

**PEMBUATAN ALAT PERAGA DAN ANALISIS ELEMEN HINGGA
TOTAL KNEE REPLACEMENT UNTUK PENDERITA POST-
TRAUMATIC ARTHRITIS BERDASARKAN REKONSTRUKSI CT-SCAN
TULANG LUTUT**

TUGAS AKHIR

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



Disusun Oleh:

Nama : Muhammad Fernanda Dharmawan

No. Mahasiswa : 18525107

NIRM : 2018051015

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

2023

PERNYATAAN KEASLIAN

Bismillahirrahmanirrahim, dengan ini Saya menyatakan bahwa karya tulis ini adalah hasil karya Saya sendiri, kecuali teori-teori dan metode-metode yang digunakan yang telah disebutkan sumbernya dan ditulis dengan jelas di daftar pustaka. Jika di lain hari terdapat bukti yang menyatakan ketidakbenaran atas pernyataan Saya ini, maka Saya bersedia menerima sanksi dan konsekuensi sesuai dengan hukum yang berlaku di Universitas Islam Indonesia.

Yogyakarta, 14 Januari 2023



Muhammad Fernanda Dharmawan

LEMBAR PENGESAHAN DOSEN PEMBIMBING

**PEMBUATAN ALAT PERAGA DAN ANALISIS ELEMEN HINGGA
TOTAL KNEE REPLACEMENT UNTUK PENDERITA *POST-
TRAUMATIC ARTHRITIS* BERDASARKAN CT-SCAN TULANG LUTUT**

TUGAS AKHIR

Disusun Oleh :

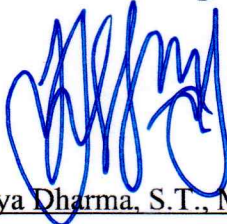
Nama : Muhammad Fernanda Dharmawan

No. Mahasiswa : 18525107

NIRM : 2018051015

Yogyakarta, 14 Januari 2023

Pembimbing,



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

LEMBAR PENGESAHAN DOSEN PENGUJI

PEMBUATAN ALAT PERAGA DAN ANALISIS ELEMEN HINGGA *TOTAL KNEE REPLACEMENT* UNTUK PENDERITA *POST- TRAUMATIC ARTHRITIS* BERDASARKAN CT-SCAN TULANG LUTUT

TUGAS AKHIR

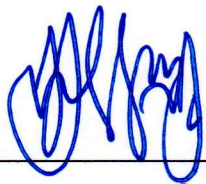
Disusun Oleh:

Nama : **Muhammad Fernanda Dharmawan**
No. Mahasiswa : **18525107**
NIRM : **2018051015**

Tim Penguji


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

Ketua


Tanggal : **01-02-2023**

Faisal Arif Nurgesang, Ir., S.T., M.Sc. IPP

Anggota I


Tanggal : **1/2/2023**

Mengetahui

Ketua Jurusan Teknik Mesin



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

HALAMAN PERSEMBAHAN

Alhamdulillah hirobbil 'alamin. Dengan selesainya Tuas Akhir ini, tulisan ini penulis persembahkan kepada:

Bapak Rokhman dan Ibu Rachmiyati sebagai kedua orang tua penulis yang tak henti-hentinya mendoakan penulis dan memberi dukungan sehingga penulis dapat menyelesaikan Tugas Akhir ini.

Bapak Irfan Aditya Dharma S.T., M.Eng., Ph.D. selaku dosen pembimbing selama mengerjakan Tugas Akhir yang telah membimbing serta memberi ilmunya kepada penulis.

Teman-teman dari program studi Teknik Mesin Fakultas Teknologi Industri Universitas Islam Indonesia dan teman-teman lainnya yang telah tanpa henti memberi doa serta dukungan kepada penulis.

HALAMAN MOTTO

Hakuna Matata

“It means no worries”

(The Lion King)

فَإِنَّ مَعَ الْعُسْرِ يُسْرًا ٥
إِنَّ مَعَ الْعُسْرِ يُسْرًا ٦

“Maka, sesungguhnya beserta kesulitan ada kemudahan.”

“Sesungguhnya beserta kesulitan ada kemudahan.”

(Q.S. Al-Insyirah: 5-6)

الجمعة الإسلامية الأندلسية

KATA PENGANTAR

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

Alhamdulillah rabbil 'alamin segala puji kehadirat Allah SWT yang telah melimpahkan nikmat dan rahmatnya sehingga penulis dapat menyelesaikan Laporan Tugas Akhir yang berjudul “PEMBUATAN ALAT PERAGA DAN ANALISIS ELEMEN HINGGA *TOTAL KNEE REPLACEMENT* UNTUK PENDERITA *POST-TRAUMATIC ARTHRITIS* BERDASARKAN REKONSTRUKSI CT-SCAN TULANG LUTUT” pada waktu yang tepat. Penulisan Laporan Tugas Akhir ini sebagai salah satu syarat untuk mendapatkan gelar Sarjana Teknik pada Program Studi Teknik Mesin Universitas Islam Indonesia.

Penulis menyadari bahwa penulisan Laporan Tugas Akhir ini tidak mungkin terlaksanakan tanpa adanya doa, dukungan, bimbingan, dan bantuan dari berbagai pihak. Maka dari itu, pada kesempatan ini penulis izin untuk mengucapkan banyak terimakasih kepada:

1. Allah SWT yang telah memberi kemudahan dan kekuatan kepada penulis dalam proses pengerjaan Tugas Akhir hingga selesai.
2. Kedua orang tua yang telah memberikan dukungan serta mendoakan penulis sehingga proses pengerjaan Tugas Akhir dapat berjalan dengan baik.
3. Bapak Dr. Eng. Risdiyono, S.T., M.Eng, selaku Ketua Program Studi Teknik Mesin, Fakultas Teknologi Industri, Universitas Islam Indonesia.
4. Bapak Irfan Aditya Dharma S.T., M.Eng., Ph.D., selaku Dosen Pembimbing yang telah memberi bimbingan, masukan, serta ilmu kepada penulis selama proses pengerjaan Tugas Akhir.
5. Segenap dosen dan staf Teknik Mesin Fakultas Teknologi Industri Universitas Islam Indonesia.
6. Tim Tugas Akhir Knee Joint yang telah membantu penulis dalam penyelesaian Laporan Tugas akhir.
7. Semua teman-teman mahasiswa Teknik Mesin UII yang telah memberikan dorongan dan dukungan.

8. Teman-teman dari ABas dan Jaballatu yang tidak henti-hentinya memberi penulis semangat hingga selesai.

Tentu saja dalam penulisan Laporan Tugas Akhir ini penulis menyadari bahwa masih jauh dari kata sempurna karena masih terdapat banyak kesalahan. Maka dari itu, penulis mengharapkan segala kritik dan saran sebagai bahan evaluasi untuk penulisan laporan selanjutnya agar lebih baik lagi dan bermanfaat bagi pembaca.

Yogyakarta 14 Januari 2023



Penulis



ABSTRAK

Dalam dunia medis untuk melihat apa yang terjadi di dalam tubuh manusia masih memanfaatkan teknologi CT-Scan/MRI. Tetapi, dengan kemajuan teknologi saat ini, data dari CT-Scan/MRI juga dapat dilihat melalui perangkat lunak *3D Slicer* dan mengubahnya menjadi bentuk model 3D. Pada penelitian ini berfokus pada rekonstruksi tulang lutut, pemodelan sendi lutut prostetik *Total Knee Replacement* (TKR), melakukan *Finite Element Analysis* (FEA) pada desain sendi lutut prostetik, dan pembuatan alat peraga menggunakan 3D print filamen PLA. Analisis ini bertujuan menganalisis tegangan von mises, deformasi, dan tekanan kontak pada desain sendi lutut prostetik yang diberikan tiga macam beban dan empat macam arah (sudut), serta pembuatan alat peraga tulang lutut dan sendi lutut prostetik, sehingga nantinya dapat dimanfaatkan untuk pembelajaran yang lebih detail pada dunia medis. Hasil dari simulasi dan analisis pada desain sendi lutut prostetik adalah nilai-nilai yang di dapatkan pada tegangan von mises, deformasi, dan tekanan kontak memiliki hasil yang berbeda-beda pada setiap sudut dan setiap beban. Di dapatkan bahwa hasil tegangan von mises, deformasi, dan tekanan kontak paling besar terjadi pada kaki yang membentuk sudut 60° dengan beban 80 kg (392 N) yaitu sebesar 198,793 MPa untuk tegangan von mises, 0,648 mm untuk deformasi, dan 53.649 MPa untuk tekanan kontak. Untuk hasil print alat peraga menggunakan alat 3D print mendapatkan hasil yang baik, karena hasil print tersebut sama seperti desain 3D pada perangkat lunak *SOLIDWORKS* dan dapat digunakan untuk melakukan simulasi operasi TKR sesuai prosedur medis seperti pemotongan tulang dan pemasangan sendi lutut prostetik.

Kata kunci: Tulang Lutut, *Post-Traumatic Arthritis*, *Total Knee Replacement*, *Finite Element Analysis*, 3D Print.

ABSTRACT

Medical world still uses CT-Scan/MRI to see what happens inside a patient's body. Therefore, with current technological advances, CT-Scan/MRI data could be seen using software such as 3D Slicer dan turn it into 3D model. This study focuses on bone reconstruction, Total Knee Replacement (TKR) knee joint prosthetic modeling, Finite Element Analysis (FEA), and making of bone and knee joint prosthetic props using PLA filament 3D Printing. The purpose of this study is to knee joint prosthetic model using finite element method to get von mises stress deformation, and contact pressure when given three kinds of forces on four different kinds of angles, and also in making of knee bones and knee joint prosthetic props, so it can be useful for the medical world for further studies just by touching or directly visualize the props. The results from simulation and analysis on knee joint prosthetic model are that there are various values on von mises stress, deformation, and contact pressure for each force at every angles. The greatest result of von mises stress deformation, and contact pressure occurs when the leg forms 60° and given weight of 80 kg (392 N), that is 198.783 MPa for von mises stress, 0.648 mm for deformation, and 53.648 MPa for contact pressure. Lastly, the 3D printed output or the props are in good quality, because the results are exactly the same as the design and can be used for TKR operation simulation based on medical procedure such as bones removal (bone cutting) and the knee joint prosthetic fitted.

Keywords: Knee, Post-Traumatic Arthritis, Total Knee Replacement, Finite Element Analysis, 3D Print.

DAFTAR ISI

Halaman Judul	i
Pernyataan Keaslian	ii
Lembar Pengesahan Dosen Pembimbing	iii
Lembar Pengesahan Dosen Penguji	iv
Halaman Persembahan	v
Halaman Motto	vi
Kata Pengantar	vii
Abstrak	ix
Daftar Isi	xi
Daftar Tabel	xiv
Daftar Gambar	xv
Daftar Notasi	xvii
Bab 1 Pendahuluan	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah	3
1.3 Batasan Masalah	4
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	7
2.2.1 <i>Arthritis</i>	7
2.2.2 <i>Post-Traumatic Arthritis</i>	8
2.2.3 <i>Total Knee Replacement</i>	9
2.2.4 CT-Scan/MRI	10
2.2.5 Rekonstruksi Data CT-Scan/MRI	11
2.2.6 <i>Computer Aided Design (CAD)</i>	11
2.2.7 Konsep Dasar Mekanika Struktur	12
2.2.8 <i>Finite Element Analysis (FEA)</i>	13

2.2.9	3D Print <i>Filament</i> PLA	16
Bab 3	Metode Penelitian	17
3.1	Alur Penelitian	17
3.2	Kriteria Rekonstruksi	18
3.3	Kriteria Desain	19
3.4	Peralatan dan Bahan.....	19
3.5	Rekonstruksi Tulang Lutut	20
3.6	Membuat Desain 3D Tulang Lutut dan Desain Sendi Lutut Prostetik ..	21
3.6.1	Penghalusan Part Tulang	21
3.6.2	Mengubah STL ke <i>Solid Part</i>	22
3.6.3	Membuat Desain Sendi Lutut Prostetik pada <i>Total Knee Replacement</i> (TKR).....	23
3.7	<i>Finite Element Analysis</i> (FEA).....	24
3.7.1	<i>Preprocessor</i>	24
3.7.2	<i>Solution</i>	30
3.7.3	<i>Postprocessor</i>	39
3.8	Pembuatan Alat Peraga Tulang Lutut dan <i>Total Knee Replacement</i> (TKR)	39
Bab 4	Hasil dan Pembahasan	41
4.1	Hasil Rekonstruksi	41
4.2	Hasil Desain	41
4.2.1	Hasil Desain <i>Solid Body</i> Tulang Lutut	41
4.2.2	Hasil Desain Sendi Lutut Prostetik.....	42
4.3	Hasil Pengujian	43
4.3.1	Analisis pada Beban 60 kg	44
4.3.2	Analisis pada Beban 70 kg	47
4.3.3	Analisis pada Beban 80 kg	50
4.4	Hasil Perancangan.....	52
4.5	Analisis dan Pembahasan.....	54
4.5.1	Simulasi FEA.....	54
4.5.2	Alat Peraga	55
Bab 5	Penutup.....	61

5.1	Kesimpulan	61
5.2	Saran atau Penelitian Selanjutnya.....	61
	Daftar Pustaka	62



DAFTAR TABEL

Tabel 3-1 Peralatan	20
Tabel 3-2 Bahan.....	20
Tabel 3-3 <i>Material properties</i>	25
Tabel 3-4 Macam Pembebanan	29
Tabel 3-5 Data Analisis Sudut 0°	31
Tabel 3-6 <i>Mesh Dependency</i> Sudut 0°	32
Tabel 3-7 Data Analisis Sudut 30°	33
Tabel 3-8 <i>Mesh Dependency</i> Sudut 30°	34
Tabel 3-9 Data Analisis Sudut 60°	35
Tabel 3-10 <i>Mesh Dependency</i> Sudut 60°	36
Tabel 3-11 Data Analisis Sudut 75°	37
Tabel 3-12 <i>Mesh Dependency</i> Sudut 75°	38
Tabel 3-13 Parameter 3D print	39
Tabel 4-1 Hasil tegangan von mises pada beban 60 kg.....	44
Tabel 4-2 Hasil deformasi pada beban 60 kg	45
Tabel 4-3 Hasil tekanan kontak pada beban 60 kg.....	46
Tabel 4-4 Hasil Tegangan von mises pada beban 70 kg	47
Tabel 4-5 Hasil deformasi pada beban 70 kg	48
Tabel 4-6 Hasil tekanan kontak pada beban 70 kg.....	49
Tabel 4-7 Hasil tegangan von mises beban 80 kg	50
Tabel 4-8 Hasil deformsai beban 80 kg.....	51
Tabel 4-9 Hasil tekanan kontak beban 80 kg	52
Tabel 4-10 Hasil Pengujian	54

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2-1 Arah pembebanan pada FEA.....	7
Gambar 2-2 CT-Scan Lutut Arthritis.....	10
Gambar 2-3 Proses segmentasi.....	11
Gambar 2-4 <i>Computer Aided Design</i>	12
Gambar 2-5 <i>3D Print Filament PLA</i>	16
Gambar 3-1 Diagram Alir Penelitian.....	17
Gambar 3-2 Diagram Alir <i>Finite Element Analysis</i>	18
Gambar 3-3 Proses <i>import</i> data CT-Scan/MRI tulang lutut pada <i>3D Slicer</i>	21
Gambar 3-4 Hasil Penghalusan Model 3D Tulang Lutut	22
Gambar 3-5 <i>Convert STL ke solid body</i>	22
Gambar 3-6 (a) Proses pemotongan tulang, (b) Proses desain sendi lutut prostetik	23
Gambar 3-7 Pendefinisian Material di <i>Ansys</i>	25
Gambar 3-8 <i>Import</i> model TKR <i>assembly</i>	26
Gambar 3-9 <i>Meshing</i> pada Model TKR	26
Gambar 3-10 <i>Fixed support</i>	27
Gambar 3-11 Rangka tulang kaki.....	28
Gambar 3-12 Ilustrasi gaya normal pada bidang miring	28
Gambar 3-13 Arah pembebanan.....	29
Gambar 3-14 Menampilkan metode yang digunakan adalah <i>sparse solver</i>	30
Gambar 3-15 <i>Mesh Dependency</i> Sudut 0°	32
Gambar 3-16 <i>Mesh Dependency</i> Sudut 30°	34
Gambar 3-17 <i>Mesh Dependency</i> Sudut 60°	36
Gambar 3-18 <i>Mesh Dependency</i> Sudut 75°	38
Gambar 3-19 Proses konfigurasi parameter di <i>Ultimaker Cura</i>	40
Gambar 3-20 Proses 3D print	40
Gambar 4-1 Hasil rekonstruksi tulang lutut	41
Gambar 4-2 Hasil desain <i>solid body</i> tulang lutut	42
Gambar 4-3 Hasil pemotongan tulang lutut	42
Gambar 4-4 Hasil desain sendi lutut prostetik.....	43

Gambar 4-5 Tegangan von mises pada beban 60 kg	44
Gambar 4-6 Deformasi pada beban 60 kg	45
Gambar 4-7 Tekanan kontak pada beban 60 kg	46
Gambar 4-8 Tegangan von mises beban 70 kg	47
Gambar 4-9 Deformasi pada beban 70 kg	48
Gambar 4-10 Tekanan kontak pada beban 70 kg	49
Gambar 4-11 Tegangan von mises beban 80 kg	50
Gambar 4-12 Deformasi pada beban 80 kg	51
Gambar 4-13 Tekanan kontak pada 80 kg	52
Gambar 4-14 Hasil 3D print tulang lutut.....	53
Gambar 4-15 Hasil 3D print potongan tulang lutut.....	53
Gambar 4-16 Hasil 3D print sendi lutut prostetik	53
Gambar 4-17 Hasil percobaan pertama terdapat bagian patah.....	56
Gambar 4-18 Hasil percobaan pertama tidak bisa <i>assembly</i>	56
Gambar 4-19 Hasil <i>assembly Total Knee Replacement</i>	57
Gambar 4-20 Proses <i>drill</i>	57
Gambar 4-21 pemotongan bagian femur	58
Gambar 4-22 pemotongan bagian tibia	58
Gambar 4-23 Pembuatan lubang pada tulang femur dan tibia	58
Gambar 4-24 Pemasangan <i>femoral component</i>	59
Gambar 4-25 pemasangan <i>tibial component</i>	59
Gambar 4-26 pemasangan <i>tibial insert</i>	59
Gambar 4-27 Hasil akhir prosedur operasi TKR.....	60

DAFTAR NOTASI

OA	= <i>Osteoarthritis</i>
RA	= <i>Rheumatoid Arthritis</i>
PTA	= <i>Post-Traumatic Arthritis</i>
ACL	= <i>Anterior Cruciate Ligament</i>
PCL	= <i>Posterior Cruciate Ligament</i>
FEA	= <i>Finite Element Analysis</i>
TKR	= <i>Total Knee Replacement</i>
CAD	= <i>Computer Aided Design</i>
F	= gaya tekan (<i>Force</i>) (N)
m	= massa (kg)
G	= percepatan gravitasi ($9,8 \text{ m/s}^2$)
n	= jumlah kaki (2)
σ	= Tegangan (MPa)
F	= Gaya aksial (N)
A	= Luas penampang (mm^2)
τ	= Tegangan geser (MPa)
P	= Gaya tumpu (N)
Y	= Modulus Young (N/mm^2)
σ	= Tegangan normal (MPa)
ε	= Regangan
Po	= tekanan kontak maksimum (MPa)
a	= lebar permukaan bola yang kontak (mm)
E	= modulus young (Pa)
R	= jari-jari bola (mm)
\emptyset	= besar sudut
Qn	= data yang dicari
Q1	= data acuan
ΔL	= pertambahan Panjang (mm)
L	= panjang awal (mm)
δ	= deformasi (mm)

BAB 1

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Lutut yang normal berfungsi sebagai sendi antara tulang paha (femur) dan tulang kering dan betis (tibia dan fibula). Permukaan pada pertemuan kedua tulang dapat mengalami aus seiring berjalannya waktu, sehingga akan terjadi radang sendi atau *arthritis*, sehingga dapat menyebabkan nyeri dan pembengkakan.

Arthritis atau bisa disebut radang sendi adalah penyakit berupa pembengkakan, nyeri, serta kekakuan yang terjadi pada sendi, sehingga menyebabkan sendi pada tubuh menjadi sulit dan menyakitkan jika digerakkan. Jika seseorang mengalami hal ini pada sendi mereka harus segera ditangani, karena jika dibiarkan dapat mengakibatkan kerusakan jaringan. Terdapat beberapa jenis *arthritis*, yang paling sering ditemui adalah *Osteoarthritis* (OA) dan *Rheumatoid Arthritis* (RA). OA disebabkan oleh rusaknya tulang rawan pada sendi, sehingga ligamen dan bagian lain akan tertarik saat terdapat gerakan tubuh. Sedangkan RA terjadi karena adanya peradangan pada lapisan cairan pelindung sendi (Cairan Sinovial) sehingga terjadi pembengkakan dan nyeri. Penyakit - penyakit seperti ini dapat ditangani seperti perubahan gaya hidup, olahraga yang cukup, terapi, dll. Tetapi, jika sudah parah atau terlambat untuk ditangani, maka satu-satunya perawatan adalah melakukan operasi *Total Knee Replacement* (TKR)[1].

Salah satu penyakit yang membutuhkan proses operasi TKR selain *osteoarthritis* dan *rheumatoid arthritis* adalah *Post-Traumatic Arthritis* (PTA). PTA adalah salah satu jenis penyakit *arthritis* yang terjadi akibat peradangan pada sendi yang pernah terjadi cedera atau trauma seperti patah tulang atau dislokasi. Dengan terjadinya cedera yang berulang dapat meningkatkan resiko PTA. Gejala akut yang terjadi berupa pembengkakan, *synovial effusion*, rasa sakit dan terkadang ada pendarahan internal. Meskipun PTA itu dinilai jarang terjadi, tetapi TKR tetap menjadi pengobatan penting untuk pasien yang mengalami PTA yang parah pada lutut. PTA terjadi pada sekitar 12% dari semua kasus *osteoarthritis* (OA), dan juga

dapat ditemukan riwayat trauma fisik pada pasien yang mengalami peradangan sendi yang kronis [2].

Total Knee Replacement (TKR) merupakan tindakan medis yang berupa penggantian sendi lutut yang mengalami peradangan (*Arthritis*) atau sendi yang sudah rusak dan digantikan dengan sendi implan (prostetik). Secara keseluruhan, *Total Knee Replacement* (TKR) merupakan prosedur pembedahan untuk mengganti bagian sendi lutut dan menggantinya dengan lutut buatan (prostetik). Tujuannya adalah untuk menghilangkan nyeri pada lutut dan mengembalikan mobilitas lutut.

Perkembangan *Total Knee Replacement* (TKR) dilakukan sejak awal 1970 dimana saat operasi penggantian permukaan tibia dan femur berkembang pesat di Amerika maupun diluar negeri [3].

Prosedur TKR yang umum saat ini adalah dengan menggunakan *template* tulang prostetik yang digunakan sebagai acuan untuk dibuat implan pada pasien. Pada umumnya, dokter bedah akan membuat implan berdasarkan hasil *Computed Tomography* (CT-Scan) atau *Magnetic Resonance Imaging* (MRI) pasien, setelah itu dokter bedah akan menentukan apakah *template* tulang prostetik cocok digunakan atau perlu adanya modifikasi terlebih dahulu. Hal ini adalah bagian dari konsep perencanaan sebelum dilakukannya operasi terhadap pasien (*preoperative planning*)[4].

Pembuatan tulang implan dengan pembacaan hasil CT-Scan sudah sangat umum, supaya dapat mengetahui bentuk dan jenis *template* tulang yang dibutuhkan oleh pasien. Tetapi, *template* tulang yang digunakan oleh dokter di Indonesia masih impor dari luar negeri seperti Amerika, Eropa, dan Asia[4]. Hal ini menyebabkan tidak semua *template* tulang cocok digunakan oleh pasien di Indonesia sehingga membutuhkan beberapa modifikasi agar dapat digunakan oleh pasien yang membutuhkan. Bahkan ada pasien yang tidak puas akan hasil dari implan tersebut, bahkan ada beberapa kegagalan, seperti teknik operasi yang buruk, desain implan, dan pelonggaran pada implan yang mengakibatkan rasa sakit[5].

Dengan kemajuan teknologi pada zaman ini terutama di bidang industri kesehatan, pembuatan tulang implan dapat memanfaatkan teknologi berupa CAD atau menggunakan teknik *reverse engineering*. Dengan menggunakan CAD, dapat

membuat tulang implan sesuai dengan kriteria yang dibutuhkan oleh pasien [5]. Dengan menggunakan perangkat lunak seperti *3D Slicer*, dapat melihat file *DICOM* (*Digital Imaging and Communications in Medicine*). File *DICOM* adalah sebuah format digital yang umum digunakan untuk menyimpan, mencetak, dan mengirim hasil dari rekam medis dari alat-alat kesehatan. Dengan ini, dapat melihat bagaimana bentuk 3D dari lutut pasien dan dapat melihat bagian mana yang perlu diperbaiki dan dapat mengubah file tersebut menjadi STL, sehingga dapat dimodifikasi menggunakan perangkat lunak CAD seperti Solidworks dan membuat tulang implan berdasarkan bentuk dari tulang pasien. Dengan teknologi ini, diharapkan di masa depan dapat digunakan menggunakan teknologi 3D-Printing. Meskipun demikian, saat ini masih perlu untuk melakukan analisis kekuatan pada hasil desain tulang implan tersebut, salah satu metode untuk analisis kekuatan adalah *Finite Element Analysis* (FEA). FEA memiliki kemampuan yang mampu menyelesaikan masalah yang memiliki geometri yang kompleks dan solusi numerik hingga masalah tegangan yang rumit[6].

FEA memiliki tugas untuk mensimulasikan kekuatan pada suatu desain sehingga dapat memprediksi kegagalan yang terjadi karena tekanan yang diberikan pada desain sebelum dilakukan ke langkah selanjutnya [7]. Dengan memanfaatkan FEA, dapat mengetahui apakah desain dari tulang implan yang dibuat dapat menahan tekanan atau beban yang diberikan dan dapat mengetahui material mana yang terbaik untuk digunakan, sehingga dapat digunakan sebagai acuan untuk langkah selanjutnya dalam membuat tulang implan.

1.2 Rumusan Masalah

Rumusan masalah dari penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Bagaimana cara merekonstruksi data CT-Scan/MRI tulang lutut?
2. Bagaimana hasil analisis elemen hingga pada desain tulang lutut dan sendi lutut prostetik?
3. Bagaimana cara membuat alat peraga tulang lutut dan sendi lutut prostetik supaya dapat melakukan simulasi prosedur operasi TKR?

1.3 Batasan Masalah

Terdapat batasan masalah yang digunakan pada penelitian ini. Berikut beberapa batasan masalah, diantaranya yaitu:

1. Rekonstruksi tulang dan pembuatan model TKR dibuat berdasarkan data CT-Scan/MRI tulang lutut.
2. Proses rekonstruksi data CT-Scan/MRI menggunakan perangkat lunak *3D Slicer, Meshmixer, dan Solidworks*.
3. Pada proses rekonstruksi hanya membahas tahap-tahap rekonstruksi.
4. Alat peraga dibuat menggunakan *3D Print Filament PLA*.
5. Alat peraga hanya bentuk tulang dan sendi lutut prostetik tanpa ligamen.
6. Analisis elemen hingga menggunakan perangkat lunak *Ansys*.
7. Pemilihan material untuk analisis elemen hingga pada sendi lutut prostetik menggunakan CoCr dan UHMWPE.
8. Beban yang digunakan 60 kg, 70 kg, dan 80 kg.
9. Sudut yang digunakan 0, 30, 60, dan 75.
10. Analisis model sendi lutut prostetik dicari nilai tegangan von mises, deformasi, dan tekanan kontak.

1.4 Tujuan Penelitian atau Perancangan

Adapun tujuan dari penelitian ini, yaitu:

1. Merekonstruksi tulang lutut dari data CT-Scan/MRI.
2. Merancang dan membuat model sendi lutut prostetik menggunakan perangkat lunak CAD berdasarkan hasil rekonstruksi tulang lutut.
3. Mengetahui nilai tegangan von mises, deformasi, dan tekanan kontak pada desain sendi lutut prostetik.
4. Pembuatan alat peraga tulang lutut dan sendi lutut prostetik untuk digunakan sebagai media pembelajaran dalam prosedur operasi TKR di dunia medis.

1.5 Manfaat Penelitian atau Perancangan

Manfaat dari penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Membantu peneliti lain dalam rekonstruksi tulang berdasarkan data CT-Scan/MRI.
2. Mengetahui proses analisis elemen hingga pada desain sendi lutut prostetik.
3. Membantu dunia medis dalam pembelajaran lebih dalam tentang proses operasi TKR dan cara penggunaan model sendi lutut prostetik pada tulang lutut dengan alat peraga.

1.6 Sistematika Penulisan

Dalam penulisan Laporan Tugas Akhir ini akan dibagi menjadi 5 bab. Masing-masing bab akan di jabarkan secara umum untuk kejelasan pada masing-masing bab. Berikut adalah sistematika penulisan Laporan Tugas Akhir ini:

1. BAB I PENDAHULUAN

Bab ini berisi penjelasan tentang latar belakang masalah, rumusan masalah, tujuan penelitian, dan sistematika penulisan.

2. BAB II TINJAUAN PUSTAKA

Bab ini berisikan kajian pustaka dan penjelasan mengenai dasar teori yang digunakan sebagai landasan penelitian ini.

3. BAB III METODOLOGI PENELITIAN

Bab ini berisi penjelasan alur penelitian, perangkat lunak yang digunakan, hingga metode penelitian yang digunakan.

4. BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN

Bab ini berisikan hasil dan pembahasan yang diperoleh dari penelitian dan perancangan yang dilakukan.

5. BAB V PENUTUP

Bab ini berisi tentang kesimpulan dari hasil penelitian yang telah dilakukan serta saran-saran untuk penelitian yang selanjutnya.

BAB 2

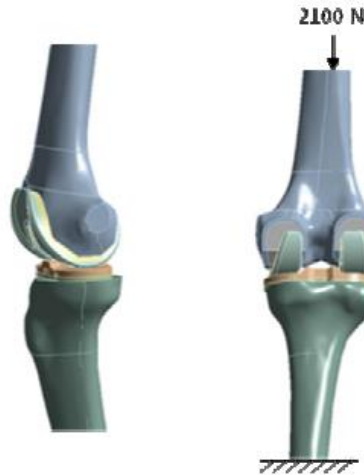
TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Kajian Pustaka

Terdapat beberapa penelitian sebelumnya yang melakukan desain implan TKR dengan memanfaatkan metode *Reverse Engineering*. Seperti pada penelitian yang dilakukan oleh Y Sandeep Kumar, dkk (2018) yang berjudul “*Applications of 3D Printing in TKR Pre Surgical Planning for Design Optimization – A Case Study*”. Penelitian ini melakukan *Reverse Engineering* berupa mengubah gambar tulang hasil dari *CT-Scan* atau file DICOM menggunakan perangkat lunak 3D Slicer menjadi file STL, sehingga dapat di print menggunakan mesin 3D printer[5].

Pada penelitian lain oleh Afif Hiranda, dkk dengan penelitiannya yang berjudul “*Studi Pengaruh Element Size Pada Analisis Elemen Hingga Terhadap Distribusi Tegangan Pada Kasus Fraktur Tulang Tibia*”. Penelitian ini bertujuan untuk mengetahui distribusi tegangan pada tulang tibia saat kondisi berdiri menggunakan metode FEA atau Analisis Elemen Hingga. Dengan menggunakan tiga ukuran *mesh* yang berbeda yaitu *coarse mesh*, *medium mesh*, dan *fine mesh* untuk melakukan analisis, mendapatkan hasil bahwa tegangan von mises paling tinggi terjadi pada *coarse mesh*[8].

Bougherara H, dkk (2009) juga melakukan rekonstruksi tulang lutut dengan memanfaatkan CT-Scan tulang lutut asli. Hasil rekonstruksi tersebut dilakukan analisis elemen hingga bersama dengan desain sendi lutut prostetik untuk didapatkan hasil tegangan von mises. Tetapi, beban dan arah yang digunakan untuk melakukan simulasi hanya satu jenis, yaitu 2100 N dan dengan arah vertikal ke bawah[9].



Gambar 2-1 Arah pembebanan pada FEA [9]

Pada penelitian kali ini, penulis akan melakukan rekonstruksi tulang dan melakukan simulasi *Finite Elemen Analysis* (FEA) berdasarkan penelitian-penelitian sebelumnya yang sudah disebutkan. Pada penelitian oleh Y Sandeep Kumar, dkk (2018) hanya melakukan rekonstruksi tulang saja. Sedangkan penelitian oleh Bougherara H, dkk (2009) sudah melakukan simulasi analisis elemen hingga namun hanya menggunakan satu macam beban dan satu macam sudut. Kali ini penulis akan melakukan rekonstruksi tulang serta melakukan simulasi analisis elemen hingga untuk mendapatkan nilai batas maksimal tegangan von mises, tekanan kontak, dan deformasi pada desain sendi lutut prostetik pada empat macam posisi (sudut) dan tiga macam beban tertentu.

2.2 Dasar Teori

Terdapat beberapa dasar teori yang digunakan sebagai landasan untuk membantu penelitian. Adapun beberapa dasar teori yang digunakan sebagai berikut:

2.2.1 Arthritis

Menurut Dorothy D. Dunlop, dkk (2003), *arthritis* adalah salah satu kondisi kronis yang umum dan faktor utama penyebab disabilitas di Australia, Kanada, Eropa, Inggris, dan Amerika[10]. *Arthritis* adalah penyakit akut atau kronis yang terjadi pada satu atau banyak sendi. Gejalanya adalah pembengkakan sendi, kelainan bentuk sendi, rasa sakit pada sendi, dan kekakuan[11].

Terdapat banyak macam *arthritis* yang terjadi pada sendi yaitu perubahan degeneratif atau kerusakan pada sendi atau disebut *Osteoarthritis* (OA), penumpukan kristal *kalsium pirofosfat* di sendi (*Gout* dan *Pseudogout*), metabolisme abnormal (Hemokromatosis) pada proses autoimun atau *Rheumatoid Arthritis* (RA), *Psoriatic Arthritis* (PsA), *Ankylosing Spondylitis* (AS), infeksi pada sendi (*Septic Arthritis*), dan *arthritis* yang terjadi karena trauma atau cedera yang pernah terjadi pada sendi (*Post-Traumatic Arthritis*) [11].

2.2.2 Post-Traumatic Arthritis

Post-traumatic arthritis (PTA) merupakan salah satu jenis *osteoarthritis* (OA). Tetapi, berbeda dari yang lain, PTA disebabkan oleh trauma atau cedera yang terjadi pada sendi, bukan seperti kerusakan yang terjadi pada OA. PTA umumnya terjadi pada remaja, karena remaja masih sangat aktif dalam aktifitas fisik yang dapat menyebabkan cedera. Cedera yang terjadi didapatkan dari berbagai macam aktifitas, seperti olahraga, kecelakaan kendaraan, atau aktifitas fisik lainnya.

Menurut penelitian Steven A. Olson, dkk (2015), sekitar 12% dari semua pasien OA yang membutuhkan operasi bedah, terdapat gejala yang mengarah PTA yang berarti cedera pada sendi yang terjadi sebelumnya menyebabkan berkembangnya OA yang terjadi [12]. Penelitian yang dilakukan oleh 1.321 siswa medis menemukan bahwa 13,9% dari pasien yang mengalami cedera lutut selama remaja terjadi OA yang berkembang menjadi PTA, sedangkan 6% lainnya berasal dari yang tidak mengalami cedera lutut. Studi jangka panjang menemukan bahwa pasien yang mengalami cedera pada *ligamentous* dan *meniscal* pada lutut lebih rentan terkena OA-PTA, dibandingkan yang tidak mengalami cedera pada lutut [13].

Biasanya, pasien yang mengalami PTA akan sembuh sendirinya dengan perubahan gaya hidup dalam beberapa bulan, tetapi jika sudah lebih dari 6 bulan bisa dianggap PTA kronis dan memerlukan proses operasi. PTA tingkat tinggi dapat terjadi setelah adanya fraktur intra-artikular dan ekstra-artikular pada distal femur atau proximal tibia. Tercatat insiden yang terjadi berkisar antara 21% hingga

44%, dan terjadi setelah cedera ligamen, cedera meniscus, dan cedera *high-impact* [14].

Kemungkinan besar yang menyebabkan terjadinya PTA adalah kombinasi dari beberapa faktor yang terjadi pada cedera lutut. Pertama, ketidakseimbangan mekanis yang dikarenakan *ligamentous laxity* atau pelonggaran ligamen, meniscus robek, dan *malalignment* atau posisi tulang lutut tidak berada di posisi yang seharusnya (*malposisi*). Proses terjadinya PTA, diduga karena kombinasi kerusakan mekanis dan pelepasan sitokin proinflamasi interleukin-1 dan faktor nekrosis tumor-alfa, yang menyebabkan remodeling yang tidak sempurna dari kartilago artikular, meniscus, dan ligamen[15].

ACL (*Anterior Cruciate Ligament*) sangat berperan penting dalam kestabilan sendi lutut, dimana ACL berperan membatasi translasi tibia dan kekuatan rotasi sendi lutut. Dengan terjadinya cidera ACL, bisa terjadi PTA jika tidak ditangani dengan tepat. Sekitar 50-90% cidera ACL berakhir dengan PTA [16].

Penanganan pada PTA dapat dibagi menjadi dua, yaitu non-operasi dan operasi. Contoh penanganan secara non-operasi adalah terapi fisik, obat anti-inflamasi, dan alat bantu jalan. Untuk penanganan secara operasi, *Total Knee Replacement* (TKR) dijadikan opsi untuk PTA stadium akhir atau parah[17].

2.2.3 Total Knee Replacement

Kerusakan yang terjadi pada sendi lutut seperti terjadinya kasus *arthritis* dapat diatasi dengan melakukan tindakan operasi penggantian tulang lutut atau biasa disebut *Total Knee Replacement* (TKR). TKR merupakan tindakan operasi yang sudah sangat umum sebagai solusi untuk kasus-kasus *arthritis* yang sudah parah. Proses TKR yaitu dengan cara menggunakan implan tulang lutut (*prosthesis*) untuk mengganti bagian sendi tulang lutut yang rusak. Tujuan dari operasi TKR adalah untuk membuat fungsi lutut dapat bekerja secara normal kembali. Bagian yang diganti pada sendi tulang lutut yaitu pada bagian tulang femur, tulang tibia, dan patella[18].

Material yang digunakan untuk implan juga khusus, tidak semua material yang ada di bumi dapat digunakan untuk dijadikan implan, karena tubuh manusia

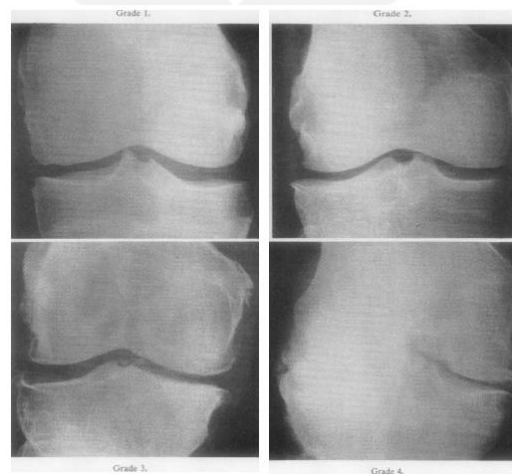
tidak bisa menerima semua macam material, yang berarti material itu harus *biocompatible*. Material-material yang biasa digunakan untuk implan dalam dunia kedokteran yaitu titanium, kobalt kromium, zirkonium, nikel, stainless steel, dan *Ultra High Molecular Weight Polyethylene* (UHMWPE).

2.2.4 CT-Scan/MRI

Computed Tomography Scan (CT-Scan) adalah alat medis yang memanfaatkan sinar-x atau radiasi untuk menampilkan gambar irisan tubuh yang ditampilkan pada komputer. CT-Scan pertama ditemukan oleh Allan Macleod Cormack dan Godfrey Hounsfield. Dengan menggunakan CT-Scan, tenaga medis dapat mengetahui atau mendiagnosis apa yang terjadi pada tubuh pasien[19].

Magnetic Resonance Imaging (MRI) adalah alat medis yang memanfaatkan medan magnet dan resonansi getaran untuk menghasilkan rekaman gambar berupa bagian-bagian tubuh atau organ-organ tubuh[20].

2.2.4.1 Hasil CT-Scan Lutut Arthritis

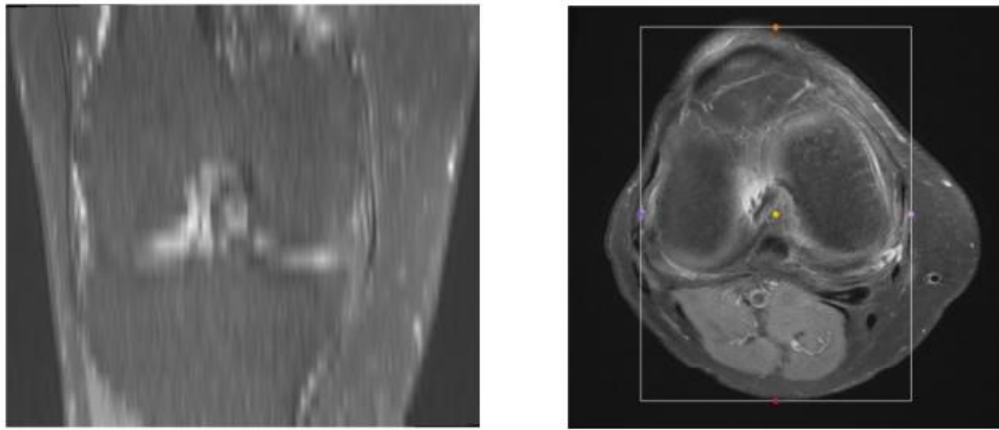


Gambar 2-2 CT-Scan Lutut Arthritis[21]

Pada gambar 2-1 merupakan hasil dari CT-Scan tulang lutut yang mengalami *arthritis* dari *grade 1* hingga *grade 4*. Dapat dilihat bahwa pada *grade 4*, tulang femur dan tulang tibia sudah berkontak sehingga menandakan bahwa *arthritis* yang dialami sudah sangat parah sehingga dibutuhkan penanganan lanjutan [21].

2.2.5 Rekonstruksi Data CT-Scan/MRI

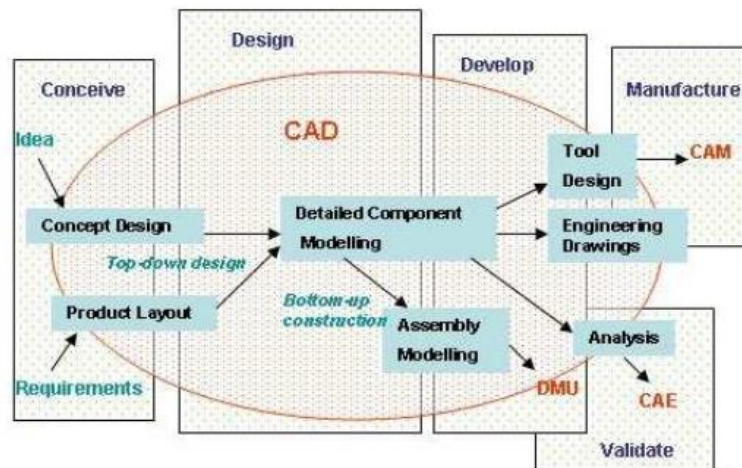
Proses rekonstruksi data CT-Scan/MRI atau DICOM menggunakan perangkat lunak *3D Slicer*. Dengan menggunakan perangkat lunak ini dapat mengambil atau memproses bagian tubuh tertentu yang diinginkan menggunakan proses segmentasi pada *3D Slicer*. File DICOM di *import* pada *3D Slicer*, dan *3D Slicer* akan membuat model 3D dengan memotong (*slice*) per potongan gambar. Lalu dengan *volume rendering* untuk mevisualisasi bentuk model 3D tulang lutut[5]. Pada gambar 2-3 dapat dilihat contoh proses segmentasi.



Gambar 2-3 Proses segmentasi [5]

2.2.6 Computer Aided Design (CAD)

Computer Aided Design atau CAD adalah suatu program pada komputer yang digunakan untuk membantu dalam kreasi, modifikasi, analisis, atau optimasi suatu desain. Banyak *perangkat lunak* CAD yang digunakan oleh *engineer* untuk mengembangkan kualitas desain dan produk seperti Solidworks, AutoCAD, Inventor, dan banyak lagi. CAD juga dimanfaatkan dalam perancangan berbagai kebutuhan pada bidang manufaktur. Pada CAD, proses perancangan dimulai dari pembuatan konsep dan layout, pembuatan model geometri, hingga bentuk 3D yang dapat di simulasikan dan dianalisa[22].



Gambar 2-4 Computer Aided Design [22]

2.2.7 Konsep Dasar Mekanika Struktur

2.2.7.1 Tegangan

Tegangan adalah gaya internal per satuan luas yang terjadi saat suatu peristiwa ketika beban mengenai suatu benda, maka akan timbul gaya internal di setiap bagian benda tersebut yang melawan beban yang terjadi [23].

1. Tegangan Normal

Tegangan normal adalah tegangan yang timbul akibat adanya gaya atau beban yang bekerja secara tegak lurus pada suatu penampang. Adapun persamaan matematis untuk mencari tegangan, yaitu[24]:

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (2.1)$$

Dimana: σ = Tegangan normal (MPa)

F = Gaya aksial (N)

A = Luas penampang (mm²)

2. Tegangan Geser

Tegangan geser adalah gaya yang bekerja sejajar dengan penampang suatu luas permukaan benda saat diberi beban atau gaya eksternal [24]. Persamaan tegangan geser menggunakan huruf Yunani tau (τ), persamaan matematisnya yaitu[24]:

$$\tau = \frac{P}{A} \quad (2.2)$$

Dimana: τ = Tegangan geser (MPa)
 P = Gaya tumpu (N)
 A = Luas penampang (mm^2)

2.2.7.2 Regangan

Regangan adalah peristiwa deformasi pada suatu benda atau material yang diakibatkan adanya beban atau gaya yang bekerja[24]. Regangan dicari dengan total deformasi dibagi dengan panjang awal. Persamaan regangan yaitu[25]

$$\varepsilon = \frac{\delta}{L_0} \quad (2.3)$$

Dimana: ε = Regangan
 δ = Perubahan panjang (mm)
 L_0 = Panjang awal (mm)

2.2.7.3 Hukum Hooke

Hukum Hooke atau disebut teori elastisitas adalah hukum mengenai gaya yang terjadi karena elastisitas pada material. Hukum Hooke adalah perbandingan tegangan dan regangan atau biasa disebut Modulus Elastis (Y). Adapun persamaan hukum Hooke sebagai berikut [26]:

$$Y = \frac{\sigma}{\varepsilon} \quad (2.4)$$

Dimana: Y = Modulus Young (N/mm^2)
 σ = Tegangan normal (MPa)
 ε = Regangan

2.2.8 *Finite Element Analysis* (FEA)

Finite Element Analysis (FEA) adalah metode numerikal untuk melakukan analisis struktural pada suatu desain sehingga dapat mengetahui kekuatan pada hasil desain tersebut. FEA digunakan untuk mencari hasil yang tidak dapat dicari menggunakan persamaan bentuk manual, sehingga diperlukan penggunaan suatu *perangkat lunak*. Dengan menggunakan *perangkat lunak* pada komputer seperti *Ansys*, dapat mendapatkan hasil analisis pada desain dengan lebih rinci lagi dengan menerapkan berbagai material, gaya tekan, *mesh*, dll[27].

2.2.8.1 Mesh

Keakuratan hasil analisis pada FEA bergantung pada pemilihan ukuran mesh. Terdapat tiga macam ukuran mesh, yaitu *coarse mesh*, *medium mesh*, dan *fine mesh*. *Coarse mesh* memiliki ukuran mesh yang lebih besar dari *medium mesh*, dan *fine mesh*, sedangkan *fine mesh* memiliki ukuran yang lebih kecil dari *coarse mesh* dan *medium mesh*. Pada kasus FEA, semakin kecil mesh yang digunakan maka hasil analisis semakin akurat tetapi proses memakan lebih lama, dan sebaliknya [28].

2.2.8.2 Gaya Tekan (*Force*)

Gaya tekan pada penelitian ini berdasarkan beban manusia pada umumnya. Namun, sendi lutut menahan beban 2 sampai 3 kali berat tubuh manusia ($\times BW$) [29]. Sehingga, gaya tekan yang terjadi pada sendi lutut dicari menggunakan rumus:

$$F = \frac{(m \times G \times 2)}{n} \times \cos(\emptyset) \quad (2.5)$$

Dimana: F = gaya tekan (*Force*) (N)
m = massa (kg)
G = percepatan gravitasi (9,8 m/s²)
n = jumlah kaki (2)
 \emptyset = besar sudut

2.2.8.3 Tegangan Von Mises

Tegangan Von Mises adalah tegangan yang terjadi karena adanya resultan dari semua tegangan saat diberi gaya tekan atau beban. Tegangan von mises pada FEA dapat memprediksi terjadinya peluluhan pada bagian desain dengan material tertentu. Nama von mises diambil dari penemunya, yaitu *DR. R. von Mises* [30]. Terdapat persamaan tegangan von mises, yaitu:

$$\sigma' = \sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2}} \quad (2.6)$$

Dimana: σ = Tegangan

2.2.8.4 Tekanan Kontak

Tekanan kontak terjadi saat adanya dua atau lebih bagian yang saling melakukan kontak saat diberi gaya, sehingga terdapat nilai tekanan [31]. Pada perangkat lunak *Ansys*, tekanan kontak dapat dicari untuk mengetahui apakah tekanan yang terjadi pada setiap bagian desain TKR memiliki tekanan yang tinggi atau rendah. Terdapat persamaan tekanan kontak yang terjadi antara permukaan bola elastis dan permukaan datar elastis, yaitu [32]:

$$P = \frac{3F}{2\pi a^2} = \frac{1}{\pi} \left(\frac{6FE^2}{R^2} \right)^{\frac{1}{3}} \quad (2.7)$$

Dimana:

- Po = tekanan kontak maksimum (MPa)
- F = gaya (N)
- a = lebar permukaan bola yang kontak (mm)
- E = modulus young (Pa)
- R = jari-jari bola (mm)

2.2.8.5 Deformasi

Deformasi adalah peristiwa perubahan bentuk atau fisik yang terjadi pada suatu material saat diberikan gaya [33]. Dengan memanfaatkan FEA pada *Ansys*, dapat melihat bagian mana yang terjadi deformasi entah itu besar atau kecil pada bagian TKR. Deformasi dapat dicari menggunakan rumus deformasi beban aksial [34]:

$$\delta = \frac{PL}{AE} \quad (2.8)$$

Dimana:

- δ = deformasi (mm)
- P = beban (N)
- L = panjang awal (mm)
- A = luas penampang (mm²)
- E = modulus young (MPa)

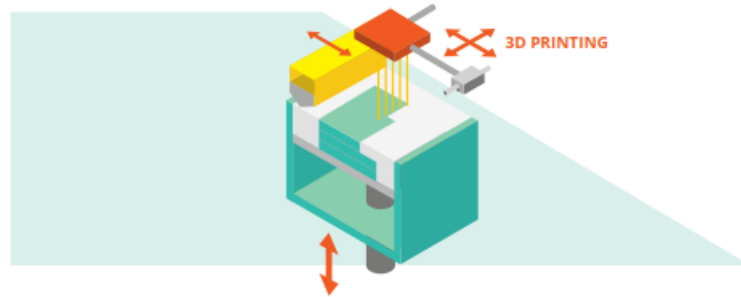
2.2.8.6 Material

Pada penelitian ini menggunakan material CoCr (Kobalt-Kromium) dan UHMWPE (*Ultrahigh Molecular Weight Polyethylene*) dimana kedua material itu termasuk *biocompatible* atau bisa diterima tubuh sebagai implan [35]. Meskipun CoCr memiliki modulus elastis lebih besar daripada Titanium, hal itu membuat

CoCr menjadi material yang lebih baik karena tidak mudah aus [36]. Untuk UHMWPE memang sudah sejak lama digunakan sebagai implan sendi, karena elastis, tangguh, dan tidak mudah aus [37].

2.2.9 3D Print *Filament* PLA

3D *Printing* adalah teknologi yang dapat membuat atau mencetak suatu produk 3D lapisan demi lapisan material dari desain 3D yang dibuat di perangkat lunak dan dikontrol oleh komputer atau bahasa pemrograman (G-code). Terdapat salah satu jenis 3D print yang sangat umum yaitu 3D print filamen PLA (*Polylactic Acid*). Mesin 3D print ini bekerja dengan mengeluarkan material PLA yang dilelehkan melalui *nozzle*, dan dapat bergerak ke arah x,y, dan z [38].

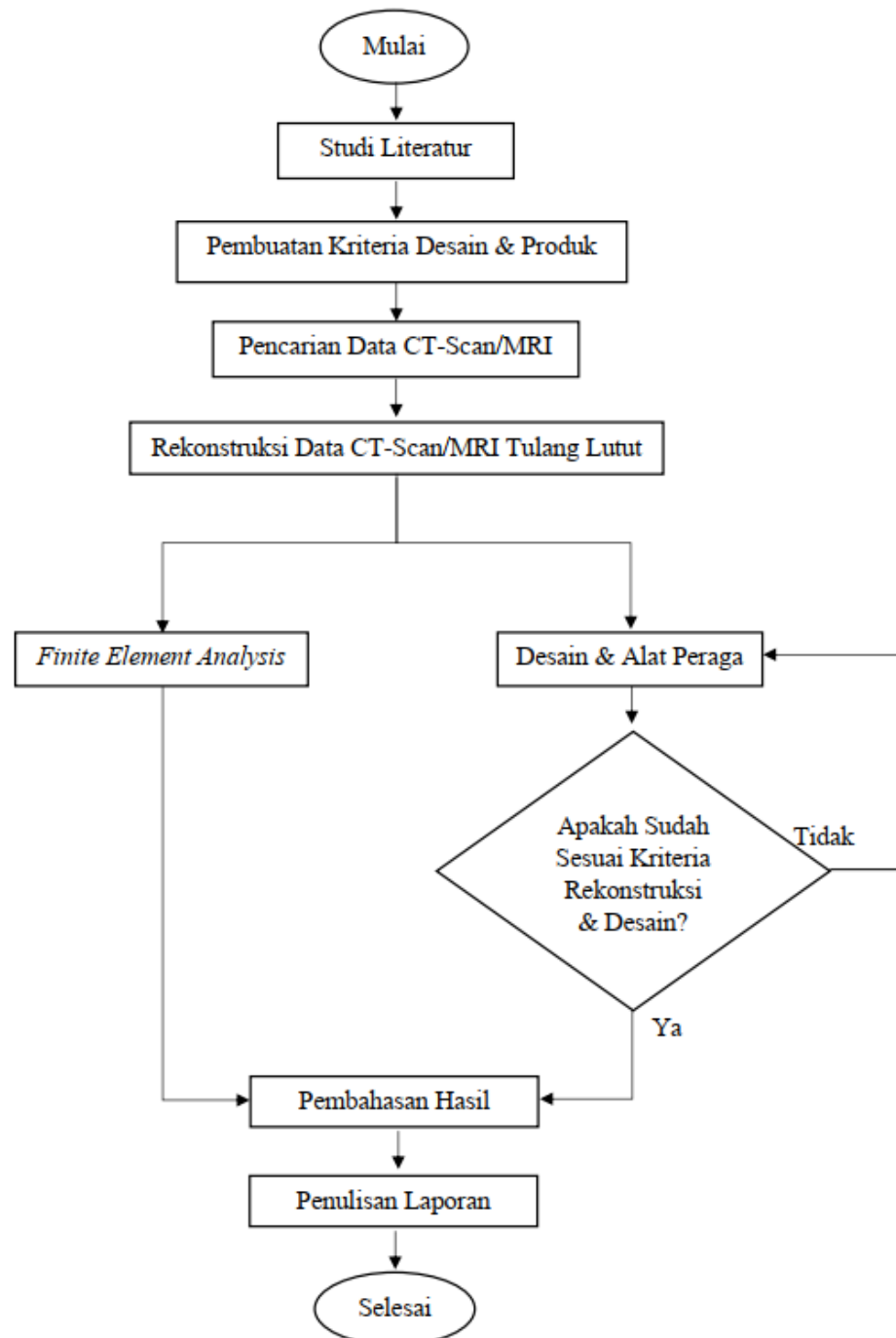


Gambar 2-5 3D Print *Filament* PLA [38]

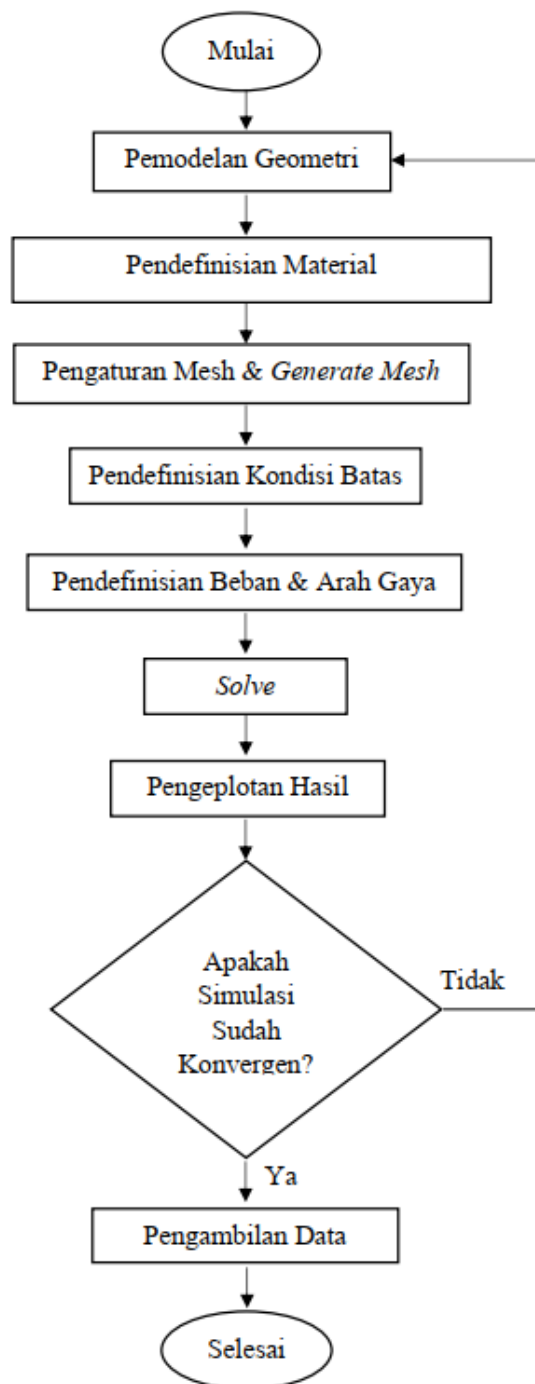
BAB 3 METODE PENELITIAN

3.1 Alur Penelitian

Berikut adalah diagram alur penelitian yang digunakan pada penelitian ini:



Gambar 3-1 Diagram Alir Penelitian



Gambar 3-2 Diagram Alir *Finite Element Analysis*

3.2 Kriteria Rekonstruksi

Kriteria rekonstruksi berisi tentang kriteria-kriteria yang harus ditentukan dahulu sebelum melakukan rekonstruksi tulang lutut dari data CT-Scan/MRI. Berikut adalah kriteria-kriteria rekonstruksi pada penelitian ini:

1. Model 3D tulang lutut hasil rekonstruksi memiliki bentuk yang menyerupai dengan tulang lutut asli.
2. Model 3D tulang lutut berupa *solid body*.
3. Model 3D tulang lutut dapat digunakan sebagai acuan pembuatan model 3D sendi lutut prostetik, digunakan untuk analisis elemen hingga, serta pembuatan alat peraga dengan 3D *print* filamen PLA.

3.3 Kriteria Desain

Terdapat kriteria desain yang harus ditentukan sebelum melakukan analisis FEA dan pembuatan alat peraga. Dengan penentuan kriteria desain, dapat digunakan sebagai acuan dalam rekonstruksi tulang dan pembuatan desain sendi lutut prostetik sehingga dapat digunakan untuk analisis elemen hingga dan pembuatan alat peraga. Berikut adalah kriteria desain pada penelitian ini:

1. Model tulang femur dan tulang tibia berdasarkan hasil rekonstruksi CT-Scan/MRI dari tulang asli.
2. Model 3D sendi lutut prostetik dan tulang lutut dapat dilakukan FEA untuk dicari tegangan von mises, deformasi dan tekanan kontak.
3. Alat peraga memiliki bentuk dan penampilan yang sama dengan bentuk tulang yang didapatkan berdasarkan hasil rekonstruksi dari CT-Scan/MRI.
4. Alat peraga dapat digunakan untuk menjelaskan proses pemotongan pada prosedur TKR, dan proses pemasangan sendi lutut prostetik pada tulang secara fisik dan visual sehingga dapat membantu pada bidang medis.

3.4 Peralatan dan Bahan

Terdapat peralatan dan bahan yang digunakan untuk membantu jalannya penelitian ini. Peralatan dan bahan pada penelitian ini ditunjukkan pada Tabel 3-1 dan Tabel 3-2.

Tabel 3-1 Peralatan

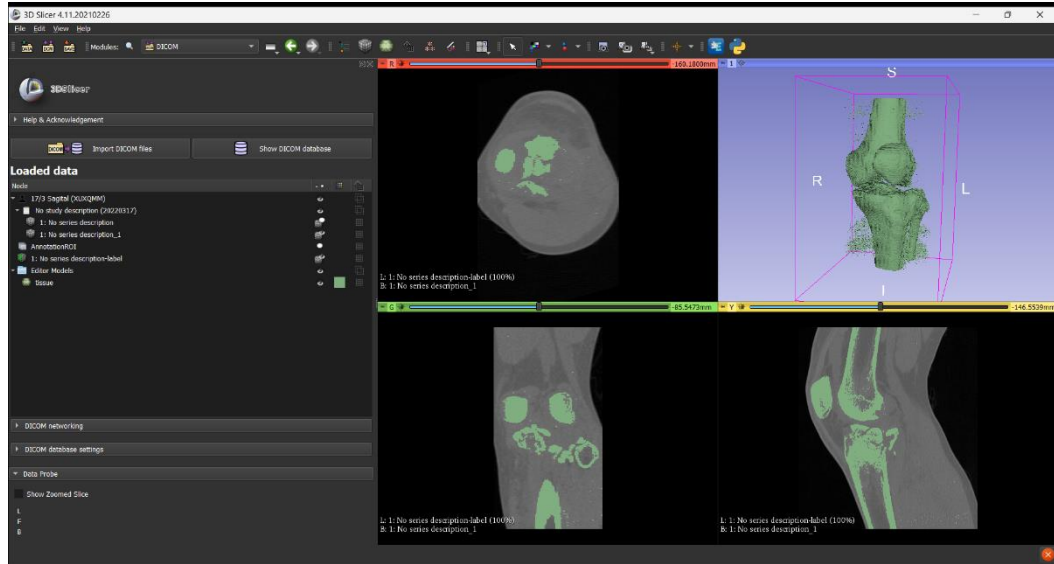
No	Peralatan	Fungsi
1	Laptop	Perangkat utama untuk melakukan rekonstruksi tulang hingga melakukan analisis
2	3D Slicer	Perangkat lunak untuk mengubah file CT-Scan/MRI menjadi format STL
3	Autodesk Mesh Mixer	Perangkat lunak untuk menghaluskan part tulang femur dan tibia dari noise
4	SOLIDWORKS 2020	Perangkat lunak untuk mengubah STL menjadi part solid dan membuat desain TKR
5	Ansys Student R2 2022	Perangkat lunak untuk melakukan simulasi FEA pada tulang dan TKR
6	Ultimaker Cura	Perangkat lunak untuk proses 3D Print
7	3D Printer	Perangkat untuk proses pembuatan alat peraga tulang dan TKR

Tabel 3-2 Bahan

No	Bahan	Fungsi
1	File CT-Scan/MRI tulang lutut (femur dan tibia)	Bahan utama penelitian
2	Esun Filament PLA+	Bahan utama pada pembuatan alat peraga

3.5 Rekonstruksi Tulang Lutut

Dalam rekonstruksi tulang lutut, diawali dengan melakukan mendownload file tulang lutut dengan format DICOM atau file CT-Scan/MRI pada web www.embodi3d.com bagian *3D Models*[39]. Setelah mendapatkannya, lalu *import* file DICOM menggunakan perangkat lunak 3D Slicer. Setelah itu dapat mengubah dari DICOM menjadi file format STL. Berikut adalah gambar yang menunjukkan hasil pembacaan file DICOM tulang lutut pada 3D Slicer:

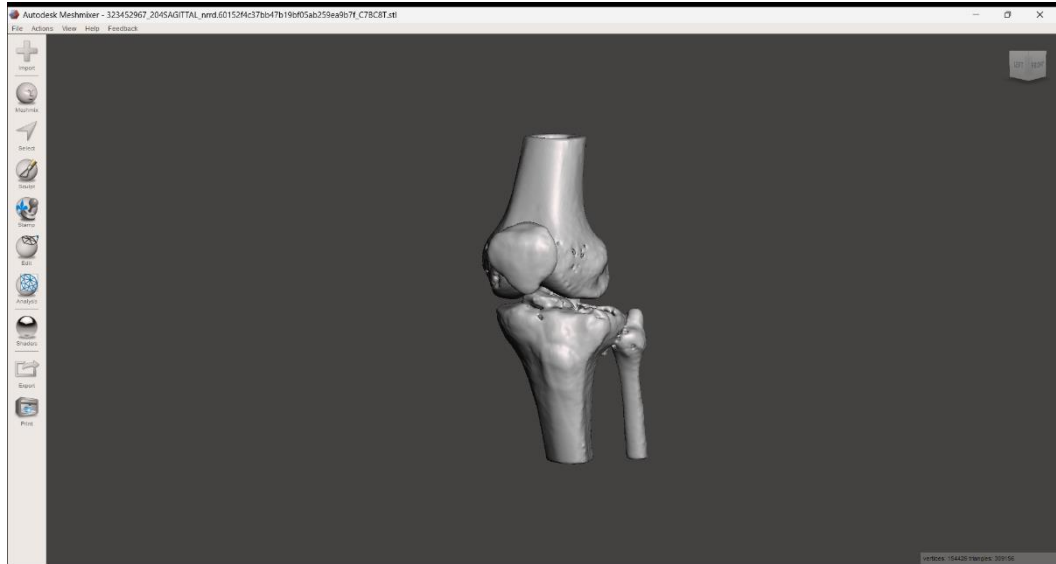


Gambar 3-3 Proses *import* data CT-Scan/MRI tulang lutut pada *3D Slicer*

3.6 Membuat Desain 3D Tulang Lutut dan Desain Sendi Lutut Prostetik

3.6.1 Penghalusan Part Tulang

Setelah mendapatkan file STL tulang lutut, langkah selanjutnya adalah melakukan penghalusan part tulang lutut menggunakan perangkat lunak *Autodesk Meshmixer*. Tujuan dari melakukan penghalusan adalah untuk menghilangkan mesh noise atau mesh yang tidak digunakan pada sekitar tulang lutut. Hal ini dilakukan supaya mendapatkan model 3D tulang lutut yang sesuai dengan bentuk asli tulang lutut berdasarkan data CT-Scan/MRI yang didapatkan. Berikut adalah hasil dari proses penghalusan:



Gambar 3-4 Hasil Penghalusan Model 3D Tulang Lutut

3.6.2 Mengubah STL ke *Solid Part*

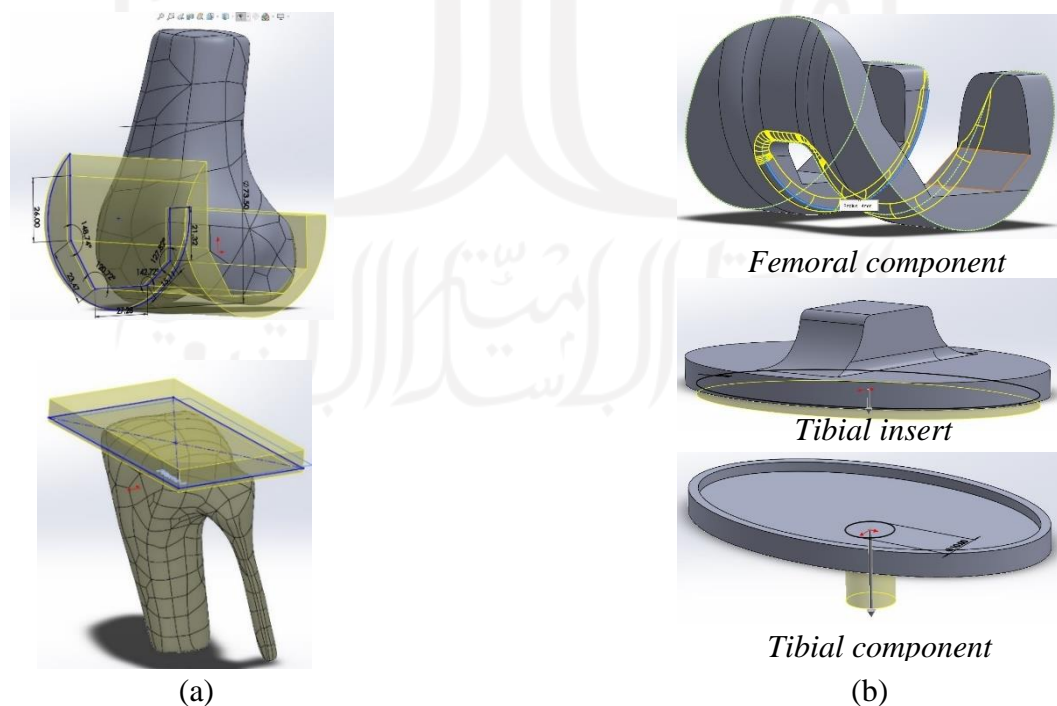
Hasil dari proses penghalusan model tulang lutut pada perangkat lunak *Meshmixer* masih berbentuk STL atau mesh. Sehingga langkah selanjutnya adalah mengubah model dari bentuk mesh menjadi *solid body* menggunakan perangkat lunak *SOLIDWORKS 2020* dengan *tool Scanto3D*. Pada gambar 3-5 dapat dilihat proses merubah mesh file menjadi *solid body*.



Gambar 3-5 *Convert STL ke solid body*

3.6.3 Membuat Desain Sendi Lutut Prostetik pada *Total Knee Replacement (TKR)*

Setelah mendapatkan model tulang lutut dalam bentuk *solid body*, selanjutnya adalah membuat desain sendi lutut prostetik berdasarkan model tulang yang sudah didapatkan. Langkah awal yaitu melakukan pemotongan bagian bawah tulang femur dan bagian atas tulang tibia sesuai dengan prosedur medis pada operasi *Total Knee Replacement*. Setelah itu membuat desain sendi lutut prostetik menyesuaikan dengan hasil potongan pada tulang femur dan tibia. Proses dari pemotongan tulang, dan proses desain sendi lutut prostetik pada gambar 3-6 berikut. Model sendi lutut prostetik yang dibuat adalah jenis *Posterior-stabilized*. Dengan penyakit *Post-Traumatic Arthritis* yang menyebabkan disabilitas fungsi yang banyak terjadi pada pemuda yang terbilang aktif, model ini memiliki keunggulan yaitu sebagai pengganti peran PCL (*Posterior Cruciate Ligament*) atau bisa dibidang ligamen terkuat pada kaki. Model ini juga memiliki keunggulan seperti prosedur operasi yang tidak memakan banyak praktik, memiliki komponen lebih stabil, dan menambah rentang gerak sendi lutut. Untuk bagian *tibial insert*, menggunakan tebal 9 mm, karena ukuran tersebut sudah jadi referensi atau ukuran umum untuk sendi lutut prostetik[40]



Gambar 3-6 (a) Proses pemotongan tulang, (b) Proses desain sendi lutut prostetik

3.7 *Finite Element Analysis (FEA)*

Langkah-langkah dasar dalam melakukan *Finite Element Analysis (FEA)* dibagi menjadi tiga, yaitu *Preprocessor*, *Solution*, dan *Postprocessor* [41]. Berikut adalah langkah-langkah FEA pada perangkat lunak *Ansys*:

1. Langkah pertama, perubahan format model, pendefinisian material, pemodelan geometri, dan melakukan *generate mesh* atau *meshing*. Pada *Ansys*, langkah ini dilakukan pada *Preprocessor*.
2. Langkah selanjutnya adalah pendefinisian jenis *solver* yang digunakan pada analisis yang dilakukan di *Ansys*. Langkah ini dilakukan di *Solution*.
3. Setelah langkah-langkah sebelumnya selesai, maka selanjutnya adalah pengeplotan hasil analisis, yang dilakukan di *Postprocessor*.

Berikut adalah proses penulis dalam melakukan *Finite Element Analysis (FEA)* pada tulang lutut dan model TKR:

3.7.1 *Preprocessor*

1. Perubahan Format Model

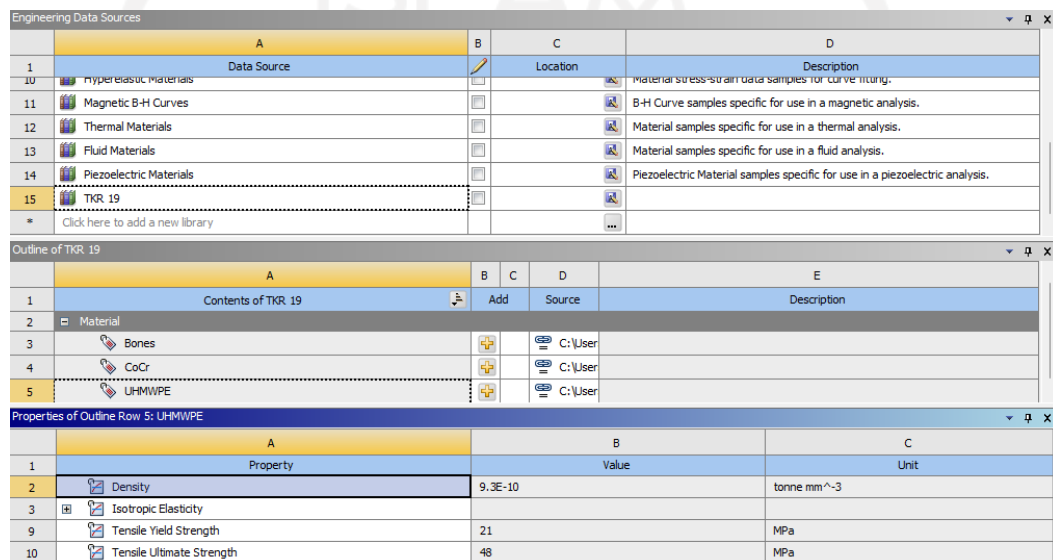
Sebelum masuk ke proses FEA, perlu dilakukan perubahan atau *convert* format model. Format yang digunakan pada *Ansys* untuk melakukan proses FEA adalah format STEP. Maka pada *SOLIDWORKS 2020* dilakukan *convert* format dari SLDPRT ke STEP. Penggunaan format STEP pada *Ansys* karena salah satu format yang dapat digunakan pada *Ansys*. STEP juga adalah merupakan format standar ISO. Dengan menggunakan STEP, desain yang kompleks dapat diproses dengan sangat baik dan lebih mudah untuk di *edit* menggunakan perangkat lunak apapun.

2. Pendefinisian Material

Terdapat beberapa *material properties* yang digunakan pada penelitian ini, yaitu CoCr (cobalt-chromium) untuk part TKR-Femur dan TKR-Tibia, UHMWPE untuk part bantalan Femur-Tibia, dan *bones* untuk part tulang femur dan tibia. *Material properties* yang digunakan dapat dilihat pada tabel 3-3[35]:

Tabel 3-3 *Material properties*

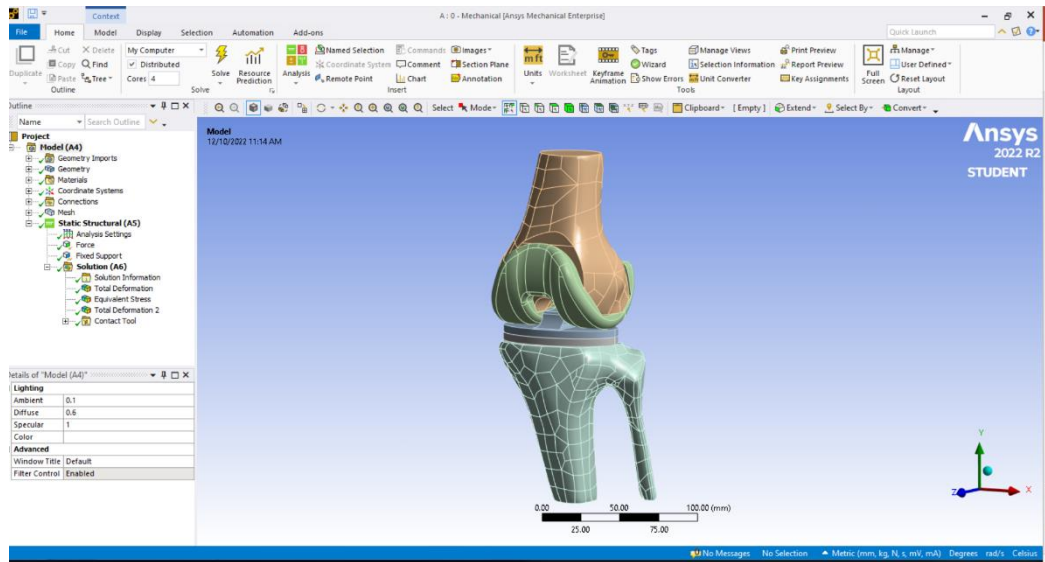
<i>Material</i>	<i>Density (Kg/m³)</i>	<i>Young's Modulus (Pa)</i>	<i>Poisson's Ratio</i>	<i>Yield Strength (Pa)</i>	<i>Ultimate Strength (Pa)</i>
UHMWPE	930	6.9E+08	0.29	2.10E+07	4.80E+07
CoCr	8300	2.30E+11	0.3	6.12E+08	9.70E+08
<i>Bones</i>	2000	1.75E+10	0.3	1.35E+08	1.25E+08



Gambar 3-7 Pendefinisian Material di Ansys

3. Pemodelan Geometri

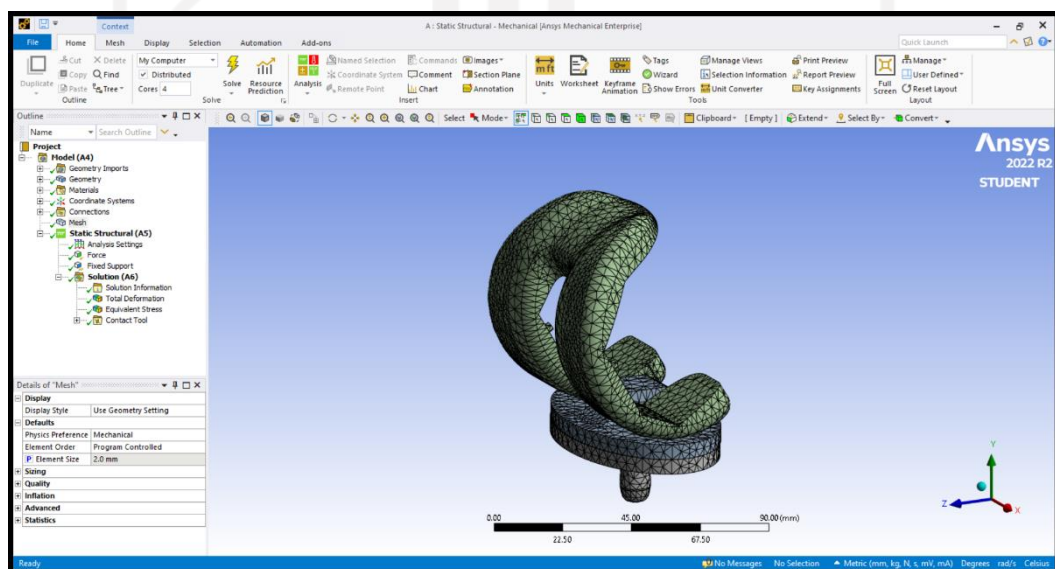
Langkah selanjutnya adalah melakukan *import* model TKR *assembly* yang sudah diubah ke STEP pada *SOLIDWORKS 2020* pada *Ansys*. Hasil *import* model dapat dilihat pada gambar 3-8.



Gambar 3-8 *Import model TKR assembly*

4. Meshing

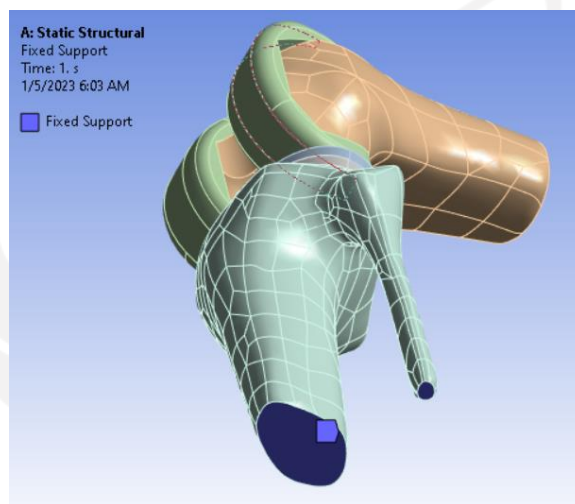
Generate mesh atau *meshing* berfungsi untuk membangun volume control dengan memecah model geometri menjadi beberapa elemen yang lebih kecil sehingga mendapatkan hasil yang lebih akurat pada hasil analisis. Ukuran mesh yang digunakan pada analisis ini adalah 3,5 mm. ukuran ini sudah termasuk cukup teliti untuk melakukan analisis pada model TKR ini. Bentuk mesh yang digunakan adalah *default* dari *Ansys*, yaitu *tetrahedrons*.



Gambar 3-9 *Meshing pada Model TKR*

5. Pendefinisian Kondisi Batas

Pada analisis ini diperlukan pendefinisian kondisi batas supaya mendapatkan hasil analisis yang maksimal. Kondisi batas dilakukan dengan pemberian titik tumpu pada bagian ujung tulang tibia sebagai pusat tumpuan pembebanan yang dilakukan pada proses analisis ini. Pendefinisian kondisi batas dilakukan dengan menambahkan *fixed support* pada *Ansys* dan dipilih pada bagian yang seperti ditunjukkan pada gambar 3-10. Dengan begitu, proses pembebanan dapat terfokuskan pada model TKR.



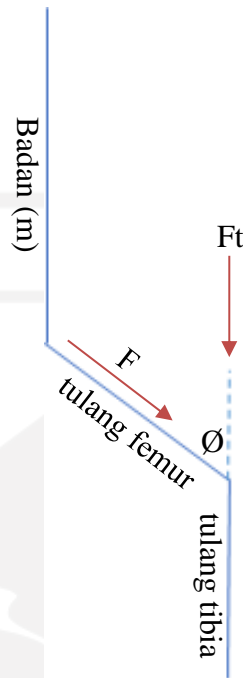
Gambar 3-10 *Fixed support*

Pengaplikasian kondisi batas selanjutnya adalah dengan menentukan nilai maksimal pada *color scheme* untuk tegangan von mises, deformasi, dan tekanan kontak. Nilai maksimal yang digunakan adalah hasil simulasi pada sudut 60° dengan beban 80 kg, karena pada sudut dan beban tersebut memiliki nilai tegangan von mises, deformasi, serta tekanan kontak paling tinggi.

6. Pendefinisian Beban

Pembebanan pada model TKR diberikan berdasarkan massa badan manusia pada umumnya, yaitu 60 kg, 70 kg, dan 80 kg. Pembebanan pada didefinisikan juga berdasarkan sudut yang dibuat oleh tulang lutut, yaitu 0° , 30° , 60° , dan 75° . Pemilihan beban 60-80 kg dikarenakan beban-beban tersebut adalah beban-beban manusia pada umumnya. Sedangkan sudut-sudut yang digunakan menunjukkan sudut saat kaki akan melakukan posisi

duduk, sehingga pembebanan yang digunakan pada penelitian ini menuju pada pembebanan yang terjadi pada lutut saat akan melakukan posisi duduk.

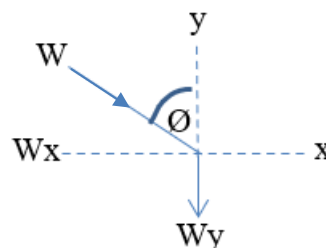


Gambar 3-11 Rangka tulang kaki

Berdasarkan ilustrasi pada gambar 3-11, didapatkan rumus untuk mencari beban (F), yaitu:

$$F = \frac{(m \times G \times 2)}{n} \times \cos(\emptyset) \quad (3.1)$$

Pada rumus diatas, alasan dikali dengan cos adalah berdasarkan pada gaya normal pada bidang miring, yang dapat diilustrasikan pada gambar 3-12 berikut:



Gambar 3-12 Ilustrasi gaya normal pada bidang miring

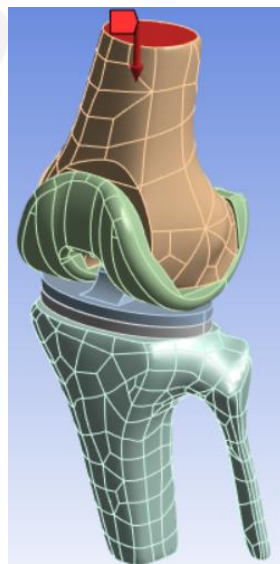
Dengan menggunakan konsep trigonometri, didapatkan bahwa:

$$\cos \emptyset = \frac{W_y}{W} \text{ sehingga } W_y = W \times \cos \emptyset \quad (3.2)$$

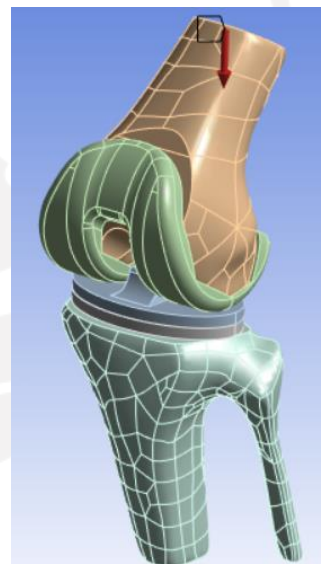
Sehingga didapatkan beberapa beban yang digunakan pada analisis ini, yaitu:

Tabel 3-4 Macam Pembebanan

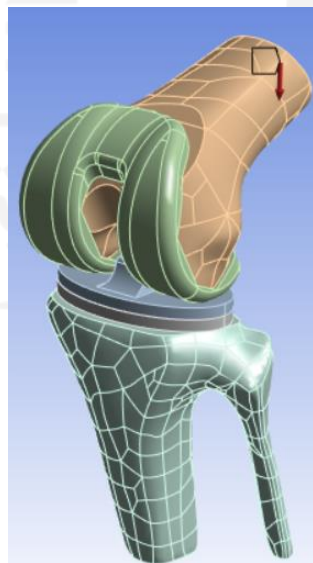
Beban Sudut	60 kg	70 kg	80 kg
0°	588 N	686 N	784 N
30°	509.22 N	594.09 N	678.96 N
60°	294 N	343 N	392 N
75°	152.19 N	177.55 N	202.91 N



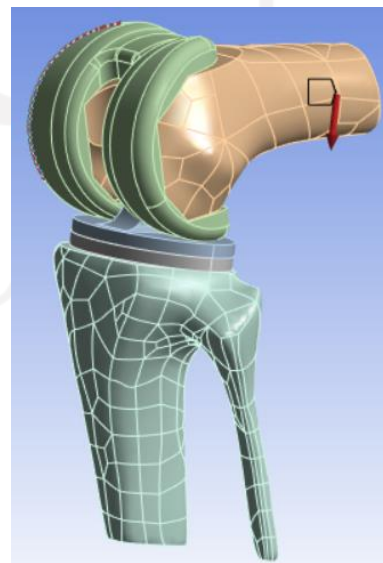
(a)



(b)



(c)



(d)

Gambar 3-13 Arah pembebanan

3.7.2 Solution

1. Solving

Terdapat proses *solving* pada simulasi yang dilakukan *Ansys*. Proses *solving* untuk proses analisis menggunakan metode *direct solver* yaitu *sparse solver*.

```
SOLUTION OPTIONS
PROBLEM DIMENSIONALITY. . . . .3-D
DEGREES OF FREEDOM. . . . . UX  UY  UZ
ANALYSIS TYPE . . . . .STATIC (STEADY-STATE)
OFFSET TEMPERATURE FROM ABSOLUTE ZERO . . . . . 273.15
EQUATION SOLVER OPTION. . . . .SPARSE
GLOBALLY ASSEMBLED MATRIX . . . . .SYMMETRIC
```

Gambar 3-14 Menampilkan metode yang digunakan adalah *sparse solver*

Sparse solver adalah standar *solver* yang digunakan untuk semua tipe analisis di *Ansys*. Meskipun *sparse solver* memakan memori besar, tetapi hasil lebih pasti sehingga menggunakan *sparse solver* untuk melakukan analisis[42].

2. Mesh Dependency

Mesh dependency adalah metode untuk mengetahui karakteristik hasil simulasi terhadap tiap ukuran mesh, sehingga dapat mengetahui ukuran mesh yang mendapatkan hasil simulasi paling tepat untuk digunakan pada simulasi selanjutnya. Untuk data yang digunakan pada *mesh dependency* adalah data dari hasil analisis pada sudut 0°, 30°, 60°, dan 75°. Adapun cara mencari *mesh dependency*, yaitu:

$$\text{Mesh Dependency} = \frac{Q_n - Q_1}{Q_1} \quad (3.3)$$

Dimana: Q_n = data yang dicari

Q_1 = data acuan

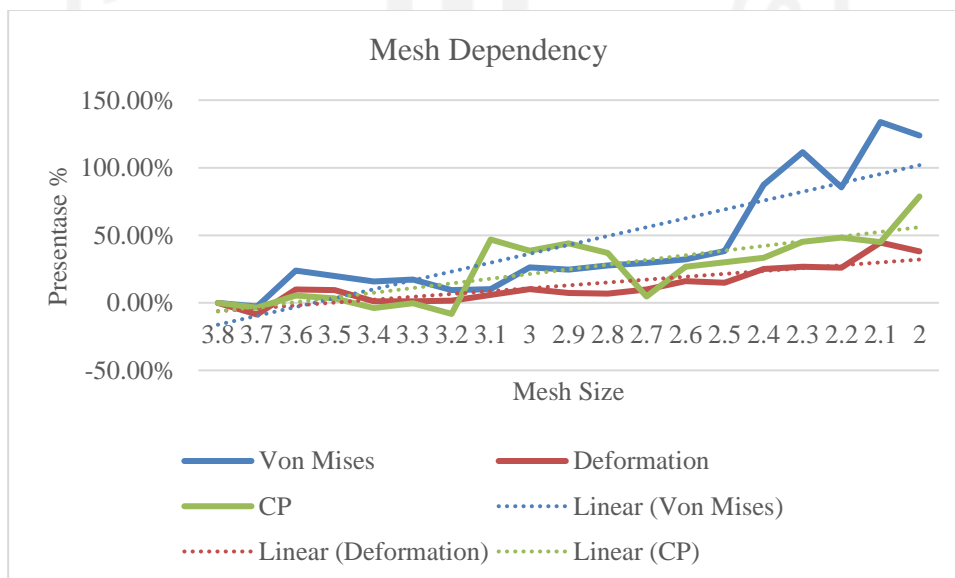
Berikut adalah tabel data hasil analisis serta *mesh dependency* pada setiap sudut.

Tabel 3-5 Data Analisis Sudut 0°

Mesh Size (mm)	Total Nodes	Elements Size	Tegangan Von Mises (MPa)	Deformasi (mm)	Tekanan kontak (MPa)
3.8	41613	22993	7.380	0.028	2.275
3.7	42922	23737	7.178	0.026	2.194
3.6	44103	24359	9.141	0.031	2.396
3.5	45898	25416	8.846	0.031	2.348
3.4	47731	26450	8.541	0.028	2.187
3.3	49990	27792	8.642	0.028	2.270
3.2	51566	28654	8.080	0.029	2.088
3.1	54025	30096	8.119	0.030	3.343
3	56474	31423	9.312	0.031	3.154
2.9	59479	33157	9.195	0.030	3.277
2.8	62881	35186	9.412	0.030	3.116
2.7	65518	36731	9.567	0.031	2.379
2.6	70064	39340	9.755	0.033	2.882
2.5	73894	41625	10.200	0.032	2.959
2.4	80276	45331	13.821	0.035	3.034
2.3	85197	48237	15.604	0.036	3.302
2.2	89896	50867	13.690	0.035	3.374
2.1	95641	54218	17.252	0.041	3.299
2	105817	60180	16.524	0.039	4.067

Tabel 3-6 Mesh Dependency Sudut 0°

Mesh Size (mm)	Tegangan Von Mises (MPa)	Deformasi (mm)	Tekanan Kontak (MPa)	Waktu Komputasi (s)
3.8	0.00%	0.00%	0.00%	7
3.7	-2.74%	-8.66%	-3.56%	7
3.6	23.87%	9.87%	5.30%	7
3.5	19.87%	9.34%	3.19%	7
3.4	15.74%	1.02%	-3.88%	7
3.3	17.10%	1.06%	-0.23%	7
3.2	9.49%	1.67%	-8.22%	7
3.1	10.02%	5.80%	46.93%	8
3	26.19%	10.21%	38.60%	8
2.9	24.60%	7.15%	44.01%	9
2.8	27.55%	6.74%	36.93%	11
2.7	29.64%	9.87%	4.56%	11
2.6	32.19%	16.04%	26.67%	11
2.5	38.23%	14.77%	30.03%	11
2.4	87.28%	25.08%	33.34%	11
2.3	111.45%	26.80%	45.12%	12
2.2	85.52%	26.04%	48.27%	13
2.1	133.79%	44.57%	44.99%	14
2	123.91%	38.08%	78.72%	16



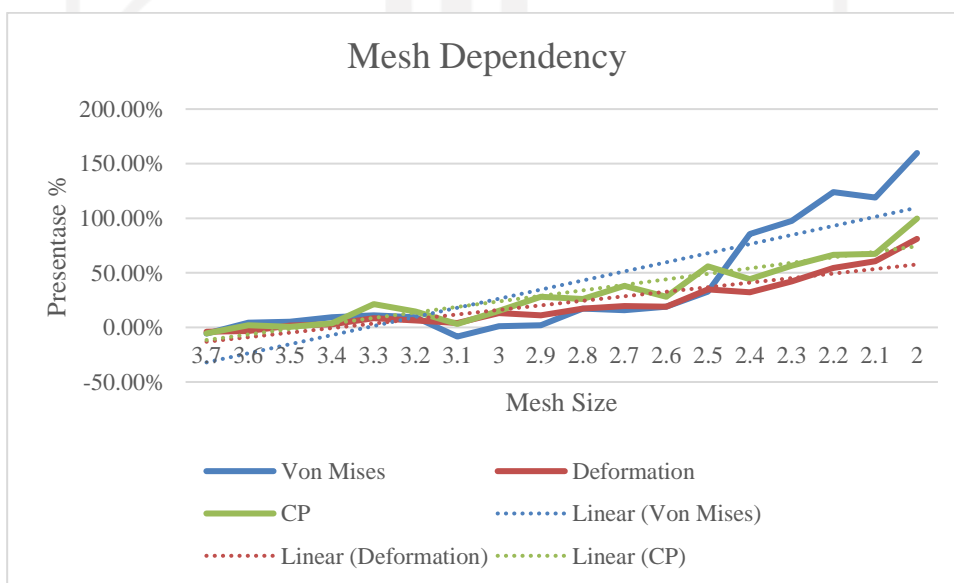
Gambar 3-15 Mesh Dependency Sudut 0°

Tabel 3-7 Data Analisis Sudut 30°

Mesh Size (mm)	Total Nodes	Elements Size	Tegangan Von Mises (MPa)	Deformasi (mm)	Tekanan Kontak (MPa)
3.8	41613	22993	138.186	0.437	39.268
3.7	42922	23737	130.349	0.420	37.118
3.6	44103	24359	144.242	0.424	40.086
3.5	45898	25416	145.446	0.445	39.410
3.4	47731	26450	150.893	0.450	40.684
3.3	49990	27792	153.374	0.474	47.654
3.2	51566	28654	150.917	0.465	44.951
3.1	54025	30096	126.578	0.455	40.475
3	56474	31423	139.580	0.494	45.221
2.9	59479	33157	140.985	0.486	50.310
2.8	62881	35186	161.806	0.513	49.454
2.7	65518	36731	160.081	0.522	54.239
2.6	70064	39340	164.279	0.520	50.254
2.5	73894	41625	183.347	0.590	61.274
2.4	80276	45331	256.425	0.578	56.605
2.3	85197	48237	272.811	0.622	61.506
2.2	89896	50867	309.636	0.675	65.366
2.1	95641	54218	302.639	0.702	65.665
2	105817	60180	358.973	0.792	78.428

Tabel 3-8 Mesh Dependency Sudut 30°

Mesh Size (mm)	Tegangan Von Mises (MPa)	Deformasi (mm)	Tekanan Kontak (MPa)	Waktu Komputasi (s)
3.8	0.00%	0.00%	0.00%	5
3.7	-5.67%	-3.97%	-5.48%	5
3.6	4.38%	-3.18%	2.08%	5
3.5	5.25%	1.64%	0.36%	5
3.4	9.20%	2.81%	3.60%	5
3.3	10.99%	8.44%	21.36%	5
3.2	9.21%	6.26%	14.47%	5
3.1	-8.40%	3.94%	3.07%	5
3	1.01%	13.03%	15.16%	6
2.9	2.03%	11.09%	28.12%	6
2.8	17.09%	17.27%	25.94%	6
2.7	15.84%	19.44%	38.12%	6
2.6	18.88%	18.87%	27.98%	6
2.5	32.68%	34.83%	56.04%	7
2.4	85.57%	32.09%	44.15%	7
2.3	97.42%	42.20%	56.63%	7
2.2	124.07%	54.37%	66.46%	10
2.1	119.01%	60.57%	67.22%	10
2	159.78%	81.11%	99.72%	10



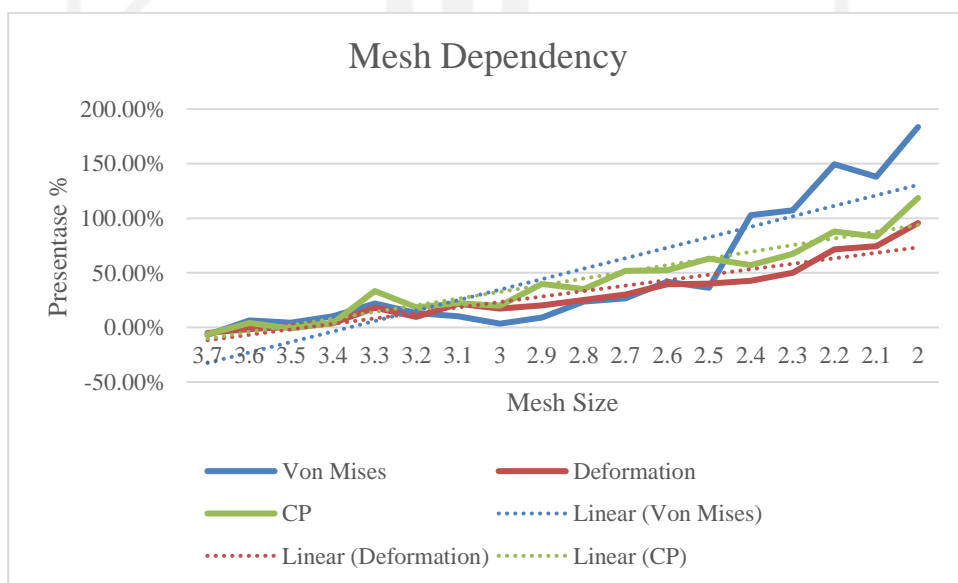
Gambar 3-16 Mesh Dependency Sudut 30°

Tabel 3-9 Data Analisis Sudut 60°

Mesh Size (mm)	Total Nodes	Elements Size	Tegangan Von Mises (MPa)	Deformasi (mm)	Tekanan kontak (MPa)
3.8	41613	22993	143.106	0.484	40.662
3.7	42922	23737	133.276	0.459	38.123
3.6	44103	24359	152.323	0.477	42.259
3.5	45898	25416	149.087	0.486	40.263
3.4	47731	26450	157.852	0.501	42.339
3.3	49990	27792	174.438	0.571	54.188
3.2	51566	28654	161.954	0.530	48.107
3.1	54025	30096	157.826	0.588	49.741
3	56474	31423	148.151	0.567	48.795
2.9	59479	33157	156.060	0.581	56.847
2.8	62881	35186	177.174	0.606	54.889
2.7	65518	36731	181.372	0.630	61.737
2.6	70064	39340	203.200	0.674	61.988
2.5	73894	41625	195.206	0.677	66.303
2.4	80276	45331	290.200	0.691	63.860
2.3	85197	48237	296.440	0.725	68.037
2.2	89896	50867	356.924	0.829	76.427
2.1	95641	54218	340.589	0.843	74.530
2	105817	60180	405.834	0.946	88.872

Tabel 3-10 Mesh Dependency Sudut 60°

Mesh Size (mm)	Tegangan Von Mises (MPa)	Deformasi (mm)	Tekanan Kontak (MPa)	Waktu Komputasi (s)
3.8	0.00%	0.00%	0.00%	5
3.7	-6.87%	-5.15%	-6.24%	5
3.6	6.44%	-1.45%	3.93%	5
3.5	4.18%	0.53%	-0.98%	5
3.4	10.30%	3.61%	4.12%	5
3.3	21.89%	18.09%	33.26%	6
3.2	13.17%	9.71%	18.31%	6
3.1	10.29%	21.71%	22.33%	6
3	3.53%	17.27%	20.00%	6
2.9	9.05%	20.25%	39.80%	6
2.8	23.81%	25.24%	34.99%	6
2.7	26.74%	30.20%	51.83%	6
2.6	41.99%	39.44%	52.45%	6
2.5	36.41%	40.00%	63.06%	7
2.4	102.79%	42.87%	57.05%	7
2.3	107.15%	49.97%	67.32%	7
2.2	149.41%	71.45%	87.96%	9
2.1	138.00%	74.35%	83.29%	9
2	183.59%	95.64%	118.56%	10



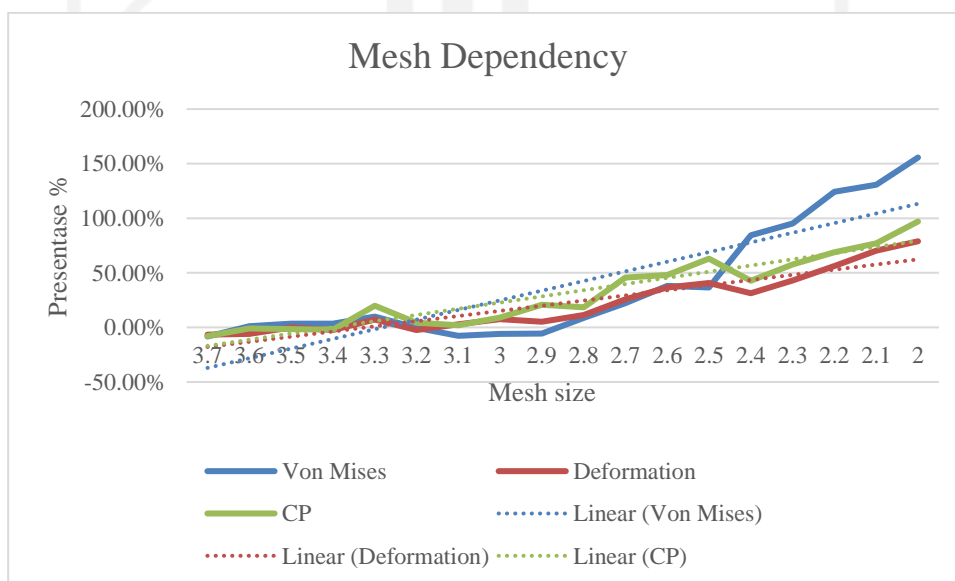
Gambar 3-17 Mesh Dependency Sudut 60°

Tabel 3-11 Data Analisis Sudut 75°

Mesh Size (mm)	Total Nodes	Elements Size	Tegangan Von Mises (MPa)	Deformasi (mm)	Tekanan kontak (MPa)
3.8	152.19	41613	22993	0.356	30.273
3.7	152.19	42922	23737	0.333	27.862
3.6	152.19	44103	24359	0.335	29.971
3.5	152.19	45898	25416	0.356	29.781
3.4	152.19	47731	26450	0.348	29.590
3.3	152.19	49990	27792	0.383	36.299
3.2	152.19	51566	28654	0.348	31.548
3.1	152.19	54025	30096	0.367	30.886
3	152.19	56474	31423	0.383	33.031
2.9	152.19	59479	33157	0.375	36.549
2.8	152.19	62881	35186	0.397	35.868
2.7	152.19	65518	36731	0.448	44.127
2.6	152.19	70064	39340	0.486	44.824
2.5	152.19	73894	41625	0.501	49.326
2.4	152.19	80276	45331	0.468	43.215
2.3	152.19	85197	48237	0.509	47.772
2.2	152.19	89896	50867	0.556	51.114
2.1	152.19	95641	54218	0.607	53.619
2	152.19	105817	60180	0.637	59.646

Tabel 3-12 Mesh Dependency Sudut 75°

Mesh Size (mm)	Tegangan Von Mises (MPa)	Deformasi (mm)	Tekanan Kontak (MPa)	Waktu Komputasi (s)
3.8	0.00%	0.00%	0.00%	7
3.7	-8.34%	-6.64%	-7.96%	7
3.6	1.21%	-5.97%	-1.00%	7
3.5	3.37%	-0.15%	-1.63%	7
3.4	3.40%	-2.35%	-2.26%	7
3.3	9.77%	7.37%	19.90%	7
3.2	-0.32%	-2.38%	4.21%	8
3.1	-7.71%	2.98%	2.02%	8
3	-5.90%	7.61%	9.11%	8
2.9	-5.79%	5.25%	20.73%	9
2.8	8.57%	11.30%	18.48%	9
2.7	22.08%	25.84%	45.76%	9
2.6	37.98%	36.45%	48.06%	10
2.5	36.65%	40.67%	62.93%	10
2.4	84.28%	31.31%	42.75%	11
2.3	95.32%	42.92%	57.80%	12
2.2	124.27%	56.12%	68.84%	13
2.1	130.73%	70.37%	77.12%	13
2	155.65%	78.89%	97.02%	15



Gambar 3-18 Mesh Dependency Sudut 75°

Berdasarkan hasil dari *mesh dependency* diatas, dilihat dari *treadline* yang dibuat pada grafik, maka pada penelitian ini menggunakan mesh ukuran 3,5 mm. Untuk ukuran 3,5 mm dianggap sudah cukup teliti untuk melakukan analisis pada model TKR.

3.7.3 *Postprocessor*

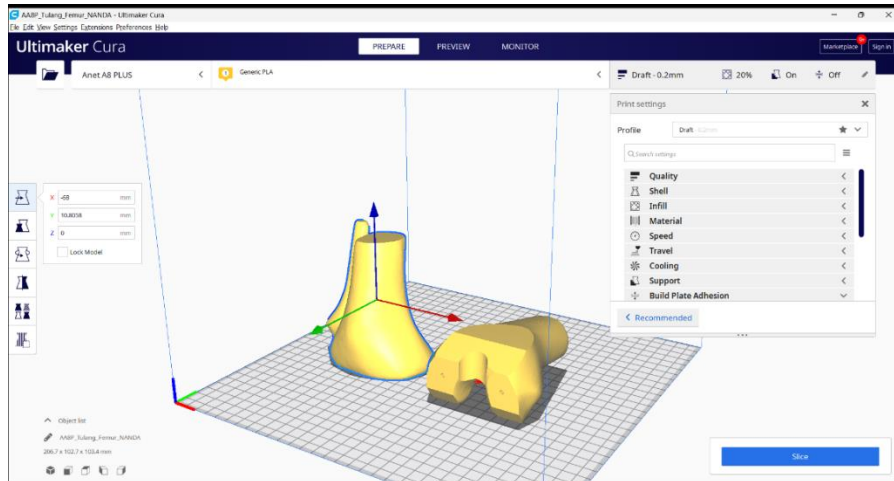
Selanjutnya pada tahap *postprocessor*, didapatkan hasil analisis pada model TKR. Hasil analisis berupa nilai-nilai pada tegangan von mises, deformasi, dan tekanan kontak yang akan ditampilkan pada Bab 4 Hasil dan Pembahasan.

3.8 Pembuatan Alat Peraga Tulang Lutut dan *Total Knee Replacement (TKR)*

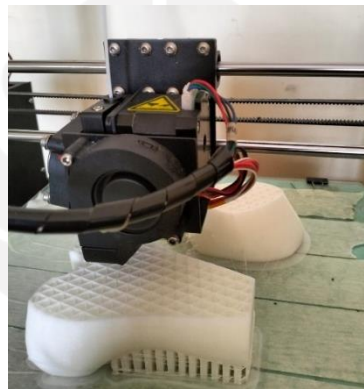
Pembuatan alat peraga difokuskan pada hasil yang maksimal secara visual dan fisik, dalam artian alat peraga dapat digunakan untuk meragakan proses operasi TKR dan pemasangan sendi lutut prostetik. Dalam pembuatan alat peraga menggunakan alat 3D print filamen PLA untuk membuat model tulang lutut dan sendi lutut prostetik yang telah dibuat sebelumnya. Sebelum melakukan pencetakan, setiap part yang akan di cetak diubah formatnya menjadi STL pada *SOLIDWORKS 2020*. Selanjutnya, file STL di *import* ke perangkat lunak *Ultimaker Cura*. Pada *Ultimaker Cura*, dilakukan pembuatan *slice file* atau pembuatan *G-Code* untuk dimasukkan ke mesin 3D print menggunakan *SD Card*. Adapun parameter 3D print yang digunakan, yaitu:

Tabel 3-13 Parameter 3D print

<i>Quality</i>	0,2 mm
<i>Infill</i>	20% - <i>lines</i>
<i>Speed</i>	50 m/s
<i>Support</i>	<i>Everywhere – zig zag</i>
<i>Build Plate</i>	<i>Brim</i>



Gambar 3-19 Proses konfigurasi parameter di *Ultimaker Cura*



Gambar 3-20 Proses 3D print

Setelah pembuatan alat peraga berhasil, nantinya alat peraga tersebut akan digunakan untuk mensimulasikan proses operasi TKR, yang dimana terdiri dari pemotongan pada tulang femur, pemotongan tulang tibia, dan pemasangan sendi lutut prostetik [43].

BAB 4

HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1 Hasil Rekonstruksi

Proses rekonstruksi tulang lutut dari data CT-Scan/MRI menggunakan perangkat lunak *3D Slicer* sudah dilakukan dan hasilnya cukup sesuai dengan kriteria rekonstruksi meskipun masih terdapat sedikit *noise* atau part *mesh* yang tidak diperlukan. Berikut adalah gambar hasil rekonstruksi:

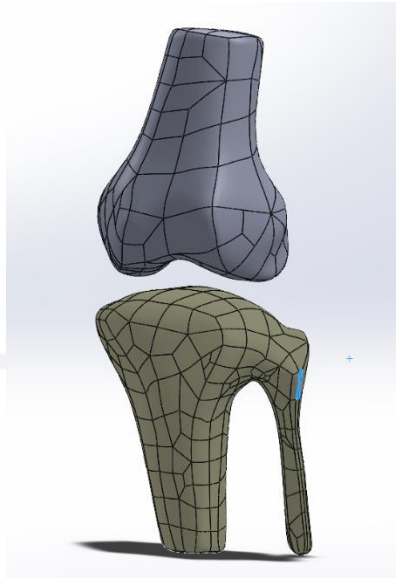


Gambar 4-1 Hasil rekonstruksi tulang lutut

4.2 Hasil Desain

4.2.1 Hasil Desain *Solid Body* Tulang Lutut

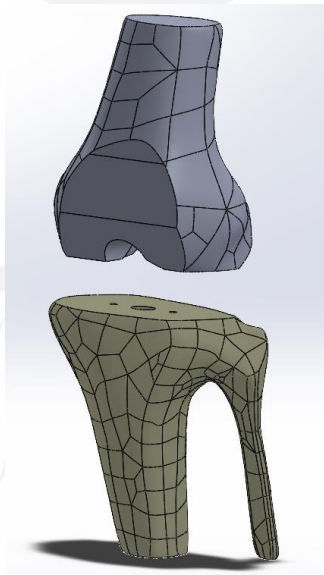
Hasil *solid body* tulang lutut merupakan hasil rekonstruksi tulang lutut yang awalnya berformat STL menjadi bentuk 3D *solid body part*. Proses ini dilakukan penghalusan serta konversi menjadi *solid body* menggunakan perangkat lunak *Meshmixer* dan *Solidworks* dengan menggunakan *scanto3D*. Desain ini dapat digunakan untuk melakukan analisis elemen hingga dan pembuatan alat peraga. Berikut adalah gambar *solid body* tulang lutut.



Gambar 4-2 Hasil desain *solid body* tulang lutut

4.2.2 Hasil Desain Sendi Lutut Prostetik

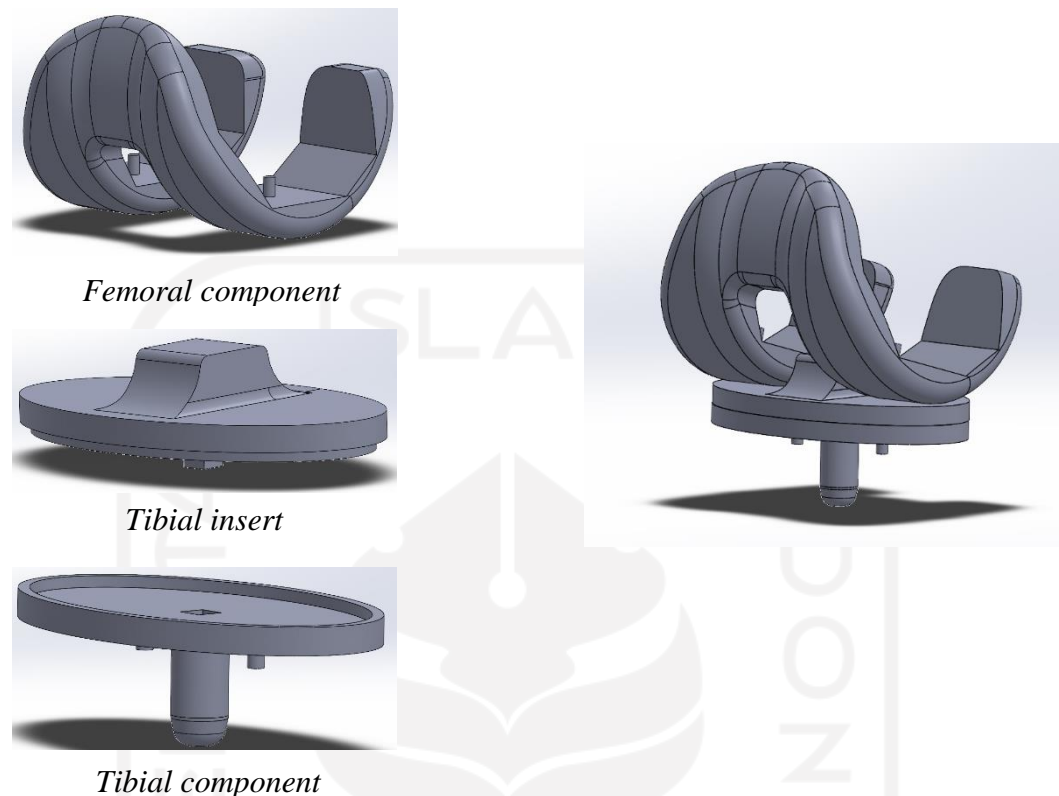
Sebelum membuat desain sendi lutut prostetik, perlu menyesuaikan dengan tulang lutut yang telah dipotong sesuai dengan prosedur operasi TKR. Pada gambar 4-3 adalah gambar tulang lutut yang sudah melalui prosedur pemotongan.



Gambar 4-3 Hasil pemotongan tulang lutut

Selanjutnya dengan tulang tersebut dijadikan acuan untuk membuat sendi lutut prostetik jenis *Posterior-stabilized* seperti yang sudah ditentukan sebelumnya. Pada gambar 4-4 adalah hasil desain sendi lutut prostetik yang dibuat

berdasarkan prosedur pemotongan tulang lutut untuk penderita *Post-Traumatic Arthritis* (PTA).



Gambar 4-4 Hasil desain sendi lutut prostetik

4.3 Hasil Pengujian

Hasil dari pengujian yang didapat dari simulasi FEA berupa nilai maksimum tegangan von mises, deformasi, dan tekanan kontak pada tiap sudut dan besar beban. Dengan mengetahui nilai-nilai tersebut, dapat dijadikan acuan untuk mengetahui apakah model sendi lutut prostetik dapat digunakan oleh pasien pengidap penyakit *Post-Traumatic Arthritis*.

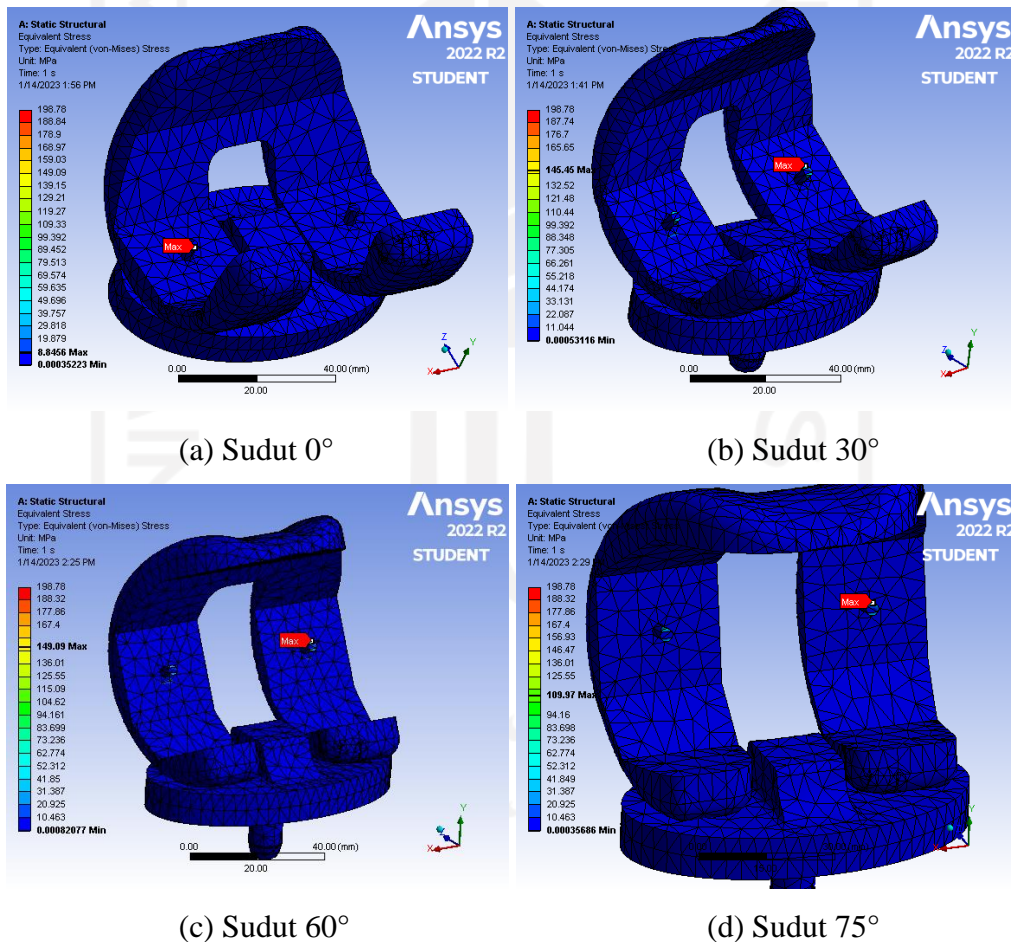
Pada simulasi FEA ini, menggunakan beban 588 N, 686 N, dan 784 N, serta sudut 0° , 30° , 60° , dan 75° . Sehingga akan ada 12 macam beban yang akan digunakan pada analisis ini, karena tiap sudutnya akan dikali dengan \cos . Untuk acuan nilai maksimum menggunakan nilai maksimum yang didapatkan dari analisis sudut 60° , karena diantara sudut yang lain sudut 60° memiliki nilai terbesar pada hasil analisis. Berikut adalah hasil dari simulasi FEA yang telah dilakukan.

4.3.1 Analisis pada Beban 60 kg

Dari hasil analisis pada beban 60 kg dengan sudut 0° , 30° , 60° , dan 75° , didapatkan nilai-nilai maksimum pada tegangan von mises, deformasi, dan tekanan kontak seperti pada tabel-tabel berikut.

Tabel 4-1 Hasil tegangan von mises pada beban 60 kg

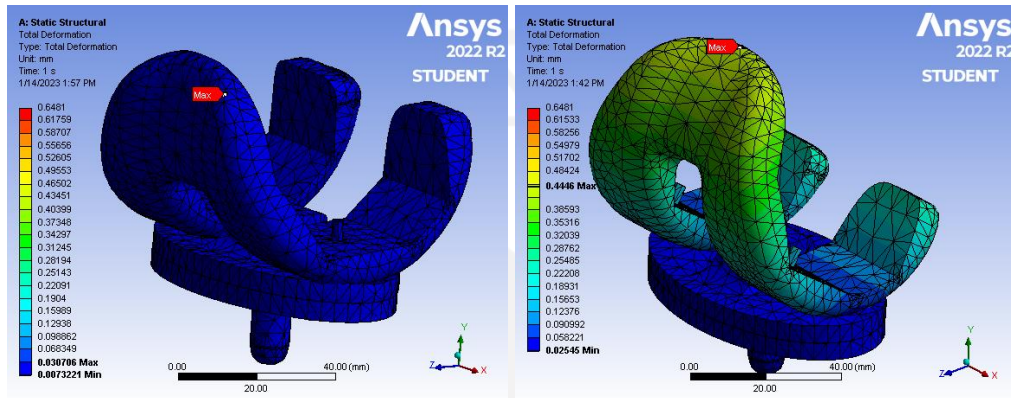
Sudut	Tegangan Von Mises (MPa)
0°	8.846
30°	145.446
60°	149.087
75°	109.971



Gambar 4-5 Tegangan von mises pada beban 60 kg

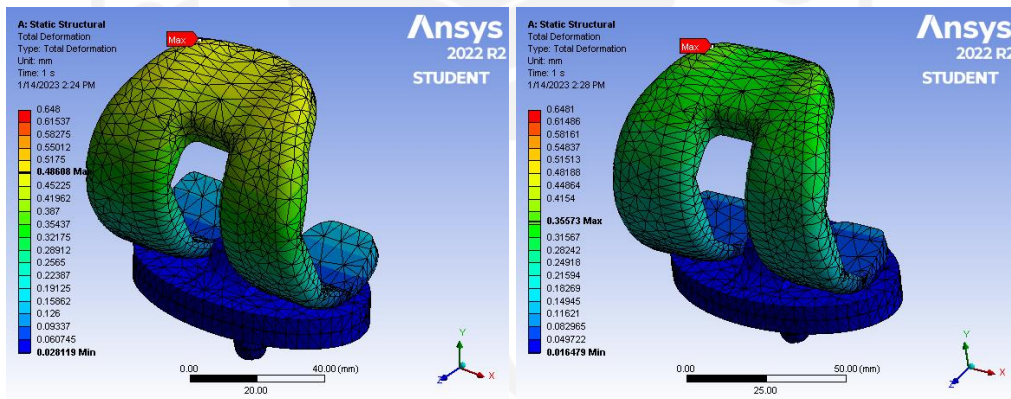
Tabel 4-2 Hasil deformasi pada beban 60 kg

Sudut	Deformasi (mm)
0°	0.031
30°	0.445
60°	0.486
75°	0.356



(a) Sudut 0°

(b) Sudut 30°



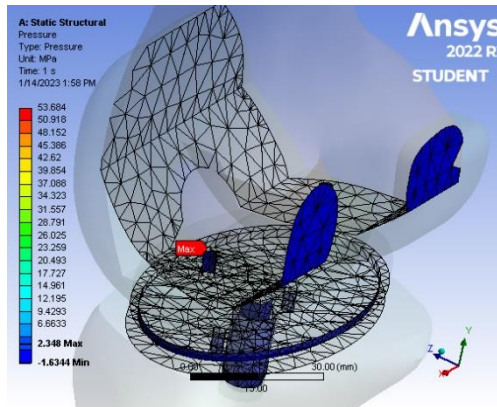
(c) Sudut 60°

(d) Sudut 75°

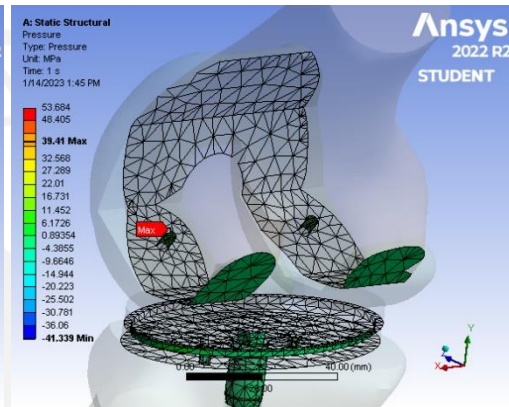
Gambar 4-6 Deformasi pada beban 60 kg

Tabel 4-3 Hasil tekanan kontak pada beban 60 kg

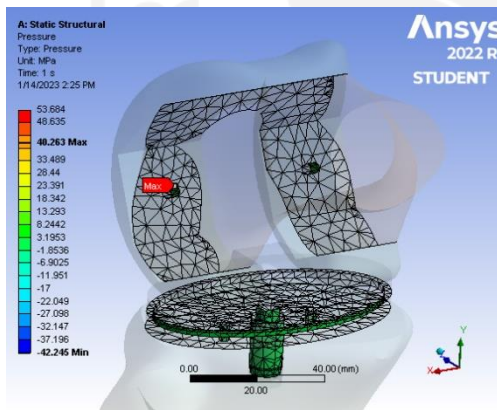
Sudut	Tekanan Kontak (MPa)
0°	2.348
30°	39.410
60°	40.263
75°	29.781



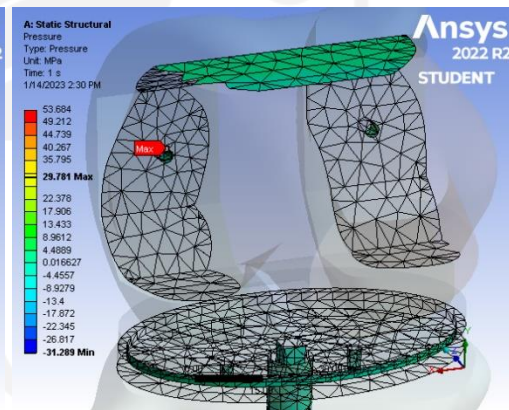
(a) Sudut 0°



(b) Sudut 30°



(c) Sudut 60°



(d) Sudut 75°

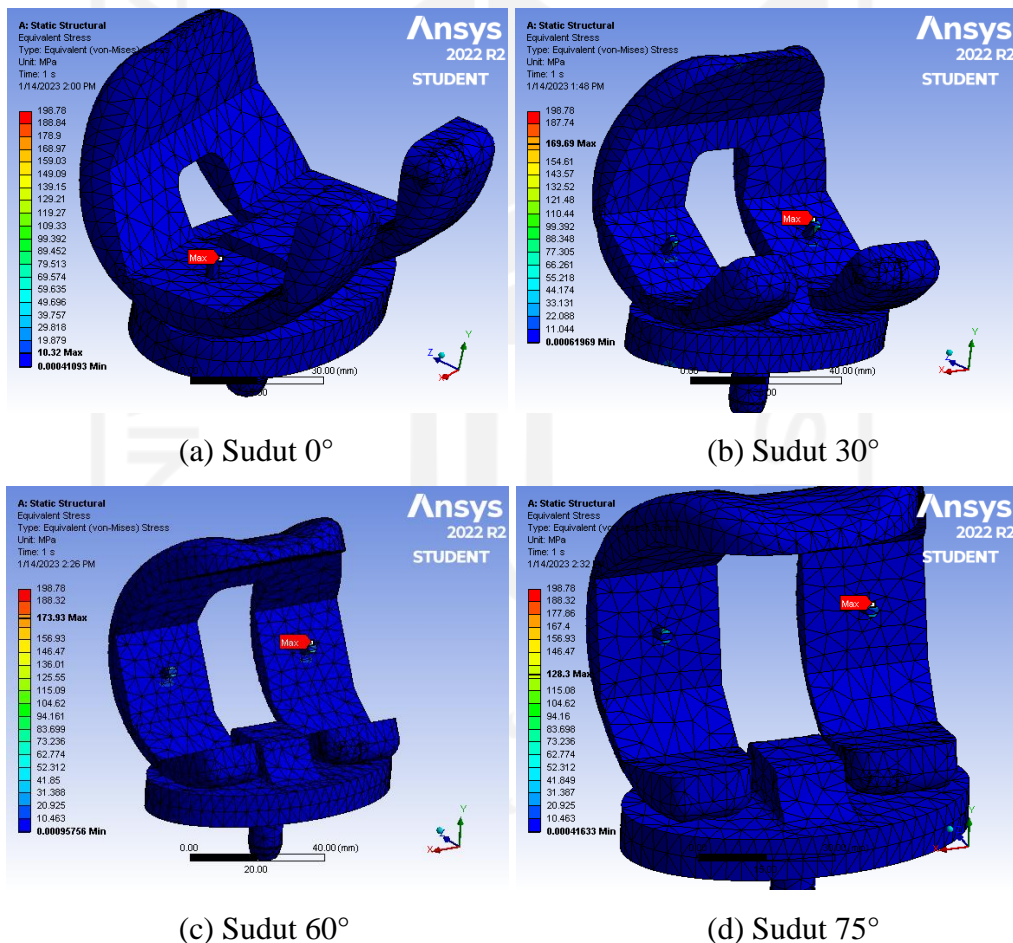
Gambar 4-7 Tekanan kontak pada beban 60 kg

4.3.2 Analisis pada Beban 70 kg

Dari hasil analisis pada beban 70 kg dengan sudut 0° , 30° , 60° , dan 75° , didapatkan nilai-nilai maksimum pada tegangan von mises, deformasi, dan tekanan kontak seperti pada tabel-tabel berikut.

Tabel 4-4 Hasil Tegangan von mises pada beban 70 kg

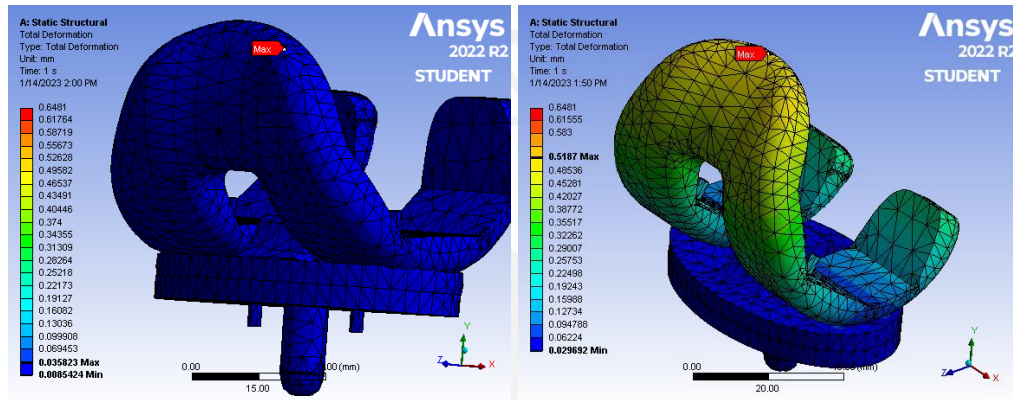
Sudut	Tegangan Von Mises (MPa)
0°	10.320
30°	169.688
60°	173.935
75°	128.296



Gambar 4-8 Tegangan von mises beban 70 kg

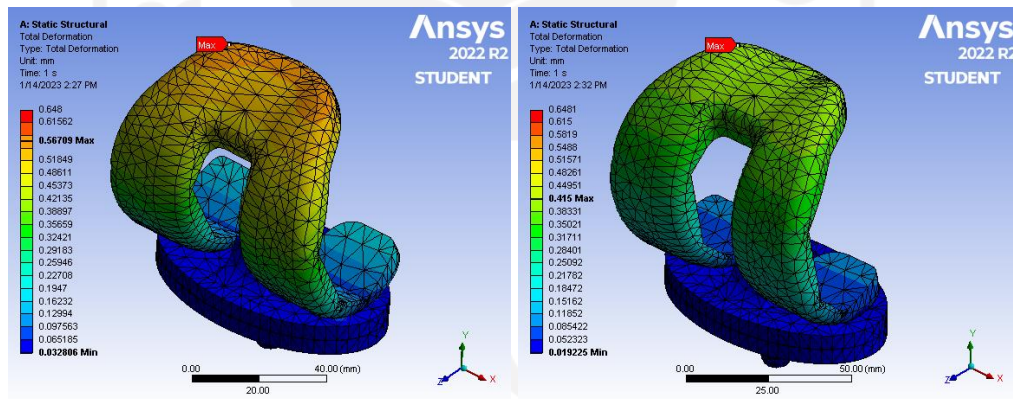
Tabel 4-5 Hasil deformasi pada beban 70 kg

Sudut	Deformasi (mm)
0°	0.036
30°	0.519
60°	0.567
75°	0.415



(a) Sudut 0°

(b) Sudut 30°



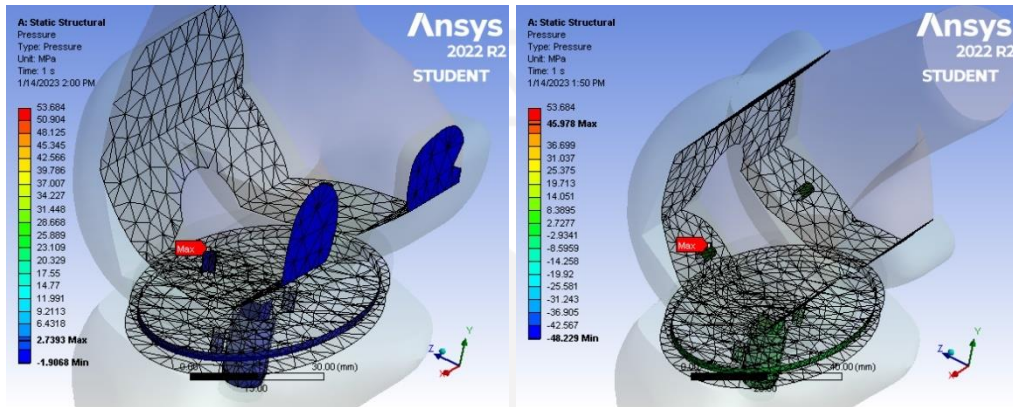
(c) Sudut 60°

(d) Sudut 75°

Gambar 4-9 Deformasi pada beban 70 kg

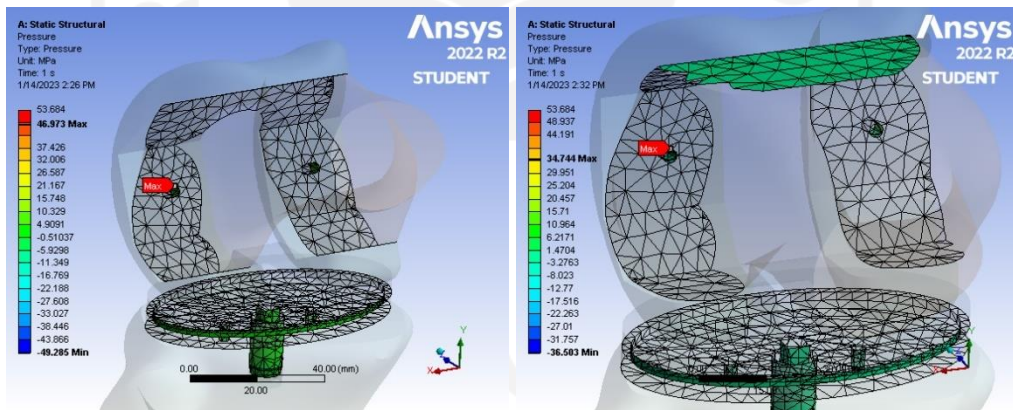
Tabel 4-6 Hasil tekanan kontak pada beban 70 kg

Sudut	Tekanan Kontak (MPa)
0°	2.739
30°	45.978
60°	46.973
75°	34.744



(a) Sudut 0°

(b) Sudut 30°



(c) Sudut 60°

(d) Sudut 75°

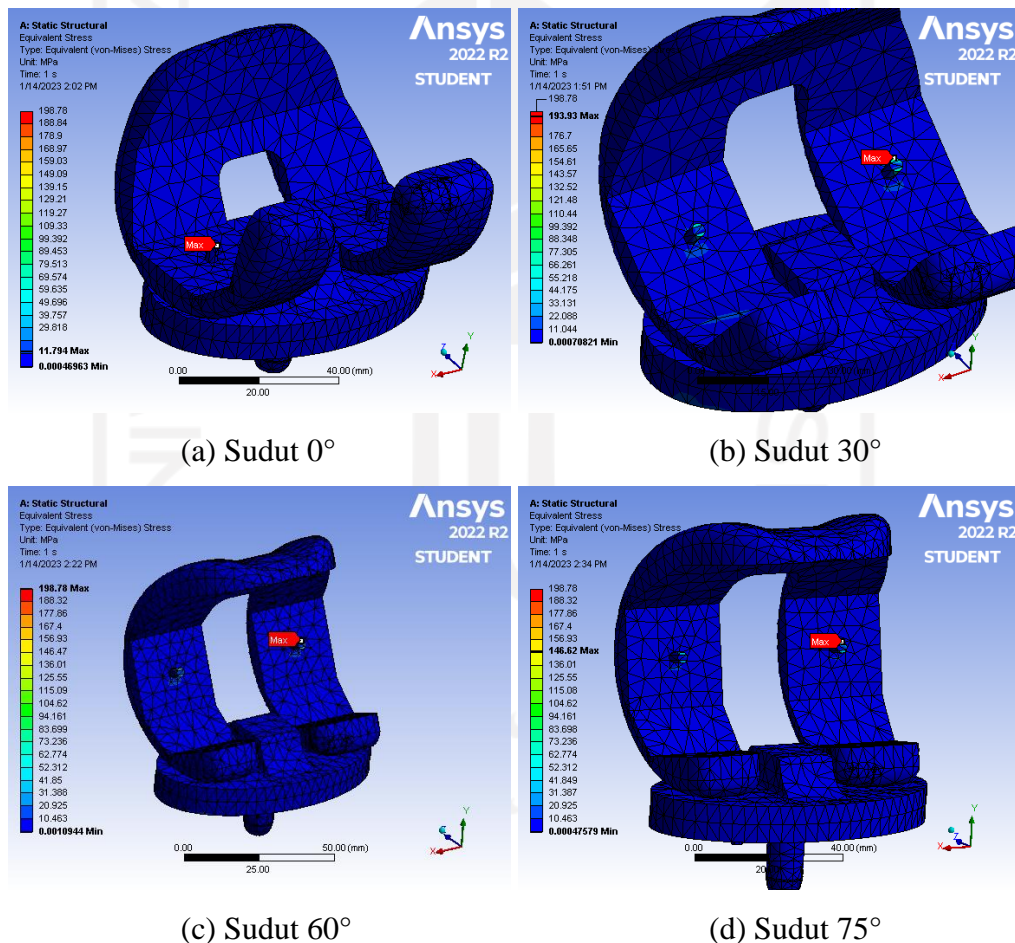
Gambar 4-10 Tekanan kontak pada beban 70 kg

4.3.3 Analisis pada Beban 80 kg

Pada hasil analisis beban 80 kg dengan sudut 0° , 30° , 60° , dan 75° , didapatkan nilai-nilai maksimum pada tegangan von mises, deformasi, dan tekanan kontak seperti pada tabel-tabel berikut.

Tabel 4-7 Hasil tegangan von mises beban 80 kg

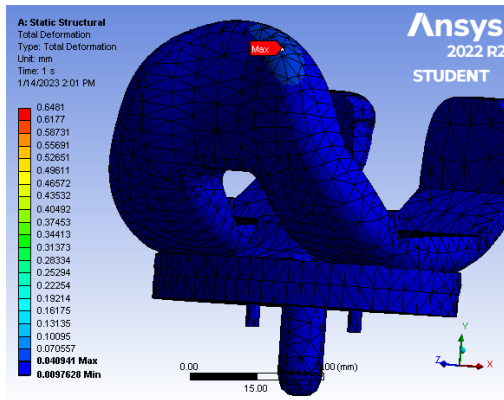
Sudut	Tegangan Von Mises (MPa)
0°	11.794
30°	193.929
60°	198.783
75°	146.621



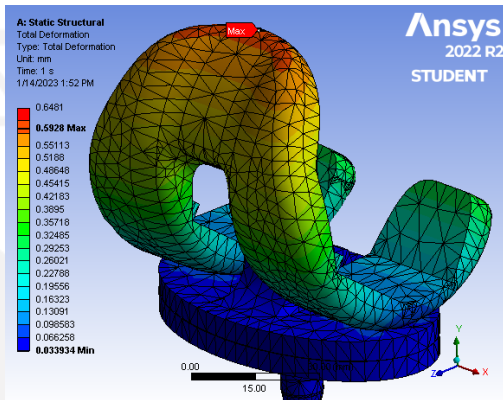
Gambar 4-11 Tegangan von mises beban 80 kg

Tabel 4-8 Hasil deformsai beban 80 kg

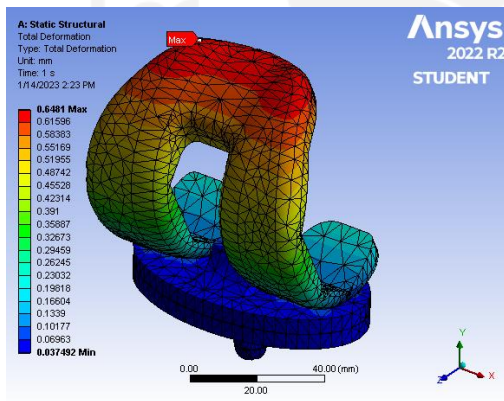
Sudut	Deformasi (mm)
0°	0.041
30°	0.593
60°	0.648
75°	0.474



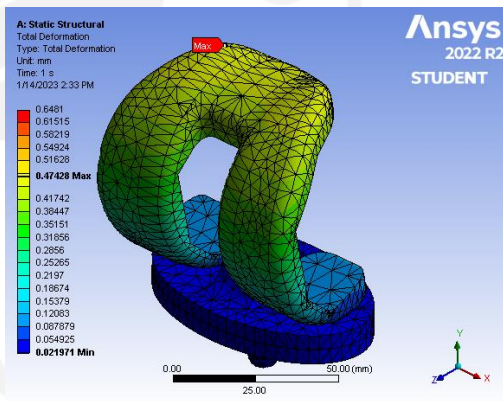
(a) Sudut 0°



(b) Sudut 30°



(c) Sudut 60°

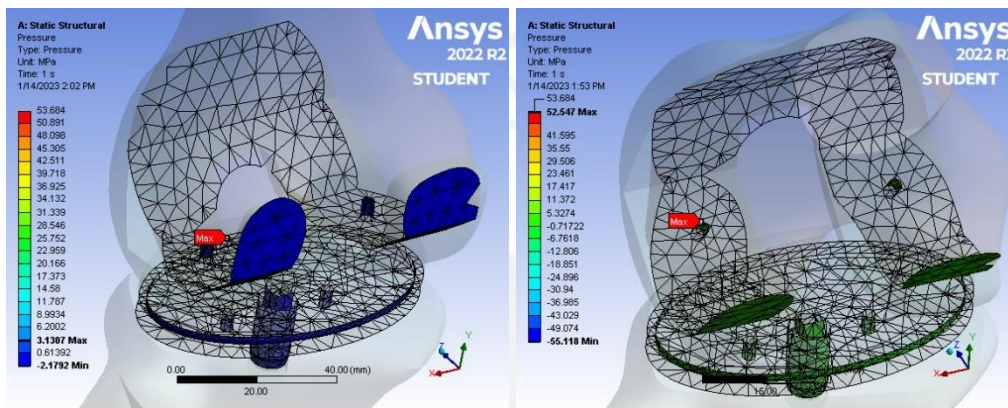


(d) Sudut 75°

Gambar 4-12 Deformasi pada beban 80 kg

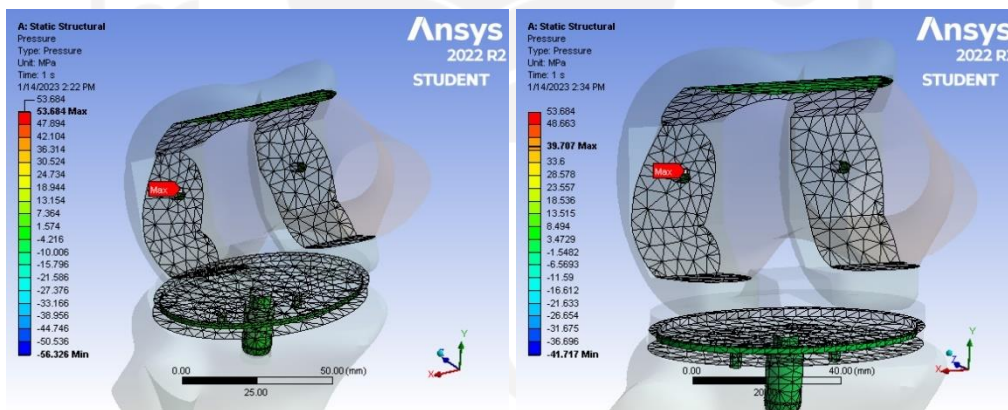
Tabel 4-9 Hasil tekanan kontak beban 80 kg

Sudut	Tekanan Kontak (MPa)
0°	3.131
30°	52.547
60°	53.684
75°	39.707



(a) Sudut 0°

(b) Sudut 30°



(c) Sudut 60°

(d) Sudut 75°

Gambar 4-13 Tekanan kontak pada 80 kg

4.4 Hasil Perancangan

Perancangan yang dilakukan pada penelitian ini adalah perancangan alat peraga tulang lutut dan sendi lutut prostetik. Dengan memanfaatkan alat peraga ini dapat digunakan untuk simulasi proses operasi *Total Knee Replacement* (TKR) dan proses pemasangan sendi lutut prostetik pada tulang lutut. Hasil dari 3D print filamen PLA dapat dilihat pada gambar 4-41, 4-42, dan 4-43 berikut.



Gambar 4-14 Hasil 3D print tulang lutut



Gambar 4-15 Hasil 3D print potongan tulang lutut



Gambar 4-16 Hasil 3D print sendi lutut prostetik

4.5 Analisis dan Pembahasan

4.5.1 Simulasi FEA

Dengan melakukan analisis menggunakan metode elemen hingga (*Finite Element Analysis*) pada desain sendi lutut prostetik menggunakan perangkat lunak *Ansys Student* dengan mesh 3,5 mm pada 4 macam sudut dan 3 macam beban, didapatkan hasil tegangan von mise, deformasi, dan tekanan kontak yang berbeda-beda. Dengan ini dapat mengetahui masing-masing nilai yang dihasilkan saat diberi beban pada masing-masing sudut dan beban.

Berdasarkan hasil pengujian pembebanan yang sudah dilakukan pada sendi lutut prostetik, dapat dilihat pada tabel 4-5 berikut:

Tabel 4-10 Hasil Pengujian

Sudut	Massa (kg)	Force (N)	Tegangan Von Mises (MPa)	Deformasi (mm)	Tekanan kontak (MPa)
0°	60	588	8.846	0.031	2.348
	70	686	10.320	0.036	2.739
	80	784	11.794	0.041	3.131
30°	60	509.22	145.446	0.445	39.410
	70	594.09	169.688	0.519	45.978
	80	678.96	193.929	0.593	52.547
60°	60	294	149.087	0.486	40.263
	70	343	173.935	0.567	46.973
	80	392	198.783	0.648	53.684
75°	60	152.19	109.971	0.356	29.781
	70	177.55	128.296	0.415	34.744
	80	202.91	146.621	0.474	39.707
Max			198.783	0.648	53.684

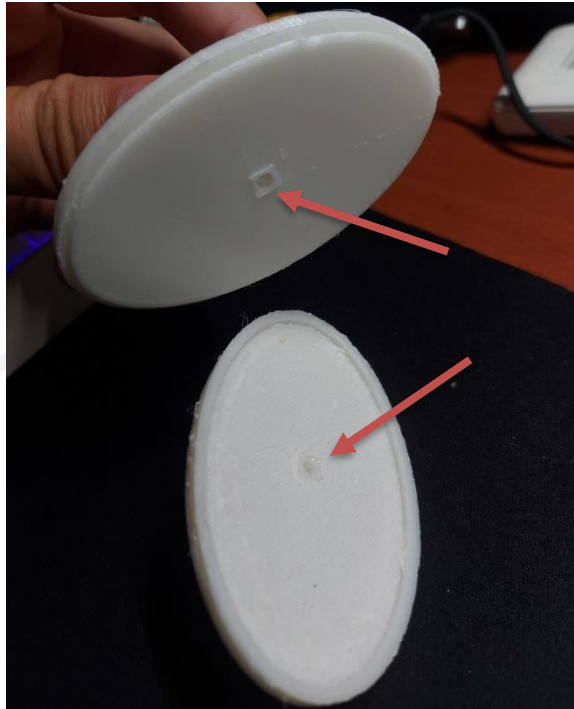
Dapat dilihat bahwa tegangan maksimum, deformasi maksimum, dan tekanan kontak maksimum terjadi pada sudut 60° dengan beban 80kg atau 392 N. Tegangan maksimum yang terjadi yaitu 198,783 MPa, untuk deformasi maksimum yaitu 0,648 mm, dan tekanan kontak maksimum yaitu 53,684. Maka, nilai-nilai tersebut dijadikan acuan untuk nilai maksimum *color scheme* pada *Ansys*. Jika dilihat pada *color scheme*, dengan ini dapat disimpulkan bahwa pada hasil tegangan von mises untuk model sendi lutut prostetik masih aman untuk digunakan hingga pada beban

80 kg karena masih jauh dari nilai *yield strength*. Selanjutnya pada hasil deformasi, deformasi terbesar terjadi pada sendi lutut prostetik bagian depan femur. Untuk hasil tekanan kontak paling besar terjadi saat tulang femur dan sendi lutut prostetik bagian femur melakukan kontak. Berdasarkan nilai maksimum dari deformasi dan tekanan kontak, dapat dijadikan acuan untuk melakukan optimasi pada desain sendi lutut prostetik, sehingga dapat mengurangi nilai deformasi dan tekanan kontak.

Dengan hasil yang didapatkan, dapat disimpulkan bahwa model sendi lutut prostetik cocok untuk penderita PTA yang berawal dari cedera ACL. Dimana dengan menggunakan sendi lutut prostetik jenis *Posterior-stabilized* memiliki keunggulan seperti kestabilan ligamen, lebih baik dan menghindari ketidakcocokan sendi prostetik dengan PCL.

4.5.2 Alat Peraga

Alat peraga yang dibuat dari hasil proses 3D print dengan filament PLA+ berhasil dilakukan berdasarkan kriteria produk yang sudah ditentukan. Tetapi, dalam proses mendapatkan hasil yang maksimal atau hasil yang sesuai dengan kriteria produk, perlu dilakukan beberapa kali percobaan percetakan produk alat peraga. Pada percobaan pertama, menggunakan *infill* 15%, hasil produk mengalami patah pada bagian tertentu, dan proses *assembly* sulit karena ukuran diameter hasil produk dengan desain pada *SOLIDWORKS* sedikit berbeda, sehingga saat dicoba untuk di *assembly* tidak bisa masuk pas dengan lubang yang sudah dibuat. Hasil dari percobaan pertama dapat dilihat pada gambar 4-44 dan 4-45 berikut.



Gambar 4-17 Hasil percobaan pertama terdapat bagian patah



Gambar 4-18 Hasil percobaan pertama tidak bisa *assembly*

Pada percobaan kedua, dengan meningkatkan *infill* menjadi 20%, hasil produk lebih baik karena lebih kuat sehingga tidak mudah patah, dan ukuran diameter lubang untuk *assembly* sudah ditambah sebesar 1,5 mm, sehingga produk dapat dilakukan *assembly* dengan maksimal dan dapat digunakan sebagai alat peraga. Hasil dari *assembly* percobaan kedua dapat dilihat pada gambar 4-46.



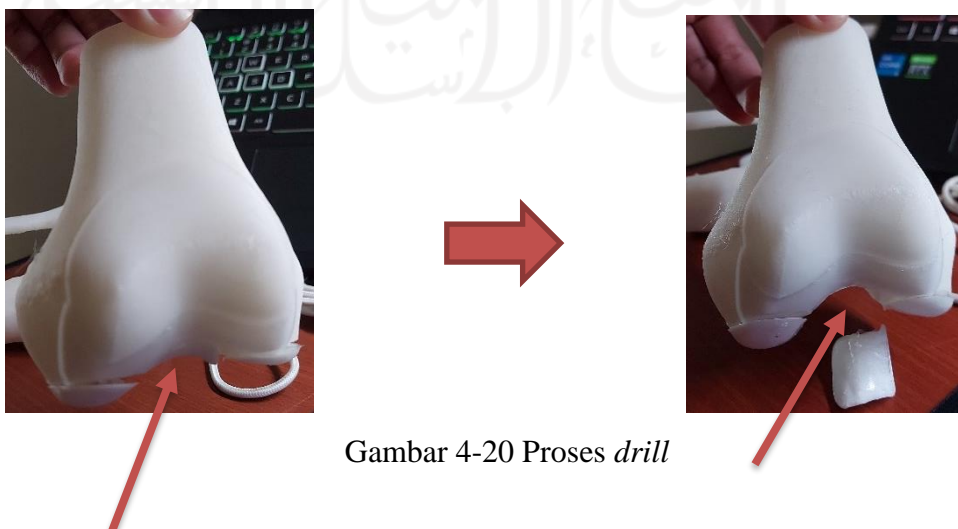
Gambar 4-19 Hasil *assembly Total Knee Replacement*

Selanjutnya, penulis juga melakukan print pada sisa-sisa potongan tulang pada operasi untuk digunakan sebagai simulasi prosedur operasi TKR dari awal pemotongan dengan cara menempelkan pada tulang. Prosedur operasi TKR dapat dilihat di 4.5.2.1. Prosedur yang akan dilakukan sesuai dengan prosedur yang dijelaskan pada buku *Total Knee Replacement* oleh W. Norman Scott dan Arlen D. Hanssen [43].

4.5.2.1 Prosedur Operasi *Total Knee Replacement* (TKR)

1. Proses *Drill* atau Pengeboran

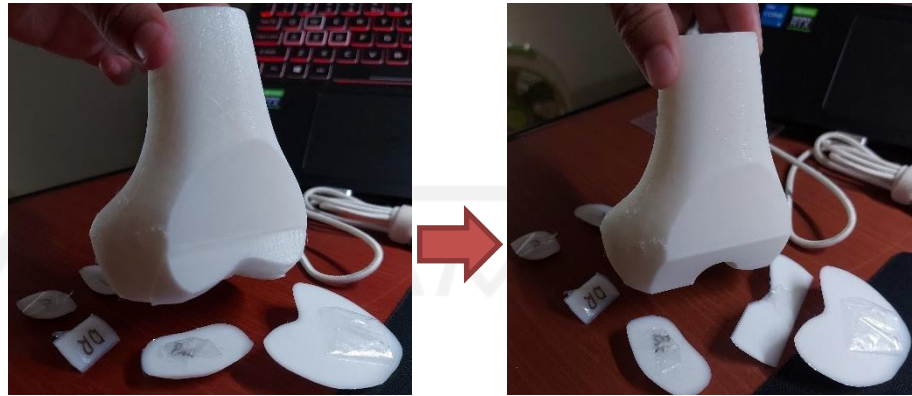
Proses ini memotong bagian tengah pada tulang femur pada letak dari PCL dengan cara mengebor.



Gambar 4-20 Proses *drill*

2. Pemotongan Bagian Femur

Pemotongan femur pada bagian depan, belakang, bawah, dan arah diagonal depan dan belakang.



Gambar 4-21 pemotongan bagian femur

3. Pemotongan Bagian Tibia

Proses ini memotong bagian atas tibia.



Gambar 4-22 pemotongan bagian tibia

4. Pembuatan Lubang pada Tulang Femur dan Tibia

Proses ini dilakukan untuk pemasangan sendi lutut prostetik.



Gambar 4-23 Pembuatan lubang pada tulang femur dan tibia

5. Pemasangan *Femoral Component*

Pemasangan *femoral component* dipaskan sesuai dengan lubang.



Gambar 4-24 Pemasangan *femoral component*

6. Pemasangan *Tibial Component*

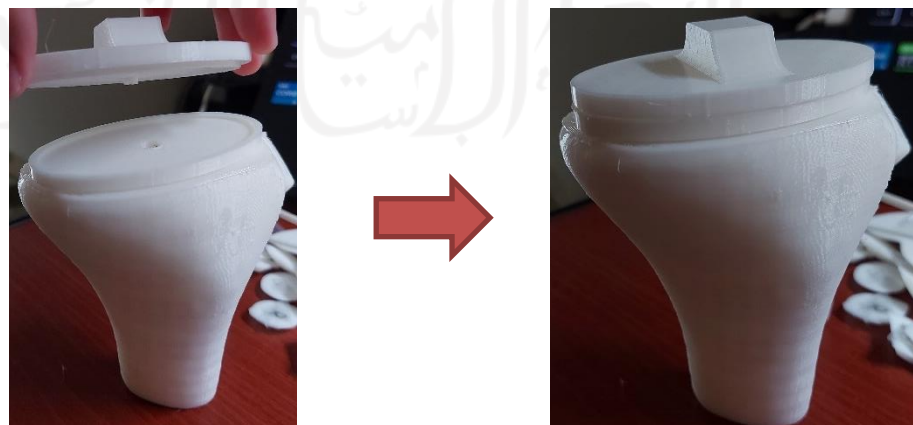
Pemasangan *tibial component* dipaskan sesuai dengan lubang.



Gambar 4-25 pemasangan *tibial component*

7. Pemasangan *Tibial Insert*

Tibial insert dimasukkan pada lubang *tibial component*.



Gambar 4-26 pemasangan *tibial insert*

8. Hasil Prosedur Operasi TKR

Hasil akhir prosedur operasi TKR berupa tulang lutut dan sendi lutut prostetik di *assembly*.



Gambar 4-27 Hasil akhir prosedur operasi TKR

BAB 5

PENUTUP

5.1 Kesimpulan

Berdasarkan pada penelitian yang telah dilakukan, maka dapat diambil beberapa kesimpulan sebagai berikut:

1. Rekonstruksi tulang lutut menggunakan berbagai macam perangkat lunak berhasil dilakukan dengan hasil yang cukup menyerupai bentuk CT-Scan atau bentuk tulang asli.
2. Dari simulasi analisis elemen hingga yang telah dilakukan, didapatkan bahwa tegangan von mises maksimum, deformasi maksimum, dan tekanan kontak maksimum terjadi pada sudut 60° dengan beban 80 kg, yaitu 198,783 MPa, 0,648 mm, dan 53,648 MPa.
3. Hasil 3D print alat peraga tulang dan sendi lutut prostetik sesuai dengan model 3D pada perangkat lunak dan dapat digunakan untuk simulasi operasi *Total Knee Replacement* (TKR).

5.2 Saran atau Penelitian Selanjutnya

Terdapat beberapa saran yang disampaikan penulis untuk penelitian selanjutnya adalah sebagai berikut:

1. Pada simulasi *Finite Element Analysis* (FEA) menggunakan variasi variabel teori kegagalan, variasi sudut, dan variasi beban supaya hasil analisis dapat lebih teliti dan lebih tepat.
2. Pada perancangan alat peraga selanjutnya menggunakan material yang lebih realistis atau material yang mendekati dengan struktur tulang asli dan struktur sendi lutut prostetik, sehingga dapat digunakan lebih baik untuk materi pembelajaran operasi *Total Knee Replacement* pada bidang medis.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] A. Fauzi and A. Maruli TL, "Total Knee Arthroplasty pada Rheumatoid Arthritis Total Knee Arthroplasty in Rheumatoid Arthritis," *Jurnal Kedokteran Brawijaya*, vol. 29, no. 2, pp. 179–184, 2016, [Online]. Available: <http://jkb.ub.ac.id/index.php/jkb/article/view/1388>
- [2] L. Punzi *et al.*, "Post-traumatic arthritis: overview on pathogenic mechanisms and role of inflammation," *RMD Open*, vol. 2, p. 279, 2016, doi: 10.1136/rmdopen-2016.
- [3] A. S. Ranawat and C. S. Ranawat, "The History of Total Knee Arthroplasty," in *The Knee Joint*, vol. 63, Paris: Springer Paris, 2012, pp. 699–707. doi: 10.1007/978-2-287-99353-4_63.
- [4] U. A. Salim and F. Rizky, "Pemodelan CAD 3D Tulang Femur dari data CT Scan," *Journal of Mechanical Design and Testing*, vol. 1, no. 1, pp. 67–72, 2019, doi: 10.22146/jmdt.v1i1.46801.
- [5] Y. Sandeep Kumar, R. Rao Kvs, S. R. Yalamalle, S. M. Venugopal, and S. Krishna, "Applications of 3 D printing in TKR Pre surgical planning for Design Optimization-A Case Study," 2018. [Online]. Available: www.sciencedirect.comwww.materialstoday.com/proceedings
- [6] V. Jagota, A. Preet, S. Sethi, and K. Kumar, "Finite Element Method: An Overview," 2013. [Online]. Available: <http://wjst.wu.ac.th>
- [7] M. Rahmi and D. Canra, "ANALISIS KEKUATAN BALL VALVE AKIBAT TEKANAN FLUIDA MENGGUNAKAN FINITE ELEMENT ANALYSIS," *Jurnal Teknologi Terapan /*, vol. 4, no. 2, 2018.
- [8] A. Hiranda, H. Nora, S. Fonna, and S. Huzni, "STUDI PENGARUH ELEMENT SIZE PADA ANALISIS ELEMEN HINGGA TERHADAP DISTRIBUSI TEGANGAN PADA KASUS FRAKTUR TULANG TIBIA," *INOVASI PRODUK PENELITIAN PENGABDIAN MASYARAKAT & TANTANGAN ERA REVOLUSI INDUSTRI 4.0*, vol. 2, no. 1, pp. 252–257, 2019.

- [9] H. Bougherara, Z. Mahboob, M. Miric mmiric, and M. Youssef, "Finite Element Investigation of Hybrid and Conventional Knee Implants," *International Journal of Engineering*, vol. 3, no. 3, pp. 257–266, 2009.
- [10] D. D. Dunlop, L. M. Manheim, E. H. Yelin, J. Song, and R. W. Chang, "The Costs of Arthritis," *Arthritis Care and Research*, vol. 49, no. 1. John Wiley and Sons Inc., pp. 101–113, Feb. 15, 2003. doi: 10.1002/art.10913.
- [11] M. Harth and W. R. Nielson, "Pain and Affective Distress in Arthritis: Eelationship to Immunity and Inflammation," *Expert Review of Clinical Immunology*, vol. 15, no. 5. Taylor and Francis Ltd, pp. 541–552, May 04, 2019. doi: 10.1080/1744666X.2019.1573675.
- [12] S. A. Olson and F. Guilak, "Arthritis that develops after joint injury: Is it post-traumatic arthritis or post-traumatic osteoarthritis?," in *Post-Traumatic Arthritis: Pathogenesis, Diagnosis and Management*, Springer US, 2015, pp. 3–6. doi: 10.1007/978-1-4899-7606-2_1.
- [13] J. A. Buckwalter and D. T. Felson, "Post-Traumatic Arthritis: Definitions and Burden of Disease," in *Post-Traumatic Arthritis: Pathogenesis, Diagnosis and Management*, 2015, pp. 3–26.
- [14] A. Bala, C. T. Penrose, T. M. Seyler, R. C. Mather, S. S. Wellman, and M. P. Bolognesi, "Outcomes after Total Knee Arthroplasty for post-traumatic arthritis," *Knee*, vol. 22, no. 6, pp. 630–639, Dec. 2015, doi: 10.1016/j.knee.2015.10.004.
- [15] B. A. Kornah *et al.*, "Managing of post-traumatic knee arthritis by total knee arthroplasty: Case series of 15 patients and literature review," *J Orthop Surg Res*, vol. 14, no. 1, May 2019, doi: 10.1186/s13018-019-1180-3.
- [16] L. J. Wang, N. Zeng, Z. P. Yan, J. T. Li, and G. X. Ni, "Post-traumatic osteoarthritis following ACL injury," *Arthritis Research and Therapy*, vol. 22, no. 1. BioMed Central Ltd., Mar. 24, 2020. doi: 10.1186/s13075-020-02156-5.
- [17] H. Saleh, S. Yu, J. Vigdorich, and R. Schwarzkopf, "Total knee arthroplasty for treatment of post-traumatic arthritis: Systematic review," *World J Orthop*, vol. 7, no. 9, pp. 584–591, Sep. 2016, doi: 10.5312/wjo.v7.i9.584.

- [18] S. T. Skou *et al.*, “A Randomized, Controlled Trial of Total Knee Replacement,” *New England Journal of Medicine*, vol. 373, no. 17, pp. 1597–1606, Oct. 2015, doi: 10.1056/nejmoa1505467.
- [19] P. R. Patel and O. de Jesus, *CT Scan*. 2022. Accessed: Jan. 12, 2023. [Online]. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16575342>
- [20] M. Notosiswoyo and S. Suswati, “Magnetic Resonance Imaging (MRI),” *Media Litbang Kesehatan*, vol. 14, no. 3, pp. 8–13, 2004.
- [21] E. D. Martadiani, “PENCITRAAN PADA OSTEOARTRITIS LUTUT ELYSANTI DWI MARTADIANI,” Denpasar, Oct. 2015.
- [22] D. Handayani and U. Ningsih, “Computer Aided Design / Computer Aided Manufactur [CAD/CAM],” *Jurnal Teknologi Informasi DINAMIK*, vol. X, no. 3, pp. 143–149, 2005.
- [23] R. S. Khurmi and J. K. Gupta, *A Textbook of Machine Design*. Ram Nagar: Eurasia Publishing House (PVT), 2005. Accessed: Jan. 14, 2023. [Online]. Available: https://books.google.co.id/books?hl=en&lr=&id=6FZ9UvDgBoMC&oi=fnd&pg=IA5&dq=R.+S.+Khurmi+dan+J.+K.+Gupta,+A+Textbook+of+Machine+Design.+New+Delhi:+Eurasia+Publishing+House,+2005.&ots=Fqvx iMMtVZ&sig=bWjeRgXHUA1m6Z9DFm6I4pqwsvY&redir_esc=y#v=onepage&q=deformation&f=false
- [24] H. Nurdin, Ambiyar, and Waskito, *PERENCANAAN ELEMEN MESIN (Elemen Sambungan dan Penumpu)*, vol. 1. Padang: UNP Press, 2020.
- [25] M. Paloboran and M. Yahya, *MEKANIKA BAHAN TEKNIK MESIN*. Surabaya: SCOPINDO MEDIA PUSTAKA, 2021.
- [26] H. D. Young and R. A. Freedman, *Fisika Universitas Jilid 1 Edisi 10*, 10th ed., vol. 1. Jakarta: Erlangga, 2000.
- [27] P. M. Kurowski, *Finite Element Analysis for Design Engineers, Second Edition*, vol. 1. Warrendale, PA: SAE International, 2016. doi: 10.4271/R-449.
- [28] Y. Liu and G. Glass, “Effects of mesh density on finite element analysis,” in *SAE Technical Papers*, 2013, vol. 2. doi: 10.4271/2013-01-1375.

- [29] D. D. D’Lima, B. J. Fregly, S. Patil, N. Steklov, and C. W. Colwell, “Knee joint forces: Prediction, measurement, and significance,” in *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, Feb. 2012, vol. 226, no. 2, pp. 95–102. doi: 10.1177/0954411911433372.
- [30] R. G. Budynas and J. K. Nisbett, “Shigley’s Mechanical Engineering Design,” Tenth Edition., New York: McGraw-Hill Education, 2015.
- [31] L. C. Brezeanu, “Contact Stresses: Analysis by Finite Element Method (FEM),” *Procedia Technology*, vol. 12, pp. 401–410, 2014, doi: 10.1016/j.protcy.2013.12.506.
- [32] K. L. Johnson, *Contact Mechanics*. Cambridge University Press, 1985. doi: 10.1017/CBO9781139171731.
- [33] E. Didik and J. Mardjuki, “ANALISA PENGARUH DEFORMASI PLASTIS TERHADAP STRUKTUR MIKRO DAN KEKERASAN PADA BAJA ST 42,” 2015.
- [34] S. R. Schmid, B. J. Hamrock, and Bo. O. Jacobson, *Fundamentals of Machine Elements: SI Version*, Third Edition. United Kingdom: Taylor & Francis, 2014. Accessed: Jan. 30, 2023. [Online]. Available: https://www.google.co.id/books/edition/Fundamentals_of_Machine_Elements_Third_E/Ie7MAwAAQBAJ?hl=en&gbpv=0
- [35] S. Samadhiya, A. Yadav, and B. R. Rawal, “Biomechanical Analysis of Different Knee Prosthesis Biomaterials Using Fem,” *IOSR Journal of Mechanical and Civil Engineering (IOSR-JMCE)*, vol. 11, no. 3, pp. 120–128, 2014, [Online]. Available: www.iosrjournals.org
- [36] M. Ogawa, Y. Tohma, H. Ohgushi, Y. Takakura, and Y. Tanaka, “Early fixation of cobalt-chromium based alloy surgical implants to bone using a tissue-engineering approach,” *Int J Mol Sci*, vol. 13, no. 5, pp. 5528–5541, May 2012, doi: 10.3390/ijms13055528.
- [37] M. J. Kasser, “Regulation of UHMWPE biomaterials in total hip arthroplasty,” in *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials*, Apr. 2013, vol. 101 B, no. 3, pp. 400–406. doi: 10.1002/jbm.b.32809.

- [38] A. van Wijk and I. van Wijk, *3D printing with biomaterials : towards a sustainable and circular economy*. IOS press, 2015.
- [39] “Tulang Lutut DICOM.” <https://www.embodi3d.com/files/file/56692-knee/> (accessed Mar. 22, 2022).
- [40] P. Tzanetis, M. A. Marra, R. Fluit, B. Koopman, and N. Verdonschot, “Biomechanical consequences of tibial insert thickness after total knee arthroplasty: A musculoskeletal simulation study,” *Applied Sciences (Switzerland)*, vol. 11, no. 5, Mar. 2021, doi: 10.3390/app11052423.
- [41] K. Kumar and M. L. Aggarwal, “Computer aided FEA simulation of EN45A parabolic leaf spring,” *International Journal of Industrial Engineering Computations*, vol. 4, no. 2, pp. 297–304, 2013, doi: 10.5267/j.ijiec.2013.01.005.
- [42] M. K. Thompson and J. M. Thompson, “ANSYS Mechanical APDL for Finite Element Analysis,” in *ANSYS Mechanical APDL for Finite Element Analysis*, Elsevier, 2017, pp. 253–273. doi: 10.1016/B978-0-12-812981-4.00008-3.
- [43] W. N. Scott and A. D. Hanssen, *Total Knee Replacement*. United Kingdom: Saunders/Elsevier, 2009. Accessed: Jan. 30, 2023. [Online]. Available: https://www.google.co.id/books/edition/Total_Knee_Replacement/qswSGLPGfk4C?hl=en&gbpv=0