

**PERANCANGAN DAN ANALISIS METODE ELEMEN
HINGGA PADA DESAIN *TOTAL KNEE REPLACEMENT*
BERDASARKAN MRI / CT – SCAN TULANG LUTUT UNTUK
PENDERITA OSTEOARTHRITIS**

TUGAS AKHIR

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



Disusun Oleh:

Nama : ABIYYU WIBISONO

No. Mahasiswa : 18525120

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

2023

LEMBAR PENGESAHAN DOSEN PEMBIMBING

**PERANCANGAN DAN ANALISIS METODE ELEMEN
HINGGA PADA DESAIN *TOTAL KNEE REPLACEMENT*
BERDASARKAN MRI / CT – SCAN TULANG LUTUT UNTUK
PENDERITA OSTEOARTHRITIS**

TUGAS AKHIR

Disusun Oleh:

Nama : ABIYYU WIBISONO

No. Mahasiswa : 18525120

Yogyakarta, 15 Maret 2023

Pembimbing I,



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

Pembimbing II,



Ir. Arif Budi Wicaksono, S.T., M.Eng., IPP

LEMBAR PENGESAHAN DOSEN PENGUJI

**PERANCANGAN DAN ANALISIS METODE ELEMEN
HINGGA PADA DESAIN *TOTAL KNEE REPLACEMENT*
BERDASARKAN MRI / CT – SCAN TULANG LUTUT UNTUK
PENDERITA OSTEOARTHRITIS**

TUGAS AKHIR

Disusun Oleh:

Nama : ABIYU WIBISONO

No. Mahasiswa : 18525120

Tim Penguji

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

Ketua



Tanggal : 6/4/23

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

Anggota I



Tanggal : 5/4/23

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

Anggota II



Tanggal : 28/3/23

Mengetahui

Ketua Jurusan Teknik Mesin



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

PERNYATAAN KEASLIAN

Bismillahirrahmanirrahim, dengan ini saya menyatakan bahwa penulisan ini merupakan hasil penulisan saya sendiri, kecuali teori – teori dan metode – metode yang digunakan dan telah disebutkan sumbernya serta ditulis dengan jelas pada daftar pustaka. Jika di lain hari terdapat bukti yang menyatakan ketidakbenaran atas pernyataan saya, maka saya bersedia menerima konsekuensi dan menerima sanksi sesuai dengan hukum yang berlaku di Universitas Islam Indonesia.

Yogyakarta, 15 Maret 2023



Abiyyu Wibisono

HALAMAN PERSEMBAHAN

Alhamdulillah hirobbil 'alamin. Dengan rasa syukur yang mendalam, telah selesainya Tugas Akhir ini dan tulisan ini penulis persembahkan kepada:

Bapak Ari Wibisono dan Ibu Dyah Sulistyorini sebagai kedua orang tua penulis yang selalu mendoakan dan memberikan dukungan kepada penulis sehingga penulis dapat menyelesaikan Tugas Akhir ini.

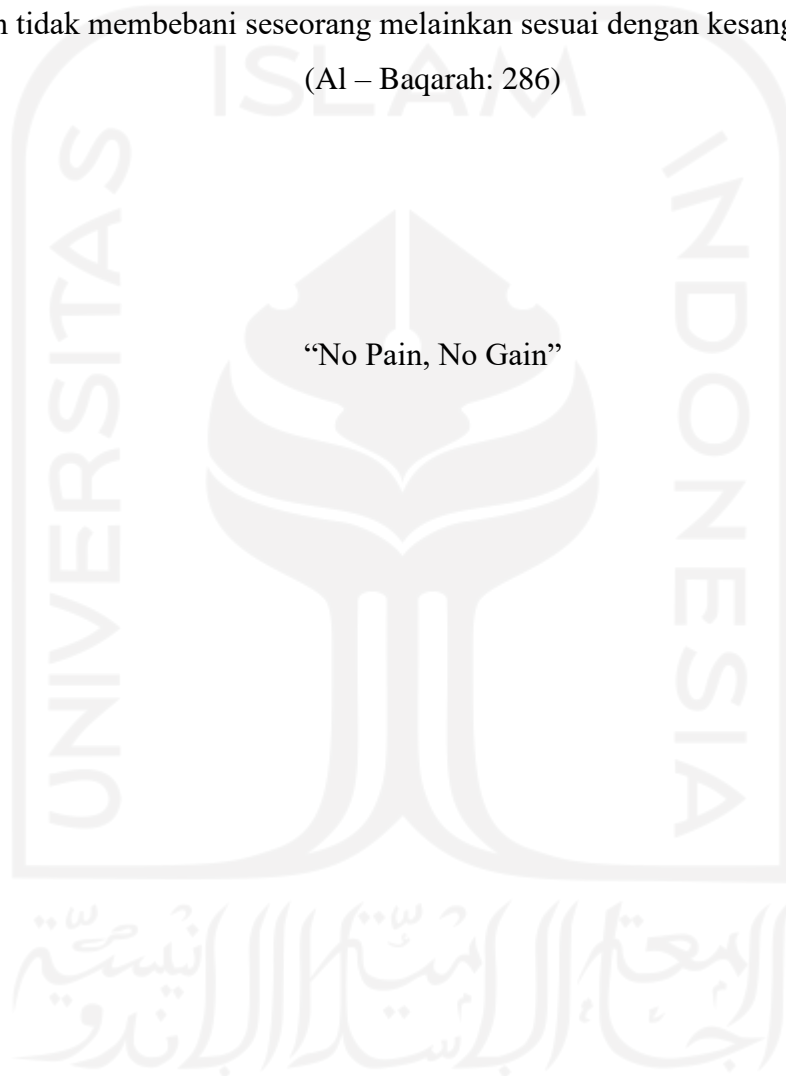
Bapak Irfan Aditya Dharma S.T., M.Eng., Ph.D. dan Bapak Ir. Arif Budi Wicaksono, S.T., M.Eng., IPP selaku dosen pembimbing selama mengerjakan Tugas Akhir yang telah membimbing serta memberi ilmunya kepada penulis.

Teman-teman dari program studi Teknik Mesin Fakultas Teknologi Industri Universitas Islam Indonesia dan teman-teman lainnya yang telah banyak memberikan semangat, dan masukan dalam pengerjaan Tugas Akhir ini.

HALAMAN MOTTO

“Allah tidak membebani seseorang melainkan sesuai dengan kesanggupannya.”

(Al – Baqarah: 286)



KATA PENGANTAR

Alhamdulillah rabbil 'alamin, puji syukur atas kehadiran Allah SWT yang telah melimpahkan rahmat dan hidayah – Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan tugas akhir yang berjudul “PERANCANGAN DAN ANALISIS METODE ELEMEN HINGGA PADA DESAIN *TOTAL KNEE REPLACEMENT* BERDASARKAN MRI / CT – SCAN TULANG LUTUT UNTUK PENDERITA OSTEoarthritis” dengan lancar.

Tugas Akhir ini merupakan salah satu syarat mendapatkan gelar Sarjana Teknik pada Program Studi Teknik Mesin Universitas Islam Indonesia. Penyusunan Tugas Akhir ini dibantu dengan doa dan dukungan dari berbagai pihak. Oleh karena itu, di kesempatan ini penulis ingin memberikan ucapan terima kasih kepada:

1. Allah SWT yang telah mencurahkan rahmat dan hidayah-Nya, sehingga penulis dapat menjalankan dan menyelesaikan Tugas Akhir ini.
2. Kedua Orang Tua serta Saudari tercinta, Bapak Ari Wibisono, Ibu Dyah Sulistyorini, dan Athaya Surti Wibisono yang selalu memberikan dukungan dan doa kepada penulis sehingga dapat berjalan dengan baik.
3. Bapak Dr. Ir. Muhammad Khafidh, S.T., M.T., IPP, selaku Ketua Program Studi Teknik Mesin, Fakultas Teknologi Industri, Universitas Islam Indonesia.
4. Bapak Irfan Aditya Dharma S.T., M.Eng., Ph.D. dan Ir. Arif Budi Wicaksono, S.T., M.Eng., IPP selaku Dosen Pembimbing Tugas Akhir yang selalu memberikan bimbingan dan ilmu yang sangat bermanfaat kepada penulis selama pelaksanaan Tugas Akhir hingga selesai.
5. Seluruh Dosen dan Staf program studi Teknik Mesin Fakultas Teknologi Industri Universitas Islam Indonesia.
6. Tim Knee Joint tugas akhir, Abdul Aziz dan Fernandha yang telah banyak membantu penulis dalam menyelesaikan tugas akhir.
7. Rekan – rekan seperjuangan saya, Egii, Feri, Zadho, Shafly, Faris, Ilyas, Kemal, Riski, dan semua rekan Teknik Mesin UII yang telah memberikan dukungan serta pertolongan kepada penulis.

8. Semua pihak yang tidak dapat disebutkan namanya satu persatu namun sudah memberikan banyak bantuan

Dalam penulisan laporan tugas akhir ini penulis sadar masih jauh dari kata sempurna karena terdapat banyak kesalahan. Maka dari itu penulis sangat mengharapkan segala macam kritik dan saran yang membangun sebagai bahan evaluasi untuk penulisan laporan selanjutnya agar lebih baik lagi dan bermanfaat bagi pembaca serta penulis sendiri.

Yogyakarta, 15 Maret 2023



Abiyyu Wibisono

ABSTRAK

Osteoarthritis (OA) merupakan penyakit yang bersifat degeneratif yang berkaitan dengan kerusakan sendi kartilago. Penyakit ini menyebabkan rasa nyeri pada sendi dengan keterbatasan pada berbagai derajat fungsi dan tentunya dapat mengurangi kualitas hidup dari penderita OA. Terdapat banyak macam pengobatan bagi penderita OA namun bila sudah parah solusinya yaitu dengan menggunakan sendi prostetik yang biasa disebut *Total Knee Replacement (TKR)*. Operasi TKR memiliki kelebihan seperti dapat mengembalikan luas gerak sendi dan mengobati nyeri. Namun, terdapat kekurangan dari operasi ini seperti *malalignment*, dan kegagalan pada *implant* TKR. Pada penelitian ini, berfokus pada rekonstruksi tulang agar tidak terjadi *malalignment* dan membuat desain TKR berdasarkan MRI / *CT – Scan* tulang pasien, analisis dengan metode elemen hingga untuk memprediksi nilai tegangan von mises, total deformasi, dan tekanan kontak, dan perancangan alat peraga visual berupa 3-D *Printed model implant* TKR untuk keperluan tenaga medis. Analisis TKR akan menggunakan beban sebesar 3000 N dan diaplikasikan ketika lutut membentuk tiga macam sudut sehingga beban 3000 N tersebut menjadi tiga beban yang berbeda. Hasil dari simulasi dan analisis desain TKR merupakan prediksi nilai tegangan von mises, total deformasi, dan tekanan kontak dan tentunya memiliki hasil yang berbeda – beda serta hasil ini dibagi menjadi dua yaitu hasil analisis pada seluruh bagian TKR (*TKR full part*) dan TKR bagian *tibial insert* saja. Hasil yang didapat pada *TKR full part* yaitu nilai maksimal tegangan von mises dan total deformasi paling besar terdapat pada sudut 30 derajat dengan nilai 65,5 Mpa untuk tegangan von mises dan 1,6 mm untuk total deformasi. Sedangkan tekanan kontak terbesar terjadi pada sudut 0 derajat dengan nilai 43,1 Mpa. Pada analisis TKR bagian *tibial insert* didapatkan nilai maksimal tegangan von mises, total deformasi, dan tekanan kontak tertinggi disudut 0 derajat dengan nilai tegangan von mises 24,3 Mpa untuk tegangan von mises, kemudian total deformasi sebesar 0,2 mm, dan tekanan kontak sebesar 43,1 Mpa. 3-D *Printed model implant* TKR dari desain TKR yang sudah dibuat dapat memperlihatkan bagian tulang mana saja yang dipotong, dan bagaimana bila desain TKR dipasangkan pada tulang pasien berdasarkan hasil *CT – Scan* tadi. Harapan untuk

pembuatan *3-D Printed model implant* TKR ini nantinya dapat disimulasikan proses pemotongan tulangnya sesuai prosedur medis dan juga proses pemasangan TKR-nya.

Kata kunci: *CT – Scan, Total Knee Replacement, Finite Element Analysis.*



ABSTRACT

Osteoarthritis (OA) is a degenerative disease associated with joint cartilage damage. This disease causes pain in the joints with limitations in various degrees of function and can certainly reduce the quality of life of people with OA. There are many kinds of treatment for people with OA but when it is severe the solution is to use a prosthetic joint commonly called Total Knee Replacement (TKR). TKR surgery has advantages such as being able to restore the area of joint motion and treat pain. However, there are disadvantages of this operation such as malalignment, and failure of the TKR implant. In this study, focusing on bone reconstruction in order to avoid malalignment and make TKR design based on MRI / CT – Scan of the patient's bones, analysis by finite element method to predict the value of von mises stress, total deformation, and contact pressure, and the design of visual props in the form of 3-D Printed model implant TKR for medical personnel. TKR analysis will use a load of 3000 N and is applied when the knee forms three kinds of angles so that the 3000 N Load becomes three different loads. The result of simulation and analysis of TKR design is the prediction of von mises stress value, total deformation, and contact pressure and of course has different results and these results are divided into two, namely the results of analysis on all parts of TKR (TKR full part) and TKR tibial insert only. The results obtained in TKR full part is the maximum value of von mises stress and the largest total deformation at an angle of 30 degrees with a value of 65.5 Mpa for von mises stress and 1.6 mm for total deformation. While the greatest contact pressure occurs at an angle of 0 degrees with a value of 43.1 Mpa. In the analysis of TKR tibial insert obtained the maximum value of von mises stress, total deformation, and the highest contact pressure at an angle of 0 degrees with von mises stress value of 24.3 Mpa for von mises stress, then the total deformation of 0.2 mm, and contact pressure of 43.1 Mpa. The 3-D Printed model of the TKR implant from the TKR design that has been made can show which parts of the bone are cut, and what if the TKR design is attached to the patient's bone based on the CT – Scan results. The hope for making 3-D Printed model of TKR implant is that it can simulate the

process of cutting the bone according to medical procedures and also the installation process of TKR.

Keywords: Osteoarthritis, Joint Prosthetics, Total Knee Replacement, Finite Element Analysis, 3D Printing



DAFTAR ISI

JUDUL HALAMAN	i
LEMBAR PENGESAHAN DOSEN PEMBIMBING	ii
LEMBAR PENGESAHAN DOSEN PENGUJI	iii
PERNYATAAN KEASLIAN	iv
HALAMAN PERSEMBAHAN	v
HALAMAN MOTTO	vi
KATA PENGANTAR	vii
ABSTRAK	ix
ABSTRACT	xi
DAFTAR ISI	xiii
DAFTAR TABEL	xvi
DAFTAR GAMBAR	xvii
DAFTAR NOTASI	xx
Bab 1 PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah	4
1.3 Batasan Masalah	4
1.4 Tujuan Penelitian dan Perancangan	5
1.5 Manfaat Penelitian dan Perancangan	5
1.6 Sistematika Penulisan	5
Bab 2 TINJAUAN PUSTAKA	7
2.1 Kajian Pustaka	7
2.2 Dasar Teori	10
2.2.1 Osteoarthritis	10
2.2.2 <i>Total Knee Replacement (TKR) atau Total Knee Arthroplasty (TKA)</i> 12	
2.2.3 MRI / CT – <i>Scan</i>	16
2.2.4 Rekonstruksi <i>File Data MRI / CT – Scan</i>	17
2.2.5 <i>Computer Aided Design (CAD)</i>	19
2.2.6 Konsep Dasar Mekanika Struktur	19

2.2.7	<i>Finite Element Analysis (FEA)</i>	21
2.2.8	3D Print FDM.....	23
Bab 3	METODE PENELITIAN.....	25
3.1	Alur Penelitian	25
3.2	Kriteria Desain	28
3.2.1	Kriteria Desain 3D TKR.....	28
3.2.2	Kriteria Rekonstruksi TKR.....	28
3.3	Peralatan dan Bahan.....	28
3.4	Rekonstruksi Tulang Lutut	29
3.4.1	Proses Segmentasi Tulang Lutut	30
3.5	Proses Pembuatan Model Desain 3D Tulang Lutut dan <i>Implant</i> TKR..	30
3.5.1	Penghalusan Kontur Tulang Lutut.....	30
3.5.2	<i>Convert Mesh File to Solid Body File</i>	32
3.5.3	Desain <i>Implant Total Knee Replacement</i>	33
3.6	Proses Finite Element Analysis (FEA)	41
3.6.1	<i>Preprocessor</i>	41
3.6.2	<i>Solution</i>	49
3.6.3	<i>Postprocessor</i>	53
3.7	Proses Pembuatan 3-D <i>Printed Model Implant</i> TKR	55
Bab 4	HASIL DAN PEMBAHASAN.....	57
4.1	Hasil Rekonstruksi Tulang.....	57
4.2	Hasil Desain <i>Implant</i> TKR	57
4.2.1	Desain <i>Solid Body</i> Tulang Femur dan Tibia.....	57
4.2.2	Pemotongan Desain Tulang Femur dan Tibia	58
4.2.3	Desain <i>Implant</i> TKR.....	60
4.3	Analisis Pengujian <i>Implant</i> TKR.....	61
4.3.1	Analisis pada Sudut 0°	62
4.3.2	Analisis pada Sudut 30°	64
4.3.3	Analisis pada Sudut 60°	67
4.4	Analisis dan Pembahasan.....	69
4.4.1	Simulasi Finite Element Analysis	69
4.4.2	3-D <i>Printed Model Implant</i> TKR	70

Bab 5 PENUTUP.....	79
5.1 Kesimpulan	79
5.2 Saran atau Penelitian Selanjutnya.....	79
Daftar Pustaka	81



DAFTAR TABEL

Tabel 3- 1 Peralatan.....	29
Tabel 3- 2 Bahan.....	29
Tabel 3- 3 <i>Material Properties</i>	42
Tabel 3- 4 pembebanan pada TKR.....	47
Tabel 3- 5 Data analisis sudut 0°.....	50
Tabel 3- 6 <i>Mesh dependency</i> sudut 0°.....	51
Tabel 4- 1 Nilai Maksimum di sudut 0° pada Beban 3000 N.....	62
Tabel 4- 2 Nilai Maksimum di sudut 0° pada Beban 3000 N khusus pada bagian <i>tibial insert</i>	63
Tabel 4- 3 Nilai Maksimum di sudut 30° pada beban 2600 N.....	65
Tabel 4- 4 Nilai Maksimum di sudut 30° pada Beban 2600 N khusus pada bagian <i>tibial insert</i>	66
Tabel 4- 5 Nilai Maksimum di sudut 60° pada beban 1500 N.....	67
Tabel 4- 6 Nilai Maksimum di sudut 60° pada Beban 1500 N khusus pada bagian <i>tibial insert</i>	68
Tabel 4- 7 Hasil FEA yang ditunjukkan pada seluruh bagian <i>implant</i> TKR di tiap sudut.....	69
Tabel 4- 8 Hasil FEA yang ditunjukkan pada <i>implant</i> TKR khusus bagian <i>tibial insert</i> di tiap sudut.....	69

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2- 1 Tiga Desain <i>Total Knee Replacement</i>	8
Gambar 2- 2 Perbandingan lutut normal dan lutut terkena OA.....	11
Gambar 2- 3 Berbagai macam model TKR / TKA dan UKA: (a) <i>Fixed CR-TKR</i> ; (b) <i>Fixed PS TKR</i> ; (c) <i>Mobile-bearing TKR</i> ; (d) <i>Fixed UKA</i> ; (e) <i>Mobile-bearing UKA</i>	13
Gambar 2- 4 <i>Implant TKR</i> dengan menggunakan metal tibial baseplate (panah bayangan), sisipan polyethylene (kepala panah), metal bicondylar femoral (panah hitam).....	14
Gambar 2- 5 Pemotongan tulang konvensional.....	15
Gambar 2- 6 <i>Interface</i> ketika mengimport file DICOM ke 3D <i>Slicer</i>	18
Gambar 2- 7 Proses Segmentasi	18
Gambar 2- 8 <i>Computer Aided Design</i>	19
Gambar 2- 9 Mesin 3D Print Filament	24
Gambar 3- 1 Alur Penelitian.....	26
Gambar 3- 2 Alur <i>Finite Element Analysis</i>	27
Gambar 3- 3 Proses memasukkan <i>file MRI knee joint</i> pada 3D <i>Slicer</i>	30
Gambar 3- 4 Hasil <i>file STL</i> yang masih memiliki <i>noise</i> setelah di <i>export</i> dari 3D <i>Slicer</i>	31
Gambar 3- 5 Hasil <i>file STL</i> yang sudah dihaluskan konturnya dan dihilangkan <i>noise</i>	32
Gambar 3- 6 Proses mengurangi mesh pada <i>file STL</i>	33
Gambar 3- 7 Pemotongan pada tulang femur.....	35
Gambar 3- 8 Pemotongan pada tulang tibia	37
Gambar 3- 9 Pembuatan <i>implant</i> femur	38
Gambar 3- 10 Pembuatan <i>implant</i> bantalan tibia	39
Gambar 3- 11 Pembuatan <i>implant</i> tibia.....	40
Gambar 3- 12 Pendefinisian material pada <i>Ansys Students</i>	43
Gambar 3- 13 <i>Import geometry</i> model <i>assembly implant TKR</i>	43
Gambar 3- 14 Hasil <i>Meshing</i> pada ukuran 4 mm.....	44

Gambar 3- 15 Letak beban (permukaan berwarna merah) dan arah beban (panah merah) pada sudut 0°	45
Gambar 3- 16 <i>Fixed support</i> (permukaan berwarna biru).....	45
Gambar 3- 17 Ilustrasi arah pembebanan	46
Gambar 3- 18 Ilustrasi beban (w) pada bidang miring.....	46
Gambar 3- 19 Arah dan Area Pembebanan	48
Gambar 3- 20 Pengaturan tipe kontak	48
Gambar 3- 21 Metode <i>sparse solver</i>	49
Gambar 3- 22 <i>Mesh dependency</i> hasil tegangan von mises pada sudut 0°	51
Gambar 3- 23 <i>Mesh dependency</i> hasil total deformasi pada sudut 0°	52
Gambar 3- 24 <i>Mesh dependency</i> hasil tekanan kontak pada sudut 0°	52
Gambar 3- 25 <i>Geometry selection menu</i> pada <i>Ansys Students</i>	53
Gambar 3- 26 Pemilihan seluruh bagian <i>implant</i> TKR.....	54
Gambar 3- 27 Pemilihan bagian <i>tibial insert implant</i> TKR	54
Gambar 3- 28 Parameter <i>3D Print PLA</i>	55
Gambar 3- 29 Proses peletakan model pada perangkat lunak <i>Ultimaker Cura</i> ...	56
Gambar 4- 1 Hasil rekonstruksi tulang femur dan tibia	57
Gambar 4- 2 Desain <i>solid body</i>	58
Gambar 4- 3 Hasil pemotongan tulang femur dan tibia	59
Gambar 4- 4 Hasil desain sendi implant lutut	60
Gambar 4- 5 Pemodelan Geometri pada <i>Ansys Students</i>	61
Gambar 4- 6 Hasil Analisis sudut 0°	63
Gambar 4- 7 Analisis beban 3000 N pada <i>implant</i> TKR bagian <i>tibial insert</i>	64
Gambar 4- 8 Hasil Analisis sudut 30°	65
Gambar 4- 9 Analisis beban 2600 N pada <i>implant</i> TKR bagian <i>tibial insert</i>	66
Gambar 4- 10 Hasil Analisis sudut 60°	67
Gambar 4- 11 Analisis beban 1500 N pada <i>implant</i> TKR bagian <i>tibial insert</i>	68
Gambar 4- 12 Hasil <i>3D Print PLA</i>	71
Gambar 4- 13 Hasil <i>3D implant</i> TKR	71
Gambar 4- 14 Pemotongan tulang femur	72
Gambar 4- 15 Pemotongan tulang tibia.....	73
Gambar 4- 16 Pembuatan Lubang pada kedua tulang.....	74

Gambar 4- 17 Pemasangan TKR bagian Femur ke tulang femur.....75
Gambar 4- 18 Pemasangan *tibial insert* pada *tibial part*.....76
Gambar 4- 19 Pemasangan *tibial part* pada tulang tibia77
Gambar 4- 20 Hasil Simulasi Prosedur pemasangan *implant* TKR78



DAFTAR NOTASI

OA	= <i>Osteoarthritis</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>
CAE	= <i>Computer Aided Engineering</i>
SLDPRT	= <i>SolidWorks part</i>
NRRD	= <i>Nearly Raw Raster Data</i>
σ	= Tegangan normal (MPa)
F	= Gaya aksial (N)
A	= Luas penampang (mm^2)
ε	= Regangan
δ	= Perubahan panjang (mm)
L_0	= Panjang awal (mm)
Y	= Modulus Young (N/mm^2)
δ	= deformasi (mm)
P	= beban (N)
L	= panjang awal (mm)
A	= luas penampang (mm^2)
E	= modulus young (MPa)
P_o	= tekanan kontak maksimum (MPa)
F	= gaya (N)
a	= lebar permukaan bola yang kontak (mm)
E	= modulus young (Pa)
R	= jari-jari bola (mm)

BAB 1

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Osteoarthritis merupakan sebuah penyakit inflamasi yang ditandai dengan hilangnya sifat progresif dari sendi tulang rawan sehingga dapat menyebabkan rasa sakit dan kecacatan (Sinkov, 2003). Penyakit ini ditandai dengan adanya abrasi sendi rawan dan adanya pembentukan tulang baru yang bentuknya irregular pada permukaan sendi. Gejala nyeri yang dirasakan oleh penderita merupakan gejala utama bagi penderita Osteoarthritis. Penyakit ini merupakan penyakit yang paling banyak menyebabkan kecacatan pada lansia dan menduduki peringkat kelima kecacatan di negara maju dan peringkat kesembilan di negara berkembang (Winangun, 2019).

Osteoarthritis biasanya ditemukan pada sendi yang menopang tubuh, misalnya pada panggul, lutut, pergelangan kaki, adapun pada vertebra tetapi juga dapat mengenai bahu, dan jari - jari tangan. Namun, kasus Osteoarthritis yang sering dikeluhkan yaitu pada lutut (Arissa, 2013). Pada penderita Osteoarthritis lutut cenderung ditemukan pada pasien lanjut usia, hal ini dikarenakan proses metabolisme dan regenerasi lansia akan menurun seiring bertambahnya usia (Dragan Primorac, 2020). Oleh karena itu bisa dikatakan Osteoarthritis merupakan penyakit yang membatasi aktivitas pasien dan berakibat pada pengurangan kualitas hidup dari pasien tersebut.

Pasien Osteoarthritis datang dengan keluhan nyeri sendi. Pendekatan awal untuk meredakan rasa nyeri yaitu dengan menjalankan terapi non farmakologis seperti latihan fisik dan farmakologis seperti pemberian obat dari dokter. Namun, permasalahan dosis berlebih dapat terjadi akibat pemberian dosis anti inflamasi yang maksimum dikarenakan pasien Osteoarthritis merasakan nyeri (Ernst, 2003). Oleh karena itu dapat terjadi permasalahan saat terapi farmakologis pada penderita Osteoarthritis yang disebabkan oleh dosis yang berlebihan, dosis kurang, dan interaksi obat sehingga dapat menimbulkan efek samping yang tidak diharapkan dan bahkan dapat menyebabkan kematian. Tingkat kejadian interaksi obat pada

penderita Osteoarthritis juga dipengaruhi oleh faktor pemberian obat yang terlalu banyak dan adanya komplikasi dengan penyakit lain (Putnam, 2006). Untuk penderita OA pada lutut, sebuah jurnal *American College of Rheumatology* merekomendasikan untuk menjalankan terapi non farmakologis yang bersifat modalitas seperti aerobic, latihan ketahanan, dan intervensi psikososial (Hochberg, 2012).

Solusi lain yang dapat dilakukan bagi penderita osteoarthritis lutut apabila sudah terlalu parah (total) yaitu operasi *Total Knee Replacement* (TKR) yang merupakan tindakan medis berupa mengganti sendi pada lutut yang sudah rusak total dengan sendi lutut tiruan (prostetik). Operasi TKR dapat meningkatkan luas gerak sendi, mengobati nyeri, dan mengembalikan sumbu dari ekstremitas pasien.

Prosedur TKR akan menggunakan *template* tulang prostetik untuk digunakan sebagai acuan dari TKR yang akan dibuat. Hasil *Computed Tomography* (CT – Scan) atau *Magnetic Resonance Imaging* (MRI) dari tulang lutut pasien akan di gunakan dokter bedah sebagai acuan apakah *template* tulang sudah cocok atau perlu dimodifikasi. Meskipun demikian, *template* tulang yang digunakan oleh dokter di Indonesia masih memerlukan impor dari luar negeri. Hal ini menyebabkan masih adanya *template* tulang yang tidak cocok dengan pasien, sampai adapun kegagalan TKR yang disebabkan kelonggaran desain implan yang mengakibatkan rasa sakit (Sandeep Kumar et al., 2018).

Meskipun begitu, rasa sakit dan permasalahan immobilitas dirasakan oleh 10 – 34% pengguna TKR (van Kasteren, 2018) disebabkan oleh kegagalan implan. Operasi TKR juga memiliki kekurangan selain disebabkan oleh *template* tulang yang tidak cocok, yaitu kerusakan atau kehancuran pada *tibial post* atau *tibial insert* (Orozco, 2012). Kerusakan ini biasanya disebabkan oleh tekanan kontak yang lebih tinggi pada komponen bantalan tibialis (Bartel, 1985). Salah satu metode untuk menganalisis tekanan kontak yaitu dengan menggunakan *Finite Element Analysis* (FEA) atau *Finite Element Method* (FEM)

Finite Element Analysis (FEA) merupakan metode numeris yang dapat dipakai untuk menyelesaikan masalah - masalah dalam bidang rekayasa engineering, seperti analisa tegangan pada struktur, aliran fluida, perpindahan panas, dll. Inti dari FEA yaitu menganalisis suatu benda dengan membagi beberapa

bagian dengan jumlah hingga (*finite*). Bagian - bagian ini disebut elemen dan nantinya tiap elemen dihubungkan dengan nodal (*node*). Proses pembagian benda menjadi bagian - bagian tadi disebut *meshing*. Metode elemen hingga telah memberikan banyak kontribusi dalam penelitian dan industri karena kemampuannya sebagai alat bantu dalam eksperimen numerik. Metode ini banyak digunakan dalam menyelesaikan permasalahan yang kompleks dan rumit seperti rekayasa struktur, keadaan tunak, perpindahan panas, aliran fluida, potensial listrik, serta digunakan dalam aplikasi medis (Anang Hadi Saputro, 2017). Dapat disimpulkan keuntungan dari metode FEA yaitu dapat menganalisis benda dengan bentuk tidak teratur seperti pada *implant* TKR dengan lebih efektif dan efisien.

Teknologi yang sudah maju pada bidang CAD dan CAE tentunya sangat membantu para tenaga medis dalam melakukan prosedur operasi, mulai dari pemodelan, analisis, hingga pemilihan material yang akan digunakan pada alat prostesis. Bahkan, pada masa sekarang banyak yang menggunakan teknologi CAD dan CAE untuk menciptakan alat peraga *implant* untuk membantu tenaga medis dalam memberikan wawasan yang luas mengenai penyakit yang membutuhkan alat prostesis atau *implant* tersebut. Penelitian ini dilakukan dengan harapan dokter di Indonesia sudah tidak memerlukan template tulang yang harus diimpor terlebih dahulu agar lebih menghemat waktu karena dengan menggunakan *software* CAD seperti *Solidworks* dapat membuat model 3D TKR berdasarkan CT – *Scan* ataupun MRI tulang lutut pasien yang kemudian dianalisis menggunakan metode FEA dengan bantuan *software* CAE seperti *Ansys* sehingga dapat mengetahui apakah desain *implant* TKR dapat menahan beban yang diberikan dan dapat mengetahui seberapa kuat *implant* TKR dengan material tertentu ketika diberi beberapa beban dan akhirnya dapat digunakan sebagai acuan untuk langkah selanjutnya dalam membuat *implant* TKR.

1.2 Rumusan Masalah

1. Seperti apa proses perancangan *implant* TKR dari hasil CT – *Scan* atau MRI tulang femur dan tibia?
2. Seperti apa hasil analisis FEA pada *implant* TKR?
3. Apakah 3-D *Printed model implant* TKR dapat digunakan sebagai alat peraga visual?

1.3 Batasan Masalah

1. Rekonstruksi *implant* TKR berdasarkan data MRI / CT – *Scan* menggunakan *software* 3D *Slicer*, *Meshmixer* dan *Solidworks* 2020.
2. Analisis *implant* TKR menggunakan *software* *Ansys Students* 2023.
3. Pada proses rekonstruksi *implant* TKR hanya membahas tahapan proses rekonstruksi dari data MRI / CT – *Scan* menjadi bentuk *Solid Body*.
4. Pembuatan 3-D *Printed model implant* TKR yang dilakukan menggunakan mesin 3D *print* filamen.
5. Tidak membahas parameter 3D *print* filamen dalam proses pembuatan 3-D *Printed model implant* TKR.
6. Desain menggunakan *Software* *Solidworks* 2020 dan Simulasi CAE menggunakan *Software* *Ansys students* 2023.
7. Penyakit yang dibahas hanya Osteoarthritis.
8. Hanya menampilkan model visual dari *implant* TKR dari 1 material kaku dan 1 material elastis.
9. Pada simulasi static struktural mengasumsikan sudut yang digunakan hanya 0°, 30°, dan 60°.
10. Pada simulasi static struktural mengasumsikan beban yang digunakan hanya 3000 N.
11. Dalam proses simulasi, tulang femur, tibia, dan suhu diabaikan.
12. Nilai yang dicari dari simulasi *static struktural* adalah tegangan *von mises*, *total deformation* dan *contact pressure*.
13. Tidak melakukan pengujian *destructive test*.
14. 3-D *Printed model implant* TKR dirancang hanya sebagai alat peraga visual untuk keperluan simulasi operasi TKR.

1.4 Tujuan Penelitian dan Perancangan

Adapun tujuan yang ingin dicapai pada penelitian/perancangan ini, adalah:

1. Merancang dan membuat model *implant* TKR.
2. Melakukan analisis desain TKR menggunakan *software Ansys students 2023*.
3. Memperlihatkan seperti apa pemasangan *implant* TKR melalui *3-D Printed model implant* TKR.

1.5 Manfaat Penelitian dan Perancangan

1. Penelitian ini dapat dijadikan acuan untuk desain *implant* TKR yang dapat dikembangkan lebih lanjut untuk keperluan pengobatan di dunia medis.
2. Hasil simulasi dapat memberikan bantuan kepada tenaga insinyur dan medis untuk memperoleh pemahaman mengenai bagaimana tegangan von mises, deformasi, dan tekanan kontak akan mempengaruhi bahan yang akan dipilih. Informasi yang didapatkan dapat dijadikan sebagai acuan ketika akan memilih bahan yang sesuai untuk pasien.
3. Mengetahui proses perubahan *file* DICOM tulang hingga menjadi *file* desain 3D (dalam kasus ini *file* – nya menjadi SLDPRT dan SLDASM).
4. Untuk memberikan wawasan mengenai prosedur operasi TKR kepada pasien osteoarthritis secara visual untuk mengurangi kekhawatiran pasien.

1.6 Sistematika Penulisan

Sistematika penulisan pada laporan tugas akhir ini akan dibagi menjadi 5 bab:

1. Bab 1 berisikan latar belakang masalah, rumusan masalah, batasan masalah, tujuan penelitian & perancangan, manfaat penelitian & perancangan, dan sistematika penulisan.
2. Bab 2 berisikan kajian pustaka dan teori-teori yang melandasi penelitian ini serta standar-standar yang mendasari perancangan ini.

3. Bab 3 menjelaskan langkah-langkah yang dilakukan dalam penelitian dan metode penelitian yang digunakan.
4. Bab 4 menjelaskan hasil dan pembahasan berdasarkan penelitian dan perancangan yang telah dilakukan.
5. Bab 5 berisi tentang kesimpulan dari pembahasan yang dilakukan serta saran-saran untuk penelitian selanjutnya.



BAB 2

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Kajian Pustaka

Pembuatan penelitian ini diawali dengan mengkaji penelitian – penelitian sebelumnya tentang desain *implant* TKR. Terdapat beberapa penelitian yang melakukan desain *implant* TKR dengan metode *Reverse Engineering*. Seperti pada penelitian yang dilakukan oleh (Setiawan et al., 2022), yang berjudul “REKONSTRUKSI TULANG LUTUT UNTUK MENGHASILKAN MODEL IMPLAN 3D TKR FEMUR DENGAN METODE REVERSE ENGINEERING DAN PEMINDAI X-RAY SEBAGAI CARA EFISIEN PEMILIHAN IMPLAN TULANG LUTUT”. Penelitian ini melakukan desain *implant* TKR dengan metode *reverse engineering* dengan merubah hasil gambar dari pemindai x – ray, kemudian menggunakan perangkat lunak CAD sehingga dapat dibuat model *implant* TKR-nya.

Penelitian yang dilakukan oleh (Shuib et al., 2021) yang berjudul “*Design for Additive Manufacturing and Finite Element Analysis for High Flexion Total Knee Replacement (TKR)*” bertujuan untuk memodifikasi desain *implant* TKR agar memungkinkan untuk ditingkatkan lagi derajat kebebasan penggunaannya hingga 165 derajat. Gambar 2- 1 menunjukkan tiga desain *implant* TKR.



(a). Desain Original



(b). Modifikasi Desain 1



(c). Modifikasi Desain 2

Gambar 2- 1 Tiga Desain *Total Knee Replacement*

(Sumber: Shuib et al., 2021)

Pada penelitian ini, menggunakan metode *finite element analysis* untuk melihat seberapa besar nilai total deformasi, tegangan von mises, tegangan geser, dan tekanan kontak pada desain yang akan dimodifikasi. Dengan menggunakan *finite element analysis*, dapat menghasilkan desain yang optimal dan menjawab keresahan untuk meningkatkan derajat kebebasan dari pengguna TKR hingga 165 derajat. Desain TKR yang didapat juga berhasil mengurangi total deformasi, tegangan, dan tekanan kontak dari desain originalnya.

Adapun penelitian yang telah dilakukan oleh (Kang et al., 2020) yang mencari perbedaan keakuratan antara CT – *Scan* atau MRI sebagai *pasient – specific instrumentation* (PSI) pada *total knee replacement*. Dari penelitian ini, diketahui bahwa tidak ada perbedaan yang signifikan antara MRI ataupun CT – *Scan* untuk pembuatan TKR dan menambahkan, meskipun MRI dapat memvisualisasikan kartilago, PSI berbasis MRI tidak menunjukkan akurasi yang lebih baik dalam memprediksi ketebalan reseksi pada tulang dibandingkan dengan PSI berbasis CT – *Scan*.

Sathasivam melalui penelitiannya, menyimpulkan pengetahuan tentang tekanan kontak atau *contact pressure* sebagai alat yang handal untuk menentukan potensi keausan pada material UHMWPE yang digunakan pada salah satu bagian *implant* TKR bagian *tibial insert*. Salah satu metode untuk menganalisis tekanan kontak yaitu dengan metode analisis elemen hingga (FEA). Oleh karena itu, sebagian besar penelitian tentang TKR menggunakan metode analisis elemen hingga (FEA) untuk menganalisis lebih lanjut tekanan kontak pada *implant* TKR dan memprediksi letak kegagalan *implant*.

Pada penelitian kali ini, penulis ingin merancang purwarupa *implant* 3D TKR berdasarkan hasil CT – Scan / MRI tulang lutut pasien osteoarthritis yang nantinya akan dianalisis seberapa besar tegangan von mises, total deformasi, dan tekanan kontak maksimal yang terjadi pada *implant* 3D TKR pada derajat tertentu dengan menggunakan metode FEA. Nantinya hasil perancangan *implant* 3D TKR akan dijadikan alat peraga secara visual yang membantu tenaga medis untuk memahami bagaimana mana pemasangan *implant* 3D TKR pada tulang tersebut dan membantu tenaga medis dalam memberikan informasi mengenai operasi TKR pada pasien yang akan menjalani operasi tersebut.

2.2 Dasar Teori

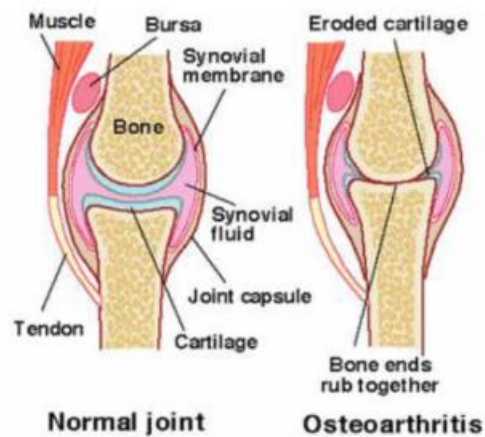
Untuk merancang, menganalisis, dan membuat *3-D Printed model implant* TKR, diperlukan pemahaman atas sejumlah teori yang membentuk dasar dari serangkaian proses yang dilakukan. Hal ini berlaku terutama dalam perancangan dan pembuatan *3-D Printed model implant* TKR penyangga sendi lutut normal dan sendi lutut yang terkena osteoarthritis atau cedera lutut.

2.2.1 Osteoarthritis

2.2.1.1 Definsi

Osteoarthritis merupakan suatu penyakit yang umum terjadi pada sendi dan lebih sering menyerang orang yang berusia setengah baya hingga tua. Meskipun sering disebut sebagai "kelelahan" pada sendi, saat ini kita telah mengetahui bahwa OA melibatkan seluruh sendi termasuk tulang rawan, lapisan sendi, ligamen, dan tulang. Penyakit ini ditandai dengan kerusakan pada kartilago (jaringan yang menutupi ujung tulang di antara sendi), perubahan pada tulang sendi, kerusakan pada tendon dan ligamen, serta peradangan pada lapisan sendi dengan derajat yang berbeda-beda. Lebih sering terjadi pada orang yang berusia tua (David, 2006). Osteoarthritis merupakan bentuk penyakit paling umum dari arthritis dan salah satu yang menyebabkan nyeri dan disabilitas di seluruh dunia (IRA, 2014). Berdasarkan penelitian yang telah dilakukan oleh (Arisa, 2013), lokasi yang paling sering ditemukan terjadinya OA yaitu pada lutut.

osteoarthritis lutut merupakan osteoarthritis yang terletak ada lutut. Berdasarkan penelitian – penelitian terdahulu, hal ini memang sangat mungkin terjadi karena lutut merupakan salah satu sendi yang menopang lutut.



Gambar 2- 2 Perbandingan lutut normal dan lutut terkena OA

(Sumber: (Prabasari, 2019))

2.2.1.2 Etiologi

Etiologi osteoarthritis tidak diketahui, tetapi ada beberapa faktor resiko yang dapat menyebabkan osteoarthritis diantaranya yaitu obesitas, faktor keturunan, trauma, faktor mekanik dan usia. Pada Osteoarthritis lutut, dapat terjadi oleh beberapa hal, namun asal muasalnya belum diketahui. Namun ada beberapa masalah yang dapat menyebabkan munculnya penyakit OA pada lutut yaitu usia dan berat tubuh (Misra, 2019).

2.2.1.3 Epidemiologi

Penyakit ini menyerang 2/3 orang berusia diatas 65 tahun dengan keterangan prevalensi sebesar 60.5% pada pria sedangkan pada wanita sebesar 70.5%. Di Indonesia, prevalensi sebesar 65% pada usia lebih dari 61 tahun dengan keterangan sebanyak 30% nya terjadi pada wanita. Penyakit ini lebih banyak ditemukan pada wanita dibandingkan dengan pria, dengan persentase sebesar 68.67% (Pratiwi, 2015).

2.2.1.4 Treatment

Tindakan yang dapat diambil untuk mengurangi nyeri sendi adalah dengan terapi farmakologis atau dengan pemberian obat – obatan, dan terapi non farmakologis contohnya mulai dari edukasi pasien, terapi fisik, latihan fisik,

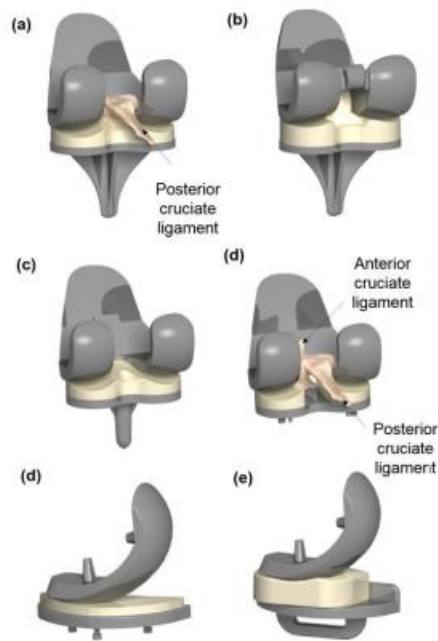
istirahat dan merawat persendian, dll. (Muchid, 2006). Untuk penderita OA pada lutut, jurnal *American College of Rheumatology* merekomendasikan untuk menjalankan terapi non farmakologis yang bersifat modalitas seperti salah satunya yaitu latihan ketahanan (Hochberg, 2012). Penelitian yang dilakukan oleh (Roddy, 2011) membuktikan bahwa latihan fisik seperti aerobik atau latihan ketahanan otot dirumah dapat mengurangi rasa nyeri dan disabilitas diri. (Stevenson, 2012) membuktikan bahwa latihan berupa olahraga fisik juga berpengaruh besar dalam penurunan skala nyeri sendi pada penderita OA lutut. Tujuan olahraga fisik yaitu untuk mempertahankan gerak sendi.

Pilihan operasi yang sering dipertimbangkan dalam mengelola OA pada lutut yang sudah parah yaitu *Total Knee Replacement* (TKR). (Agung, 2017)

2.2.2 Total Knee Replacement (TKR) atau Total Knee Arthroplasty (TKA)

Total Knee Replacement atau penggantian sendi lutut adalah suatu prosedur operasi penggantian sendi pada lutut yang disebabkan oleh penyakit seperti osteoarthritis dan rheumatoid arthritis. (AAOS (American Academy of Orthopedic Surgeons), 2015)

(Jones, 2005) menjelaskan melalui penelitiannya bahwa pembedahan sendi lutut secara total dilakukan dengan mengganti bagian ujung – ujung tulang dengan bahan logam dan plastik (*Polyethylene*). Kemudian, permukaan tulang rawan yang rusak pada bagian – bagian sendi lutut akan dibuang dan barulah dilapisi dengan sendi implan.



Gambar 2- 3 Berbagai macam model TKR / TKA dan UKA: (a) *Fixed CR-TKR*; (b) *Fixed PS TKR*; (c) *Mobile-bearing TKR*; (d) *Fixed UKA*; (e) *Mobile-bearing UKA*
 (Sumber: KANG et al., 2020)

Pengangkatan / *removal* ligament anterior (*anterior cruciate ligament*) diperlukan untuk semua *arthroplasty* atau *replacement* lutut, tetapi retensi PCL (*posterior cruciate ligament*) tergantung pada tipe *arthroplasty* tersebut. Desain TKR rata – rata dibagi menjadi dua tipe yaitu PCL *preservation* (*Cruciate Retaining*) dan PCL *sacrificing* (*Posterior Stabilized*). Berbagai studi telah membandingkan kedua teknik ini, tetapi belum ada keunggulan yang pasti dari salah satunya. Sebagian besar studi lebih menyukai CR TKA (Andriacchi, 1988; Dorr, 1988; Ishii, 1998; Martelli, 1998) karena retensi PCL dapat meningkatkan kekuatan apparatus ekstensor, konservasi proprioepsi, risiko patah tulang yang lebih kecil, serta memungkinkan operasi revisi yang lebih mudah. Namun, beberapa peneliti lebih suka desain PS karena alasan tertentu (Freeman, 1988; Worland, 1997). Namun, reseksi femoralis yang diperlukan untuk membuat *housing femoralis* pada desain PS dapat menjadi masalah bagi lutut yang lebih kecil. Dari segi biomekanik, baik pelestarian PCL maupun desain substitusi PCL

tidak dapat sepenuhnya menggantikan biomekanik sendi lutut normal. (Song, 2013)

Total Knee replacement biasanya terdiri dari dari tiga bagian, yaitu *femoral component*, *Tibialis component*, *Tibialis Insert component*. (Madeti, 2015; Markopoulos, 2017; Mitsubishi, 2007; Zubrzycki, 2014). Material yang digunakan ada bermacam – macam. Ultra-High Molecular Weight Polyethylene (UHMWPE), *metallic biocompatible* material seperti stainless steel, CoCr, Ti-6Al-4v telah cukup berkembang sebagai kandidat yang cocok untuk gunakan pada *implant* TKR. (Omar Hussain, 2019)



Gambar 2- 4 *Implant* TKR dengan menggunakan metal tibial baseplate (panah bayangan), sisipan polyethylene (kepala panah), metal bicondylar femoral (panah hitam)

Sumber: (Cyteval, 2016)

2.2.2.1 Pemotongan Tulang Femur dan Tibia

Pemotongan tulang femur dan tibia perlu dilakukan agar dapat memasang *implant* TKR pada kedua tulang tersebut. Pada *arthroplasty* sendi lutut tradisional, ahli bedah akan memotong tulang disekitar sendi dan setelah itu memasang komponen *implant* kepada tulang yang sudah dipotong. Pemotongan tersebut menghasilkan bentuk tulang yang ujungnya berbentuk menyerupai persegi, atau sudut. Bentuk potongan, dan *implant* TKR tentunya akan menyesuaikan bentuk tulang pasien dan ahli bedah akan menyesuaikan teknik

pemotongan tulangnya. (KANG et al., 2020) Untuk lebih jelasnya dapat dilihat pada gambar dibawah.



Gambar 2- 5 Pemotongan tulang konvensional
(Sumber: KANG et al., 2020)

Pemotongan pada tulang bagian femur dan tibia tentunya berdasarkan bentuk tulang pasien dan kasus yang dilakukan. Setiap pemotongan tulang yang dilakukan harus dilakukan setelah berkonsultasi dengan dokter spesialis ortopedi dan mempertimbangkan kondisi pasiennya.

Pemasangan *implant* nantinya akan menggunakan *bone cement* yang diberikan pada tulang agar dapat menempel dengan *implant* TKR. Di Inggris, dari 90% prosedur TKR yang telah dilakukan, 86 % diantaranya menggunakan polymethylmethacrylate (PMMA) atau *bone cement* (Asokan, 2021). TKR yang pemasangannya menggunakan *bone cement* dengan tingkat keberhasilan sebesar 95% telah dijadikan *gold standart* untuk pasien dengan TKR. (Niemeläinen, 2014). Meski begitu, adapun *uncemented* TKR telah diperkenalkan dengan alasan untuk mengatasi tingkat revisi yang lebih tinggi pada *cemented* TKR yang digunakan oleh pasien yang lebih muda dan lebih aktif dan disebabkan oleh kelonggaran aseptik. Dalam teori, implantasi yang tidak ditempel dengan semen dapat memungkinkan integrasi tulang secara langsung, mengurangi ausnya fragmen, dan menghilangkan masalah sistemik yang berhubungan dengan penggunaan PMMA. (Dalury, 2016). Sayangnya banyak dari desain sebelumnya yang gagal diakrenakan bagian punggung tulang patella logam yang tidak disemen mengalami perubahan lapisan pada tulangnya dan meningkatkan resiko pelonggaran aseptik pada komponen tibia (Goldberg, 2004).

2.2.3 MRI / CT – Scan

CT – Scan adalah salah satu perangkat yang dipakai dalam bidang kedokteran untuk mendeteksi penyakit pada bagian dalam tubuh manusia dengan menggunakan sinar-X. Penggunaan sinar-X dalam bidang kedokteran nuklir dianggap sebagai salah satu cara yang meningkatkan kesehatan masyarakat (Miniati, 2017). Penggunaan CT – Scan dimaksudkan untuk mendeteksi kelainan pada tubuh manusia, dan dapat digunakan dalam berbagai jenis pemeriksaan seperti pada kepala, rongga dada, rongga perut.

Salah satu bentuk kemajuan lain selain CT – Scan adalah penggunaan alat MRI (Magnetic Resonance Imaging) untuk melakukan pencitraan diagnostik pada pasien dan meningkatkan pelayanan kesehatan bagi masyarakat. MRI adalah alat diagnostik canggih yang menggunakan medan magnet yang besar dan gelombang frekuensi radio tertentu, serta perangkat komputer, untuk menghasilkan potongan-potongan gambar penampang tubuh manusia tanpa menggunakan sinar-X ataupun bahan radioaktif sehingga aman digunakan. MRI memiliki kemampuan untuk mendeteksi perubahan struktural pada organ dan jaringan tubuh pada tahap dini, sebelum terdeteksi oleh radiografi, karena MRI mampu memberikan gambaran tiga dimensi dengan resolusi tinggi dari seluruh komponen sendi, termasuk tulang rawan, sinovium, ligamen intraartikuler, meniskus, struktur kapsul sendi, kontur tulang, maupun sumsum tulang. Hal ini membuat MRI lebih unggul dibandingkan dengan radiografi dalam mengevaluasi sendi secara menyeluruh. (Jatmiko AW, 2021)

MRI atau magnetic resonance imaging digunakan secara rutin dalam penilaian osteoarthritis (OA) pada lutut karena mampu mendeteksi perubahan awal yang terjadi pada OA lutut. Berbeda dengan radiografi, MRI memiliki keunggulan dalam beberapa hal, antara lain dapat memberikan gambaran *cross-sectional* maupun tiga dimensi, serta mampu menunjukkan seluruh komponen sendi secara langsung, termasuk tulang rawan, sinovium, ligamen intraartikuler, meniskus, struktur kapsul sendi, kontur tulang, dan sumsum tulang. Selain itu, MRI memungkinkan evaluasi sendi secara menyeluruh dan dapat mendeteksi kondisi patologis pada tahap dini sebelum terdeteksi oleh radiografi. Hal ini disebabkan

oleh kepekaan MRI terhadap perubahan struktur molekul dan komponen jaringan. (Loeuille D, 2009 ; Guermazi A, 2010 ; Eckstein F, 2011).

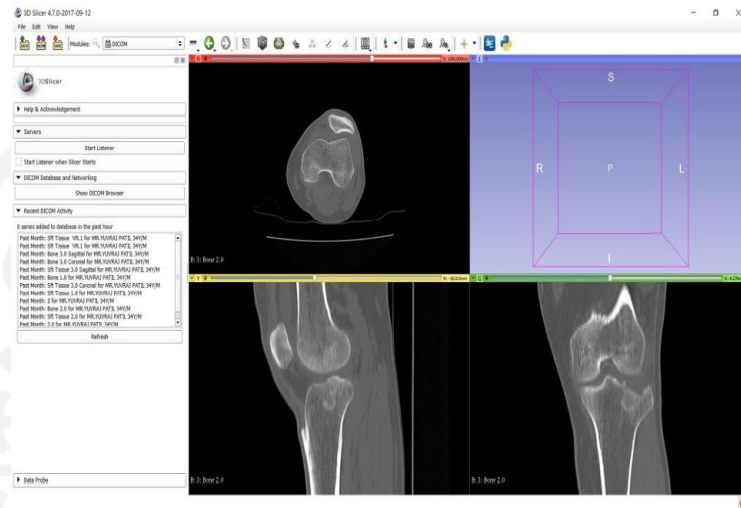
Format *file* NRRD yang dihasilkan dari pemeriksaan rontgen pasien terbatas pada gambar 2D. Namun, perkembangan teknologi dalam bidang medis memungkinkan pengolahan data dari MRI / CT – *Scan* secara tiga dimensi menggunakan berbagai software yang ada. Hal ini memungkinkan dokter untuk melakukan tindakan medis dengan cepat dan tepat, serta meningkatkan kualitas penyembuhan pasien. Pemodelan CAD dan analisis FEA juga diperlukan dalam pembuatan implan lutut untuk pengganti sendi lutut yang rusak karena usia atau penyakit tertentu. Dengan menggunakan format citra medis NRRD yang di ubah ke DICOM yang dapat dilihat dalam tiga dimensi, dokter dapat melihat organ tubuh manusia dari berbagai sudut yang membuatnya cocok untuk prosedur medis yang memerlukan tampilan tiga dimensi. Dengan demikian, pasien dapat menjalani operasi implan lutut dengan pengalaman yang sama dan memahami langkah-langkah serta bentuk operasi yang akan dilakukan.

2.2.4 Rekonstruksi *File* Data MRI / CT – *Scan*

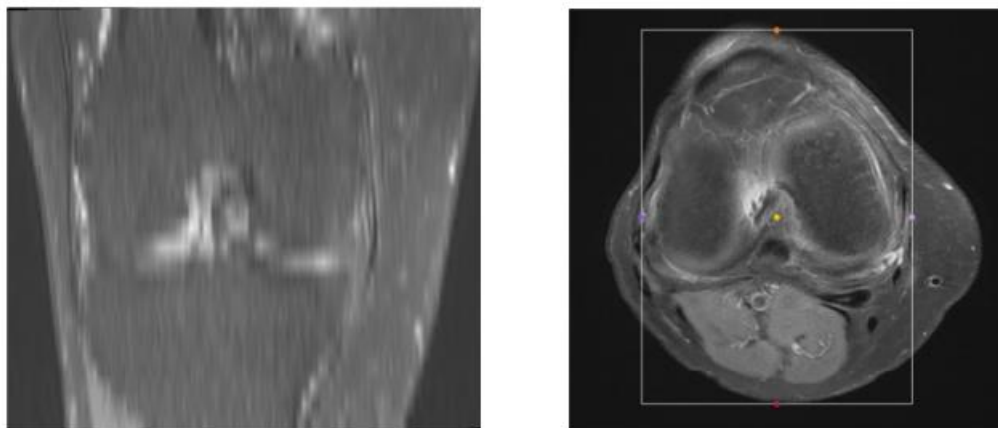
Proses rekonstruksi data MRI / CT – *Scan* menggunakan *software* 3D *Slicer*. 3D *Slicer* adalah perangkat lunak *open-source* untuk pencitraan yang digunakan untuk mengubah data DICOM. Salah satu fungsinya adalah memungkinkan segmentasi dan kombinasi gambar otomatis untuk menghasilkan model visual 3D di bidang pemrosesan gambar medis. Untuk melakukan konversi data dari DICOM ke NRRD atau sebaliknya, 3D *Slicer* juga diperlukan. NRRD adalah format *file* yang dapat digunakan untuk menyimpan, memvisualisasikan, dan mengonversi data citra medis dalam satu *file* tanpa mengandung informasi sensitif pasien. (Balwan, 2020)

Setelah melakukan proses CT – *Scan* / MRI, akan didapatkan *file* berupa NRRD. *File* ini perlu diproses terlebih dahulu sebelum dilakukan rekonstruksi berupa segmentasi pada *file* tersebut. Untuk melakukannya menggunakan perangkat lunak 3D *Slicer*. Nantinya *file* NRRD akan di ubah menjadi DICOM agar dapat melakukan segmentasi pada 3D *Slicer*. Nantinya, 3D *Slicer* akan

membuat model 3D dengan memotong (*slice*) per-potongan gambar. Lalu dengan melkakukan *volume rendering* dapat mem-visualisasikan bentuk model 3D tulang lutut (Sandeep Kumar et al., 2018). Berikut adalah gambar setelah *file* NRRD diubah ke format DICOM dan dibuka di 3D *Slicer* dan segmentasi pada 3D *Slicer*.



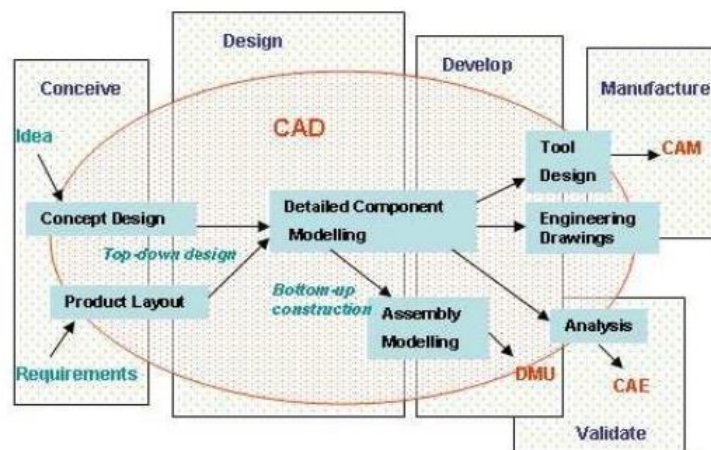
Gambar 2- 6 Interface ketika mengimport file DICOM ke 3D *Slicer*
(Sumber: Balwan, 2020)



Gambar 2- 7 Proses Segmentasi
(Sumber: Sandeep Kumar et al., 2018)

2.2.5 Computer Aided Design (CAD)

CAD adalah proses pembuatan model komputer yang bergantung pada parameter geometris. Model tersebut direpresentasikan sebagai objek tiga dimensi pada monitor komputer, yang dapat dimodifikasi dengan mengubah parameter yang sesuai. Dengan menggunakan sistem CAD, desainer dapat memvisualisasikan objek dalam berbagai representasi dan menguji objek tersebut dengan mensimulasikan kondisi dunia nyata. Hal ini memungkinkan untuk memahami karakteristik dan performa objek secara lebih baik sebelum dibuat secara fisik (Setiawan et al., 2022).



Gambar 2- 8 Computer Aided Design

(Sumber: (D. Handayani and U. Ningsih, 2005))

2.2.6 Konsep Dasar Mekanika Struktur

2.2.6.1 Tegangan

Tegangan terjadi ketika sebuah material dikenai gaya atau beban. Jika sebuah material dengan luas penampang yang sama diberi beban searah yang sama di sepanjangnya, maka tegangan akan muncul pada material tersebut. Semua bahan mengalami perubahan bentuk akibat pengaruh gaya. Beberapa bahan dapat kembali ke bentuk aslinya setelah gaya dihilangkan, sementara yang lain tetap mengalami perubahan bentuk dalam tingkat yang bervariasi (Sears, 1944). Stress atau tegangan dapat dijelaskan sebagai rasio antara perubahan bentuk dan ukuran

yang terjadi dalam arah gaya luar yang diterapkan pada material tersebut. Persamaan tegangan secara matematis di tuliskan pada persamaan (1).

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

Keterangan: σ = Tegangan normal (MPa)
 F = Gaya aksial (N)
 A = Luas penampang (mm^2)

2.2.6.2 Regangan

Regangan adalah perubahan ukuran dari suatu benda akibat adanya gaya atau kopel yang seimbang dibandingkan dengan ukuran awalnya. Istilah lain yang digunakan untuk regangan adalah derajat deformasi (Sarojo, 2002). Persamaan dari regangan dapat dituliskan pada persamaan (2).

$$\varepsilon = \frac{s}{L_0} \quad (2)$$

Keterangan: ε = Regangan
 s = Perubahan panjang (mm)
 L_0 = Panjang awal (mm)

2.2.6.3 Hukum Hooke

Hukum Hooke atau teori elastisitas adalah sebuah hukum yang menjelaskan tentang gaya yang terjadi pada material akibat elastisitasnya. Hukum Hooke menyatakan bahwa tegangan pada suatu material berbanding lurus dengan regangan yang terjadi pada material tersebut, atau disebut juga dengan Modulus Elastisitas (Y) (H. D. Young and R. A. Freedman, 2000). Persamaan hukum hooke dituliskan pada persamaan (3).

$$Y = \frac{\sigma}{\varepsilon} \quad (3)$$

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

2.2.7 Finite Element Analysis (FEA)

FEM (*Finite Element Method*) ataupun FEA (*Finite Element Analysis*) adalah suatu metode analisis yang melibatkan pembagian sistem yang akan dianalisis menjadi elemen-elemen yang lebih kecil dengan bentuk yang sederhana. Setiap elemen terdiri dari beberapa nodal atau simpul. (Yulianto. N dan R.Winarso, 2012)

2.2.7.1 Mesh

Meshing atau pembentukan jaringan elemen adalah tahap yang paling kompleks dalam sebuah simulasi. Kesalahan kecil dalam proses meshing dapat menyebabkan kesalahan dan kegagalan pada simulasi. Jika terjadi kesalahan, tahap meshing harus diulang. Semakin banyak elemen yang dibentuk, semakin halus hasil meshing dan semakin akurat hasil yang didapatkan. Namun, perlu diingat bahwa semakin besar jumlah elemen yang dibentuk, semakin berat dan lama proses simulasi numerik, serta menghasilkan *file* yang semakin besar. (Yan N. B., 2015)

2.2.7.2 Gaya Tekan (*force*)

Pada penelitian ini, gaya tekan (*force*) didasarkan dari berat badan manusia pada umumnya. (Samadhiya et al., n.d.-a) dalam jurnalnya, menguji *implant* TKR sesuai dengan standard ISO 14243-1 yang menjelaskan bahwa uji coba alat prostetik harus pada beban maksimal sebesar 5000 N. Pada jurnal tersebut juga ditambahkan bahwa beban sebesar 2500 N sudah setara berat empat orang dengan berat tubuh 60 – 65 Kg.

2.2.7.3 Tegangan Von Mises

Tegangan von Mises adalah hasil dari tegangan dalam tiga sumbu, yaitu sumbu x, y, dan z. Tegangan ini penting dalam perhitungan faktor keselamatan suatu sistem. Dalam teori distorsi energi, tegangan luluh material dibandingkan dengan tegangan von mises untuk menentukan apakah suatu sistem kontak akan mengalami deformasi elastis atau deformasi plastis, atau gabungan keduanya yang disebut sebagai deformasi total. Oleh karena itu, tegangan von mises tidak dapat

diabaikan karena sering digunakan dalam proses perhitungan keamanan suatu sistem (Rifky Ismail, 2017). Suatu bahan atau material akan luluh bila tegangan von mises mencapai *yield strength* atau nilai kritis (Tri Mulyanto dan Agung Dwi Sapto, 2017). Adapun persamaannya ditulis pada persamaan (4).

$$\sigma' = \sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2}} \quad (4)$$

Keterangan: σ = Tegangan

2.2.7.4 Deformasi

Apabila suatu bahan atau material menahan energi yang diakibatkan oleh gaya yang bekerja maka dapat menimbulkan deformasi (Wibawa, 2019). Jika beban yang diterapkan pada material melebihi batas kekuatan luluh (*yield point*) yang dimilikinya, material akan mengalami deformasi plastis yang menyebabkan material tidak dapat kembali ke bentuk semula.

Gaya yang diberikan pada suatu konstruksi akan menyebabkan perubahan pada bentuk dan dimensi meskipun gaya tersebut kecil atau besar. Ketika material telah mengalami deformasi total, tidak mungkin menambahkan beban lagi pada material tersebut tanpa menyebabkan deformasi lebih lanjut. Jika beban terus diberikan, material akan mengalami deformasi semakin besar hingga akhirnya akan patah pada kekuatan patah yang dimilikinya) (Mott, 2004). Persamaan deformasi ditulis pada persamaan (5)

$$\delta = \frac{PL}{AE} \quad (5)$$

Keterangan: δ = deformasi (mm)

P = beban (N)

L = panjang awal (mm)

A = luas penampang (mm²)

E = modulus young (MPa)

2.2.7.5 Tekanan Kontak (*Contact Pressure*)

Tekanan kontak adalah tekanan yang terjadi pada permukaan yang berkontak langsung dengan suatu beban atau gaya eksternal. Tekanan ini dapat terjadi pada permukaan benda solid atau permukaan antara dua fluida yang

berbeda. Tekanan kontak dapat berpengaruh pada kekuatan dan kestabilan suatu sistem, serta dapat menyebabkan deformasi atau kerusakan pada permukaan yang berkontak. Persamaan tekanan kontak ditulis pada persamaan (6) (K. L. Johnson, 1985).

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

Keterangan: P_o = tekanan kontak maksimum (MPa)

F = gaya (N)

a = lebar permukaan bola yang kontak (mm)

E = modulus young (Pa)

R = jari-jari bola (mm)

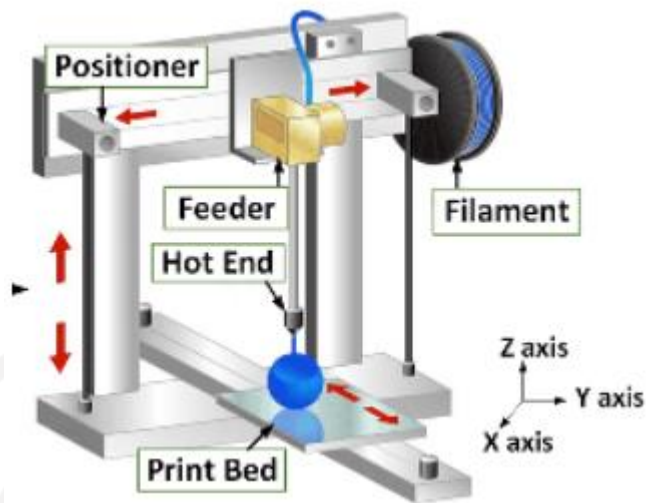
2.2.8 3D Print FDM

Manufaktur aditif atau pencetakan 3D adalah suatu metode pembuatan objek tiga dimensi yang dapat diproduksi dari model 3D atau sumber data elektronik lainnya (Gokhare, 2017).

3D *printing* menggunakan bahan yang berbeda-beda, salah satunya adalah PLA (Polylactic Acid). PLA adalah polimer yang dibuat dari bahan-bahan seperti jagung atau pati ubi jalar, sehingga ia dikategorikan sebagai bahan bioplastik atau bio-based.

3D *printing* PLA adalah proses membuat objek tiga dimensi menggunakan mesin 3D print yang menggunakan bahan PLA. Cara kerjanya adalah dengan mencairkan bahan PLA, kemudian memindahkan cairan tersebut ke mesin printer dan menyebarkannya lapis demi lapis hingga membentuk objek tiga dimensi yang diinginkan.

PLA adalah bahan yang banyak digunakan dalam 3D *printing* karena mudah dicetak, memiliki biodegradabilitas yang baik, dan tidak mengandung bahan berbahaya. Objek-objek yang dibuat dengan PLA juga dapat dicetak dengan cepat dan akurasi yang baik. Namun, perlu diingat bahwa PLA juga memiliki beberapa kelemahan, seperti kurang tahan terhadap suhu tinggi dan tidak cocok untuk digunakan dalam lingkungan yang terlalu lembab.



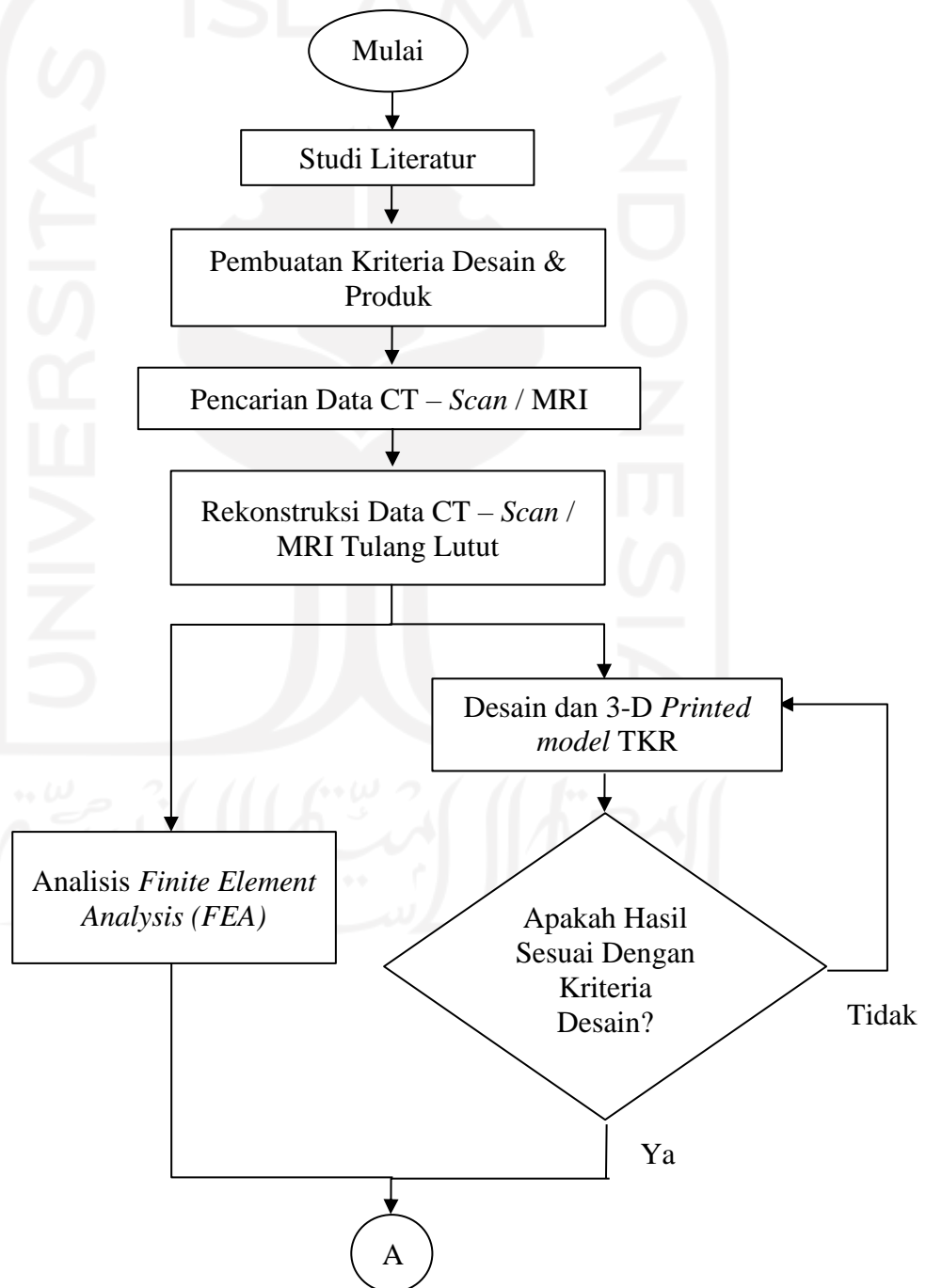
Gambar 2- 9 Mesin 3D Print Filament
(Sumber: (Li, 2018))

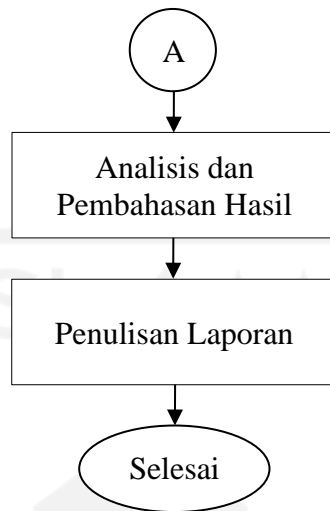
UNIVERSITAS
INDONESIA
الجامعة الإسلامية
الاندونيسية

BAB 3 METODE PENELITIAN

3.1 Alur Penelitian

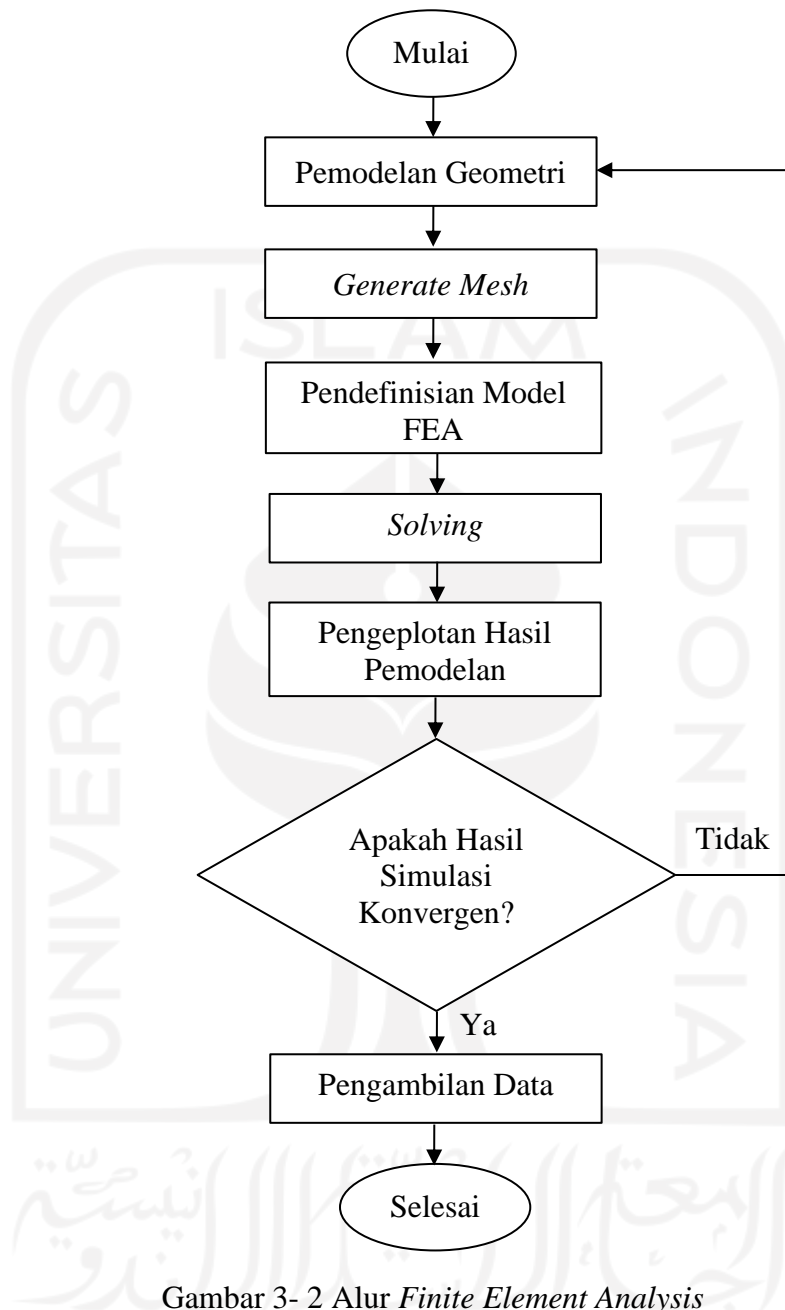
Sebelum melakukan FEA pada desain TKR hasil rekonstruksi dari CT – Scan / MRI, perlu melakukan desain model TKR – nya. Berikut adalah Alur penelitian yang digunakan pada penelitian ini:





Gambar 3- 1 Alur Penelitian

Dibawah ini merupakan diagram alur *Finite Element Analysis (FEA)* ditunjukkan pada



Gambar 3- 2 Alur *Finite Element Analysis*

3.2 Kriteria Desain

Dalam merancang fabrikasi penyangga lutut dan melakukan analisis FEA pada implan lutut yang terkena osteoarthritis, perlu menentukan kriteria tertentu. Kriteria desain yang harus dipenuhi meliputi desain sendi lutut yang didasarkan pada data CT – *Scan* / MRI agar diperoleh hasil yang serupa dengan bentuk aslinya. Berikut adalah penentuan kriteria yang harus dipenuhi:

3.2.1 Kriteria Desain 3D TKR

1. Desain TKR tidak menyebabkan pemotongan tulang yang besar atau banyak.
2. Desain TKR nantinya mampu dianalisis dengan metode FEA.
3. Desain TKR terdiri dari tiga bagian agar tidak rumit sehingga lebih mudah dilakukan *assembly*.

3.2.2 Kriteria Rekonstruksi TKR

Ada beberapa faktor penting yang perlu dipertimbangkan untuk membuat 3-D *Printed model implant* TKR dari data CT – *Scan* / MRI. Berikut adalah kriteria Rekonstruksi pada penelitian ini:

1. Perancangan 3-D *Printed model* 3D TKR nantinya akan sangat mudah untuk di-*plug and play* atau mudah untuk di *assembly*.
2. Perancangan 3-D *Printed model* nantinya dapat menunjukkan bagian tulang yang di potong dan seperti apa bila tulang yang sudah dipotong tersebut di pasangkan TKR yang sudah didesain agar 3-D *Printed model* TKR dapat digunakan untuk menjelaskan materi pada bidang medis secara fisik dan visual.

3.3 Peralatan dan Bahan

Dalam penelitian ini, berbagai alat dan bahan digunakan untuk membantu penulis dalam melaksanakan penelitiannya. Peralatan dan bahan 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 Meshmixer	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 Students 2023	Perangkat lunak untuk melakukan simulasi FEA pada tulang dan TKR
6	Ultimaker Cura 5.2.1	Perangkat lunak untuk proses 3D Print filamen
7	3D Printer	Perangkat untuk proses pembuatan alat peraga tulang dan <i>implant</i> TKR

Tabel 3- 2 Bahan

No	Bahan	Fungsi
1	File CT – Scan / MRI tulang lutut (femur dan tibia)	Bahan utama penelitian
2	Esun PLA+ Filament	Bahan utama pada pembuatan 3-D <i>Printed model implant</i> TKR

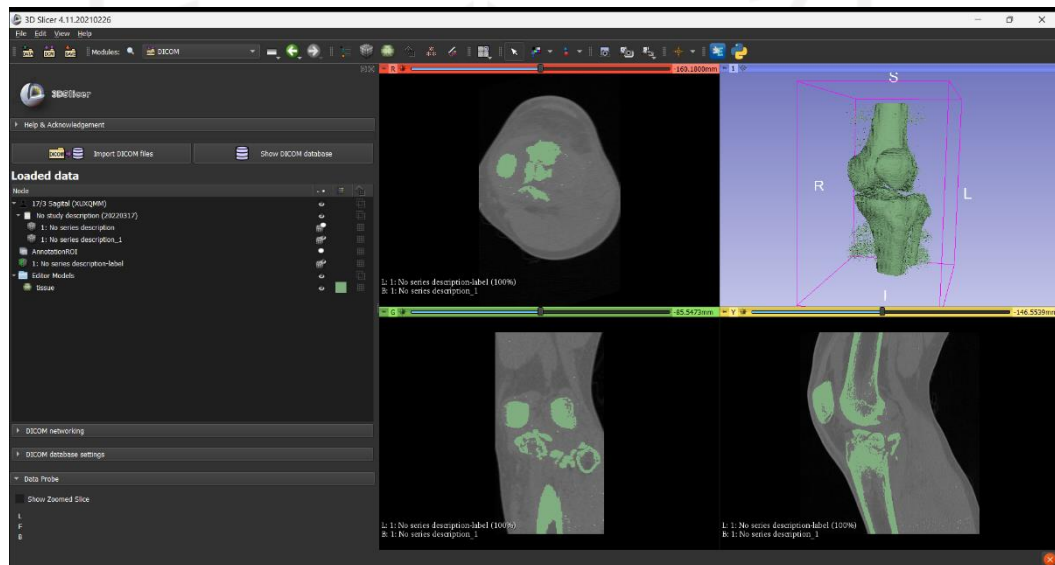
3.4 Rekonstruksi Tulang Lutut

Proses rekonstruksi tulang lutut dimulai dengan segmentasi bagian yang diinginkan dari data CT – Scan atau MRI. Sumber data tersebut dapat didapatkan dari website <https://www.embodi3d.com>. Website tersebut merupakan sebuah website yang berisikan file MRI / CT – Scan atau MRI yang di-*share* oleh orang – orang. Nantinya, di website tersebut akan ditemukan file tulang yang diinginkan dan dapat diunduh dengan format *file* NRRD. Kemudian, *file* tersebut dikonversi ke

dalam format *file* DICOM menggunakan perangkat lunak 3D *Slicer*. Setelah tersegmentasi, *file* DICOM diubah menjadi *file* STL.

3.4.1 Proses Segmentasi Tulang Lutut

Sebelum berubah menjadi *file* STL, *file* tulang lutut akan dilakukan segmentasi terlebih dahulu. Hal ini dilakukan untuk membuang bagian – bagian yang tidak diperlukan pada proses desain 3D TKR sehingga hasil analisis akan lebih akurat. Setelah melakukan segmentasi, *file* DICOM awalnya diubah menjadi *file* STL. Gambar di bawah menunjukkan proses segmentasi tulang Lutut.



Gambar 3- 3 Proses memasukan *file* MRI knee joint pada 3D Slicer

3.5 Proses Pembuatan Model Desain 3D Tulang Lutut dan *Implant* TKR

3.5.1 Penghalusan Kontur Tulang Lutut

Proses penghalusan kontur pada tulang lutut, diawali dengan *import file* STL pada perangkat lunak yang disebut *Autodesk Meshmixer*. Perangkat lunak ini akan membantu menghaluskan kontur tulang, mengurangi jumlah mesh yang tidak diperlukan, dan menghilangkan noise di sekitar tulang untuk simulasi *Finite Element Analysis (FEA)* pada perangkat lunak *Ansys Students* dan mempercepat

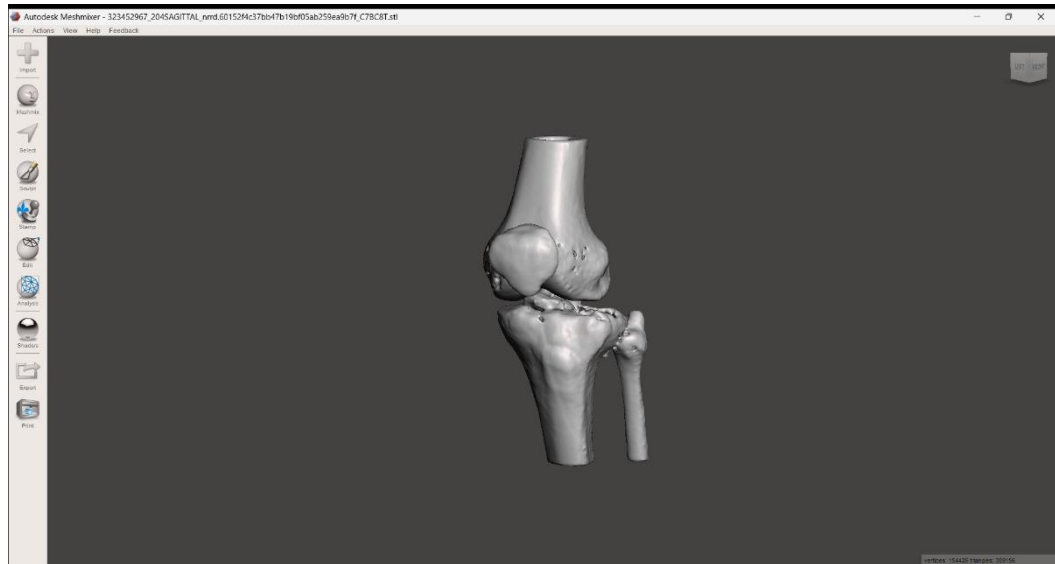
proses simulasi yang sesuai dengan bentuk asli tulang berdasarkan CT – Scan / MRI.



Gambar 3- 4 Hasil *file* STL yang masih memiliki *noise* setelah di *export* dari 3D *Slicer*

Gambar 3- 2 menunjukkan *file* STL masih memiliki *noise* yaitu bagian yang tidak diinginkan pada sekitar tulang dan struktur tulang yang masih belum halus sehingga belum bisa digunakan sebagai pembuatan 3-D *Printed model implant* TKR dan melakukan simulasi. Maka dari itu, *meshmixer* berperan untuk menghilangkan *noise* tersebut, menghaluskan kontur tulang, serta menjadikannya sebagai *file* STL yang siap untuk dicetak menjadi 3-D *Printed model implant* TKR dan untuk dilakukan simulasi. Hasilnya dapat dilihat pada gambar 3-3.

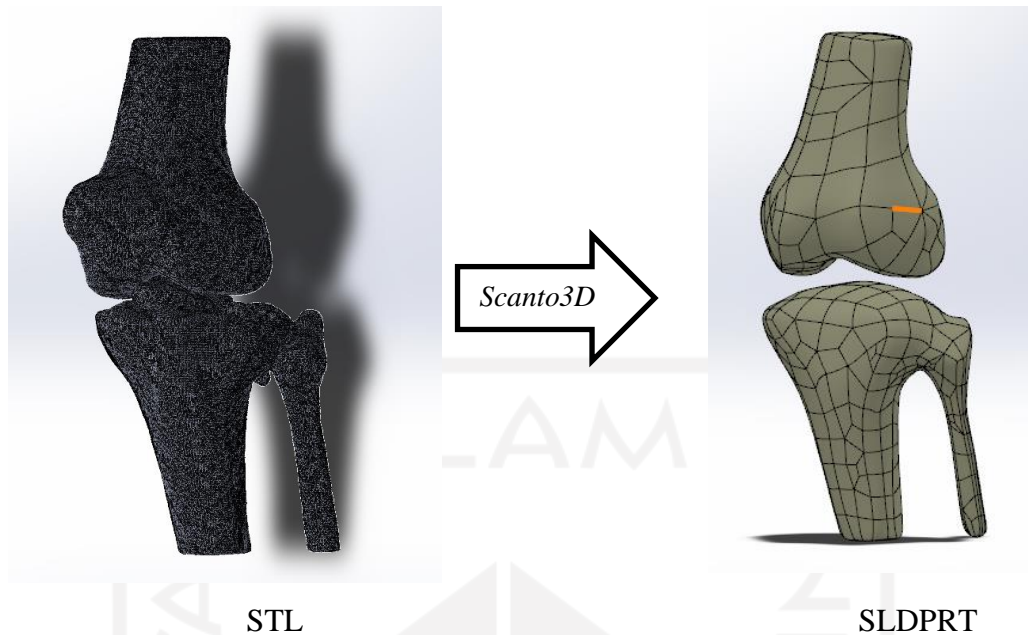
الجامعة الإسلامية
الاستاذ الدكتور



Gambar 3- 5 Hasil *file* STL yang sudah dihaluskan konturnya dan dihilangkan *noise*

3.5.2 Convert Mesh File to Solid Body File

Dalam proses penghalusan kontur desain ulang lutut, tulang lutut masih berupa STL atau *mesh file*. Oleh karena itu, *file mesh* perlu diubah menjadi *solid body* sehingga bentuk solid dari desain tulang lutut membuat *file* dapat diubah atau modifikasi dengan mesh variabel yang sesuai untuk analisis FEA dan mempercepat proses analisis. Selain itu, karena *file* tulang nantinya akan menjadi *solid body file*, tentu akan membantu proses desain sendi *implant* berdasarkan bentuk tulangnya. Untuk mengonversi *file mesh* menjadi bagian tubuh yang *solid*, gunakan perangkat lunak *Solidworks 2020* dengan menggunakan fitur *Scanto3D*. Hasilnya dapat dilihat pada gambar 3-4.



Gambar 3- 6 Proses mengurangi mesh pada *file* STL

Pada proses ini *file* STL yang sudah di *export* oleh *meshmixer* masih memiliki jumlah mesh yang cukup banyak dan hanya masih berupa *file surface body* atau hanya permukaan namun tidak memiliki volume dan belum menjadi *file solid body*, sehingga *file* tersebut belum bisa dilakukan pencetakan 3-D *Printed model implant* TKR dan proses simulasi. Setelah itu, dengan bantuan fitur *Scanto3D* akan dirubah menjadi *solid body file*.

3.5.3 Desain *Implant Total Knee Replacement*

Setelah model tulang menjadi *solid body file*, langkah selanjutnya adalah merancang *implant* berdasarkan model tersebut. Pertama, dilakukan pemotongan tulang pada bagian bawah tulang paha dan bagian atas tibia dan dipotong sesuai dengan prosedur medis untuk operasi *Total Knee Replacement*. Setelah itu dibuat desain sendi prostetik berdasarkan hasil pemotongan pada femur dan tibia.

a. Pematongan pada ulang femur (*Femoral Cutting*)

Pematongan pada tulang femur yang berada di dekat sendi lutut merupakan suatu jenis tindakan bedah ortopedi yang dapat diaplikasikan pada pasien dengan beragam kondisi, seperti osteoarthritis lutut, gangguan postural lutut, dan cedera ligamen lutut. Prosedur tersebut bertujuan untuk memperbaiki deformitas tulang, meningkatkan stabilitas dan fungsi sendi lutut, serta mengurangi rasa sakit pada pasien. Beberapa jenis teknik pematongan pada tulang femur yang dapat dilakukan di sekitar sendi lutut antara lain:

1. *High Femoral Osteotomy* (HFO)

High femoral osteotomy adalah suatu tindakan bedah ortopedi yang bertujuan untuk memperbaiki deformitas pada sendi lutut. Prosedur ini melibatkan pematongan tulang femur pada bagian atasnya dan kemudian tulang tersebut ditempatkan kembali pada posisi yang tepat untuk mengurangi tekanan pada bagian sendi lutut yang terkena kerusakan atau keausan. Tindakan ini dapat digunakan untuk mengobati berbagai kondisi, seperti osteoarthritis lutut, perubahan postur lutut dan cedera ligamen lutut (Ji-Hoon Bae, n.d.).

2. *Distal Femoral Osteotomy* (DFO)

Distal femoral osteotomy merupakan teknik pematongan tulang femur bagian sisi bawah tulang, kemudian tulang diposisikan ulang untuk mengurangi beban pada sisi yang rusak atau aus pada sendi lutut (J. A. Amato dan M. J. Harkey, 2017).

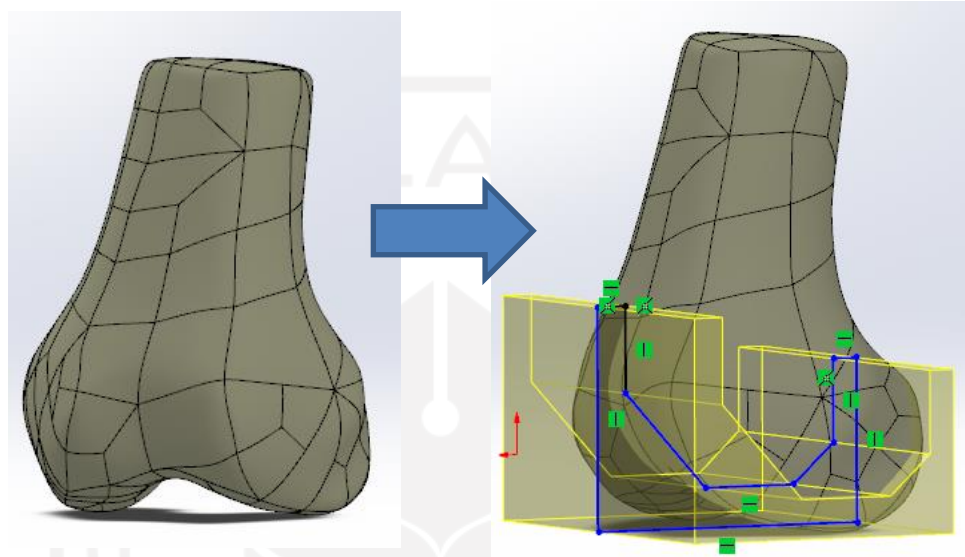
3. *Supracondylar Femoral Osteotomy* (SFO)

Supracondylar femoral osteotomy adalah sebuah teknik bedah ortopedi yang melibatkan pematongan tulang femur di sekitar area supracondylar, yang terletak pada bagian bawah tulang femur yang berdekatan dengan sendi lutut. Tujuan dari prosedur ini adalah untuk mengubah poros mekanik pada sendi lutut dengan melakukan pemosisian ulang tulang femur pada area supracondylar (Mehmet Armangil, n.d.).

Pematongan yang dilakukan pada tulang bagian femur dilakukan setelah berkonsultasi dengan dokter spesialis ortopedi. Pematongan pada

tulang bagian femur tentunya berdasarkan bentuk tulang pasien dan kasus yang dilakukan. Berikut hasil pemotongan tulang tibia.

Pada penelitian ini, pemotongan tulang dilakukan seperti pada gambar 3- 5.



(a). Tulang hasil rekonstruksi

(b). Proses pemotongan tulang



(c). Hasil dari proses pemotongan tulang

Gambar 3- 7 Pemotongan pada tulang femur

b. Pemoongan pada tulang tibia (*Tibial Cutting*)

Pemoongan pada tulang tibia adalah prosedur bedah ortopedi yang dilakukan dengan tujuan untuk menyempurnakan dan menyesuaikan permukaan tulang tibia, sehingga tekanan pada sendi lutut bisa tersebar secara merata dan mengurangi rasa sakit dan ketidaknyamanan pada pasien.

Pemoongan yang dilakukan pada tulang tibia ada berbagai macam jenis, termasuk:

1. *Tibial osteotomy*

Prosedur bedah ortopedi yang umum dilakukan pada pasien dengan osteoarthritis lutut adalah tibial osteotomy. Tujuan dari prosedur ini adalah untuk mengurangi tekanan pada bagian lutut yang rusak dengan memotong dan mengubah bentuk tulang tibia, sehingga beban pada sendi lutut dapat didistribusikan secara merata dan mengurangi rasa sakit dan ketidaknyamanan pada pasien (K. C. K. Ng, 2016).

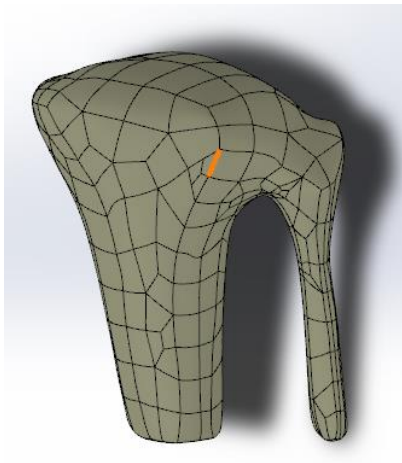
2. *High tibial osteotomy (HTO)*

High tibial osteotomy adalah salah satu jenis tibial osteotomy yang melibatkan pemoongan tulang tibia pada bagian yang lebih tinggi. Tujuan dari prosedur ini adalah untuk memodifikasi sudut sendi lutut dan mengalihkan beban ke area lutut yang lebih sehat, sehingga mengurangi tekanan pada bagian lutut yang rusak (S. Hussain, 2021).

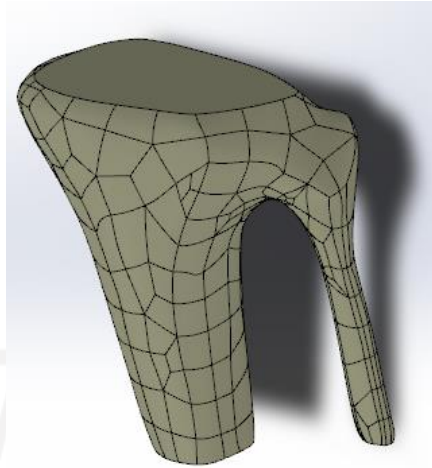
3. *Distal tibial osteotomy*

Prosedur bedah ortopedi yang dikenal sebagai *distal tibial osteotomy* melibatkan pemoongan pada bagian tulang tibia yang lebih rendah. Tujuan dari prosedur ini adalah untuk menyesuaikan dan meluruskannya sehingga dapat menyeimbangkan beban pada sendi lutut, dengan demikian membantu meringankan gejala osteoarthritis lutut. (J. A. Amato dan M. J. Harkey, 2017).

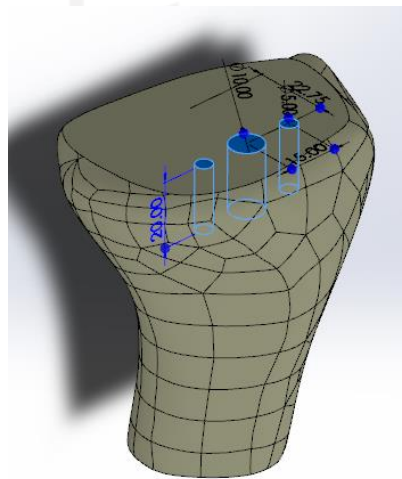
Pemoongan pada tulang bagian tibia tentunya berdasarkan bentuk tulang pasien dan kasus yang dilakukan. Berikut hasil pemoongan tulang tibia.



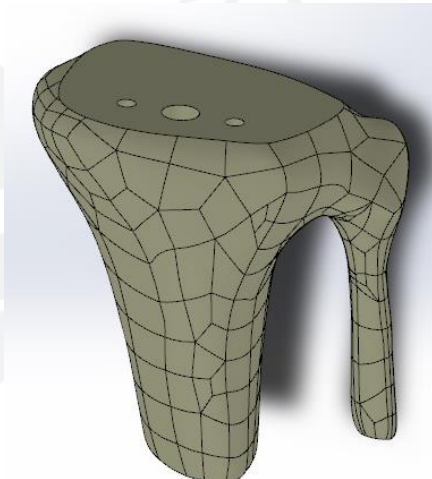
(a). Hasil rekonstruksi tulang tibia



(b). Pemotongan bagian atas tulang tibia



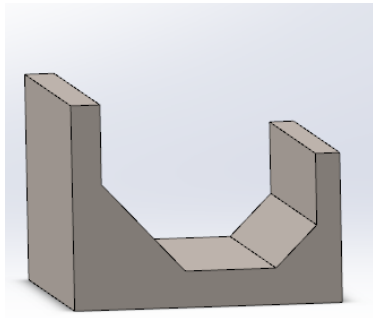
(c). Pemotongan bagian *implant* tibia



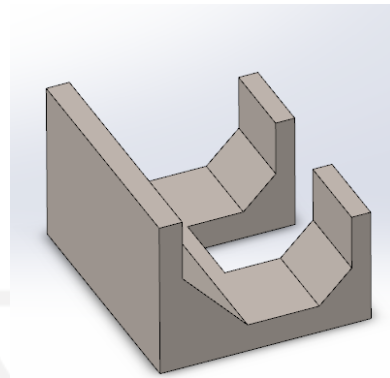
(d). Hasil dari proses pemotongan tibia

Gambar 3- 8 Pemotongan pada tulang tibia

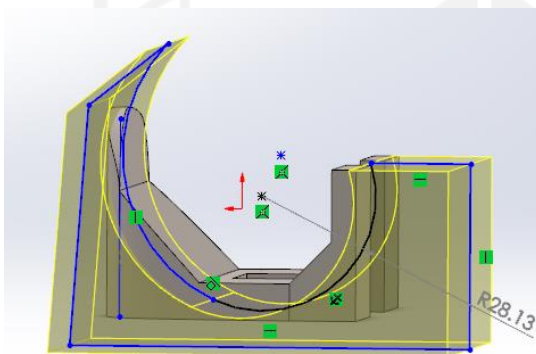
c. Pembuatan *Implant* bagian femur



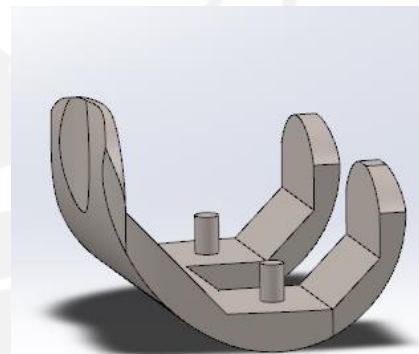
(a). Proses pembuatan *implant* bagian femur



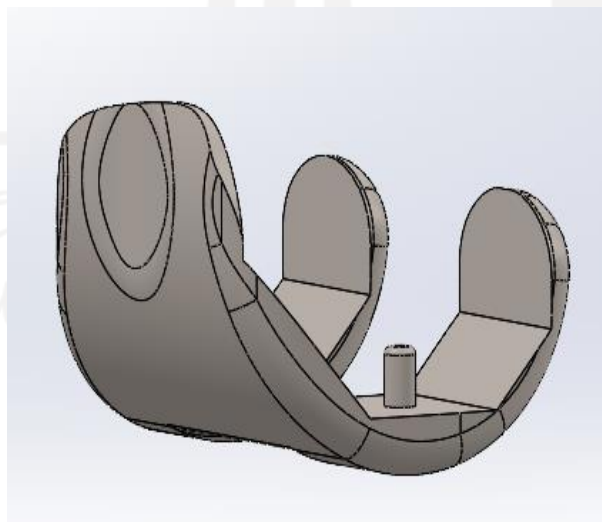
(b). Proses pemotongan bagian dalam *implant*



(c). Proses pemotongan bagian luar *implant*



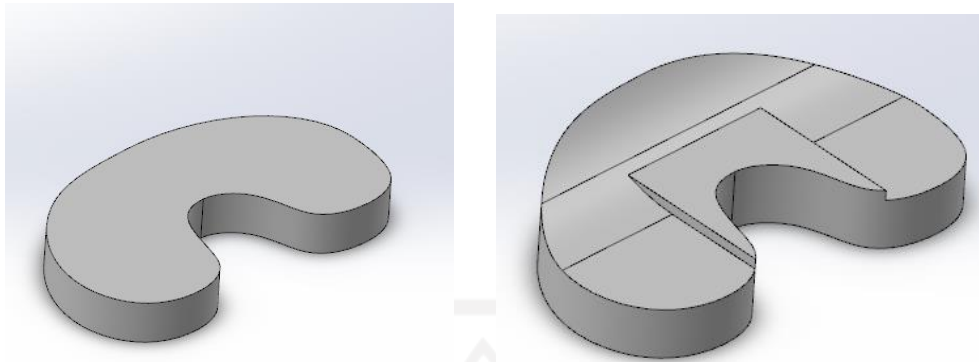
(d). Proses pemotongan bagian dalam *implant*



(e). Hasil pembuatan *implant*

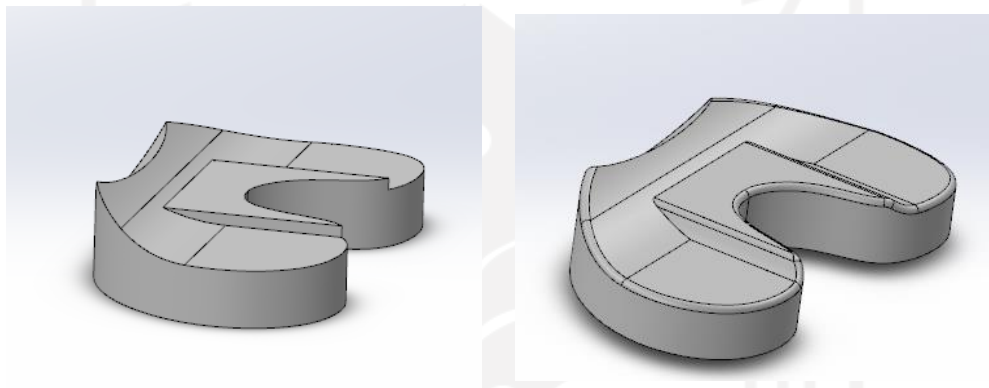
Gambar 3- 9 Pembuatan *implant* femur

d. Pembuatan bantalan tibia (*tibial insert/tibial post*)



(a). Proses awal pembuatan *implant* bantalan tibia

(b). Proses penambahan bagian pada *implant* bantalan tibia

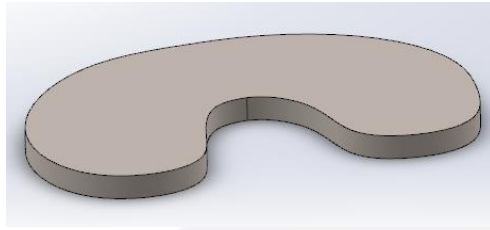


(c). Proses pemotongan bagian luar *implant* bantalan tibia

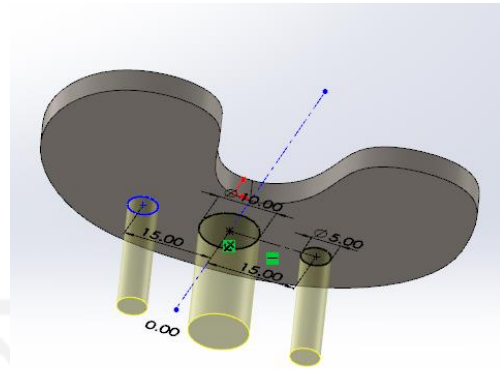
(d). Hasil akhir desain *implant* bagian bantalan tibia

Gambar 3- 10 Pembuatan *implant* bantalan tibia

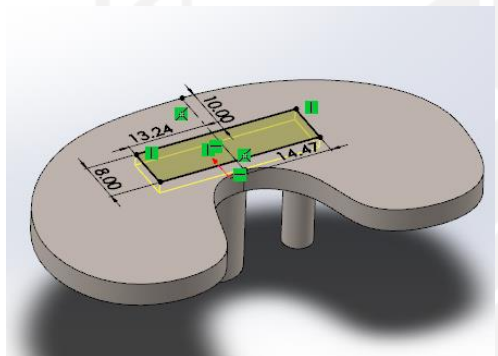
e. Pembuatan *implant* tibia



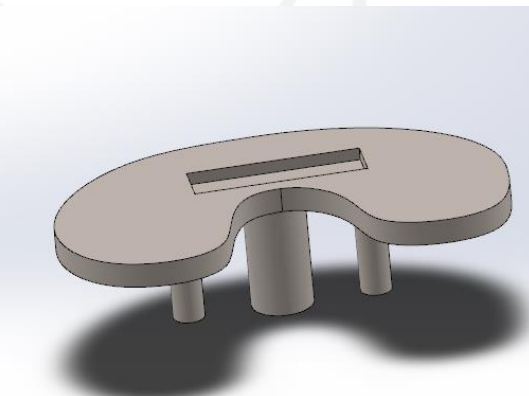
(a). Proses awal pembuatan *implant* tibia



(b). Proses penambahan bagian pada *implant* tibia



(c). Proses pemotongan tengah *implant* tibia



(d). Hasil akhir desain *implant* bagian tibia

Gambar 3- 11 Pembuatan *implant* tibia

3.6 Proses Finite Element Analysis (FEA)

Menurut (K. Kumar and M. L. Aggarwal, 2013) langkah – langkah dalam melakukan Analisis Elemen Hingga diawali dengan *preprocessor* yang berguna untuk mengatur dan menyiapkan data. Kemudian, *solution* yang digunakan untuk menghitung sifat-sifat objek yang dianalisis. Terakhir, *postprocessor* untuk menganalisis dan memvisualisasikan hasil. Berikut merupakan langkah-langkah dalam simulasi FEA pada perangkat lunak *Ansys Students 2023*:

1. Langkah pertama untuk membuat model 3D, pertama – tama perlu mengubah format model, pendefinisian atau menentukan material, Pemodelan geometri dan melakukan *generate mesh* atau *meshing*. Di *Ansys*, proses ini dilakukan di *Preprocessor*.
2. Langkah selanjutnya memilih jenis *solver* apa yang akan digunakan pada analisis yang dilakukan di *Ansys Students*. Langkah tersebut ini dilakukan di *Solution*.
3. Langkah terakhir yaitu *plotting* hasil yang ingin dicari. langkah ini disebut *Postprocessor*.

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

3.6.1 *Preprocessor*

1. Mengubah Format Model

Untuk menggunakan perangkat lunak *Ansys* maupun *Ansys Students* dalam melakukan analisis, pertama-tama *file solid body* harus diubah format *file* STL. Format yang digunakan di *Ansys* untuk menjalankan proses FEA menggunakan format STEP. Pada *solidworks 2020*, format diubah dari format *file* SLDPRT menjadi STEP. Selain STEP Adapun opsi lainnya yaitu format *file* IGES. Namun penulis lebih memilih menggunakan format tipe STEP karena terdapat perbedaan yang cukup signifikan antara kedua format *file* tersebut. Pertama, STEP lebih kompatibel untuk mentransfer data antara sistem CAD yang berbeda, sedangkan IGES tidak selalu mendukung pertukaran data yang mulus antara sistem CAD yang berbeda. Kedua, STEP lebih mampu mentransfer data geometri yang kompleks dan lebih mendetail, sedangkan IGES lebih cocok untuk

mentransfer data geometri yang sederhana dan kurang kompleks. Ketiga, STEP menggunakan bahasa pemrograman yang lebih maju dan kompleks untuk mengatur struktur data, sedangkan IGES menggunakan bahasa pemrograman yang lebih sederhana. Keempat, ukuran *file* yang dihasilkan oleh STEP cenderung lebih besar daripada IGES, karena kemampuannya untuk mentransfer data geometri yang lebih kompleks. Kelima, STEP memiliki fitur keamanan data yang lebih baik daripada IGES, karena dapat menyimpan informasi keamanan seperti password dan hak akses pengguna ke *file*. Terakhir, STEP lebih cenderung memberikan informasi yang lebih lengkap tentang geometri dan informasi lainnya daripada IGES, karena format *file* yang lebih kompleks (S.S. Patil, dll., 2017)

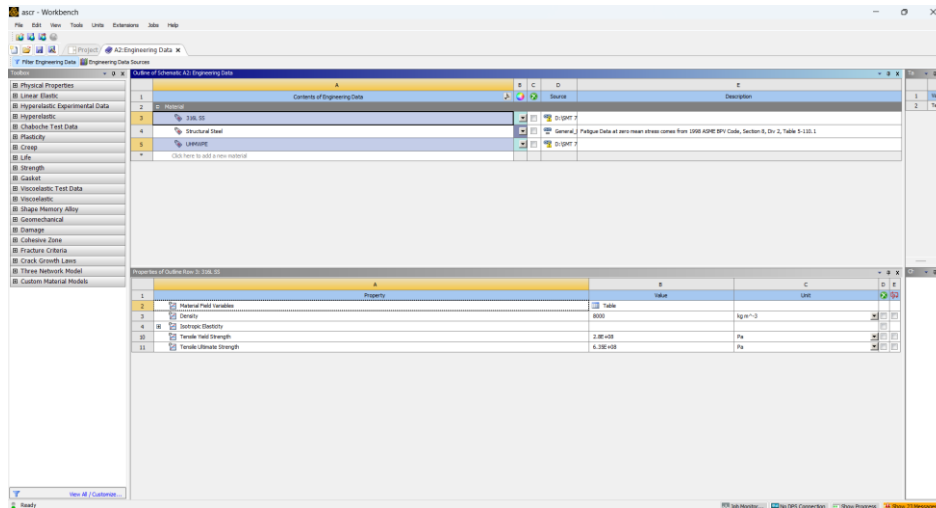
2. Pendefinisian Material

Ada beberapa material biomedis yang banyak digunakan oleh dokter. Pada penelitian (Samadhiya et al., n.d.-b) terdapat 4 jenis material untuk *implant* bagian femur dan 1 jenis material untuk *insert* atau bantalan tibia. Namun pada penelitian kali ini hanya akan menggunakan 1 jenis material untuk *implant* TKR bagian femur yaitu Stainless Steel 316 L dan 1 jenis material untuk bantalan tibia yaitu UHMWPE. *Material properties* yang digunakan bisa dilihat pada table 3- 4:

Tabel 3- 3 *Material Properties*

Material	Density (Kg/m ³)	Young's Modulus (Pa)	Poisson's Ratio	Yield Strength (Pa)	Ultimate Strength (Pa)
UHMWPE	930	6,90E+08	0,29	2,10E+07	4,80E+07
SS 316 L	8000	1,97E+11	0,3	2,80E+08	6,35E+08

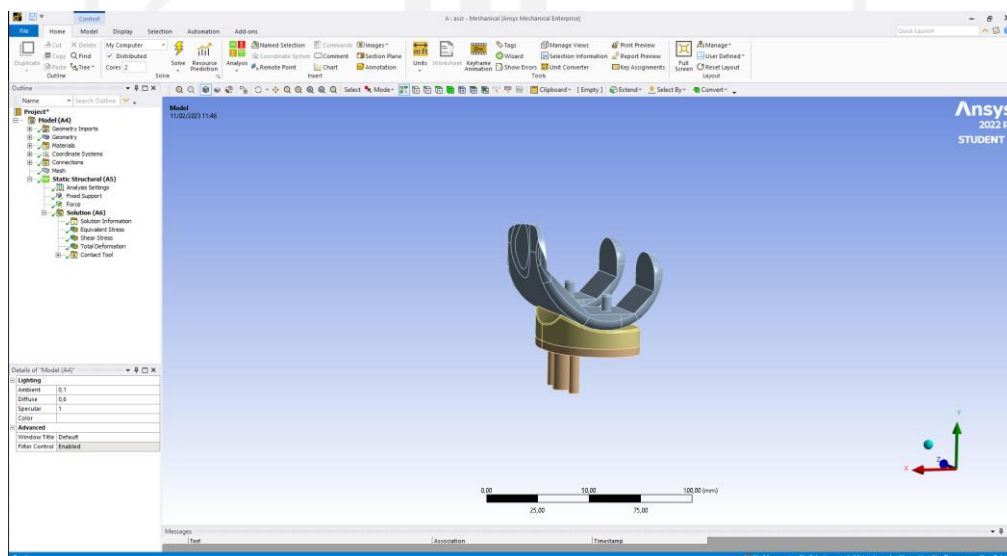
(Sumber: Samadhiya et al., n.d.)



Gambar 3- 12 Pendefinisian material pada *Ansys Students*

3. Pemodelan Geometri

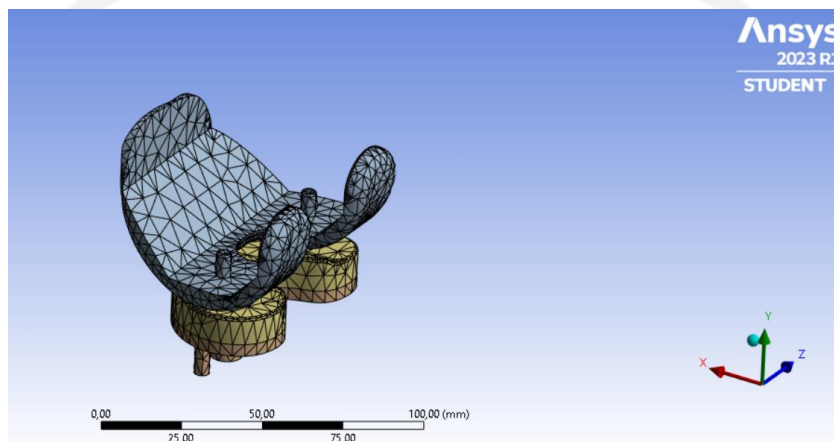
Pemodelan geometri diawali dengan *import* model *implant* TKR. menggunakan data dari *file* STEP dari *Solidworks* 2020, dan menentukan arah beban dan kondisi batas. Dipilihnya format STEP dikarenakan memiliki data import yang masih lengkap dan tidak ada perbedaan ketika *file* SLDPRT menjadi *file* STEP. *Import geometry* desain *implant* TKR dapat dilihat pada gambar 3- 13.



Gambar 3- 13 *Import geometry* model assembly *implant* TKR

4. Proses *Meshing*

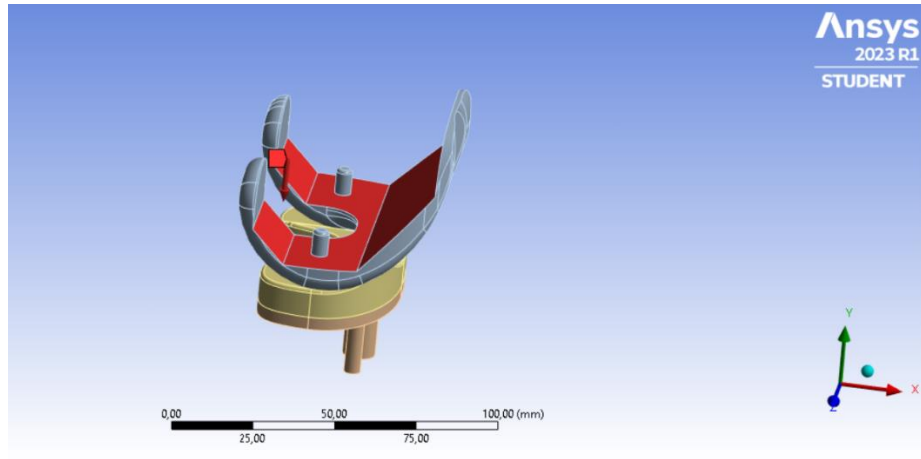
Meshing adalah solusi berupa pemecahan model 3D menjadi bagian – bagian yang lebih kecil sehingga ketika dianalisis akan mendapatkan lebih akurat. Analisis ini nantinya dilakukan dengan ukuran mesh 4 mm karena sudah cukup teliti untuk analisis model TKR. Bentuk mesh yang digunakan adalah default dari *Ansys Students*, yaitu *tetrahedral*.



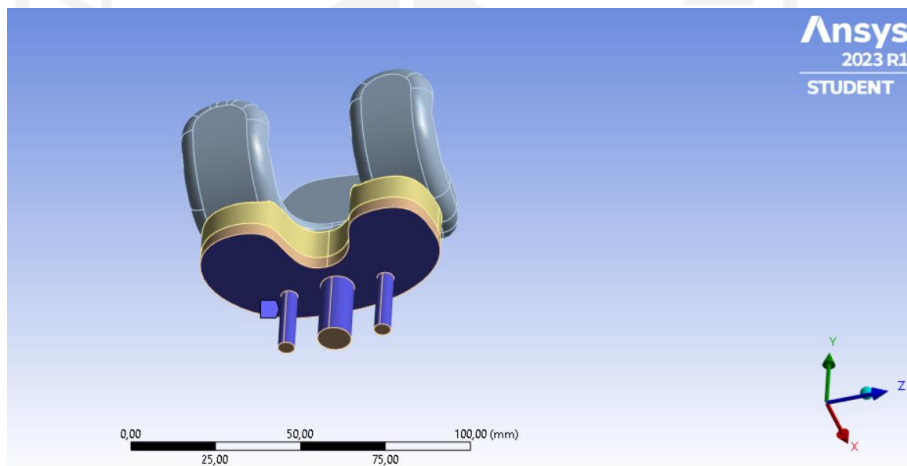
Gambar 3- 14 Hasil *Meshing* pada ukuran 4 mm

5. *Boundary Condition*

Untuk mendapatkan hasil analisis yang lebih akurat diperlukan suatu batasan atau *boundary condition*, dikarenakan simulasi dilakukan tanpa menggunakan tulang femur and tibia maka diperlukan beberapa permukaan pada implant bagian tulang femur untuk menjadi pusat beban diletakan dan menentukan arah bebannya. Lalu ditetapkannya *fixed support* untuk menandakan bahwa bagian tersebut diam terkunci ke simulasi *Ansys Students*. Dengan demikian, fokus analisis dapat berada pada model TKR.



Gambar 3- 15 Letak beban (permukaan berwarna merah) dan arah beban (panah merah) pada sudut 0°

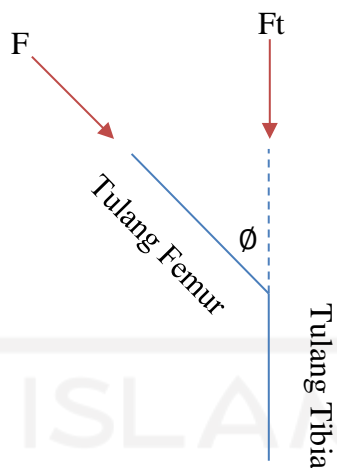


Gambar 3- 16 *Fixed support* (permukaan berwarna biru)

Langkah selanjutnya dalam pemberian kondisi batas adalah menentukan nilai maksimum dalam skema warna untuk tegangan von mises, deformasi dan tekanan kontak.

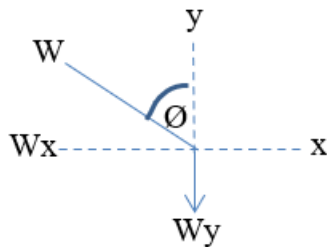
6. Pendefinisian Beban

Penelitian yang dilakukan oleh (Samadhiya et al., n.d.-a), telah dilakukan pembebanan yang dimulai dari 600 hingga 5000 N. Hal ini sesuai dengan standar pembebanan ISO 14243-1. Bila ingin menguji alat prostetik diperlukan pemberian beban maksimal sebesar 600 - 5000 N.



Gambar 3- 17 Ilustrasi arah pembebanan

Penulis akan menggunakan beban 3000 N dengan mengambil tiga sudut dan satu beban dengan arah sumbu – y sebagai penelitian, sudut yang digunakan yaitu 0° , 30° , dan 60° . Gambar 3- 18 menunjukkan ilustrasi arah beban.



Gambar 3- 18 Ilustrasi beban (w) pada bidang miring

Beban nantinya akan diberikan pada (w_y) dengan sudut di (ϕ) pada gambar 3- 18. Konsep trigonometri dari ilustrasi beban seperti pada gambar diatas, didapatkan bahwa:

$$\cos \phi = \frac{W_y}{W} \text{ sehingga } W_y = W \times \cos \phi \quad (3- 1)$$

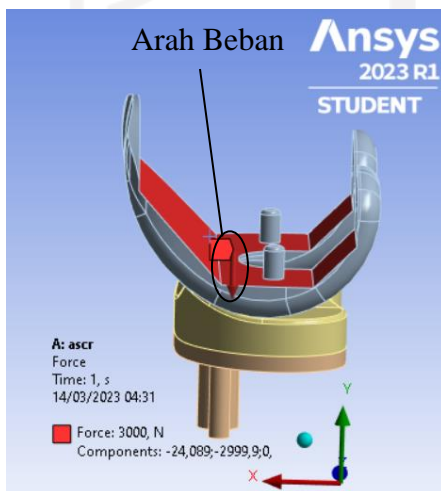
Berdasarkan rumus tersebut, didapatkan nilai beban yang ditunjukkan pada tabel dibawah ini.

Tabel 3- 4 pembebanan pada TKR

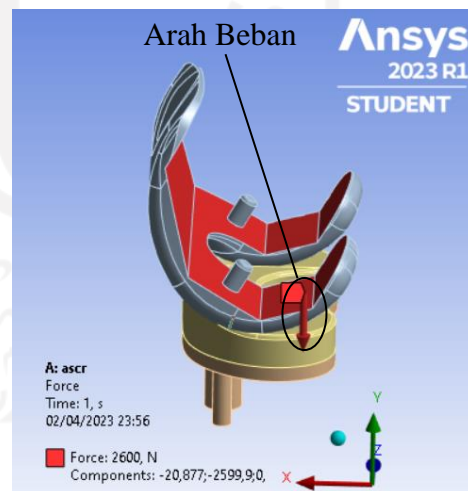
Sudut (Derajat)	Beban (N)
0	3000
30	2600
60	1500

Tabel diatas menunjukkan hasil konversi beban 3000 N pada 3 sudut berbeda. Beban awal memang menggunakan 3000 N, namun pada sudut 30°, dan 60° berubah lebih kecil dikarenakan perhitungan pada rumus (3- 1). Berdasarkan table tersebut juga telah diketahui bahwa beban terbesar terletak pada sudut 0°.

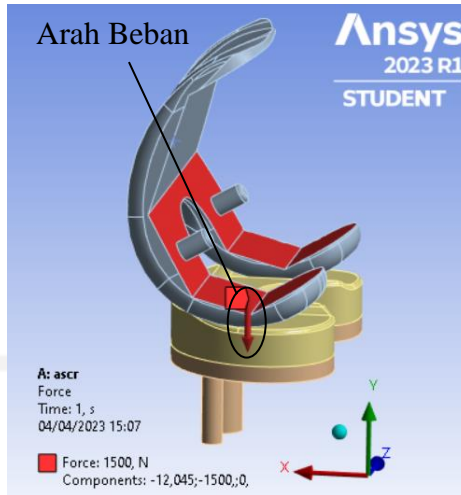
Gambar 3- 19 menunjukkan pemberian pembebanan (distribusi pembebanan) pada area *implant* TKR bagian *femur part* yang ditandai dengan bagian berwarna merah. Arah beban pada gambar tersebut (panah yang dilingkari) mengarah pada sumbu (-y) atau bisa dikatakan bertolak belakang dengan sumbu (y) yang mengarah keatas.



(a). 0°



(b). 30°

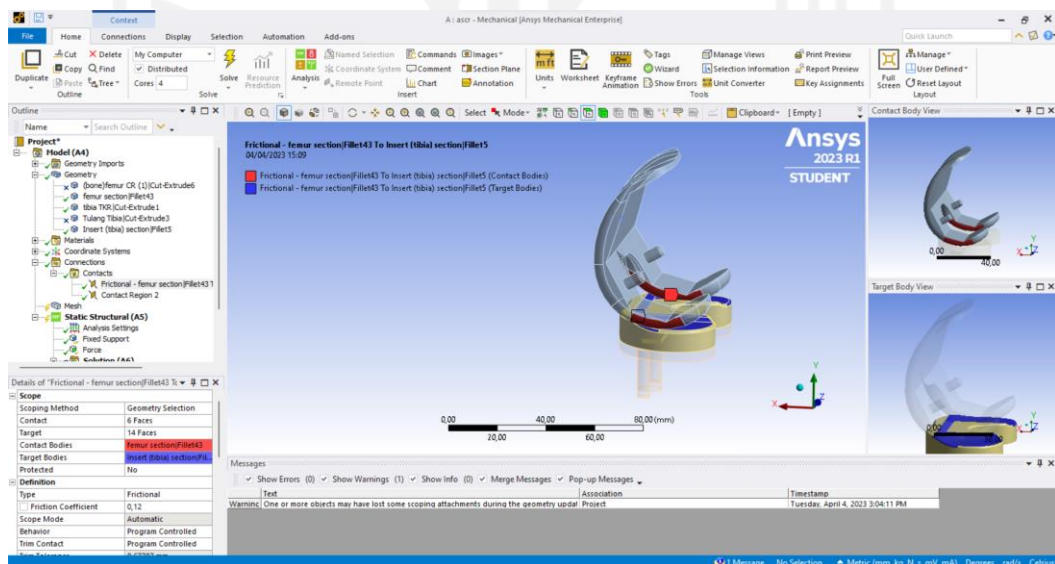


(c). 60°

Gambar 3- 19 Arah dan Area Pembebanan

7. Pendefinisian Kontak

Tipe kontak yang digunakan pada penelitian ini akan menyesuaikan pada penelitian yang telah dilakukan oleh (Samadhiya et al., n.d.-a) dengan menggunakan kontak tipe *frictional* dengan koefisien sebesar 0,12 pada material Stainless Steel 316L dan UHMWPE.



Gambar 3- 20 Pengaturan tipe kontak

Gambar diatas, menunjukkan pemilihan kontak yang digunakan dan pemilihan kontak yang dipilih adalah bagian *femur part* dan *tibial insert part*. Hal

ini dikarenakan terdapat kegagalan yang dapat terjadi pada *tibial insert* akibat aus setelah bergesekan pada *femur part*.

3.6.2 Solution

1. Solving

Dalam menangani masalah analisis, perangkat lunak *Ansys Students* menggunakan sebuah proses *solver*. Proses *solver* ini menggunakan metode *sparse solver* yang dikenal sangat efektif. *Sparse solver* merupakan suatu metode *direct solver* yang digunakan untuk menyelesaikan masalah analisis dalam perangkat lunak *Ansys Students*.

```

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- 21 Metode *sparse solver*

Sparse solver merupakan suatu standar pemecah yang digunakan untuk semua jenis analisis di *Ansys*. Meskipun penggunaan *sparse solver* sebagai standar dapat memerlukan penggunaan memori yang besar, namun metode ini dapat memberikan hasil yang lebih akurat dalam analisis data (M. K. Thompson and J. M. Thompson, 2017).

2. Mesh Dependency

Mesh dependency adalah suatu metode untuk menentukan ukuran mesh yang paling cocok untuk suatu simulasi tertentu, yang didasarkan pada hasil analisis. Informasi ini kemudian digunakan untuk memilih ukuran mesh yang optimal. Data yang diperoleh dari hasil analisis terutama berfokus pada nilai dari tegangan von mises, total deformasi, dan tekanan kontak yang diperoleh dari sudut 0°, 30°, dan 60°. Dengan menggunakan metode *mesh dependency*, ukuran mesh yang dipilih akan sesuai dengan kebutuhan analisis dan dapat memberikan hasil yang lebih akurat. Pada penelitian ini, penulis menggunakan sudut 0°

sebagai acuan untuk *mesh dependency*. Dalam mencari *mesh dependency* terdapat rumus yang digunakan. Berikut rumus dan keterangannya:

$$x = \frac{(qn - q1)}{q1} \times 100\% \quad (3-2)$$

Keterangan:

qn = data yang dicari

q1 = data acuan (data 1)

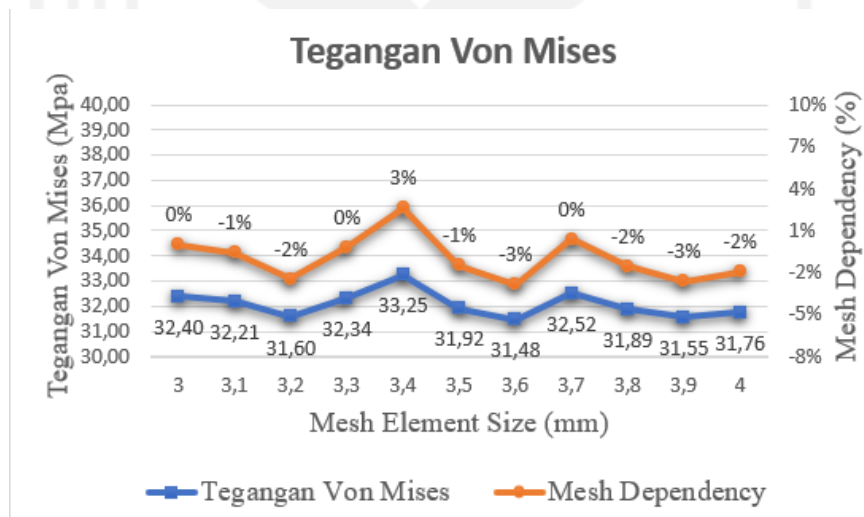
Berikut adalah table data hasil analisis *mesh dependency* pada sudut 0°:

Tabel 3- 5 Data analisis sudut 0°

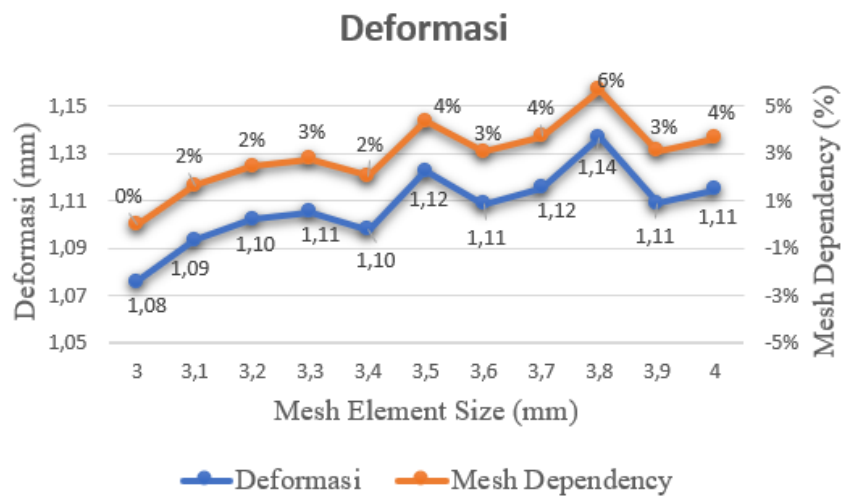
Data	Mesh Size (mm)	Tegangan Von Mises (MPa)	Total Deformation (mm)	Tekanan Kontak (MPa)
Acuan (q1)	3	32,40	1,07	49,89
2 = q (2)	3.1	32,21	1,09	47,89
3 = q (3)	3.2	31,59	1,11	45,04
4 = q (4)	3.3	32,33	1,110	45,39
5 = q (5)	3.4	33,24	1,09	44,38
6 = q (6)	3.5	31,92	1,12	44,66
7 = q (7)	3.6	31,48	1,11	44,13
8 = q (8)	3.7	32,52	1,11	43,94
9 = q (9)	3.8	31,89	1,13	43,57
10 = q (10)	3.9	31,55	1,11	43,68
11 = q (11)	4	31,76	1,11	43,12

Tabel 3- 6 *Mesh dependency* sudut 0°

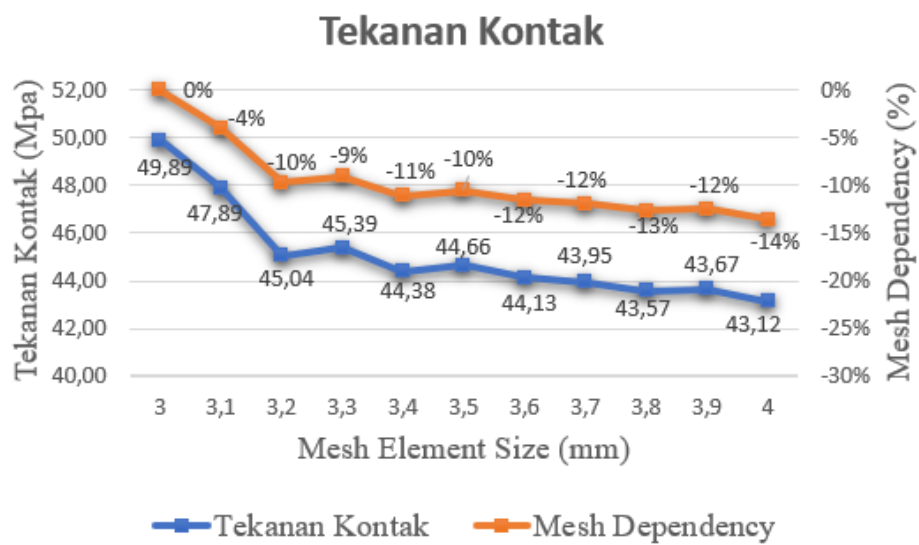
Acuan Data	Mesh Size (mm)	Tegangan Von Mises (MPa)	Total Deformation (mm)	Tekanan Kontak (MPa)	Waktu (s)
1 ke 1	3	0%	0%	0%	36
2 ke 1	3.1	-1%	2%	-4%	32
3 ke 1	3.2	-2%	2%	-10%	30
4 ke 1	3.3	0%	3%	-9%	28
5 ke 1	3.4	3%	2%	-11%	24
6 ke 1	3.5	-1%	4%	-10%	25
7 ke 1	3.6	-3%	3%	-12%	25
8 ke 1	3.7	0%	4%	-12%	22
9 ke 1	3.8	-2%	6%	-13%	27
10 ke 1	3.9	-3%	3%	-12%	22
11 ke 1	4	-2%	4%	-14%	21



Gambar 3- 22 *Mesh dependency* hasil tegangan von mises pada sudut 0°



Gambar 3- 23 Mesh dependency hasil total deformasi pada sudut 0°

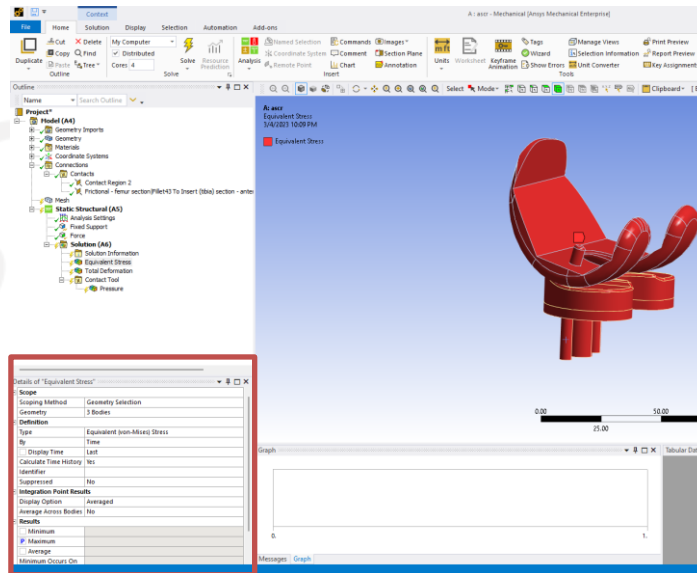


Gambar 3- 24 Mesh dependency hasil tekanan kontak pada sudut 0°

Penelitian ini menggunakan mesh size 4 mm untuk menganalisis model TKR. Mesh tersebut bisa dianggap cukup teliti sebagai acuan tentang kinerja model TKR. Selain itu, dipilihnya mesh ukuran 4 didukung dari hasil *time calculation* yang terbilang cukup cepat dibandingkan dengan ukuran mesh yang digunakan dalam uji coba *mesh dependency*

3.6.3 Postprocessor

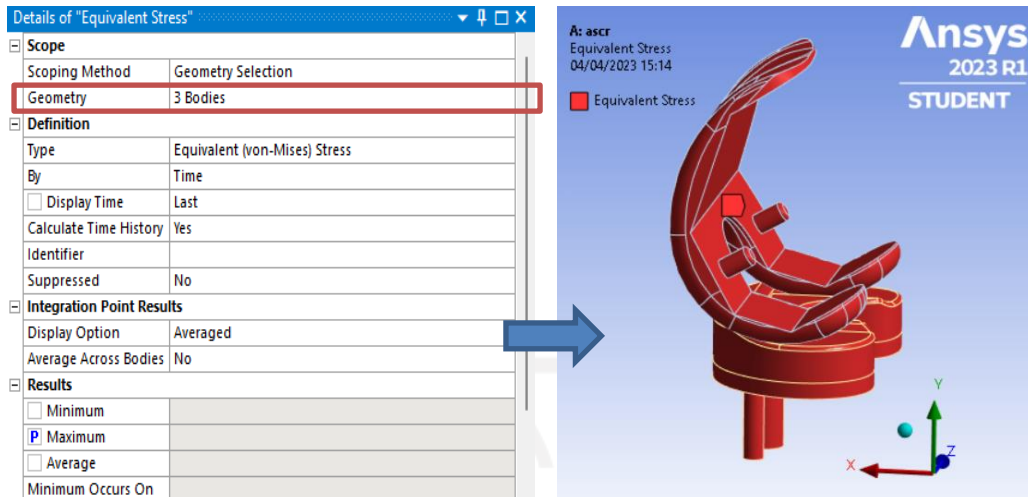
Hasil analisis FEA pada *Ansys* ataupun *Ansys Students* akan secara otomatis terpilih *all bodies* yang menandakan bahwa hasil *solve* akan diperlihatkan pada seluruh bagian dari suatu struktur yang akan dianalisis.



Gambar 3- 25 *Geometry selection* menu pada *Ansys Students*

Pada penelitian ini, hasil analisis FEA akan diperlihatkan pada seluruh bagian *implant* TKR yang terdiri dari tiga bagian dan khusus pada bagian *tibial insert*. Oleh karena itu, diperlukan pemilihan bagian – bagian dengan fitur *geometry selection* sebelum *solve* dilakukan.

Geometry selection berguna untuk memilih bagian mana yang akan diperlihatkan hasil *solver* yang diinginkan pada perangkat lunak *Ansys* maupun *Ansys Students*.



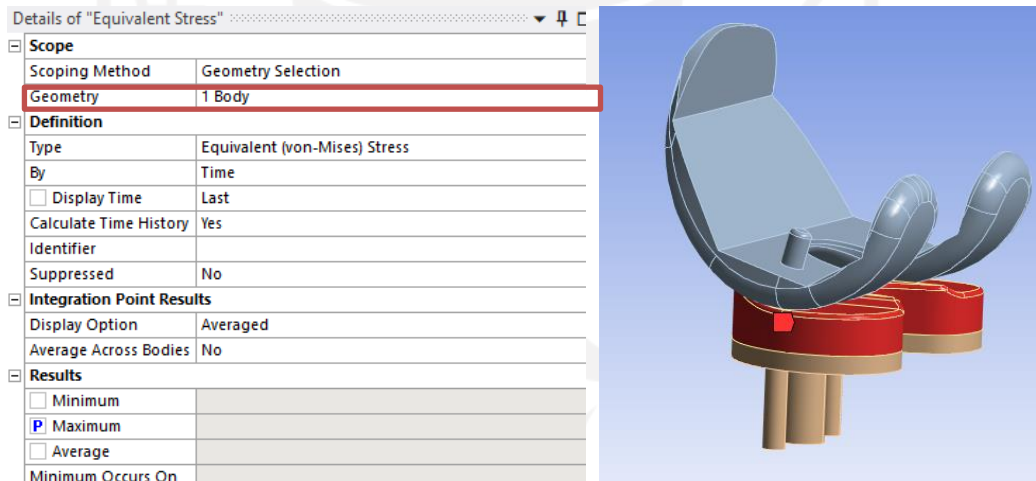
(a). Pemilihan *part* yang ingin

(b). *Geometry selection* (warna

diperlihatkan hasil *solver*-nya (*geometry selection*)

merah) pada seluruh bagian *implant* TKR

Gambar 3- 26 Pemilihan seluruh bagian *implant* TKR



(a). Pemilihan *part* yang ingin diperlihatkan hasil *solver*-nya (*geometry selection*)

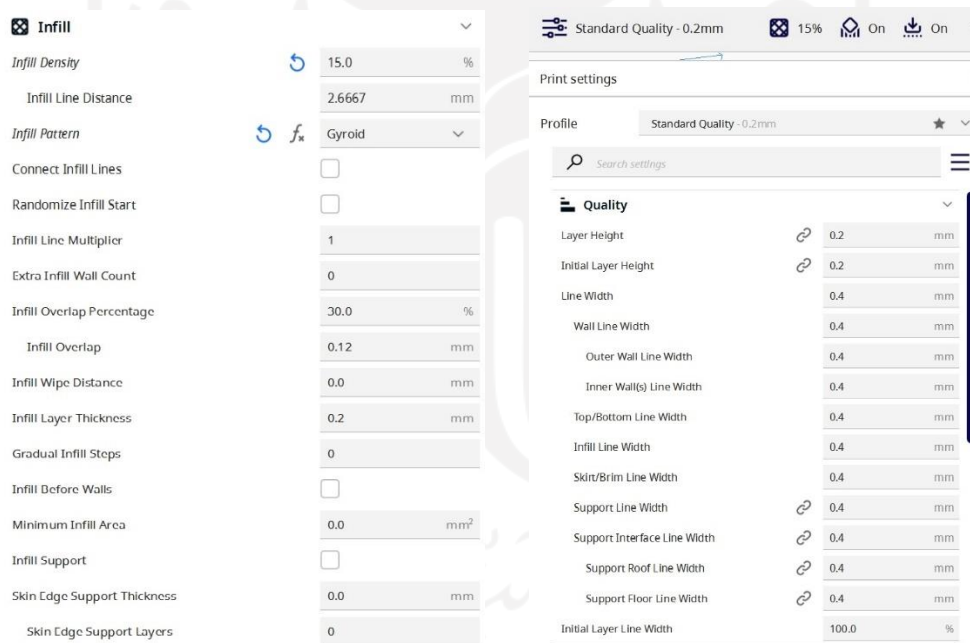
(b). *Geometry selection* (warna merah) pada *tibial insert* bagian *implant* TKR

Gambar 3- 27 Pemilihan bagian *tibial insert* *implant* TKR

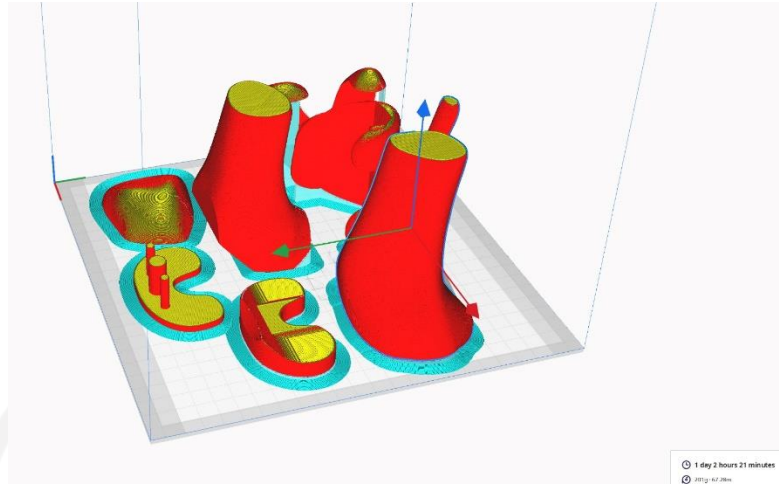
Pada tahap ini diperoleh *output* berupa nilai tegangan von mises, deformasi, dan tekanan kontak dari analisis *implant* TKR yang sudah dibuat dan akan disajikan pada bab 4 hasil dan pembahasan.

3.7 Proses Pembuatan 3-D Printed Model Implant TKR

Membuat 3-D Printed model implant TKR adalah tentang membuat alat bantu visual yang efektif yang membantu menjelaskan operasi TKR dan pemasangan sendi lutut prostetik (TKR) yang sudah didesain. Dengan menggunakan teknologi cetak 3D, kita dapat membuat model tulang lutut dan sendi lutut prostetik sebelum dicetak. *File* desain sendi *implant solidworks 2020* akan di ubah ke *file* STL, kemudian di Ultimaker Cura *file* STL akan memproses slice atau membuat G-Code yang akan digunakan untuk mencetak model.



Gambar 3- 28 Parameter 3D Print PLA



Gambar 3- 29 Proses peletakan model pada perangkat lunak *Ultimaker Cura*

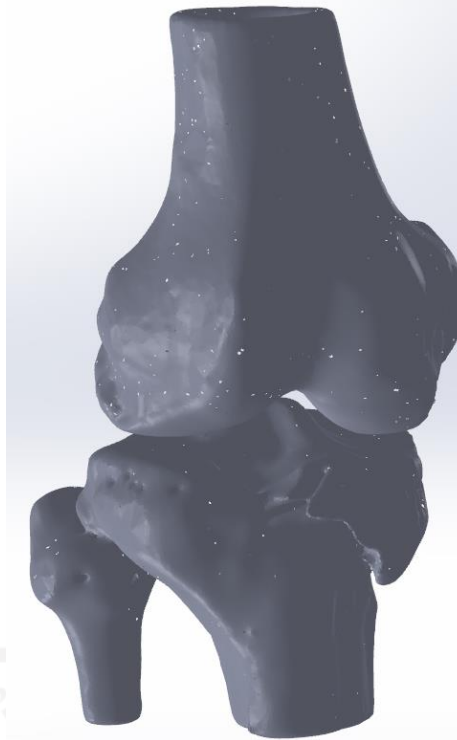


BAB 4

HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1 Hasil Rekonstruksi Tulang

Model 3D tulang lutut telah dibuat dengan menggunakan perangkat lunak 3D *Slicer* dari data CT – Scan / MRI. Setelah dibuat, *file* STL telah diekspor sesuai dengan kriteria rekonstruksi yang ditetapkan, walaupun beberapa area masih terdapat noise. Hasil rekonstruksi dapat dilihat sebagai berikut:



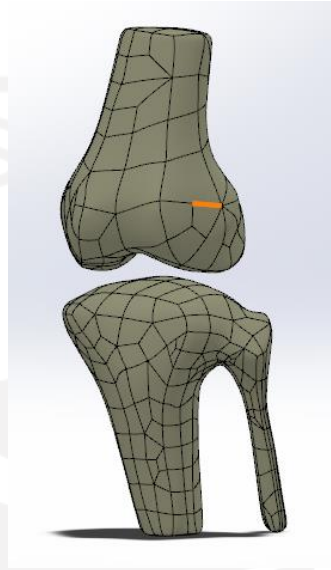
Gambar 4- 1 Hasil rekonstruksi tulang femur dan tibia

4.2 Hasil Desain *Implant* TKR

4.2.1 Desain *Solid Body* Tulang Femur dan Tibia

Hasil solid body tulang lutut ini merupakan hasil rekonstruksi tulang lutut yang semula dalam format STL. Proses ini permukaan yang tidak rata akan dihaluskan dan diubah menjadi benda padat menggunakan perangkat lunak

Meshmixer dan *Solidworks 2020*. Dengan *tools Scanto3D*, Desain ini dapat membantu dalam penelitian ini melakukan analisis elemen hingga pada tulang lutut untuk melihat cara kerjanya, dan kemudian membuat *3-D Printed model implant TKR* untuk membantu penulis dalam memahami dengan lebih baik bagaimana bentuk tulang lutut.

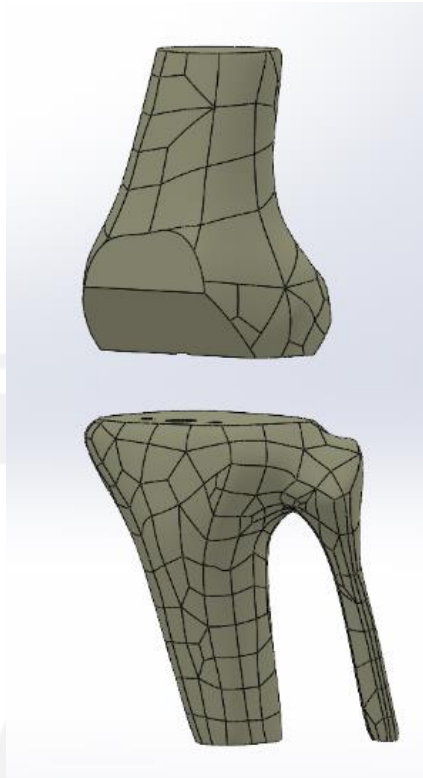


Gambar 4- 2 Desain *solid body*

4.2.2 Pemotongan Desain Tulang Femur dan Tibia

Pemotongan tulang femur dan tibia dapat dilakukan dengan menggunakan berbagai teknik dan alat yang berbeda, tergantung pada tujuan dari prosedur tersebut. Dalam konteks medis, pemotongan tulang femur dan tibia sering dilakukan dalam prosedur operasi ortopedi, seperti penggantian sendi lutut atau patah tulang. Pemotongan dilakukan dengan menggunakan gergaji tulang khusus yang dirancang untuk memotong tulang dengan presisi dan minim trauma pada jaringan sekitarnya. Dokter bedah akan mempertimbangkan faktor seperti lokasi pemotongan, kebutuhan untuk menjaga integritas tulang, dan kondisi medis pasien saat memilih teknik pemotongan yang tepat.

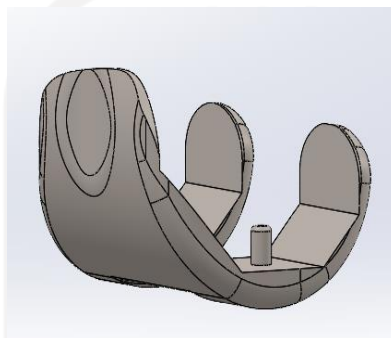
Sebelum melakukan proses desain *implant TKR*, penting untuk menyesuaikannya dengan tulang lutut yang dipotong.



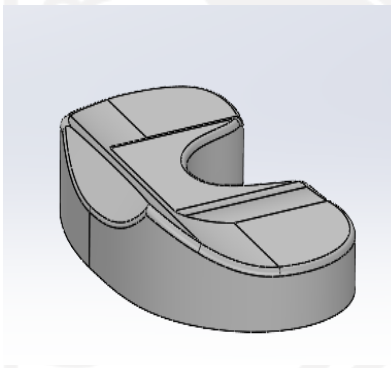
Gambar 4- 3 Hasil pemotogan tulang femur dan tibia

4.2.3 Desain *Implant* TKR

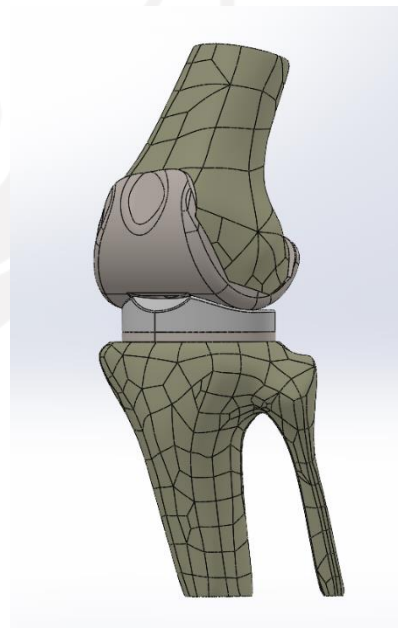
Tulang yang sudah di rekonstruksi dijadikan acuan untuk membuat sendi lutut prostetik yang telah ditentukan sebelumnya. Pada penelitian kali ini, penulis menggunakan tipe *Anterior Stabilized Cruciate-Retaining*. Tipe ini akan mempertahankan PCL dan dapat menstabilkan bagian depan TKR (*anterior stabilized*) agar mengurangi resiko patah tulang.



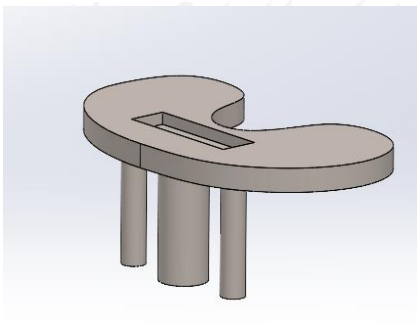
(a). *Femoral Component*



(b). *Tibial Insert* atau bantalan tibia



(d). *Assembly Implant* Lutut



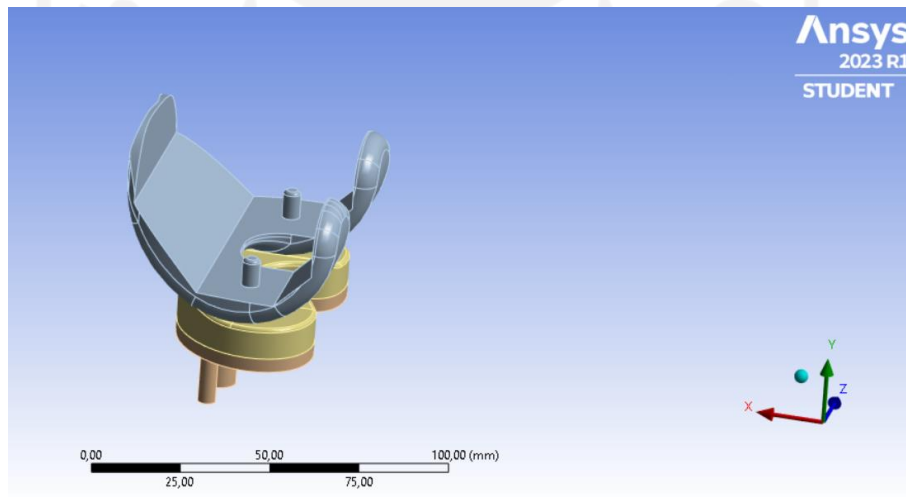
(c). *Tibial Component*

Gambar 4- 4 Hasil desain sendi implant lutut

Pada gambar 4- 5 menunjukkan desain *implant* TKR yang didasarkan pada prosedur pemotongan lutut untuk pasien osteoarthritis. Prosedur ini membantu meningkatkan kemampuan lutut untuk bergerak karena operasi TKR memang bertujuan untuk mengembalikan derajat fungsi lutut dan mengurangi rasa nyeri bagi penderita penyakit radang sendi, salah satunya osteoarthritis.

4.3 Analisis Pengujian *Implant* TKR

Penulis melakukan simulasi FEA pada seluruh bagian *implant* TKR dengan *output* berupa nilai tegangan von mises, total deformasi, dan tekanan kontak yang akan diperlihatkan pada seluruh bagian *implant* TKR dan khusus bagian *tibial insert* pada *implant* TKR. Informasi tersebut dapat digunakan untuk membantu memutuskan apakah model sendi lutut prostetik dapat digunakan oleh pasien osteoarthritis.



Gambar 4- 5 Pemodelan Geometri pada *Ansys Students*

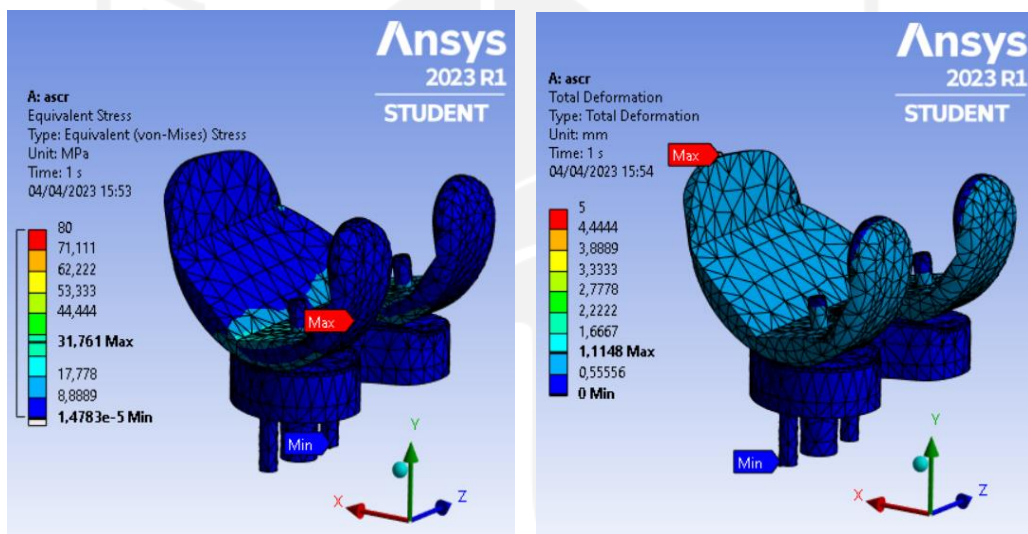
Dalam simulasi FEA ini, penulis menggunakan beban sebesar 3000 N untuk melihat bagaimana pengaruhnya terhadap desain *implant* TKR dengan tiga sudut berbeda untuk melihat bagaimana desain *implant* TKR merespons. Sudutnya adalah 0° , 30° , dan 60° . Berikut adalah hasil dari simulasi FEA yang telah dilakukan.

4.3.1 Analisis pada Sudut 0°

Dari hasil analisis beban 3000 N pada sudut 0°, diperoleh nilai maksimum dari tegangan von mises, total deformasi, dan tekanan kontak pada *implant* TKR seperti pada tabel berikut.

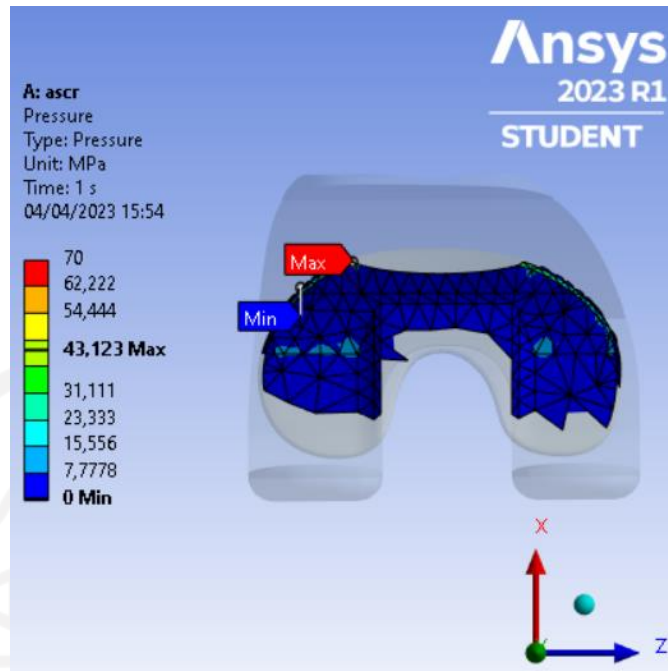
Tabel 4- 1 Nilai Maksimum di sudut 0° pada Beban 3000 N

Sudut TKR (derajat)	Von Misses (Mpa)	Total Deformasi (mm)	Tekanan kontak (Mpa)
0	31,8	1,1	43,1



(a). Tegangan Von Mises

(b). Total Deformasi



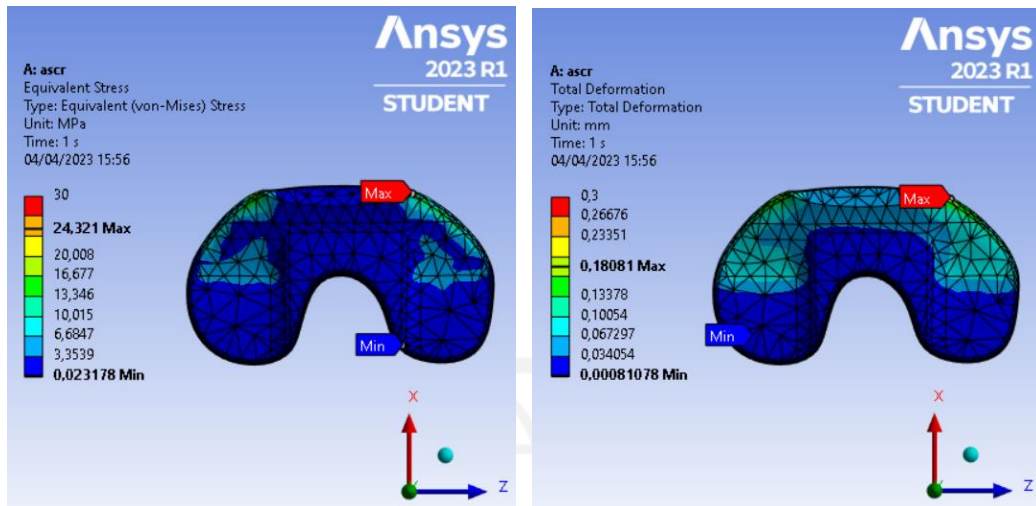
(c). Tekanan Kontak

Gambar 4- 6 Hasil Analisis sudut 0°

Adapun hasil analisis tegangan von mises, total deformasi, dan tekanan kontak yang diperlihatkan khusus pada bagian *tibial insert* dengan arah beban yang sama seperti yang sudah diperlihatkan pada gambar 3- 20.

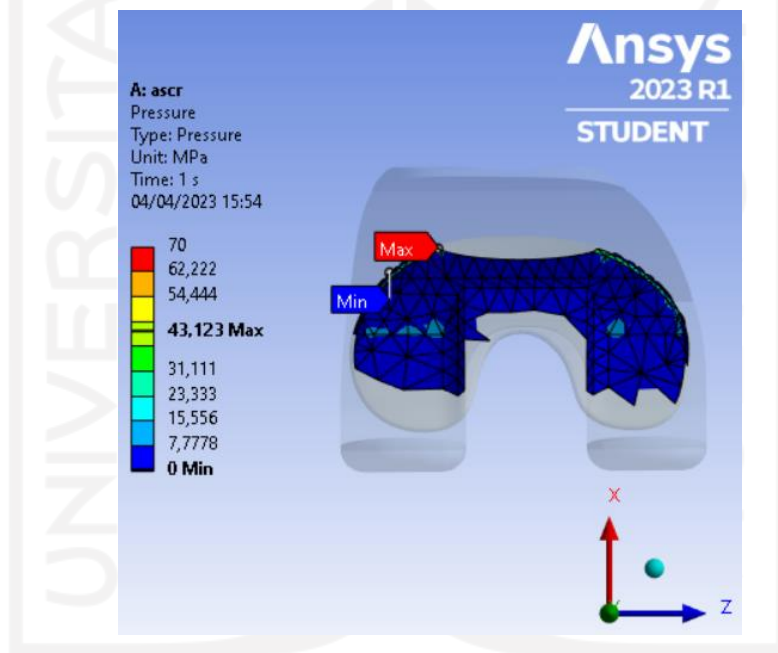
Tabel 4- 2 Nilai Maksimum di sudut 0° pada Beban 3000 N khusus pada bagian *tibial insert*

Sudut TKR (derajat)	Von Misses (Mpa)	Total Deformasi (mm)	Tekanan kontak (Mpa)
0	24,3	0,2	43,1



(a). Tegangan Von Mises

(b). Total Deformasi



(c). Tekanan Kontak

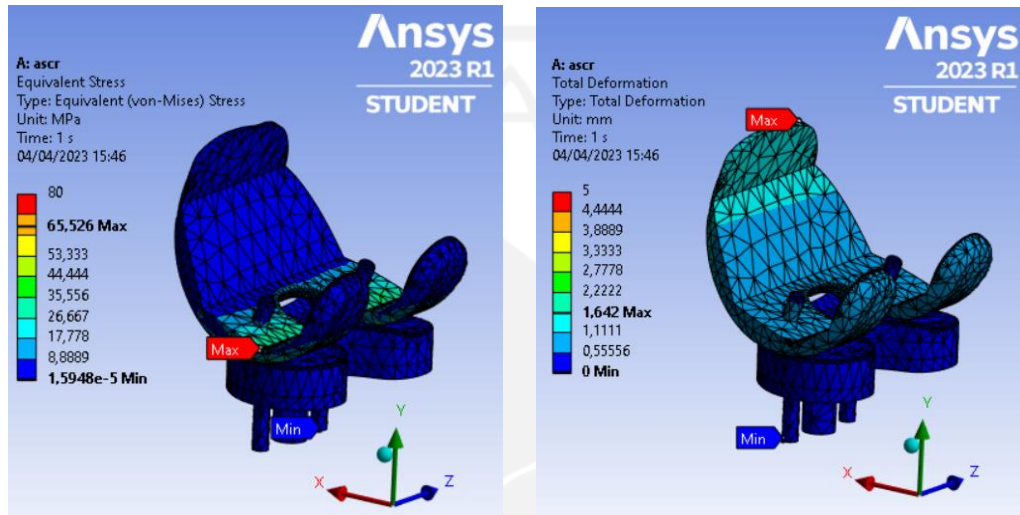
Gambar 4- 7 Analisis beban 3000 N pada *implant* TKR bagian *tibial insert*

4.3.2 Analisis pada Sudut 30°

Dari hasil analisis beban 2600 N pada sudut 30°, diperoleh nilai maksimum dari tegangan von mises, total deformasi, dan tekanan kontak seperti pada tabel berikut.

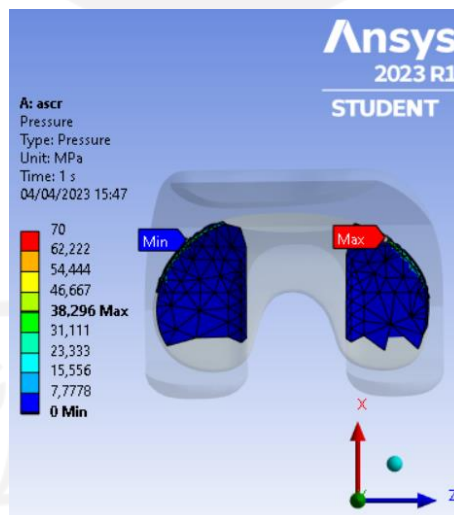
Tabel 4- 3 Nilai Maksimum di sudut 30° pada beban 2600 N

Sudut TKR (derajat)	Von Misses (Mpa)	Total Deformasi (mm)	Tekanan kontak (Mpa)
30	65,5	1,6	38,3



(a). Tegangan Von Mises

(b). Total Deformasi



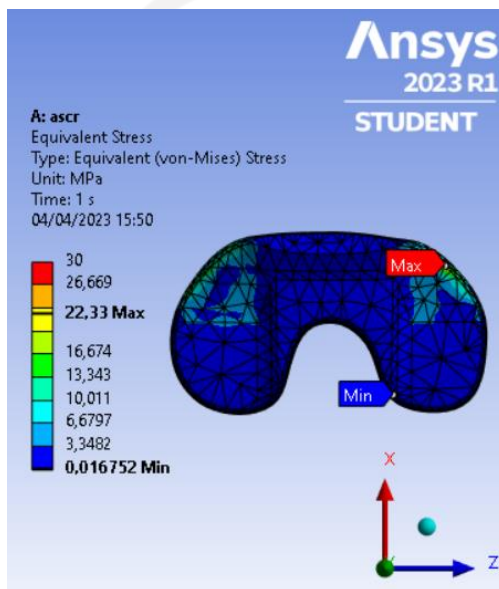
(c). Tekanan Kontak

Gambar 4- 8 Hasil Analisis sudut 30°

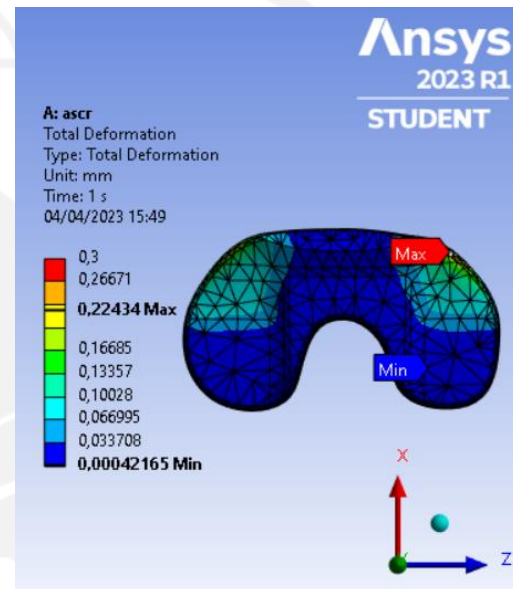
Adapun hasil analisis tegangan von mises, total deformasi, dan tekanan kontak yang diperlihatkan khusus pada bagian *tibial insert* sebagai berikut

Tabel 4- 4 Nilai Maksimum di sudut 30° pada Beban 2600 N khusus pada bagian *tibial insert*

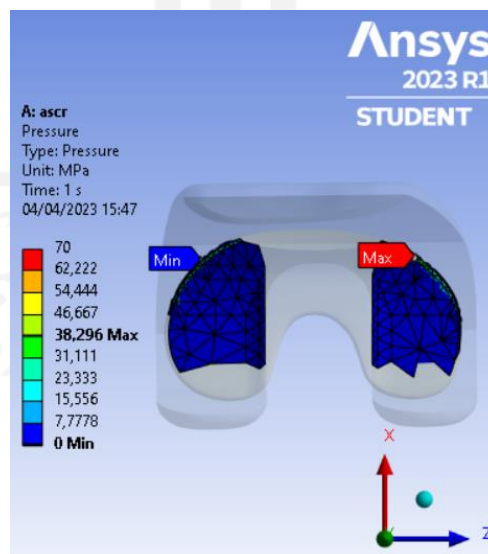
Sudut TKR (derajat)	Von Misses (Mpa)	Total Deformasi (mm)	Tekanan kontak (Mpa)
30	22,3	0,2	38,3



(a). Tegangan Von Mises



(b). Total Deformasi



(c). Tekanan Kontak

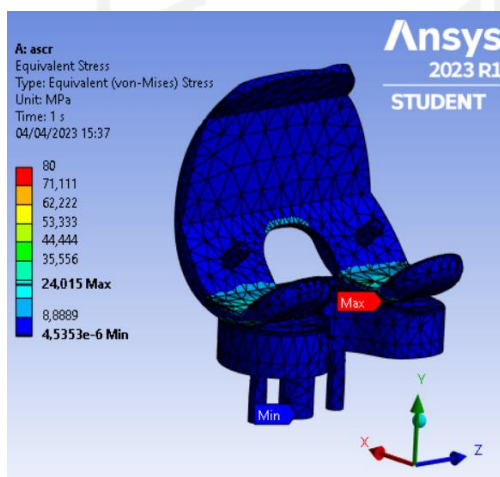
Gambar 4- 9 Analisis beban 2600 N pada *implant* TKR bagian *tibial insert*

4.3.3 Analisis pada Sudut 60°

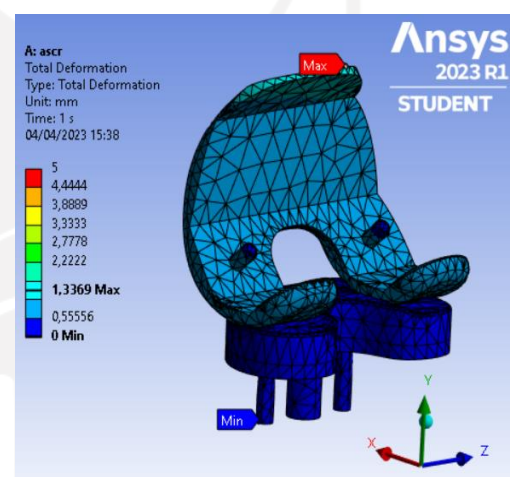
Dari hasil analisis beban 1500 N pada sudut 60°, diperoleh nilai maksimum dari tegangan von mises, total deformasi, dan tekanan kontak seperti pada tabel berikut.

Tabel 4- 5 Nilai Maksimum di sudut 60° pada beban 1500 N

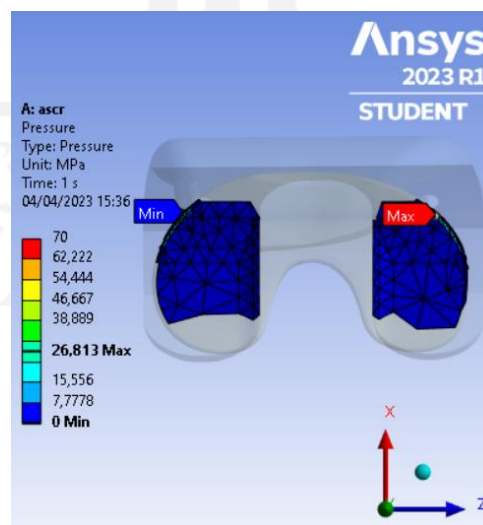
Sudut TKR (derajat)	Von Misses (Mpa)	Total Deformasi (mm)	Tekanan Kontak (Mpa)
60	24	1,3	26,8



(a). Tegangan Von Mises



(b). Total Deformasi



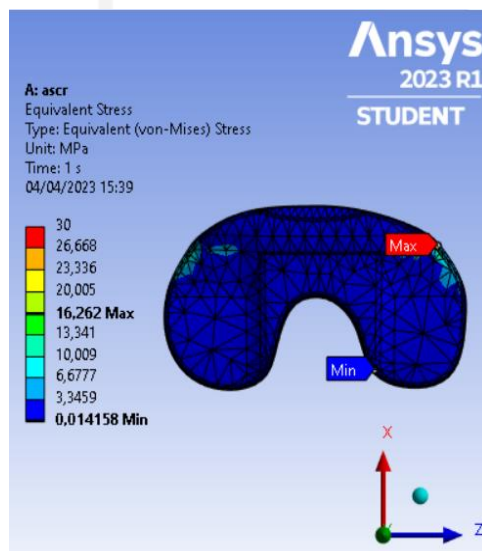
(c). Tekanan Kontak

Gambar 4- 10 Hasil Analisis sudut 60°

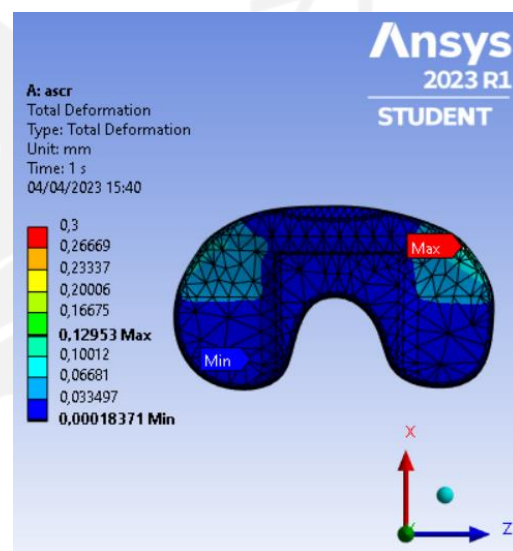
Adapun hasil analisis tegangan von mises, total deformasi, dan tekanan kontak yang diperlihatkan khusus pada bagian *tibial insert* sebagai berikut

Tabel 4- 6 Nilai Maksimum di sudut 60° pada Beban 1500 N khusus pada bagian *tibial insert*

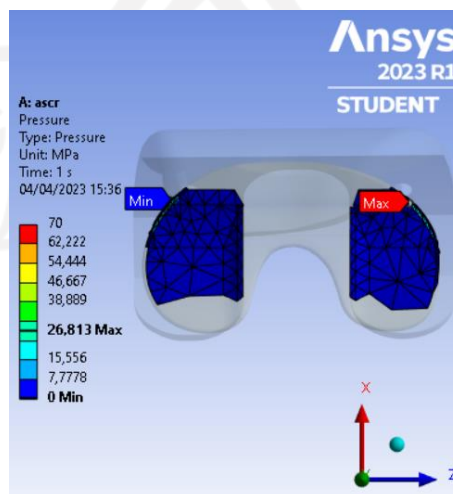
Sudut TKR (derajat)	Von Misses (Mpa)	Total Deformasi (mm)	Tekanan kontak (Mpa)
60	16,3	0,1	26,8



(a). Tegangan Von Mises



(b). Total Deformasi



(c). Tekanan Kontak

Gambar 4- 11 Analisis beban 1500 N pada *implant* TKR bagian *tibial insert*

4.4 Analisis dan Pembahasan

4.4.1 Simulasi Finite Element Analysis

Analisis FEA sudah dilakukan tanpa tulang femur dan tibia serta diperlihatkan pada seluruh bagian *implant* TKR dan khusus di bagian *tibial insert* pada *implant* TKR. Analisis dilakukan dengan perangkat lunak *Ansys Students* dan didapatkan *output* berupa nilai maksimal tegangan von mises, total deformasi, dan tekanan kontak pada sudut yang berbeda dengan satu ukuran pembebanan dan mesh ukuran 4 mm. Dengan ini dapat diketahui masing – masing nilai pada tiap sudut.

Tabel 4- 7 Hasil FEA yang ditunjukkan pada seluruh bagian *implant* TKR di tiap sudut

Sudut TKR (derajat)	Von Mises (Mpa)	Total Deformasi (mm)	Tekanan Kontak (Mpa)
0	31,8	1,1	43,1
30	65,5	1,6	38,3
60	24	1,3	26,8

Tabel 4- 8 Hasil FEA yang ditunjukkan pada *implant* TKR khusus bagian *tibial insert* di tiap sudut

Sudut TKR (derajat)	Von Mises (Mpa)	Total Deformasi (mm)	Tekanan Kontak (Mpa)
0	24,3	0,2	43,1
30	22,3	0,2	38,3
60	16,3	0,1	26,8

Tabel 4- 7 menunjukkan analisis FEA yang diperlihatkan pada seluruh bagian TKR. Tegangan von mises dan total deformasi yang paling besar terjadi pada sudut 30°. Titik yang memiliki nilai terbesar terdapat pada bagian *femur part* dan ditunjukkan pada gambar 4- 8. Distribusi beban yang berbeda di tiap sudut

menyebabkan nilai tegangan von mises yang berbeda – beda, dikarenakan tegangan von mises mengukur gaya tiga dimensi atau resultan gaya yang bekerja di dalam suatu geometri, sehingga ditemukan tegangan von mises terbesar yaitu pada sudut 30° di suatu titik yang terletak pada *femur part* yang ditunjukkan pada gambar 4- 8. Penulis juga melakukan analisis pada khusus bagian *tibial insert*. Hal ini dilakukan untuk melihat bagaimana nilai tegangan von mises, total deformasi, dan tekanan kontak pada bagian tersebut. Tabel 4- 8 menunjukkan nilai tegangan von mises dan total deformasi terbesar pada sudut 0°. Melihat hasil analisis FEA pada kedua tabel tersebut, hasil yang didapat berada di bawah batas *yield strength* material yang digunakan yaitu *Stainless Steel 316L* dan UHMWPE.

Berbeda dengan tegangan von mises yang dipengaruhi oleh bentuk geometri dan gaya tiga dimensi yang bekerja pada permukaan kontak, tekanan kontak mengukur gaya normal pada permukaan kontak. Sudut 0 derajat merupakan sudut dimana terjadinya pembebanan yang rata dan luas permukaan kontak yang besar sehingga tekanan kontak yang dihasilkan lebih besar pada sudut 0 derajat. Hal ini dibuktikan pada tabel 4- 7 dan 4- 8 baik pada seluruh bagian TKR atau khusus pada bagian tibial insert, tekanan kontak terbesar terletak pada sudut 0 derajat.

kontak yang terjadi pada ketiga bagian *implant* TKR ada dua, yaitu kontak antara *implant* TKR bagian femur (*femur part*) dan *tibial insert* dan kontak antara *implant* TKR bagian *tibial insert* dan *tibial part*. Namun, dikarenakan kegagalan yang sering ditemukan terletak pada kehancuran *tibial post* atau *tibial insert*, penulis memilih kontak antara *implant* TKR bagian femur (*femur part*) dan *tibial insert*. Hal ini membuat hasil analisis tekanan kontak baik pada keseluruhan TKR maupun hanya *tibial insert* menjadi sama, sesuai pada kedua tabel tersebut.

4.4.2 3-D Printed Model Implant TKR

3-D Printed model *implant* TKR dibuat dari hasil proses 3D print dengan filament PLA berhasil dilakukan berdasarkan kriteria 3-D Printed model *implant* TKR yang sudah ditentukan. Meskipun begitu hasil yang didapatkan tidak langsung maksimal dikarenakan perlu dilakukan beberapa kali percobaan percetakan 3-D Printed model *implant* TKR.

Pada perancangan *3-D Printed model implant TKR*, ukuran desain *implant* pada masing – masing *part* ada sedikit perubahan agar dapat dilakukan *assembly* ketika *3-D Printed model implant TKR* sudah berhasil dicetak. Terdapat beberapa kendala saat proses pencetakan *3-D Printed model implant TKR* seperti mati listrik saat proses pengerjaannya. Penulis juga mencetak bagian tulang yang di potong untuk digunakan dalam simulasi prosedur operasi TKR dari desain 3D yang sudah dibuat.



Gambar 4- 12 Hasil 3D *Print* PLA

Setelah proses pencetakan selesai, dilanjutkan pemisahan *3-D Printed model implant TKR* dengan *support* agar dapat di *assembly*.



Gambar 4- 13 Hasil 3D *implant* TKR

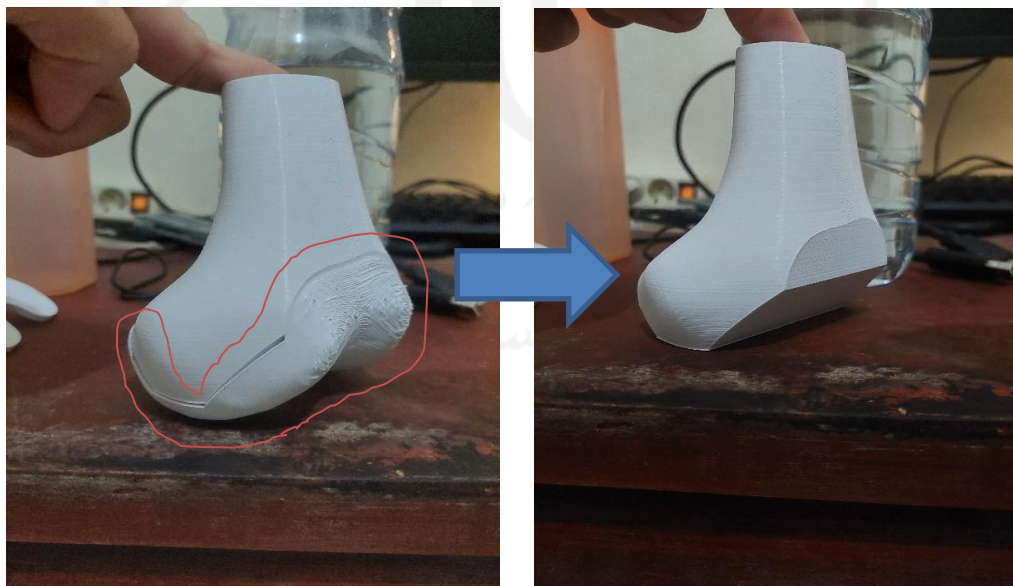
4.4.2.1 3-D Printed Model Implant TKR sebagai Alat Peraga Visual

Pembuatan 3-D Printed Model Implant TKR ditujukan sebagai alat peraga visual yang nantinya dapat menunjukkan bentuk lutut setelah dipasang dengan *implant* TKR dan dapat memperagakan lutut yang sudah terpasang *implant* TKR ketika sedang berada di rentang gerakan sendi lutut. Proses pemasangan atau *assembly* 3-D Printed Model Implant TKR tidak mengalami kendala dikarenakan ukuran yang sudah diubah sedikit saat sebelum melakukan proses pencetakannya.

Penulis men-simulasikan pemasangan *implant* TKR pada kedua tulang. Prosedur pemasangan atau *assembly* 3-D Printed Model Implant TKR yang akan disajikan hanya sebatas visual dan bukan berdasarkan langkah pemasangan rekomendasi dari dokter dan proses pemotongan tulang yang dilakukan harus berdasarkan prosedur medis dan dilakukan setelah berkonsultasi dengan dokter. Berikut langkah – langkah *assembly* 3-D Printed Model Implant TKR:

1. Menyiapkan Tulang Femur

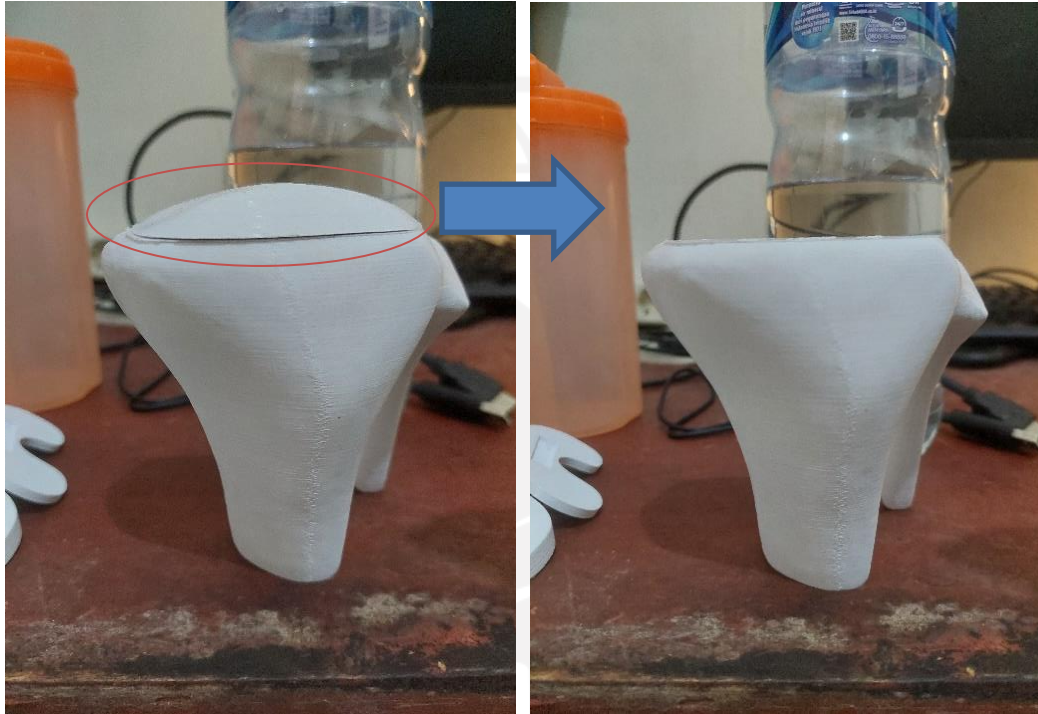
Pemasangan atau proses *Assembly* 3-D Printed Model Implant TKR berawal dari mencopot bagian cutting tulang dan diasumsikan secara kasar seperti pemotongan tulang. Pemotongan tulang nantinya harus dilakukan setelah berkonsultasi dengan dokter dan harus dilakukan sesuai dengan prosedur medisnya.



Gambar 4- 14 Pemotongan tulang femur

2. Memperisapkan Tulang Tibia

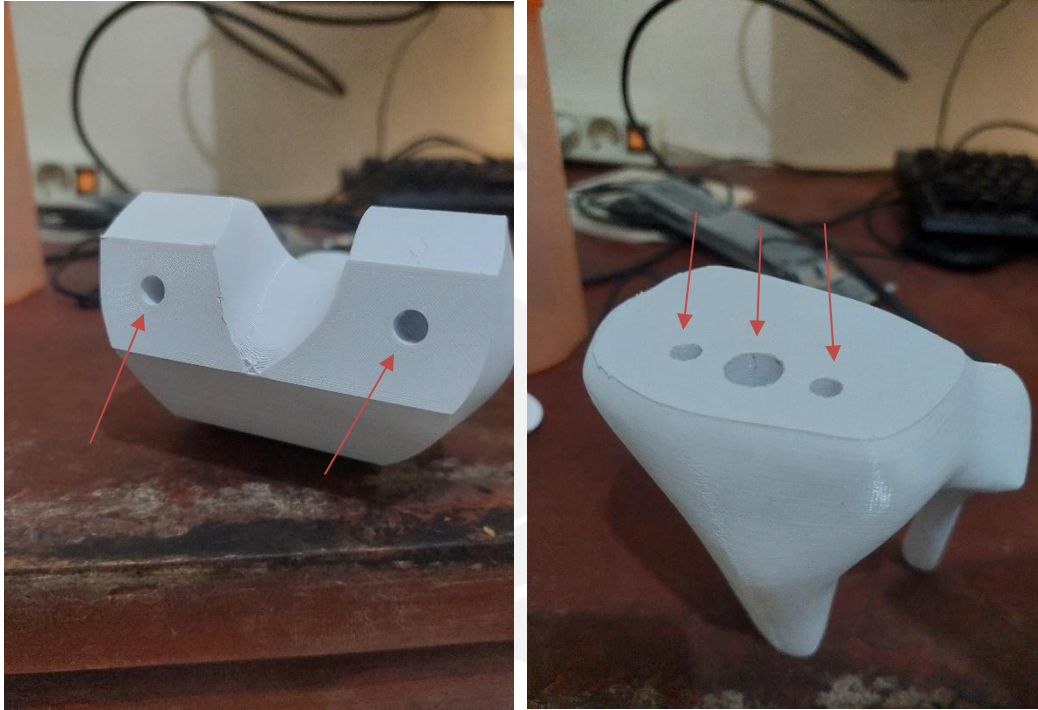
Penulis juga mencetak bagian tulang tibia utuhnya agar dapat dilihat seberapa besar bagian yang dipotong dan seperti apa bentuknya ketika sudah dipotong agar dapat dipasangkan *implant* TKR.



Gambar 4- 15 Pemotongan tulang tibia

3. Pembuatan Lubang pada Tulang Femur dan Tibia

Pada proses ini tenaga medis akan melakukan pembuatan lubang pada kedua tulang agar tulang dapat di pasang *implant* TKR. Nantinya *part* TKR akan dipasangkan ke lubang – lubang tersebut.



Gambar 4- 16 Pembuatan Lubang pada kedua tulang

4. Pemasangan TKR bagian Femur pada Tulang Femur

Pada proses ini memasang *implant* TKR bagian femur pada tulang femur yang sudah dipotong dan memasang pengunci (gambar kiri yang dilingkari berwarna merah) pada lubang penguncinya.



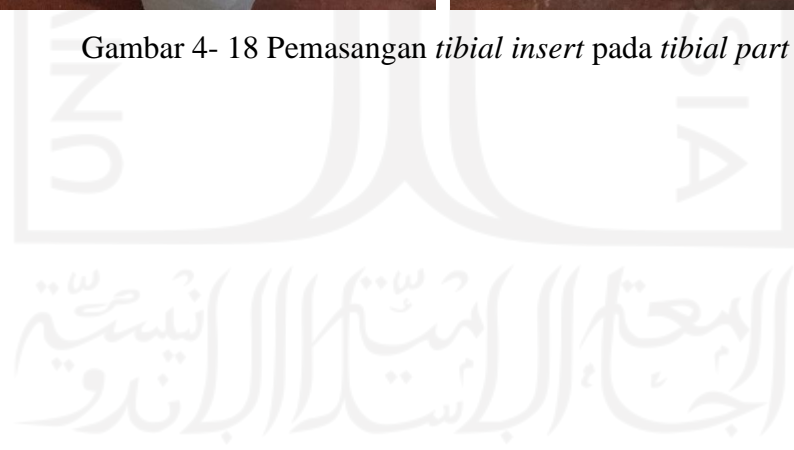
Gambar 4- 17 Pemasangan TKR bagian Femur ke tulang femur

5. Pemasangan TKR bagian Tibial Insert

Pada proses ini memasangkan *implant* TKR bagian tibial *insert* pada *implant* TKR bagian tibia. Untuk memperjelas, gambar kiri (lingkaran merah) menunjukkan bagian yang akan menempel pada *tibial part*.

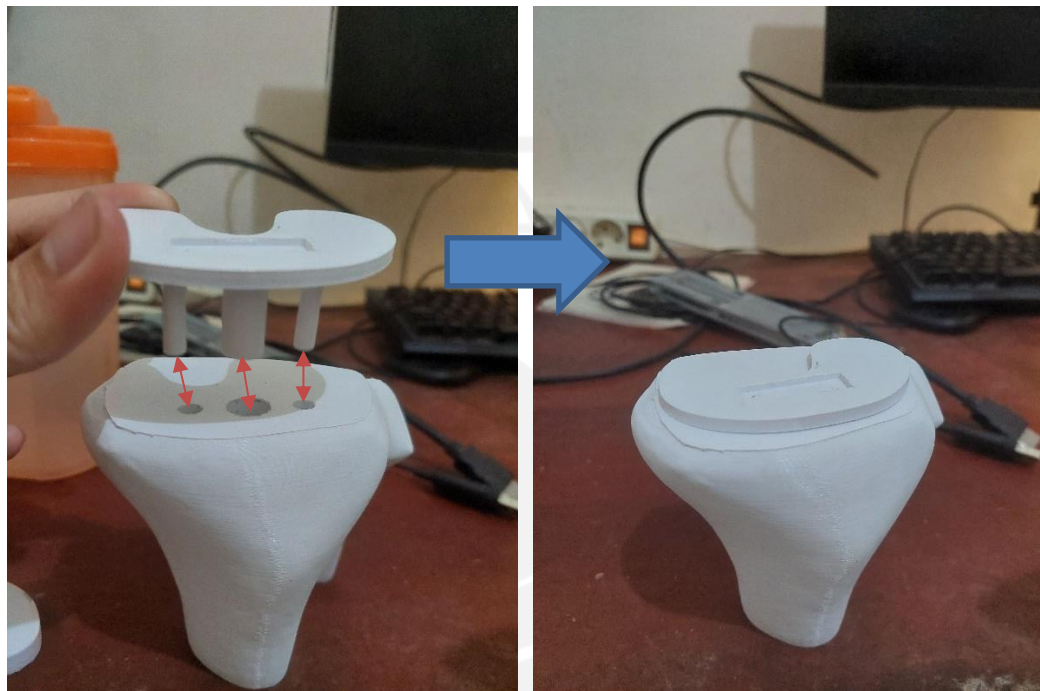


Gambar 4- 18 Pemasangan *tibial insert* pada *tibial part*

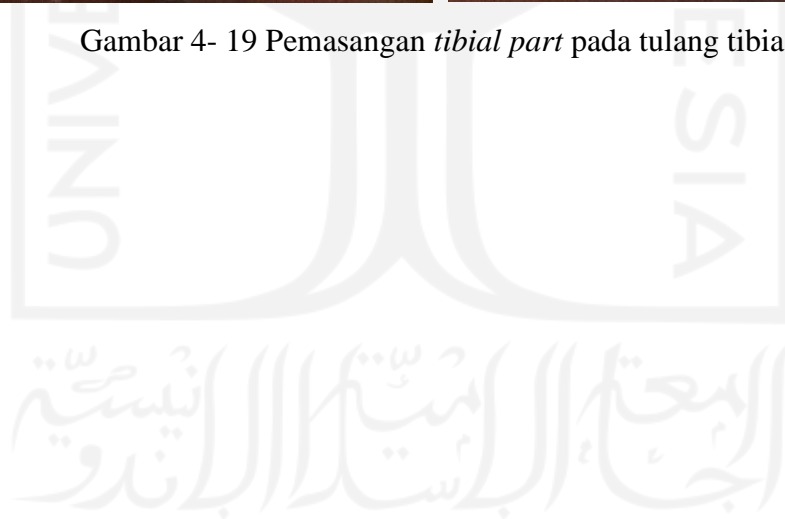


6. Pemasangan TKR bagian Tibia pada Tulang Tibia

Pada proses ini memasangkan kaki – kaki *implant* TKR bagian tibia (*tibial part*) pada tulang tibia yang sudah dipotong dan diberi lubang pengunci.



Gambar 4- 19 Pemasangan *tibial part* pada tulang tibia



7. Prosedur pemasangan atau *assembly implant* TKR

Prosedur pemasangan *implant* TKR diakhiri dengan *implant* TKR yang sudah terpasang pada tulang femur dan tibia



Gambar 4- 20 Hasil Simulasi Prosedur pemasangan *implant* TKR

Proses pembuatan 3-D *Printed Model Implant* TKR dapat digunakan untuk menunjukkan kondisi lutut dengan *implant* TKR yang sudah dibuat dan dianalisis serta pemasangan *implant* TKR-nya pada tulang. Simulasi yang dilakukan penulis hanya sebatas simulasi pemasangan 3-D *Printed Model Implant* TKR saja, bukan simulasi operasi TKR. 3-D *Printed Model Implant* TKR nantinya juga dapat di bongkar pasang dengan mudah.

BAB 5

PENUTUP

5.1 Kesimpulan

Setelah dilakukan penelitian dan perancangan desain TKR, terdapat beberapa kesimpulan diantaranya:

1. Perancangan *implant* TKR dari hasil CT – *Scan* atau MRI tulang femur dan tibia pasien dapat dilakukan dengan beberapa perangkat lunak seperti 3D *Slicer*, *Solidworks*, dan *Ansys* ataupun *Ansys Students* serta perangkat keras seperti mesin 3d *print*. Hal ini dibuktikan dari hasil berupa 3-D *Printed model implant* TKR yang dicetak dan dalam proses perancangannya memerlukan beberapa langkah.
2. Hasil analisis dengan metode FEA, desain TKR dengan material *Stainless Steel* 316 L dan UHMWPE jauh dari batas *yield strength* kedua material tersebut.
3. 3-D *Printed model implant* TKR yang dibuat dengan 3D *print*, masih diperlukan proses penghalusan agar lebih bagus dan rapi. 3-D *Printed model implant* TKR yang sudah di cetak, mampu memperlihatkan bagian tulang femur dan tibia yang harus di-*cut* guna memasang *implant* TKR pada kedua tulang tersebut, mampu menunjukkan bentuk lutut setelah dipasangkan *implant* TKR, serta melihat bagaimana pemasangan *implant* TKR-nya.

5.2 Saran atau Penelitian Selanjutnya

Penulis menyampaikan beberapa saran untuk penelitian selanjutnya yang tertulis dibawah ini.

1. Simulasi *Finite Element Analysis* memerlukan variasi sudut dan beban supaya didapatkan hasil yang lebih teliti dan tepat. Tak terlupakan, uji coba *mesh dependency* diperlukan banyak ukuran *mesh* guna mencari ukuran yang tepat agar dapat digunakan dalam menjalankan simulasi FEA.
2. Perancangan 3-D *Printed model implant* TKR *implant* TKR selanjutnya, menggunakan material yang lebih realistis atau material yang mendekati struktur tulang asli dan struktur *implant* TKR sehingga dapat digunakan lebih

baik untuk keperluan tenaga medis dalam menjelaskan apa itu *total knee replacement* prosedur operasi *total knee replacement* pada sesama praktisi ataupun pada pasien yang akan menjalankan operasi tersebut.



DAFTAR PUSTAKA

- AAOS (American Academy of Orthopedic Surgeons). (2015). *Orthopedic Hip Replacement*. [Http://Orthoinfo.Aaos.Org/PDFs/A00377.Pdf](http://Orthoinfo.Aaos.Org/PDFs/A00377.Pdf).
- Agung, A. , P. A. , & J. H. (2017). Perbedaan Jenis Total Knee Arthroplasty Terhadap Derajat Fungsional Lutut Dan Kualitas Hidup Pasien Osteoarthritis Lutut. *Diponegoro Medical Journal (Jurnal Kedokteran Diponegoro)*, 6(1), 1–11.
- Anang Hadi Saputro, T. H. dan Q. (2017). Analisa Poros Alat Uji Keausan Untuk Sistem Kontakwodisc Dengan Menggunakan Metode Elemen Hingga. *SIMETRIS*, 8(1).
- Andriacchi, T. P. and G. J. O. (1988). Retention of the posterior cruciate in total knee arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*, 3, 13-`9.
- Arisa, M. I. (2013). Pola distribusi kasus osteoarthritis di RSUD Dokter Soedarso Pontianak periode 1 Januari 2008 - 31 Desember 2009. *Jurnal Mahasiswa PSPD FK Universitas Tanjungpura*, 1, 1–16.
- Asokan, A. ; P. R. ; K. B. ; R. G. T. ; M. A. A. ; H. (2021). F.S. Cementless knee arthroplasty: A review of recent performance. *Bone Jt. Open*, 48–57.
- Balwan, A. R. , & S. V. D. (2020). Development of patient specific knee joint implant. *Materials Today: Proceedings*, 27, 288–293.
- Bartel, D. L. , B. A. H. , T. M. D. , & E. D. L. (1985). *The effect of conformity and plastic thickness on contact stresses in metal-backed plastic implants*. 193–199.
- Cyteval, C. (2016). Imaging of knee implans and related complications. *Journal of Diagnostic and Interventional Imaging*, 809–821.
- D. Handayani and U. Ningsih. (2005). Computer Aided Design / Computer Aided Manufactur [CAD/CAM]. *Jurnal Teknologi Informasi DINAMIK*, X(3), 143–149.
- Dalury, D. F. (2016). Cementless total knee arthroplasty: Current concepts review. *Bone Jt. J.*, 867–873.
- David, T. (2006). Osteoarthritis of the knee. *The New England Journal of Medicine*.

- Dorr, L. D. , O. J. L. , G. J. and P. J. (1988). Functional comparison of posterior cruciate-retained versus cruciate- sacrificed total knee arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 236, 36–43.
- Dragan Primorac, V. M. E. R. Ž. J. F. Ćukelj, V. M. T. V. D. H. H. H. , & B. and I. (2020). Knee Osteoarthritis : A Review of Pathogenesis and. *Genes*, 11(8), 854–889.
- Eckstein F, W. W. (2011). Quantitative Cartilage Imaging in Knee Osteoarthritis. *Arthritis*.
- Ernst, M. E. , I. S. S. , D. W. R. (2003). Drug-related problems and quality of life in arthritis and low back pain sufferers. *Value In Health*, 6(1), 51–58.
- Freeman, M. A. and R. G. T. (1988). Should the posterior cruciate ligament be retained or resected in condylar nonmeniscal knee arthroplasty? The case for resection. *The Journal of Arthroplasty*, 3.
- Gokhare, V. G. , R. D. N. , dan S. D. K. (2017). A Review paper on 3D-Printing Aspects and Various Processes Used in the 3D-Printing International. *Journal of Engineering Research & Technology (IJERT)*, 6(6).
- Goldberg, V. M. ; K. M. (2004). The outcome of the cementless tibial component: A minimum 14-year clinical evaluation. *Clin. Orthop. Relat. Res.*, 214–220.
- Guermazi A, D. H. D. C. M. R. FW. (2010). Current Trends in Osteoarthritis Imaging – An Update from a Radiological Viewpoint. *European Musculoskeletal Review*, 5(1), 30–35.
- H. D. Young and R. A. Freedman. (2000). *Fisika Universitas Jilid 1 Edisi 10* (10th ed., Vol. 1). Erlangga.
- Hochberg, M. , et al. (2012). American college of rheumatology 2012 recommendations for the use of nonpharmacologic and pharmacologic therapies in osteoarthritis of the hand, hip, and knee. *Arthritis Care & Research*, 465–474.
- IRA. (2014). *Rekomendasi IRA untuk diagnosis dan penatalaksanaan osteoarthritis*.
- Ishii, Y. , T. K. , K. Y. , T. H. E. , B. J. E. and G. R. B. (1998). Gait analysis after total knee arthroplasty. Comparison of posterior cruciate retention and substitution. *Journal of Orthopaedic Science*, 3(6), 310–317.

- J. A. Amato dan M. J. Harkey. (2017). Distal Femoral and Proximal Tibial Osteotomies for the Treatment of Knee Osteoarthritis. *Jurnal Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*. <https://doi.org/DOI: 10.1007/s12178-017-9426-5>
- Jatmiko AW, W. C. I. LW. (2021). *Efek Pemakaian Kontras Untuk Optimalisasi Citra Pada Pemeriksaan Diagnostik Magnetic Resonance Imaging (MRI)*. 23, 12.
- Ji-Hoon Bae, H.-W. L. dan C.-H. L. (n.d.). High tibial osteotomy versus high tibial osteotomy plus distal femur osteotomy in medial compartment knee osteoarthritis: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*.
- Jones, C. A. et al. (2005). "Total joint arthroplasties: current concepts of patient outcomes after surgery." *Clinics in Geriatric Medicine* , 21(3), 527–541.
- K. C. K. Ng, K. L. C. and K. Y. Ng. (2016). High Tibial Osteotomy for the Treatment of Osteoarthritis of the Knee: A Review of the Literature and Surgical Technique. *Jurnal Orthopaedic Surgery and Research*. <https://doi.org/DOI: 10.1186/s13018-016-0473-3>
- K. Kumar and M. L. Aggarwal. (2013). Computer aided FEA simulation of EN45A parabolic leaf spring. *International Journal of Industrial Engineering Computations*, 4(2), 297–304.
- K. L. Johnson. (1985). *Contact Mechanics*.
- Kang, D. G., Kim, K. Il, & Bae, J. K. (2020). MRI-based or CT-based patient-specific instrumentation in Total knee Arthroplasty: How do the two systems compare? *Arthroplasty*, 2(1). <https://doi.org/10.1186/s42836-019-0020-6>
- KANG, K.-T., KOH, Y.-G., LEE, J.-A., & CHUN, H.-J. (2020). Computational biomechanics of knee joint arthroplasty : a review. *Mechanical Engineering Reviews*, 7(1), 19-00338-19–00338. <https://doi.org/10.1299/mer.19-00338>
- Li, Z. , R. A. S. , S. C. , W. S. , W. Y. , dan X. W. (2018). *PrinTracker: Fingerprinting 3D Printers using Commodity Scanners CCS'18*.
- Loeuille D, R. A.-C. G. D.-C. C. J. B. A. N. P. G. P. C.-V. I. (2009). Magnetic Resonance Imaging in Osteoarthritis: Which Method Best Reflects Synovial

- Membrane Inflammation? Correlations with Clinical, Macroscopic and Microscopic Features. *Osteoarthritis and Cartilage* 17, 1186–1192.
- M. K. Thompson and J. M. Thompson. (2017). “ANSYS Mechanical APDL for Finite Element Analysis” in ANSYS Mechanical APDL for Finite Element Analysis. *Elsevier*, 253–273.
- Madeti, B. K. , S. R. Chalamalasetti. , S. K. B. PRAGADA. (2015). Biomechanics of knee joint-A review. *Front. Mech. Eng*, 10(2), 176–186.
- Markopoulos, A. P. , N. E. Karkalos. , N. I. Galanis. , D. E. Manolakos. (2017). Design and machining of the femoral component of total knee implan. *Olid State Phenomena*, 261, 313–320.
- Martelli, S. , E. R. E. , M. M. and Z. S. (1998). Total knee arthroplasty kinematics. Computer simulation and intraoperative evaluation,. *The Journal of Arthroplasty*, 13(2), 145–155.
- Mehmet Armangil, A. U. and A. E. (n.d.). Supracondylar femoral osteotomy for the treatment of osteoarthritis and/or malalignment of the knee joint: a systematic review. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*.
- Miniati, K. , S. G. N. , & S. I. W. B. (2017). UJI KELAYAKAN PESAWAT SINAR-X TERHADAP PROYEKSI PA (POSTERO-ANTERIOR) DAN LAT (LATERAL) PADA TEKNIK PEMERIKSAAN FOTO THORAX. *Jurnal Buletin Fisika*, 18(1), 27–31.
- Misra, D. , F. R. A. , F. D. T. , N. J. , B. C. , N. M. , ... N. T. (2019). Risk of Knee Osteoarthritis With Obesity, Sarcopenic Obesity, and Sarcopenia. *Arthritis and Rheumatology*, 71(2), 232–237.
- Mitsuishi, M. , N. Sugita. , K. Fujiwara. , N. Abe. , T. Ozaki. , M. Susuki. (2007). Development of a medical cad/cam system for orthopedic surgery. *Annals of the CIRP*, 56(1), 405–410.
- Mott, R. L. (2004). *Machine Elements In Mechanical Design*.
- Muchid. (2006). *Pharmaceutical care untuk pasien dengan penyait arthritis rematik*.
- Niemeläinen, M. ; S. E. T. ; R. V. ; M. K. ; E. (2014). A. Total knee arthroplasty with an uncemented trabecular metal tibial component: A registry-based analysis. *J. Arthroplast.*, 57–60.

- Omar Hussain, S. S. and B. Ahmad. (2019). *Implant materials for knee and hip joint replacement: A review from the tribological perspective* (Mater. Sci. Eng).
- Orozco, F. , & O. A. (2012). Posterior Stabilized Total Knee Arthroplasty. *Recent Advances in Hip and Knee Arthroplasty*, 81–88.
- Prabasari, C. I. W. (2019). *OSTEOARTHRITIS*.
- Pratiwi, A. I. . (2015). Diagnosis and treatment osteoarthritis. *Journal Majority*, 10–17.
- Putnam, W. , L. B. , F. D. , B. K. , A. G. , C. H. , M. J. (2006). Potential for drug interactions in seniors with osteoarthritis. *Canadian Family Physician*, 52, 340–341.
- Rifky Ismail, S. H. K. E. S. J. (2017). Pemodelan Metode Elemen Hingga Kontak Femoral Head Dengan Acetabular Liner Pada Sendi Panggul Buatan Dengan Variasi Diameter Celah Pada Acetabular Linear. *ROTASI*, 19(3), 139–146.
- Roddy, E. , Z. W. , & D. M. (2011). Aerobic Walking Or Strengthening Exercise For Osteoarthritis Of The Knee? A Systematic Review. *Annals Of The Rheumatic Diseases*, 64(4), 544–548.
- S. Hussain, S. A.-A. and A. A. (2021). High Tibial Osteotomy for Osteoarthritis of the Knee: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Jurnal Orthopaedic Surgery and Research*. <https://doi.org/DOI: 10.1186/s13018-021-02671-1>
- Samadhiya, S., Yadav, A., & Rawal, B. R. (n.d.-a). Biomechanical Analysis of Different Knee Prosthesis Biomaterials Using Fem. In *IOSR Journal of Mechanical and Civil Engineering (IOSR-JMCE)* (Vol. 11, Issue 3). www.iosrjournals.org
- Samadhiya, S., Yadav, A., & Rawal, B. R. (n.d.-b). Biomechanical Analysis of Different Knee Prosthesis Biomaterials Using Fem. In *IOSR Journal of Mechanical and Civil Engineering (IOSR-JMCE)* (Vol. 11, Issue 3). www.iosrjournals.org
- Sandeep Kumar, Y., Rao Kvs, R., Yalamalle, S. R., Venugopal, S. M., & Krishna, S. (2018). Applications of 3 D printing in TKR Pre surgical planning for Design Optimization-A Case Study. In *Materials Today: Proceedings* (Vol. 5). www.sciencedirect.comwww.materialstoday.com/proceedings

- Sarojo, G. (2002). *Fisika Dasar Seri Mekanika*. Salemba Teknika.
- Sears. (1944). *Mekanika, Panas dan Bunyi* (P. J. Soedarjana, Ed.). Binacipta.
- Setiawan, F., Harun, S., & Burhanudin, Y. (2022). REKONSTRUKSI TULANG LUTUT MENJADI MODEL 3D IMPLAN FEMUR DENGAN METODE REVERSE ENGINEERING BERBASIS PEMINDAI X-RAY. *Jurnal Rekayasa Mesin*, 13(1), 67–75. <https://doi.org/10.21776/ub.jrm.2022.013.01.8>
- Shuib, S., Azemi, M. A., Binti, I., Arrif, M., & Hamizan, N. S. (2021). Design for Additive Manufacturing and Finite Element Analysis for High Flexion Total Knee Replacement (TKR). *Journal of Mechanical Engineering*, 18(2), 97–110.
- Sinkov, V. and C. T. (2003). Osteoarthritis understanding the pathophysiology, genetics, and treatments. *Journal Of The National Medical Association*, 95, 475–482.
- Song, E. K. , S. J. K. , M. J. Y. and J.-H. Y. (2013). *The evolution of modern total knee prostheses*. 183–194.
- Stevenson, J. D. , & R. Roach. (2012). The benefits and barriers to physical activity and lifestyle interventions for osteoarthritis affecting the adult knee. *Journal of Orthopaedic Surgery And Research*, 1–7.
- Tri Mulyanto dan Agung Dwi Sapto. (2017). Tri Mulyanto dan Agung Dwi Sapto. *PRESISI*, 18(2).
- van Kasteren, Y. , F. J. , and H. S. (2018). Total knee replacement and the effect of technology on cocreation for improved outcomes and delivery: qualitative multi-stakeholder study. *J. Med. Internet Res.*, 20(95).
- Wibawa. (2019). Desain Dan Analisis Kekuatan Rangka Meja Kerja (Workbench) Balai Lapan Garut Menggunakan Metode Elemen Hingga. *Jurnal Teknik Mesin ITI*, 3(1), 13–17.
- Winangun. (2019). Diagnosis dan tata laksana komprehensif osteoarthritis. *Jurnal Kedokteran*, 5, 1.
- Worland, R. L. , J. D. E. and J. J. (1997). Posterior cruciate recession in total knee arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*, 12, 70–73.

- Yan N. B., U. B. , M. I. (2015). Estimasi Hambatan Total Kapal Tanker Kvlcc2m Dengan Menggunakan Cfd. *Jurnal Teknik Perkapalan*, 3(4).
- Yulianto. N dan R.Winarso. (2012). ANALISA TEGANGAN PADA RANGKA PROTOTYPE KENDARAAN BUGE MENGGUNAKAN ELEMEN HINGGA. *Simetris*, 2(1), 1–9.
- Zubrzycki, J. , N. Smidova. (2014). Computer-aided design of human knee implan. *Applied Mechanics and Materials MM*, 172–181.

