diperkuat oleh Muilenburg & Wilson [35] yang menyatakan bahwa telapak kaki palsu berjenis SACH memiliki redaman yang baik dikarenakan memiliki bantalan tumit yang kuat untuk mencegah pengguna telapak kaki palsu jenis ini terjatuh kebelakang, sehingga telapak kaki palsu dengan jenis ini umumnya akan direkomendasikan untuk digunakan oleh pasien pertama kali setelah mengalami amputasi. Selain itu telapak kaki palsu SACH merupakan telapak kaki palsu yang minim perawatan dan kepuasan pengguna terhadap telapak kaki palsu ini lebih tinggi dibandingkan dengan jenis telapak kaki palsu lainnya, Bennet Wilson [36].

BAB 3

METODE PENELITIAN

3.1 Alur Penelitian

Berikut merupakan alur penelitian dalam judul Rancang Bangun Telapak Kaki Palsu.



Gambar 3- 1 Diagram Alir Penelitian

3.2 Kriteria Desain

Sebelum melakukan pembuatan atau fabrikasi telapak kaki palsu, perlu menentukan kriteria- kriteria perancangan terlebih dahulu. Kriteria tersebut akan dijadikan sebagai acuan dalam pembuatan produk telapak kaki palsu nantinya. Terdapat dua jenis kriteria yaitu kriteria *must* artinya kriteria yang harus ada dalam produk telapak kaki palsu, dan yang kedua adalah kriteria *want* artinya adalah kriteria tambahan yang diinginkan untuk telapak kaki palsu. Berikut merupakan kriteria- kriteria pada perancangan telapak kaki palsu.

3.2.1 Kriteria *Must*:

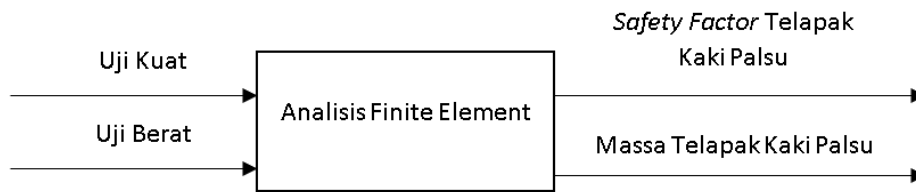
1. Kuat, telapak kaki palsu mampu menumpu bobot tubuh pengguna yang mencapai 150 kg.
2. Memiliki ukuran seperti telapak kaki orang dewasa 230 sampai dengan 260 mm.
3. Ringan, telapak kaki palsu memiliki persentasi berat 1.38% dari total bobot tubuh pengguna.

3.2.2 Kriteria *Want*:

1. Penampilan menyerupai telapak kaki manusia.

3.2.3 Validasi Kriteria Desain

Validasi pada kriteria perancangan desain dengan menggunakan *software* CAD- CAE. Pada point 1 dan 3 kriteria dapat menggunakan analisis FEA untuk menentukan kekuatan dan berat total pada telapak kaki palsu setelah di *assembly* dengan *core cavity*. Sedangkan untuk kriteria kriteria lainnya dapat menggunakan *software* CAD pada proses desain. Sehingga proses pada kriteria desain produk dapat dilihat pada skema berikut.



Gambar 3- 2 Skema Kriteria Desain

3.3 Peralatan dan Bahan

Pada penelitian ini, terdapat beberapa peralatan dan bahan yang digunakan untuk membantu penulis dalam melaksanakan penelitian Rancang Bangun Telapak Kaki Palsu. Berikut Tabel 3- 1 dan Tabel 3- 2 yang berisi peralatan dan bahan yang digunakan dalam penelitian ini.

Tabel 3- 1 Peralatan

No	Peralatan	Fungsi
1	Laptop/ PC	Perangkat Utama Dalam Melakukan Tahap Pra Perancangan
2	<i>Solidworks 2020</i>	Perangkat Lunak Untuk Melakukan Desain Perancangan
3	<i>Creality Slicer 1.2.3</i>	Perangkat Lunak Untuk Mesin 3D Print
4	<i>SupportWare II</i>	Perangkat Lunak Untuk Membaca Hasil Pengujian Kekasaran
5	<i>CoolTerm</i>	Perangkat Lunak Untuk Melihat Serial Monitor Pada Pengujian Dorsifleksi
6	<i>Pin On Disc Tribometer</i>	Peralatan Untuk Melakukan Pengujian Gesek dan Aus
7	<i>Stylush Probe/ Surfcom Touch 50</i>	Peralatan Untuk Melakukan Pengujian Kekasaran
8	Alat Uji Dorsifleksi	Digunakan Untuk Melakukan Uji Dorsifleksi Telapak Kaki Palsu
9	3D Printer	Mencetak Produk Perancangan
10	<i>Air Vacuum</i>	Menghilangkan Udara yang Terjebak Di Dalam

		Silikon
11	Timbangan	Melakukan Penimbangan Terhadap Komposisi Material Telapak Kaki Palsu
12	Alat Uji Kekerasan	Digunakan Dalam Menguji Kekerasan Produk Telapak Kaki Palsu
13	Sekrup	Digunakan Untuk Menahan Cetakan Telapak Kaki Palsu
14	Tang	Digunakan Untuk Membuka Sekrup Cetakan Telapak Kaki Palsu
15	Kunci Inggris	Digunakan Untuk Membuka Sekrup Cetakan Telapak Kaki Palsu
16	Jangka Sorong	Mengukur Ukuran Telapak Kaki Palsu
17	Suntikan	Memasukan Campuran Silikon Kedalam Cetakan
18	Amplas	Menghaluskan Permukaan Pada Cetakan Telapak Kaki Palsu

Tabel 3- 2 Bahan

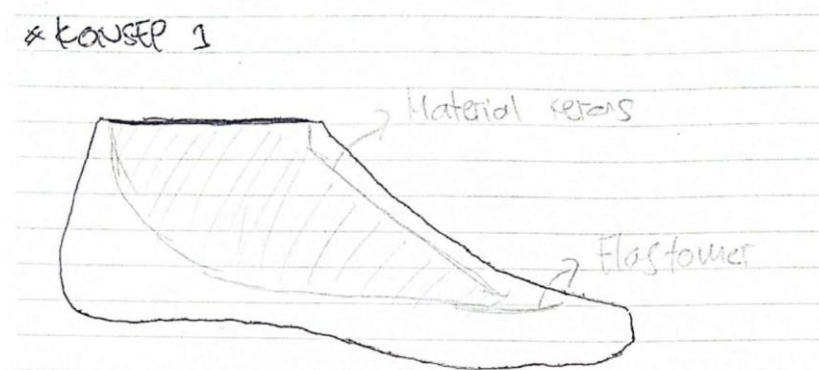
No	Bahan	Fungsi
1	Silikon RTV M4503	Sebagai Material Utama Dalam Pembuatan Telapak Kaki Palsu
2	<i>Talc Powder</i>	Material Pengeras Silikon RTV M4503
3	Katalis	Untuk Mempercepat Laju Pengerasan Silikon RTV M4503
4	Filament PLA+	Digunakan Dalam Membuat Cetakan dan <i>Core Cavity</i> Pada Telapak Kaki Palsu
5	Tali Serat <i>Polyester</i>	Sebagai <i>Belting</i> Pada Telapak Kaki Palsu
6	Pewarna Resin	Memberikan Warna Pada Produk Telapak Kaki Palsu

3.4 Perancangan Konsep Produk

Dalam melakukan suatu perancangan perlu melakukan pemilihan konsep desain terhadap suatu produk yang akan dibuat nantinya. Komponen utama yang akan mempengaruhi kekuatan, performa, dan ketahanan telapak kaki palsu terletak pada *core cavity* telapak kaki palsu. Tahap awal pada perancangan konsep produk adalah menentukan 5 konsep *core cavity* yang akan digunakan dalam pembuatan produk, kemudian diberikan penilaian yang berdasarkan pada kriteria perancangan yang meliputi kriteria *must* dan kriteria *want*. Berikut ini merupakan 5 konsep desain *core cavity* yang akan menjadi opsi atau pilihan dalam pembuatan produk telapak kaki palsu.

3.4.1 Konsep Desain 1

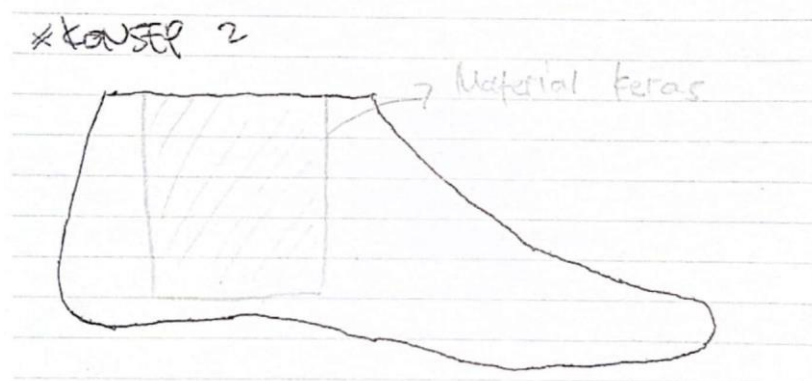
Pada konsep desain perancangan yang pertama, *core cavity* telapak kaki palsu memiliki material keras yang terbentuk dari *heel bone* atau tumit sampai ke telapak kaki bagian depan. Sedangkan *belting* pada konsep desain pertama ini terdapat pada bagian depan *core cavity* dan tidak memiliki panjang yang cukup untuk mengontrol dorsifleksi yang terjadi pada telapak kaki palsu nantinya. Dengan terbentuknya *core cavity* yang terbentuk hingga bagian depan telapak kaki, dorsifleksi yang dihasilkan tidak akan maksimal karena tertahan oleh bagian depan *core cavity*. *Core cavity* pada konsep 1 merupakan jenis yang digunakan pada produk Jerman dan Tiongkok. Berikut ini merupakan sketsa dari konsep desain 1 yang dapat dilihat pada Gambar 3- 2.



Gambar 3- 3 Konsep Desain 1 *Core Cavity* Telapak Kaki Palsu

3.4.2 Konsep Desain 2

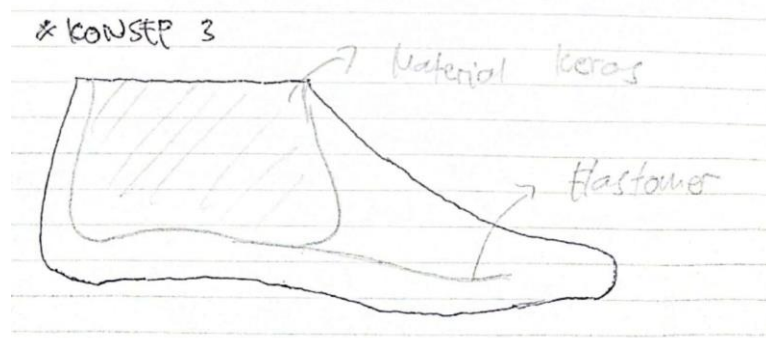
Pada konsep desain 2 *core cavity* telapak kaki palsu memiliki bentuk silinder yang terbentuk pada bagian *heel bone* telapak kaki palsu dan pada konsep desain 2 ini *core cavity* tidak memiliki *belting*. Apabila dilakukan uji dorsifleksi konsep desain 2 ini mampu memberikan nilai dorsifleksi yang menyerupai telapak kaki manusia, akan tetapi dengan tidak adanya *belting* pada konsep desain 2 ini dorsifleksi pada telapak kaki palsu akan tidak ter kontrol. Berikut ini merupakan sketsa pada konsep desain 2 yang dapat dilihat pada Gambar 3- 3.



Gambar 3- 4 Konsep Desain 2 *Core Cavity* Telapak Kaki Palsu

3.4.3 Konsep Desain 3

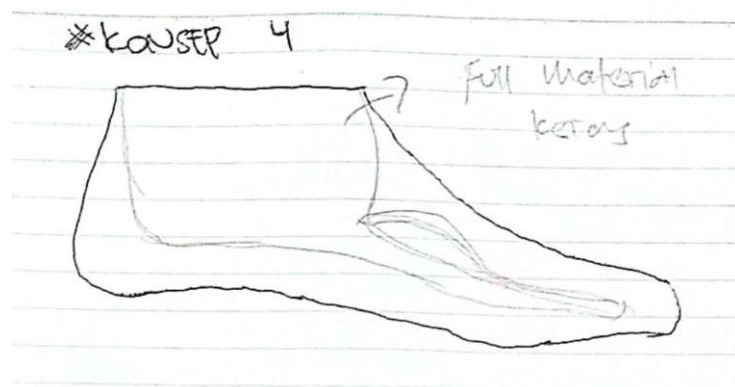
Pada konsep desain 3 *core cavity* telapak kaki palsu memiliki *core cavity* yang terbentuk dari *heel bone* atau tumit hingga bagian tengah telapak kaki, dan memiliki *belting* yang terbentuk dari bagian tengah hingga bagian depan telapak kaki palsu. Secara bentuk dan ukuran *core cavity* pada konsep 3 ini memiliki bentuk yang tidak terlalu kecil dan tidak terlalu besar, sehingga telapak kaki palsu memiliki berat yang ringan sekaligus memiliki struktur yang kuat. Serta dorsifleksi pada konsep desain 3 ini dapat terkontrol dengan baik karena memiliki *belting* yang cukup panjang dibandingkan dengan *belting* pada konsep desain lainnya. Berikut merupakan sketsa dari konsep desain 3 yang dapat dilihat pada Gambar 3- 4.



Gambar 3- 5 Konsep Desain 3 *Core Cavity* Telapak Kaki Palsu

3.4.4 Konsep Desain 4

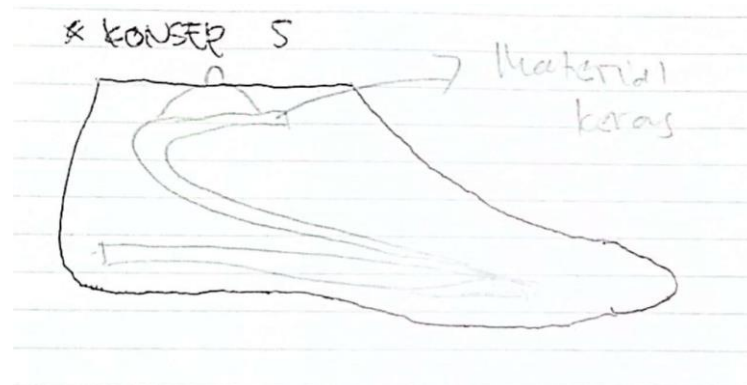
Pada konsep desain 4 ini. *Core cavity* dari telapak kaki palsu terbentuk dari *heel bone* atau tumit hingga bagian depan telapak kaki palsu. Apabila dilihat dari dimensinya, *core cavity* pada konsep desain 4 ini memiliki struktur yang kuat dan mampu menumpu beban hingga 100 kg, akan tetapi mengakibatkan produk telapak kaki palsu memiliki massa yang tinggi atau berat karena ukuran dari konsep desain *core cavity* ke- 4 ini cukup besar. Pada konsep desain 4 ini tidak memiliki *belting* untuk mengontrol dorsifleksi pada produk telapak kaki palsu dan digantikan oleh material keras pada bagian telapak kaki palsu, sehingga apabila melakukan uji dorsifleksi pada konsep desain 4 tidak akan maksimal dan apabila terdapat dorsifleksi yang berlebih *core cavity* pada bagian depan telapak kaki palsu akan berkemungkinan untuk mengalami *crack/* retakan atau bahkan mengalami patah. Berikut merupakan sketsa dari konsep desain 4 yang dapat dilihat pada Gambar 3- 5.



Gambar 3- 6 Konsep Desain 4 *Core Cavity* Telapak Kaki Palsu

3.4.5 Konsep Desain 5

Pada konsep desain ke- 5 atau konsep desain yang terakhir, *core cavity* seluruhnya bermaterial keras dan tidak memiliki *belting* pada bagian depan telapak kaki palsu. Konsep desain ini memiliki *cavity* atau rongga pada bagian atas *core* dan bagian bawahnya, sehingga apabila di aplikasikan beban yang mencapai 100 kg dikhawatirkan akan terjadinya *crack* atau retakan pada penggunaan dengan jangka waktu yang lama. Kemudian apabila dilakukan uji dorsifleksi pada *core cavity* konsep 5 akan tidak maksimal karena ketika telapak kaki palsu menekuk akan tertahan oleh material keras pada bagian depan telapak kaki palsu. Kemudian yang terakhir adalah untuk proses fabrikasi pada konsep 5 ini cukup rumit sehingga tidak masuk dalam kriteria *want* pada *point* ketiga. Adapun sketsa pada *core cavity* konsep 5 yang dapat dilihat pada Gambar 3- 6.



Gambar 3- 7 Konsep Desain 5 Core Cavity Telapak Kaki Palsu

3.4.6 Evaluasi Konsep Desain Produk Sesuai Dengan Matriks Pengambilan Keputusan

Pada sub- bab sebelumnya telah ditentukan kriteria *must* dan kriteria *want* dalam merancang telapak kaki palsu pada penelitian ini. Dari semua kriteria di jadikan sebagai acuan dalam melakukan penilaian terhadap konsep- konsep yang telah ditentukan sebelumnya. Terdapat 7 kriteria yang terdiri dari 4 kriteria *must* dan 3 kriteria *want*. Adapun kriteria- kriteria yang telah ditentukan adalah sebagai berikut:

1. Kuat
Core cavity harus memiliki struktur yang kuat dan mampu menumpu beban hingga 150 kg.
2. Dorsifleksi
Core cavity diharuskan dapat memberikan dorsifleksi yang baik pada telapak kaki palsu yang menyerupai telapak kaki manusia sungguhan dengan nilai dorsifleksi 14° sampai dengan 25°.
3. Ringan
Setelah di *assembly* atau di gabungkan dengan anatomi telapak kaki palsu, *core cavity* diharuskan memiliki massa yang ringan dan menyerupai massa telapak kaki manusia dengan rata- rata persentase berat telapak kaki sebesar 1.38% dari total berat badan keseluruhan.
4. Performa
Core cavity dapat memberikan performa kepada telapak kaki palsu berupa ketika digunakan telapak kaki palsu tersebut dapat dengan mudah kembali kepada posisi mendatar.
5. Penampilan menyerupai asli
Diinginkan telapak kaki palsu yang menyerupai dengan telapak kaki manusia dan *core cavity* tidak merubah model telapak kaki palsu.
6. Fleksibilitas
Diinginkan telapak kaki palsu dapat dengan mudah dalam menggunakan berbagai macam alas kaki terutama sandal.
7. Produksi mudah
Core cavity dapat dengan mudah untuk di fabrikasi sehingga tidak meningkatkan *cost production* pada produk telapak kaki palsu.

Pada sub- bab sebelumnya berisi tentang pengembangan konsep *core cavity* pada telapak kaki palsu yang akan digunakan, pada tahap untuk menentukan penilaian terhadap 5 konsep pada sub- bab sebelumnya berdasarkan pada opini pribadi yang di diskusikan dengan dosen pembimbing tugas akhir. Semua konsep *core cavity* telapak kaki palsu akan diberi nilai sesuai dengan 7 kriteria yang sebelumnya telah ditentukan dengan notasi (K). sedangkan setiap

kriteria- kriteria memiliki bobot yang berbeda satu dengan yang lainnya, dan diberi notasi (Wt). Pada penilaian ini menggunakan notasi (+) apabila konsep dapat memenuhi kriteria atau lebih baik, notasi (S) apabila kriteria pada konsep kemampuannya sama, dan pemberian notasi (-) apabila terdapat kriteria pada suatu konsep yang lebih buruk. Hasil penilaian dapat dilihat pada Tabel 3- 3 berikut.

Tabel 3- 3 Matrik Keputusan Untuk Memilih Konsep *Core Cavity*

No.	Kriteria	Wt	Konsep				
			K-1	K-2	K-3	K-4	K-5
1	Kuat	10	+	-	+	+	-
2	Dorsifleksi	8	S	S	+	-	-
3	Ringan	10	S	+	+	-	S
4	Performa	10	+	S	+	-	-
5	Penampilan	8	S	S	S	S	S
6	Fleksibilitas	8	S	S	S	S	S
7	Produksi mudah	7	S	+	+	-	-
Total +			2	2	5	1	0
Total S			5	4	2	2	3
Total -			0	1	0	4	4
Jumlah Penilaian Bobot			20	7	45	-25	-35

Keterangan:

K = Konsep Desain *Core Cavity* Telapak Kaki Palsu

Wt = Bobot Nilai Maksimum

Setiap konsep yang telah ditentukan sebelumnya diberikan penilaian sesuai dengan kriteria perancangan yang diinginkan. Untuk mendapatkan kriteria yang terbaik adalah dengan memberikan penilaian terhadap semua konsep yang merujuk pada bobot nilai maksimum (Wt), kemudian semua konsep diberikan nilai dan dijumlahkan semua konsep yang memiliki notasi (+) terlebih dahulu, kemudian dikurangi dengan kriteria konsep yang ber notasi (-), sedangkan untuk notasi (S) bernilai 0. Seperti contoh pada konsep 1, penilaian yang di peroleh adalah 20, yang didapat dari penjumlahan (10+0+0+10+0+0+0). Berdasarkan penilaian yang telah dilakukan, konsep 3 memiliki nilai tertinggi diantara ke lima

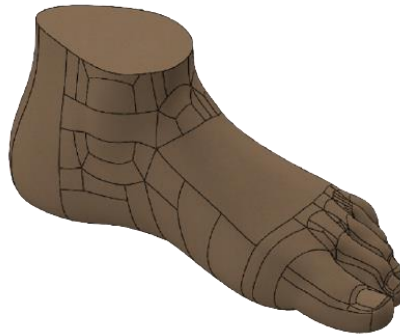
konsep *core cavity*, sehingga konsep 3 akan menjadi *core cavity* pilihan dalam penelitian ini.

3.5 Perancangan Desain

Berdasarkan sub- bab Evaluasi Konsep Desain Produk Sesuai Dengan Matriks Pengambilan Keputusan, dari lima alternatif konsep desain produk, konsep desain 3 memiliki nilai yang tertinggi. Maka penulis memutuskan untuk menggunakan konsep desain 3 dalam membuat *core cavity* pada telapak kaki palsu. Selain pembuatan *core cavity* telapak kaki palsu, perlu juga membuat desain cetakan yang ideal dengan telapak kaki palsu pada produk yang sudah ada di pasaran. Pembuatan desain menggunakan *software SolidWorks 2020*.

3.5.1 Model Telapak Kaki Palsu

Model telapak kaki palsu pada penelitian ini menggunakan model yang sudah ada, yang diambil berdasarkan hasil 3D Scan dengan format file .STL. File yang didapat merupakan hasil 3D Scan pada telapak kaki bagian kiri, sedangkan yang diperlukan adalah pembuatan telapak kaki palsu untuk telapak kaki sebelah kanan, sehingga setelah file .STL tersebut di *import* kedalam *software SolidWorks 2020* perlu dilakukan *mirror* agar mendapatkan model telapak kaki palsu pada bagian kanan. Kemudian yang perlu dilakukan selanjutnya adalah melakukan *resizing* atau perubahan ukuran dari model awal menjadi model yang memiliki ukuran sesuai dengan telapak kaki palsu. Model telapak kaki palsu digunakan sebagai *master* dalam melakukan desain cetakan telapak kaki palsu yang dapat dilihat pada Gambar 3- 7.



Gambar 3- 8 Model Awal Telapak Kaki Palsu Kiri

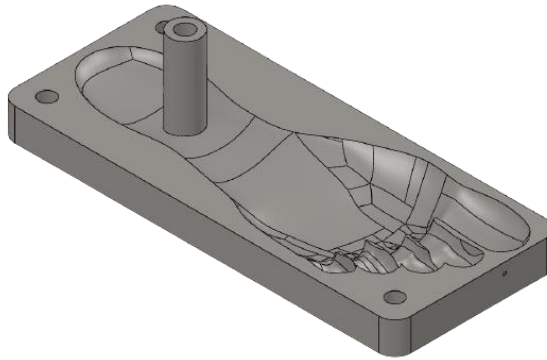


Gambar 3- 9 Model Telapak Kaki Palsu Setelah *Resizing*

Setelah melalui proses *resizing* telapak kaki palsu memiliki ukuran panjang 240 mm, lebar 92.55 mm, dan tinggi telapak kaki sebesar 89.42 mm yang bentuknya dapat dilihat pada Gambar 3- 8.

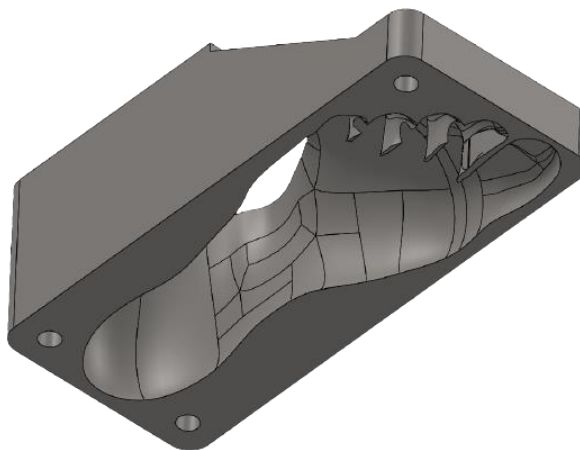
3.5.2 Cetakan Telapak Kaki Palsu

Setelah mendapatkan model final telapak kaki palsu, langkah berikutnya adalah pembuatan desain cetakan telapak kaki palsu. Desain cetakan terbagi menjadi 2 bagian, yakni bagian bawah dan bagian atas. Proses pembentukan anatomi telapak kaki pada cetakan tersebut menggunakan fitur *cavity* pada *software SolidWorks 2020*, dengan menggunakan fitur tersebut tidak ada perbedaan bentuk ataupun ukuran pada model telapak kaki dan juga desain cetakan telapak kaki palsu nantinya. Berikut ini merupakan desain cetakan bawah telapak kaki palsu pada Gambar 3- 9.



Gambar 3- 10 Desain Cetakan Bawah Telapak Kaki Palsu

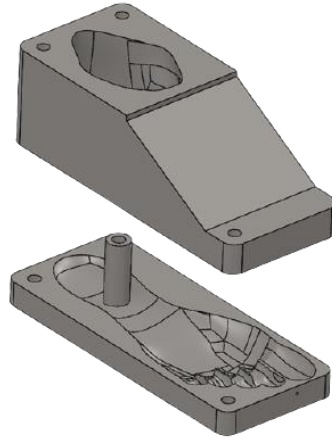
Pada bagian tengah cetakan terdapat bentuk yang menyerupai dengan silinder dan berlubang pada bagian tengahnya. Geometri ini akan memberikan lubang pada bagian tengah telapak kaki palsu dan dibutuhkan untuk memasukan baut yang terhubung dengan *socket prosthesis* bawah lutut. selain itu, lubang tersebut diperlukan juga untuk memasukan batang poros pada alat pengujian dorsifleksi. Spesifikasi ukuran silinder tersebut sesuai dengan telapak kaki palsu produk Jerman, Tiongkok dan Lokal dengan diameter luar adalah 18.9 mm, diameter bagian dalam 10.30 mm, dan panjang pada silinder tersebut adalah 54.17 mm. sedangkan untuk cetakan bagian atas dapat dilihat pada Gambar 3- 10.



Gambar 3- 11 Desain Cetakan Atas Telapak Kaki Palsu

Pada bagian atas cetakan telapak kaki palsu menggunakan fitur yang sama, yakni fitur *cavity* pada *software SolidWorks 2020* sehingga geometri pada cetakan akan sama seperti geometri pada model telapak kaki. Kedua cetakan

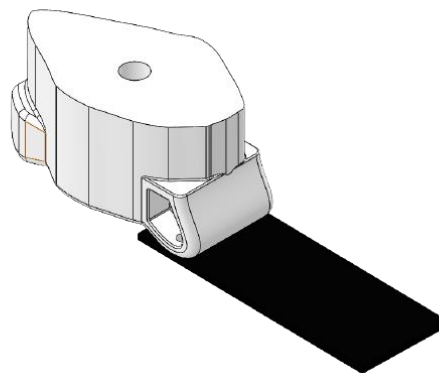
telapak kaki palsu memiliki ukuran panjang 245 mm dan lebar 104 mm, sedangkan untuk tebal cetakan bawah adalah 20 mm dan untuk tinggi cetakan atas adalah 80 mm. sehingga ketika kedua cetakan di *explode view* dapat dilihat pada Gambar 3- 11.



Gambar 3- 12 Cetakan Atas dan Bawah Telapak Kaki Palsu

3.5.3 *Core Cavity* Telapak Kaki Palsu

Berdasarkan penilaian pada matriks pengambilan keputusan, konsep desain 3 memiliki nilai terbaik diantara 5 konsep desain yang ada. Sehingga ditindak lanjuti pembuatan *core cavity* pada telapak kaki palsu yang mengacu pada konsep desain 3 dengan desain 3D yang dapat dilihat pada Gambar 3- 12.



Gambar 3- 13 *Core Cavity* Telapak Kaki Palsu

Desain *core cavity* ini tidak merubah bentuk dari telapak kaki palsu karena bentuk *core cavity* menyesuaikan bentuk anatomi telapak kaki palsu. Spesifikasi ukuran pada *core cavity* ini memiliki panjang keseluruhan 92.2 mm,

lebar 50.49 mm dan tinggi keseluruhan adalah 45.02 mm. kemudian untuk lubang pada bagian tengah *core cavity* terletak pada bagian tengah dengan diameter 10.3 mm yang diperlukan untuk menghubungkan baut dengan *socket* pada *prosthesis* bawah lutut.

3.6 Kriteria Produk

Pada sub bab ini akan membahas kriteria- kriteria untuk produk akhir telapak kaki palsu. Sama seperti kriteria desain, pada kriteria produk juga memiliki kriteria *must* atau kriteria yang harus ada di dalam perancangan, dan kriteria *want* atau kriteria yang diinginkan pada perancangan produk telapak kaki palsu.

3.6.1 Kriteria *Must*:

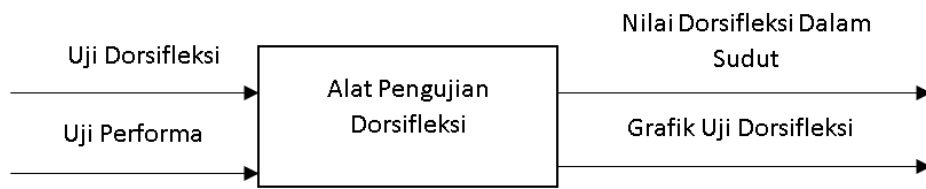
1. Memiliki dorsifleksi yang menyerupai dengan telapak kaki manusia dengan rentang nilai 14° sampai dengan 25° .
2. Memiliki performa yang baik, telapak kaki palsu dapat mudah dalam kembali kedalam posisi mendatar ketika digunakan.

3.6.2 Kriteria *Want*:

1. Memiliki penampilan yang menyerupai telapak kaki manusia.
2. Fleksibel, mampu menggunakan berbagai macam alas kaki.
3. Mudah dalam fabrikasi.

3.6.3 Validasi Kriteria Produk

Kriteria produk juga memerlukan suatu validasi untuk mengukur apakah produk yang dibuat dapat memenuhi kriteria atau tidak. Point 1 dan 2 kriteria *must* dapat di validasi dengan menggunakan pengujian dorsifleksi telapak kaki palsu, sehingga skema dari kriteria tersebut dapat dilihat pada skema berikut.



Gambar 3- 14 Skema Kriteria Produk

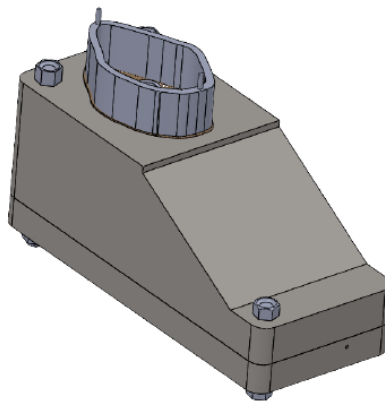
BAB 4

HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1 Hasil Perancangan

4.1.1 *Assembly* 3D

Setelah semua *part* telah di desain, maka tahap selanjutnya adalah melakukan *assembly* terhadap semua komponen. Anatomi telapak kaki memiliki banyak geometri yang melengkung, sehingga tahapan *assembly* perlu dilakukan untuk melihat apakah terdapat geometri yang bertabrakan dengan menggunakan fitur *section view* serta *assembly* diperlukan untuk melihat komponen secara keseluruhan yang meliputi komponen cetakan atas- bawah telapak kaki palsu, anatomi telapak kaki, *core cavity* telapak kaki palsu, baut cetakan, dan penekan silikon. Berikut ini merupakan hasil *assembly* 3D dari desain cetakan telapak kaki palsu dan komponen penekan silikon pada bagian atas cetakan yang dapat dilihat pada Gambar 4- 1.



Gambar 4- 1 *Assembly* 3D Seluruh Komponen

Adapun hasil *assembly core cavity* telapak kaki palsu dengan anatomi telapak kaki dapat dilihat pada Gambar 4- 2.



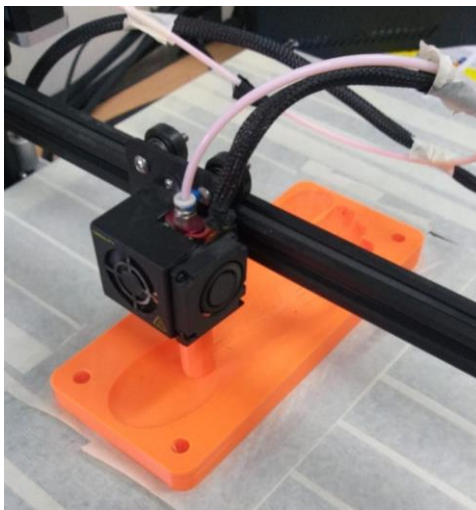
Gambar 4- 2 *Assembly Core Cavity* dan Anatomi Telapak Kaki

4.1.2 Hasil Proses 3D Print

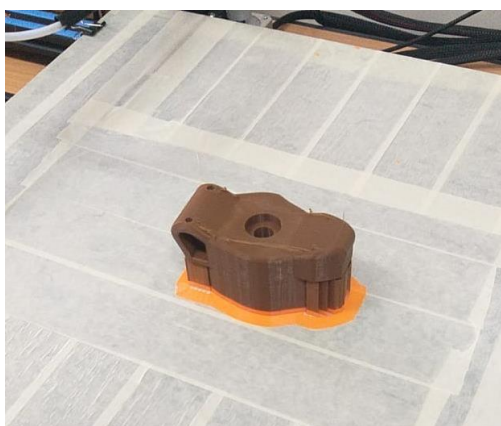
Pada penelitian ini, 3D print digunakan untuk membuat cetakan dan *core cavity* pada produk telapak kaki palsu. Proses 3D print menggunakan mesin 3D printer *creality 10S* berukuran 500x500x500 mm. berikut ini merupakan hasil dari 3D print yang dilakukan untuk komponen penelitian dalam pembuatan telapak kaki palsu pada Gambar 4- 3 sampai dengan Gambar 4- 5, serta *assembly* cetakan dapat dilihat pada Gambar 4- 6.



Gambar 4- 3 Hasil 3D Print Cetakan Atas Telapak Kaki Palsu



Gambar 4- 4 Hasil 3D Print Cetakan Bawah Telapak Kaki Palsu



Gambar 4- 5 Hasil 3D Print *Core Cavity* Telapak Kaki Palsu



Gambar 4- 6 *Assembly* Komponen 3D Print

Berdasarkan hasil 3D print yang telah dilakukan dengan parameter *layer height* sebesar 0.15 mm hasil yang didapat cukup halus terutama pada cetakan telapak kaki palsu. Akan tetapi untuk mendapatkan hasil yang lebih baik perlu dilakukan proses penghalusan dengan menggunakan amplas, sehingga hasil pada produk telapak kaki palsu nantinya akan halus dan tidak ada bekas lapisan-lapisan proses 3D print pada produk telapak kaki palsu.

4.1.3 Hasil Fabrikasi Telapak Kaki Palsu

Proses pembuatan telapak kaki palsu menggunakan metode *casting* atau penuangan kedalam cetakan. Material yang digunakan pada produk telapak kaki palsu menggunakan komposisi material terbaik pada penelitian sebelumnya, yakni campuran silikon RTV M4503, katalis 2 persen, dan *talc powder* 40 persen. Jumlah produk yang dibuat pada penelitian ini sebanyak 3 buah yakni dengan komposisi silikon RTV M4503, katalis 2 persen, dan tanpa pewarna (produk hasil penelitian 1), kemudian silikon RTV M4503, katalis 2 persen, dan pewarna (produk hasil penelitian 2), dan komposisi terakhir adalah silikon RTV M4503, katalis 2 persen, *talc powder* 40 persen, dan pewarna (produk hasil penelitian 3). Adapun langkah awal dalam pembuatan telapak kaki palsu adalah diawali dengan memasang *belting* bermaterial *polyester fibre* dengan *core cavity* beikut hasil pemasangan *belting* dengan *core cavity* yang dapat dilihat pada Gambar 4- 7.



Gambar 4- 7 Pemasangan *Belting* Dengan *Core Cavity*

Setelah *belting* terpasang dengan *core cavity*, langkah berikutnya adalah mencampurkan setiap komposisi material seperti pada penjelasan sebelumnya.

Sehingga diperoleh hasil telapak kaki palsu yang telah dibuat dapat dilihat pada Gambar 4- 8 sampai dengan Gambar 4- 10.



Gambar 4- 8 Produk Telapak Kaki Palsu Hasil Penelitian 1



Gambar 4- 9 Produk Telapak Kaki Palsu Hasil Penelitian 2



Gambar 4- 10 Produk Telapak Kaki Palsu Hasil Penelitian 3

Berdasarkan hasil pembuatan telapak kaki palsu yang telah dilakukan, proses pengeringan silikon dilakukan selama kurang lebih 24 jam. Kemudian produk telapak kaki palsu dilepaskan dari cetakan. Produk telapak kaki palsu pada penelitian ini telah memenuhi kriteria perancangan diantaranya adalah bentuk pada telapak kaki palsu memiliki bentuk yang sama seperti telapak kaki manusia, diantara ibu jari dan telunjuk terdapat sela sehingga dapat menggunakan sandal, dan produk telapak kaki palsu tidak terlalu lentur sehingga dapat dengan mudah kembali ke posisi mendatar ketika digunakan. Akan tetapi produk telapak kaki palsu pada penelitian ini terlihat sedikit membesar pada bagian tengah, sehingga apabila dilakukan evaluasi perbandingan ukuran dengan produk telapak kaki palsu produk impor akan sedikit lebih besar, selain itu berat pada produk telapak kaki palsu masih sangat berat yang hamper mencapai 1 kg. kemudian terdapat *defect* atau cacat pada telapak kaki palsu untuk telapak kaki palsu dengan material campran *talc powder* dan pewarna. Berikut merupakan tabel perbandingan ukuran pada produk telapak kaki palsu penelitian ini dengan produk telapak kaki palsu milik Jerman, dan Tiongkok yang dapat dilihat pada Tabel 4- 1.

Tabel 4- 1 Persentase Selisih Ukuran Telapak Kaki Palsu

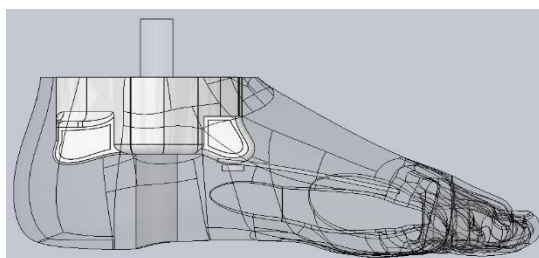
No	Dimensi	Produk Jerman & Lokal	Hasil Penelitian	Persentase Selisih
1	Panjang Telapak Kaki	250 mm	240 mm	4 %
2	Panjang Telapak Lengan Kaki	180 mm	170 mm	5.56 %
3	Panjang Kaki Sampai Jari Kelingking	220 mm	200 mm	9.091 %
4	Lebar Kaki	85.75 mm	90.80 mm	5.9 %
5	Lebar Tangkai Kaki	64.20 mm	53.90 mm	16.04 %
6	Tinggi Mata Kaki	38.10 mm	59.70 mm	56.7 %

7	Tinggi Bagian Tengah Kaki	52.60 mm	65 mm	23.57 %
8	Jarak Horisontal Tangai Mata Kaki	29.40 mm	30 mm	2.04 %
9	Tinggi Telapak Kaki	71.45 mm	84.15 mm	17.775 %
10	Berat	534 gr	924 gr	73 %

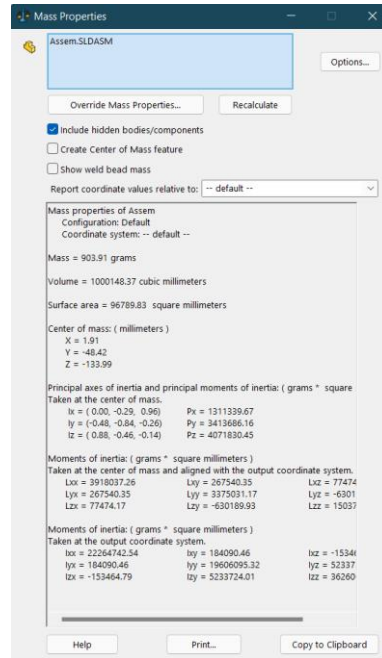
Dari perhitungan ukuran yang dilakukan dengan menggunakan jangka sorong terhadap produk telapak kaki palsu buatan dan produk yang beredar di pasaran, ukuran pada telapak kaki palsu buatan memiliki ukuran yang sedikit lebih besar dibandingkan dengan produk yang sudah beredar dipasaran. Kemudian untuk massa pada produk hasil penelitian juga terlalu berat meskipun masih masuk dalam kriteria perancangan.

4.1.4 Simulasi *Finite Element Analysis*

Simulasi *finite element* diperlukan dalam melihat kekuatan dari anatomi telapak kaki palsu setelah di *assembly* dengan *core cavity* konsep 3. Berikut merupakan gambar 3D *core cavity* terpilih setelah di *assembly* dengan anatomi telapak kaki dapat dilihat pada Gambar 4- 11 dan *mass properties* pada model tersebut dapat dilihat pada Gambar 4- 12.



Gambar 4- 11 Konsep Desain 3 Core Cavity Telapak Kaki Palsu

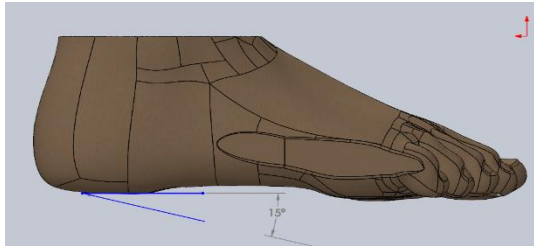


Gambar 4- 12 Mass Properties Setelah Assembly

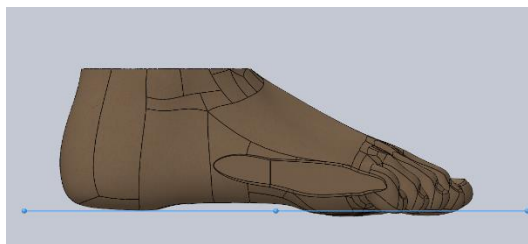
Standar pada simulasi *finite element analysis* ini mengikuti standar ISO 10328 dengan pengujian *heel strike loading* yakni tumit telapak kaki membentuk sudut 15° terhadap lantai, *midfoot loading* yakni ketika kondisi telapak kaki seluruhnya bersentuhan dengan lantai, dan *toe off loading* yakni ketika bagian depan telapak kaki membentuk sudut 20° terhadap lantai Polizzi, dkk [27]. Sedangkan asumsi beban pengguna adalah 150 kg, dan menurut Cochran [44] *ground reaction force* pada kondisi *heel strike loading* beban yang diterima oleh telapak kaki adalah 1.2 kali berat tubuh, kondisi *midfoot loading* setengah dari berat tubuh, sedangkan pada kondisi *toe off loading* beban yang diterima oleh telapak kaki adalah sama dengan berat tubuh. Adapun asumsi pada simulasi *finite element analysis* ini adalah sebagai berikut.

1. Material *core cavity* menggunakan *polyester*.
2. Belting menggunakan natural rubber.
3. Anatomi telapak kaki menggunakan silikon.
4. Analisis yang dilakukan terhadap 3 fase berjalan dengan asumsi bobot pengguna 150 kg, *heel strike loading* 180 kg ($F= 1800N$), *midfoot loading* 75 kg ($F=750N$), dan *toe off loading* 150 kg ($F= 1500N$).
5. Poros di asumsikan sebagai *socket* yang menerima beban.

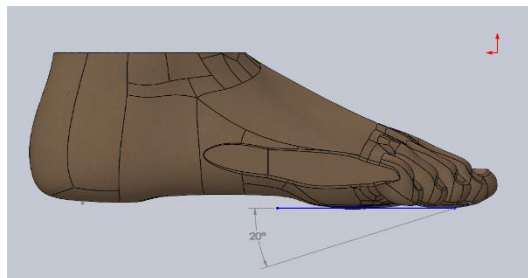
Berikut ini merupakan ilustrasi pada pengujian *heel strike loading*, *midfoot loading*, dan *toe off loading* yang dapat dilihat pada Gambar 4- 13, Gambar 4- 14, dan Gambar 4- 15.



Gambar 4- 13 Definisi Heel Strike Loading



Gambar 4- 14 Definisi Midfoot Loading



Gambar 4- 15 Definisi Toe Off Loading

Adapun *material properties* pada asumsi pengujian *finite element analysis* dapat dilihat pada Gambar 4- 16, Gambar 4- 17, dan Gambar 4- 18 berikut.

Material properties
Materials in the default library can not be edited. You must first copy the material to a custom library to edit it.

Model Type: Linear Elastic Isotropic Save model type in library

Units: SI - N/m² (Pa)

Category: Plastics

Name: Polyester Resin

Description: UP; unsaturated

Source:

Sustainability: Defined

Property	Value	Units
Elastic Modulus	1.9e+10	N/m ²
Poisson's Ratio		N/A
Shear Modulus		N/m ²
Mass Density	1160	kg/m ³
Tensile Strength	190000000	N/m ²
Compressive Strength	230000000	N/m ²
Yield Strength		N/m ²
Thermal Expansion Coefficient		/K
Thermal Conductivity	0.17	W/(m-K)
Specific Heat		J/(kg-K)

Gambar 4- 16 *Material Properties Polyester*

Properties Appearance CrossHatch Custom Application Data Favorites Sheet Metal

Material properties
Materials in the default library can not be edited. You must first copy the material to a custom library to edit it.

Model Type: Linear Elastic Isotropic Save model type in library

Units: SI - N/m² (Pa)

Category: Rubber

Name: Natural Rubber

Description:

Source:

Sustainability: Defined

Property	Value	Units
Elastic Modulus	10000	N/m ²
Poisson's Ratio	0.45	N/A
Shear Modulus		N/m ²
Mass Density	960	kg/m ³
Tensile Strength	20000000	N/m ²
Compressive Strength		N/m ²
Yield Strength		N/m ²
Thermal Expansion Coefficient		/K
Thermal Conductivity		W/(m-K)
Specific Heat		J/(kg-K)

Gambar 4- 17 *Material Properties Natural Rubber*

Properties Appearance CrossHatch Custom Application Data Favorites Sheet Metal

Material properties
Materials in the default library can not be edited. You must first copy the material to a custom library to edit it.

Model Type: Linear Elastic Isotropic Save model type in library

Units: SI - N/m² (Pa)

Category: Silicons

Name: Silicon

Description:

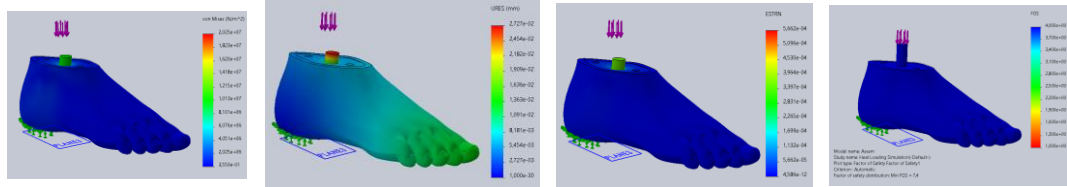
Source:

Sustainability: Defined

Property	Value	Units
Elastic Modulus	1.124e+11	N/m ²
Poisson's Ratio	0.28	N/A
Shear Modulus	4.9e+10	N/m ²
Mass Density	2330	kg/m ³
Tensile Strength		N/m ²
Compressive Strength		N/m ²
Yield Strength	120000000	N/m ²
Thermal Expansion Coefficient		/K
Thermal Conductivity	124	W/(m-K)
Specific Heat		J/(kg-K)

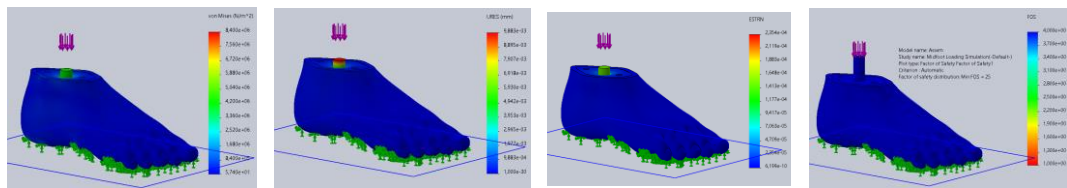
Gambar 4- 18 *Material Properties Silicone*

Berdasarkan pada standar ISO 10328 pengujian telapak kaki palsu dilakukan dengan 3 kondisi fase berjalan, yakni *heel stike loading*, *midfoot loading*, dan *toe off loading*. Berikut ini merupakan hasil dari *finite element analysis* terhadap 3 kondisi fase berjalan pada desain konsep 3.



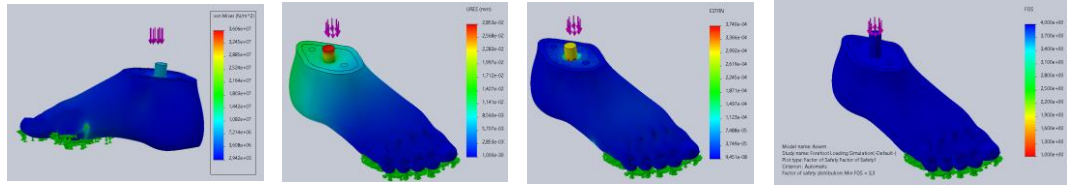
Gambar 4- 19 Hasil Simulasi FEA Kondisi Heel Strike Loading

Pada hasil simulasi FEA dengan kondisi *heel strike loading* pada Gambar 4-19 diatas. Didapat 4 hasil simulasi berupa hasil *stress* (tekanan), *displacement* (perpindahan), *strain* (regangan), dan *safety factor* (faktor keamanan). Nilai tegangan maksimum pada hasil FEA ini mencapai 20.25 Mpa, *displacement* maksimum 0.02727 mm, regangan maksimum 0.0005662 mm, dan minimum *safety factor* adalah 7.4.



Gambar 4- 20 Hasil Simulasi FEA Kondisi Midfoot Loading

Pada hasil simulasi FEA dengan kondisi *midfoot loading* pada Gambar 4-20 diatas. Didapat 4 hasil simulasi berupa hasil *stress* (tekanan), *displacement* (perpindahan), *strain* (regangan), dan *safety factor* (faktor keamanan). Nilai tegangan maksimum pada hasil FEA ini mencapai 8.4 Mpa, *displacement* maksimum 0.009883 mm, regangan maksimum 0.0002354 mm, dan minimum *safety factor* adalah 25.



Gambar 4- 21 Hasil Simulasi FEA Kondisi Toe Off Loading

Pada hasil simulasi FEA dengan kondisi *toe off loading* pada Gambar 4-21 diatas. Didapat 4 hasil simulasi berupa hasil *stress* (tekanan), *displacement* (perpindahan), *strain* (regangan), dan *safety factor* (faktor keamanan). Nilai tegangan maksimum pada hasil FEA ini mencapai 36.06 Mpa, *displacement* maksimum 0.02853 mm, regangan maksimum 0.000374 mm, dan minimum *safety factor* adalah 3.3. Berikut merupakan hasil dari FEA dari 3 kondisi berjalan pada konsep desain *core cavity 3* secara keseluruhan yang dapat dilihat pada Tabel 4- 2.

Tabel 4- 2 Hasil *Finite Element Analysis* Keseluruhan

Parameter	Hasil Simulasi
Massa Kaki Setelah <i>Assembly</i>	903.91
<i>Heel Strike Loading</i>	
Max. Stress	20.25 Mpa
Max. Displacement	0.02727 mm
Max. Strain	0.0005662 mm
Min. Safety Factor	7.4
<i>Midfoot Loading</i>	
Max. Stress	8.4 Mpa
Max. Displacement	0.009883 mm
Max. Strain	0.0002354 mm
Min. Safety Factor	25
<i>Toe Off Loading</i>	
Max. Stress	36.06 Mpa
Max. Displacement	0.02853 mm
Max. Strain	0.000374 mm
Min. Safety Factor	3.3

Berdasarkan analisis *finite element* yang telah dilakukan pada konsep desain terpilih dapat disimpulkan bahwa konsep desain aman untuk di aplikasikan pada telapak kaki palsu karena memiliki rata- rata *safety factor* yang mencapai 11.9. Akan tetapi pada saat kondisi *toe off loading* terdapat tegangan yang cukup tinggi hal ini dikarenakan area yang menyentuh dengan permukaan tanah pada fase tersebut lebih kecil dibandingkan dengan dua fase yang lainnya. Dengan demikian *Core cavity* konsep 3 akan diaplikasikan pada telapak kaki palsu di penelitian ini, *core cavity* akan difabrikasi dengan menggunakan 3D print dengan material PLA.

4.2 Hasil Pengujian

Pengujian yang dilakukan pada penelitian ini adalah pengujian *tribology behavior* pada telapak kaki palsu produk Jerman dengan merek ottobock (Produk A), Tiongkok tanpa merek (Produk B), dan Lokal yang merupakan produk buatan madiun (Produk C) untuk melihat gaya gesek dan aus yang dihasilkan dari produk telapak kaki palsu yang sudah ada di pasaran. Kemudian untuk produk buatan telapak kaki palsu pada penelitian ini hanya dilakukan pengujian dorsifleksi untuk melihat kelenturan pada produk telapak kaki palsu dan juga melakukan uji dorsifleksi terhadap Produk A, Produk B, dan Produk C sebagai produk pembanding. Berikut ini merupakan produk Jerman (Produk A), Tiongkok (Produk B), dan Lokal (Produk C) yang dapat dilihat pada Gambar 4- 22, Gambar 4- 23, dan Gambar 4- 24.



Gambar 4- 22 Telapak Kaki Palsu Produk Jerman (Produk A)



Gambar 4- 23 Telapak Kaki Palsu Produk Tiongkok (Produk B)

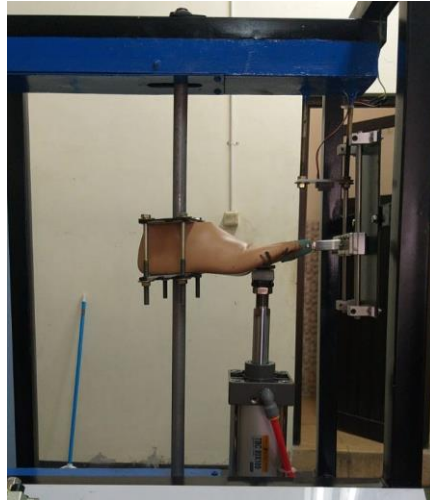


Gambar 4- 24 Telapak Kaki Palsu Produk Lokal (Produk C)

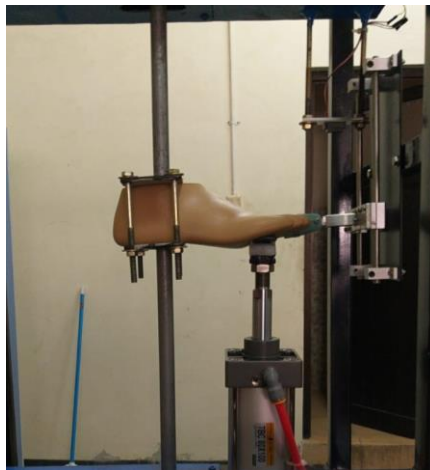
4.2.1 Hasil Pengujian Dorsifleksi

Pengujian dorsifleksi dilakukan kepada semua telapak kaki palsu baik produk yang sudah beredar di pasaran maupun produk buatan pada penelitian ini. Penelitian dilakukan sebanyak 3 kali pada setiap produk telapak kaki palsu, sistem kerja pada alat pengujian dorsifleksi adalah dengan memberikan pembebanan pada bagian telapak kaki palsu sehingga telapak kaki palsu akan mengalami *bending*. Dengan demikian dapat dihitung nilai selisih perpindahan jarak pada saat kondisi awal dan pada saat kondisi maksimum untuk mencari nilai dorsifleksi yang terjadi pada telapak kaki palsu. Berdasarkan penelitian sebelumnya yang merancang alat uji dorsifleksi telapak kaki palsu, agar silinder pneumatik menghasilkan beban sebesar 100 kg maka dibutuhkan tekanan kerja kompresor sebesar 2 kg/cm^2 dan untuk menghasilkan beban sebesar 50 kg maka dibutuhkan tekanan kerja kompresor sebesar 1 kg/cm^2 dengan diameter silinder sebesar 8 cm Tri Nurudin [37]. Berikut ini merupakan dokumentasi dari proses

pengujian dorsifleksi yang telah dilakukan pada Gambar 4- 25 sampai dengan Gambar 4- 30.



Gambar 4- 25 Proses Pengujian Dorsifleksi Produk A



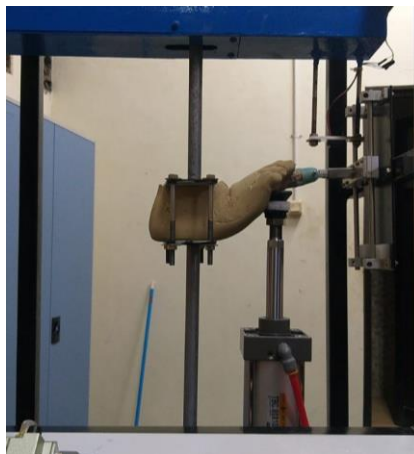
Gambar 4- 26 Proses Pengujian Dorsifleksi Produk B



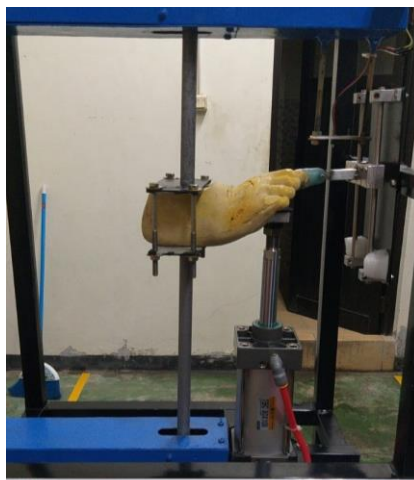
Gambar 4- 27 Proses Pengujian Dorsifleksi Produk C



Gambar 4- 28 Proses Pengujian Dorsifleksi Produk Hasil Penelitian 1



Gambar 4- 29 Proses Pengujian Dorsifleksi Produk Hasil Penelitian 2



Gambar 4- 30 Proses Pengujian Dorsifleksi Produk Hasil Penelitian 3

Didapat hasil pengujian dorsifleksi yang didapat dari setiap produk telapak kaki palsu seperti pada Tabel 4- 3 sampai dengan Tabel 4- 8, serta hasil keseluruhan yang dapat dilihat pada Tabel 4- 9.

Tabel 4- 3 Dorsifleksi Produk A

Percobaan Ke-	Y0 Atau Kondisi Awal (cm)	Y1 Atau Dorsifleksi (cm)
1	0	3.389
2	0	3.313
3	0	3.269
Rata- Rata		3.324
Standar Deviasi		0.0607

Tabel 4- 4 Dorsifleksi Produk B

Percobaan Ke-	Y0 Atau Kondisi Awal (cm)	Y1 Atau Dorsifleksi (cm)
1	0	2.789
2	0	2.343
3	0	2.852
Rata- Rata		2.661
Standar Deviasi		0.277

Tabel 4- 5 Dorsifleksi Produk C

Percobaan Ke-	Y0 Atau Kondisi Awal (cm)	Y1 Atau Dorsifleksi (cm)
1	0	9.17
2	0	9.23
3	0	9.28
Rata- Rata		9.227
Standar Deviasi		0.055

Tabel 4- 6 Dorsifleksi Produk Hasil Penelitian 1

Percobaan Ke-	Y0 Atau Kondisi Awal (cm)	Y1 Atau Dorsifleksi (cm)
1	0	7.47
2	0	7.116
3	0	6.925
Rata- Rata		7.170
Standar Deviasi		0.277

Tabel 4- 7 Dorsifleksi Produk Hasil Penelitian 2

Percobaan Ke-	Y0 Atau Kondisi Awal (cm)	Y1 Atau Dorsifleksi (cm)
1	0	8.52
2	0	8.204
3	0	8.014
Rata- Rata		8.246
Standar Deviasi		0.256

Tabel 4- 8 Dorsifleksi Produk Hasil Penelitian 3

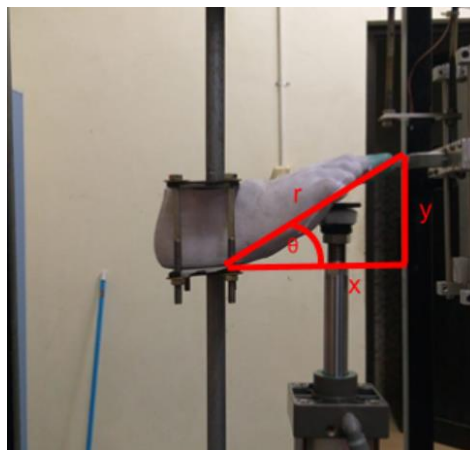
Percobaan Ke-	Y0 Atau Kondisi Awal (cm)	Y1 Atau Dorsifleksi (cm)
1	0	6.43
2	0	6.348
3	0	6.387
Rata- Rata		6.388
Standar Deviasi		0.041

Tabel 4- 9 Hasil Uji Keseluruhan Dorsifleksi

Produk	Dorsifleksi (cm)
A	3.324 ± 0.0607
B	2.661 ± 0.277

C	9.227 ± 0.055
Hasil Penelitian 1	7.170 ± 0.277
Hasil Penelitian 2	8.246 ± 0.256
Hasil Penelitian 3	6.388 ± 0.041

Pada beberapa referensi penelitian terdahulu, nilai dorsifleksi memiliki nilai dalam bentuk sudut atau derajat, sehingga data jarak pada tabel diatas dikonversi menjadi derajat, sudut yang dicari adalah sudut antara garis lurus dan perubahan telapak kaki ketika berada pada titik maksimal pengujian. Perhitungan mengubah jarak menjadi sudut menggunakan rumus tan dengan skema perhitungan seperti pada Gambar 4- 31 berikut.



Gambar 4- 31 Skema Pencarian Sudut Dorsifleksi Telapak Kaki Palsu

Berdasarkan perhitungan yang dilakukan, jarak x adalah 15 cm, kemudian pada contoh pada produk hasil penelitian 1 memiliki variasi nilai x 7.47, 7.116, dan 6.925. Sehingga apabila menggunakan rumus $\tan = \frac{y}{x}$, diperoleh nilai $\tan = \frac{7.47}{15} = 0.498$. Kemudian setelah mendapatkan nilai tan, sudut yang terjadi pada pengujian dorsifleksi telapak kaki palsu dapat diperoleh. Perhitungan tersebut dilakukan kepada semua variasi dan ditentukan nilai rata- rata, serta standar deviasi dari setiap pengujian. Berikut ini merupakan nilai dorsifleksi dalam bentuk sudut dari semua telapak kaki palsu yang dapat dilihat pada Tabel 4- 10 sampai dengan Tabel 4- 15, serta hasil keseluruhan dapat dilihat pada Tabel 4- 16.

Tabel 4- 10 Dorsifleksi Produk Jerman Dalam Sudut

Produk A					
Nilai x	Nilai y	Nilai Tan	Nilai Sudut (°)	Rata- Rata (°)	Standar Deviasi
15	3.389	0.226	12.945	12.695	0.232
15	3.313	0.221	12.655		
15	3.269	0.218	12.487		

Tabel 4- 11 Dorsifleksi Produk Tiongkok Dalam Sudut

Produk B					
Nilai x	Nilai y	Nilai Tan	Nilai Sudut (°)	Rata- Rata (°)	Standar Deviasi
15	2.789	0.186	10.653	10.166	1.060
15	2.343	0.156	8.950		
15	2.852	0.190	10.894		

Tabel 4- 12 Dorsifleksi Produk Lokal Dalam Sudut

Produk C					
Nilai x	Nilai y	Nilai Tan	Nilai Sudut (°)	Rata- Rata (°)	Standar Deviasi
15	9.17	0.611	35.027	35.243	0.210
15	9.23	0.615	35.256		
15	9.28	0.619	35.447		

Tabel 4- 13 Dorsifleksi Produk Hasil Penelitian 1 Dalam Sudut

Produk Hasil Penelitian 1					
Nilai x	Nilai y	Nilai Tan	Nilai Sudut (°)	Rata- Rata (°)	Standar Deviasi
15	7.47	0.498	28.533	27.389	1.056
15	7.116	0.474	27.181		
15	6.925	0.462	26.452		

Tabel 4- 14 Dorsifleksi Produk Hasil Penelitian 2 Dalam Sudut

Produk Hasil Penelitian 2					
Nilai x	Nilai y	Nilai Tan	Nilai Sudut (°)	Rata- Rata (°)	Standar Deviasi
15	8.52	0.568	32.544	31.497	0.976
15	8.204	0.547	31.337		
15	8.014	0.534	30.611		

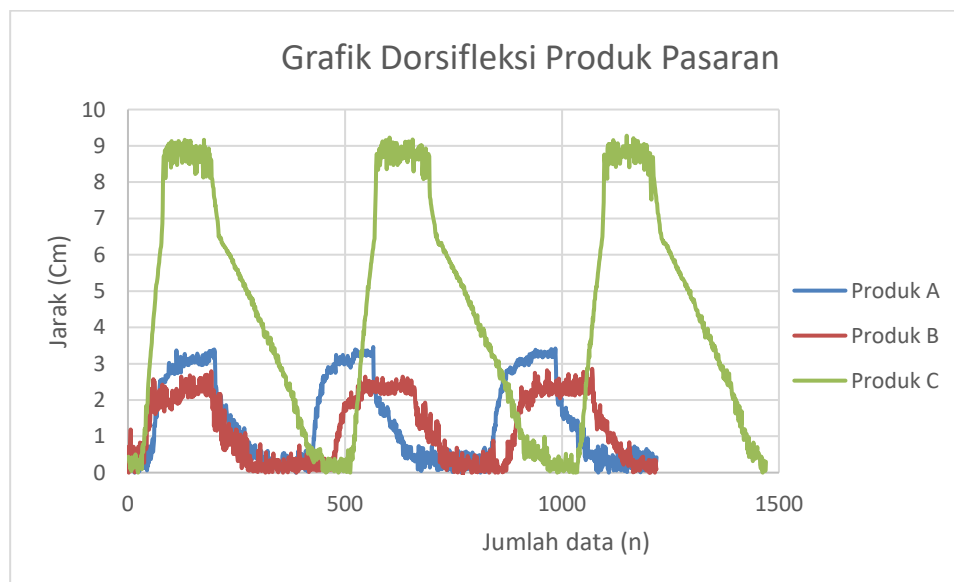
Tabel 4- 15 Dorsifleksi Produk Hasil Penelitian 3 Dalam Sudut

Produk Hasil Penelitian 3					
Nilai x	Nilai y	Nilai Tan	Nilai Sudut (°)	Rata- Rata (°)	Standar Deviasi
15	6.43	0.429	24.561	24.402	0.157
15	6.348	0.423	24.248		
15	6.387	0.426	24.397		

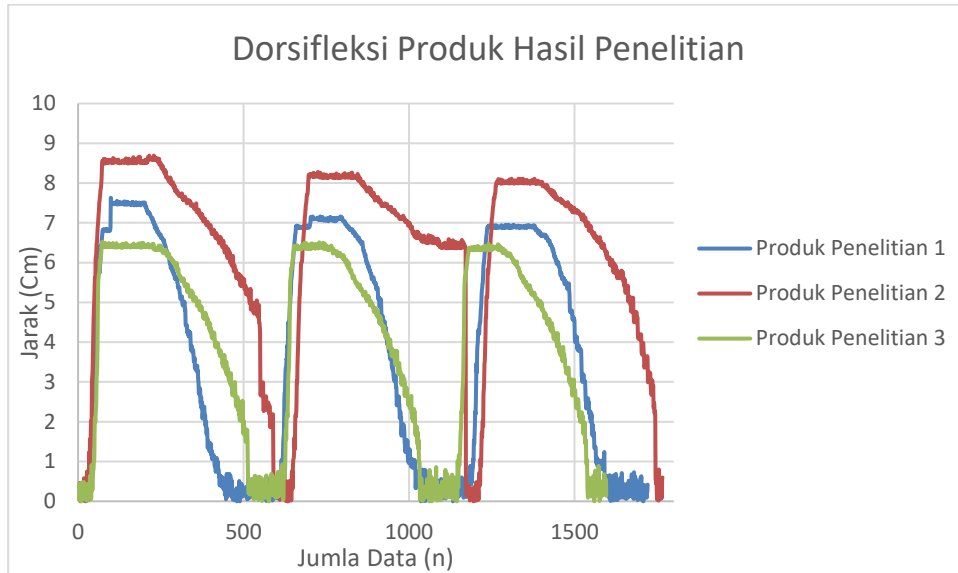
Tabel 4- 16 Dorsifleksi Keseluruhan Dalam Sudut

Produk	Dorsifleksi (°)
A	12.695 ± 0.232
B	10.166 ± 1.060
C	35.243 ± 0.210
Hasil Penelitian 1	27.389 ± 1.056
Hasil Penelitian 2	31.497 ± 0.976
Hasil Penelitian 3	24.402 ± 0.157

Selain hasil berupa angka, pengujian dorsifleksi juga menghasilkan grafik dari pengujian yang telah dilakukan. Berikut ini merupakan grafik- grafik pengujian dorsifleksi dari setiap produk telapak kaki palsu yang dapat dilihat pada Gambar 4- 32 untuk produk pemarking dan Gambar 4- 33 untuk produk hasil penelitian.



Gambar 4- 32 Grafik Dorsifleksi Telapak Kaki Palsu Pemarking



Gambar 4- 33 Grafik Dorsifleksi Telapak Kaki Palsu Hasil Penelitian

Berdasarkan pengujian dorsifleksi yang dilakukan terhadap semua produk telapak kaki palsu, baik produk hasil penelitian ataupun produk yang sudah beredar di pasaran. Dapat disimpulkan bahwa produk hasil penelitian tanpa komposisi *talca powder* memiliki nilai dorsifleksi diluar rentang nilai dorsifleksi kaki manusia, sedangkan telapak kaki palsu dengan komposisi *talca powder* memiliki nilai yang berada didalam rentang nilai dorsifleksi kaki manusia karena material telapak kaki palsu lebih keras dibandingkan dengan telapak kaki palsu tanpa komposisi *talca powder*. Sedangkan untuk produk telapak kaki palsu pembanding khususnya produk A dan produk B memiliki nilai dorsifleksi yang sangat kecil bahkan tidak berada di rentang nilai dorsifleksi kaki manusia atau tidak mencapai 14° . Kemudian untuk produk C memiliki nilai dorsifleksi yang paling tinggi diantara semua produk telapak kaki palsu, hal ini dikarenakan material pada produk C sangat lunak dan mudah untuk di bending meskipun dengan menggunakan tangan.

4.2.2 Kekerasan

Pengujian kekerasan dilakukan di Balai Besar Kulit, Karet, dan Plastik (BBKKP) Yogyakarta. Untuk sampel pengujian kekerasan dan kekasaran menggunakan sampel yang sama. Pengujian kekerasan dilakukan terhadap

permukaan terluar dari produk telapak kaki palsu yang bersentuhan langsung dengan lantai. Tujuan dari pengujian kekerasan adalah untuk menentukan *real contact area* yang terjadi pada setiap produk telapak kaki palsu, dan berhubungan dengan aus dan gaya gesek yang didapat pada pengujian *pin on disc tribometer*. Berikut ini merupakan hasil pengujian kekerasan yang telah dilakukan. Adapun spesimen untuk pengujian kekerasan dapat dilihat pada Gambar 4- 34, dan hasil pengujian dapat dilihat pada Tabel 4- 17 sampai dengan Tabel 4- 19.



Gambar 4- 34 Spesimen Pengujian Kekerasan

Tabel 4- 17 Hasil Uji Kekerasan Produk A

Hasil Uji (Shore A)	Rata- Rata (Shore A)	Standar Deviasi
49.91	49.81	0.173
49.91		
49.61		

Tabel 4- 18 Hasil Uji Kekerasan Produk B

Hasil Uji (Shore A)	Rata- Rata (Shore A)	Standar Deviasi
56.33	56.06	0.237
55.92		
55.92		

Tabel 4- 19 Hasil Uji Kekerasan Produk C

Hasil Uji (Shore A)	Rata- Rata (Shore A)	Standar Deviasi
39.34	39.373	0.058
39.34		
39.44		

Dari hasil pengujian kekerasan yang telah dilakukan terhadap ketiga produk telapak kaki palsu, produk yang paling keras adalah produk A dengan nilai kekerasan rata- rata 56.06, kedua adalah produk B dengan nilai kekerasan 49.81, dan produk yang paling lunak adalah produk C dengan nilai kekerasan 39.373.

4.2.3 Kekasaran

Pengujian kekasaran dilakukan dengan menggunakan *stylush probe* dengan nama *surfcom touch* dengan spesimen pengujian yang berukuran 30 mm x 20 mm x 10 mm. Pengujian kekasaran dilakukan pada bagian telapak kaki palsu atau bagian terluar dari telapak kaki palsu yang bersentuhan secara langsung dengan lantai. berikut merupakan spesimen yang digunakan dalam pengujian kekasaran pada Gambar 4- 35 dan alat untuk menguji kekasaran permukaan pada Gambar 4- 36.



Gambar 4- 35 Spesimen Pengujian Kekasaran



Gambar 4- 36 Alat Pengujian Kekasaran Permukaan

Berikut ini merupakan hasil pengujian kekasaran terhadap ketiga produk telapak kaki palsu milik Jerman, Tiongkok, dan Lokal pada Tabel 4- 20.

Tabel 4- 20 Hasil Uji Kekasaran Permukaan Telapak Kaki Palsu

Sampel	Ra	Rata Rata	Standar Deviasi
A 1	1.198	1.202	0.016
A 2	1.22		
A 3	1.188		
B 1	2.03	1.934	0.139
B 2	1.775		
B 3	1.997		
C 1	2.42	2.42	0.051
C 2	2.47		
C 3	2.376		

Berdasarkan hasil dari uji kekasaran permukaan telapak kaki palsu yang sudah beredar di pasaran dapat disimpulkan bahwa produk C memiliki permukaan yang paling kasar, kemudian disusul dengan produk B, dan yang paling halus adalah produk A. Pengujian kekasaran juga dilakukan terhadap *disc* atau keramik pada pengujian *pin on disc* untuk melihat kekasaran permukaan pada keramik yang digunakan. Berikut ini merupakan hasil pengujian kekasaran pada keramik yang digunakan pada Tabel 4- 21.

Tabel 4- 21 Hasil Uji Kekasaran Permukaan Keramik

Sampel	Ra	Rata Rata	Standar Deviasi
Keramik Halus 1	0.046	0.045	0.001
Keramik Halus 2	0.045		
Keramik Halus 3	0.044		
Keramik Kasar 1	6.954	6.547	0.488
Keramik Kasar 2	6.006		
Keramik Kasar 3	6.681		

4.2.4 Aus dan Gesek

Pengujian aus dan gaya gesek pada penelitian ini menggunakan alat *pin on disc tribometer*. *Output* pada pengujian ini berupa massa aus dan gaya gesek. Pin yang digunakan dalam pengujian ini adalah spesimen yang dibentuk dari produk telapak kaki palsu, sedangkan untuk *disc* yang digunakan adalah keramik kasar dan halus. Ukuran spesimen atau *disc* yang digunakan untuk melakukan pengujian *pin on disc tribometer* disesuaikan dengan *pin* pada alat *pin on disc* dengan diameter 10 mm dan panjang 40 sampai 60 mm, sedangkan untuk *disc* yang digunakan pada pengujian berbentuk lingkaran dengan ukuran diameter 60 mm. pembuatan spesimen dilakukan dengan menggunakan *wire cutter* sehingga spesimen yang dihasilkan memiliki ukuran yang lebih seragam dibandingkan dipotong manual. berikut merupakan spesimen dari ketiga produk telapak kaki palsu untuk pengujian *pin on disc tribometer* pada Gambar 4- 37 dan alat uji *pin on disc tribometer* pada Gambar 4- 38.



Gambar 4- 37 Spesimen Pengujian *Pin On Disc Tribometer*



Gambar 4- 38 Alat Uji *Pin On Disc Tribometer*

Terdapat beberapa parameter yang digunakan dalam melakukan pengujian *pin on disc tribometer*. Pertama adalah beban yang digunakan sebesar 7 N, kecepatan putar pada alat uji sebesar 220 rpm, dan lama pengujian 1 spesimen adalah 8 menit. Parameter tersebut didapat berdasarkan asumsi yang didasari oleh penelitian sebelumnya. Berikut merupakan asumsi- asumsi pada pengujian *pin on disc tribometer*.

1. Asumsi berat pengguna adalah 100 kg
2. Beban yang di aplikasikan adalah ketika kondisi *midfoot loading*.

Berdasarkan dua asumsi dasar tersebut, didapat bahwa ketika kondisi *midfoot loading* berat tubuh yang ditumpu kaki adalah sebesar $\frac{1}{2}$ kali berat tubuh, Cochran [44]. Kemudian luasan pada telapak kaki ketika *midfoot loading* adalah sebesar 54 cm^2 J. Daniel Lindstone [38]. Setelah semua nilai didapat, maka dapat dimasukkan kedalam rumus tekanan, dan didapat beban yang digunakan pada setiap spesimen pengujian adalah sebesar 7 N. perhitungan dalam menentukan beban yang diaplikasikan dapat dilihat pada Gambar 4- 39.

$$P = \frac{F}{A}$$

$$P = \frac{500 \text{ N}}{54 \times 10^{-4} \text{ m}^2}$$

$$P = 92592.59259 \text{ N/m}^2$$

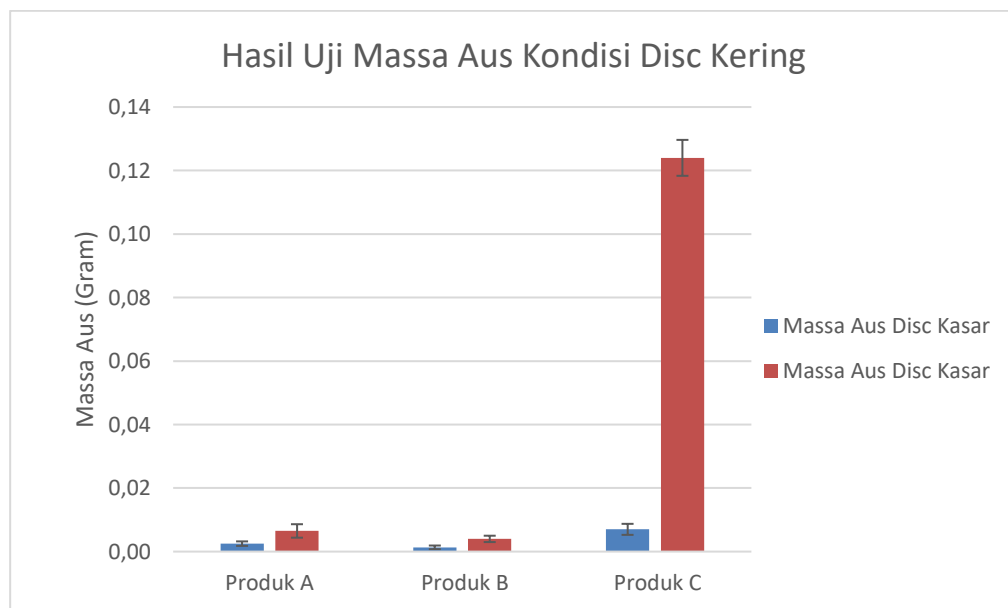
$$F = P \cdot A$$

$$F = 92592.59259 \text{ N/m}^2 \times 3.14 \times 0.005^2 \text{ m}$$

$$F = 7.3 \text{ N} \sim 7 \text{ N}$$

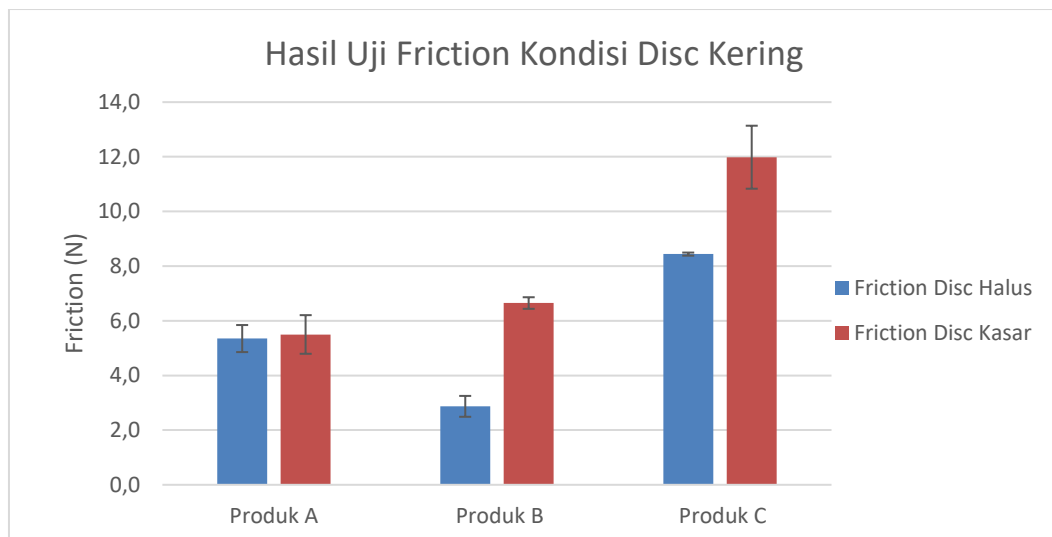
Gambar 4- 39 Perhitungan Beban *Pin On Disc Tribometer*

Berikut ini merupakan hasil pengujian pada *pin on disc* dengan kondisi *disc* yang kering yang dapat dilihat pada Gambar 4- 40 sampai dengan Gambar 4- 41.



Gambar 4- 40 Grafik Hasil Uji Masa Aus Kondisi Disc Kering

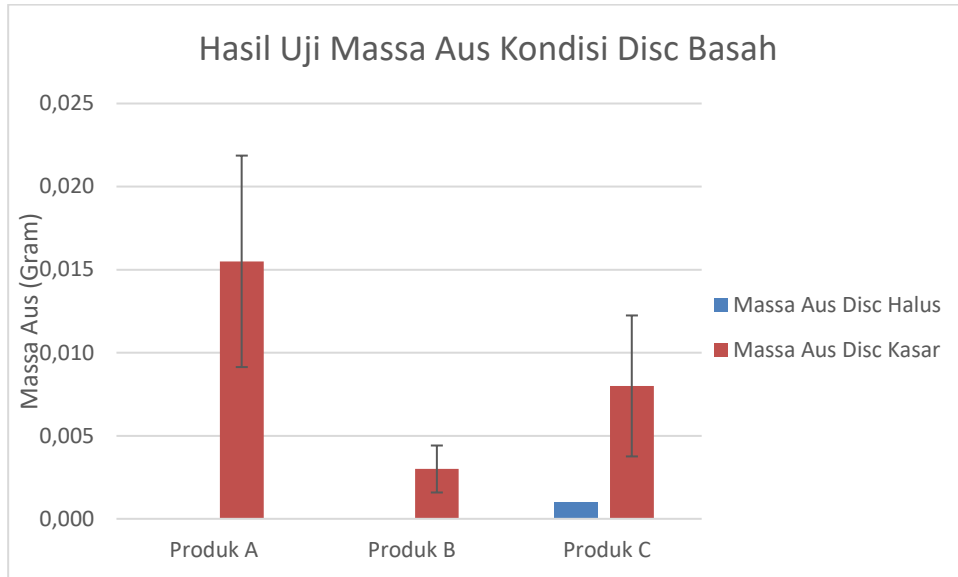
Berdasarkan pengujian yang telah dilakukan menggunakan disc halus dengan kondisi kering, didapat hasil massa aus produk A sebesar 0.0025 ± 0.0007 , produk B sebesar 0.0013 ± 0.0006 , dan produk C sebesar 0.007 ± 0.0017 . Sedangkan pengujian yang telah dilakukan menggunakan disc kasar dengan kondisi kering, didapat hasil massa aus produk A sebesar 0.0065 ± 0.0021 , produk B sebesar 0.004 ± 0.001 , dan produk C sebesar 0.124 ± 0.0057 .



Gambar 4- 41 Grafik Hasil Uji Friction Kondisi Disc Kering

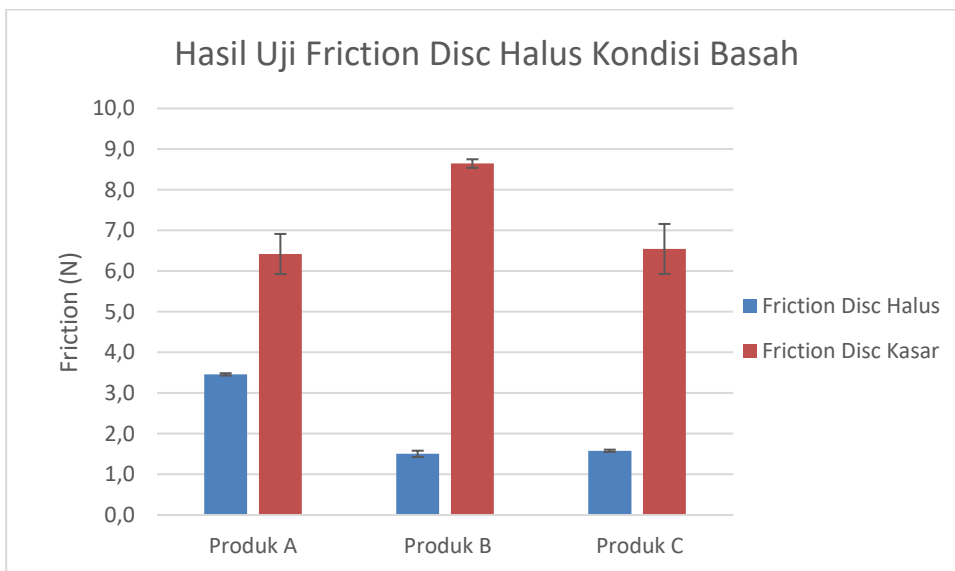
Berdasarkan pengujian yang telah dilakukan menggunakan disc halus dengan kondisi kering, didapat hasil gaya gesek produk A sebesar 5.350 ± 0.495 , produk B sebesar 2.870 ± 0.382 , dan produk C sebesar 8.44 ± 0.057 . Sedangkan pengujian yang telah dilakukan menggunakan disc kasar dengan kondisi kering, didapat hasil gaya gesek produk A sebesar 5.500 ± 0.707 , produk B sebesar 6.65 ± 0.212 , dan produk C sebesar 11.985 ± 1.153 . Dari hasil pengujian massa aus dan gaya gesek diatas, maka dapat disimpulkan bahwa untuk massa aus dan gaya gesek terbesar adalah produk lokal. Sedangkan untuk massa aus dan gaya gesek terkecil adalah produk Tiongkok.

Selain pengujian dilakukan dengan kondisi *disc* atau keramik yang kering, pengujian juga dilakukan dengan kondisi *disc* yang basah. Tujuannya adalah untuk melihat *tribology behavior* pada ketiga produk telapak kaki palsu ketika terdapat lubrikasi berupa air. Berikut merupakan hasil pengujian dengan kondisi *disc* yang basah dapat dilihat pada Gambar 4- 42 dan Gambar 4- 43.



Gambar 4- 42 Grafik Hasil Uji Massa Aus Kondisi Disc Basah

Berdasarkan pengujian yang telah dilakukan menggunakan disc halus dengan kondisi basah, didapat hasil massa aus produk A sebesar 0 ± 0 , produk B sebesar 0 ± 0 , dan produk C sebesar $0,001 \pm 0$. Sedangkan pengujian yang telah dilakukan menggunakan disc kasar dengan kondisi basah, didapat hasil massa aus produk A sebesar $0,0155 \pm 0,00636$, produk B sebesar $0,003 \pm 0,0014$, dan produk C sebesar $0,008 \pm 0,0042$.



Gambar 4- 43 Grafik Hasil Uji Friction Kondisi Disc Basah

Berdasarkan pengujian yang telah dilakukan menggunakan disc halus dengan kondisi basah, didapat hasil gaya gesek produk A sebesar $3,460 \pm 0,028$, produk B sebesar $1,505 \pm 0,078$, dan produk C sebesar $1,580 \pm 0,028$. Sedangkan

pengujian yang telah dilakukan menggunakan disc halus dengan kondisi basah, didapat hasil gaya gesek produk A sebesar 6.42 ± 0.493 , produk B sebesar 8.645 ± 0.106 , dan produk C sebesar 6.545 ± 0.615 .

pada pengujian spesimen dengan menggunakan disc halus dan kondisi basah, terdapat massa aus yang bernilai 0 gram, hal ini dikarenakan ketelitian timbangan yang digunakan tidak mampus membaca massa aus yang terjadi. Timbangan yang digunakan memiliki ketelitian 0.001 gram. Sedangkan pada hasil pengujian terutama disc yang halus dapat disimpulkan bahwa ketika kondisi lantai basah, maka gaya gesek antara lantai dan telapak kaki akan lebih kecil dibandingkan dengan ketika kondisi lantai yang kering. Hal tersebut merupakan salah satu dampak dari sebuah pelumasan yang akan mengurangi gesekan pada dua permukaan dan juga akan mengurangi aus material. Berdasarkan pengujian, produk yang memiliki massa aus dan gaya gesek paling rendah adalah produk B, sedangkan produk dengan massa aus dan gaya gesek paling tinggi adalah produk C. Berikut ini merupakan hasil massa aus keseluruhan dari uji *pin on disc* tribometer yang dapat dilihat pada Tabel 4- 22.

Tabel 4- 22 Hasil Keseluruhan Massa Aus Uji *Pin On Disc*

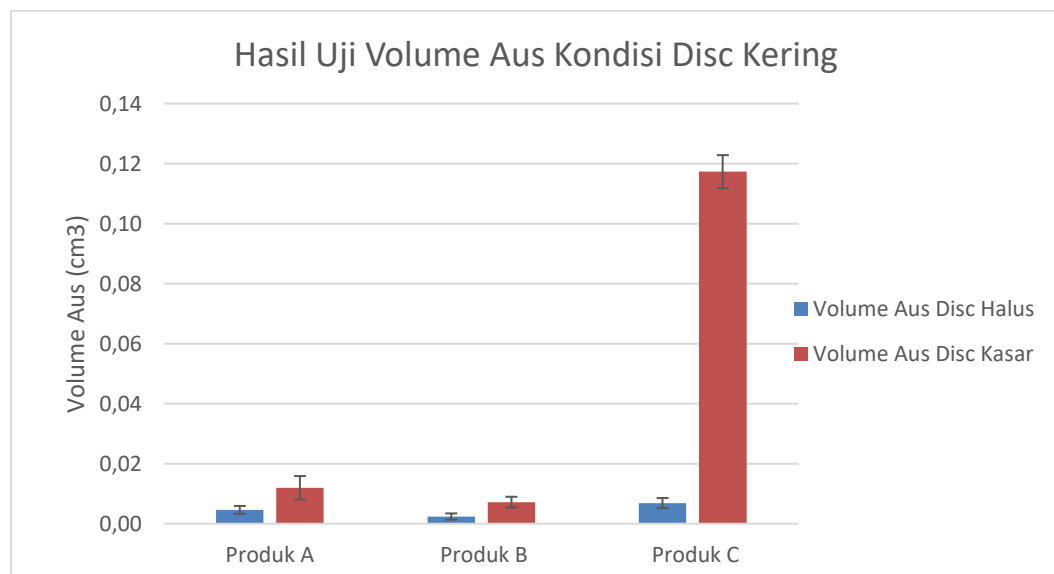
Hasil Massa Aus (Gram)				
Produk	Kondisi Kering		Kondisi Basah	
	Disc Halus	Disc Kasar	Disc Halus	Disc Kasar
A	0.0025 ± 0.0007	0.0065 ± 0.0021	0 ± 0	0.0155 ± 0.00636
B	0.0013 ± 0.0006	0.004 ± 0.001	0 ± 0	0.003 ± 0.0014
C	0.007 ± 0.0017	0.124 ± 0.0057	0.001 ± 0	0.008 ± 0.0042

Tabel 4- 23 Hasil Keseluruhan Gaya Gesek Uji *Pin On Disc*

Hasil Gaya Gesek (N)				
Produk	Kondisi Kering		Kondisi Basah	
	Disc Halus	Disc Kasar	Disc Halus	Disc Kasar
A	5.350 ± 0.495	5.500 ± 0.707	3.460 ± 0.028	6.42 ± 0.493
B	2.870 ± 0.382	6.65 ± 0.212	1.505 ± 0.078	8.645 ± 0.106
C	8.44 ± 0.057	11.985 ± 1.153	1.580 ± 0.028	6.545 ± 0.615

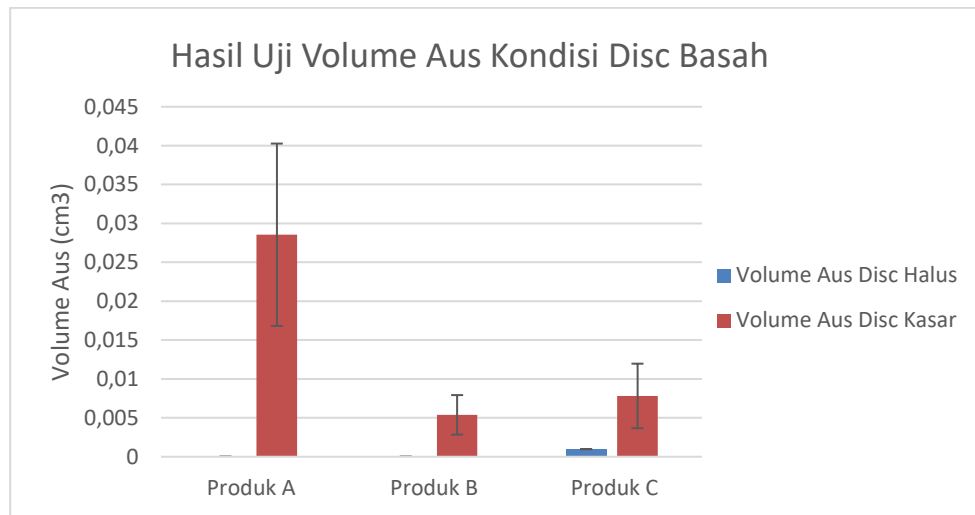
Dari hasil uji *pin on disc* menggunakan *disc* halus dan kasar dengan kondisi kering dan basah dapat disimpulkan bahwa produk C memiliki massa aus yang tertinggi akan tetapi memiliki gaya gesek tertinggi juga, sedangkan produk B memiliki massa aus terkecil dan gaya gesek terkecil juga. Kemudian keksaran permukaan akan mempengaruhi nilai massa aus dan gaya gesek yang terjadi, semakin kasar maka massa aus dan gaya gesek akan meningkat. Sedangkan parameter yang dapat menurunkan nilai massa aus dan gaya gesek umumnya adalah dikarenakan adanya pelubricasi diantara kedua permukaan yang saling bergesekan, dalam hal ini adalah air.

Selain massa aus, penelitian ini juga perlu menentukan nilai dari volume aus. Hal ini dikarenakan pengguna tidak akan menimbang telapak kaki palsu secara berkala, melainkan akan mengukur tebal atau tipisnya permukaan telapak kaki palsu setelah sekian lama digunakan. Dari penelitian sebelumnya yang dilakukan oleh Bramantyo [39] produk Jerman memiliki massa jenis sebesar 0.543 g/cm^3 , produk Tiongkok 0.557 g/cm^3 , dan produk Lokal 1.023 g/cm^3 . Dengan adanya data massa jenis, maka dapat dicari nilai volume dengan menggunakan rumus volume sama dengan massa dibagi dengan massa jenis material telapak kaki palsu ($v = \frac{m}{\rho}$). Adapun hasil dari perhitungan volume aus semua produk menggunakan *disc* halus dan kasar dengan kondisi basah ataupun kering dapat dilihat pada Gambar 4- 44 dan Gambar 4- 45.



Gambar 4- 44 Hasil Volume Aus Kondisi Disc Kering

Berdasarkan hasil pada Gambar 4- 44 hasil volume aus menggunakan *disc* halus dengan kondisi kering didapat hasil produk A memiliki volume aus sebesar 0.0046 ± 0.0013 , produk B 0.0024 ± 0.001 , dan produk C 0.0068 ± 0.0017 . Sedangkan hasil volume aus menggunakan *disc* kasar dengan kondisi kering didapat hasil produk A memiliki volume aus sebesar 0.012 ± 0.0039 , produk B 0.0072 ± 0.0018 , dan produk C 0.1173 ± 0.0055 .



Gambar 4- 45 Hasil Volume Aus Kondisi Disc Basah

Berdasarkan hasil pada Gambar 4- 45 hasil volume aus menggunakan *disc* halus dengan kondisi basah didapat hasil produk A memiliki volume aus sebesar 0 ± 0 , produk B 0 ± 0 , dan produk C 0.00098 ± 0 . Sedangkan hasil volume aus menggunakan *disc* kasar dengan kondisi basah didapat hasil produk A memiliki volume aus sebesar 0.0285 ± 0.0117 , produk B 0.0054 ± 0.0025 , dan produk C 0.0078 ± 0.0041 . hasil keseluruhan volume aus dapat dilihat pada Tabel 4- 24 berikut.

Tabel 4- 24 Hasil Keseluruhan Perhitungan Volume Aus

Hasil Volume Aus (m ³)				
Produk	Kondisi Kering		Kondisi Basah	
	Disc Halus	Disc Kasar	Disc Halus	Disc Kasar
A	0.0046 ± 0.0013	0.012 ± 0.0039	0 ± 0	0.0285 ± 0.0117
B	0.0024 ± 0.001	0.0072 ± 0.0018	0 ± 0	0.0054 ± 0.0025
C	0.0068 ± 0.0017	0.1173 ± 0.0055	0.00098 ± 0	0.0078 ± 0.0041

Berdasarkan perhitungan volume aus dapat disimpulkan bahwa produk C memiliki massa aus yang besar pada kondisi *disc* kering, akan tetapi tidak pada kondisi *disc* yang basah. Hal tersebut dapat diakibatkan oleh adanya rekayasa permukaan material yang dapat mengubah hasil pada pengujian.

4.3 Analisis dan Pembahasan

Pembuatan telapak kaki palsu telah berhasil dilaksanakan sesuai dengan kriteria- kriteria yang telah ditentukan sebelumnya, hanya saja pada produk hasil penelitian 2 (material silikon RTV M4503, pewarna, dan katalis 2%) dan 3 (material silikon RTV M4503, pewarna, *talc powder* 40%, dan katalis 2%) terdapat *defect* atau cacat pada beberapa area tertentu seperti bagian punggung telapak kaki dan bagian tumit. Hal ini dikarenakan ketika proses cetak, silikon dengan campuran pewarna dan *talc powder* lebih cepat mengeras dibandingkan dengan silikon RTV M4503 tanpa campuran apapun. Sehingga dapat disimpulkan bahwa penggunaan *talc powder* dan pewarna dapat mempercepat laju pengerasan dari silikon RTV M4503. Sehingga silikon tidak mampu mengisi ruang pada bagian depan telapak kaki palsu yang dapat dilihat pada Gambar 4- 62 berikut.



Gambar 4- 46 *Defect* Pada Proses Pembuatan Telapak Kaki Palsu

Berdasarkan hasil pengujian dorsifleksi terhadap semua produk telapak kaki palsu yang telah dilakukan, dari ketiga produk terdahulu, produk yang memiliki nilai dorsifleksi terkecil adalah produk Tiongkok dengan nilai dorsifleksi 10.166° sedangkan dorsifleksi yang terbesar adalah produk Lokal dengan nilai 35.243° . Kemudian untuk produk telapak kaki palsu dari penelitian Rancang Bangun Telapak Kaki Palsu ini, produk hasil penelitian 2 memiliki dorsifleksi paling besar dengan nilai 31.497° diantara ketiga produk hasil penelitian. Hal ini dapat disebabkan oleh adanya cacat berupa *cavity* atau rongga pada bagian depan telapak kaki palsu sehingga dorsifleksi yang dihasilkan lebih besar dibandingkan dengan dorsifleksi pada produk hasil penelitian 1 dengan nilai dorsifleksi 27.389° . *defect* pada produk telapak kaki palsu dari hasil penelitian dapat dilihat pada Gambar 4-47 berikut.



Gambar 4- 47 *Defect* Pada Telapak Kaki Palsu Produk 2

Selain itu, pada produk hasil penelitian 3 dengan komposisi *talc powder* sebesar 40% memiliki nilai dorsifleksi yang mendekati dengan nilai dorsifleksi pada telapak kaki manusia dengan nilai 24.402° . Meskipun pada produk 3 juga terdapat *cavity* pada bagian depan telapak kaki palsu, berikut merupakan *cavity* yang terdapat pada bagian depan telapak kaki palsu yang dapat dilihat pada Gambar 4- 48.

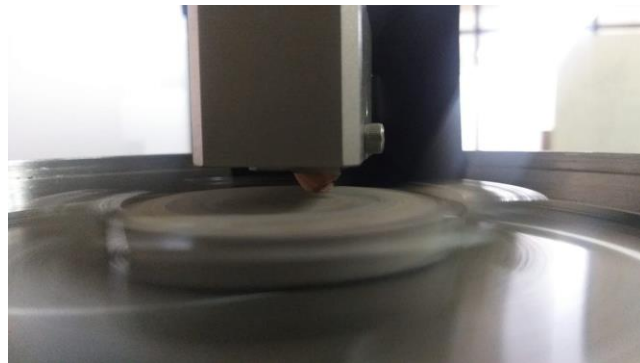


Gambar 4- 48 *Defect* Pada Telapak Kaki Palsu Produk 3

Dengan demikian berdasarkan hasil performa telapak kaki palsu berupa pengujian dorsifleksi dapat disimpulkan bahwa kekerasan dan *cavity* pada telapak kaki palsu akan mempengaruhi nilai dorsifleksi yang terjadi. Semakin keras material telapak kaki palsu maka akan lebih kaku, sehingga dorsifleksi yang terjadi akan kecil, sedangkan semakin lunak material telapak kaki palsu maka akan lebih lentur, sehingga dorsifleksi yang terjadi pada telapak kaki palsu tersebut akan semakin besar. Pengaruh pemberian *talc powder* pada telapak kaki palsu, dapat membuat telapak kaki palsu lebih keras dibandingkan dengan telapak kaki palsu tanpa campuran *talc powder*, sehingga dorsifleksi pada telapak kaki palsu dapat mendekati dengan nilai dorsifleksi telapak kaki manusia sungguhan. Sedangkan *cavity* pada telapak kaki palsu dapat memberikan nilai dorsifleksi berlebih karena material telapak kaki palsu tidak padat.

Berdasarkan penelitian *pin on disc tribometer* yang dilakukan terhadap 3 telapak kaki palsu produk sebelumnya, yakni produk Jerman, Tiongkok, dan Lokal. Dapat disimpulkan bahwa telapak kaki palsu produk Tiongkok merupakan produk yang memiliki massa aus terkecil dan gaya gesek terkecil karena memiliki kekasaran (R_a) yang terkecil, dan memiliki material yang paling keras sehingga memiliki *real contact area* paling kecil. Sedangkan produk dengan massa aus terbesar dan gaya gesek terbesar adalah produk lokal karena memiliki kekasaran (R_a) yang paling tinggi dan memiliki material yang paling lunak sehingga memiliki *real contact area* yang paling besar.

Dengan demikian apabila dilihat dampak penggunaannya kepada konsumen maka produk telapak kaki palsu yang memiliki keamanan paling baik adalah produk lokal karena memiliki gaya gesek yang tinggi akan tetapi memiliki aus yang cukup tinggi juga sehingga akan mudah terkikis dengan lantai dan akan sering untuk diganti. Sedangkan produk yang memiliki ketahanan aus paling tinggi adalah produk Tiongkok akan tetapi memiliki gaya gesek yang rendah sehingga akan berbahaya untuk digunakan di lantai yang licin. Adapun *error* yang sering terjadi ketika melakukan pengujian *pin on disc tribometer* adalah spesimen terkadang melengkung yang dikarenakan kurang kuatnya pengecam untuk menahan spesimen sehingga hasil pengujian tidak maksimal dan perlu melakukan uji ulang. Hasil pengujian *pin on disc* yang gagal dapat dilihat pada spesimen setelah pengujian yang memiliki aus miring dan dapat dilihat pada Gambar 4- 49 dan Gambar 4- 50.



Gambar 4- 49 Proses Pengujian *Pin On Disc* Gagal



Gambar 4- 50 Spesimen Dari Pengujian *Pin On Disc* Gagal

BAB 5

PENUTUP

5.1 Kesimpulan

Berdasarkan pada penelitian Rancang Bangun Telapa Kaki Palsu yang telah dilakukan ini, maka dapat disimpulkan bahwa:

1. Pada penelitian ini telah berhasil membuat desain produk cetakan telapak kaki palsu dengan menggunakan *software* CAD Solidworks 2020.
2. Penelitian ini telah mampu membuat produk telapak kaki palsu berjenis *Solid Ankle Cushion Heel* (SACH) dengan metode *casting*.
3. Berdasarkan uji karakteristik tribologi, produk telapak kaki palsu yang memiliki gaya gesek paling tinggi adalah produk lokal (Produk C) akan tetapi memiliki aus yang cukup tinggi juga. Sedangkan produk yang memiliki ketahanan aus paling tinggi adalah produk Tiongkok (Produk B) akan tetapi memiliki gaya gesek yang rendah.
4. Performa telapak kaki palsu pada penelitian ini memiliki nilai dorsifleksi yang melebihi dorsifleksi telapak kaki manusia untuk telapak kaki palsu tanpa *talc powder* (dorsifleksi produk hasil penelitian 1= 27.389°), dan dorsifleksi produk hasil penelitian 2= 31.497°), dan telapak kaki palsu yang memiliki komposisi *talc powder* memiliki nilai dorsifleksi yang mendekati dorsifleksi telapak kaki manusia (dorsifleksi produk hasil penelitian 3= 23.402°)

5.2 Saran Penelitian Selanjutnya

Pada perancangan ini masih terdapat beberapa saran agar dapat menjadi lebih baik, adapun saran untuk penelitian selanjutnya adalah sebagai berikut:

1. Sebelum melakukan pembuatan cetakan, perlu dilakukan pembuatan master telapak kaki palsu agar ukuran pada produk telapak kaki palsu dapat terlihat dan dapat dibandingkan dengan produk telapak kaki palsu sebelumnya secara ukuran dan geometri.
2. Timbangan pada pengujian *pin on disc* tribometer perlu menggunakan timbangan dengan nilai 4 angka dibelakang koma atau lebih, agar massa aus pada setiap pengujian dapat terbaca.
3. Pada saat proses mencetak telapak kaki palsu, perlu menggunakan *injector* yang *capable* dengan silikon, agar dapat meminimalisir cacat pada produk telapak kaki palsu.
4. Untuk meringankan massa produk telapak kaki palsu, dapat membuat lapisan pada bagian dalam telapak kaki palsu. Sehingga lapisan dalam telapak kaki palsu memiliki material dengan massa jenis lebih ringan dibandingkan dengan lapisan luar telapak kaki palsu.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] Diono, Mujaddid, Prasetyo & Budijanto, "Situasi Penyandang Disabilitas," *Buletin Jendela dan Data Kesehatan. Jakarta*, 2014.
- [2] Brooker, S. & O'Leary, "Feet First: A Guide to Diabetic Foot Service.," *British Journal of Nursing*, 2006.
- [3] Kementrian Kesehatan RI, "Situasi Penyandang Disabilitas," *Buletin Disabilitas*, 2014.
- [4] PERKENI, "Pedoman Penatalaksanaan Kaki Diabetik," 2009.
- [5] Kuswanto, dan Agung Dwi Junianto, "Desain Kaki Palsu untuk Membantu Aktivitas Berjalan pada Tuna Daksa Transtibial dengan Menggunakan Rapid Prototyping dan Reverse Engineering," *JURNAL TEKNIK ITS Vol. 7, No. 1 (2018), 2337-3539 (2301-9271 Print)*, 2018.
- [6] Chockalingam, John Weir dan Nachiappan, "Ankle Joint Dorsiflexion: Assessment of The True Values," *Faculty of Health and Sciences, Staffordshire University, Stoke-on-Trent, ST4 2DF, UK*, 2007.
- [7] Zakki Fuadi Emzain, Utsman Syah Amrullah, dan AM. Mufarrih, "Desain dan Analisis Elemen Hingga Model Prosthetic Ankle- Foot," *Jpurnal Infotekmesin Vol.11, No. 02*, 2020.
- [8] Dr. Kadhim K. Resan, Dr. Ali H., Al Hilli and Muslim Muhsin Ali, "Design and Analysis of A New Prosthetic Foot For People Of Special Needs," *The Iraqi Journal For Mechanical and Material Engineering, Vol. 11, No.1*, 2011.
- [9] Harjoko, David Ariano dan Agus, "Sistem Pendeteksi Marker Pada Analaisis Gait Menggunakan Pengolahan Citra Digital," *Program Studi Elektronika dan Instrumentasi, JIKE, FMIPA, UGM, Yogyakarta dan Jurusan Ilmu Komputer dan Elektronika, FMIPA UGM, Yogyakarta*, 2013.
- [10] Armand, Alice Bonnefoy Mazure & Stephane, "Normal Gait," *Willy Taillard*

Laboratory of Kinesiology, Geneva University Hospital and Geneva University, Switzerland, 2015.

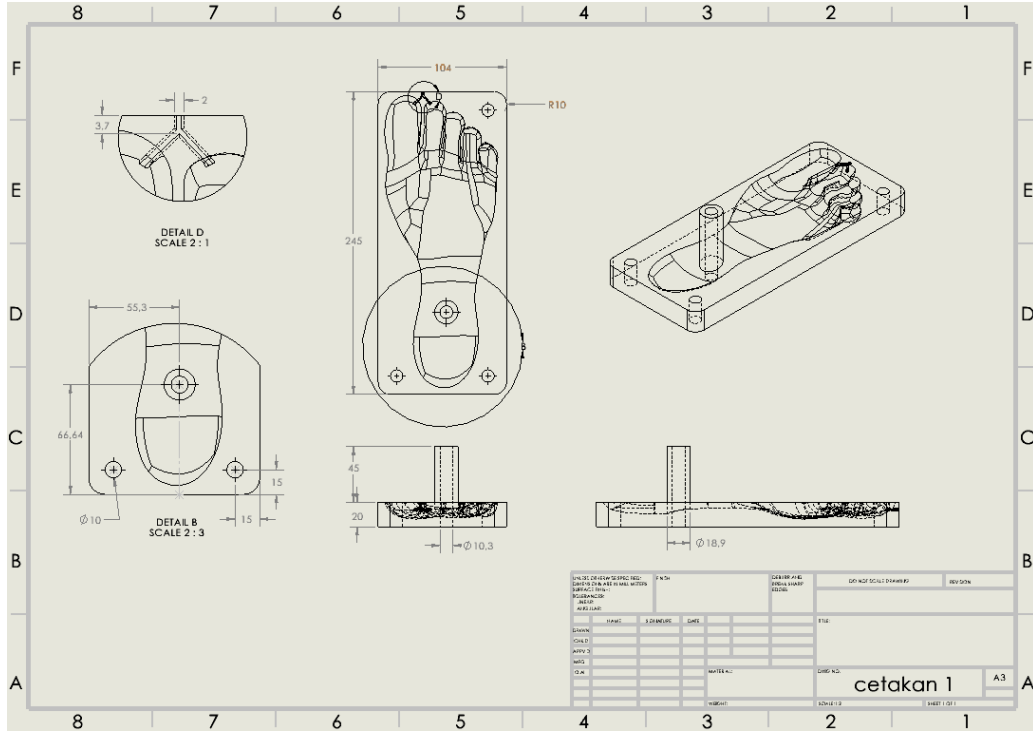
- [11] Perry J., dan Burnfield J., "Gait Analysis: Normal and Pathological Function: Slack Incorporated," 2010.
- [12] Vaughan, C.L., "Dynamics of Human Gait," *Kiboho Publisher, 1999.*
- [13] Ashutosh Kharb, Vipin Saini , Y.K Jain, and Surender Dhiman, "A Preview of Gait Cycle and its Parameters," *IJCEM International Journal of Coputational Engineering & Management, 2011.*
- [14] P. Potter, "Fundamental Of Nursing: Consep, Proses and Practice.," *Edisi 7. Vol. 3. Jakarta : EGC, 2010.*
- [15] Chockalingan, John Weir & Nachiappan, "Ankle Joint Dorsiflexion: Assessment of The True Values.," *Faculty of Health and Sciences, Staffordshire University, Stoke-on-Trent, ST4 2DF, UK, 2007.*
- [16] M. Szpalski, R. Gunzburg, M. Mayer, "Spine Arthroplasty: A Historical Review," *Eur. Spine J. 11 (Suppl 2), 2002.*
- [17] Stachowiak, G. A., "Engineering Tribology 2nd Edition," 2000.
- [18] P. Carlsson, "Surface Engineering In Sheet Metal Forming," *Digital Comprehensive Summaries of Uppsala Dissertations From The Faculty Of Science and Technology 7, Uppsala Universitet, Uppsala, Sweden, 2005.*
- [19] I. Syafa'at, "Tribologi, Daerah Pelumasan dan Keausan," *Jurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Wahid Hasyim, Semarang, 2008.*
- [20] F. Lindvall, "Development of Test Method For Measuring Galling Resistance," *Master Thesis, Karlstads Universitet, Sweden, 2007.*
- [21] Hardiansyah, dan Imam Wahyu, "Penerapan Gaya Gesek Pada Kehidupan Manusia," *Jurnal Pendidikan IPA Vol. 10 No. 1, pp. 67-70, 2021.*
- [22] A. Riyadi, "Gaya dan Gesek," *Semarang: Alprin, 2019.*
- [23] E.S. Gadelmawla, M.M. Koura, T.M.A. Maksoudc, I.M. Elewa, H.H. Soliman, "Roughness Parameter," *Journal of Materials Processing Technology 123 (2002) 133±145, 2002.*
- [24] R. Ter Haar, "Friction in Sheet Metal Forming, The Influence of (Local)

- Contact Conditions and Deformation," *Ph.D. thesis, University of Twente, Enschede, the Netherlands*, 1996.
- [25] S. Hironaka, "Boundary Lubrication and Lubricants," *Three Bond Technical News*, 1984.
- [26] Starly, B., Fang, Z., Sun, W. and Regli, W., "Three Dimensional Reconstruction for Medical-CAD Modeling," *Journal of Computer-Aided Design and Application*, Vol. 2, pp. 431-438, 2005.
- [27] Polizzi, Daniel Rihs and Ivan, "Prosthetics Foot Design," *Msc Thesis, Victoria University of Technology*, 2002.
- [28] Muhsin J. Jweeg, PhD, Ahamed A. Al-Beiruti, PhD, and Kadhim K. AlKinani, MSc, "Design and Analysis of a New Prosthetic Foot," *Al-Khwarizmi Engineering Journal Vol. 3, No. 1*, pp. 12-25, 2007.
- [29] R. S. Bridger, "Introduction to Ergonomic Singapore: Mc Graw- Hill International," 1995.
- [30] R. Sulistiyowati, "Analisa Perbandingan Waktu Pengukuran Menggunakan Kursi Antropometri di Laboratorium Perancangan Sistem Kerja dan Ergonomi UNS," *Indonesian Journal Of Laboratory Vol. 2 (1)*, pp. 1-7, 2019.
- [31] E. Nurmianto, "Ergonomi Konsep Dasar dan Aplikasinya. Surabaya: Guna Widya," 2008.
- [32] C. Joey, "Perancangan Telapak Kaki Palsu Jenis Solid Ankle Cushioned Heel Di Kelompok Kreativitas Difabel," Program Studi Teknik Industri, Fakultas Teknologi Industri, Universitas Katolik Parahyangan, Bandung, 2018.
- [33] A. Coalition, "Fact Sheet Prosthetic Feet," 900 East Hill Avenue, Suite 390 Knoxville, TN 37915, 2016.
- [34] A. Arya, "A Biomechanical Comparison of The SACH, Seattle, and Jaipur," *Prosthetics and Orthotics International*, 1995.
- [35] Muilenburg, A.L., & Wilson, A.W., "A Manual for Above- Knee Amputees, Ankle- Foot System," 1996.

- [36] B. Wilson, "A Report on The SACH Foot," *Orthopedic & Prosthetic Appliance Journal*, 1960.
- [37] T. Nurudin, "Rancang Bangun Sistem Otomasi Alat Uji Dorsiflexion dan Histerisis Telapak Kaki Palsu," Yogyakarta, 2021.
- [38] J. Daniel Lidstone, "Calculating The Are of Compressed Plantar Tissue During Gait," *University Of Nevada, Las Vegas, NV, USA*, 2017.
- [39] Santoso, Bramantyo Alfajr, "PEMBUATAN DAN ANALISIS MATERIAL KARET SILIKON YANG DIPERKUAT DENGAN TALC POWDER SEBAGAI KANDIDAT MATERIAL TELAPAK KAKI PALSU," 2021.
- [40] Damayanti, R. W., Sumartini, S., & Hardiman, L. (2003). "Perancangan dan Pengembangan Prothese Kaki Bagian Bawah Lutut dengan Menggunakan Quality Function Deployment." *Jurusan Teknik Industri, Universitas Sebelas Maret, Surakarta*.
- [41] J. Craig, "Prosthetic Feet for Low-Income Countries," *JPO Journal of Prosthetics and Orthotics*, 2005.
- [42] Poonekar, "Prosthetics and Orthotics in India.," *National Institute of Child Health and Human Development, Bethesda, MD*, 1992.
- [43] Baggett, dan Young G., "Ankle Joint Dorsiflexion. Establishment Of a Normal Range," *Journal of the American Podiatric Association : JAPMA Vol. 83 No.5*, 1993.
- [44] GvB, Cochran, "A Primer of Orthopaedic Biomechanics," *New York: Churchill Livingstone*, 1982.

LAMPIRAN

1. Dimensi Cetakan Bawah Telapak Kaki Palsu



2. Dimensi Cetakan Atas Telapak Kaki Palsu

