



TUGAS AKHIR - TM184835

ANALISA KEGAGALAN PADA KAKI PROSTETIK UNTUK TRANSFEMORAL AMPUTEES

AMELIA ARSYL MAJID
NRP. 0211134000042

Dosen Pembimbing
ACHMAD SYAIFUDIN, S.T., M.Eng., Ph.D.

DEPARTEMEN TEKNIK MESIN
FAKULTAS TEKNOLOGI INDUSTRI DAN REKAYASA SISTEM
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
SURABAYA 2020



TUGAS AKHIR – TM184835

ANALISA KEGAGALAN PADA KAKI PROSTETIK UNTUK TRANSFEMORAL AMPUTEE

Amelia Arsyl Majid
NRP. 0211134000042

Pembimbing:
Achmad Syaifudin, ST. Meng., PhD

JURUSAN TEKNIK MESIN
FAKULTAS TEKNOLOGI INDUSTRI
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
SURABAYA
2020



FINAL PROJECT – TM184835

FAILURE ANALYSIS IN PROSTETIC FOOT FOR TRANSFEMORAL AMPUTEE

Amelia Arsyl Majid
NRP. 0211134000042

Pembimbing:
Achmad Syaifudin, ST. Meng., PhD

DEPARTMENT OF MECHANICAL ENGINEERING
FACULTY OF TECHNOLOGY AND ENGINEERING
SYSTEM
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
SURABAYA 2020

ANALISA KEGAGALAN PADA KAKI PROSTETIK UNTUK TRANSFEMORAL AMPUTEE

TUGAS AKHIR

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

Oleh:

AMELIA ARSYL MAJID

NRP. 0211134000042

Disetujui oleh Tim Penguji Tugas Akhir:

1. Achmad Syaifudin, ST., MEng., PhD (Pembimbing)
NIP. 197909262005011001
2. Ir. Yusuf Kaelani, MSc. E (penguji I)
NIP. 196511031990021001
3. Prof. Dr. Eng. Harus Laksana G, S.T. M.Eng (penguji II)
NIP. 197505111999031001
4. Ari Kurniawan Saputra, S.T., M.T. (penguji III)
NIP. 198607061999031004

SURABAYA
AGUSTUS 2020

ANALISA KEGAGALAN PADA KAKI PROSTETIK UNTUK TRANSFEMORAL AMPUTEE

Nama Mahasiswa : Amelia Arsyl Majid
NRP : 0211134000042
Departemen : Teknik Mesin FTI-ITS
Desen Pembimbing : Achmad Syaifudin, ST. Meng., PhD

ABSTRAK

Tuna daksa atau tuna anggota gerak adalah penyandang difabel yang mempunyai kelemahan di anggota gerak tubuh. Prostesis kaki atau alat bantu gerak kaki palsu merupakan salah satu alat yang dapat membantu penyandang tuna daksa karena amputasi maupun cacat bawaan lahir. *SkyWalker* salah satu produk unggulan yang diciptakan oleh iDIG (*Integrated Digital Design Laboratory*), Departemen Desain Produk ITS. Tujuan penelitian menganalisa kegagalan material, dan memodifikasi sendi lutut dari segi material agar dapat di implementasikan dalam model 3D *printing*.

Jenis metode numerik yang dipilih adalah metode elemen hingga yang mana *Ansys 18.2* digunakan untuk menyelesaikan simulasi. parameter model diantaranya dimensi sendi lutut, material PETG, ABS dan PLA berupa *poisson ratio*, *young modulus* dan *yield strength* beserta grafik tensile. Perhitungan manual *free body diagram* pada kaki palsu untuk mendapatkan gaya-gaya. Sendi lutut dianalisa statik struktural agar mendapatkan *equivalent plastic strain* yang sesuai untuk di impelemantasikan pada kaki palsu.

kerusakan pada sendi lutut *skywalker* disebabkan material PTEG diprinting dengan orientasi 0^0 . Posisi orientasi menyebabkan gaya yang diterima searah dengan sendi lutut sehingga mengalami kerusakan. Material ideal yang digunakan untuk sendi lutut adalah ABS orientasi 45^0 dengan posisi datar.

Orientasi ini dianggap cocok karena memiliki nilai strain tertinggi dibandingkan material dan orientasi lainnya.

Kata kunci: Sendi Lutut, ABS, PLA, dan PETG

FAILURE ANALYSIS IN PROSTETIC FOOT FOR TRANSFEMORAL AMPUTEE

Nama Mahasiswa : Amelia Arsyl Majid
NRP : 0211134000042
Departemen : Teknik Mesin FTI-ITS
Desen Pembimbing : Achmad Syaifudin, ST. Meng., PhD

ABSTRACT

Disabilities or mobility impairments are persons with disabilities who have weaknesses in the limbs. Foot prostheses or prosthetic limbs are a tool that can help people with disabilities. SkyWalker is one of the superior products created by iDIG (Integrated Digital Design Laboratory), ITS Product Design Department. The aim of this research is to analyze the failure of the material, and modify the knee joint in terms of material so that it can be implemented in a 3D printing model.

The type of numerical method chosen is the finite element method in which Ansys 18.2 is used to complete the simulation. Model parameters include knee joint dimensions, PETG, ABS and PLA materials in the form of poisson ratio, young modulus and yield strength along with tensile charts. Manual free body diagram calculations on prosthetic limbs to get the forces. The knee joint was analyzed with structural static analysis in order to obtain the equivalent plastic strain that was suitable for implementation on the prosthetic limb.

Failure of skywalker knee joint is caused by the PTEG material being printed with an orientation of 0^0 . The orientation position causes the force to be received in the same direction as the knee joint so that it is damaged. The ideal material to use for the knee joint is ABS 450 in a flat position. This orientation is considered suitable because it has the highest strain value compared to other materials and orientations.

Keywords: knee joint, ABS, PLA, and PETG

KATA PENGANTAR

Puji syukur kehadirat Allah SWT yang senantiasa melimpahkan rahmat serta hidayah-Nya, serta shalawat dan salam kepada Nabi Muhammad SAW, hingga terselesaikannya Tugas Akhir beserta Laporan Tugas Akhir yang berjudul **Analisa Kegagalan pada Kaki Prostetik untuk Trasfemoral Amputee**.

Penulis telah banyak memperoleh bantuan dari berbagai pihak dalam menyelesaikan Tugas Akhir dan Laporan Tugas Akhir ini. Penulis mengucapkan terimakasih kepada:

1. Pihak keluarga penulis, yaitu Ibu Sarwi dan Alm Bapak Lestiawan, seluruh keluarga besar Soeroso yang telah memberi dukungn penuh dalam segala bentuk dan doa yang tiada henti-hentinya agar segala urusan penulis dimudahkan dan dilancarkan oleh Allah SWT.
2. BapK Achmad Syaifudin, ST., MEng., PhDselaku Dosen pembimbing yang memberikan ilmu, pentunjuk, nasihat serta motivasi.
3. Bapak Ir. Yusuf Kaelani, MSc. E, Bapak Dr. Eng. Harus Laksana G. S.T, M.Eng, Bapak Ari Kurniawan Saputra, S.T.,M.T. selaku dosen penguji dalam sidang Tugas Akhir penulis yang memberikan masukan dan saran untuk Tugas Akhir ini.
4. Prasetyo budi utomo bantuan dan dukungan dalam mengerjakan Tugas Akhir.
5. Fatir, Izzan, Nur aisyah yang telah membantu saya dalam menyelesaikan Tugas Akhir.
6. Seluruh dosen, karyawan dan civitas akademik teknik mesin FTI ITS, terima kasih atas segala bantuan dan kerjasamanya.
7. Semua pihak yang tidak dapat disebutkan oleh penulis satu persatu, terimakasih atas bantuannya.

Penulis sadar bahwa penulisan laporan Tugas Akhir ini tidaklah sempurna, namun semoga laporan ini dapat memberikan kontribusi yang berarti dan menambah wawasan yang bermanfaat bagi pembaca, keluarga besar Teknik Mesin khususnya, dan civitas akademik ITS pada umumnya. Selain itu juga semoga dapat bermanfaat sebagai referensi pengerjaan laporan Tugas Akhir bagi mahasiswa yang lain.

Surabaya, agustus 2020

Penulis

DAFTAR ISI

ABSTRAK.....	vi
DAFTAR ISI.....	xi
DAFTAR GAMBAR	xiii
DAFTAR TABEL	xv
BAB I PENDAHULUAN.....	16
1.1 Latar Belakang.....	16
1.2 Rumusan masalah	17
1.3 Batasan Masalah	18
1.4 Tujuan	18
1.5 Manfaat	18
BAB II TINJAUAN PUSTAKA.....	19
2.1 <i>Gait Cycle</i>	19
2.2 Prosthesis.....	19
2.3 Sendi lutut.....	20
2.3.1 <i>Monocentric Knee</i>	21
2.3.2 <i>Polycentric Knee</i>	21
2.4 Penelitian sebelumnya.....	22
2.5 Metode elemen hingga	28
2.6 Konsep tegangan dan regangan	29
BAB III METODE PENELITIAN.....	33
3.1 Diagram Alir Penelitian.....	33
3.2 Langkah-langkah penelitian	34

3.2.1	Studi Literatur dan Lapangan.....	34
3.2.2	Free body diagram.....	35
3.2.3	Analisis elemen hingga.....	39
3.2.4	Solusi yang diinginkan	47
BAB IV ANALISA DAN PEMBAHASAN		48
4.1	PETG.....	48
4.2	ABS.....	50
4.3	PLA.....	51
4.4	Material ideal.....	54
4.5	Pola printing sendi lutut	54
BAB V KESIMPULAN dan SARAN		56
DAFTAR PUSTAKA.....		57

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 kaki prosthesis <i>transfemoral</i> (Bagaskara, 2019).....	20
Gambar 2.2 sendi lutut <i>Single Axis</i> (Bagaskara, 2019).....	21
Gambar 2.3 Sendi Lutut Model <i>Polycentric</i> (Bagaskara, 2019).	22
Gambar 2.4 Nilai <i>Von misses</i> analisa beban statis sendi lutut (muhammad dzulfikar, 2015).....	23
Gambar 2.5 orientasi (<i>bed printing flat, on-edge, dan up-right</i>) 3D <i>printing</i> (Jason contrell).....	24
Gambar 2.6 Analisa Tegangan pada Tiga Dimensi (fundamental of biomechanics, Nihat Ozkaya, 2017).....	30
Gambar 2.7 Diagram Tegangan-Regangan (fundamental of biomechanics, Nihat Ozkaya, 2017).....	32
Gambar 3. 1 Diagram Alir Penelitian	33
Gambar 3. 2 Sendi Lutut <i>Skywalker</i>	34
Gambar 3. 3 <i>Free body diagram</i> prostetik kontak tumit	35
Gambar 3. 4 <i>free body diagram</i> pinggul	36
Gambar 3. 5 <i>free body diagram</i> sendi lutut A-B.....	36
Gambar 3. 6 <i>free body diagram</i> sendi lutut A-D.....	37
Gambar 3. 7 <i>free body diagram</i> sendi lutut B-C.....	38
Gambar 3. 8 <i>free body diagram</i> contact heel	38
Gambar 3. 9 orientasi printing pada sendi lutut (a), (b), dan (c)..	39
Gambar 3. 10 grafik uji tarik PETG.....	41
Gambar 3. 11 grafik uji tarik ABS.....	42
Gambar 3. 12 grafik material PLA	43
Gambar 3. 13 geometri model sendi lutut	43
Gambar 3. 14 spilt geometri	44
Gambar 3. 15 region kontak antar <i>part</i>	44
Gambar 3. 16 diagram bebas antar bagian atas	45
Gambar 3. 17 contoh <i>joint</i> antar <i>part</i>	45
Gambar 3. 18 hasil meshing secara global	46
Gambar 3. 19 <i>fix support</i>	46
Gambar 3. 20 <i>input force</i>	47
Gambar 4. 1 analisa <i>equivalent plastic strain</i> PETG.....	48
Gambar 4. 2 nilai <i>equivalent plastic strain</i>	49

Gambar 4. 3 <i>equivalent strain plastic strain ABS</i>	50
Gambar 4. 4 grafik plastic strain ABS	51
Gambar 4. 5 <i>equivalent plastic strain PLA</i>	52
Gambar 4. 6 grafik <i>equivalent plastic strain PLA</i>	53
Gambar 4. 7 grafik material ideal	54
Gambar 4. 8 pola orientasi 3D printing.....	55

DAFTAR TABEL

Tabel 1 Estimasi presentasi jenis orang dengan disabilitas	16
Tabel 2 sifat mekanik 3D <i>printing ABS dan Polycarbonate</i> (Jason contrell).....	25
Tabel 3 <i>properties</i> material ABS	41

BAB I PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Berdasarkan data 33 provinsi di Indonesia pada, jumlah populasi orang dengan disabilitas berat sebesar 2,126,000. yang tercatat pada sensus penduduk tahun 2012. Data tersebut dijabarkan dalam bentuk Tabel 1.

Tabel 1 Estimasi presentasi jenis orang dengan disabilitas

No	Jenis Penyandang Disabilitas	Jumlah (jiwa)	Presentase (%)
1.	Tuna Netra (buta)	338,672	15.93
2.	Tuna Rungu (tuli)	223,655	10.52
3.	Tuna Wicara (bisu)	151,371	7.12
4.	Tuna Rungu dan Wicara	73,560	3.46
5.	Tuna Daksa (cacat fisik)	717,312	33.74
6.	Tuna Grahita (cacat mental)	209,837	13.68
7.	Tuna Daksa dan Grahita	149,458	7.03
8.	Tuna Laras	181,135	8.52
	Total	2,126,000	100

(sensus penduduk penyandang disabilitas tahun 2012)

Data tabel 1 tersebut dapat dijumpai bahwa penyandang tuna daksa adalah yang paling banyak di Indonesia. Tuna daksa atau

tuna anggota gerak adalah penyandang difabel yang mempunyai kelemahan di anggota gerak tubuh. Hasil survey dinas sosial RI pada tahun 2008 memiliki presentase sebesar 21,86 %.

Badan Penyelenggara Jaminan Sosial (BPJS) Kesehatan sebagai Badan Pelaksana dan bertujuan untuk memnuhi kebutuhan kesehatan masyarakat. Salah satu hal yang dijamin oleh BPJS Kesehatan bagi pesertanya adalah kesehatan. Jenis-jenis alat yang dijamin oleh BPJS Kesehatan adalah kacamata, alat bantu dengar, gigi palsu/prothesa gigi, penyangga leher, jaket penyangga, prothesa alat gerak (kaki atau tangan tiruan) dan alat bantu penyangga tubuh. Sesuai surat edaran Menteri Kesehatan RI nomor HK/MENKES/31/I/2014 diberikan paling cepat 5 tahun sekali atas indikasi medis. Besaran pembiayaan alat kesehatan yang dijamin oleh BPJS Kesehatan maksimal Rp. 2.500.000,-. [1]

Prostesis kaki atau alat bantu gerak kaki palsu merupakan salah satu alat yang dapat membantu penyandang tuna daksa karena amputasi maupun cacat bawaan lahir. *SkyWalker* salah satu produk unggulan yang diciptakan oleh iDIG (*Integrated Digital Design Laboratory*), Departemen Desain Produk ITS. Produk kaki palsu di desain dengan tujuan memenuhi gerak jalan orang normal, komponen, dan impresi pengguna. Alat prostesis pernah mengalami mengalami keretakan pada komponen sendi lutut. Adanya keretakan pada komponen prostesis dapat diidentifikasi melalui kegagalan material. Oleh karena itu saya mengambil permasalahan tersebut untuk dijadikan bahan penelitian tugas akhir tanpa mengubah desain utama yang dilakukan sebelumnya.

1.2 **Rumusan masalah**

Rumusan masalah untuk penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Apa yang menjadi penyebab kerusakan pada komponen sendi lutut prostesis *SkyWalker*?

2. Bagaimana performa sebelum/sesudah diketahui penyebab keretakan?

1.3 **Batasan Masalah**

Adapun batasan masalah pada penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Komponen yang akan dianalisa hanya dibagian sendi lutut.
2. Beban yang akan disimulasikan dengan referensi beban manusia di Indonesia sebesar 60 kg.
3. Sendi lutut dimodelkan menjadi *polycentric knee* yang berotasi satu sumbu.
4. Desain sendi lutut dianggap telah memenuhi gerak *swing phase* sehingga tidak perlu mendesain ulang kembali.

1.4 **Tujuan**

Tujuan pada penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Menganalisa kegagalan material prosthesis *SkyWalker* khususnya komponen pada sendi lutut.
2. Memodifikasi sendi lutut dari segi pemilihan material agar dapat di implementasikan dalam bentuk model 3D *printing*.

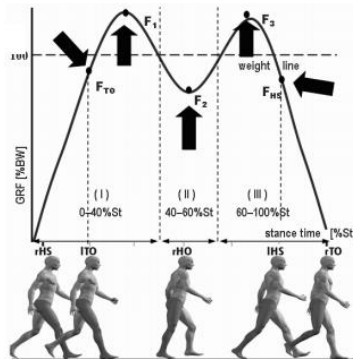
1.5 **Manfaat**

Ilmu biomekanik khususnya pada bidang prosthesis, diharapkan dapat dikembangkan dengan berbagai penelitian. Produk prosthesis dapat dijadikan solusi pemerintah membantu penyandang tuna daksa khususnya dibagian kaki.

BAB II TINJAUAN PUSTAKA

2.1 *Gait Cycle*

Manusia berjalan dengan mengulang pergerakan yang sama secara berurutan. Secara garis besar terdiri atas fase bertumpu (stance phase) dan fase ayun (swing phase).



Gambar 2. 1 Gait cycle [2]

Gambar diatas menunjukkan besaran gaya yang ditumpu oleh kaki saat berjalan. Pada FTO (*force toe off*) gaya awalan lepas yang ditumpu oleh kaki sebesar 0.82 dari beban tubuh. F1 (beban yan ditumpu oleh kaki 1.19 dari beban tubuh. F2 beban yang ditumpu oleh kaki sebesar 0.8 dari beban tubuh. F3 beban yang ditumpu kaki sebesar 1.19 dari beban tubuh. FHS beban yang ditumpu oleh kaki sebesar 0.82 dari beban tubuh. [2]

2.2 **Prostesis**

Prostesis adalah alat buatan yang digunakan untuk mengganti bagian tubuh yang hilang seperti gigi palsu, tangan Palsu dan kaki palsu [3]. Kaki prostesis terdapat dua jenis yaitu kaki prostesis diatas lutut dan dibawah lutut. Untuk jenis kaki diatas lutut diperlukan sistem gerak berupa sendi lutut.



Gambar 2.1 kaki prosthesis *transfemoral* [4]

Kaki prosthesis atas lutut di sebut dengan *Trans-femoral proesrthetic leg*. Gambar 2.1 menjelaskan kaki prosetik jenis ini memiliki sistem gerak dengan menggunakan sistem sendi lutut. Sistem sendi lutut disambungkan dengan *socket* dan betis. Hal paling penting dalam kaki prosthesis *transfemoral* adalah kemampuan untuk mengontrol *swing phase* agar sesuai dengan *gait cycle*. [4]

2.3 Sendi lutut

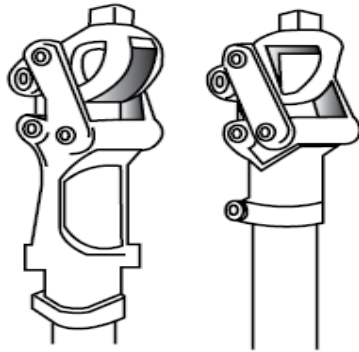
Fungsi pada kaki prosthesis untuk *transfemoral* amputi sangat dipengaruhi oleh pemilihan sistem sendi lutut yang digunakan. Hal ini di sesuaikan dengan usia, kesehatan, tingkat aktivitas, dan gaya hidup seseorang sendi lutut *system* dengan teknologi tinggi belum tentu menjadi pilihan terbaik untuk semua orang. Dalam penggunaan kaki prosthesis, keamanan dan stabilitas adalah hal penting, harga juga dapat menjadi faktor penentu dalam pemilihan. [5].

Ada dua jenis pilihan sendi lutut. Yang banyak di gunakan pada kaki prosthesis diatas lutut yaitu jenis *monocentric* yang memiliki satu sumbu putar dan *polycentric* yang memiliki lebih dari satu sumbu putar. Dalam pengembangan sistem sendi

lutut harus berfokus pada *gait cycle* dan mereduksi fraksi kontak yang terdapat pada sendi [6].

2.3.1 *Monocentric Knee*

Monocentric knee adalah jenis paling sederhana sendi lutut sistem ini hanya memiliki satu sumbu putar. Jenis ini adalah lutut kelas dasar, yang membuatnya paling ekonomis, paling tahan lama, dan paling ringan. Tetapi *monocentric knee* memiliki keterbatasan, pasien harus menggunakan kekuatan otot untuk menjaga badan tetap stabil saat berdiri. Gambar 2.2 desain jenis *monocentric knee*. Untuk memudahkan pasien menjaga keseimbangan badan, *monocentric knee* sering menggabungkan kontrol gesekan konstan dan kunci manual. Gesekan membuat kaki tidak berayun ke depan terlalu cepat saat di ayunkan ke langkah berikutnya. Adapun *monocentric knee* yang memiliki struktur yang menggunakan silinder piston, katup kontrol, aktuator katup kontrol dan poros kutub. hal ini digunakan agar sendi lebih mudah diredam saat diayunkan. [4]



Gambar 2.2 sendi lutut *Single Axis* [4]

2.3.2 *Polycentric Knee*

Polycentric knee, juga disebut *multy axis knee*, *knee system* ini lebih kompleks dalam desain dan memiliki beberapa sumbu rotasi, *polycentric knee* adalah sendi buatan yang mengadopsi struktur sendi manusia, *polycentric knee* mengadopsi susunan *lateral collateral ligament*, *anterior*

cruciate ligament dan *medial collateral ligament* yang terdapat pada susunan sendi manusia. Hal ini membuat *polycentric knee* lebih stabil saat digunakan seperti Gambar 2.3 yang diilustrasikan. *Knee system* lebih stabil pada fase *stand phase* dan mudah ditekuk untuk memulai fase *swing phase*. Fitur lain yang dari desain *Polycentric knee* adalah panjang kaki lebih pendek ketika mengambil langkah, hal ini mengurangi risiko pengguna jatuh saat berjalan.

Polycentric knee cocok digunakan untuk berbagai macam amputasi. Beberapa versi sangat ideal untuk digunakan oleh amputi yang tidak bisa berjalan dengan aman karena mengalami disartikulasi lutut, amputasi kaki bilateral, atau memiliki sisa *stump* yang cukup panjang. Keterbatasan yang paling umum dari desain *Polycentric knee* adalah bahwa rentang gerak lutut terbatas pada beberapa derajat, tetapi hal ini tidak untuk menimbulkan masalah yang signifikan. Lutut polisentrik juga lebih berat dan terdapat bagian-bagian yang perlu diperbaiki atau diganti lebih sering daripada lutut prostesis jenis lain. [4]



Gambar 2.3 Sendi Lutut Model *Polycentric* [4]

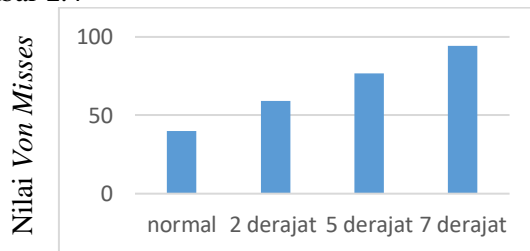
2.4 Penelitian sebelumnya

- a. *Skywalker* (imam bagaskara, 2019)

Penelitian yang dilakukan sebelumnya penulis merancang produk kaki protesis untuk penyandang amputasi transfemoral. Inovasi protesis memanfaatkan 3D printing sebagai bahan baku utama. Metode *Rapid prototyping* dipilih oleh penulis agar dapat membuat komponen dengan menggunakan *Computer Aided Design (CAD)*. Komponen dari 3D printing diantaranya *socket*, sendi lutut, *clamp* (penjepit), dan engkel.

- b. Analisa *gait cycle* dan beban statik metode elemen hingga [7]

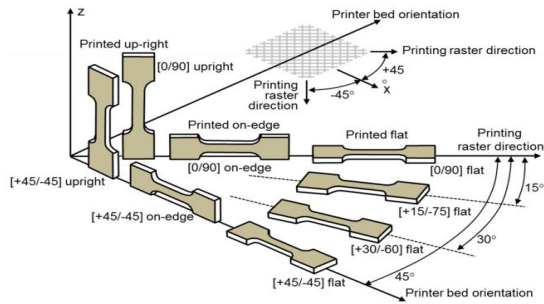
Metode elemen hingga digunakan untuk menganalisa *gait cycle* dan beban statis pada *above knee prosthesis*. Rancangan protesis perlu diuji dengan menggunakan metode elemen hingga untuk melihat kekuatan bahan dan standar keamanan dari kegagalan. Material yang digunakan adalah *stainless steel ferritic* yang memiliki nilai modulus elastisitas $E = 200 \text{ GPa}$, *poisson ratio* $\nu = 0,28$ dan *yield strength* $\sigma_y = 172 \text{ MPa}$. Gambar 2.5 Model disimulasikan pada posisi tegak dan posisi menekuk dengan sudut 2° , 5° dan 7° , serta diberi beban sebesar 1000 N. Hasil pengujian dinyatakan aman karena tegangan maksimum *Von Misses* sebesar 39 MPa jauh dibawah *yield strength* material protesis dari *stainless steel* yaitu 172 MPa. Nilai *Von Misses* dari pengujian dijabarkan dalam bentuk grafik Gambar 2.4



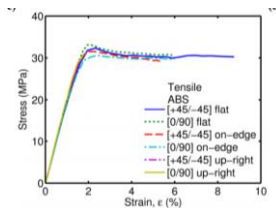
Gambar 2.4 Nilai *Von misses* analisa beban statis sendi lutut [7]

- c. Jason Cantrell, Sean Rohde dkk.

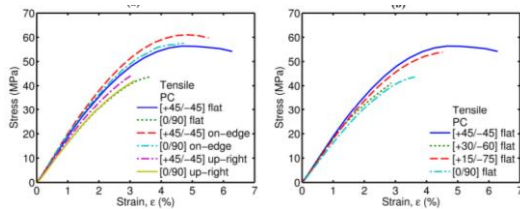
Penelitian yang berjudul “*Experimental Characterization of the Mechanical Properties of 3D-printed ABS and Polycarbonate Part*” memvariasikan material dan arah printing yang bertujuan untuk mendapatkan nilai *properties* dari material tersebut. Gambar 2.6 merupakan orientasi *printing* diterangkan dalam bentuk gambar dibawah ini. [8]



Gambar 2.5 orientasi (*bed printing flat, on-edge, dan up-right*) 3D printing [8]



a. Grafik uji Tarik ABS



b. Grafik uji Tarik Polycarbonate

Material ABS dan polycarbonate divariasikan pola printing untuk mendapatkan nilai sifat materialnya menggunakan ASTM638. Pola variasi printing yang dibuat diantaranya orientasi 90 derajat, 45 derajat. Posisi spesimen yang diuji adalah datar, tegak, dan miring. Grafik uji Tarik pada ABS dan Polycarbonate menunjukkan Data mechanical properties didapatkan dari hasil pengujian tarik, tidak menunjukkan hal yang signifikan. Nilai strain at failure terjadi nilai perbedaan pada orientasi datar, tegak dan miring Anisotropik lebih banyak ditemukan saat memvariasikan orientasi printer daripada mengubah orientasi raster dan beberapa uji tarik ABS menunjukkan sifat isotropik. Material PC mengalami perbedaan signifikan strain energy density. Variasi raster mempengaruhi material sehingga bersifat anisotropik.

Hasil keseluruhan sifat material dirangkum dalam bentuk tabel 2.

Tabel 2 sifat mekanik 3D *printing* ABS dan Polycarbonate [8]

Orientasi ABS						
<i>properties</i>	[+45/ -45] <i>flat</i>	[0/90] <i>flat</i>	[+45/ -45] <i>on- edge</i>	[0/90] <i>on- edge</i>	[+45/ -45] <i>up- right</i>	[0/90] <i>up- right</i>
<i>Poison ratio</i>	0.36 ± 0.03	0.37 ± 0.04	0.38 ± 0.03	0.36 ± 0.02	0.36 ± 0.03	0.36 ± 0.03
<i>Young modulus (MPa)</i>	1960 ± 60	2020 ± 60	2020 ± 110	1910 ± 60	2040 ± 90	2020 ± 110

<i>Yield Strength</i> (MPa)	30.3 ± 0.6	32.0 ± 0.8	30.0 ± 1.1	29.0 ± 0.6	29.3 ± 0.8	29.0 ± 1.6
<i>Ultimate strength</i> (Mpa)	32.8 ± 0.6	33.5 ± 0.5	31.9 ± 0.9	30.7 ± 0.7	30.0 ± 0.8	30.9 ± 1.3
<i>Strain at failure</i> (%)	8.89 ± 2.34	7.14 ± 2.79	5.41 ± 1.13	5.82 ± 1.26	1.72 ± 0.16	1.84 ± 0.15
<i>Strength strain energy</i> (MPa)	29.6 ± 0.5	30.7 ± 0.54	30.1 ± 0.9	29.4 ± 0.7	29.9 ± 0.8	30.8 ± 1.3

Orientasi PC				
<i>properties</i>	[+45/-45] <i>flat</i>	[+30/-60] <i>flat</i>	[+15/-60] <i>flat</i>	[0/90] <i>flat</i>
<i>Poison ratio</i>	0.39 ± 0.03	0.36 ± 0.02	0.33 ± 0.02	0.29 ± 0.02
<i>Young modulus</i> (MPa)	1890 ± 60	1840 ± 20	1780 ± 30	1620 ± 60
<i>Yield Strength</i> (MPa)	39.7 ± 0.9	30.4 ± 1.3	38.8 ± 1.2	34.3 ± 1.5
<i>Ultimate strength</i> (Mpa)	56.6 ± 0.5	41.5 ± 2.3	54 ± 0.4	44.3 ± 0.4
<i>Strain at failure</i> (%)	6.72 ± 0.94	3.01 ± 0.19	4.57 ± 0.07	3.78 ± 0.21

<i>Breaking strength</i> (MPa)	54.0 ± 0.7	41.5 ± 2.3	53.7 ± 0.5	44.3 ± 0.4
Orientasi PC				
<i>properties</i>	[+45/-45] <i>on-edge</i>	[0/90] <i>on-edge</i>	[+45/-45] <i>up-right</i>	[0/90] <i>up-right</i>
<i>Poison ratio</i>	0.37 ± 0.02	0.38 ± 0.03	0.35 ± 0.03	0.31 ± 0.02
<i>Young modulus</i> (MPa)	2000 ± 30	1950 ± 80	1770 ± 30	1630 ± 30
<i>Yield Strength</i> (MPa)	43.5 ± 1.1	40.0 ± 1.9	35.8 ± 0.6	34.5 ± 0.8
<i>Ultimate strength</i> (Mpa)	61.1 ± 0.5	57.9 ± 1.8	44.3 ± 1.1	42.4 ± 0.4
<i>Strain at failure</i> (%)	6.03 ± 0.57	4.72 ± 0.44	3.07 ± 0.11	3.18 ± 0.05
<i>Breaking strength</i> (MPa)	58.0 ± 1.4	57.8 ± 1.9	44.7 ± 1.2	42.2 ± 0.4

d. Addictive manufacturing

Fused Filament Fabrication (FFF) adalah salah satu yang paling banyak digunakan. Teknik AM yang membuat bagian-bagian dengan filamen polimer proses pengendapan. Seperti pada teknologi AM lainnya, FFF menambahkan material ke bagian yang dicetak lapis demi lapis, hanya di tempat yang diperlukan hemat energi, biaya bahan baku, dan limbah. Terlepas dari kelebihanannya, selama proses manufaktur konvensional, FFF sering mencetak komponen memiliki sifat mekanik yang lebih rendah. Bahan yang digunakan untuk cetakan adalah polimer termoplastik, yang diketahui

menunjukkan kualitas yang lebih rendah kekuatan mekanik dan kekakuan jika dibandingkan dengan logam part khususnya pada antarmuka antara manik-manik dan lapisan yang diendapkan. Selain itu, orientasi cetak mengarah pada sifat material anisotropik di bagian cetakan dan deposisi cetakan lapis demi lapis proses dapat menghasilkan rongga dalam sampel yang dicetak menghasilkan kekuatan tarik yang lebih rendah dari pada cetakan injeksi dengan bahan yang sama.

2.5 Metode elemen hingga

Metode elemen hingga merupakan prosedur numerik yang dapat dipakai untuk menyelesaikan permasalahan dalam bidang rekayasa (engineering), seperti analisa tegangan pada struktur, perpindahan panas, elektromagnetis, dan lairan fluida. Inti dari metode ini adalah membagi suatu benda yang akan diteliti, menjadi beberapa bagian dengan jumlah hingga (finite). Bagian – bagian ini disebut elemen dimana setiap elemen dihubungkan dengan node. Kemudian dibentuk persamaan matematika yang menjadi representasi benda yang dianalisa. Proses pembagian benda menjadi beberapa bagian disebut meshing. Kemudahan penggunaan berbagai hal tersebut bisa saja tergabung pada satu program komputer, yaitu dengan menyiapkan data pemilihan jenis, geometri, kondisi batas, elemen, dan sebagainya. Keunggulan dari metode elemen hingga adalah adanya arti fisik yang cukup dekat antara jaring elemen dengan struktur aktualnya. Jaring yang dimaksud bukan merupakan abstrak matematis yang sulit untuk divisualisasikan. Namun hasil yang diperoleh dengan metode ini untuk masalah tertentu adalah berupa hasil numerik, tidak ada persamaan bentuk tertutup yang dapat dipakai untuk kasus serupa yang hanya berbeda parameternya. [9]

Prosedur Metode Elemen Hingga dengan Menggunakan Software

Langkah-langkah dalam menyelesaikan analisa struktur menggunakan software elemen hingga adalah sebagai berikut:

1. Pembentukan geometri awal pada struktur yang akan dianalisis
2. Penentuan jenis material dan properti yang digunakan. Hal ini mencakup tentang dengan massa jenis dari material tersebut, modulus elastis, poisson ratio, tensile yield strength, tensile ultimate strength.
3. Penentuan jumlah elemen yang akan diberikan pada model geometri tersebut.
4. Pembagian elemen dari hasil pemodelan geometri struktur yang akan dianalisa (mesh generation)
5. Pemberian kondisi batas (*Boundary Condition*) pada struktur yang dianalisa. Kondisi batas diperlukan untuk menentukan bagaimana model tertumpu pada dudukannya dalam kondisi nyata. Hal ini sangat menentukan bagaimana hasil dari analisa model geometri tersebut.
6. Pemberian kondisi pembebanan (*loading condition*). Kondisi pembebanan yang diberikan pada model struktur bergantung dengan kondisi nyatanya. Hal ini dilakukan untuk mendapatkan hasil yang sedekat mungkin dengan kondisi kenyataannya. Beban yang biasa digunakan antara lain baban gaya, tekanan, momen baik statik maupaun dinamis.

Analisa, dimana analisa dilakukan dengan bantuan perangkat lunak berbasis metode elemen hingga. Jenis analisa yang dapat dilakukan juga bervariasi dari jenis statis, dinamis, buckling maupun analisa perpindahan panas.

2.6 **Konsep tegangan dan regangan**

Tegangan adalah besaran gaya yang bekerja pada satuan luas permukaan benda yang terkena dampak oleh gaya tersebut. Tegangan diklasifikasikan menjadi dua macam, yaitu tegangan normal dan tegangan geser. Tegangan normal didefinisikan

sebagai tegangan yang bekerja tegak lurus pada permukaan benda (σ).

$$\sigma = \frac{P}{A} \quad (1)$$

Dimana, σ = Tegangan Normal (MPa)

P = Gaya Normal (N)

A = Luas Permukaan (mm^2)

Tegangan geser adalah tegangan yang bekerja sejajar dengan permukaan benda (τ).

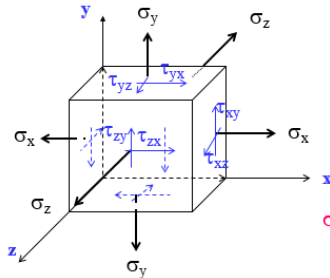
$$\tau = \frac{V}{A} \quad (2)$$

Dimana, τ = Tegangan Geser (MPa)

V = Gaya Resultan Geser pada Permukaan Sejajar (N)

A = Luasan Penampang (mm^2)

Kasus tegangan tiga dimensi, sebuah elemen tegangan akan menderita tegangan-regangan normal pada semua permukaannya. Tegangan geser ini memiliki dua buah indeks bawah dimana yang pertama menunjukkan bidang tegangan kerja dan yang kedua mengidentifikasi arahnya dalam bidang tersebut yang diilustrasikan pada gambar 2.19. [10]



Gambar 2.6 Analisa Tegangan pada Tiga Dimensi (fundamental of biomechanics, Nihat Ozkaya, 2017)

Konsep regangan

Konsep regangan untuk memperoleh satuan deformasi atau regangan (ϵ) terdapat dua aspek yang mempengaruhi yaitu perpanjangan yang didapat dari panjang akhir dikurangi dengan panjang awal material tersebut, kemudian panjang mula-mula dari suatu material. Untuk mendapatkan besar regangan dari suatu material didapat dengan rumus sebagai berikut:

$$\epsilon = \frac{\delta}{L_o} \quad (3)$$

Dimana, ϵ = Regangan (mm/mm)

δ = Perbedaan Panjang (mm)

L_o = Panjang Awal (mm)

Hubungan Tegangan dan Regangan

Hubungan tegangan dan regangan dapat ditunjukkan dalam gambar 2.20 Rasio antara tegangan dan regangan normal dapat disebut Modulus Young atau Modulus Elastisitas. [10]

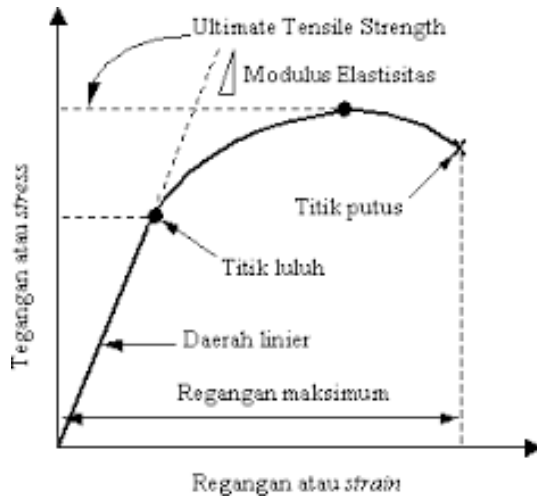
$$E = \frac{\sigma}{\epsilon} \quad (4)$$

Dimana, E = Modulus Elastisitas

σ = Tegangan Normal

ϵ = Regangan

Hubungan tegangan dan regangan juga bisa didapat dari diagram tegangan-regangan seperti pada Gambar 2.7



Gambar 2.7 Diagram Tegangan-Regangan
(fundamental of biomechanics, Nihat Ozkaya, 2017)

Grafik diatas dapat dilakukan perhitungan modulus elastisitas dengan persamaan sebagai berikut :

$$E = \tan \theta \quad (5)$$

Dimana, E = Modulus Elastisitas

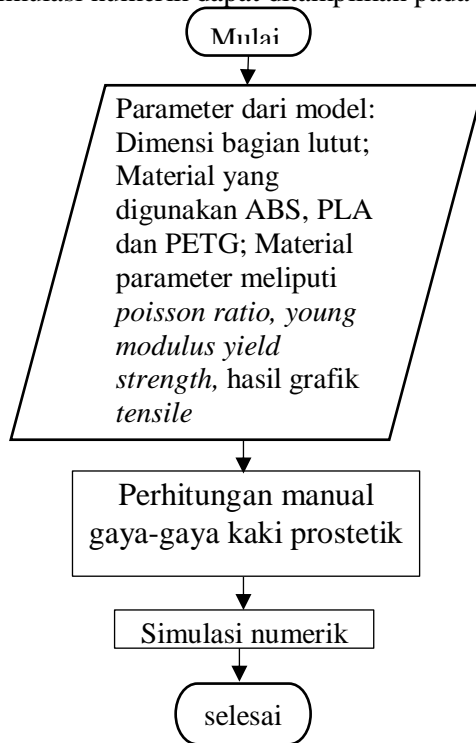
θ = Sudut garis hubungan antara sumbu tegangan dan sumbu regangan ($^{\circ}$)

Batas regangan plastis itu sendiri adalah batas dimana tegangan yang diberikan akan menyebabkan terjadinya deformasi plastis pada material tersebut untuk pertama kalinya. Pada umumnya, batas regangan elastis dari suatu material ditentukan dengan metode offset dimana terletak sekitar 1-2% dari regangan total.

BAB III METODE PENELITIAN

3.1 Diagram Alir Penelitian

Proses penelitian ini dilakukan dengan cara simulasi metode numerik. Jenis metode numerik yang dipilih adalah metode elemen hingga, yang mana software Ansys digunakan untuk menyelesaikan simulasi. Diagram alir yang menunjukkan proses simulasi numerik dapat ditampilkan pada Gambar 3.1.



Gambar 3. 1 Diagram Alir Penelitian

3.2 Langkah-langkah penelitian

Proses penelitian ini dibagi beberapa tahapan sebagai berikut.

3.2.1 Studi Literatur dan Lapangan

Studi yang pertama kali dilakukan adalah mempelajari penelitian *Skywalker*. Kaki prostesis ini dibuat dengan model *rapid prototyping* dengan menggunakan 3D printing. Kaki prostesis dirancang dengan *interchange*, dimana komponen dapat diganti tanpa mengganti keseluruhan produk. Bahan filament yang digunakan adalah polimer. Jurnal [8] Data material properties dari orientasi 3d printing dijadikan model dalam penelitian. Orientasi yang terdapat pada penelitian tersebut adalah flat, on-edge dan up-right dengan sudut yang berbeda. Material properties dimasukkan kedalam simulasi ansys untuk dilakukan simulasi numerik.

Perumusan Masalah

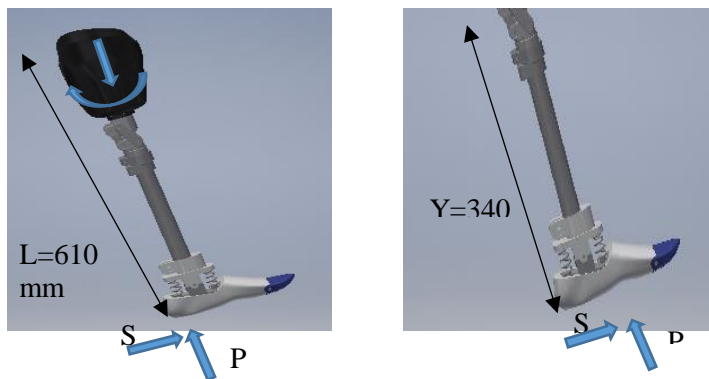
Tahapan kedua yaitu perumusan masalah yang didasarkan pada studi literatur yang telah dilakukan sebagai dasar pola berpikir dalam penelitian. Rumusan masalah yang telah ditentukan pada penelitian ini harus terjawab oleh tujuan dari penelitian. Produk *Skywalker* memiliki permasalahan dibagian sendi lutut. Letak kerusakan sendi lutut yang diilustrasikan pada gambar 3.2. Kerusakan ini terjadi setelah pemakaian 2 bulan.



Gambar 3. 2 Sendi Lutut *Skywalker*

3.2.2 Free body diagram

Gaya-gaya yang bekerja pada kaki prostesis di posisikan dalam keadaan *heel contact*, yang mana gaya tertinggi pada posisi tersebut. Berat orang di gunakan sebesar 60 kg, sehingga saat posisi *heel contact* sebesar 688N.



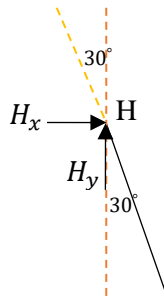
Gambar 3. 3 *Free body diagram* prostetik kontak tumit

Momen pinggul

$$\frac{L}{Y}Px = \frac{610 \text{ mm}}{340 \text{ mm}} \times 688 \text{ N} \times 17.33 = 21391.33 \text{ Nmm}$$

$$\text{Gaya gesek} = S = \frac{Mh}{L} = \frac{21391.33 \text{ Nmm}}{610 \text{ mm}} = 35.067 \text{ N}$$

Posisi langkah saat tumit menyetuh kontak membentuk 30 derajat yang diilustrasikan dalam Gambar 3.3. Gaya pada posisi tumit menyetuh kontak dianggap memiliki nilai load terbesar karena berat tubuh tertumpu hanya pada satu kaki saja. Tipe kaki prostetik ini adalah four bar linkage yang mana memiliki 4 titik bergerak pada sendi lutut.

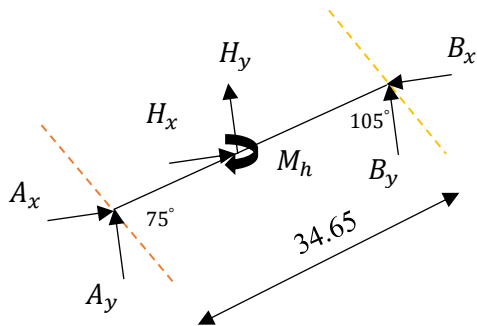


Gambar 3. 4 free body diagram pinggul

Gaya pada pinggul:

$$H_x = H \sin 30 = 688 \text{ N} \times \sin 30^\circ = 344 \text{ N}$$

$$H_y = H \cos 30 = 600 \text{ N} \times \cos 30^\circ = 344\sqrt{3} \text{ N}$$



Gambar 3. 5 free body diagram sendi lutut A-B

Gaya bagian A-B:

$$\sum M_A = 0$$

$$0 = -H_y \frac{l}{2} - M_h - B_y l$$

$$0 = \left(-344\sqrt{3} \times \frac{34.65}{2} \text{ mm} \right) - 21391.3 \text{ Nmm} - 34.65 B_y$$

$$B_y = -319.44 \text{ N}$$

$$-319.44 \text{ N} = B \cos 105^\circ; B = -1234.22 \text{ N}$$

$$B_x = B \sin 105 = -1234.22 \text{ N} \sin 105 = -1192.16 \text{ N}$$

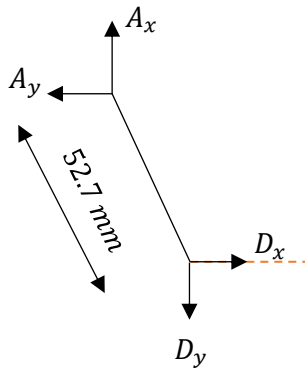
$$\sum F_x = 0; -B_x + H_x + A_x = 0$$

$$1192.16 \text{ N} + 344 \text{ N} + A_x = 0; A_x = -1536.16 \text{ N}$$

$$A_x = A \sin 75^\circ; A = 1483.8 \text{ N}$$

$$A_y = A \cos 75^\circ; A_y = 384.03 \text{ N}$$

Gaya bagian A-D:



Gambar 3. 6 free body diagram sendi lutut A-D

$$\sum M_A = 0$$

$$M_h(AH) = M_d(AD)$$

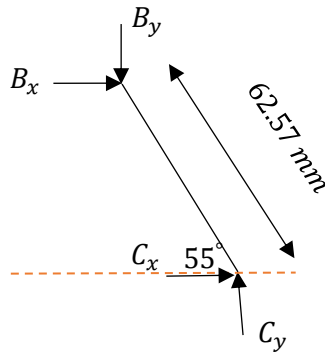
$$344\sqrt{3} \text{ N} \times 17.33 \text{ mm} = D_y \times 52.7$$

$$D_y = 195.93 \text{ N}$$

$$D = \frac{D_y}{\cos 135^\circ} = -277.09 \text{ N}$$

$$D_x = D \sin 135 = -195.93 \text{ N}$$

Gaya bagian H-B:



Gambar 3. 7 free body diagram sendi lutut B-C

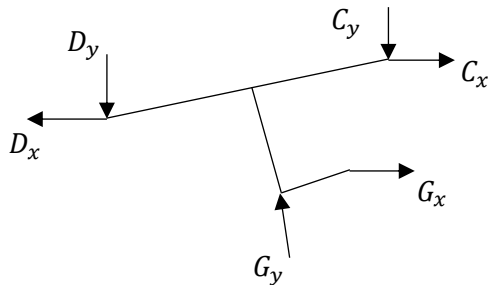
$$\sum M_B = 0$$

$$344\sqrt{3} \times 17.33 \text{ mm} = C_y \times 62.57 \text{ mm}; C_y = 165 \text{ N}$$

$$C_y = C \cos 55^\circ; 165 \text{ N} = C \cos 55^\circ = 94.65 \text{ N}$$

$$C_x = C \sin 55^\circ; C = 77.53 \text{ N}$$

Bagian tungkai kaki



Gambar 3. 8 free body diagram contact heel

$$\sum F_x = 0$$

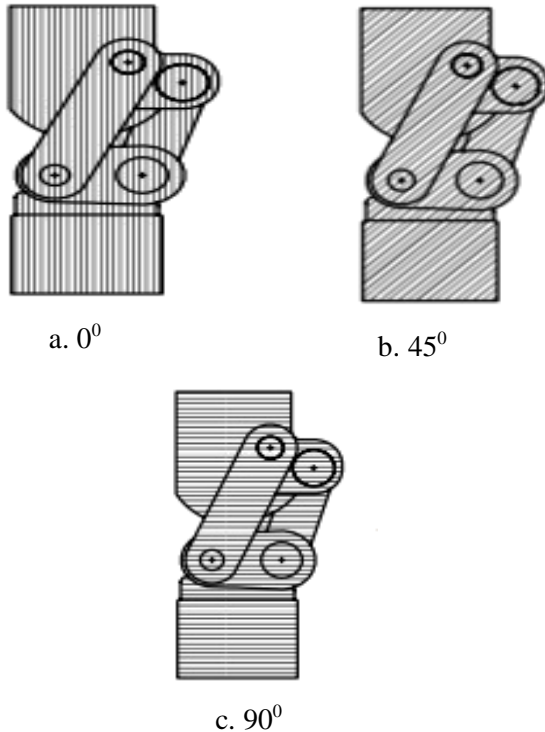
$$195.93 N + 77.53 N + G_x = 0; G_x = -273.45 N$$

$$\sum F_y = 0$$

$$-195.93 N - 94.65 N + G_y = 0; G_y = 290.58 N$$

3.2.3 Analisis elemen hingga

3.2.3.1 Model orientasi printing



Gambar 3. 9orientasi printing pada sendi lutut (a), (b), dan (c)

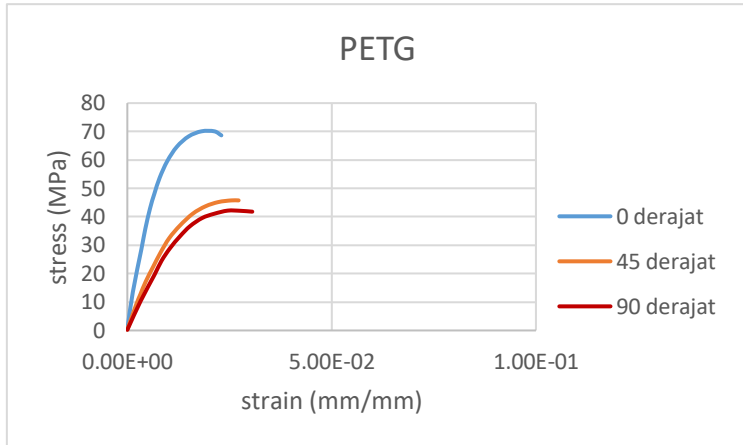
Berdasarkan data pengujian uji tarik dengan menggunakan standar spesimen ASTM D638 Type IV dengan pola orientasi orientasi printing 0° , 45° dan 90° mempengaruhi

nilai uji tarik. Perbedaan yang mencolok akibat orientasi printing diantaranya tegangan, tegangan modulus dan regangan. Gambar diatas menunjukkan gambaran variasi pola printing yang akan diplikasi kan pada sendi lutut *SkyWalker*.

Pola orientasi printing 0^0 memiliki *bimodal strain pattern* kearah vertikal. Apabila pola printing diaplikasikan menyebabkan sendi lutut mudah retak. Hal ini dikarenakan layer lutut yang searah dengan gaya vertikal. Pola orientasi printing 45^0 dapat membentuk pola *uniform strain pattern*. Pola tersebut cukup memenuhi karena gaya yang diberikan tegak lurus dengan *pattern* (layer) sendi lutut. Pola printing in menyebabkan nilai strain pada pola printing 45^0 lebih baik dari pada orientasi printing 0^0 . Pola orientasi printing 90^0 dapat membentuk pola *bimodal strain pattern* kearah horizontal. Apabila pola tersebut diaplikasikan pada sendi lutut, gaya yang diberikan akan lebih tegak lurus dengan pattrern dari pada orientasi printing 0^0 .

3.2.3.2 Model material

Pemilihan material yang diaplikasikan oleh imam bagas pada sendi lutut adalah PETG. Selama percobaan penggunaan yang dilakukan oleh user mengalami kerusakan kurun waktu 3 bulan. Akibat kerusakan yang ditimbulkan, diperlukan simulasi bahan PETG dengan orientasi printing antara lain 0^0 , 90^0 , 45^0 . Perlakuan variasi tersebut bertujuan untuk mengetahui kesalahan posisi printing dengan membandingkan *strain at failure*. Inputan material PETG pada Ansys ditunjukkan pada gambar grafik berikut.



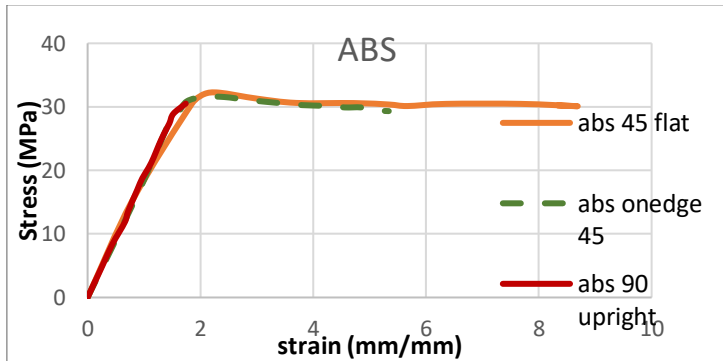
Gambar 3. 10 grafik uji tarik PETG

Material yang digunakan pada penelitian yaitu ABS dan PC dimana data material tersebut didapatkan dari jurnal [8] material ABS divariasikan dengan orientasi *flat*, *onedge*, dan *upright*. Sifat mekanik material yang digunakan pada sendi lutut ditunjukkan pada tabel 3

Tabel 3 *properties* material ABS

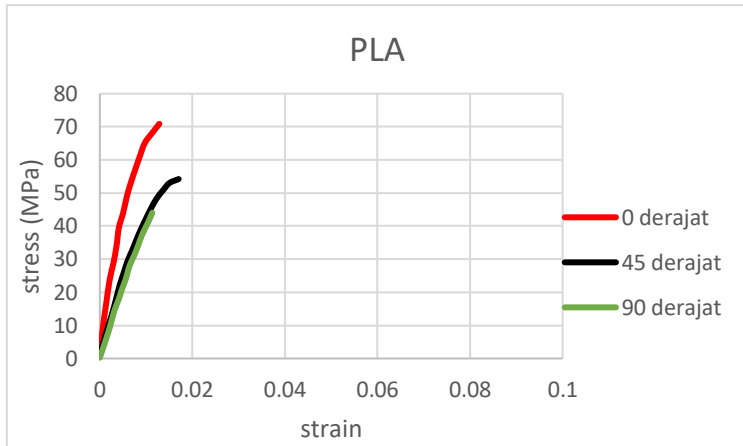
	ABS		
<i>properties</i>	[+45/-45] <i>flat</i>	[+45/-45] <i>on-edge</i>	[0/90] <i>up-right</i>
<i>Poison ratio</i>	0.36 ± 0.03	0.38 ± 0.03	0.36 ± 0.03
<i>Young modulus</i> (MPa)	1960 ± 60	2020 ± 110	2020 ± 110

<i>Yield Strength</i> (MPa)	30.3 ± 0.6	30.0 ± 1.1	29.0 ± 1.6
<i>Ultimate strength</i> (Mpa)	32.8 ± 0.6	31.9 ± 0.9	30.9 ± 1.3
<i>Strain at failure (%)</i>	8.89 ± 2.34	5.41 ± 1.13	1.84 ± 0.15
<i>Breaking strength</i> (MPa)	29.6 ± 0.5	30.1 ± 0.9	30.8 ± 1.3
Density (MJ/m ³)	3.17 ± 1.04	1.46 ± 0.37	0.29 ± 0.04



Gambar 3. 11 grafik uji tarik ABS

Grafik diatas dijadikan masukan pada material simulasi. Setiap orientasi diatas terlihat nilai tegangan tidak memiliki perbedaan. Nilai strain paling mendominasi, karena setiap orientasi menghasilkan nilai regangan yang berbeda. Nilai perbedaan *strain at failure* dapat dilihat pada tabel 3 diatas.

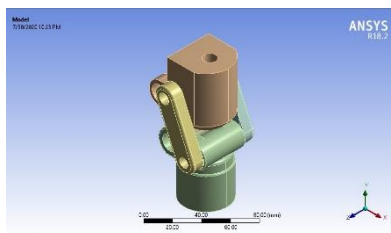


Gambar 3. 12 grafik material PLA

Grafik uji tarik PLA diatas dijadikan masukan pada material simulasi. Setiap orientasi diatas terlihat nilai strain tidak memiliki perbedaan. Nilai stress paling mendominasi, karena setiap orientasi menghasilkan nilai yang berbeda.

3.2.3.3 Geometri

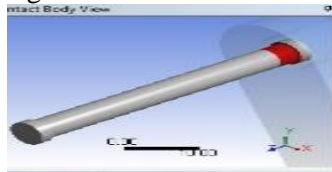
Geometri yang digunakan dalam simulasi ini terdiri dari Sembilan part, yaitu bagian atas, bagian bawah, lengan kanan dan kiri, sambungan belakang dan empat buah pin penghubung. Masing-masing part dapat bergerak relatif satu sama lain dengan hambatan gaya gesek antar-permukaanya. Geometri diilustrasikan pada gambar dibawah.



Gambar 3. 13 geometri model sendi lutut

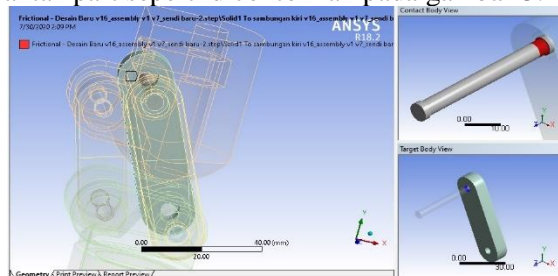
Karena hubungan antara part satu dengan lainnya terkadang tumpang tindih (misalkan terjadi kontak antara bagian samping baut dengan lengan dan bagian tengah baut dengan part tengah), maka permukaan-permukaan yang berpotensi menimbulkan tumpang tindih tersebut harus di-split terlebih dahulu untuk menghindari error saat simulasi.

Gambar dibawah menunjukkan geometri yang telah di-split, sehingga permukaannya terpisah antara bagian tengah dan bagian samping untuk menjalankan fungsinya masing-masing sebagai kontak yang berbeda.



Gambar 3. 14 split geometri

Kemudian, didefinisikan contact region antar-part yaitu frictional untuk merepresentasikan gaya gesek pada permukaan kontak antar-part seperti dicontohkan pada gambar 3.11.

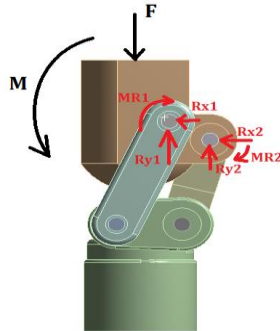


Gambar 3. 15 region kontak antar *part*

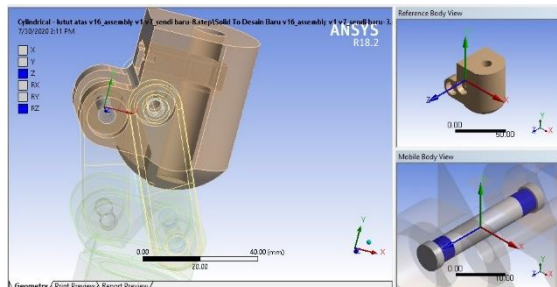
Karena simulasi menggunakan static structural, maka kesetimbangan gaya antar-part harus dipenuhi. Pada kasus ini, seperti diperlihatkan pada gambar 3.12, diagram benda bebas pada bagian atas menunjukkan adanya reaksi gaya x dan y pada pin 1 dan pin 2 yang berarti terjadi gaya yang menghasilkan momen pada lenganbagian samping kanan-kiri maupun bagian

tengah. Kondisi ini tidak dapat dipenuhi oleh static structural jika pada kedua bagian pin bawah tidak ditahan menggunakan contact bonded atau fixed-support, padahal setingan pada kedua pin bawah tersebut adalah frictional (yang tidak sepenuhnya menahan beban momen dari lengan kanan-kiri dan tengah).

Karena kondisi di atas, diperlukan joint yang menghubungkan antar-part, agar masing-masing part memenuhi persyaratan static structural, karena dengan menggunakan definisi joint ini, masing-masing part dapat dengan leluasa “bergerak” satu sama lain dan tetap memenuhi syarat kesetimbangan statis tiap part. Gambar 3.13 menunjukkan salah satu contoh joint antar-part tersebut.



Gambar 3. 16 diagram bebas antar bagian atas

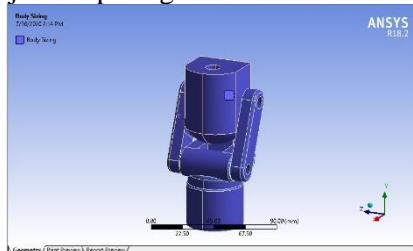


Gambar 3. 17 contoh joint antar part

Joint yang digunakan adalah time cylinder, yang berarti part satu dengan lainnya dapat bergeser dan berputar pada sumbu rotasi yang sama yaitu pusat rotasi silinder dan lubang.

3.2.3.4 Meshing

Meshing atau diskritisasi pada FEA adalah proses konversi domain solid yang kontinu menjadi domain komputasi yang diskrit sehingga persamaan-persamaan struktural dapat diselesaikan solusinya menggunakan metode numerik, dalam kasus ini Finite Element Method (FEM). Ukuran mesh dibuat memiliki ukuran maksimum 2 mm pada seluruh domain untuk menghasilkan hasil yang detail. Hasil meshing ditunjukkan pada gambar dibawah.



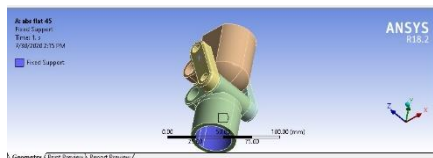
Gambar 3. 18 hasil meshing secara global

3.2.3.5 Kondisi Batas dan Pembebanan

Berikut adalah setingan-setingan komputasi yang digunakan dalam simulasi ini:

Fixed support

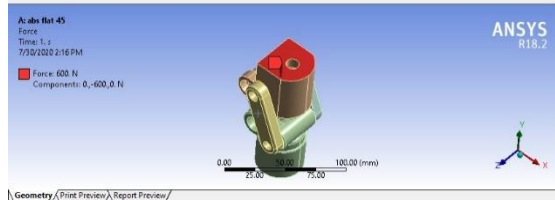
Setingan ini digunakan untuk membatasi Gerakan dari landasan bending baik translasi maupun rotasi kearah X, Y maupun Z.



Gambar 3. 19 *fix support*

Force

Input force digunakan untuk merepresentasikan beban dari berat manusia yang kearah sumbu Y:



Gambar 3. 20 *input force*

Large Deflection

Pada simulasi ini digunakan setingan large deflection = on, untuk mengakomodasi defleksi yang besar akibat rotasi dan translasi antar-part yang relatif besar.

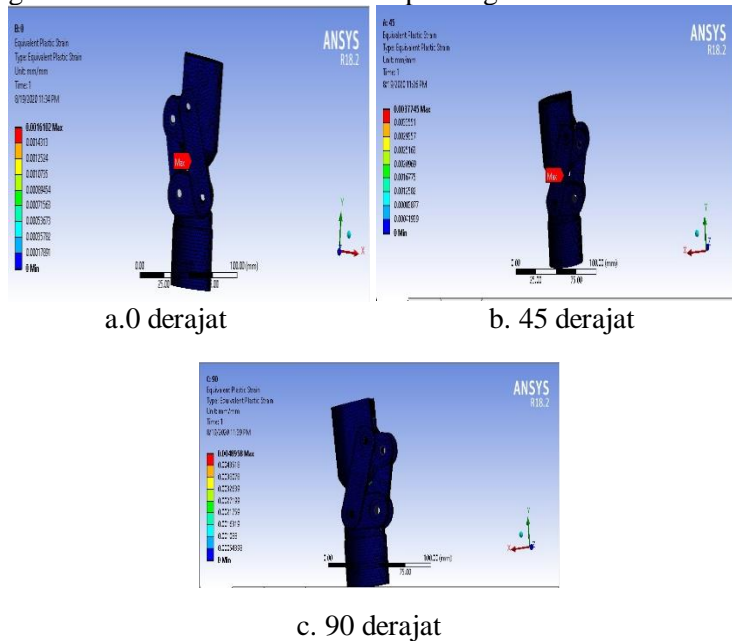
3.2.4 Solusi yang diinginkan

Analisa static pada sendi lutut menggunakan bantuan ANSYS *Workbench 18.2* untuk mendapatkan tujuan yang diinginkan maka hasil yang akan didapatkan *Equivalent plastic strain* dibandingkan dengan *strain at failure* pada setiap orientasi printing.

BAB IV ANALISA DAN PEMBAHASAN

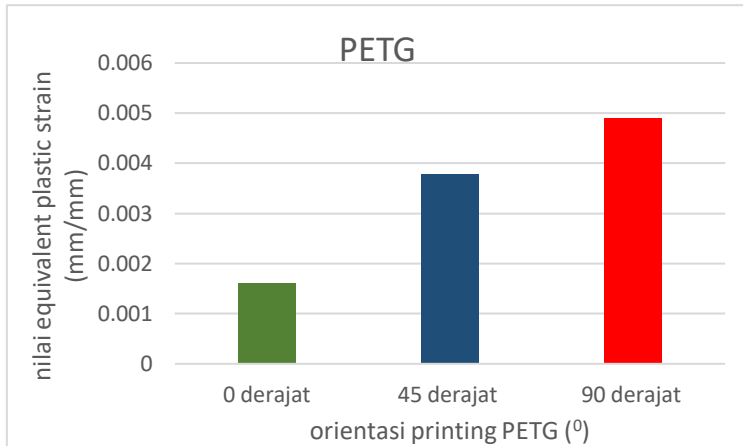
4.1 PETG

Nilai *equivalent strain plastic strain* yang disimulasikan dengan menggunakan *software Ansys 18.2* ditunjukkan pada gambar 4.1 berdasarkan orientasi printing.



Gambar 4. 1 analisa *equivalent plastic strain* PETG

Seluruh analisa yang dilakukan dirangkum dalam bentuk grafik dibawah. Pada orientasi 0^0 didapatkan nilai *equivalent plastic strain* sebesar 0.0016102 mm/mm. Orientasi 45^0 didapatkan nilai *equivalent plastic strain* sebesar 0.0037745 mm/mm. Orientasi 90 didapatkan nilai *equivalent plastic strain* sebesar 0.0049858 mm/mm.



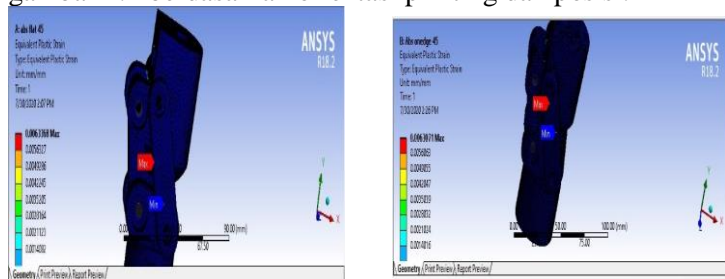
Gambar 4. 2 nilai *equivalent plastic strain*

Nilai *equivalent plastic strain* dibandingkan dengan *strain at failure* pada grafik uji tarik PETG. *Strain at failure* orientasi 0° sebesar 0.02301 mm/mm dibandingkan dengan nilai maksimum *equivalent plastic strain* 0.0016102 mm/mm, maka orientasi 0° dianggap aman. *Strain at failure* orientasi 45° sebesar 0.02733 mm/mm dibandingkan dengan nilai maksimum *equivalent plastic strain* 0.0037745 mm/mm, maka orientasi 45° dianggap aman. *Strain at failure* orientasi 90° sebesar 0.030579 mm/mm dibandingkan dengan nilai maksimum *equivalent plastic strain* 0.0049858 mm/mm, maka orientasi 90° dianggap aman.

Secara keseluruhan orientasi printing dengan menggunakan material PETG yang diplikasikan pada sendi lutut adalah aman. Jika bertolak ukur dengan hasil *equivalent plastic strain* PETG, pengaplikasian orientasi 0° dianggap kurang layak digunakan. Faktor ini disebabkan karena nilai *equivalent plastic strain* lebih rendah dibandingkan orientasi 45° dan orientasi 90° .

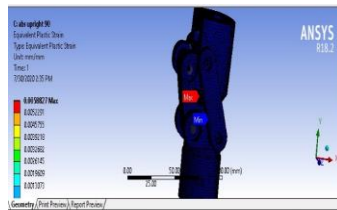
4.2 ABS

Nilai *equivalent strain plastic strain* yang disimulasikan dengan menggunakan *software Ansys 18.2* ditunjukkan pada gambar 4.2 berdasarkan orientasi printing dan posisi.



a.0 derajat posisi datar

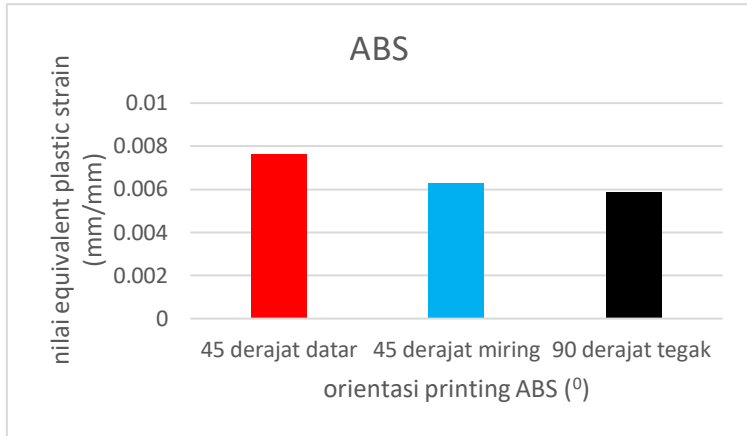
b. 45 derajat posisi miring



c.90 derajat posisi tegak

Gambar 4. 3 *equivalent strain plastic strain* ABS

Nilai maksimum *equivalent plastic strain* orientasi 45 derajat posisi datar adalah 0.00763368 mm/mm yang ditunjukkan pada Gambar a. Nilai maksimum *equivalent plastic strain* orientasi 45⁰ posisi miring adalah 0.0063071 mm/mm yang ditunjukkan pada Gambar b. Nilai maksimum *equivalent plastic strain* orientasi 90⁰ posisi tegak adalah 0.0058827 mm/mm yang ditunjukkan pada Gambar c.

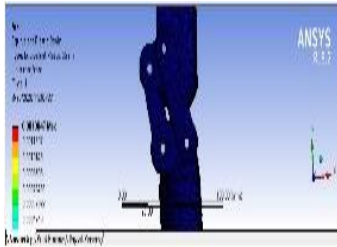


Gambar 4. Grafik plastic strain ABS

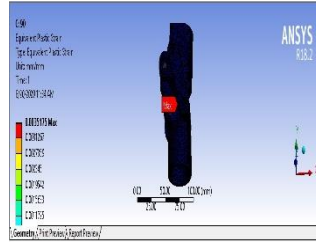
Nilai *equivalent plastic strain* dibandingkan dengan *strain at failure* pada grafik uji tarik ABS. *Strain at failure* orientasi 45⁰ posisi datar sebesar 8.34 mm/mm dibandingkan dengan nilai maksimum *equivalent plastic strain* 0.00763368 mm/mm, maka orientasi 45⁰ posisi datar dianggap aman. *Strain at failure* orientasi 45⁰ posisi miring sebesar 5.34 mm/mm dibandingkan dengan nilai maksimum *equivalent plastic strain* 0.0063071 mm/mm, maka orientasi 45⁰ posisi miring dianggap aman. *Strain at failure* orientasi 90⁰ posisi tegak sebesar 1.74 mm/mm dibandingkan dengan nilai maksimum *equivalent plastic strain* 0.0049858 mm/mm, maka orientasi 90⁰ dianggap aman. Keseluruhan orientasi printing dengan menggunakan material ABS yang diaplikasikan pada sendi lutut adalah aman. Strain yang ideal ABS adalah orientasi orientasi 45⁰ posisi datar karena memiliki nilai *equivalent plastic strain* tertinggi.

4.3 PLA

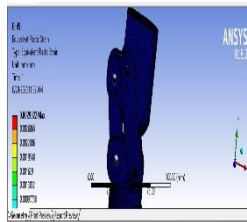
Nilai *equivalent plastic strain* yang disimulasikan dengan menggunakan software Ansys 18.2 ditunjukkan pada gambar 4.3 berdasarkan orientasi printing.



a. 0 derajat



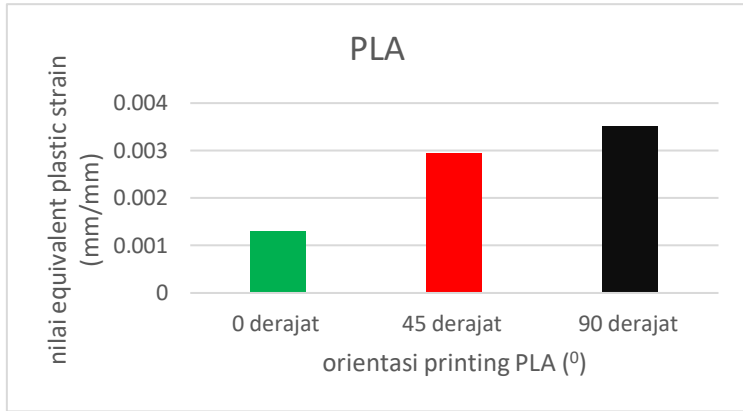
b. 45 derajat



c. 90 derajat

Gambar 4. 5 *equivalent plastic strain PLA*

Seluruh analisa yang dilakukan dirangkum dalam bentuk grafik dibawah. Pada orientasi 0^0 didapatkan nilai *equivalent plastic strain* sebesar 0.0013047 mm/mm. Orientasi 45^0 didapatkan nilai *equivalent plastic strain* sebesar 0.0029322 mm/mm. Orientasi 90^0 didapatkan nilai *equivalent plastic strain* sebesar 0.0035175 mm/mm. hasil *equivalent plastic strain* seluruh orientasi ditunjukkan pada gambar 4.6

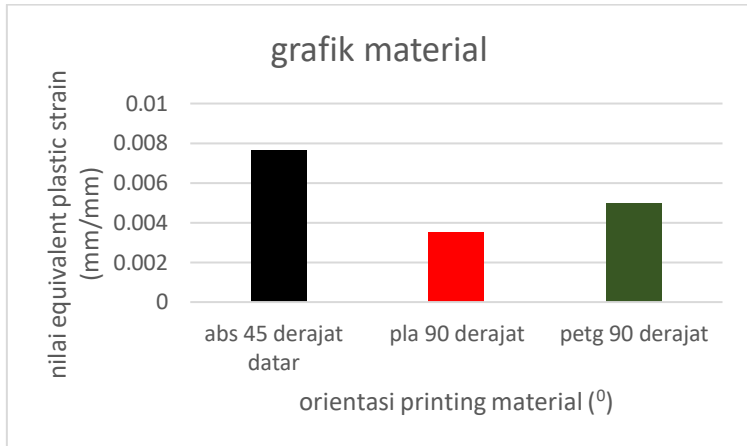


Gambar 4. 6 grafik *equivalent plastic strain* PLA

Nilai *equivalent plastic strain* dibandingkan dengan *strain at failure* pada grafik uji tarik PLA. *Strain at failure* orientasi 0° sebesar 0.01285 mm/mm dibandingkan dengan nilai maksimum *equivalent plastic strain* 0.0013047 mm/mm, maka orientasi 0° dianggap aman. *Strain at failure* orientasi 45° sebesar 0.01702 mm/mm dibandingkan dengan nilai maksimum *equivalent plastic strain* 0.0029322 mm/mm, maka orientasi 45° dianggap aman. *Strain at failure* orientasi 90° sebesar 0.01134 mm/mm dibandingkan dengan nilai maksimum *equivalent plastic strain* 0.0035175 mm/mm, maka orientasi 90° dianggap aman.

Secara keseluruhan orientasi printing dengan menggunakan material PLA yang diplikasikan pada sendi lutut adalah aman. Jika bertolak ukur dengan hasil *equivalent plastic strain* PLA, pengaplikasian orientasi 0° dianggap kurang layak digunakan. Faktor ini disebabkan karena nilai *equivalent plastic strain* lebih rendah dibandingkan orientasi 45° dan orientasi 90° .

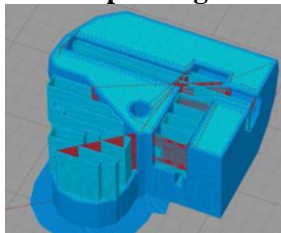
4.4 Material ideal



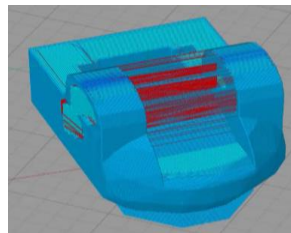
Gambar 4. 7 grafik material ideal

Berdasarkan gambar 4.7 Nilai maksimum *equivalent plastic strain* ABS orientasi 45 derajat posisi datar adalah 0.00763368 mm/mm. PETG orientasi 90⁰ didapatkan nilai *equivalent plastic strain* sebesar 0.0049858 mm/mm. PLA orientasi 90⁰ didapatkan nilai *equivalent plastic strain* sebesar 0.0035175 mm/mm. kesimpulan yang didapatkan dari grafik diatas adalah material ABS dengan orientasi printing 45 posisi datar layak diaplikasikan sendi lutut *skywalker*, karena memiliki nilai *equivalent plastic strain* tertinggi.

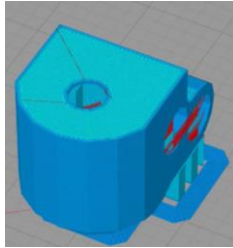
4.5 Pola printing sendi lutut



Pola printing 45⁰



Pola printing 0⁰



Pola printing 90^0

Gambar 4. 8 pola orientasi 3D printing

Pola orientasi printing 0^0 lapisan yang terbentuk sejajar dengan vertikal dalam keadaan lurus. Pola tersebut menyebabkan gaya yang diterima searah dengan layer sehingga terjadi kerusakan. Pola orientasi printing 45^0 lapisan yang terbentuk secara miring 45 derajat. Jika beban arah vertikal diberikan pada pola tersebut agaknya tidak langsung cepat terjadi kerusakan. Pola printing 90^0 layer yang terbentuk sejajar horizontal dalam keadaan lurus. Apabila gaya dari arah vertikal diberikan, material mampu menahan beban dikarenakan beban tegak lurus dengan lapisan printing.

BAB V

KESIMPULAN dan SARAN

5.1 kesimpulan

kesimpulan pada penelitian adalah sebagai berikut:

1. Penyebab kerusakan pada sendi lutut *skywalker* dikarenakan material PTEG diprinting dengan orientasi 0^0 . Posisi orientasi menyebabkan gaya yang diterima searah dengan sendi lutut sehingga mengalami kerusakan.
2. Material ideal yang digunakan untuk sendi lutut adalah ABS orientasi 45^0 dengan posisi datar. Orientasi ini dianggap cocok karena memiliki nilai strain tertinggi dibandingkan material dan orientasi lainnya.

5.2 Saran

Adanya dilakukan pengujian pembeban pada keseluruhan bagian part kaki prosthesis diantaranya telapak kaki tungkai bawah, lutut dan soket.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] B. Kesehatan, Pelayanan Alat Kesehatan, Jakarta, 2014.
- [2] A. L. R. U. -K. U. S ŁAWOMIR W INIARSKI *, "Estimated ground reaction force in normal," *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, p. 1, 2009.
- [3] Martin, Oxford Medical Dictionary, OUP Oxford, 2010.
- [4] I. Bagaskara, Desain Kaki prosthesis untuk Amputasi transfemoral, Surabaya: ITS, 2019.
- [5] B. Dupes, "Prosthetic Knee System," Amputee Coalition, 2014.
- [6] Y. S. Narang, "Identification of Design Requirements for a High-Performance, Low-Cost, Passive Prosthetic Knee Through User Analysis and Dynamic Simulation," Massachusetts Institute of Technology, USA, 2013.
- [7] j. d. muhammad dzulfikar, "analisa gait cycle dan beban statik metode elemen hingga," 2015.
- [8] s. r. d. Jason contrell, "Experimental Characterization of the Mechanical Properties of 3D printed ABS and Polycarbonate Parts".
- [9] R. Cook, Concepts and applications of finite element analysis, John Wiley & Sons, 1990.

- [10] D. G. M. N. Nihat Ozkaya, *Fundamental of Biomechanis*, Switzerland: Springer, 2017.
- [11] R. R. N. S. A. K. Felix E. Zajac, "Biomechanics and muscle coordination of human walking: Part I: Introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations," *Gait & Posture*, pp. 215-232, December 2002.
- [12] R. S. Drew van der riet, "A Low Cost Extendable Prosthetic Leg for Trans - Femoral Amputee," *Mechatronics : Principles, Technologies and Applications*, p. 6, 2015.
- [13] D. F. A. Adam Soss. US Patent US6673117B1, 2001.
- [14] F. Gramnas. US Patent US7544214B2, 2003.
- [15] P. C. U. A. I. Y. Nur Rahmat, "Komparasi Tingkat Kemampuan Fungsional Pasien Post Amputasi Transtibial antara Pengguna Transtibial Prosthesis Dengan Pengguna Kruk Axilla," *jurnal riset kesehatan*, pp. 54-58, 2017.
- [16] R. A. Farah Mohammed, "Desain a Model for Human Body to Determine the Center of Gravity," *Conference paper*, 2012.
- [17] A. I. Z. A.-A. Javad ZARBAKHSH, "Sub-modeling Finite Element Analysis of 3D Printed Structures," *ZAMSTEC*, 2015.

- [18] E. G. R. L. Miguel Marco, "modelling of femur fracture using finite element procedure," *engineering fracture mechanics*, 2018.

BIODATA PENULIS



Amelia Arsyl Majid dilahirkan di Malang, 27 November 1995 dari orang tua bernama Alm. Lestiawan dan Ibu Sarwi Andajani. Riwayat pendidikan penulis diawali di SDN Mawar 7 Kota Banjarmasin pada tahun 2001-2007. Penulis melanjutkan pendidikan di MTSN Banjar Selatan 2 Kota Banjarmasin pada Tahun 2007-2010. Kemudian melanjutkan pendidikan di SMAN 1 Kota Banjarmasin pada tahun 2010-2013. Penulis melanjutkan pendidikan jenjang Sarjana di Departemen Teknik Mesin ITS melalui jalur SNMPTN pada tahun 2013. Selama perkuliahan penulis aktif dalam kegiatan organisasi. Dalam kegiatan organisasi kemahasiswaan aktif sebagai pengurus Media Komunikasi dan Informasi Teknik Mesin ITS (Dimensi) 2014-2016. Untuk semua informasi dan masukan terkait tugas akhir ini dapat menghubungi penulis melalui email ameliaam12@gmail.com