SIMULASI *FINITE ELEMENT ANALYSIS* (FEA) DAN FABRIKASI IMPLAN UNTUK PERBANDINGAN KINERJA IMPLAN KOVENSIONAL DAN *CUSTOM CRUCIATE RETAINING* (CR) UNTUK PENDERITA OSTEOARTHRITIS BERDASARKAN REKONSTRUKSI DATA MRI/CT *SCAN* TULANG LUTUT

TUGAS AKHIR

Diajukan Sebagai Salah Satu Syarat
Untuk Memperoleh Gelar Sarjana Teknik Mesin

Disusun Oleh :

Nama : ABDUL AZIZ SALIMI

No. Mahasiswa : 18525129

JURUSAN TEKNIK MESIN
FAKULTAS TEKNOLOGI INDUSTRI
UNIVERSITAS ISLAM INDONESIA
YOGYAKARTA

2023

LEMBAR PENGESAHAN DOSEN PEMBIMBING

SIMULASI *FINITE ELEMENT ANALYSIS* (FEA) DAN FABRIKASI IMPLAN UNTUK PERBANDINGAN KINERJA IMPLAN KOVENSIONAL DAN *CUSTOM CRUCIATE RETAINING* (CR) UNTUK PENDERITA OSTEOARTHRITIS BERDASARKAN REKONSTRUKSI DATA MRI/CT *SCAN* TULANG LUTUT

TUGAS AKHIR

Disusun Oleh :

Nama : ABDUL AZIZ SALIMI

No. Mahasiswa : 18525129

Yogyakarta, 15 Maret 2023

Pembimbing I,

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

LEMBAR PENGESAHAN DOSEN PENGUJI

SIMULASI *FINITE ELEMENT ANALYSIS* (FEA) DAN FABRIKASI IMPLAN UNTUK PERBANDINGAN KINERJA IMPLAN KOVENSIONAL DAN *CUSTOM CRUCIATE RETAINING* (CR) UNTUK PENDERITA OSTEOARTHRITIS BERDASARKAN REKONSTRUKSI DATA MRI/CT *SCAN* TULANG LUTUT

TUGAS AKHIR

Disusun Oleh :

Nama : ABDUL AZIZ SALIMI

No. Mahasiswa : 18525129

Tim Penguji

Irfan Aditya Dharma, S.T., M.Eng., Ph.D.
Ketua
Tanggal : 04/04/23

Ir. Donny Suryawan, S.T., M.Eng., IPP
Anggota I
Tanggal : 3/4/2023

Ir. Faisal Arif Nurgesang, S.T., M.Sc. IPP
Anggota II
Tanggal : 29/3/2023

Mengetahui
Ketua Jurusan Teknik Mesin

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

PERNYATAAN KEASLIAN

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

Yogyakarta, 1 April 2023



Abdul Aziz Salimi

HALAMAN PERSEMBAHAN

Segala puji syukur penulis panjatkan kepada Allah SWT yang telah melimpahkan rezeki dan rahmat-Nya, sehingga penulis dapat menyelesaikan Tugas Akhir ini. Tugas Akhir ini penulis persembahkan kepada:

Kedua orang tua penulis bapak H. Moch Fadjri Salimi dan Ibu Hj. Aida yang selalu senantiasa memberikan doa dan dukungan kepada penulis, sehingga penulis dapat menyelesaikan Tugas Akhir ini.

Bapak Irfan Aditya Dharma S.T., M.Eng., Ph.D. selaku dosen pembimbing, penguji, dosen pengajar yang selama ini telah membimbing, membantu dan ikhlas dalam memberikan ilmunya

Rekan-rekan dari program studi Teknik Mesin Universitas Islam Indonesia dan teman-teman lainnya yang selalu memberikan dukungan dan bantuan kepada penulis.

HALAMAN MOTTO

"Dan janganlah kamu bersikap lemah, dan janganlah pula kamu bersedih hati, padahal kamulah orang-orang yang paling tinggi jika kamu benar-benar orang yang beriman."
(Ali Imran: 139)

"Kreativitas adalah kekuatan imajinasi yang bekerja bersama dengan kemampuan kita untuk merangkai sesuatu yang baru dari materi yang sudah ada."
(Albert Einstein)

"Kesuksesan yang dicapai adalah kesuksesan bersama, kegagalan adalah kegagalan pribadi."
(BJ Habibie)

"Kita harus terus berjuang dan berusaha untuk mencapai cita-cita dan tujuan yang telah kita tetapkan."
(KH Ahmad Dahlan)

“Islam itu agama yang damai”
(Shafly Ath Thaariq)

“Ing Ngarsa Sung Tuladha, Ing Madya Mangun Karsa”
(Ilyas Witanto)

"You're not a crop duster anymore. You're a fighter jet!"
(Bravo and Echo)

KATA PENGANTAR

بسم الله الرحمن الرحيم

Alhamdulillahirabbil ‘alamin segala puji dan syukur atas kehadirat Allah SWT yang telah melimpahkan rahmat dan hidayah-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan Tugas Akhir yang berjudul “Fabrikasi Implan Konvensional dan Custom CR (Cruciate Retaining) Berdasarkan Hasil Rekonstruksi MRI/CT Scan dan Analisis Simulasi FEA (Finite Element Analysis) Untuk Perbandingan Kinerja Implan Pada OA (Osteoarthritis)” dengan lancar dan tepat waktu. Shalawat serta salam tidak lupa penulis panjatkan kepada Nabi Muhammad SAW yang telah merubah zaman gelap gulita menjadi zaman yang terang benderang bagi seluruh umat manusia yang memiliki kemauan untuk berfikir dan belajar.

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

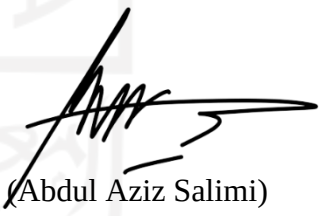
1. Kedua orang tua yang selalu memberikan dukungan dan doa kepada penulis, sehingga penulis dapat menjalankan dan menyelesaikan Tugas Akhir ini dengan cepat.
2. Bapak Dr. Ir. Muhammad Khafidh, S.T., M.T., IPP selaku Ketua Program Studi Teknik Mesin, Fakultas Teknologi Industri, Universitas Islam Indonesia.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

5. Kakak kandung saya Nur Awaliyanti, Satriadi Kurnia dan Inna Fauziana, serta kekasih saya Defria Fajri yang terus memberikan dukungan dengan tulus untuk berjuang menyelesaikan skripsi ini hingga tuntas
6. Teman-teman mahasiswa Teknik Mesin UII diantaranya adalah: Egiyan, Paris, Hyung abiyu, Feryanto, Dani, Bos bmxpunk, little kem, Rato black, Bacil, Saple, Kim, Ulum, dan Mriki Huang yang telah memberikan banyak dukungan.

Semoga semua pihak yang telah membantu penulis selama melaksanakan Tugas Akhir dan selama penyusunan Laporan Tugas Akhir ini mendapatkan balasan yang jauh lebih besar dari Allah SWT dan selalu diberikan kesehatan, dan kemudahan dalam segala urusannya.

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

Yogyakarta, 15 Maret 2023



(Abdul Aziz Salimi)

ABSTRAK

Penelitian ini menggunakan data *CT Scan (Computed Tomography Scan)* untuk mendapatkan gambaran detail mengenai struktur dan kondisi dalam tubuh. Dari hasil *CT Scan*, data kemudian diolah melalui software *3D Slicer* yang dapat menghasilkan model 3D dari bagian tubuh yang diteliti. Pada penelitian ini, difokuskan pada rekonstruksi lutut dengan membuat model 3D dari *Total Knee Replacement* (TKR) untuk tulang lutut. Selanjutnya, dilakukan analisis menggunakan metode *Finite Element Analysis* (FEA) pada desain TKR konvensional dan custom. FEA adalah metode numerik yang digunakan untuk menghitung sifat-sifat mekanik suatu objek yang kompleks, seperti model TKR. Pada penelitian ini, analisis FEA dilakukan untuk mengukur tegangan *von-mises*, regangan *strain*, deformasi dan *contact pressure* pada desain TKR yang diberikan beberapa macam beban dan arah (sudut). Hasil simulasi dan analisis menunjukkan bahwa nilai tegangan *von-mises*, regangan *strain*, deformasi, dan *contact pressure* pada TKR memiliki hasil yang berbeda pada setiap sudut dan beban yang diberikan. Informasi tersebut sangat berguna untuk pengembangan desain TKR yang lebih baik untuk mengatasi *osteoarthritis*. Selain itu, penelitian ini juga melibatkan pembuatan 3-D Printed Model Implan menggunakan 3D print resin. 3-D Printed Model Implan tersebut berfungsi untuk memvisualisasikan hasil analisis FEA dan memberikan gambaran yang lebih jelas mengenai bagaimana desain TKR bekerja di dalam tubuh.

Kata kunci: CT Scan, *Total Knee Replacement* (TKR), *Finite Element Analysis* (FEA), *Osreoarthritis* (OA), 3D print resin.

ABSTRACT

This study utilized CT Scan data (Computed Tomography Scan) to obtain a detailed view of the structure and condition within the body. From the CT Scan results, data was processed using 3D Slicer software which can generate a 3D model of the body part under investigation. In this study, the focus was on knee reconstruction by creating a 3D model of Total Knee Replacement (TKR) for the knee bone. Furthermore, an analysis was performed using Finite Element Analysis (FEA) method on the conventional and custom TKR designs. FEA is a numerical method used to calculate the mechanical properties of a complex object, such as the TKR model. In this study, FEA analysis was conducted to measure von-mises stress, strain, deformation, and contact pressure on the TKR design given various types of loads and directions (angles). The simulation and analysis results showed that the values of von-mises stress, strain, deformation, and contact pressure on TKR differed at each angle and load given. This information is very useful for developing better TKR designs to address osteoarthritis. In addition, this study also involved the production of a 3-D Printed Implant Model using 3D print resin. The 3-D Printed Implant Model serves to visualize the FEA analysis results and provide a clearer picture of how the TKR design works within the body.

Keywords: CT scan, Total Knee Replacement (TKR), Finite Element Analysis (FEA), Osteoarthritis (OA), 3D print resin.

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL i
LEMBAR PENGESAHAN DOSEN PEMBIMBING ii
LEMBAR PENGESAHAN DOSEN PENGUJI iii
PERNYATAAN KEASLIAN iv
HALAMAN PERSEMBAHAN v
HALAMAN MOTTO vi
KATA PENGANTAR vii
ABSTRAK ix
ABSTRACT x
DAFTAR ISI xi
DAFTAR TABEL xiv
DAFTAR GAMBAR xv
DAFTAR NOTASI xviii
Bab 1 PENDAHULUAN 1
1.1 Latar Belakang 1
1.2 Rumusan Masalah 3
1.3 Batasan Masalah 3
1.4 Tujuan Penelitian atau Perancangan 4
1.5 Manfaat Penelitian atau Perancangan 4
1.6 Sistematika Penulisan 5
Bab 2 TINJAUAN PUSTAKA 6
2.1 Kajian Pustaka 6
2.2 Dasar Teori 9
2.2.1 Sendi Lutut 9
2.2.2 *Osteoarthritis* 10
2.2.3 *Treatment Osteoarthritis* 12
2.2.4 Rekonstruksi *File* Data MRI 13
2.2.5 *Computer Aided Design* (CAD) 16
2.2.6 *Reverse Engineering* 18

2.2.7 *Finite Element Analysis* (FEA) 18
2.2.8 Material 20
2.2.9 Meshing Model 20
2.2.10 Beban *(Force)* 21
2.2.11 Tegangan (*Stress)* 24
2.2.12 Regangan (*Strain*) 29
2.2.13 Deformasi (*Defromation*) 29
2.2.14 Tekanan Kontak (*Contact Pressure*) 31
2.2.15 3D Print SLA 31
Bab 3 METODE PENELITIAN 33
3.1 Alur Penelitian 33
3.2 Kriteria Desain 36
3.3 Peralatan dan Bahan 36
3.4 Rekonstruksi Tulang Femur dan Tibia 37
3.4.1 Segmentasi 38
3.5 Proses Pembuatan Model Desain 3D Tulang Lutut dan Sendi Lutut Implan 38
3.5.1 Peningkatan Efisiensi Kontur Tulang 38
3.5.2 *Convert Mesh File to Solid Body File* 40
3.5.3 Desain Implan Sendi Lutut Pada *Total Knee Replacement* 41
3.6 Proses *Finite Element Analysis* (FEA) 50
3.6.1 Preprocessor 50
3.6.2 Solution 58
3.6.3 Postprocessor 62
3.7 Proses Pembuatan 3-D Printed Model Implan 62
Bab 4 HASIL DAN PEMBAHASAN 63
4.1 Hasil Rekonstruksi 63
4.2 Hasil Desain 63
4.2.1 Desain *Solid Body* Tulang Femur dan Tibia 63
4.2.2 Pemotongan Desain Sendi Lutut 64
4.2.3 Desain Implan Sendi Lutut 66
4.3 Analisis Pengujian Implan 67

4.3.1 Analisis beban 3 kN 69
4.4 *Overhang* Desain Implan TKR 72
4.5 Desain Implan *Cruciate Reataining* (CR) 72
4.6 Perbandingan Analisis Antar Desain Implan 75
4.6.1 Analisis beban 3 kN 75
4.7 Analisis dan Pembahasan 83
4.7.1 Rekonstruksi dan Pembuatan Desain 83
4.7.2 Hasil Simulasi FEA 84
4.7.3 3-D Printed Model Implan 85
Bab 5 PENUTUP 91
5.1 Kesimpulan 91
5.2 Saran atau Penelitian Selanjutnya 92
Daftar Pustaka 93

DAFTAR TABEL

Tabel 3- 1 Peralatan 37
Tabel 3- 2 Bahan 37
Tabel 3- 3 *Material Properties* 51
Tabel 3- 4 Pembebanan dan sudut 56
Tabel 3- 5 Data analisis sudut 0^o 59
Tabel 3- 6 *Mesh dependency* sudut 0^o 60
Tabel 4- 3 Hasil analisis FEA di beban 3 kN 69
Tabel 4- 12 Perbandingan *von-mises* 3 kN 75
Tabel 4- 16 Hasil pengujian TKR 84

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2- 1 Pembuatan implan dengan bentuk tulang 6
Gambar 2- 2 Perbedaan bentuk bantalan dan element yang digunakan 7
Gambar 2- 3 Desain berdasarkan hasil CT *Scan* 8
Gambar 2- 4 Struktur tulang femur dan tibia 9
Gambar 2- 5 Hasil MRI lutut yang terkena *osteoarthritis* 11
Gambar 2- 6 Perbandingan CT Scan lutut normal dan mengalami cedera 14
Gambar 2- 7 *Interface* ketika mengimport file DICOM ke 3D Slicer 15
Gambar 2- 8 Tulang femur dan tibia yang sudah disegmentasi 16
Gambar 2- 9 Hasil konversi dari file DICOM ke file STL di perangkat lunak *Solidworks* 17
Gambar 2- 10 Model yang memiliki format STL dimasukan ke dalam *meshmixer* 17
Gambar 2- 11 Proses *reverse engineering* 18
Gambar 2- 12 Metodologi yang digunakan untuk mengembangkan model dan elemen dari sendi lutut 19
Gambar 2- 13 Meshing segitiga (*tetrahedral*) yang dilakukan pada perangkat lunak *Ansys* 20
Gambar 2- 14 Proses mesh convergence dan mesh di TKR 21
Gambar 2- 15 Beban terpusat 24
Gambar 2- 16 Beban Merata 24
Gambar 2- 17 Tegangan normal 25
Gambar 2- 18 Tegangan tekan 26
Gambar 2- 19 Tegangan tarik 26
Gambar 2- 20 Tegangan geser 27
Gambar 2- 21 3D Print Filament SLA 32
Gambar 3- 1 Diagram Alir Penelitian 34
Gambar 3- 2 Diagram Alir FEA 35
Gambar 3- 3 Proses memasukan file MRI *knee joint* pada 3D *Slicer* 38
Gambar 3- 4 Hasil *file* STL yang masih memiliki *noise* setelah di *export* dari 3D *Slicer* 39

Gambar 3- 5 Hasil *file* STL yang sudah dihaluskan dan dihilangkan *noise* 39
Gambar 3- 6 Proses mengurangi mesh pada file STL 40
Gambar 3- 7 Pemotongan pada tulang femur 42
Gambar 3- 8 Pemotongan pada tulang tibia 44
Gambar 3- 9 Pembuatan implan femur 46
Gambar 3- 10 Perbandingan visual bantalan *insert* 48
Gambar 3- 11 Komponen implan tibia konvensional 49
Gambar 3- 12 Komponen implan tibia CR 49
Gambar 3- 13 Pendefinisian material pada *Ansys* 52
Gambar 3- 14 *Import geometry* model *assembly* implan TKR 52
Gambar 3- 15 Proses *meshing* 53
Gambar 3- 16 Letak dan arah beban 54
Gambar 3- 17 *Fixed support* 55
Gambar 3- 18 Rangka tulang kaki 56
Gambar 3- 19 Ilustrasi gaya normal pada bidang miring 57
Gambar 3- 20 Arah pembebanan 58
Gambar 3- 21 Metode *sparse solver* 58
Gambar 3- 22 *Mesh dependency* sudut 0^o 61
Gambar 3- 23 *Mesh convergence* 0^o 61
Gambar 3- 24 Pengambilan ukuran *mesh* 61
Gambar 3- 25 Parameter 3*D Print* SLA 62
Gambar 3- 26 Proses peletakan model 62
Gambar 4- 1 Hasil rekonstruksi tulang femur dan tibia 63
Gambar 4- 2 Desain *solid body* 64
Gambar 4- 3 Pemotongan tulang 64
Gambar 4- 4 Hasil pemotogan tulang lutut 65
Gambar 4- 5 Hasil desain sendi implan lutut 66
Gambar 4- 6 Koordinat implan 0^o 67
Gambar 4- 7 Koordinat implan 30^o 68
Gambar 4- 8 Koordinat implan 60^o 68
Gambar 4- 9 Koordinat implan 75^o 68
Gambar 4- 10 Tegangan *von mises* 69

Gambar 4- 11 Regangan *elastic strain* pada bantalan 70
Gambar 4- 12 *Total deformation* 71
Gambar 4- 13 *Contact pressure* 71
Gambar 4- 14 *Overhang* desain implan 72
Gambar 4- 15 *Overhang* desain TKR 73
Gambar 4- 16 Bagian yang hanya terkena beban 73
Gambar 4- 17 Perbandingan desain pada TKR 74
Gambar 4- 18 Perbanding visual terhadap desain implan 74
Gambar 4- 19 Grafik pembanding *von mises* 75
Gambar 4- 20 Analisis *von mises* TKR konvensional 76
Gambar 4- 21 Analisis *von mises* TKR CR 77
Gambar 4- 22 Grafik pembanding *elastic strain* 77
Gambar 4- 23 Analisis regangan *elastic strain* TKR konvensional 78
Gambar 4- 24 Analisis regangan *elastic strain* TKR CR 78
Gambar 4- 25 Grafik pembanding *total deformation* 79
Gambar 4- 26 Analisis *total deformation* konvensional 79
Gambar 4- 27 Analisis *total deformation* CR 80
Gambar 4- 28 Grafik pembanding *contact pressure* 80
Gambar 4- 29 Analisis *contact pressure* konvensional 81
Gambar 4- 30 Analisis *contact pressure* CR 82
Gambar 4- 31 Hasil cetakan implan femur 86
Gambar 4- 32 Perbandingan hasil cetakan bantalan 86
Gambar 4- 33 Perbandingan hasil cetakan implan tibia 87
Gambar 4- 34 Hasil cetakan tulang lutut 88
Gambar 4- 35 Proses pemotongan 89
Gambar 4- 36 Assembly tulang lutut dan implan 89

DAFTAR NOTASI

DICOM = *Digital Imaging and Communication in Medicine*
MRI = *Magnetic Resonance Image*
CT = *Computed Tomography*
3D = *Three-Dimensional*
ACL = *Anterior Cruciate Ligament*
PROXIMAL = Atas, Lebih dekat
DISTAL = Bawah, Lebih jauh
TKR = *Total Knee Replacement*
CAD = *Computer Aided Design*
FEA = *Finite Element Analysis*
SLA = *Stereolithography*
SLDPRT = *Solidworks Part*
STEP = *Standard for the Exchange of Product Data*
IGES = *Initial Graphics Exchange Specification*
KV = Konvensional
CR = *Cruciate Retaining*
Kg = Kilogram
Pa = Pascal
m = Meter
mm = Milimeter
σ = Tegangan (MPa)
τ = Tegangan Geser (MPa)
ε = Regangan
δ = Deformasi
E = Modulus Young (Pa)
kN = Kilo Newton
N = Newton
Q1 = Data Acuan
Qn = Data Selanjutnya
s = Sekon

BAB 1
PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Fungsi normal dari lutut adalah sebagai sambungan antara tulang paha (femur) dan tulang kering dan fibula (tibia). Seiring berjalannya waktu, permukaan pertemuan kedua tulang tersebut dapat terkikis dan mengalami aus, yang dapat menyebabkan radang sendi atau *arthritis* dan menimbulkan gejala seperti nyeri dan pembengkakan.

Banyak faktor yang dapat menyebabkan cedera atau aus pada lutut seperti jatuh, pukulan dan gerakan berulang. Namun, beberapa cedera dapat menyebabkan kondisi jangka panjang yang dapat menyebabkan penurunan kinerja lutut. Karena perannya yang sangat penting, kerusakan atau masalah pada sendi lutut dapat sangat mempengaruhi kemampuan seseorang untuk bergerak dan melakukan aktivitas sehari-hari.

Selain nyeri, cedera lutut dapat menyebabkan kekakuan, keterbatasan gerakan dan perubahan bentuk pada lutut. Dokter akan melakukan pemeriksaan sistematis untuk mengetahui jenis cedera yang dialami pasien, mulai dari pemeriksaan fisik, pengukuran rentang gerakan, hingga melakukan pemeriksaan gambar seperti rontgen dan MRI *(Magnetic Resonance Imaging)* untuk melihat kemungkinan kelainan atau anomali pada lutut.

Osteoarthritis adalah salah satu penyakit yang melemahkan persendian, khususnya pada lutut, dan sering menyerang orang lanjut usia. Penyebabnya adalah hilangnya atau rusaknya tulang rawan yang melindungi persendian, sehingga tulang paha dan tibia akan bersentuhan dan menyebabkan nyeri di lutut serta keterbatasan gerakan. Orang awam biasanya menyebutnya dengan istilah pengapuran sendi.

Treatment Osteoarthritis bisa dilakukan dengan menurunkan berat badan dan berolahraga untuk memperkuat otot dan meningkatkan fleksibilitas. Terapi panas dan dingin juga membantu meredakan nyeri dan peradangan. Obat pereda nyeri dan peradangan bisa digunakan untuk mengurangi gejala osteoarthritis. Jika

terapi fisik atau obat tidak cukup, operasi bisa menjadi pilihan jika sendi sangat rusak dan mengganggu aktivitas sehari-hari.

Sebelum menjalani operasi, pasien biasanya akan menjalani perawatan non-bedah, seperti obat-obatan, dalam kasus di mana rasa sakit akibat *osteoarthritis* tidak membaik dengan pendekatan ini. Namun, jika obat-obatan tidak lagi memberikan kelegaan, pasien akan mendiskusikan pilihan operasinya dengan dokter, pasien mungkin disarankan untuk menjalani operasi pengangkatan sendi yang menyebabkan rasa sakit dan menggantinya dengan implan yang terbuat dari bahan yang tidak akan membahayakan tubuh.

Prosedur TKR *(Total Knee Replacement)* akan menggunakan pemindaian CT Scan *(Computed Tomography Scan)* atau MRI tulang pasien untuk membuat model sendi lutut prostetik. Model tersebut akan digunakan sebagai acuan untuk membuat sendi lutut prostetik. Namun, pembuatan sendi lutut prostetik memerlukan analisis yang cermat agar pasien merasa nyaman dan tidak menimbulkan risiko saat menggunakannya.

Dokter akan memilih bantalan yang sesuai untuk implan penggantian lutut total (TKR) berdasarkan hasil pemeriksaan pasien. Ada dua opsi desain TKR yang di analisis, konvensional dan *cruciate retaining* (CR). Pada desain TKR konvensional, sebagian tulang femur dan tibia dipotong tanpa menghilangkan ligamen ACL (*Anterior Cruciate Ligament*). Sedangkan pada desain TKR CR, dokter menanyakan apakah ligamen ACL harus dihilangkan. Jika tidak, dokter menyarankan penggunaan implan TKR khusus yang disesuaikan. Kedua desain dibandingkan secara visual dan menggunakan simulasi FEA (*Finite Element Analysis*) untuk menentukan desain yang paling cocok. Pada penelitian ini, analisis yang digunakan adalah FEA untuk membuat sendi lutut buatan yang nyaman dan aman bagi pasien.

FEA adalah teknik analisis numerik yang banyak digunakan di bidang teknik mesin dan rekayasa struktur. Teknik ini membantu mengatasi masalah teknik seperti analisis tegangan pada struktur, aliran fluida, dan perpindahan panas. FEA juga sangat berguna dalam pengembangan implan. Dengan melakukan meshing pada objek, FEA dapat secara efektif dan efisien menganalisis objek dengan bentuk tidak beraturan, memberikan perkiraan yang akurat dan efisien

terhadap respons struktur terhadap beban yang berbeda. Teknologi canggih dalam CAD dan CAE juga dapat memberikan banyak manfaat bagi praktisi medis dalam melakukan operasi dengan lebih efektif. Dengan bantuan FEA, kita dapat memahami respons dan perilaku tulang serta sendi terhadap beban, mengevaluasi kinerja komponen pengganti sendi, dan memprediksi perubahan biomaterial dari waktu ke waktu.

Dengan teknologi FEA, dokter dapat membuat rencana operasi yang lebih rinci dan akurat serta memilih material terbaik untuk pembuatan sendi lutut palsu. Di masa depan, teknologi FEA diharapkan dapat membantu dokter dalam memahami penyakit lebih baik dan meningkatkan perawatan untuk pasien dengan osteoarthritis dan penyakit lain yang memerlukan penggantian sendi.

1.2 Rumusan Masalah

1. Bagaimana menggunakan data MRI untuk membuat model 3D tulang lutut yang akan diterapkan pada sendi tiruan (prostetik)?
2. Bagaimana simulasi analisis FEA dapat membantu dalam merancang sendi tiruan yang sesuai dengan anatomi?
3. Apakah simulasi FEA dapat digunakan untuk mengevaluasi dan membandingkan kemampuan implan yang berbeda untuk menahan beban?

1.3 Batasan Masalah

1. Pada rekonstruksi sendi lutut berdasarkan data MRI/CT *Scan* menggunakan *software* 3D *Slicer*, *Meshmixer* dan *Solidworks 2020*.
2. Pada proses rekonstruksi sendi lutut hanya membahas tahapan proses rekonstruksi dari data MRI menjadi bentuk *Solid Body*.
3. Pembuatan 3-D Printed Model Implan yang dilakukan menggunakan mesin 3D *print* resin.
4. Tidak membahas parameter 3D *print* resin dalam proses pembuatan 3-D Printed Model Implan.
5. Desain menggunakan *Software Solidworks 2020* dan Simulasi CAE menggunakan *Software Ansys 19.2*.
6. Salah satu penyakit yang dibahas hanya *Osteoarthritis*.

7. Hanya menampilkan model visual dari sendi lutut tiruan dari 1 material kaku dan 1 material elastis.
8. Pada simulasi static struktural mengasumsikan sudut yang digunakan hanya 0^{o}, 30^{o}, 60^{o} dan 75^{o}.
9. Pada simulasi static struktural mengasumsikan beban yang digunakan hanya 3 kN.
10. Dalam proses simulasi suhu diabaikan.
11. Luaran dari simulasi static struktural adalah tegangan *von-mises*, regangan *strain, total deformation* dan *contact pressure*.
12. Tidak melakukan pengujian *destructive test.*

1.4 Tujuan Penelitian atau Perancangan

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

1. Menggunakan perangkat lunak CAD (*Computer Aided Design*) untuk merancang dan memodelkan implan, memastikan bahwa implan sesuai ukuran dan bentuknya secara tepat berdasarkan data pemindaian MRI/CT Scan
2. Untuk mengetahui seberapa baik desain implan merespon beban maksimal yang diberikan dalam beberapa sudut, perlu mengujinya dengan perangkat lunak CAE (*Computer-Aided Engineering*) yang mempertimbangkan sifat materialnya dan dibutuhkan data dari hasil simulasi untuk sampai pada kesimpulan.
3. 3-D Printed Model Implan dapat digunakan sebagai gambaran bagi para praktisi medis dalam menentukan potongan yang rusak pada tulang femur dan tulang tibia.

1.5 Manfaat Penelitian atau Perancangan

1. Penelitian ini dapat dijadikan acuan untuk desain implan yang dapat dikembangkan lebih lanjut untuk keperluan pengobatan di dunia medis.
2. Hasil simulasi dapat membantu para insinyur dan praktisi medis memahami bagaimana tegangan *von-mises*, regangan *strain*, deformasi, dan tekanan kontak (*Contact Pressure*) memengaruhi bahan yang dipilih. Informasi ini

dapat digunakan sebagai referensi saat memilih bahan yang tepat untuk pasien.

3. Untuk memberikan wawasan mengenai prosedur TKR kepada pasien *osteoarthritis* secara mendetail untuk mengurangi kekhawatiran pasien.

1.6 Sistematika Penulisan

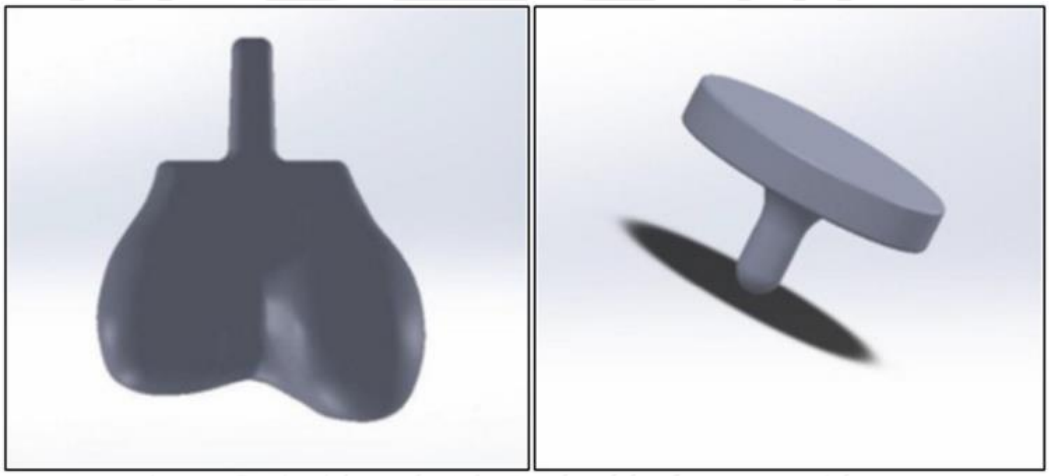
Sistematika penulisan pada laporan tugas akhir ini akan dibagi menjadi 5 bab:

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

Beberapa penelitian menggunakan implan TKR dengan metode *Reverse Engineering* untuk mengetahui cara kerja implan melalui pembuatan replika tulang. Dalam jurnal "*Development of patient specific knee joint* implan" (Balwan & Shinde, 2020) citra tulang dari file CT *scan* atau DICOM diubah menjadi file STL (*Standard Tessellation Language*) menggunakan *software 3D slicer*. Implan kemudian dibuat sesuai dengan bentuk tulang dari hasil STL. Namun, pada penelitian tersebut, tulang yang dijadikan acuan untuk pembuatan implan masih berupa *face* atau *meshing* yang belum s*olid body*, dan hanya membuat implan yang sesuai dengan bentuk tulang. Bisa dilihat pada gambar 2-1.

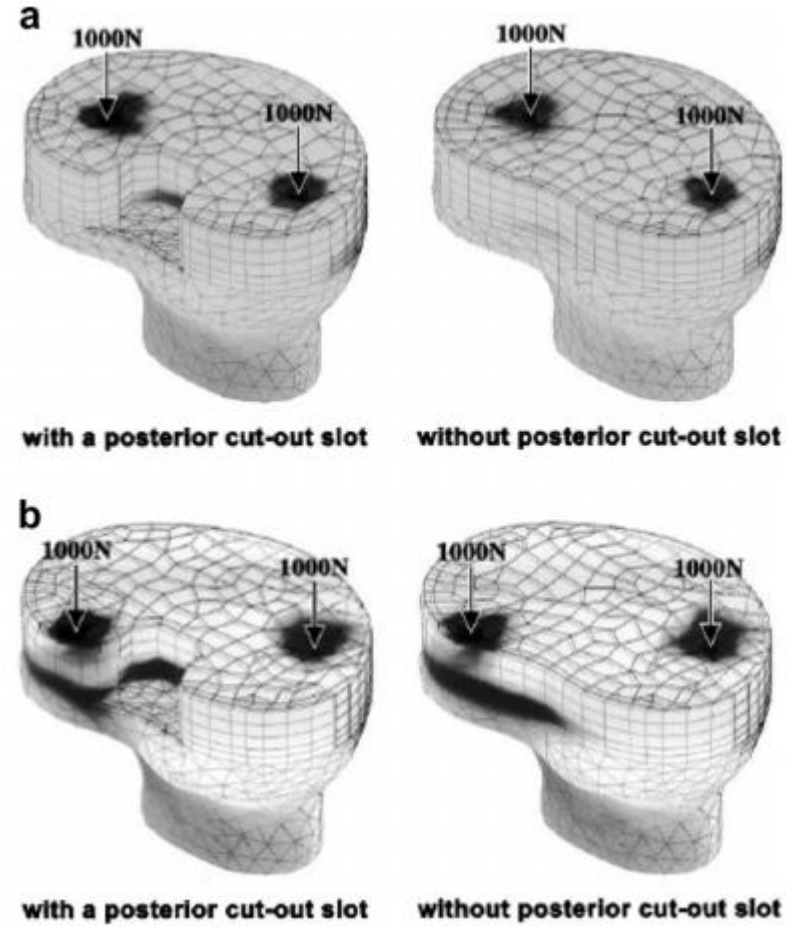


Gambar 2- 1 Pembuatan implan dengan bentuk tulang

(Sumber : Balwan & Shinde, 2020)

Pada penelitian lain yang dilakukan oleh (Carr & Goswami, 2009) yang berjudul "*Knee* implan*s - Review of models and biomechanics*" menguji beberapa jenis model implan menggunakan FEA untuk melihat perbedaan yang terjadi pada tulang ketika implan diberi beban. Namun, penelitian ini hanya memeriksa distribusi tegangan pada titik-titik tertentu pada bagian *insert* tibia atau bantalan ketika diberikan beban. Penelitian ini juga mempertimbangkan variasi bantalan

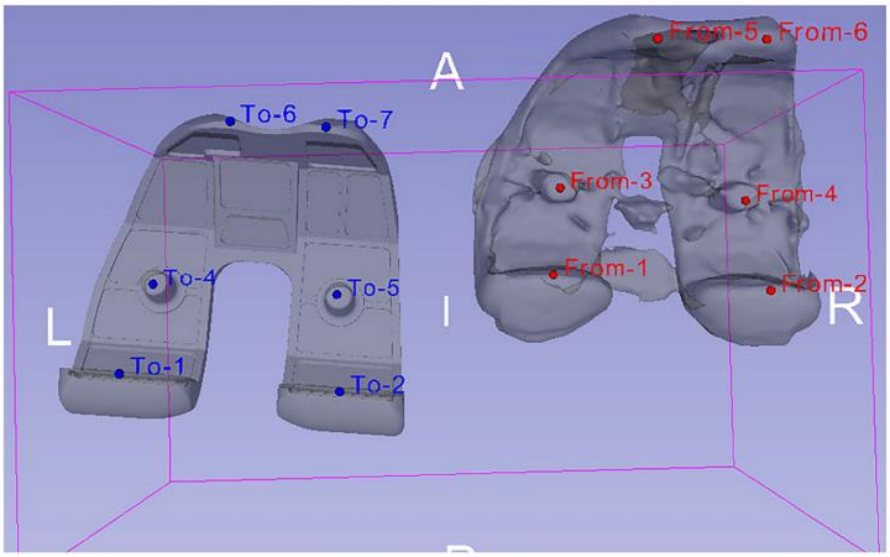
dengan bagian *posterior* yang dipotong atau tidak dipotong, serta variasi metode elemen yang digunakan, yaitu *tetrahedral* dan *hexahedral*. Dapat dilihat digambar 2- 2.



Gambar 2- 2 Perbedaan bentuk bantalan dan element yang digunakan

(Sumber : Carr & Goswami, 2009)

Penelitian oleh (Loi et al., 2021) membahas desain implan berdasarkan hasil CT Scan pada file DICOM. Langkah-langkah dari proses *image segmentation* hingga hasil simulasi dijelaskan secara rinci. Meskipun desain sudah berdasarkan hasil CT Scan, namun hanya menggunakan sudut analisis 0^o dan 5^o.



Gambar 2- 3 Desain berdasarkan hasil CT *Scan*

(Sumber : Loi et al., 2021)

Pada penelitian ini penulis akan melakukan rekonstruksi tulang, dan akan menggunakan simulasi *Finite Elemen Analysis* (FEA) untuk mengetahui bagaimana desain implan dari hasil rekonstruksi akan mempengaruhi keseluruhan struktur desain. Pada penelitian (Balwan & Shinde, 2020) hanya melakukan rekonstruksi tulang dan membuat implan sederhana. Sedangkan pada penelitian (Loi et al., 2021) sudah menggunakan FEA untuk analisisnya dan hanya menggunakan 1 pembebanan pada titik tertentu untuk mengetahui perubahan yang terjadi pada titik itu saja.

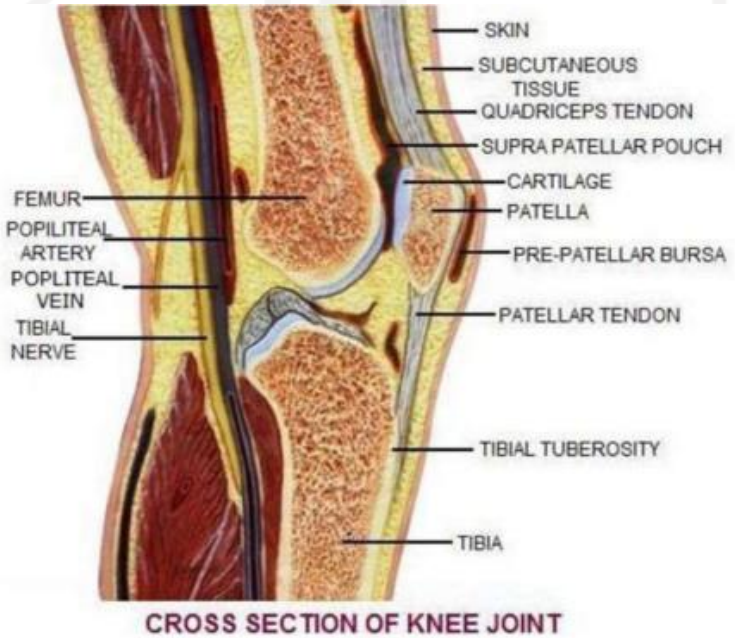
Sejauh studi literatur yang dilakukan oleh penulis, kali ini penulis akan melakukan rekonstruksi dan simulasi tulang untuk mencari nilai batas maksimum pada tegangan *von mises*, regangan *strain*, deformasi keseluruhan dan tekanan kontak, pada sendi lutut prostetik dengan empat sudut dan tiga beban ekstrim, lalu mebandingkan bentuk desain yang berbeda terkhususkan pada bantalan insert berdasarakan hasil simulasi desain implan konvensional.

2.2 Dasar Teori

Perancangan desain, analisis desain, dan pembuatan prototipe memerlukan dasar teori yang diperlukan untuk mengetahui serangkaian proses yang harus dilakukan. Beberapa teori yang menjadi dasar dalam perancangan dan pembuatan alat bantu untuk sendi lutut normal dan sendi lutut yang mengalami osteoarthritis dan cedera, akan dijelaskan di bawah ini.

2.2.1 Sendi Lutut

Tampilan representatif dari anatomi sendi lutut dapat dilihat pada Gambar 2- 4. Sendi lutut pada manusia dan primata lain terdiri dari dua sendi, yaitu sendi patellofemoral yang terletak di antara patela dan tulang paha, serta sendi tibiofemoral yang terletak di antara tibia dan tulang paha. Sendi lutut berfungsi sebagai sendi engsel yang dimodifikasi memungkinkan gerakan ekstensi dan fleksi. Serta sedikit rotasi *internal* dan *eksternal*. Dengan adanya artikulasi antara tulang paha, patela dan tibia maka sendi lutut terbentuk. Sendi lutut memiliki peran yang sangat penting dalam tubuh fisik, karena menghubungkan antara tulang paha (*femur*) dan tulang kering (*tibia*).



Gambar 2- 4 Struktur tulang femur dan tibia

(Sumber : https://www.kenhub.com/en/library/anatomy/the-knee-joint, n.d.)

Sendi menjadi salah satu struktur kompleks yang ditemukan pada anatomi manusia. Hal ini dapat menyebabkan berat seluruh tubuh akan ditopang oleh lutut, dan karena hal itu resiko terkena penyakit *osteoarthritis* pada lutut akan meningkat seiring bertambahnya umur. Lutut juga menjadi salah satu sendi yang mengalami tekanan tinggi akibat berat badan, pada suatu kondisi akan menyebabkan kerusakan pada sendi dan dapat mengganggu kemampuan untuk berjalan.

Sendi lutut juga melibatkan tulang selangka (patela) yang terletak di atas sendi dan membantu dalam menggerakkan kaki. Sendi lutut juga memiliki beberapa jaringan lunak seperti ligamen, tendon dan kartilago yang berfungsi untuk memperkuat dan menjaga stabilitas sendi lutut. Karena itu, masalah pada sendi lutut seperti cedera, *osteoarthritis* dan kondisi lainnya dapat mempengaruhi kesehatan dan kualitas hidup seseorang.

2.2.2 *Osteoarthritis*

Osteoarthritis pada sendi lutut adalah suatu kondisi yang mengalami penurunan fungsi pada sendi lutut dan biasanya terjadi pada sebagian orang dewasa dengan usia yang lebih tua. Kondisi ini dapat menimbulkan gejala nyeri, ketidaknyamanan dan kesulitan bergerak. Beberapa faktor seperti obesitas, cedera pada sendi, usia, jenis kelamin dan faktor genetik dapat mempengaruhi timbulnya kondisi ini (KANG et al., 2020). Terdapat korelasi yang signifikan antara obesitas dan perkembangan *osteoarthritis* pada sendi lutut. Hal ini terjadi karena beban yang berat pada sendi akibat penambahan berat badan dapat mempercepat kerusakan pada tulang rawan sendi (Kulkarni et al., 2016). Obesitas memiliki pengaruh yang signifikan terhadap sendi lutut, yang dapat meningkatkan tekanan mekanis pada sendi. Beban yang tidak biasa dapat menyebabkan perubahan pada struktur tulang rawan dan karakteristik mekaniknya. Selain itu, berat badan yang berlebihan juga dapat memengaruhi kekuatan otot yang menopang sendi, sehingga otot menjadi lemah dan tidak mampu menyerap kejutan pada sendi. Hal ini dapat memicu terjadinya *fibrilasi* pada tulang rawan artikular. Oleh karena itu, menjaga berat badan yang sehat dan memperkuat otot-otot yang menopang sendi dapat membantu mencegah atau

mengurangi risiko kerusakan pada sendi lutut (Sowers & Karvonen-Gutierrez, 2010).

Akibatnya, Pada kondisi *osteoarthritis* penurunan kandungan kolagen tipe II dapat mengganggu integritas jaringan matriks ekstraseluler yang terdiri dari kolagen dan proteoglikan. Penurunan panjang fibril kolagen juga dapat menyebabkan penurunan modulus elastisitas, yang semakin menurun seiring dengan semakin parahnya *osteoarthritis* (Frederick H. Silver, 2002). Pada *osteoarthritis*, jaringan kartilago kehilangan kemampuan untuk menyimpan energi elastis, sehingga bisa menyebabkan kerusakan pada jaringan tersebut. Beberapa faktor seperti peradangan dan kerusakan akibat usia dapat memicu perubahan pada jaringan tulang rawan di sekitar sendi, seperti tulang rawan artikular, tulang subkondral, membran sinovial dan ligament(A. Singh et al., 2022).



Gambar 2- 5 Hasil MRI lutut yang terkena *osteoarthritis*
(Sumber : Singh et al., 2022)

Selama beberapa dekade terakhir, kemajuan dalam desain implan, material dan teknik bedah telah membantu mengurangi jumlah pasien yang menderita *osteoarthritis*. Lutut mengalami sejuta siklus beban dan keausan, yang secara langsung berkaitan dengan daya tahan dan umur sendi lutut. *Osteoartritis* umumnya terjadi pada permukaan tulang paha dan tibia yang rusak.

Osteoarthritis adalah suatu kondisi yang mempengaruhi jutaan orang setiap tahun dan dapat menyebabkan rasa sakit yang hebat dan kesulitan

melakukan aktivitas sehari-hari. Penggantian lutut total (TKR) atau artroplasti lutut total (TKA) adalah salah satu perawatan bedah umum untuk kondisi ini, yang seringkali membantu mengurangi rasa sakit, meningkatkan mobilitas, dan seringkali memungkinkan pasien untuk terus bekerja atau menikmati aktivitas yang disukai (van Kasteren et al., 2018; Woolhead et al., 2005). Namun, masalah rasa sakit dan imobilitas menigkat pada 10-34% dari pasien TKR disebabkan oleh kegagalan implan. Di antara penyebab kegagalan implan yang paling umum adalah melonggarkan, ketidakstabilan, malalignment, polietilen memakai tibialis insert, osteolisis, dan infeksi (Mulcahy & Chew, 2014; Postler et al., 2018; Zc et al., 2018).

2.2.3 *Treatment Osteoarthritis*

Ketika mencapai usia 40 tahun, sekitar 90% orang akan mengalami nyeri pada lutut akibat sendi yang mengalami kerusakan degeneratif. Jika kerusakannya parah, beberapa orang mungkin perlu menjalani operasi untuk mengganti sendi lutut dengan TKR, yang dianggap sebagai pencapaian besar dalam bidang bedah ortopedi (Lian et al., 2014).

Penggantian lutut total merupakan prosedur operasi umum yang dilakukan untuk mengatasi nyeri dan masalah pada lutut. Tujuan dari prosedur ini adalah untuk mengembalikan kemampuan gerak lutut, menghilangkan rasa sakit dan meningkatkan fungsinya. Setelah menjalani penggantian lutut total, sebagian besar pasien mampu mencapai tingkat fungsi lutut antara 90% hingga 95% dari tingkat sebelum menjalani operasi (Erdogan et al., 2013).

Operasi penggantian lutut total adalah prosedur yang menggantikan tulang rawan dan tulang sendi lutut dengan bahan buatan. Jika kerusakan sendi tidak luas, penggantian lutut sebagian mungkin diperlukan. Penggantian lutut sebagian hanya menggantikan bagian sendi yang rusak atau aus.

Operasi penggantian lutut total biasanya dilakukan untuk meredakan nyeri hebat pada sendi lutut akibat gangguan/kondisi muskuloskeletal (misalnya artritis) yang terutama menyerang pasien lanjut usia. Baru-baru ini, telah dianggap sebagai prosedur yang efektif dalam ortopedi dengan tingkat kegagalan pada 10 tahun pasca operasi lebih rendah dari 5% (Khan et al., 2016). Tingkat

kegagalan 5% untuk operasi dapat menyebabkan 10.000 operasi revisi di Eropa setiap tahun, sementara ukuran hasil yang dilaporkan pasien menunjukkan bahwa 20-30% pasien tidak senang dengan hasil fungsional operasi (Nakano et al., 2020). Dari pendapat tersebut, TKR membutuhkan pengembangan desain terbaru yang dapat menjamin hasil operasi TKR yang aman dan efektif. Hal ini dapat dilakukan pada tahap desain dan analisis.

Perangkat lunak digital digunakan untuk merencanakan operasi penggantian sendi lutut. Perangkat lunak ini mampu menentukan jenis implan dan ukuran implan yang akan dibutuhkan untuk memastikan keberhasilan operasi. Selain itu, perangkat lunak ini dapat membantu memprediksi kekuatan material yang digunakan dalam implan.

2.2.4 Rekonstruksi *File* Data MRI

Dokter biasanya akan melakukan CT *scan* untuk memastikan pasien memerlukan operasi penggantian sendi lutut dengan sendi lutut prostetik sebelum melakukan operasi TKR. DICOM adalah format citra medis yang dapat dilihat dalam tiga dimensi. Ini membuatnya sempurna untuk prosedur medis yang perlu dilihat dari berbagai sudut.

Menurut (A. Kumbhalkar et al., 2013) Sendi lutut merupakan salah satu sendi terbesar dan kompleks pada tubuh manusia yang dapat menahan tekanan dan cedera yang signifikan, baik pada kegiatan sehari-hari maupun olahraga. Namun, seseorang dengan kelainan anatomi seperti kaki bengkok atau benturan pada lutut dapat merasakan nyeri pada persendian tersebut. Selain itu, penuaan dan kelebihan berat badan juga dapat menyebabkan kerusakan pada persendian tersebut. Dalam gambar X-ray dan CT scan, dapat dilihat anatomi dan kondisi cedera pada persendian lutut ditunjukkan pada gambar 2- 6.



Gambar 2- 6 Perbandingan CT Scan lutut normal dan mengalami cedera

(Sumber : A. Kumbhalkar et al., 2013)

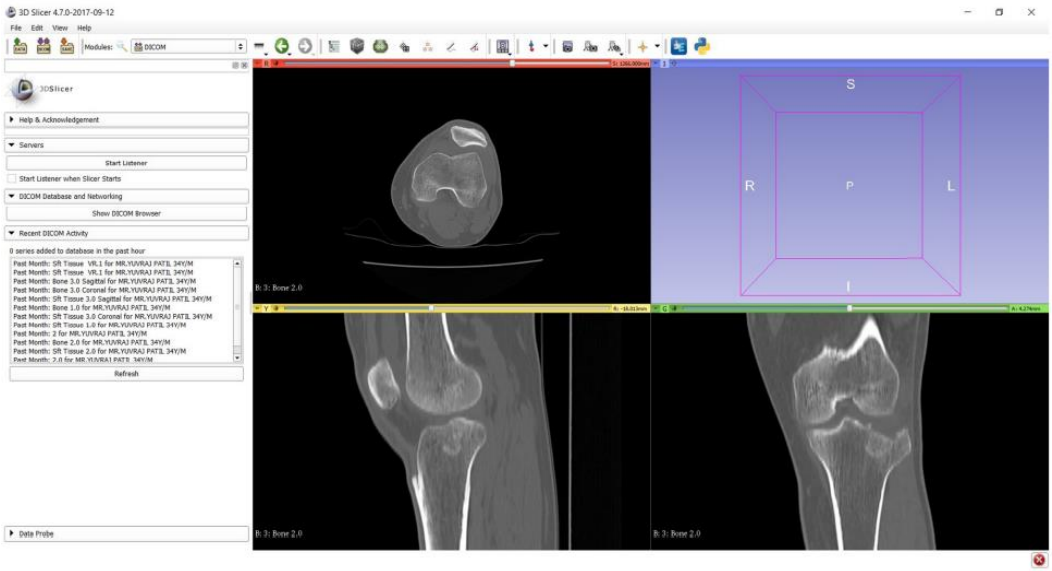
Saat melakukan CT *scan, file* yang dihasilkan adalah file DICOM. *File* ini perlu diproses untuk memudahkan melihat detail secara 3D, sehingga diperlukan *software* yang dapat melakukannya. *File* DICOM diimpor ke perangkat lunak 3D *Slicer* 4.7.0, yang membaginya menjadi *file* seperti kulit, tulang, dan jaringan lunak. Model tulang tertentu kemudian dipilih dengan hati-hati dan otot, kulit dan jaringan lunak diubah menjadi format NRRD (*Nearly Raw Raster Data*).

2.2.4.1 Alat

3D *Slicer* adalah perangkat lunak pencitraan sumber terbuka yang digunakan untuk transformasi awal data DICOM. Pemotong 3D memiliki ruang lingkup besar di bidang pemrosesan gambar medis, dengan segmentasi dan kombinasi gambar otomatis digunakan untuk menghasilkan model *visual* 3D. Diperlukan untuk mengonversi data dari DICOM ke NRRD. NRRD adalah format file untuk menyimpan, memvisualisasikan dan mengonversi data *citra* medis dalam satu file. Ini tidak mengandung informasi pasien yang sensitif (Balwan & Shinde, 2020)

Perangkat lunak ini mampu memproses file DICOM yang digunakan untuk merepresentasikan *citra* medis. Setelah file DICOM diproses, model tulang tertentu dapat dipilih dan diubah menjadi format yang sesuai untuk digunakan

dengan perangkat lunak NRRD. Hal ini memungkinkan pengambilan data tulang yang sempurna, yang dapat berguna untuk penelitian medis.



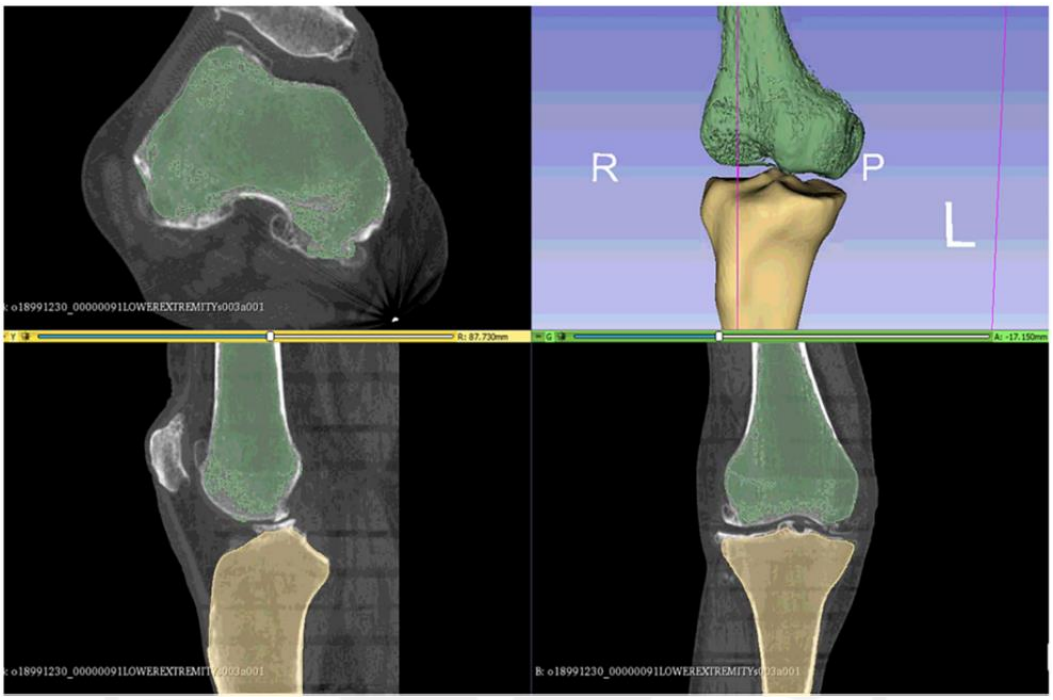
Gambar 2- 7 *Interface* ketika mengimport file DICOM ke 3D Slicer

(Sumber :Balwan & Shinde, 2020)

2.2.4.2 Segmentasi

Segmentasi dilakukan dengan *tools* pada 3D *Slicer* untuk mengekstraksi geometri tulang lutut sebelum operasi. Algoritme segmentasi disediakan oleh 3D *Slicer*, dan sesuai dengan label untuk *voxel* yang mewakili struktur biologis tertentu, yaitu tulang sendi lutut. Label sesuai dengan wilayah yang diilustrasikan dalam gambar CT 3D, bergantung pada nilai ambang batas yang dipilih (Kikinis, 2014)

Algoritme memberikan label yang sama untuk semua area tulang pada gambar CT *Scan*, sehingga tidak ada pemisahan antar tulang. Masalah ini dapat dengan mudah diselesaikan dengan membuat label unik untuk setiap wilayah yang terhubung di peta label awal, yang disediakan oleh 3D *Slicer*. Setelah pemisahan, femur akan dibedakan dari tibia (Loi et al., 2021).



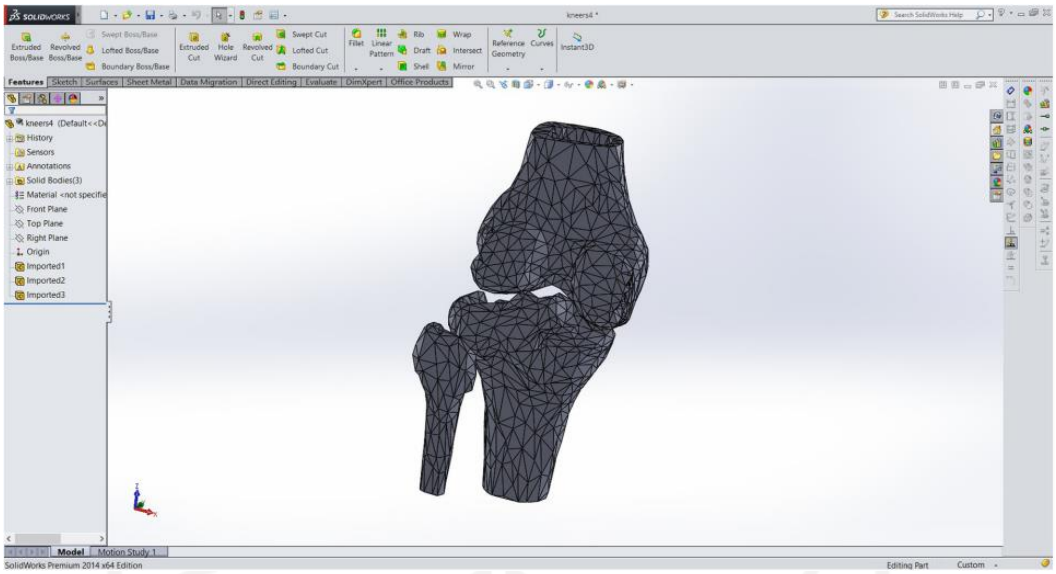
Gambar 2- 8 Tulang femur dan tibia yang sudah disegmentasi

(Sumber : Loi et al., 2021)

2.2.5 *Computer Aided Design* (CAD)

2.2.5.1 STL (*Standard Tessellation Language*) File

Model STL yang dihasilkan dari pemindaian tulang memiliki banyak permukaan (*Mesh*). Ketika data dipindai, permukaannya diwakili oleh sejumlah kecil komponen segitiga. Semakin kecil ukuran elemen segitiga yang dihasilkan, semakin rinci fitur permukaannya. Namun, jumlah *face* yang besar pada model STL tidak dapat diedit dengan mudah di perangkat lunak. Untuk mengedit model STL menggunakan *Solidworks*, perlu meminimalkan jumlah wajah menjadi kurang dari 20.000 dengan melakukan operasi penyaringan permukaan menggunakan perangkat lunak sumber terbuka seperti Meshmixer atau Meshlab (Balwan & Shinde, 2020).



Gambar 2- 9 Hasil konversi dari file DICOM ke file STL di perangkat lunak *Solidworks*

(Sumber :Balwan & Shinde, 2020)

2.2.5.2 Meshmixer

Meshmixer adalah perangkat lunak dari *Autodesk*, yang sebagian besar digunakan untuk memahat 3D, meshing dan mengedit model 3D menggunakan software ini, model diubah menjadi tubuh yang solid model dari permukaan tubuh menunjukkan model lutut dalam perangkat lunak *Meshmixer*, sementara pemangkasan dan menghasilkan tubuh padat (Balwan & Shinde, 2020).



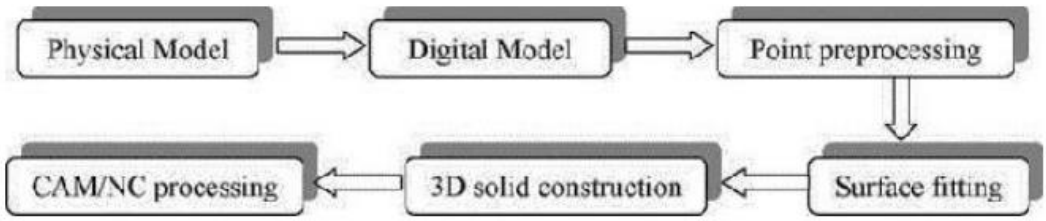
Gambar 2- 10 Model yang memiliki format STL dimasukan ke dalam *meshmixer*

(Sumber : Balwan & Shinde, 2020)

2.2.6 *Reverse Engineering*

Reverse engineering adalah metode yang dapat membantu mengembangkan model komponen implan CAD dengan cepat, berdasarkan informasi geometris objek yang tidak diketahui. Informasi ini dapat diekstrak dari sinar-X, CT *scan* atau data MRI. Sinar-X hanya memberikan informasi 2D, sedangkan CT scan dan MRI memberikan informasi 3D. Hal ini memungkinkan pengambilan informasi geometris dan modifikasi lebih lanjut dari desain implan berdasarkan model fisik yang tersedia.

(Lian et al., 2014) menyarankan pendekatan sistematis untuk melakukan *reverse engineering* implan lutut untuk mendapatkan secara akurat model CAD yang membantu dalam mengurangi *lead time* untuk mengembangkan proses *reverse engineering* ditunjukkan pada gambar 2- 11.



Gambar 2- 11 Proses *reverse engineering*

(Sumber : Lian et al., 2014)

2.2.7 *Finite Element Analysis* (FEA)

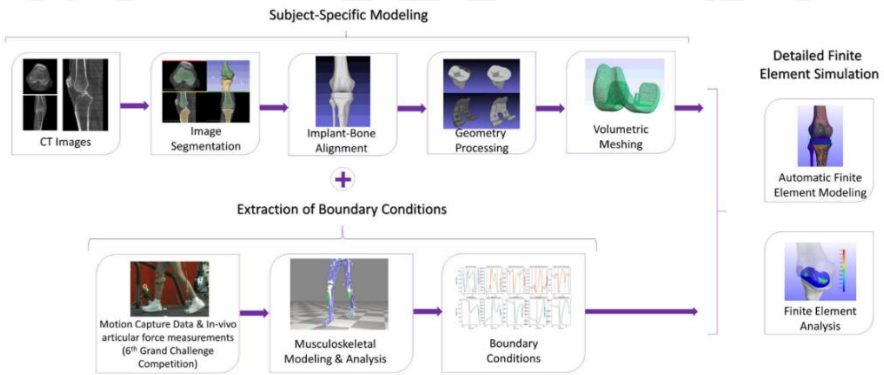
Metode FEA ini membantu para peneliti untuk mengantisipasi potensi kekurangan desain yang dapat menurunkan resiko terhadap produk dan bahkan pendapatan dari suatu perusahaan. Selain itu, dengan mengurangi jumlah *prototype* fisik atau aktual dan menggantikannya dengan *prototype virtual*, para peneliti dapat menghemat waktu dan biaya dalam pengembangan produk.

Analisis unsur terbatas dari model CAD yang dikembangkan akan membantu untuk memeriksa kinerja implan di tahap awal pengembangan. FEA bisa statis atau dinamis. Studi analisis tegangan-regangan statis oleh (Martin Kubcek, 2009)Kondilus medial menopang beban lebih banyak dibandingkan kondilus lateral, dan perpindahan meniskus terjadi di area medial dan lateral.

Tekanan kontak maksimum antara tulang rawan femoralis, tulang rawan tibialis, dan meniskus tercatat sebesar 2.25 MPa. (Lesso-Arroyo, 2004)juga melakukan analisis statis model CAD 3D secara bertahap untuk mempelajari kinerja individu dari setiap elemen. Analisis dibagi menjadi tahap peningkatan kompleksitas dalam model : model individu, model sederhana, model tereduksi dan model akhir sehingga lebih akurat hasil perkiraan dapat diperoleh. Beban tekan pada sendi meningkat dengan peningkatan sudut fleksi dan perubahan sifat kontak dari area ke garis ke garis kuasi dengan peningkatan sudut fleksi (Chu, 1999).

FEA adalah alat yang diterima secara luas dan kuat untuk pemodelan Biomekanik. Geometri tidak beraturan, kompleks struktur mikro dan kondisi pemuatan jaringan biologis adalah masalah spesifik dalam biomekanik dan masih sulit untuk model. Namun, penciptaan sendi lutut melalui CT *Scan* Data membuat analisis mudah. Sebelum implanasi, implan lutut harus dianalisis dalam hal properti material, ukuran, bentuk, perawatan permukaan, beban resistansi dan kemungkinan kegagalan. Dalam penelitian ini, Analisis Elemen Hingga dilakukan untuk dua bahan yang berbeda (Soni et al., 2018).

Alur kerja yang diusulkan semi-otomatis pipeline digambarkan. Prosedur konstruksi FEA meliputi rekonstruksi permukaan tulang lutut melalui gambar teknik segmentasi pada pasien-spesifik pra-operasional *Computed Tomography* (CT) data (Benos et al., 2020).



Gambar 2- 12 Metodologi yang digunakan untuk mengembangkan model dan elemen dari sendi lutut

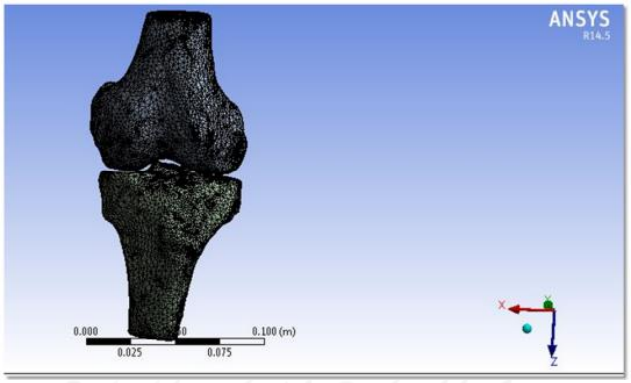
(Sumber : Loi et al., 2021)

2.2.8 Material

Pada penelitian ini menggunakan material Ti6Al4V (*Titanium Alloy*) dan UHMWPE (*Ultrahigh Molecular Weight Polyethylene*) dimana kedua material itu termasuk *biocompatible* atau bisa diterima tubuh sebagai implan. Berdasarkan penelitian (Samadhiya et al., n.d.) Ti6Al4V menjadi material terbaik dalam menerima beban ekstrim.

2.2.9 Meshing Model

Banyak peneliti saat ini menggunakan metode FEA untuk mengamati perilaku mekanis berbagai sendi secara realistis, termasuk dengan menggunakan model yang dihasilkan dari data MRI. Salah satu perangkat lunak FEA yang populer untuk tujuan ini adalah *Ansys*. Untuk mencapai tingkat akurasi yang lebih tinggi dalam hasilnya, para peneliti melakukan meshing segitiga volumetrik pada sendi lutut, dan hasilnya ditunjukkan dalam gambar 2- 13 yang menunjukkan *mesh* segitiga sendi lutut yang telah siap digunakan.



Gambar 2- 13 Meshing segitiga (*tetrahedral*) yang dilakukan pada perangkat lunak *Ansys*

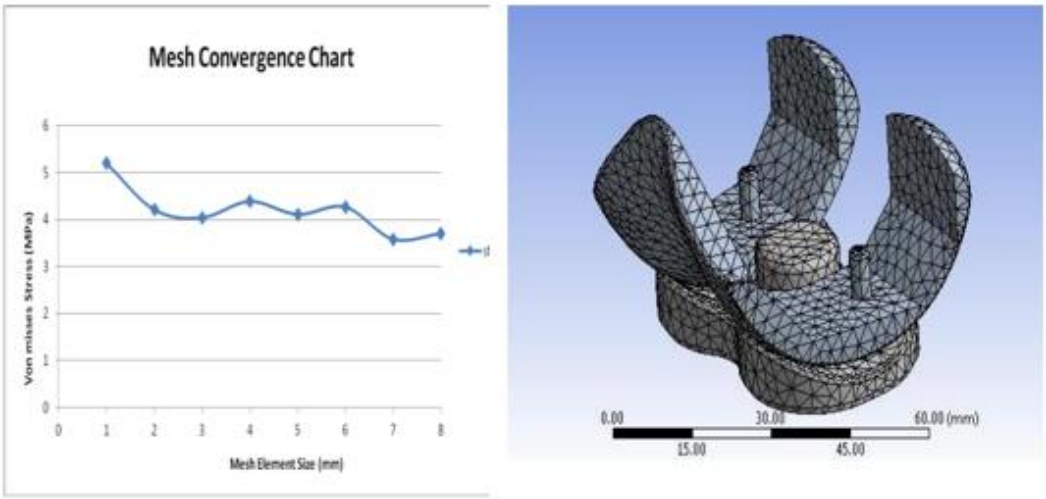
(Sumber : Soni et al., 2018)

Dalam sebuah penelitian perakitan, penggunaan teknik uji *mesh convergence* sangat penting untuk memastikan hasil analisis yang akurat dan valid. Teknik uji *mesh convergence* adalah teknik numerik yang digunakan untuk mengevaluasi hasil simulasi numerik pada setiap tingkat *mesh* atau jaringan elemen. Tujuannya adalah untuk menemukan ukuran *mesh* yang

optimal dan stabil agar hasil yang diperoleh dapat memenuhi tingkat ketelitian yang diperlukan dalam analisis.

Untuk melakukan uji konvergensi mesh, tingkat stres diuji pada perakitan dengan menggunakan ukuran mesh yang berbeda untuk setiap elemen selama proses meshing. Dalam penelitian ini, para peneliti menggunakan elemen tetrahedral untuk semua komponen prostesis lutut karena elemen ini lebih baik dalam mendekati bentuk dengan kesalahan minimal dibandingkan dengan elemen persegi. Selain itu, elemen *tetrahedral* juga memiliki kemampuan untuk menangani geometri kompleks dengan lebih akurat.

Ukuran elemen *tetrahedral* yang digunakan adalah 3 mm untuk semua komponen prostesis lutut. Total 23273 node dan 13575 elemen dihasilkan untuk membuat gambaran yang akurat dari perakitan. Dengan menggunakan teknik ini, para peneliti dapat memastikan bahwa hasil analisis yang diperoleh memiliki tingkat akurasi yang tinggi dan valid untuk penelitian pada gambar 2-14.



Gambar 2- 14 Proses mesh convergence dan mesh di TKR

(Sumber :Samadhiya et al., 2014)

2.2.10 Beban *(Force)*

Studi yang dilakukan oleh (Samadhiya et al., 2014) yaitu menguji prostesis pada berbagai beban dengan menggunakan standar uji ISO 14243-1 tentang beban, secara bertahap meningkat dari 500 N hingga maksimum 5000 N

saat kaki dalam posisi lurus. Studi ini menemukan bahwa prostesis dibatasi dalam semua derajat kebebasan pada permukaan bawahnya dan beban tekan 500 N - 5000 N diterapkan pada titik tumpu.

Berat pasien diasumsikan 100 kg, dan setiap sendi lutut membawa setengah dari beratnya. Metode elemen hingga digunakan untuk menganalisis tegangan dan deformasi pada sambungan dan daerah sekitarnya, dalam kondisi pembebanan statis. Untuk seseorang dengan massa 75 kg dan beban 25 kg di kepalanya, beban 490 N diterapkan secara vertikal ke bawah pada sendi lutut. (Soni et al., 2018).

Gaya eksternal dapat memengaruhi objek dalam banyak cara, termasuk efek gravitasi, angin, dan berat. Mengetahui berbagai jenis gaya luar dan pengaruhnya adalah penting, karen dapat memiliki pengaruh yang berbeda pada struktur. Beberapa gaya eksternal yang paling umum adalah berat, tekanan, dan dorongan. Masing-masing gaya ini memiliki efek yang berbeda pada objek, dan penting untuk mengetahuinya sehingga dapat merancang dan membangun struktur dengan benar (R. S. Khurmi dan J. K. Gupta, 2005):

1. Beban mati atau beban *steady*

Beban *steady* adalah beban yang tetap atau konstan selama periode waktu tertentu. Dalam konteks teknik, beban *steady* sering digunakan untuk merujuk pada beban yang tidak berubah selama waktu yang cukup lama sehingga dapat dianggap sebagai beban tetap. Misalnya, beban yang diterapkan pada struktur statis yang tidak berubah selama waktu yang cukup lama.

2. Beban *variable*

Beban variabel merujuk pada beban yang tidak konstan atau tidak tetap selama suatu waktu tertentu. Beban ini dapat berubah secara acak atau dapat dihitung berdasarkan faktor-faktor tertentu seperti beban angin, beban salju, beban lalu lintas, dan sebagainya. Dalam rekayasa struktur, perhitungan beban *variabel* sangat penting dalam mendesain struktur yang dapat menahan beban dan tekanan yang bervariasi seiring waktu atau kondisi tertentu.

3. Beban kejut

Beban kejut adalah suatu gaya atau tekanan yang timbul secara tiba-tiba pada sebuah objek. Beban kejut dapat terjadi akibat tabrakan, ledakan, atau perubahan tiba-tiba dalam gerakan objek tersebut. Beban kejut dapat menyebabkan

kerusakan atau deformasi pada objek, tergantung pada besar dan arah beban kejut tersebut. Oleh karena itu, dalam analisis struktur atau rekayasa, penting untuk memperhitungkan beban kejut sebagai faktor yang dapat mempengaruhi kinerja dan keamanan suatu struktur atau perangkat.

4. Beban *impact*

Beban *impact* merujuk pada gaya atau beban yang terjadi akibat tabrakan atau tumbukan antara dua benda atau permukaan. Ini dapat menyebabkan suatu benda mengalami perubahan kecepatan yang drastis dalam waktu yang singkat, dan dapat menyebabkan kerusakan atau deformasi pada benda tersebut. Dalam analisis teknik, beban *impact* sering dinyatakan dalam bentuk beban impuls, yang merupakan gaya yang diterapkan pada benda dalam *interval* waktu yang sangat singkat.

Dilihat dari *system* kerja yang dilakukan, beban dapat dibagi menjadi 2 yaitu:

1. Beban Statis

Beban statis adalah tekanan yang bekerja terus menerus dari waktu ke waktu, sering dikaitkan dengan beban yang secara bertahap meningkat besarnya. Jika perubahan intensitas suatu beban cukup lambat, maka beban tersebut dapat digolongkan sebagai beban statis. Saat beban statis diterapkan, struktur akan mulai berubah bentuk dan mencapai nilai maksimumnya saat beban maksimum diterapkan.

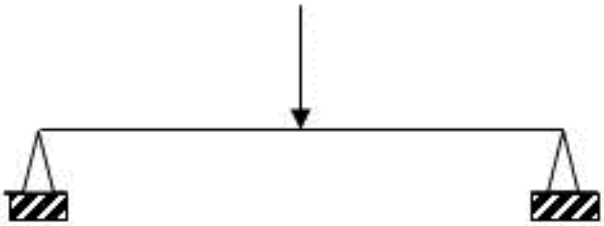
2. Beban Dinamis

Beban dinamis adalah perubahan berat atau gaya yang tiba-tiba dan besar yang mempengaruhi struktur. Mereka bisa sangat kuat dan menyebabkan banyak kerusakan. Menurut (Ray Clough and Joe Penzien, 1993) beban dinamis adalah setiap beban yang besarnya, arah, dan posisinya bervariasi dengan waktu.

Berdasarkan pembagiannya, pendistribusian beban juga dibagi menjadi dua jenis yaitu (A. J. Prasetyo, 2010):

1. Beban Terpusat (Terkonsentrasi)

Beban terpusat adalah beban yang didistribusikan ke area yang lebih kecil daripada beban biasa. Area yang lebih kecil ini biasanya dipilih karena lebih mudah dihitung.

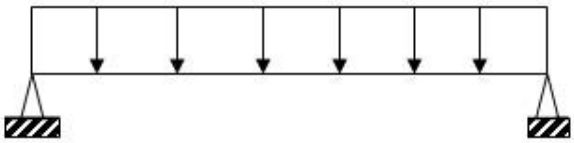


Gambar 2- 15 Beban terpusat

(Sumber : A. J. Prasetyo, 2010)

2. Beban Merata (Terdistribusi)

Beban terdistribusi adalah jenis beban yang tersebar merata di seluruh permukaan benda.



Gambar 2- 16 Beban Merata

(Sumber : A. J. Prasetyo, 2010)

Pada saat melakukan simulasi desain struktur pada *software Ansys 19.2*, akan dihasilkan beberapa hasil simulasi yang fokus pada fenomena tertentu. Pada simulasi desain struktur sendi lutut, data yang diinginkan adalah tegangan, regangan, deformasi dan tekanan kontak.

2.2.11 Tegangan (*Stress)*

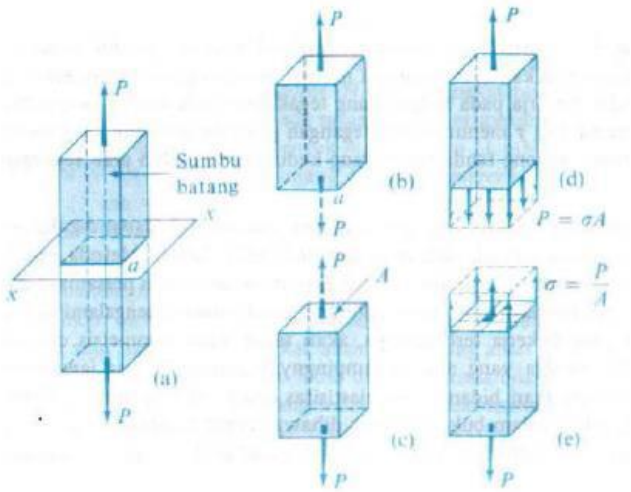
Analisis tegangan *von mises* adalah alat penting untuk memastikan stabilitas struktural. Itu dapat mengidentifikasi area kelemahan dan menyarankan koreksi yang akan memastikan struktur tetap ututh selama kondisis ekstrim. Desain struktur harus memperhitungkan efek tegangan pada sistem secara keseluruhan. Tegangan *von mises* menekankan pentingnya menggunakan model tegangan yang benar dan prosedur analisis untuk memprediksi perilaku struktur dalam berbagai kondisi. Dengan demikian, para insinyur dapat memastikan bahwa desain mereka tahan terhadap kegagalan.

Analisis tegangan *von mises* dari struktur FEA memberikan wawasan berharga tentang mode kegagalan potensial dan tekanan yang mungkin dihadapi.

Informasi ini dapat membantu mengidentifikasi masalah potensial yang mungkin perlu ditangani selama desain atau fabrikasi. Ketika gaya atau beban eksternal diterapkan pada suatu objek, ada gaya internal yang bervariasi di setiap bagian objek yang menahan gaya itu. Gaya dalam per satuan luas di setiap bagian benda disebut Tegangan (R. S. Khurmi dan J. K. Gupta, 2005).

2.2.11.1 Tegangan Normal

Tegangan normal adalah kekuatan gaya yang bekerja normal atau tegak lurus terhadap permukaan benda yang dikenai beban atau gaya *external* (E. P. Popov, 1986).



Gambar 2- 17 Tegangan normal

(Sumber : E. P. Popov, 1986)

Dalam perjalanannya tegangan dilambangkan dengan simbol Yunani (σ). Dan dalam rumus dapat dinyatakan sebagai berikut (R. S. Khurmi dan J. K. Gupta, 2005):

$$\sigma = \frac{P}{A} \tag{2.1}$$

Dimana :

σ = Tegangan normal (MPa)

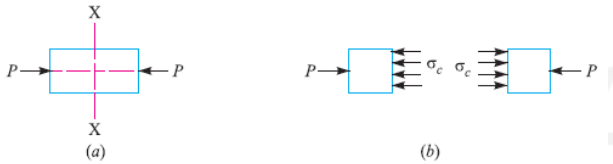
P = Gaya aksial yang mengenai benda (N)

A = Luas penampang (mm)

Tegangan Normal juga dibagi menjadi 2, yaitu (R. S. Khurmi dan J. K. Gupta, 2005):

a. Tegangan Tekan *(Compressive Stress)*

Tegangan tekan adalah gaya yang menyebabkan material mengalami deformasi, yang mengakibatkan penurunan volumenya. Stres ini sering dialami material pada saat terjadi kegagalan karena stres yang dihasilkannya. Tegangan tekan yang tinggi dapat menyebabkan kegagalan material karena tegangan yang ditimbulkannya.

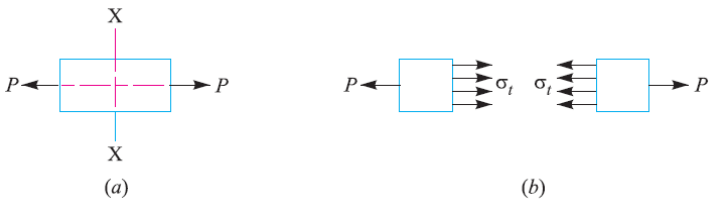


Gambar 2- 18 Tegangan tekan

(Sumber : R. S. Khurmi dan J. K. Gupta, 2005)

b. Tegangan Tarik *(Tensile Stress)*

Tegangan tarik adalah ukuran tegangan yang diberikan pada suatu bahan ditarik dan diregangkan. Stres ini bertanggung jawab atas pemanjangan material sepanjang arah beban yang diterapkan. Tegangan normal yang menghasilkan tegangan pada permukaan potongan sering disebut tegangan tarik.



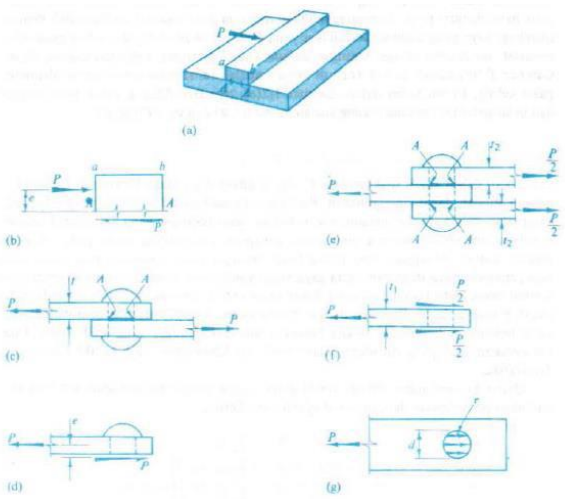
Gambar 2- 19 Tegangan tarik

(Sumber : R. S. Khurmi dan J. K. Gupta, 2005)

2.2.11.2 Tegangan Geser

Tegangan geser adalah gaya yang diberikan pada suatu benda ketika dikenai beban atau gaya eksternal. Ini adalah ukuran tegangan yang ditempatkan

pada objek ketika dipindahkan sepanjang bidang tegak lurus terhadap gaya yang diberikan (E. P. Popov, 1986).



Gambar 2- 20 Tegangan geser

(Sumber : (E. P. Popov, 1986)

Simbol tau digunakan dalam persamaan Tegangan Geser. Secara persamaan matematika dapat dinyatakan sebagai berikut :

$$\tau = \frac{P}{A} \tag{2.2}$$

Dimana :

τ = Tegangan geser (MPa)

P = Gaya tangensial (N)

A = Luas penampang (mm)

Kegagalan struktur adalah kondisi di mana sebuah struktur tidak dapat lagi menahan beban yang dikenakan padanya dan mengalami kerusakan atau keruntuhan. Kegagalan struktur dapat terjadi karena beberapa alasan, seperti beban yang melebihi kapasitas desain, cacat produksi, korosi, kelelahan material, atau faktor lingkungan.

Dalam analisis kegagalan struktur, perlu dilakukan evaluasi terhadap kondisi beban dan kerusakan pada struktur untuk menentukan penyebab kegagalan dan cara memperbaiki atau menghindari kegagalan tersebut di masa depan. Analisis ini dapat dilakukan dengan menggunakan teknik-teknik seperti

analisis elemen hingga, analisis kelelahan, dan pengujian bahan. Teori kegagalan struktur yang digunakan sebagai berikut:

2.2.11.3 Teori Energi Distorsi (Tegangan *Von Mises*)

Teori kegagalan von Mises adalah salah satu teori kegagalan yang umum digunakan dalam rekayasa material. Teori ini digunakan untuk memprediksi kegagalan suatu material dengan mempertimbangkan tegangan normal dan tangensial yang bekerja pada material.

Teori kegagalan *von Mises* didasarkan pada asumsi bahwa suatu material akan gagal ketika energi deformasi yang diperlukan untuk membuat tegangan normal dan tangensial yang terjadi melebihi suatu nilai kritis. Nilai kritis ini disebut batas kekuatan *von Mises* dan digunakan untuk memprediksi kemungkinan kegagalan material.

Teori kegagalan ini memprediksi bahwa jika tekanan yang dikenakan pada suatu material dapat menyebabkannya gagal dalam kondisi tertentu, ia akan melakukannya di bawah tekanan yang lebih besar. Teori ini didasarkan pada gagasan bahwa tegangan adalah gaya yang dapat menyebabkan suatu bahan pecah. Teori ini biasa juga disebut dengan *von mises stress* yang diambil dari penemunya yaitu Dr. R. von Mises. Untuk persamaan von mises stress dapat ditulis sebagai berikut (R. G. Budynas, 2015):

$$\sigma' = \sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2}} \tag{2.3}$$

Teori kegagalan *von Mises* umum digunakan dalam desain struktur untuk memastikan bahwa material yang digunakan memiliki kekuatan yang cukup untuk menahan beban yang diberikan. Oleh karena itu, dalam proses desain struktur, perlu dilakukan analisis kegagalan menggunakan teori *von Mises* untuk memastikan bahwa material yang digunakan dapat menahan beban yang diinginkan tanpa mengalami kegagalan.

2.2.12 Regangan (*Strain*)

Regangan adalah teknik yang digunakan dalam rekayasa untuk menentukan bagaimana suatu struktur cenderung merespons stres. Hal ini dapat dilakukan dengan mengukur jumlah regangan (ukuran berapa banyak material yang telah diregangkan) dalam suatu struktur dan kemudian menggunakan informasi tersebut untuk memprediksi bagaimana perilakunya di bawah tekanan. Dalam rekayasa berbantuan komputer, analisis regangan digunakan untuk menentukan tegangan dalam suatu struktur. Ini dilakukan dengan mengukur deformasi struktur akibat gaya yang diberikan. Informasi ini kemudian digunakan untuk menghitung gaya yang menyebabkan deformasi. Analisis regangan dapat digunakan untuk memeriksa tegangan yang ada dalam suatu struktur. Informasi ini dapat digunakan untuk membantu mengoptimalkan struktur.

Regangan merupakan deformasi suatu benda yang disebabkan oleh gaya atau beban yang bekerja padanya. Hal ini ditandai dengan huruf Yunani *Epsilon* (ε) (R. S. Khurmi dan J. K. Gupta, 2005). Regangan diperoleh dengan membagi perubahan panjang dengan panjang awal benda. Secara persamaan dapat ditulis sebagai berikut:

$$\varepsilon = \frac{\delta}{l_0} \tag{2.4}$$

dimana:

ε = Regangan

δ = Perubahan panjang (mm)

l_0 = Panjang awal / panjang asli (mm)

2.2.13 Deformasi (*Defromation*)

Deformasi adalah perubahan bentuk atau dimensi dari suatu benda akibat adanya gaya atau tekanan yang bekerja pada benda tersebut. Deformasi dapat terjadi pada berbagai jenis benda, mulai dari benda padat seperti logam dan batu, hingga benda cair seperti air.

Deformasi dapat terjadi dalam beberapa bentuk, seperti perubahan panjang atau lebar, perubahan sudut, atau perubahan volume. Jenis deformasi yang paling umum terjadi pada benda padat adalah perubahan panjang atau lebar,

yang disebut sebagai strain atau regangan. Deformasi pada benda cair biasanya terjadi dalam bentuk perubahan volume.

Deformasi dapat bersifat sementara atau permanen, tergantung pada karakteristik benda dan besarnya gaya atau tekanan yang bekerja pada benda tersebut. Deformasi sementara terjadi ketika benda kembali ke bentuk semula setelah gaya atau tekanan dihilangkan, sedangkan deformasi permanen terjadi ketika benda tidak kembali ke bentuk semula setelah gaya atau tekanan dihilangkan. Deformasi permanen dapat terjadi pada benda yang mengalami deformasi plastis atau patah.

Untuk memahami deformasi pada struktur dan melakukan perbaikan, diperlukan analisis deformasi dengan berbagai teknik, termasuk FEA. Analisis ini membantu membuat model perilaku struktur dalam kondisi pembebanan yang berbeda. FEA adalah alat yang berguna untuk menganalisis deformasi dan mengidentifikasi kelemahan pada struktur. Untuk itu, perangkat lunak FEA sering digunakan untuk mengetahui kemampuan struktur dalam menahan beban tanpa kerusakan yang berarti.

Sebelumnya telah dijelaskan bahwa regangan didapat dari perubahan panjang dibagi panjang awal. Deformasi dapat dicari menggunakan rumus deformasi beban aksial:

$$\delta = \frac{PL}{AE} \tag{2.5}$$

Dimana: δ = deformasi (mm)

P = beban (N)

L = panjang awal (mm)

A = luas penampang (mm^2)

E = modulus young (MPa)

2.2.14 Tekanan Kontak (*Contact Pressure*)

Tekanan kontak adalah tekanan yang terjadi di antara dua benda yang saling bersentuhan pada permukaan kontak mereka. Tekanan kontak terjadi ketika dua benda saling mendesak satu sama lain pada suatu titik kontak.

Tekanan kontak diukur sebagai gaya per satuan luas. Tekanan kontak dapat diterapkan baik pada benda padat maupun benda cair, dan merupakan parameter penting dalam banyak aplikasi teknik, seperti desain mesin, ilmu material dan lain sebagainya.

Analisis tekanan kontak digunakan untuk menentukan tekanan maksimum yang dapat diterapkan tanpa menyebabkan kerusakan pada struktur FEA. Informasi ini dapat digunakan untuk membantu memutuskan apakah akan menerapkan tekanan yang lebih tinggi atau tidak dalam operasi mendatang.

Tekanan kontak adalah ukuran berapa banyak gaya yang diperlukan untuk menyebabkan dua atau lebih bagian bersentuhan satu sama lain. Tekanan ini disebabkan oleh gaya yang diberikan antara bagian-bagian. Pada *software Ansys*, tekanan kontak dapat dicari untuk mengetahui apakah tekanan yang terjadi pada setiap bagian desain TKR tinggi atau rendah. Ada persamaan untuk tekanan kontak yang terjadi antara permukaan bola elastis dan permukaan datar elastis, yaitu:

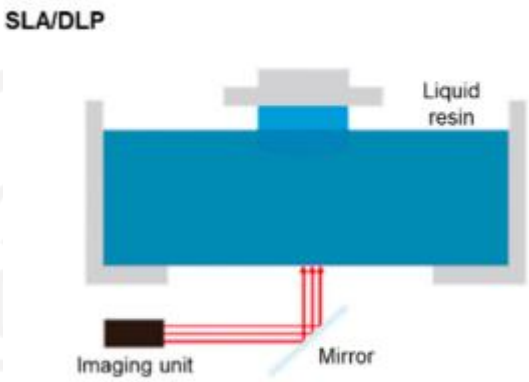
$$Po = \frac{3F}{2\pi a^2} = \frac{1}{\pi}\left(\frac{6FE^2}{R^2}\right)^{\frac{1}{3}} \quad (2.6)$$

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

2.2.15 3D Print SLA

Pencetakan 3D adalah proses yang menghasilkan prototipe dari objek virtual dalam perangkat lunak desain berbantuan komputer (CAD). Salah satu jenis pencetakan 3D adalah 3D Print SLA (*Stereolitografi*). Proses SLA menggunakan

wadah berisi resin cair dan menggunakan sinar *ultraviolet* (UV) untuk mengeraskan resin. Proses pencetakan melibatkan penurunan benda kerja ke *platform* dan saat benda kerja turun, benda kerja itu dipolimerisasi oleh sinar UV untuk membentuk struktur 3D. Di bawah ini adalah ilustrasi SLA Cetak 3D (Jeong, 2020).

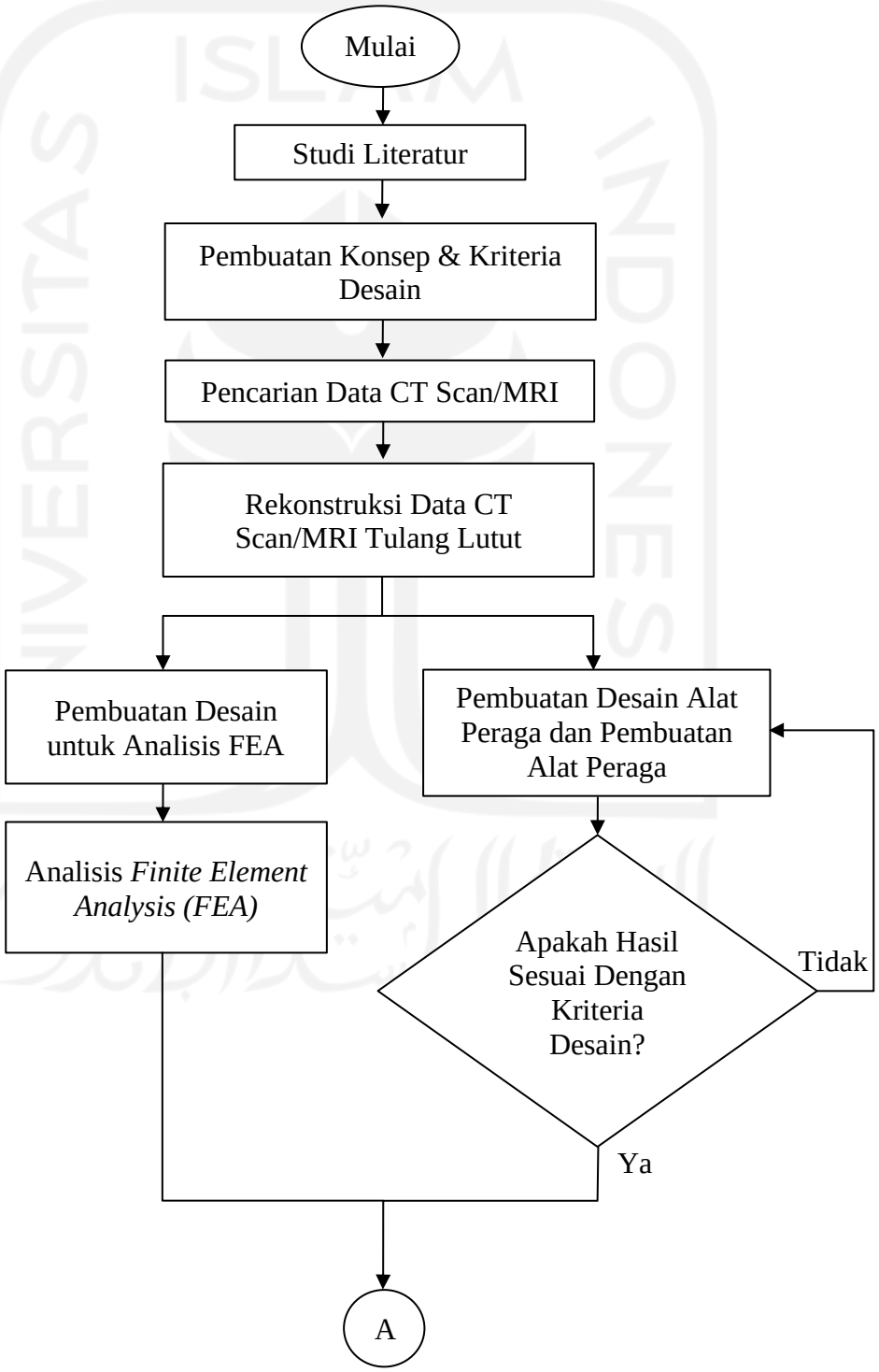


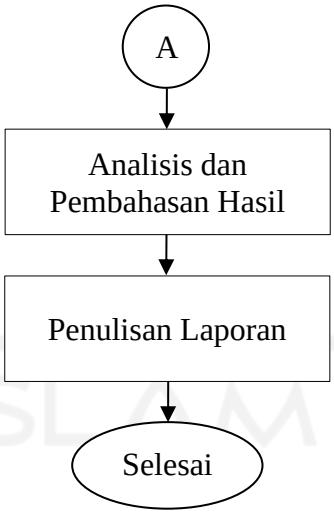
Gambar 2- 21 3D Print Filament SLA

BAB 3
METODE PENELITIAN

3.1 Alur Penelitian

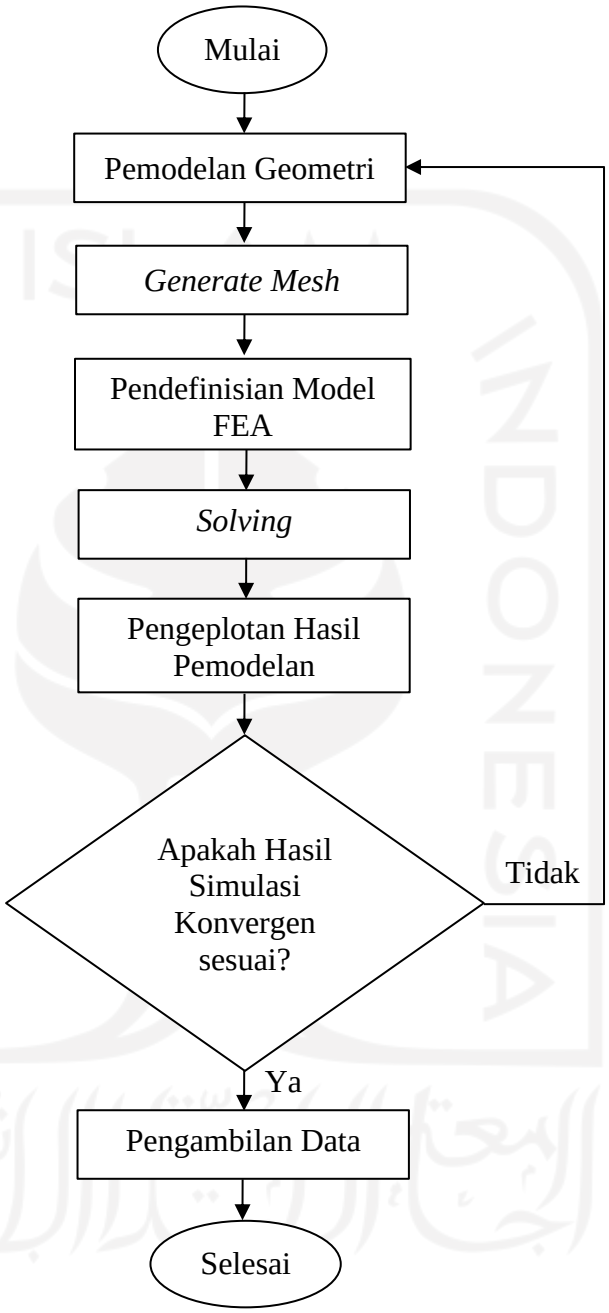
Berikut adalah Alur penelitian yang digunakan pad a penelitian ini :





Gambar 3- 1 Diagram Alir Penelitian

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



Gambar 3- 2 Diagram Alir FEA

3.2 Kriteria Desain

Kriteria perlu ditentukan saat merancang fabrikasi penyangga lutut dan analisis FEA implan lutut yang terkena *osteoarthritis*. Kriteria desain yang harus dipenuhi adalah desain sendi lutut yang berasal dari data CT *scan*/MRI agar diperoleh hasil yang menyerupai bentuk aslinya. Kriteria tersebut dibagi menjadi 2 sub bab, yaitu kriteria hasil rekonstruksi dan kriteria desain. Berikut penentuan kriteria yang harus terpenuhi:

3.2.1 Kriteria Hasil Rekonstruksi

1. Model 3D tulang lutut menunjukkan bagaimana bentuknya saat pertama kali di *scan*. Bentuknya menyerupai dengan tulang aslinya.
2. Model 3D tulang lutut berupa *solid body*.
3. Model 3D tulang lutut dapat digunakan sebagai acuan untuk merancang sendi lutut prostetik, yang dapat digunakan untuk analisis elemen hingga, serta pembuatan 3-D Printed Model Implan.

3.2.2 Kriteria Desain Implan

Ada beberapa faktor penting yang perlu dipertimbangkan sebelum menggunakan FEA untuk merancang sendi lutut prostetik, untuk memastikan bahwa analisisnya akurat dan berguna untuk banyak pasien. Beberapa faktor ini termasuk menentukan kriteria desain, yang akan membantu memastikan bahwa sendi lutut prostetik cocok untuk individu tertentu yang digunakan. Berikut adalah kriteria desain pada penelitian ini:

1. Implan dapat menahan beban 3 kN
2. 3D Implan berbentuk *part solid body.*
3. Implan dapat mencapai sudut fleksi maksimal 75^{o}

3.3 Peralatan dan Bahan

Dalam penelitian ini, berbagai alat dan bahan digunakan untuk membantu penulis dalam melaksanakan penelitiannya. Alat dan bahan tersebut antara lain, namun tidak terbatas pada, buku, komputer dan bahan penelitian. Peralatan dan bahan ditunjukan pada Tabel 3- 1 dam 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 Meshmixher*	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 Workbench 19.2*	Perangkat lunak untuk melakukan simulasi FEA pada tulang dan TKR
6	*Photon Workshop*	Perangkat lunak untuk proses 3D Print Resin
7	3D Printer	Perangkat untuk proses pembuatan 3-D Printed Model Implan tulang dan TKR

Tabel 3- 2 Bahan

No	Bahan	Fungsi
1	File CT Scan/MRI tulang lutut (femur dan tibia)	Bahan utama penelitian
2	*Esun Resin Filament*	Bahan utama pada pembuatan alat 3-D printed model
3	Amplas *Grid* 100, 360, 1000 dan 2000	Digunakan Untuk Menghaluskan Permukaan Hasil 3D *Print*

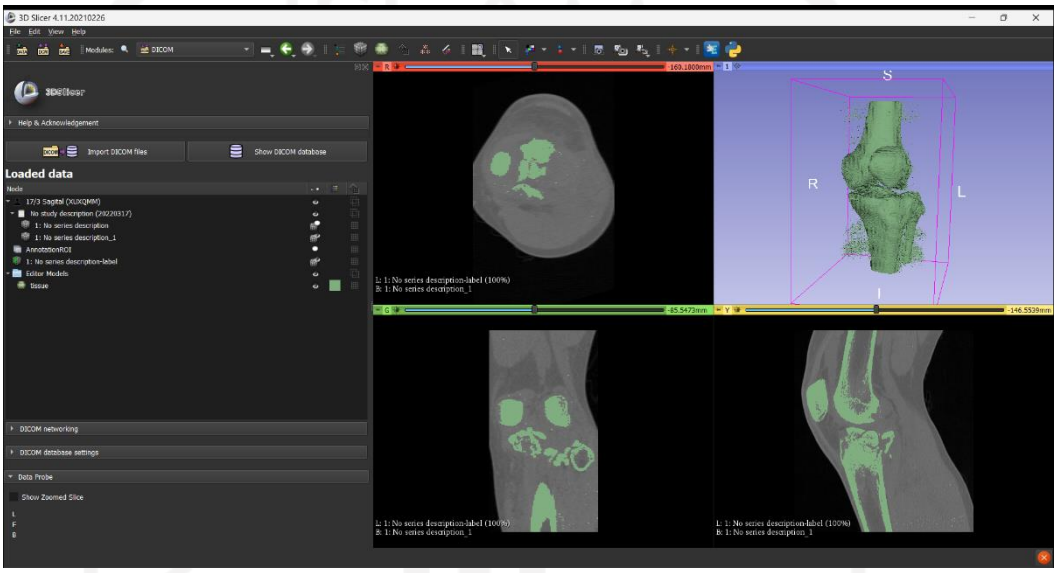
3.4 Rekonstruksi Tulang Femur dan Tibia

Langkah-langkah dalam merekonstruksi tulang lutut dari data CT *scan* atau MRI meliputi segmentasi bagian yang diinginkan dari data. Data tersebut bersumber dari website https://www.embodi3d.com/files/file/21610-dr-rishi/ dan berupa file NRRD yang terindikasi terkena *osteoarthritis*. File-file tersebut

kemudian dikonversi ke file DICOM menggunakan perangkat lunak 3D *Slicer*. Setelah tersegmentasi, file DICOM diubah menjadi file STL.

3.4.1 Segmentasi

Setelah melakukan segmentasi, file DICOM awalnya diubah menjadi *file* STL. Gambar di bawah menunjukkan proses segmentasi tulang femur dan tibia.



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

3.5 Proses Pembuatan Model Desain 3D Tulang Lutut dan Sendi Lutut Implan

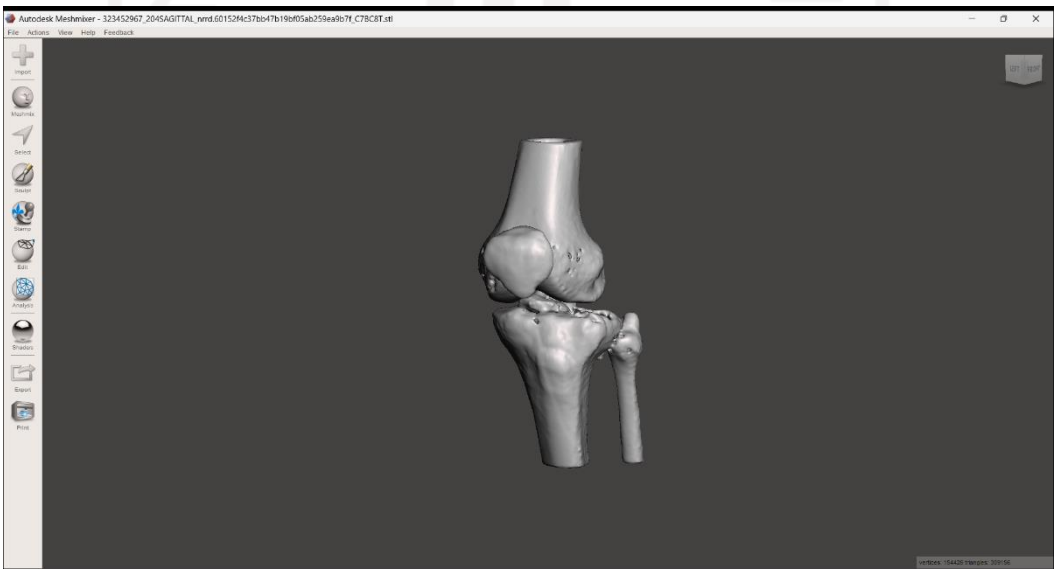
3.5.1 Peningkatan Efisiensi Kontur Tulang

Setelah mendapatkan *file* STL Tulang lutut menjadi beberapa bagian, langkah selanjutnya adalah menghaluskan desain 3D femur dan tibia menggunakan perangkat lunak yang disebut *Meshmixer*. Ini akan membantu mengurangi jumlah mesh yang tidak diperlukan, menghilangkan *noise* di sekitar tulang untuk simulasi *Finite Element Analysis (FEA)* dan mempercepat proses simulasi yang sesuai dengan bentuk asli tulang berdasarkan data CT *Scan* /MRI.



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

Pada proses ini file STL masih memiliki *noise* yaitu bagian yang tidak diinginkan dan belum bisa digunakan sebagai pembuatan 3-D Printed Model Implan dan melakukan simulasi. Maka dari itu *meshmixer* berperan untuk menghilangkan *noise* tersebut dan menjadinya sebagai file STL yang siap untuk dicetak menjadi 3-D Printed Model Implan dan untuk dilakukan simulasi. Bisa dilihat pada gambar 3- 5.



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

3.5.2 *Convert Mesh File to Solid Body File*

Dalam proses penghalusan kontur desain, 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. Untuk mengonversi *file mesh* menjadi bagian tubuh yang *solid*, gunakan perangkat lunak *Solidworks 2020* dengan menambahkan *tools* bisa dilihat pada gambar 3- 6.



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 face* atau hanya permukaan belum menjadi *file solid body*, sehingga *file* tersbut belum bisa dilakukan pencetakan 3-D Printed Model Implan dan proses simulasi.

Tools solidworks2020 yang berupa *Scanto3D* akan mengubah *file* tersebut menjadi *file solid body* dengan beberapa tahap untuk menjadikannya *file* yang dapat dicetak dan dilakukan simulasi.

3.5.3 Desain Implan Sendi Lutut Pada *Total Knee Replacement*

Setelah mendapatkan model tulang seseorang, langkah selanjutnya adalah merancang sendi prostetik berdasarkan model tersebut. Pertama, bagian bawah tulang paha dan bagian atas tibia dipotong sesuai dengan prosedur medis untuk operasi Penggantian Lutut Total. Setelah itu dibuat desain sendi prostetik berdasarkan hasil pemotongan pada femur dan tibia, yaitu:

1. Pemotongan pada ulang femur (*Femoral Cutting*)

Pemotongan pada tulang femur di sekitar sendi lutut merupakan salah satu jenis prosedur bedah ortopedi yang dapat dilakukan pada pasien dengan berbagai kondisi, seperti *osteoarthritis* lutut, perubahan postur lutut dan cedera ligamen lutut. Tujuan dari prosedur ini adalah untuk mengoreksi deformitas tulang, memperbaiki stabilitas dan fungsi sendi lutut serta mengurangi rasa sakit pada pasien.

Beberapa jenis teknik pemotongan pada tulang femur yang dapat dilakukan di sekitar sendi lutut antara lain:

a. *Proximal Femoral Osteotomy* (HFO)

Proximal femoral osteotomy adalah suatu prosedur bedah ortopedi yang dilakukan untuk mengoreksi deformitas pada sendi lutut. Teknik ini melibatkan pemotongan tulang femur pada sisi atas tulang, kemudian tulang diposisikan ulang untuk mengurangi beban pada sisi yang rusak atau aus pada sendi lutut. Prosedur ini digunakan untuk mengobati berbagai kondisi, seperti osteoarthritis lutut, perubahan postur lutut dan cedera ligamen lutut (Ji-Hoon Bae, n.d.)

b. *Distal Femoral Osteotomy* (DFO)

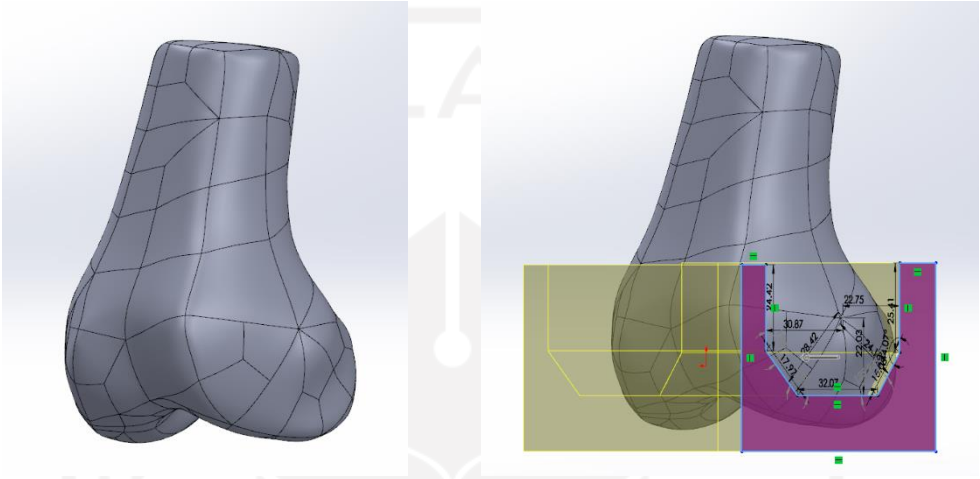
Distal femoral osteotomy merupakan teknik yang melibatkan pemotongan tulang femur pada sisi bawah tulang, kemudian tulang diposisikan ulang untuk mengurangi beban pada sisi yang rusak atau aus pada sendi lutut (J. A. Amato dan M. J. Harkey, 2017)

c. *Supracondylar Femoral Osteotomy* (SFO)

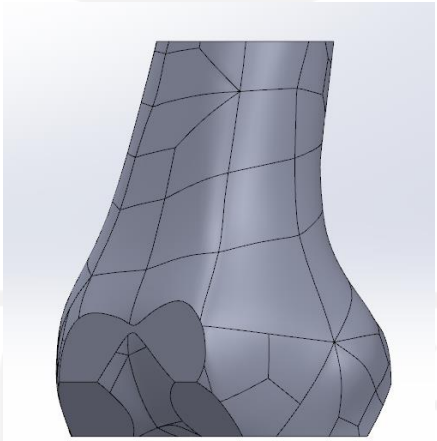
Supracondylar femoral osteotomy, Teknik ini melibatkan pemotongan tulang femur pada area *supracondylar*, yaitu pada bagian bawah tulang femur yang

berdekatan dengan sendi lutut. Pemotongan dilakukan untuk mengubah poros mekanik pada sendi lutut (Mehmet Armangil, n.d.)

Pemilihan teknik pemotongan pada tulang femur yang tepat akan tergantung pada kondisi klinis dan anatomis pasien serta tujuan dari prosedur bedah ortopedi yang dilakukan.



(a). Tulang hasil rekonstruksi (b). Proses pemotongan tulang



(c). Hasil dari proses pemotongan tulang

Gambar 3- 7 Pemotongan pada tulang femur

2. Pemotongan pada tulang tibia (*Tibial Cutting*)

Pemotongan pada tulang tibia adalah prosedur bedah ortopedi yang umum dilakukan pada pasien dengan osteoarthritis lutut. Prosedur ini bertujuan untuk merampingkan dan menyesuaikan permukaan tulang tibia, sehingga beban pada sendi lutut dapat didistribusikan secara merata dan meringankan rasa sakit dan ketidaknyamanan pada pasien.

Ada beberapa jenis pemotongan yang dapat dilakukan pada tulang tibia, termasuk:

a. *Tibial osteotomy*

Tibial osteotomy adalah prosedur yang paling umum dilakukan pada pasien dengan osteoarthritis lutut. Pada prosedur ini, tulang tibia dipotong dan diubah bentuknya untuk mengurangi tekanan pada bagian lutut yang rusak (K. C. K. Ng, 2016)

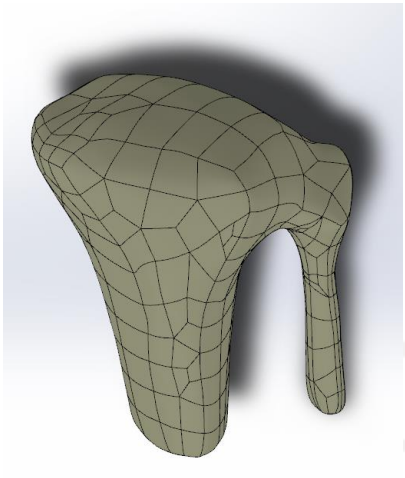
b. *Proximal tibial osteotomy* (HTO)

Proximal tibial osteotomy adalah jenis *tibial osteotomy* yang melibatkan potongan pada tulang tibia yang lebih tinggi. Prosedur ini bertujuan untuk mengubah sudut sendi lutut dan mengalihkan beban ke daerah lutut yang lebih sehat (S. Hussain, 2021).

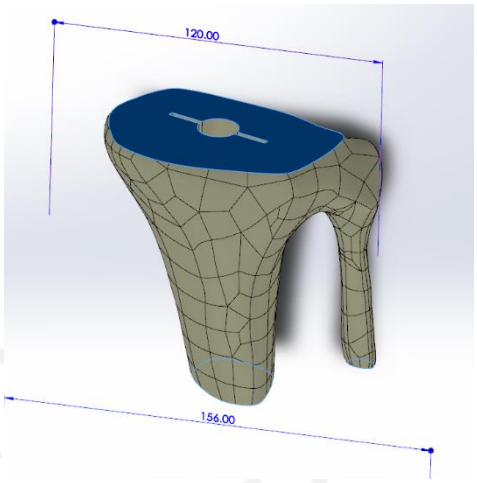
c. *Distal tibial osteotomy*

Distal tibial osteotomy adalah jenis *tibial osteotomy* yang melibatkan potongan pada tulang tibia yang lebih rendah. Prosedur ini bertujuan untuk merampingkan dan menyesuaikan permukaan tulang tibia untuk meratakan beban pada lutut (J. A. Amato dan M. J. Harkey, 2017).

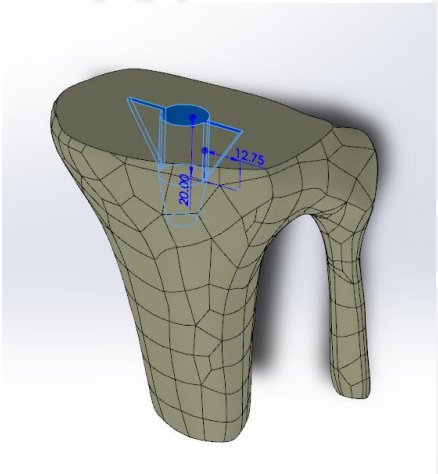
Hasil pemotongan pada tulang tibia dapat bervariasi tergantung pada teknik dan kasus yang dilakukan. Setiap keputusan mengenai jenis prosedur bedah yang akan dilakukan harus dilakukan setelah berkonsultasi dengan dokter spesialis ortopedi dan mempertimbangkan kondisi pasien secara keseluruhan.



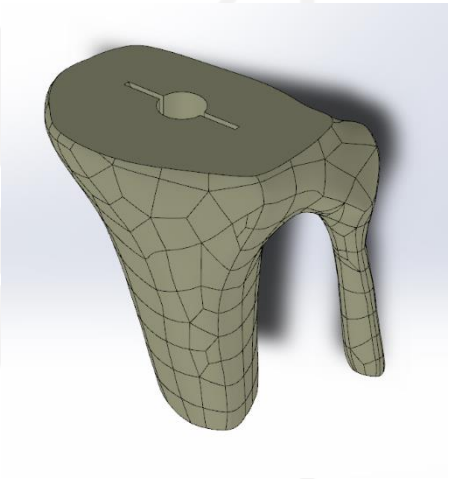
(a). Hasil rekonstruksi tulang tibia



(b). Pemotongan bagian atas tulang tibia



(c). Pemotongan bagian implan tibia



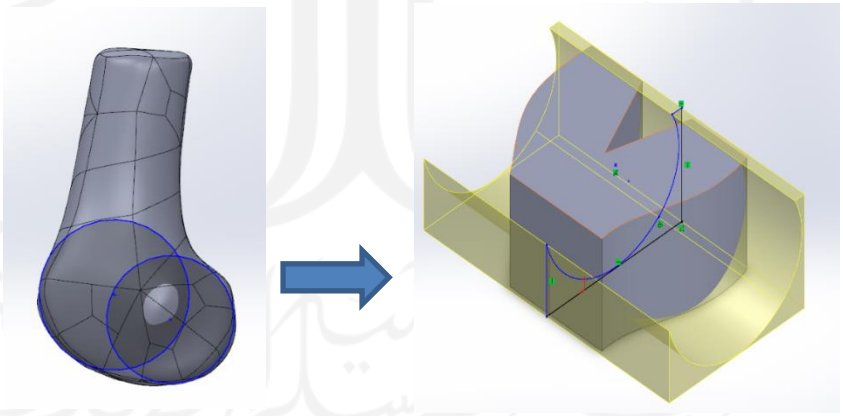
(d). Hasil dari proses pemotongan tibia

Gambar 3- 8 Pemotongan pada tulang tibia

3. Pembuatan implan femur

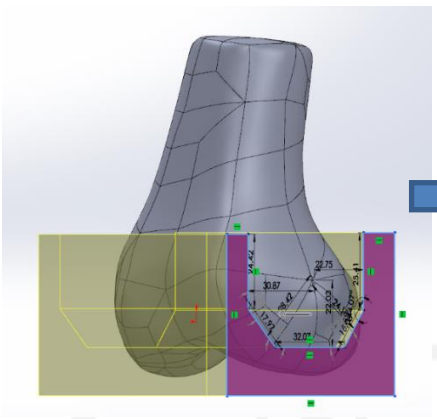
Pembuatan implan femur sendi lutut adalah proses pembuatan komponen yang akan digunakan untuk mengganti bagian tulang rusuk yang rusak pada pasien dengan *osteoarthritis* atau cedera sendi lutut. Proses pembuatan komponen implan biasanya melibatkan desain, pembuatan prototipe dan uji coba. Teknik pembuatan dan bahan yang digunakan untuk pembuatan implan dapat berbeda-beda tergantung pada desain dan spesifikasi yang diinginkan.

Teknologi *Computer Aided Design* (CAD) dan analisis elemen hingga (*Finite Element Analysis*, FEA) digunakan untuk menciptakan implan lutut yang disesuaikan dengan pasien. Dengan menggunakan CAD, 3D model sendi lutut pasien dapat dibuat untuk merancang implan yang pas dengan anatomi pasien. Sementara FEA digunakan untuk mensimulasikan perilaku mekanik implan di bawah berbagai kondisi beban sehingga desain implan dapat dioptimalkan untuk memaksimalkan kekuatan, daya tahan dan biokompatibilitasnya. Penggabungan antara CAD dan FEA berpotensi merevolusi desain dan pengembangan implan lutut yang disesuaikan dengan pasien sehingga lebih aman, efektif dan tahan lama dibandingkan dengan implan yang sudah tersedia (M. Senthil Kumar, n.d.)

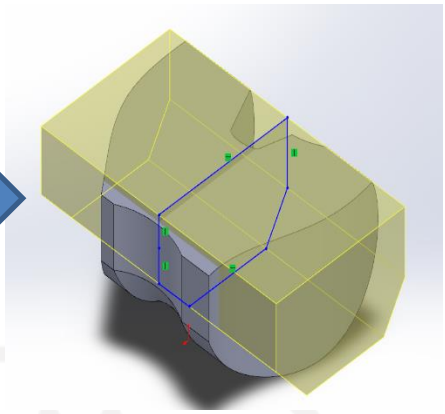


(a). Proses pengukuran bagian tulang untuk luar implan

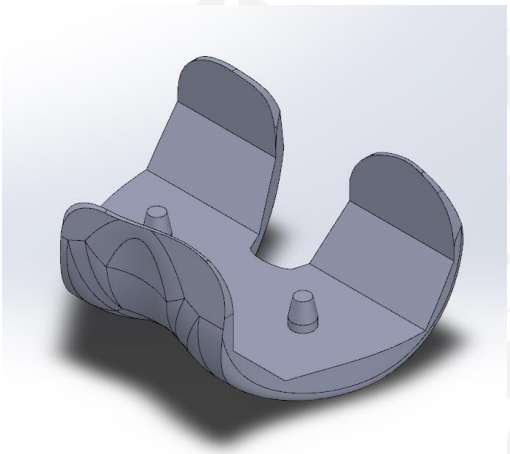
(b). Proses pemotongan bagian luar implan



(c). Proses pemotongan bagian dalam implan



(d). Proses pemotongan bagian dalam implan



(e). Hasil pembuatan implan

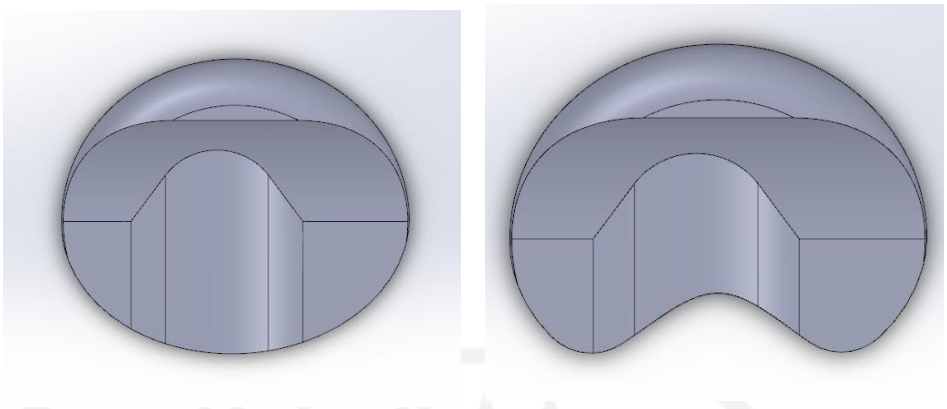
Gambar 3- 9 Pembuatan implan femur

4. Pembuatan batalan *insert*

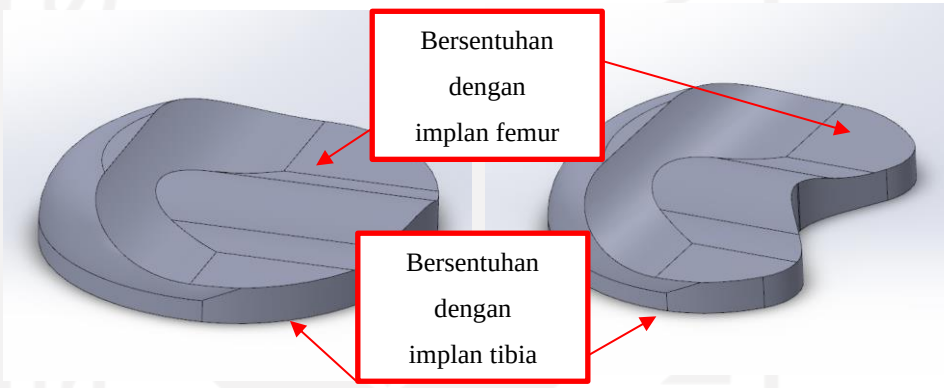
Bantal *insert* untuk implan sendi lutut adalah salah satu elemen penting dari prostesis lutut yang digunakan untuk menggantikan sendi lutut yang rusak atau terkikis. Bantal *insert* ini memiliki bentuk seperti bantal dan terbuat dari bahan polimer berkualitas tinggi yang kuat dan tahan lama. Fungsinya adalah melindungi tulang paha dan tulang kering dan mengurangi gesekan antara keduanya.

Bantalan insert untuk sendi lutut dibuat dengan menggunakan sistem CAD/CAM dan bahan polietilena ultra berat molekul tinggi (UHMWPE). Setelah proses pembuatan, bantalan tersebut diukir hingga mencapai dimensi akhir dan disterilkan menggunakan sinar gamma sebelum dikemas dan disimpan di ruangan bersih. Pemasangan bantalan *insert* dilakukan dengan menggunakan teknik bedah yang telah dijelaskan sebelumnya dalam penelitian terdahulu (J. Lee, 2021)

Pembuatan bantal *insert* melibatkan beberapa tahapan, seperti perencanaan, pembuatan cetakan, pencetakan bantal insert, pengujian untuk memastikan akurasi dimensi dan bentuk bantal *insert*. Kemudian, bantal *insert* dipasang ke dalam implan sendi lutut dengan presisi tinggi untuk memastikan kesesuaian dan keamanan. Penting untuk memilih bantal *insert* yang sesuai dengan kebutuhan pasien dan diproduksi dengan standar kualitas yang tinggi untuk memastikan hasil yang aman dan efektif.



(a). Bantalan Konvensional (b). Bantalan CR



(c). Bantalan Konvensional (d). Bantalan CR

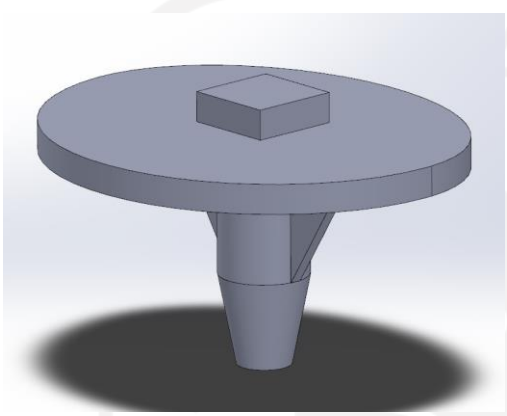
Gambar 3- 10 Perbandingan visual bantalan *insert*

5. Pembuatan implan tibia

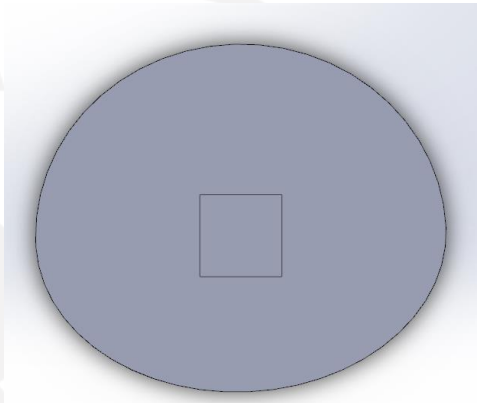
Komponen tibia adalah bagian dari prostesis penggantian sendi lutut (TKR) yang menempel pada tulang tibia (tulang kering) dan menggantikan permukaan sendi lutut yang rusak. Komponen tibial ini biasanya terbuat dari logam yang dengan komponen femur. Pada umumnya, komponen tibia memiliki bantalan insert yang menempel padanya untuk membantu mencegah gesekan antara permukaan tibial dan femoral. Komponen tibia juga dapat dilengkapi dengan *stem* (komponen menancap) atau *augment* (komponen penyangga) diperlukan untuk menjaga kestabilan dan integritas tulang.

Menurut (E.J. Weber-Spickschen, 2021) desain komponen tibial pada prostesis penggantian sendi lutut (TKR) merupakan faktor penting dalam menentukan keberhasilan TKR. Tinjauan sistematis ini memberikan evaluasi berbagai desain

komponen tibial dan menyatakan bahwa tidak ada satu desain yang terbaik untuk semua pasien. Keputusan dalam memilih desain komponen tibial harus dipertimbangkan dengan faktor seperti usia pasien, berat badan, tingkat keparahan kondisi lutut, dan preferensi ahli bedah. Dalam hal ini, ahli bedah dan insinyur medis harus mempertimbangkan berbagai faktor ini ketika memilih desain komponen tibial yang paling sesuai untuk pasien.

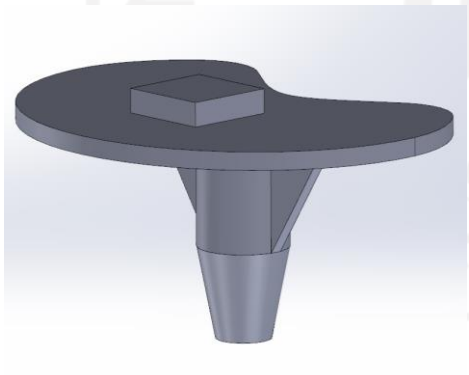


(a). Komponen tibia konvensional

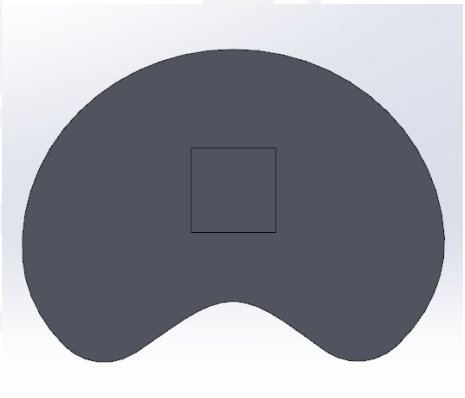


(b). Tampak atas komponen tibia konvensional

Gambar 3- 11 Komponen implan tibia konvensional



(a). Komponen tibia CR



(b). Tampak katas komponen tibia CR

Gambar 3- 12 Komponen implan tibia CR

3.6 Proses *Finite Element Analysis* (FEA)

Menurut (K. Kumar and M. L. Aggarwal, 2013)Langkah-langkah yang terlibat dalam melakukan Analisis Elemen Hingga adalah sebagai berikut: Pertama, *preprosesor* digunakan untuk mengatur dan menyiapkan data. Kemudian, solusi digunakan untuk menghitung sifat-sifat objek yang dianalisis. Terakhir, sebuah *postprocessor* digunakan untuk menganalisis dan memvisualisasikan hasil. Berikut merupakan langkah-langkah dalam simulasi FEA pada perangkat lunak *Ansys 19.2*:

1. Langkah pertama untuk membuat model 3D, pertama-tama perlu mengubah format model, menentukan material, memodelkan geometri dan melakukan *generate mesh* atau *meshing*. Di *Ansys*, proses ini dilakukan di *Preprocessor*.
2. Langkah selanjutnya adalah memutuskan *solver* apa yang akan digunakan dalam analisis yang dilakukan di *Ansys*. Langkah tersebut ini dilakukan di *Solution*.
3. Setelah data terkumpul dan dianalisis, langkah selanjutnya adalah pengeplotan hasilnya di *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* dalam melakukan analisis, pertama-tama *file solid body* harus diubah format *file*. Format yang digunakan di Ansys untuk menjalankan proses FEA menggunakan format STEP. Pada *Solidworks 2020*, format diubah dari format file SLDPRT menjadi STEP.

Ada beberapa keunggulan file STEP yang digunakan, berikut adalah perbandingan antara file STEP dan IGES :

a. Keamanan: STEP memiliki tingkat keamanan yang lebih baik dibandingkan dengan IGES karena STEP menyimpan informasi yang lebih lengkap tentang model, termasuk topologi, parameter dan struktur. Hal ini memungkinkan untuk menghindari kesalahan dalam pemrosesan data.

b. Kemampuan: STEP memiliki kemampuan yang lebih baik dalam hal pertukaran data termasuk metadata dan toleransi geometri. IGES tidak dapat menghasilkan model dengan presisi yang sama dan tidak dapat mendukung struktur yang kompleks.
c. Ukuran *file*: *File* STEP cenderung lebih kecil daripada *file* IGES karena format STEP memanfaatkan kompresi data yang lebih efisien.
d. Kompatibilitas: IGES lebih umum digunakan sebagai *format file* CAD standar, tetapi kebanyakan sistem CAD modern dapat mengimpor dan mengekspor *file* dalam format STEP.
e. Kemudahan penggunaan: IGES lebih mudah digunakan karena tidak memiliki opsi dan fitur yang kompleks seperti STEP. Namun, kelebihan ini menjadi kekurangan ketika diperlukan presisi dan kompleksitas yang lebih tinggi pada model.

Kesimpulannya, pemilihan *format file* tergantung pada kebutuhan dan persyaratan proyek, serta kecocokan dengan sistem CAD yang digunakan. Jika diperlukan pertukaran data geometri dengan presisi yang tinggi, maka STEP dapat menjadi pilihan yang lebih baik, namun jika hanya membutuhkan kesederhanaan dan kompatibilitas lebih luas, maka IGES dapat menjadi pilihan yang lebih baik (Maalej, 2017)

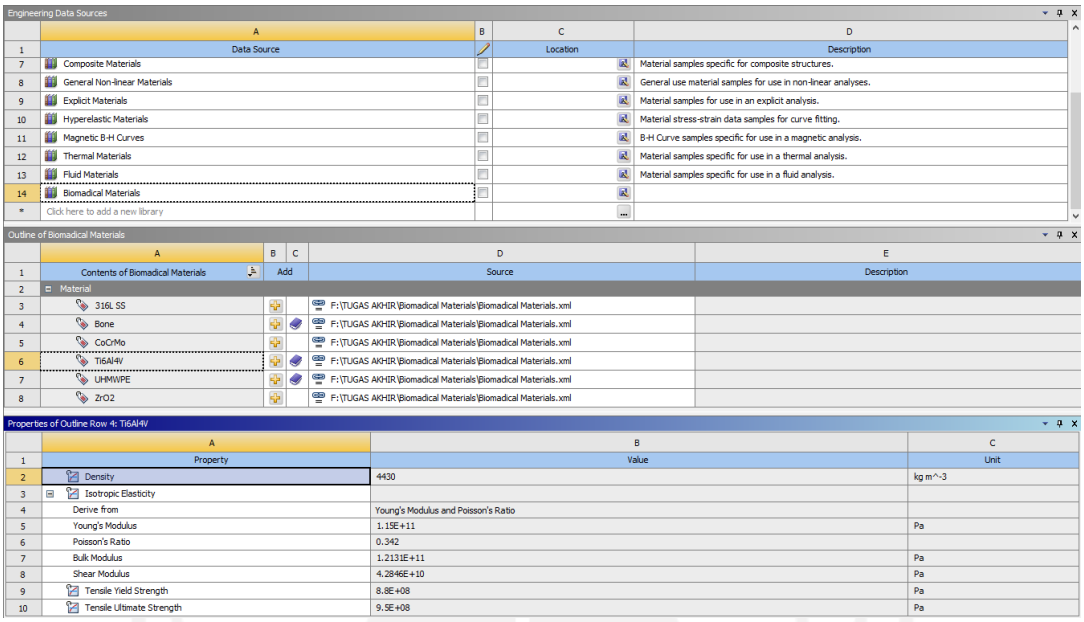
2. Pendefinisian Material

Ada beberapa material biomedis yang banyak digunakan oleh dokter. Pada penelitian (Samadhiya et al., n.d.) terdapat 4 janis material untuk implan femur dan 1 jenis material untuk *insert* atau bantalan femur. Namun pada penelitian kali ini hanya akan menggunakan 1 jenis material untuk femur dan 1 jenis material untuk bantalan. *Material properties* yang digunakan bisa dilihat pada tabel 3- 3:

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
Ti6Al4V	4430	1.15E+11	0.342	8.80E+08	9.50E+08

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



Engineering Data Sources

	A	B	C	D
1	Data Source		Location	Description
7	Composite Materials			Material samples specific for composite structures.
8	General Non-linear Materials			General use material samples for use in non-linear analyses.
9	Explicit Materials			Material samples for use in an explicit analysis.
10	Hyperelastic Materials			Material stress-strain data samples for curve fitting.
11	Magnetic B-H Curves			B-H Curve samples specific for use in a magnetic analysis.
12	Thermal Materials			Material samples specific for use in a thermal analysis.
13	Fluid Materials			Material samples specific for use in a fluid analysis.
14	Biomadical Materials			
*	Click here to add a new library			

Outline of Biomadical Materials

	A	B	C	D	E
1	Contents of Biomadical Materials	Add		Source	Description
2	Material				
3	316L SS			F:\TUGAS AKHIR\Biomadical Materials\Biomadical Materials.xml	
4	Bone			F:\TUGAS AKHIR\Biomadical Materials\Biomadical Materials.xml	
5	CoCrMo			F:\TUGAS AKHIR\Biomadical Materials\Biomadical Materials.xml	
6	Ti6Al4V			F:\TUGAS AKHIR\Biomadical Materials\Biomadical Materials.xml	
7	UHMWPE			F:\TUGAS AKHIR\Biomadical Materials\Biomadical Materials.xml	
8	ZrO2			F:\TUGAS AKHIR\Biomadical Materials\Biomadical Materials.xml	

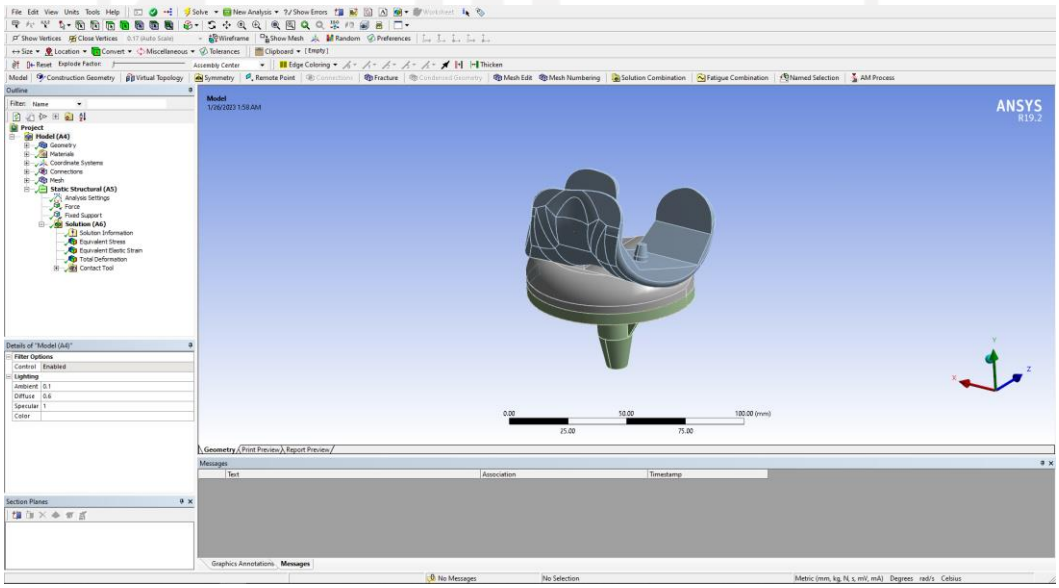
Properties of Outline Row 4: Ti6Al4V

	A	B	C
1	Property	Value	Unit
2	Density	4430	kg m^-3
3	Isotropic Elasticity		
4	Derive from	Young's Modulus and Poisson's Ratio	
5	Young's Modulus	1.15E+11	Pa
6	Poisson's Ratio	0.342	
7	Bulk Modulus	1.2131E+11	Pa
8	Shear Modulus	4.2846E+10	Pa
9	Tensile Yield Strength	8.8E+08	Pa
10	Tensile Ultimate Strength	9.5E+08	Pa

Gambar 3- 13 Pendefinisian material pada *Ansys*

3. Pemodelan Geometri

Dalam proses ini, mengimpor model geometri implan lutut. menggunakan data dari file STEP dari Solidworks 2020, dan menentukan arah beban dan kondisi batas. Dipilih nya format STEP dikarenakan memiliki data import yang masih lengkap dan tidak ada perbedaan ketika file SLDPRT menjadi file STEP. *Import geometry* desain implan dapat dilihat pada gambar 3- 14.

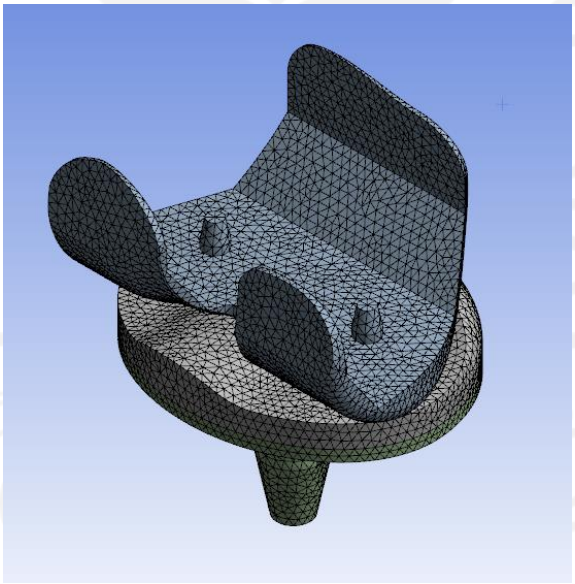


Gambar 3- 14 *Import geometry* model *assembly* implan TKR

4. Diskritisasi atau *Meshing*

Meshing pada simulasi FEA atau Analisis Elemen Hingga adalah suatu proses di mana model geometri tiga dimensi dibagi menjadi beberapa elemen kecil dan sederhana. Tujuan dari proses ini adalah untuk memungkinkan perhitungan sifat mekanis dan deformasi pada setiap elemen. Proses *meshing* sangat penting dalam simulasi FEA karena dapat mempengaruhi akurasi, kecepatan dan efisiensi analisis. Selain itu, jenis dan kualitas elemen meshing juga dapat mempengaruhi hasil simulasi FEA. Oleh karena itu, sangat penting untuk memilih jenis *meshing* dan parameter *meshing* yang sesuai saat melakukan simulasi FEA (R. , dan S. S. Gill. Singh, n.d.)

Pada analisis ini dilakukan dengan ukuran rentang mesh 2,3 – 2,5 mm yang cukup untuk mendapatkan hasil yang baik. Bentuk mesh yang digunakan adalah default dari ansys, yaitu *tetrahedral.*



Gambar 3- 15 Proses *meshing*

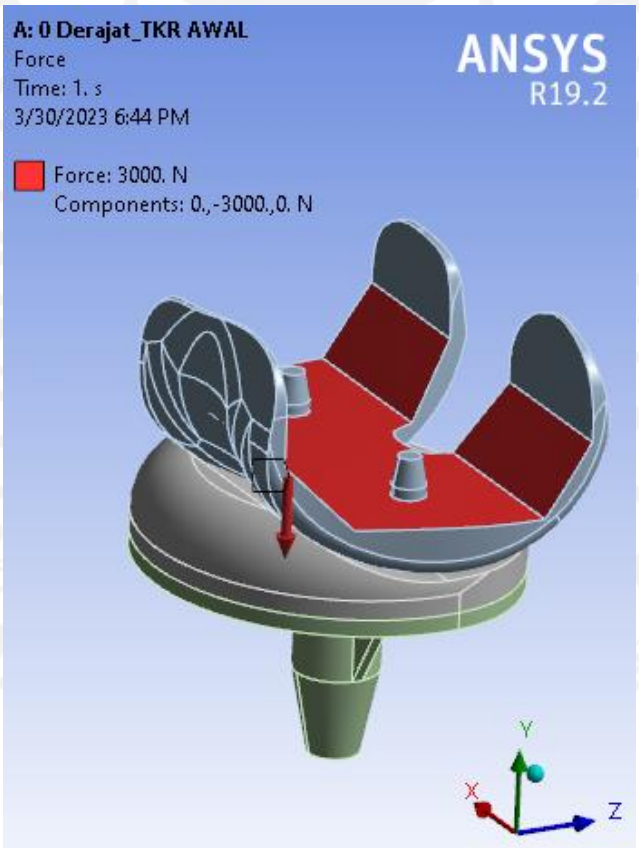
5. *Boundary Condition*

Boundary condition dalam simulasi FEA (*Finite Element Analysis*) adalah syarat atau kondisi yang diterapkan pada tepi atau permukaan model geometri

untuk membatasi gerakan, gaya atau suhu. *Boundary condition* digunakan untuk mensimulasikan kondisi batas yang dihadapi oleh sebuah struktur dalam situasi yang nyata.

Contoh *boundary condition* pada simulasi FEA *Ansys* adalah *constraint displacement*, yaitu kondisi dimana suatu titik atau permukaan model dibatasi dalam pergerakannya. Contoh lainnya adalah beban yang diterapkan pada suatu area model atau kondisi suhu yang diterapkan pada model (D. R. J. Owen dan E. Oñate, 2003)

Untuk mendapatkan hasil analisis yang paling akurat, diperlukan menetapkan Batasan atau *boundary condition*, beberapa permukaan tertentu pada implan tulang femur menjadi pusat beban diletakan dan menjadi pusat beban. Lalu ditetapkannya *fixed support* untuk menandakan bahwa bagian tersebut diam terkunci ke simulasi *Ansys*. Dengan demikian, fokus analisis dapat berada pada model TKR.

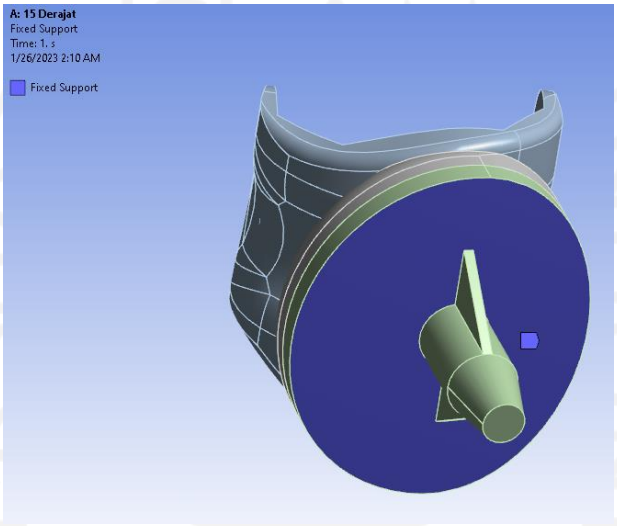


Gambar 3- 16 Letak dan arah beban

Gambar 3-16 menggambarkan sebuah sistem koordinat tiga dimensi yang digunakan untuk mengukur posisi suatu objek dalam ruang. Pada gambar tersebut,

terdapat tiga sumbu koordinat, yaitu sumbu x, y, dan z, yang saling tegak lurus. Dalam gambar tersebut beban terletak pada sumbu koordinat dengan koordinat x = 0, y = -3000, dan z = 0. Dalam hal ini, sumbu koordinat y yang dimaksud adalah yang sejajar dengan sumbu vertikal (mengarah ke atas dan ke bawah).

Hal ini penting untuk mengetahui posisi suatu objek dalam ruang dan menghitung gaya yang bekerja pada objek tersebut, misalnya dalam analisis struktur.



Gambar 3- 17 *Fixed support*

Selanjutnya dalam menerapkan kondisi batas adalah menentukan nilai maksimum dalam skema warna untuk tegangan *von Mises*, regangan *elastic strain*, deformasi dan tekanan kontak.

6. Pendefinisian Beban

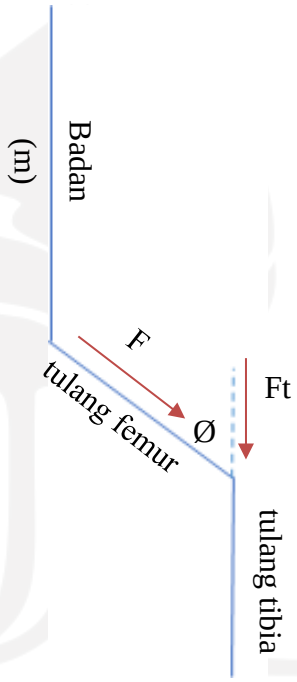
Model TKR mengasumsikan bahwa berat seseorang didasarkan pada massanya secara umum, dan juga memperhitungkan sudut di mana tulang lutut ditekuk ketika berjalan. Berdasarkan penelitian yang dilakukan oleh (Georg Bergmann, 2014) sudut yang dihasilkan oleh lutut ketika berjalan yaitu sudut antara 0° - 75°. Penelitian ini menggunakan sampel orang berusia 60-69 tahun dengan berat badan 75-100 kg. Penulis mengambil 4 sudut (0°, 30°, 60°, dan 75°) dan 1 beban untuk penelitian lutut. Dan beban yang terapkan pada penelitian yaitu 3 kN, untuk menguji kekuatan prostesis, digunakan beban maksimum atau ekstrem menurut standar ISO 14243-1. Dalam beberapa kasus, perlu dilakukan pengujian pada

beban yang lebih tinggi dari beban maksimum normal untuk memastikan keamanan dan keandalan produk dalam situasi ekstrim.

Tabel 3- 4 Pembebanan dan sudut

	0°	30°	60°	75°
3 kN	3 kN, 0°	3 kN, 30°	3 kN, 60°	3 kN, 75°

Sudut-sudut yang dipilih dalam penelitian ini menunjukkan sudut posisi duduk yang akan dilakukan oleh kaki, sehingga beban yang digunakan dalam penelitian ini mencerminkan beban yang diterima oleh lutut saat melakukan posisi duduk.

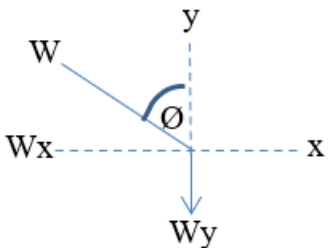


Gambar 3- 18 Rangka tulang kaki

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

$$Ft = F \times cos(\emptyset) \quad (3.1)$$

Pada rumus diatas, alasan dikali dengan cos adalah berdasarkan pada gaya normal pada bidang miring, yang dapat diilustrasikan pada gambar 3-19 berikut:



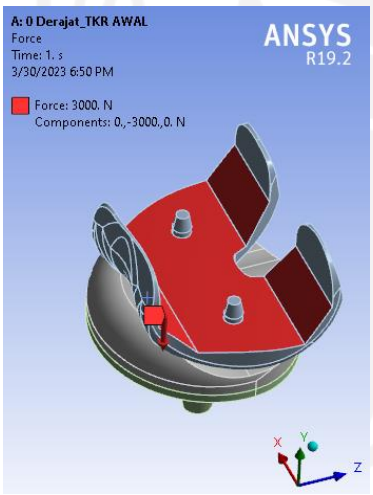
Gambar 3- 19 Ilustrasi gaya normal pada bidang miring

Dengan menggunakan konsep trigonometri, didapatkan bahwa:

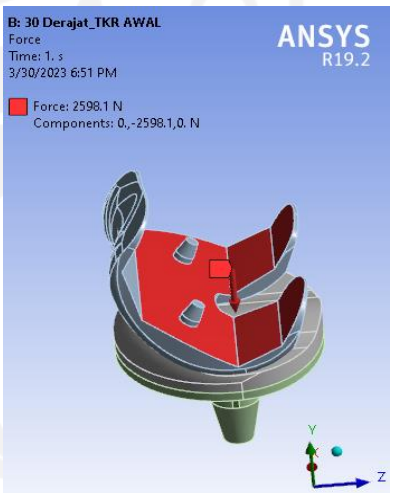
$$cos\ \emptyset = \frac{Wy}{W} \text{ sehingga } Wy = W \times cos\ \emptyset \qquad (3.2)$$

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

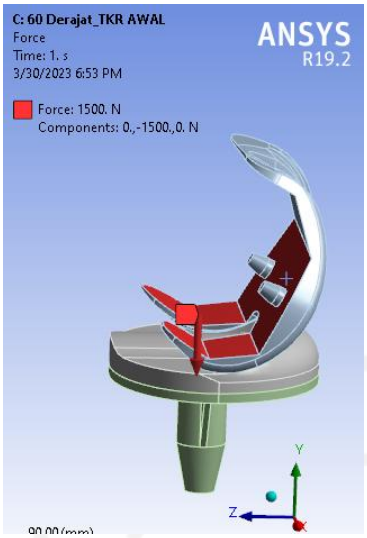
	0°	30°	60°	75°
3 kN	3000 N, 0°	2598,07 N, 30°	1500 N, 60°	776,45 N, 75°



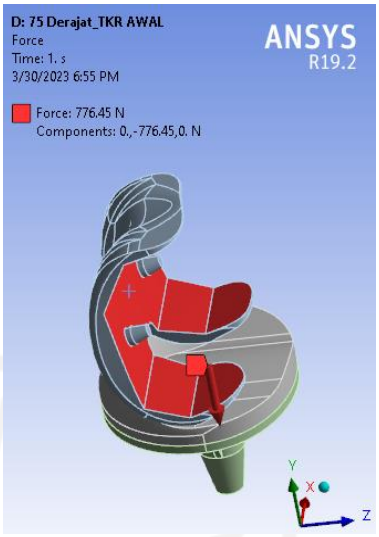
(a). 0 Derajat



(b). 30 Derajat



(c). 60 Derajat



(d). 75 Derajat

Gambar 3- 20 Arah pembebanan

3.6.2 Solution

1. *Solving*

Perangkat lunak *Ansys* menggunakan proses *solver* untuk menyelesaikan masalah analisis yang ditemuinya. Proses *solver* ini menggunakan metode *direct solver*, yang sangat efektif yaitu *sparse solver*.

```
                    S O L U T I O N   O P T I O N S

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 adalah pemecah standar yang digunakan untuk semua jenis analisis di *Ansys*. Menjadi standar yang digunakan *sparse solver* saat menganalisis data, akan mengamakan memori yang besar. Namun memiliki hasil yang lebih akurat (M. K. Thompson and J. M. Thompson, 2017).

2. *Mesh Dependency*

Mesh dependency adalah cara untuk mengetahui ukuran *mesh* mana yang paling cocok untuk simulasi tertentu, berdasarkan hasil simulasi. Informasi ini digunakan untuk membantu memilih ukuran *mesh* terbaik. Data yang digunakan dalam *mesh dependency* diambil dari hasil analisis terutama pada hasil *von mises.* Data dari hasil analisis pada sudut 0°, 30°, 60°, dan 75°. Adapun cara mencari *mesh dependency*, yaitu:

$$Mesh\ Dependency = \left(\frac{Q1-Qn}{Q1}\right) * 100\% \quad (3.3)$$

Dimana: Q1 = data awal

Qn = data selanjutnya

Rumus tersebut adalah rumus untuk menghitung persentase perubahan antara dua nilai. Di dalam rumus ini, Q1 adalah nilai awal atau *baseline* dan Qn adalah nilai akhir atau nilai terbaru yang ingin dibandingkan dengan Q1.

Perubahan dihitung sebagai selisih antara nilai awal (Q1) dan nilai akhir (Qn). Selanjutnya, selisih ini dibagi dengan nilai awal (Q1), kemudian dikalikan dengan 100 untuk mengkonversi hasilnya menjadi persentase. Berikut adalah tabel data hasil analisis *mesh dependency* pada setiap sudut:

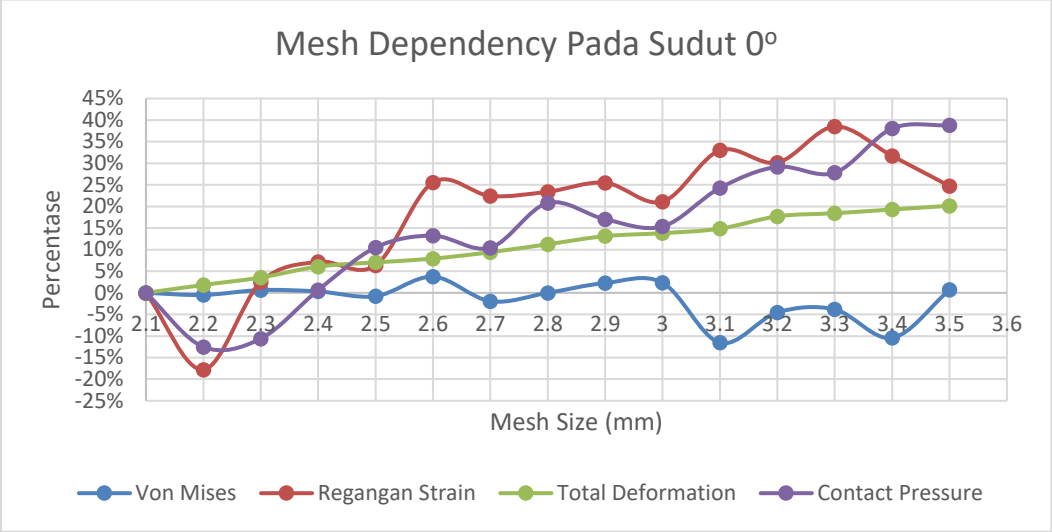
Tabel 3- 5 Data analisis sudut 0^o

No	Mesh Size (mm)	Tegangan Von Mises (MPa)	Regangan Strain (mm/mm)	Total Deformation (mm)	Tekanan Kontak (MPa)
1	2,1	39,86	0,011	0,138	18,70
2	2,2	40,05	0,013	0,135	21,04
3	2,3	39,60	0,011	0,133	20,68
4	2,4	39,73	0,010	0,129	18,58
5	2,5	40,17	0,010	0,128	16,73
6	2,6	38,37	0,008	0,127	16,22
7	2,7	40,63	0,009	0,125	16,74
8	2,8	39,86	0,008	0,122	14,81

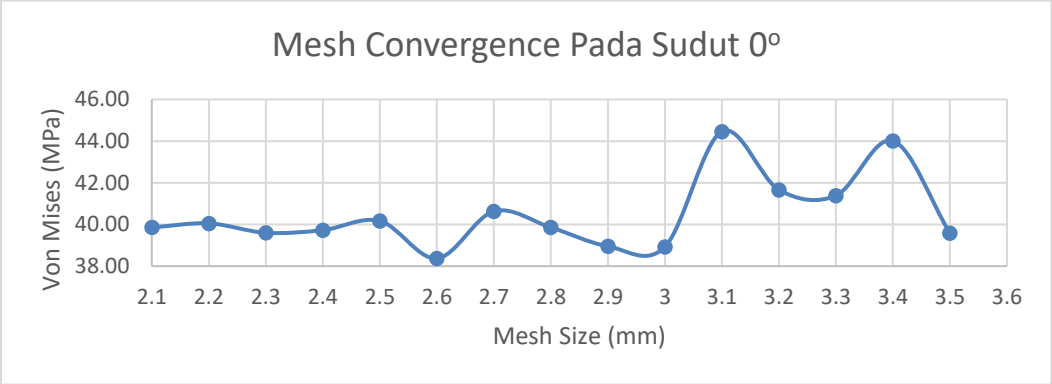
9	2,9	38,96	0,008	0,120	15,51
10	3	38,93	0,009	0,119	15,83
11	3,1	44,46	0,007	0,117	14,16
12	3,2	41,67	0,008	0,113	13,24
13	3,3	41,39	0,007	0,112	13,50
14	3,4	44,01	0,008	0,111	11,58
15	3,5	39,58	0,008	0,110	11,44

Tabel 3- 6 *Mesh dependency* sudut 0^{o}

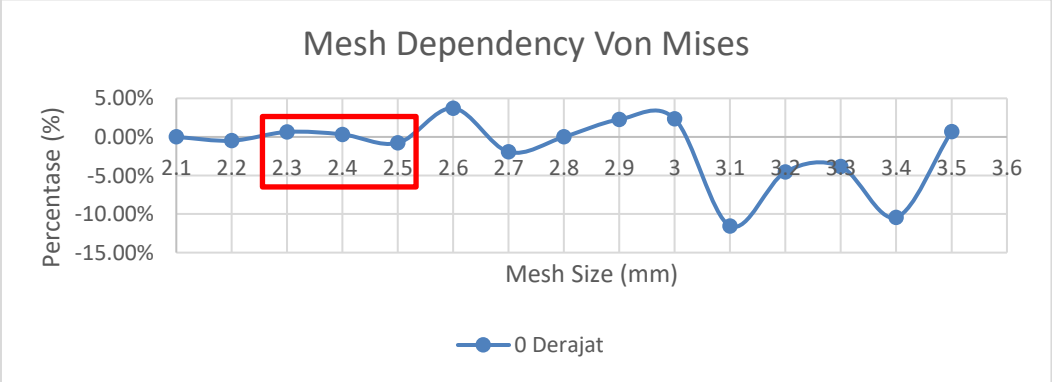
Data Acuan	Mesh Size (mm)	Tegangan Von Mises (MPa)	Regangan Strain (mm/mm)	Total Deformation (mm)	Tekanan Kontak (MPa)	Waktu (s)
1	2,1	0,00%	0,00%	0,00%	0,00%	41
2 ke 1	2,2	-0,49%	-17,80%	1,82%	-12,52%	36
3 ke 1	2,3	0,65%	2,49%	3,55%	-10,61%	32
4 ke 1	2,4	0,33%	7,19%	6,08%	0,62%	22
5 ke 1	2,5	-0,78%	6,36%	7,05%	10,50%	24
6 ke 1	2,6	3,73%	25,56%	7,92%	13,24%	18
7 ke 1	2,7	-1,94%	22,44%	9,41%	10,45%	18
8 ke 1	2,8	0,00%	23,40%	11,25%	20,81%	14
9 ke 1	2,9	2,26%	25,50%	13,13%	17,04%	18
10 ke 1	3	2,34%	21,11%	13,82%	15,36%	17
11 ke 1	3,1	-11,55%	33,00%	14,86%	24,29%	17
12 ke 1	3,2	-4,54%	30,17%	17,71%	29,18%	22
13 ke 1	3,3	-3,84%	38,51%	18,44%	27,82%	22
14 ke 1	3,4	-10,42%	31,70%	19,30%	38,06%	12
15 ke 1	3,5	0,70%	24,73%	20,16%	38,81%	13



Gambar 3- 22 *Mesh dependency* sudut 0°



Gambar 3- 23 *Mesh convergence* 0°



Gambar 3- 24 Pengambilan ukuran *mesh*

Penelitian ini menggunakan rentang mesh size 2,3 – 2,5 mm untuk menganalisis model TKR. Mesh tersebut bisa dianggap cukup teliti untuk membuat

prediksi tentang kinerja model TKR dan tidak memakan banyak waktu yang lama dibandingkan dengan ukuran mesh sebelumnya.

3.6.3 Postprocessor

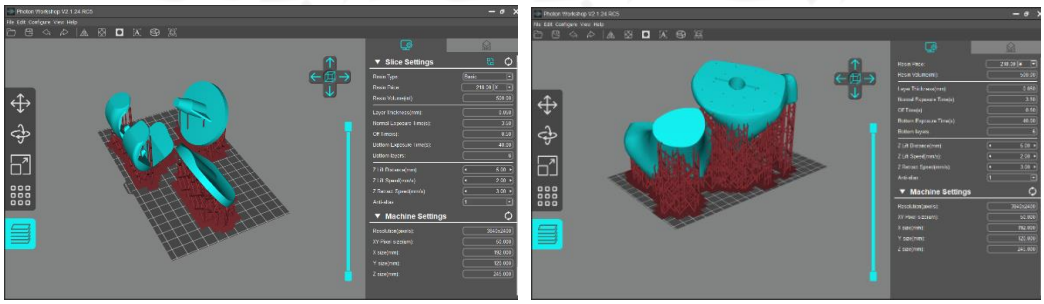
Pada tahap post-processor diperoleh hasil analisis terhadap model TKR. Hasil ini meliputi nilai tegangan von Mises, regangan, deformasi dan tegangan kontak yang akan disajikan pada Bab 4 Hasil dan Pembahasan.

3.7 Proses Pembuatan 3-D Printed Model Implan

Membuat 3-D Printed Model Implan adalah tentang membuat alat bantu visual yang efektif yang membantu menjelaskan operasi TKR dan pemasangan sendi lutut prostetik. Dengan menggunakan teknologi cetak 3D, kita dapat membuat model tulang lutut dan sendi lutut prostetik sebelum dicetak. *File Solidworks 2020* akan di *convert* ke *file* STL, kemudian di *Photon Workshop file* STL akan memproses *slice* atau membuat G-Code yang akan digunakan untuk mencetak model.



Gambar 3- 25 Parameter 3*D Print* SLA



Gambar 3- 26 Proses peletakan model

BAB 4
HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1 Hasil Rekonstruksi

Perangkat lunak komputer yang digunakan untuk merekonstruksi tulang lutut 3D Slicer dari data CT *Scan*/MRI telah digunakan untuk membuat model 3D. Hasil *export* berupa file STL telah dibuat sesuai dengan kriteria rekonstruksi, meskipun masih terdapat beberapa area yang *noise*. Berikut merupakan hasil rekonstruksi:



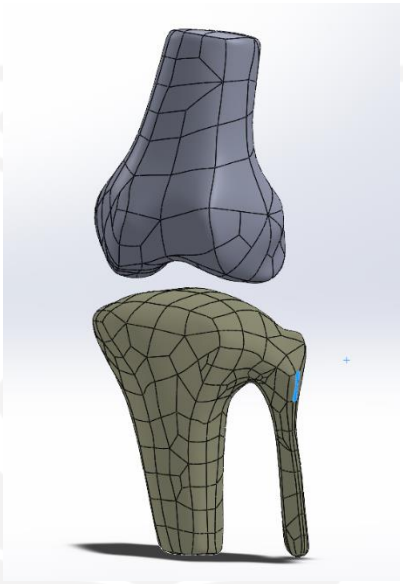
Gambar 4- 1 Hasil rekonstruksi tulang femur dan tibia

4.2 Hasil Desain

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 permukan 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 Implan untuk membantu penulis dalam memahami dengan lebih baik bagaimana bentuk tulang lutut.



Gambar 4- 2 Desain *solid body*

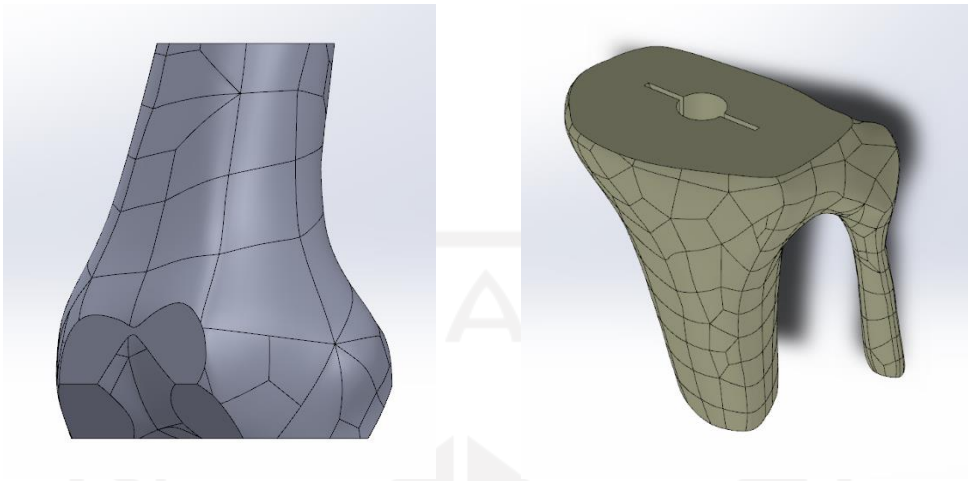
4.2.2 Pemotongan Desain Sendi Lutut

Berdasarkan penelitian (KANG et al., 2020) untuk pemotongan tulang dalam artroplasti sendi lutut tradisional, ahli bedah mengangkat tulang di sekitar sendi dan kemudian menempatkan komponen implan ke ruang yang tersisa. Ini menghasilkan ujung persegi, atau sudut, ke tulang. Bisa dilihat pada gambar 4- 3.



Gambar 4- 3 Pemotongan tulang

Sebelum mendesain sendi lutut prostetik, penting untuk menyesuaikannya dengan tulang lutut yang dipotong menggunakan operasi TKR.

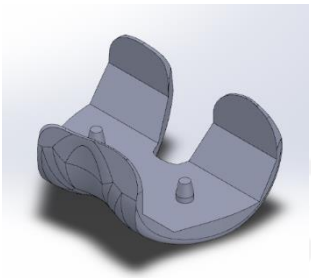


(a). Pemotongan tulang femur (b). Pemotongan Tulang Tibia

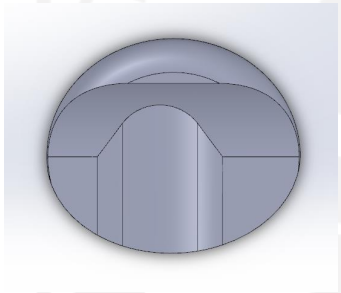
Gambar 4- 4 Hasil pemotogan tulang lutut

4.2.3 Desain Implan Sendi Lutut

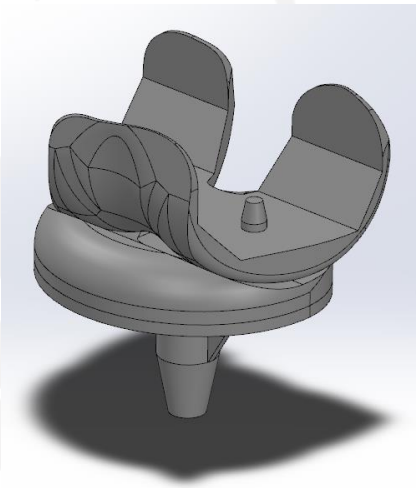
Tulang tersebut dijadikan acuan untuk membuat sendi lutut prostetik yang telah ditentukan sebelumnya.



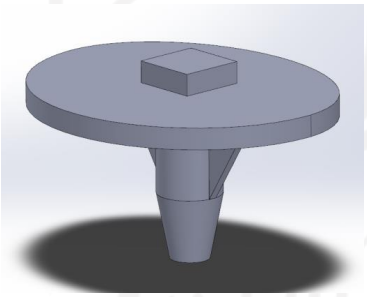
(a). *Femoral Component*



(b). *Tibial Insert*



(d). *Assembly* Implan Lutut



(c). *Tibial Component*

Gambar 4- 5 Hasil desain sendi implan lutut

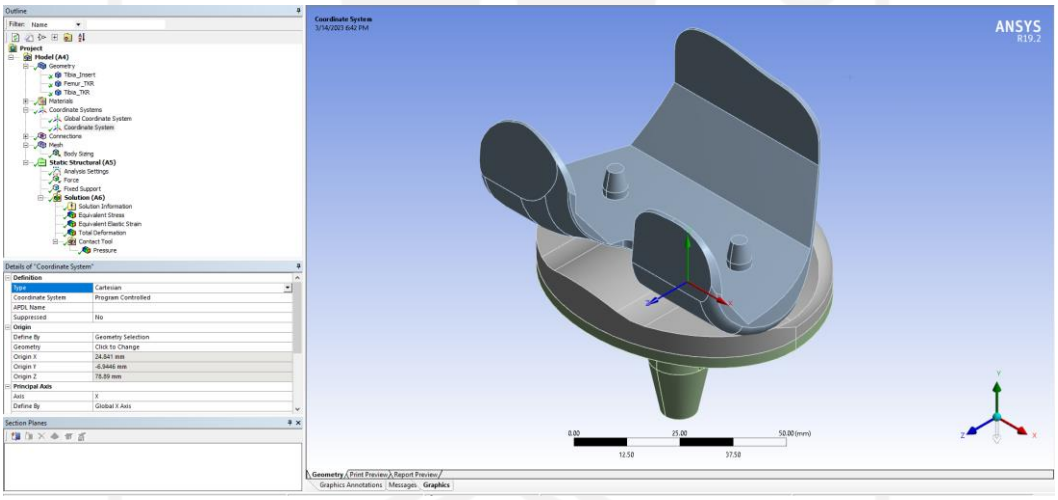
Pada gambar 4- 5 menunjukkan desain sendi lutut prostetik yang didasarkan pada prosedur pemotongan lutut untuk pasien *osteoarthritis*. Prosedur ini membantu meningkatkan kemampuan lutut untuk bergerak dan berfungsi.

4.3 Analisis Pengujian Implan

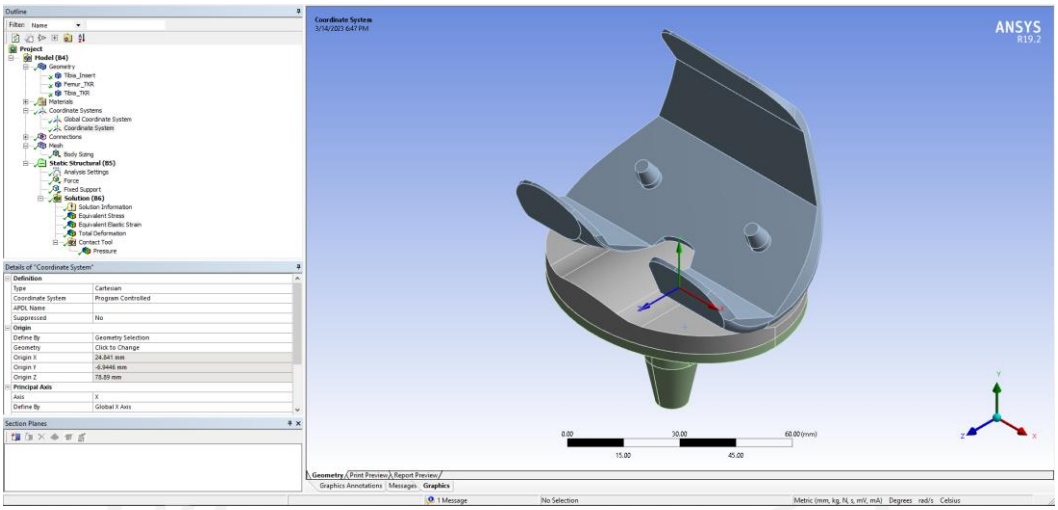
Hasil simulasi FEA menunjukkan tegangan, regangan, deformasi total dan tekanan kontak maksimum pada sudut dan ukuran beban yang berbeda. Informasi ini dapat digunakan untuk membantu memutuskan apakah model sendi lutut prostetik dapat digunakan oleh pasien *osteoarthritis*.

Dalam simulasi FEA ini, kita akan menggunakan tiga beban berbeda untuk melihat bagaimana pengaruhnya terhadap desain implan TKR. Beban 3 kN dan menggunakan empat sudut berbeda untuk melihat bagaimana desain implan TKR merespons. Sudutnya adalah 0°, 30°, 60° dan 75°. Berikut adalah hasil dari simulasi FEA yang telah dilakukan.

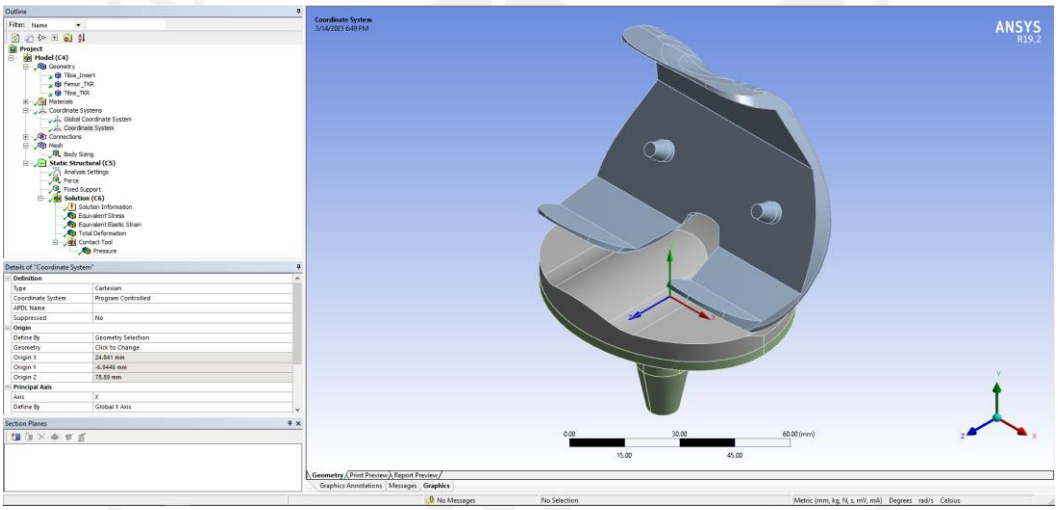
Dan berikut adalah koordinat dari penempatan setiap implan yang akan diuji pada perangkat lunak Ansys :



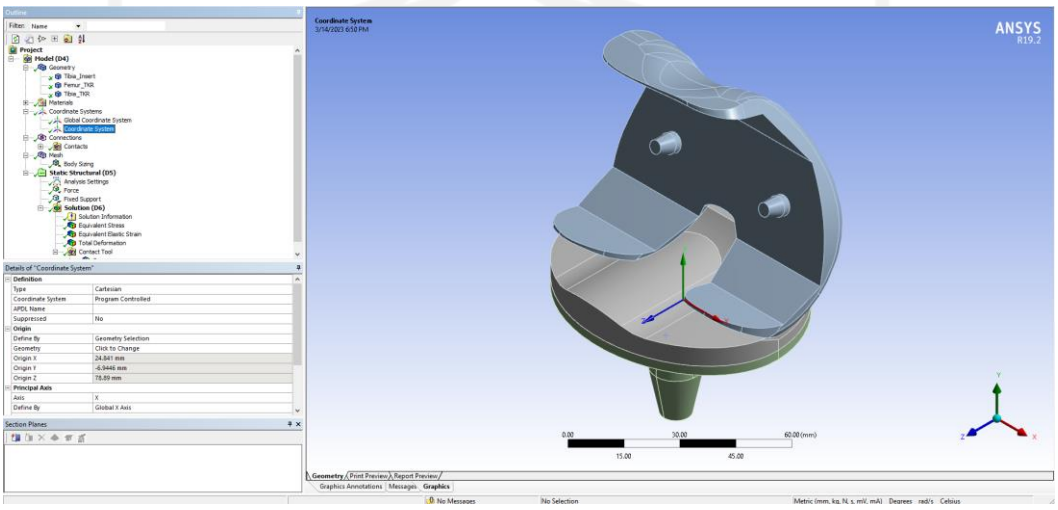
Gambar 4- 6 Koordinat implan 0º



Gambar 4- 7 Koordinat implan 30º



Gambar 4- 8 Koordinat implan 60º



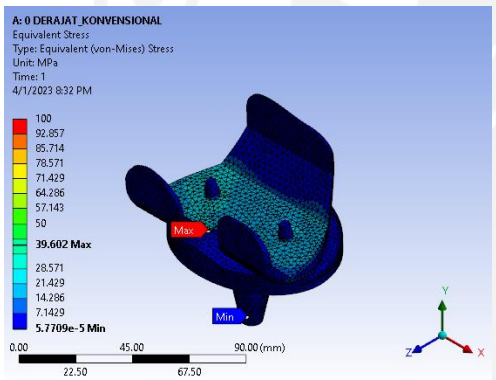
Gambar 4- 9 Koordinat implan 75º

4.3.1 Analisis beban 3 kN

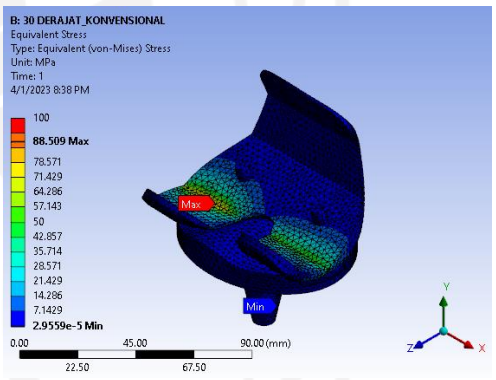
Dari hasil analisis beban 3 kN pada sudut 0°, 30°, 60° dan 75°, diperoleh nilai tegangan, regangan, deformasi total, dan tekanan kontak maksimum seperti pada tabel berikut.

Tabel 4- 1 Hasil analisis FEA di beban 3 kN

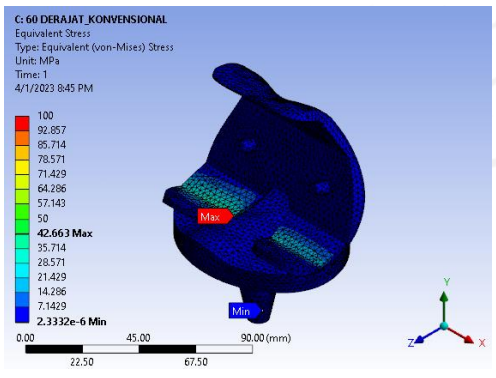
Beban = 3 kN * Cos (Ø)	Sudut	Tegangan Von Mises (MPa)	Regangan Elastic Strain (mm mm^-1)	Total Deformasi (mm)	Tekanan Kontak (MPa)
	0°	39,60	0,011	0,133	20,68
	30°	88,51	0,013	0,103	23,43
	60°	42,66	0,014	0,225	26,57
	75°	15,81	0,005	0,057	13,53



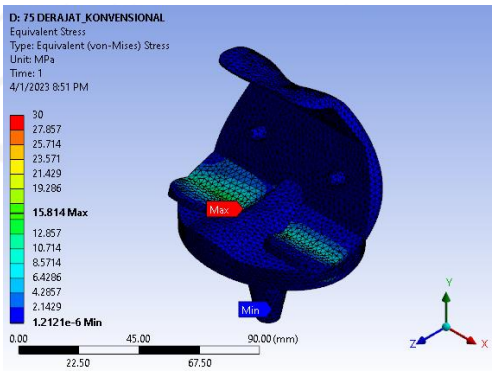
(a). Sudut 0º



(b). Sudut 30º

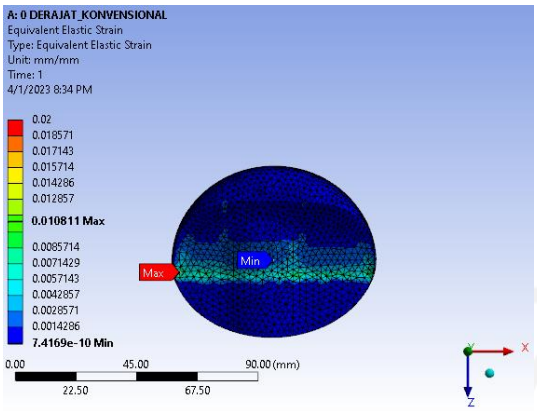


(c). Sudut 60º

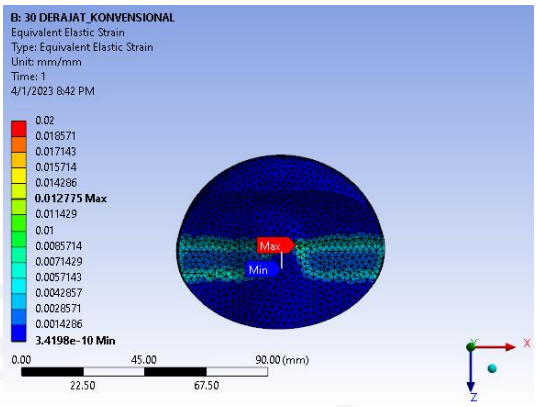


(d). Sudut 75º

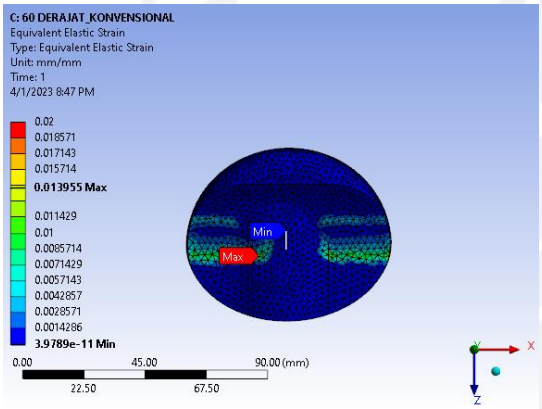
Gambar 4- 10 Tegangan *von mises*



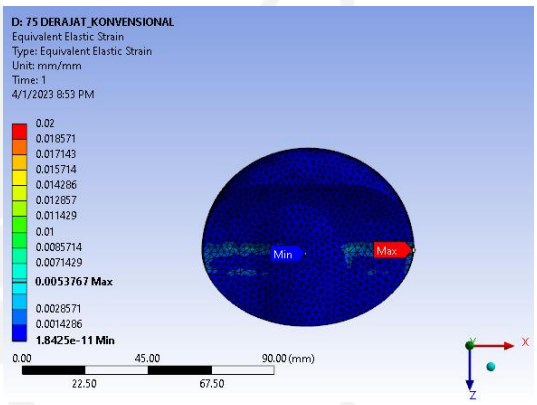
(a). Sudut 0º



(b). Sudut 30º

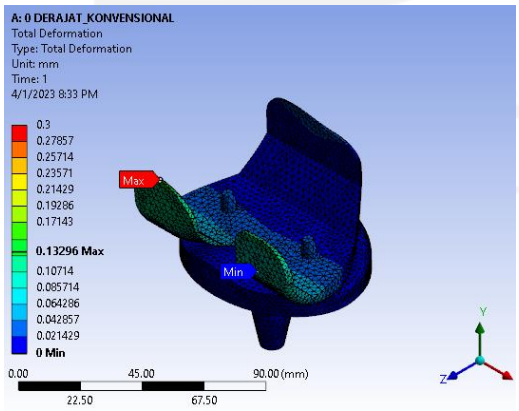


(c). Sudut 60º

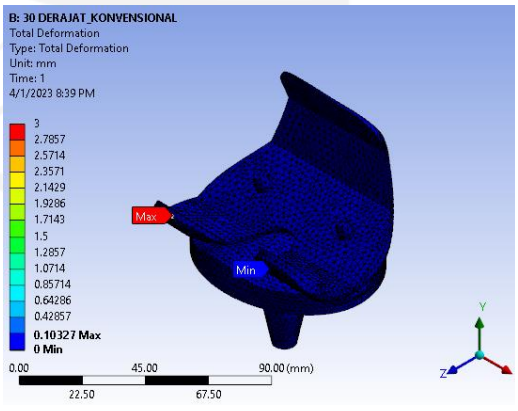


(d). Sudut 75º

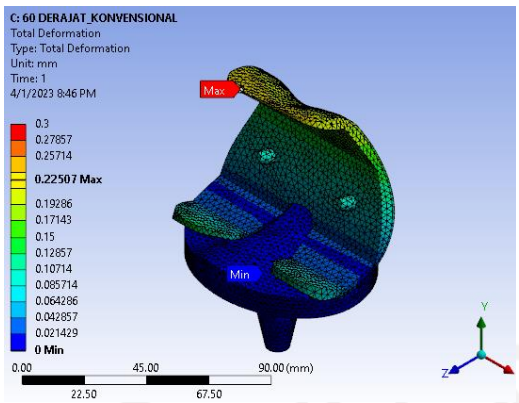
Gambar 4- 11 Regangan *elastic strain* pada bantalan

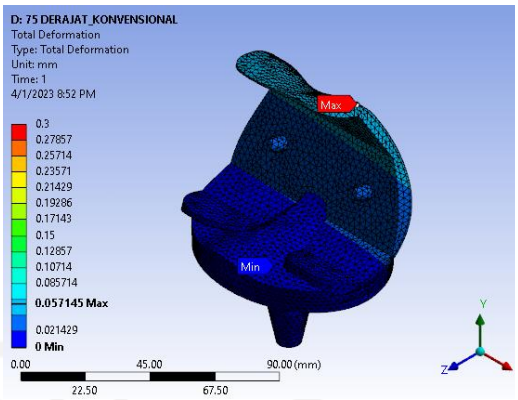


(a). Sudut 0º



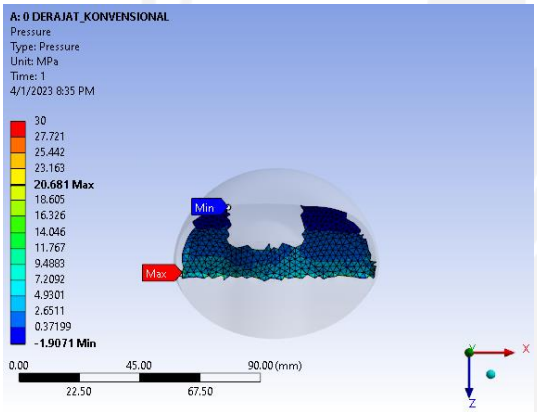
(b). Sudut 30º

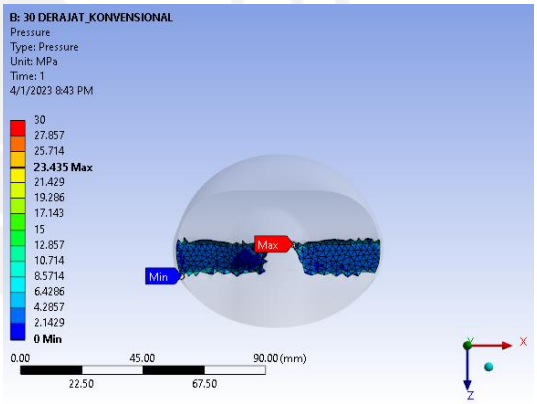




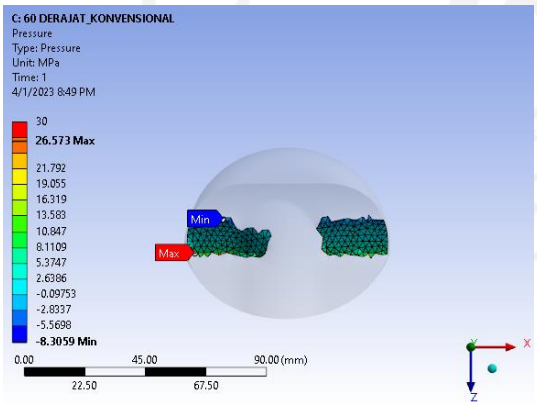
(c). Sudut 60º (d). Sudut 75º

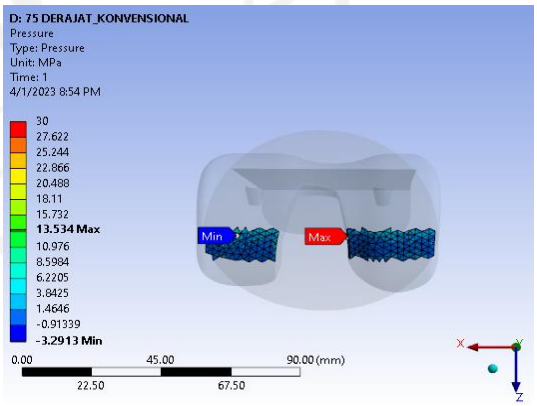
Gambar 4- 12 *Total deformation*





(a). Sudut 0º (b). Sudut 30º





(c). Sudut 60º (d). Sudut 75º

Gambar 4- 13 *Contact pressure*

4.4 *Overhang* Desain Implan TKR

Beberapa orang berpikir bahwa jenis prostetik khusus untuk satu jenis kelamin diperlukan. Ada perbedaan besar antara kedua jenis kelamin, dan beberapa orang memiliki bentuk tubuh yang berbeda dari orang lain. Ini terutama berlaku untuk orang-orang dari kelompok etnis yang berbeda. Sebagian besar perangkat prostetik dirancang agar sesuai dengan bentuk tubuh rata-rata orang di negara barat, tetapi terkadang orang asia memiliki tipe tubuh yang lebih kecil dan membutuhkan prostetik yang lebih kecil dari yang seharusnya (Clarke, 2008)



Gambar 4- 14 *Overhang* desain implan

(Sumber : KANG et al., 2020)

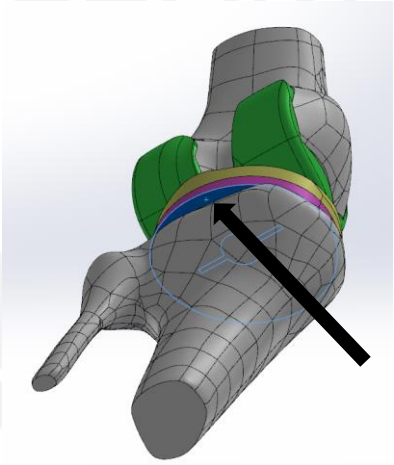
4.5 Desain Implan *Cruciate Reataining* (CR)

Pada proses desain ada beberapa bagian yang akan melewati batas tulang, bagian yang melwati tulang ini dinamakan *overhang*. Setiap tulang manusia memiliki *size* tulang yang berbeda-beda, sedangkan untuk desain implan beberapa memiliki *size* yang sudah menjadi standar impant itu sendiri. Untuk orang asia sendiri memiliki *size* tulang yang lebih kecil dibandingkan dengan *size* tulang orang eropa. Bisa dilihat di bawah pada gambar 4- 23 terjadi *overhang* pada komponen tibia, dan melihat dari regangan (*Elastic strain)* dan tekanan kontak (*Contact pressure*) pada analisis sebelumnya ada beberapa bagian yang tidak terkena beban bisa dilihat pada gambar 4- 20.

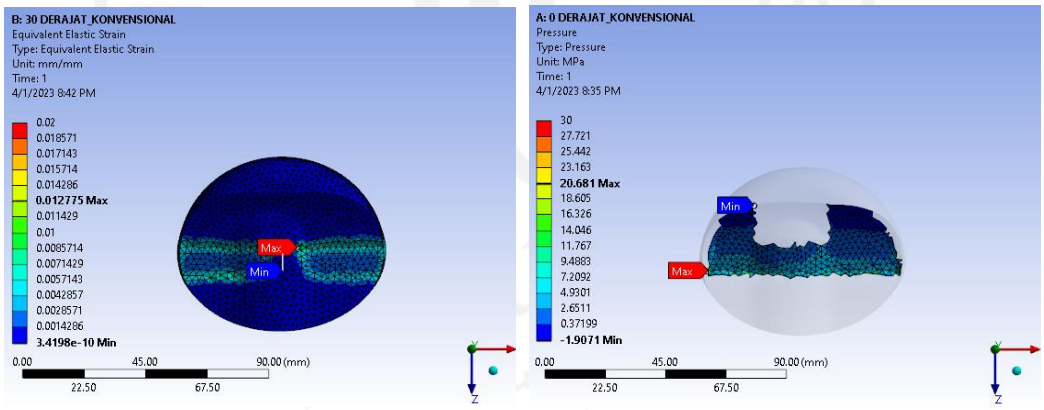
Overhang pada desain sendi lutut mengacu pada bagian dari desain yang melampaui atau menonjol keluar dari batas sisi sendi. Pada sendi lutut, *overhang* biasanya terletak di sekitar sisi dalam lengkungan lutut yang terdalam. *Overhang* pada desain sendi lutut dapat memiliki beberapa dampak pada performa sendi.

Salah satu dampak negatif yang mungkin terjadi adalah peningkatan gesekan pada sisi sendi, yang dapat menyebabkan kerusakan atau keausan pada permukaan sendi. *Overhang* juga dapat mengurangi ruang gerak atau fleksibilitas sendi, yang dapat mempengaruhi kemampuan sendi untuk menahan beban dan gerakan yang berlebihan.

Untuk menghindari dampak negatif dari *overhang*, desain sendi lutut sering kali melibatkan penggunaan radius lengkung yang tepat dan menghilangkan overhang pada sisi dalam lengkungan lutut yang terdalam.



Gambar 4- 15 *Overhang* desain TKR

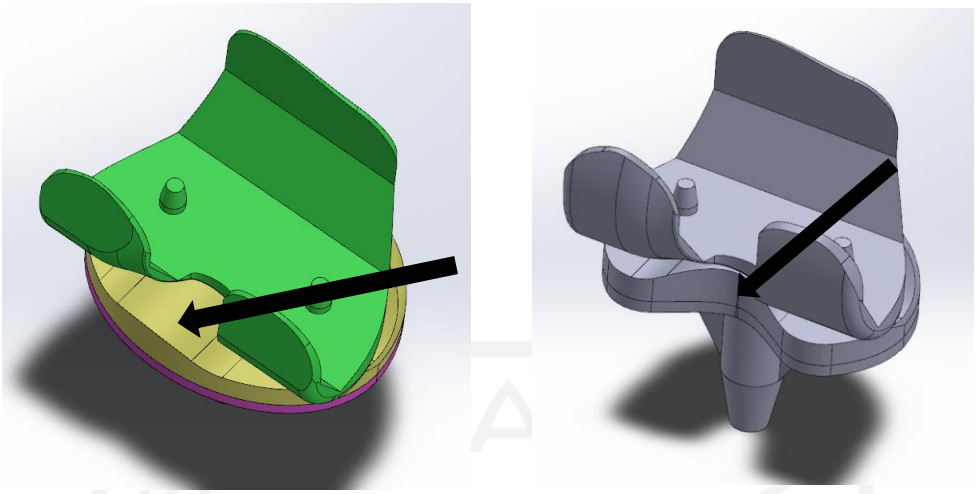


(a). *Elastic strain* sudut 30^{o} beban 2598,1 N

(b). *Contact pressure* sudut 0^{o} beban 3000 N

Gambar 4- 16 Bagian yang hanya terkena beban

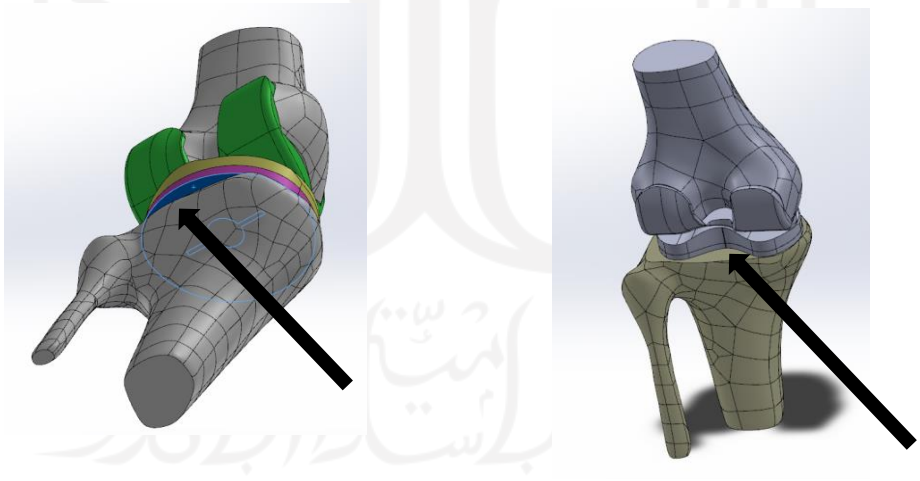
Maka dari itu penulis membandingkan dengan desain *cruciate retaining* bagian yang tidak terkena beban secara signifikan, bisa dilihat pada gambar 4- 17.



(a). Desain konvensional (b). Desain *cruciate retaining*

Gambar 4- 17 Perbandingan desain pada TKR

Dari desain sebelumnya terlihat pada desain CR aka nada bagian yang dihilangkan. Perbandingan bagian yang dihilangkan bisa dilihat pada gambar 4-18.



(a). Tampak desain awal (b). Tampak hasil re-desain

Gambar 4- 18 Perbanding visual terhadap desain implan

4.6 Perbandingan Analisis Antar Desain Implan

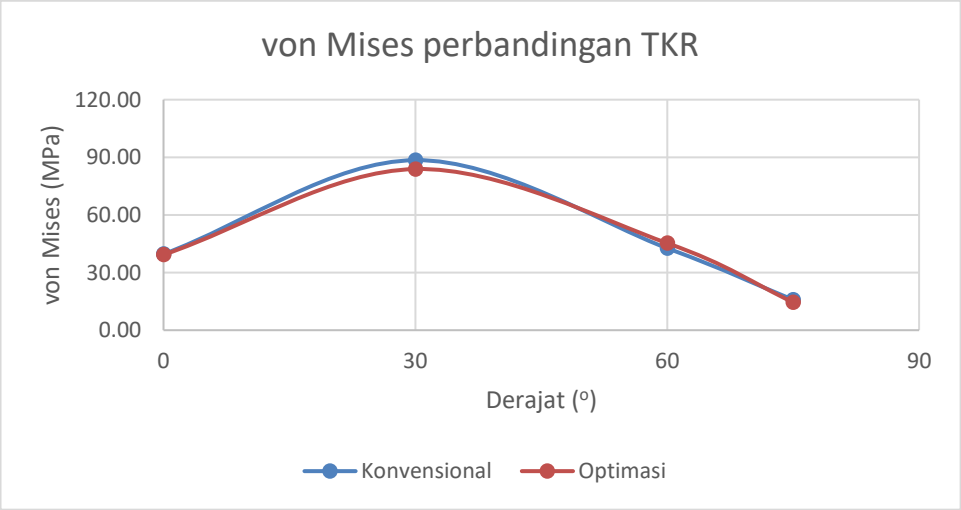
Tidak hanya membandingkan desain dari segi visual, namun penulis juga mebandingkan hasil simulasi FEA dari kedua desain dengan parameter yang sama tanpa merubah, berikut hasil dari data analisis 2 desain.

4.6.1 Analisis beban 3 kN

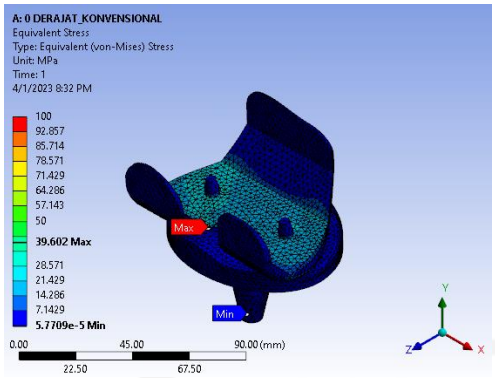
(a). Tegangan *von-mises*

Tabel 4- 2 Perbandingan *von-mises* 3 kN

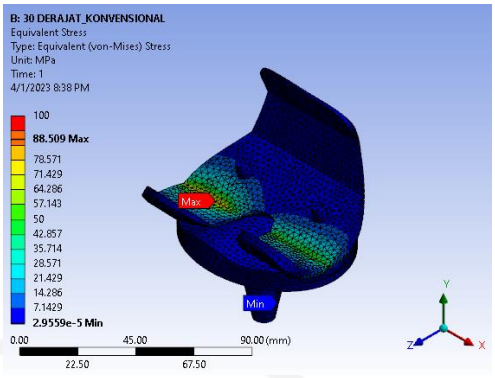
Beban = 3000 N * Cos (Ø)	Sudut (Ø)	Tegangan Von Mises (MPa)		Regangan Elastic Strain (mm mm^-1)		Total Deformasi (mm)		Tekanan Kontak (MPa)	
		KV	CR	KV	CR	KV	CR	KV	CR
	0°	39,60	39,28	0,011	0,011	0,133	0,143	20,68	20,69
	30°	88,51	83,88	0,013	0,009	0,103	0,099	23,43	17,70
	60°	42,66	45,31	0,014	0,014	0,225	0,228	26,57	26,96
	75°	15,81	14,52	0,005	0,006	0,057	0,059	13,53	9,40



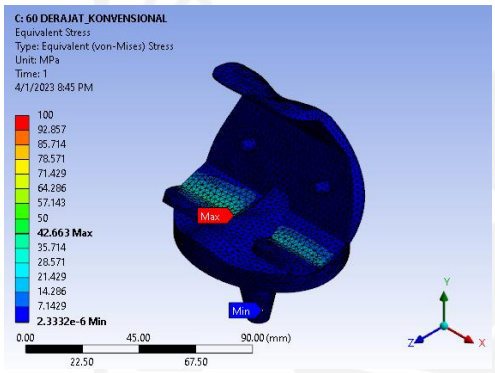
Gambar 4- 19 Grafik pembanding *von mises*



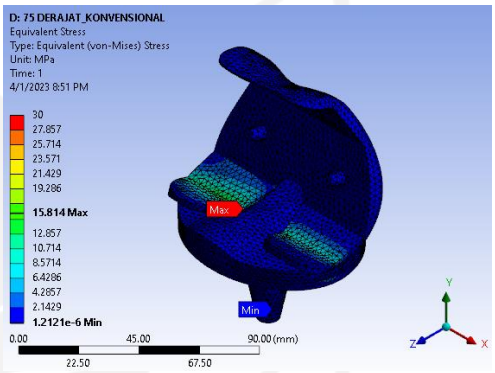
(a). Sudut 0^{o}



(b). Sudut 30^{o}

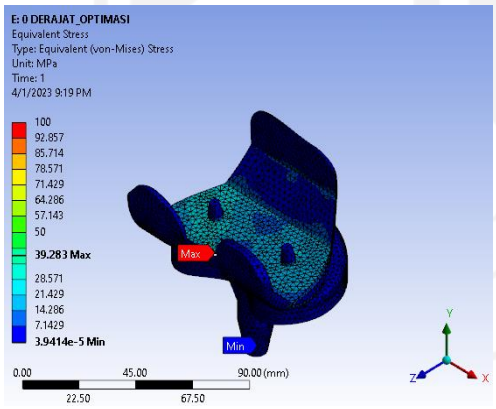


(c). Sudut 60^{o}

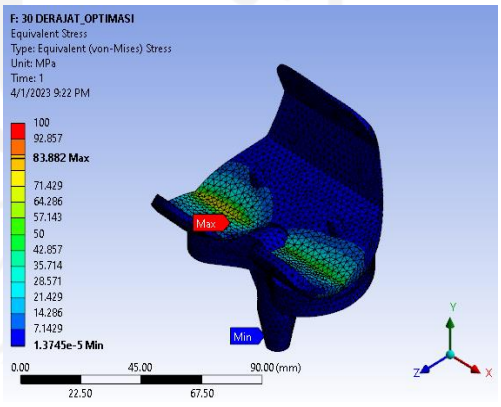


(d). Sudut 75^{o}

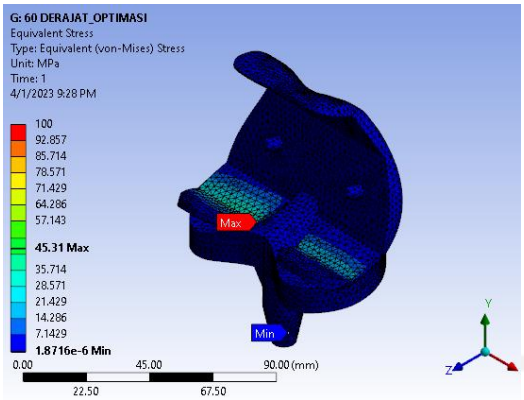
Gambar 4- 20 Analisis *von mises* TKR konvensional



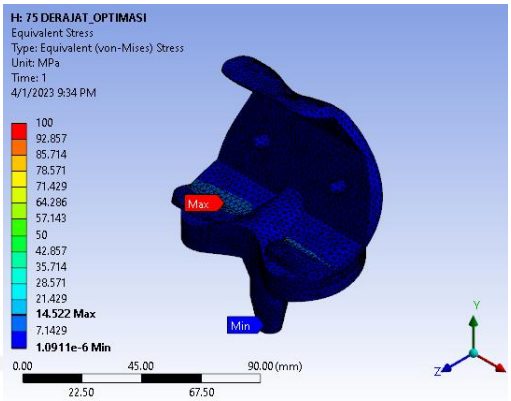
(a). Sudut 0^{o}



(b). Sudut 30^{o}

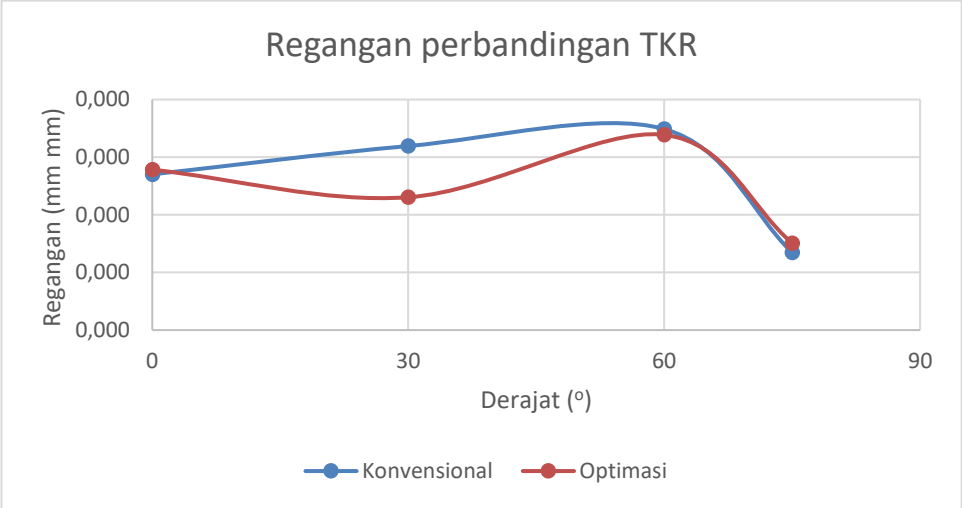


(c). Sudut 60^{o}

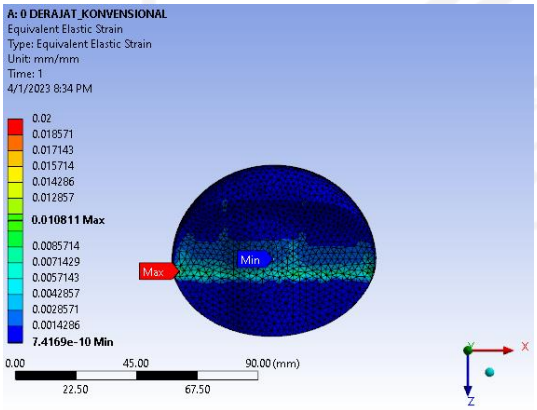


(d). Sudut 75^{o}

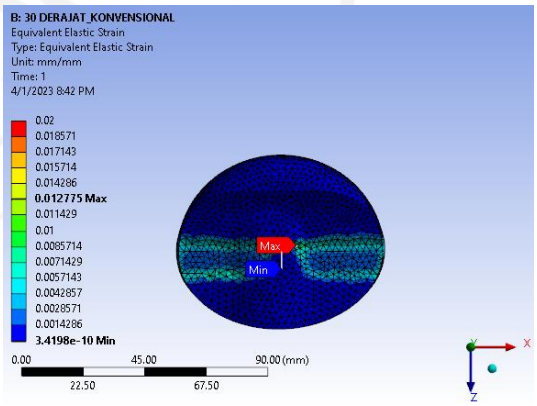
Gambar 4- 21 Analisis *von mises* TKR CR



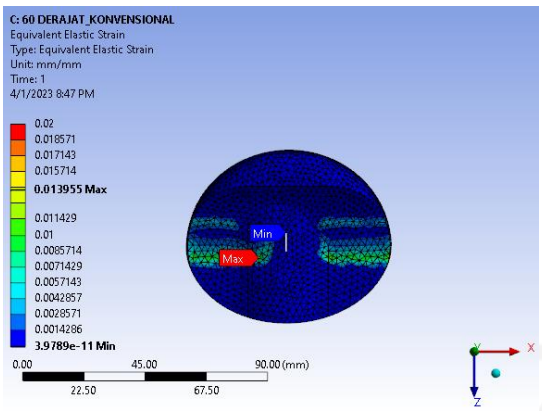
Gambar 4- 22 Grafik pembanding *elastic strain*

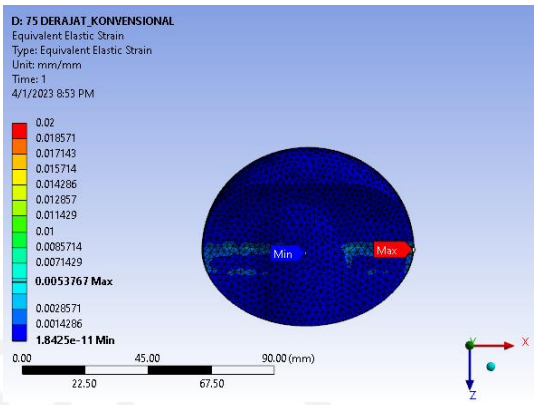


(a). Sudut 0^{o}



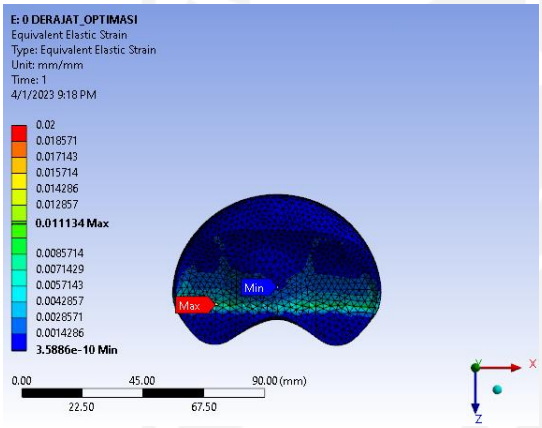
(b). Sudut 30^{o}

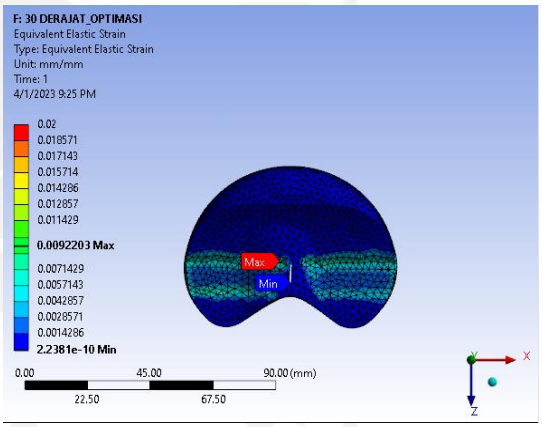




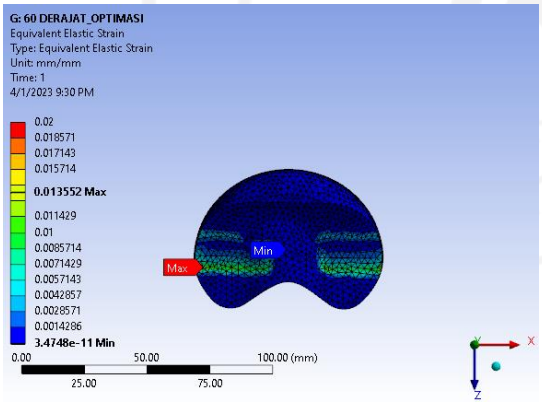
(c). Sudut 60º (d). Sudut 75º

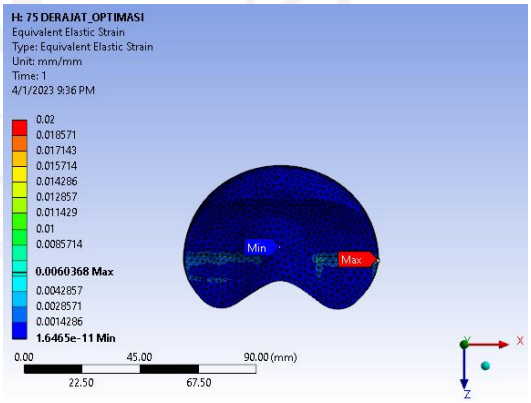
Gambar 4- 23 Analisis regangan *elastic strain* TKR konvensional





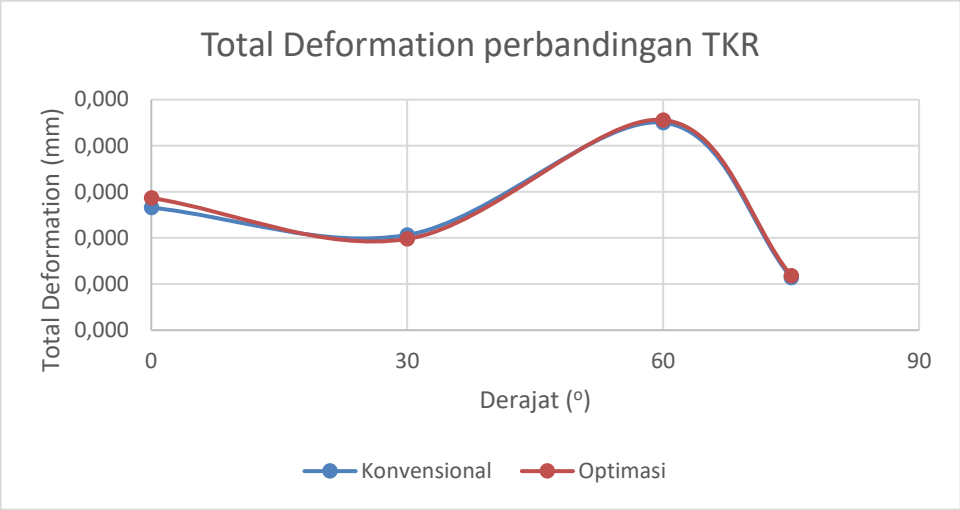
(a). Sudut 0º (b). Sudut 30º



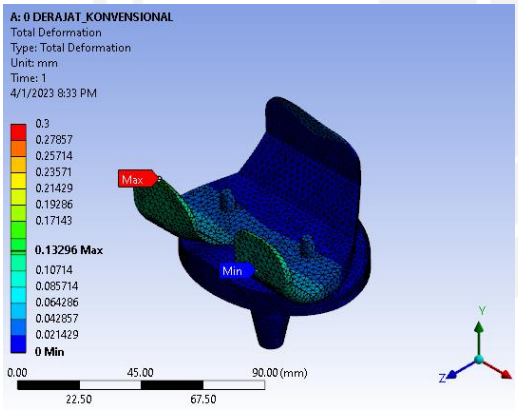


(c). Sudut 60º (d). Sudut 75º

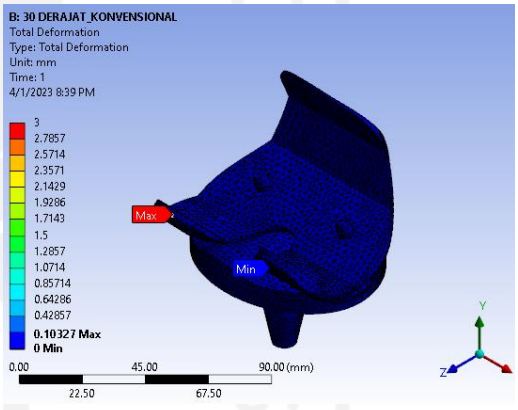
Gambar 4- 24 Analisis regangan *elastic strain* TKR CR



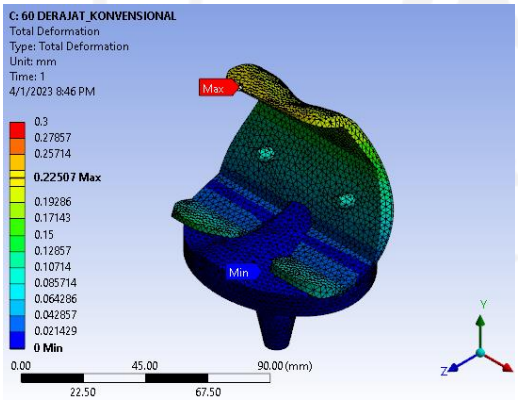
Gambar 4- 25 Grafik pembanding *total deformation*



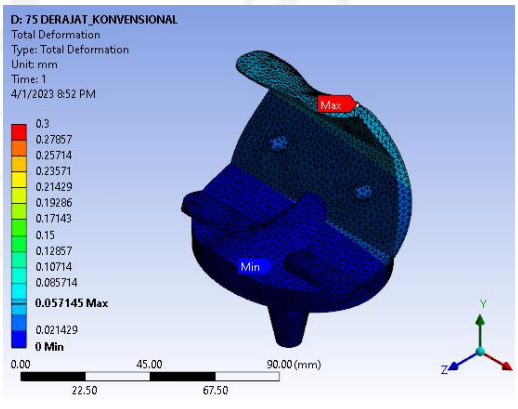
(a). Sudut 0º



(b). Sudut 30º

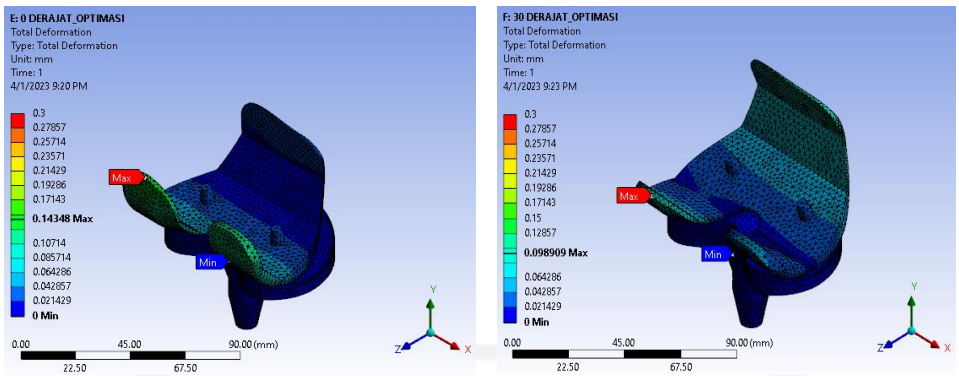


(c). Sudut 60º

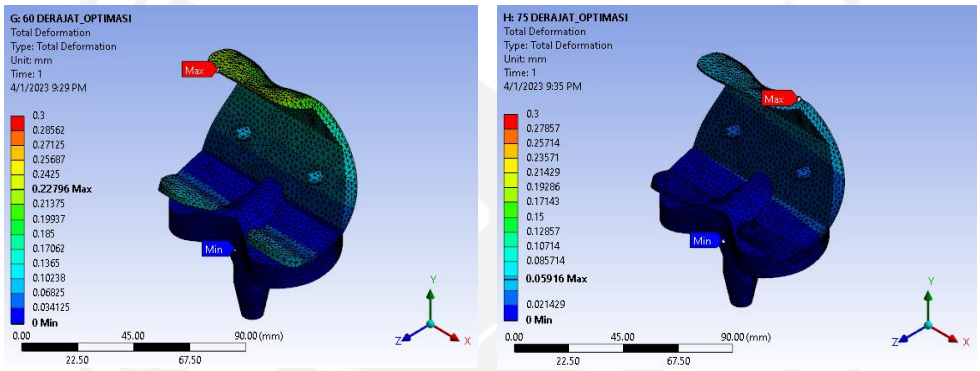


(d). Sudut 75º

Gambar 4- 26 Analisis *total deformation* konvensional

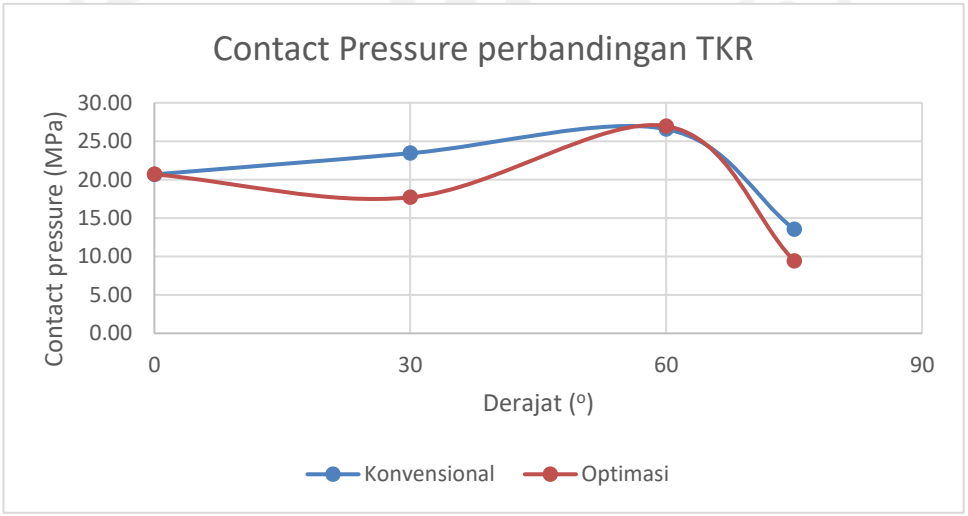


(a). Sudut 0º (b). Sudut 30º

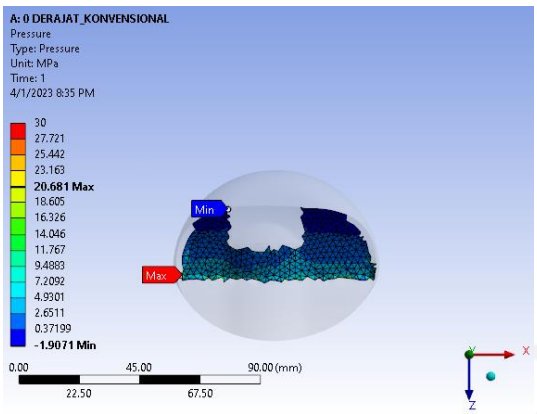


(c). Sudut 60º (d). Sudut 75º

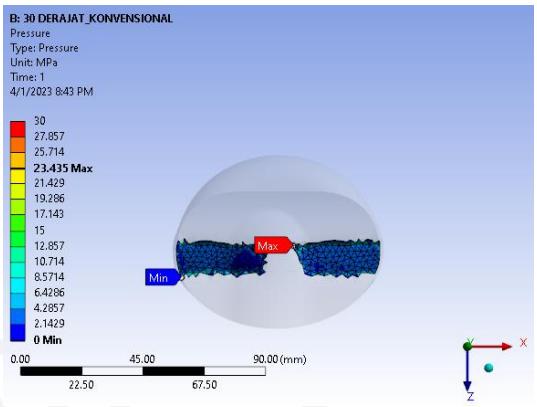
Gambar 4- 27 Analisis *total deformation* CR



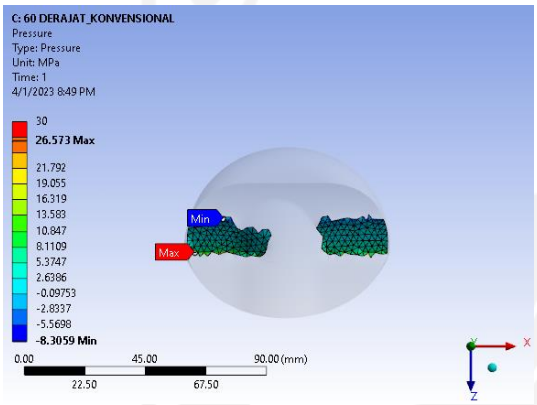
Gambar 4- 28 Grafik pembanding *contact pressure*



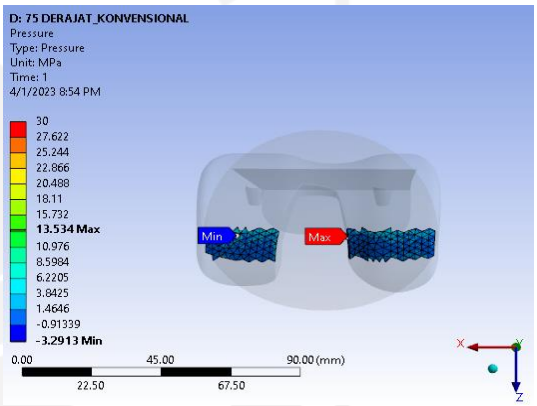
(a). Sudut 0º



(b). Sudut 30º

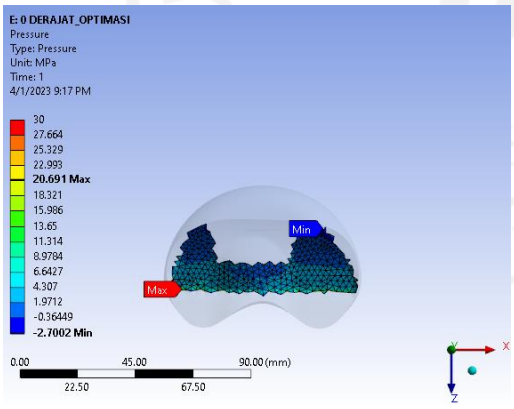


(c). Sudut 60º

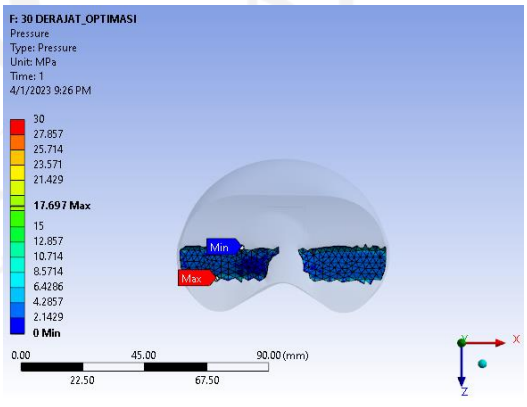


(d). Sudut 75º

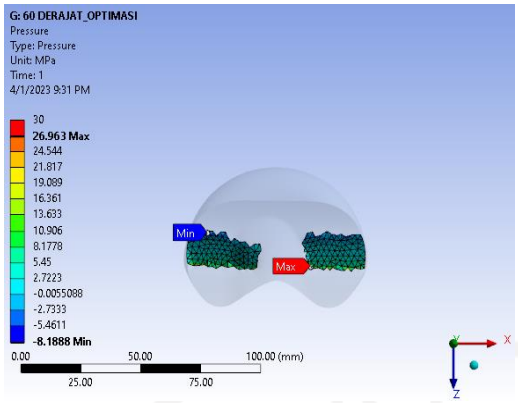
Gambar 4- 29 Analisis *contact pressure* konvensional



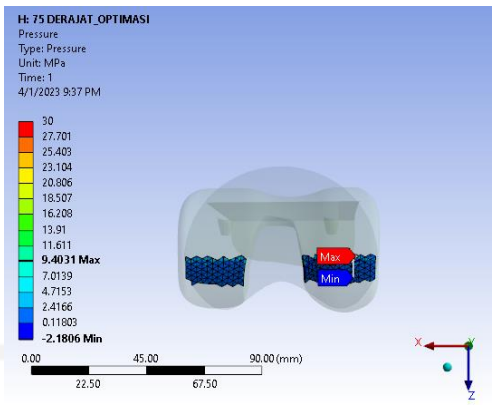
(a). Sudut 0º



(b). Sudut 30º



(c). Sudut 60º



(d). Sudut 75º

Gambar 4- 30 Analisis *contact pressure* CR

4.7 Analisis dan Pembahasan

4.7.1 Rekonstruksi dan Pembuatan Desain

Penelitian ini melibatkan proses rekonstruksi dan pembuatan desain sendi lutut berdasarkan data MRI/CT Scan. Data tersebut bersumber dari website https://www.embodi3d.com/files/file/21610-dr-rishi/ dan berupa file NRRD yang terindikasi terkena *osteoarthritis*. Untuk melakukan rekonstruksi, data hasil MRI/CT Scan dimasukkan ke dalam perangkat lunak 3D Slicer dan dilakukan segmentasi untuk memisahkan elemen-elemen penting dalam gambar tersebut. Setelah proses segmentasi selesai, dihasilkan model 3D tulang lutut dalam format file STL yang memiliki tingkat detail dan presisi yang tinggi. Model 3D ini dapat digunakan untuk berbagai tujuan, termasuk simulasi atau perencanaan operasi. Namun, tidak tersedia data sendi lutut yang telah didiagnosis dengan penyakit osteoarthritis dalam penelitian ini. Hal ini disebabkan oleh privasi pasien dan kerahasiaan data medis yang harus dijaga.

Setelah model 3D kedua pembuluh darah berhasil didapatkan, dilakukan proses penghalusan pada permukaan tulang lutut menggunakan perangkat lunak Autodesk Meshmixer. Setelah itu, file STL kedua model tulang femur dan tibia yang telah dihaluskan harus diubah menjadi desain solid body part agar bisa digunakan untuk melakukan simulasi aliran.

Untuk mengubah mesh file menjadi solid body part, digunakan perangkat lunak Solidworks Add-Ins: Scan to 3D. Desain solid body part ini berguna sebagai bagian yang dapat diuji selama simulasi tekanan. Setelah berhasil mendapatkan desain solid body part pada tulang femur dan tibia, dilakukan pemotongan pada kedua desain tulang untuk menentukan letak implan yang akan dipasang. Simulasi FEA dilakukan dengan menggunakan perangkat lunak Ansys 19.2 setelah proses smoothing dan cutting selesai dilakukan. Selanjutnya, dilakukan pembuatan 3-D Printed Model Implan dengan bantuan perangkat lunak Solidworks 2020 berdasarkan desain solid body part untuk memudahkan pencetakan 3-D Printed Model Implan.

4.7.2 Hasil Simulasi FEA

Dalam proses desain sendi lutut prostetik, dilakukanlah analisis menggunakan metode elemen hingga (Finite Element Analysis) dengan tujuan untuk mempelajari respons mekanis dari sendi lutut prostetik ketika diberikan beban pada berbagai sudut dan level beban yang berbeda. Analisis dilakukan dengan menggunakan perangkat lunak *Ansys* dengan rentang mesh 2,3 - 2,5 mm pada 4 macam sudut dan 1 macam beban.

Hasil analisis menunjukkan bahwa terdapat perbedaan tegangan von mises, regangan strain, total deformasi, dan tekanan kontak pada setiap sudut dan beban yang diberikan. Dengan begitu, hasil analisis ini dapat memberikan gambaran mengenai respons mekanis yang dihasilkan oleh sendi lutut prostetik ketika diberikan beban pada sudut dan level beban tertentu.

Dengan informasi tersebut dapat mengevaluasi dan memperbaiki desain sendi lutut prostetik agar dapat menangani beban pada sudut dan level tertentu dengan lebih efektif dan efisien. Dengan demikian, analisis menggunakan metode elemen hingga menjadi sangat penting dalam memperbaiki desain prostetik dan meningkatkan kualitas hidup pasien yang membutuhkan prostetik lutut

Berdasarkan hasil pengujian pembebanan yang sudah dilakukan pada sendi lutut prostetik TKR Awal, dapat dilihat pada tabel 4- 16 berikut:

Tabel 4- 3 Hasil pengujian TKR

Beban = 3000 N * Cos (Ø)	Sudut (Ø)	Tegangan Von Mises (MPa)		Regangan Elastic Strain (mm mm^-1)		Total Deformasi (mm)		Tekanan Kontak (MPa)	
		KV	CR	KV	CR	KV	CR	KV	CR
	0°	39,60	39,28	0,011	0,011	0,133	0,143	20,68	20,69
	30°	88,51	83,88	0,013	0,009	0,103	0,099	23,43	17,70
	60°	42,66	45,31	0,014	0,014	0,225	0,228	26,57	26,96
	75°	15,81	14,52	0,005	0,006	0,057	0,059	13,53	9,40
Max		88,51	83,88	0,014	0,014	0,225	0,228	26,57	26,96

Dari data yang diberikan, dapat ditarik kesimpulan bahwa desain sendi lutut prostetik yang dianalisis melalui metode elemen hingga dan perangkat lunak Ansys

dengan rentang mesh 2,3 – 2,5 mm dapat menghasilkan nilai tegangan von mises, regangan strain, total deformasi, dan tekanan kontak yang berbeda-beda pada setiap sudut dan beban yang diberikan.

Dari data yang diberikan, tegangan von Mises dan tekanan kontak adalah dua parameter penting yang digunakan untuk menentukan kekuatan dan kestabilan suatu struktur atau benda uji. Tegangan von Mises adalah tegangan ekivalen yang dihasilkan oleh kombinasi dari tegangan normal dan tegangan geser dalam suatu benda uji. Sedangkan tekanan kontak adalah tekanan yang terjadi pada permukaan benda uji saat diberi beban atau gaya.

Dari data yang diberikan, terlihat bahwa tegangan von Mises dan tekanan kontak memiliki perbedaan nilai pada setiap sudut yang diuji. Meskipun tegangan von Mises terbesar terjadi pada sudut 30°, tidak selalu berarti tekanan kontak juga terbesar pada sudut yang sama. Hal ini menunjukkan bahwa tegangan von Mises dan tekanan kontak dipengaruhi oleh faktor yang berbeda.

Regangan elastis pada benda uji relatif stabil pada setiap sudut yang diuji, dengan nilai yang berkisar antara 0,005 hingga 0,014 mm/mm. Ini menunjukkan bahwa material pada benda uji memiliki sifat elastis yang sama pada setiap sudut yang diuji.

Total deformasi pada benda uji terus meningkat seiring peningkatan sudut yang diuji, dengan nilai yang berkisar antara 0,057 hingga 0,225 mm. Deformasi terbesar pada sudut 60^o dan terkecil terjadi di 75^o. total deformasi yang terjadi pada benda uji juga dipengaruhi oleh banyak faktor, seperti sifat material benda uji, kekuatan pengencang, serta gaya yang diberikan pada benda uji selama pengujian.

Dan dapat dilihat bahwa nilai tekanan kontak pada benda uji cenderung berbeda pada setiap sudut pengujian. Pada sudut 0° dan 75°, nilai tekanan kontak cenderung lebih rendah dibandingkan dengan sudut 30° dan 60°.

4.7.3 3-D Printed Model Implan

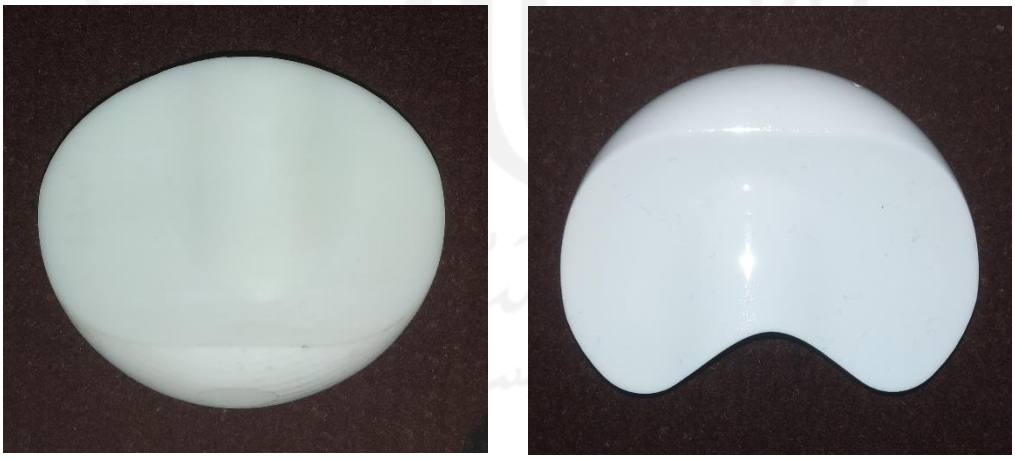
3-D Printed Model Implan yang dihasilkan dari proses pencetakan 3D menggunakan filament SLA berhasil dibuat dengan mengikuti kriteria produk yang telah ditetapkan sebelumnya. Namun, untuk mendapatkan hasil yang optimal dan sesuai dengan kriteria produk yang ditetapkan, perlu dilakukan beberapa percobaan

pencetakan 3-D Printed Model Implan. Proses perakitan (*assembly*) 3-D Printed Model Implan juga mengalami kesulitan karena terdapat sedikit perbedaan ukuran diameter antara hasil produk yang dicetak dengan desain yang ada pada perangkat lunak *SOLIDWORKS 2020*. Hal ini menyebabkan hasil cetakan tidak dapat masuk dengan sempurna ke dalam lubang yang telah dibuat pada desain aslinya saat dilakukan proses perakitan.



Gambar 4- 31 Hasil cetakan implan femur

Proses pencetakan bantalan menggunakan teknologi 3D printing berhasil menghasilkan produk cetakan yang sesuai dengan parameter yang telah ditentukan pada perangkat lunak Solidworks. Bagian atas cetakan juga telah dicetak dengan baik tanpa mengalami masalah bisa dilihat pada gambar 4- 32.

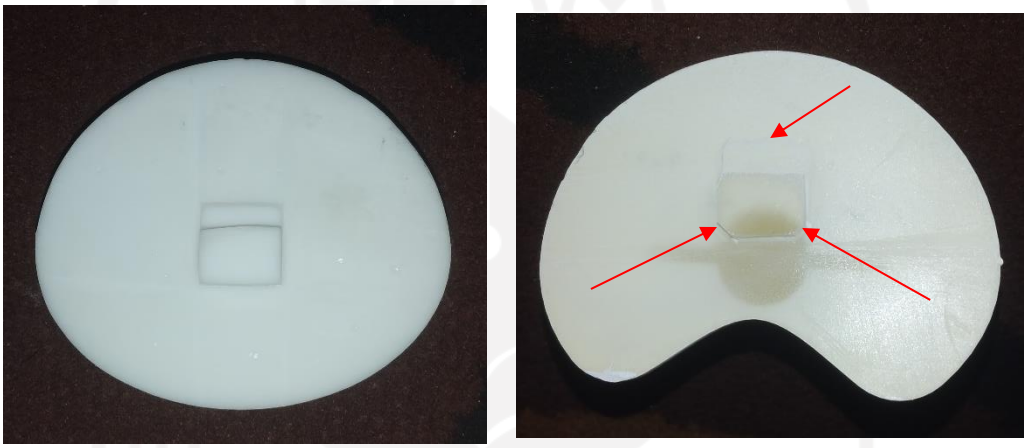


(a). Bantalan TKR Awal (b) Bantalan TKR Custom

Gambar 4- 32 Perbandingan hasil cetakan bantalan

Pada bagian atas implan tibia, terdapat masalah yang muncul akibat adanya perbedaan ukuran antara pengunci pada implan tibia dan bantalan setelah dilakukan proses pencetakan. Masalah ini disebabkan karena terdapat perbedaan

yang signifikan antara parameter pada Solidworks dan hasil cetakan pada bagian lubang pengunci antara implan tibia dan bantalan. Hal ini menunjukkan bahwa diperlukan pengaturan ulang pada parameter Solidworks dan perlu dilakukan perbaikan desain agar dapat menghasilkan cetakan yang sesuai dengan ukuran yang diinginkan. Dalam hal ini, perlu dilakukan pengujian dan eksperimen lebih lanjut untuk memperbaiki desain dan menentukan parameter yang tepat agar hasil cetakan bisa sesuai dengan spesifikasi yang diinginkan bisa dilihat pada gambar 4-33.



(a). Implan tibia TKR Awal (b). Implan tibia TKR Custom

Gambar 4- 33 Perbandingan hasil cetakan implan tibia

Dalam situasi di mana ukuran lubang pengunci antara implan tibia dan bantalan tidak sesuai setelah dicetak, penulis memutuskan untuk melakukan sedikit modifikasi terhadap pengunci bantalan. Modifikasi tersebut dilakukan dengan cara mengecilkan ukurannya melalui proses kikir, agar pengunci bantalan dapat mudah di letakkan saat proses assembly.

Dalam proses modifikasi ini, penulis menggunakan alat kikir untuk mengurangi ukuran lubang pengunci pada bagian atas implan tibia. Setelah melakukan beberapa kali proses kikir, penulis berhasil mengecilkan ukuran lubang pengunci hingga sesuai dengan ukuran yang dibutuhkan untuk proses assembly. Dengan melakukan modifikasi ini, penulis berhasil memperbaiki masalah pada bagian atas implan tibia sehingga dapat dipasang dengan bantalan dengan baik.

Perlu dicatat bahwa keakuratan dan kecocokan ukuran antara komponen pengunci dan bantalan sangatlah penting dalam pembuatan implan, karena

kesalahan kecil pada desain dapat menyebabkan ketidakcocokan pada saat pemasangan implan pada pasien dan berpotensi menyebabkan masalah kesehatan yang serius.



(a). Hasil cetakan tulang femur (b). Hasil cetakan tulang tibia

Gambar 4- 34 Hasil cetakan tulang lutut

Dalam proses pencetakan tulang femur, penulis berhasil mencetak dengan menggunakan parameter yang telah diatur pada perangkat lunak Solidworks. Namun, dalam tahap assembly terdapat kendala dimana lubang peletakan implan tibia pada tulang femur mengalami penyusutan ukuran sehingga ukurannya mengecil dibandingkan dengan desain awal. Hal ini berakibat pada ketidakmampuan implan tibia untuk masuk dengan pas ke dalam lubang pengunci pada tulang tibia. Oleh karena itu, penulis melakukan beberapa modifikasi pada pengunci bantalan dengan cara mengecilkan ukurannya melalui proses pengikiran agar mudah di letakkan pada saat proses assembly dilakukan bisa dilihat pada gambar 4- 35.



(a). Implan tibia pengunci dipotong



(b). Pembesaran Lubang pengunci pada tulang tibia

Gambar 4- 35 Proses pemotongan

Setelah dilakukan beberapa modifikasi pada hasil cetakan, penulis mencoba untuk menyatukan semua komponen yang telah dicetak. Dalam proses ini, penulis berhasil menyatukan semua komponen tanpa mengalami kendala atau masalah yang signifikan. Namun, beberapa komponen mengalami perubahan ukuran yang sedikit, sehingga penulis harus melakukan penyesuaian agar semua komponen dapat dipasang secara tepat bisa dilihat pada gambar 4- 36.



Gambar 4- 36 Assembly tulang lutut dan implan

Pada proses pembuatan 3-D Printed Model Implan dari hasil pencetakan 3D menggunakan filament SLA, terdapat beberapa parameter yang perlu

dikonfigurasi agar hasil cetakan dapat memenuhi kriteria produk yang telah ditetapkan. Beberapa parameter yang harus disesuaikan antara lain suhu cetakan, kecepatan pencetakan, jumlah dan jenis support material yang digunakan, dan lain sebagainya. Oleh karena itu, perlu dilakukan beberapa kali percobaan pencetakan untuk mendapatkan hasil yang optimal dan sesuai dengan kriteria produk yang ditetapkan sebelumnya.

Selain itu, hasil cetakan dari proses pencetakan 3D dapat mengalami sedikit perbedaan ukuran dengan desain aslinya yang dibuat pada perangkat lunak Solidworks. Hal ini disebabkan oleh beberapa faktor, seperti ketidakakuratan dalam proses pengukuran atau pemilihan bahan filament yang tidak sesuai. Akibatnya, saat dilakukan proses perakitan pada 3-D Printed Model Implan yang telah dicetak, hasil cetakan tidak dapat masuk dengan sempurna ke dalam lubang atau bagian lain pada desain aslinya. Hal ini menyebabkan kesulitan pada proses perakitan, dan perlu dilakukan penyesuaian atau perbaikan pada desain aslinya agar dapat menghasilkan 3-D Printed Model Implan yang berfungsi dengan baik.

Penting untuk diingat bahwa ketepatan dan kesesuaian ukuran antara komponen pengunci dan bantalan merupakan faktor yang sangat penting dalam proses pembuatan implan. Karena kesalahan kecil pada desain dapat menyebabkan ketidakcocokan antara komponen-komponen tersebut, yang pada akhirnya dapat menyebabkan masalah kesehatan yang serius pada pasien. Oleh karena itu, diperlukan ketelitian yang tinggi dalam proses pembuatan implan, dan setiap tahap proses harus dilakukan dengan sangat hati-hati dan teliti. Selain itu, perlu juga dilakukan pengujian dan modifikasi secara berkala untuk memastikan bahwa setiap komponen dan ukurannya sesuai dengan spesifikasi yang diinginkan, sehingga dapat menjamin keberhasilan dari proses pembuatan implan dan keselamatan pasien yang akan menerima implan tersebut.

BAB 5
PENUTUP

5.1 Kesimpulan

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

1. Penggunaan perangkat lunak CAD bertujuan untuk merancang dan memodelkan implan secara akurat, sehingga sesuai dengan ukuran dan bentuk yang dibutuhkan. Dengan perangkat lunak CAD, proses perancangan implan menjadi lebih efisien dan presisi. Dan Rekonstruksi tulang lutut berhasil dilakukan dengan menggunakan perangkat lunak yang beraneka ragam dan menghasilkan bentuk yang cukup mendekati bentuk tulang asli atau hasil CT Scan.
2. Dalam tegangan von Mises terbesar terjadi pada sudut 30°, yaitu sebesar 88,51 MPa (untuk KV) dan 83,88 MPa (untuk CR). Sedangkan tegangan von Mises terkecil terjadi pada sudut 75°, yaitu sebesar 15,81 MPa (untuk KV) dan 14,52 MPa (untuk CR). Regangan elastis pada benda uji relatif stabil pada setiap sudut yang diuji, dengan nilai yang berkisar antara 0,005 hingga 0,014 mm/mm. Total deformasi pada benda uji yaitu terbesar 0,225 mm (untuk KV) dan 0,228 mm (untuk CR). Sedangkan total deformasi terkecil terjadi pada sudut 75º yaitu 0,057 (untuk KV) dan 0,059 (untuk CR). Tekanan kontak terbesar terjadi pada sudut 60°, yaitu sebesar 26,57 MPa (untuk KV) dan 26,96 MPa (untuk CR). Sedangkan tekanan kontak terkecil terjadi pada sudut 75°, yaitu sebesar 13,53 MPa (untuk KV) dan 9,40 MPa (untuk CR).
3. 3-D Printed Model Implan dapat digunakan sebagai gambaran visual untuk membantu para praktisi medis memahami kondisi tulang pasien dan menentukan strategi pengobatan yang sesuai. Dengan menggunakan 3-D Printed Model Implan, para praktisi medis dapat melakukan perencanaan operasi yang lebih baik dan lebih efektif, sehingga dapat meningkatkan kesuksesan prosedur medis dan menghilangkan kekhawatiran pasien.

5.2 Saran atau Penelitian Selanjutnya

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

1. penelitian dapat mempertimbangkan faktor-faktor seperti biokompatibilitas, keamanan, dan biaya dalam memilih jenis implan yang sesuai untuk pasien.
2. Pengambilan data sudut diambil dari pergerakan lutut dari sumbu x, y dan z.
3. Menggunakan parameter yang lebih detail ketika menjalankan simulasi FEA seperti sudut yang lebih diperkecil lagi.
4. Menggunakan material yang lebih presisi agar hasil cetakan dapat mendekati struktur tulang asli dan hasil simulasi menggunakan model tulang asli tanpa menambahkan dan mengurangi pada proses penghalusan

DAFTAR PUSTAKA

A. J. Prasetyo. (2010). APLIKASI METODE ELEMEN HINGGA (MEH) PADA STRUKTUR RIB BODI ANGKUTAN PUBLIK,. *Universitas Sebelas Maret*.

A. Kumbhalkar, M., Nawghare, U., Ghode, R., Deshmukh, Y., & Armarkar, B. (2013). Modeling and Finite Element Analysis of Knee Prosthesis with and without Implant. *Universal Journal of Computational Mathematics*, *1*(2), 56–66. https://doi.org/10.13189/ujcmj.2013.010204

Balwan, A. R., & Shinde, V. D. (2020). Development of patient specific knee joint implant. *Materials Today: Proceedings*, *27*, 288–293. https://doi.org/10.1016/j.matpr.2019.11.032

Benos, L., Stanev, D., Spyrou, L., Moustakas, K., & Tsaopoulos, D. E. (2020). A Review on Finite Element Modeling and Simulation of the Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. In *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology* (Vol. 8). Frontiers Media S.A. https://doi.org/10.3389/fbioe.2020.00967

Carr, B. C., & Goswami, T. (2009). Knee implants - Review of models and biomechanics. *Materials and Design*, *30*(2), 398–413. https://doi.org/10.1016/j.matdes.2008.03.032

Chu, T. (1999). An Investigation on Contact Stresses of New Jersey Low Contact Stress (NJLCS), Knee Using Finite Element Method. *Journal of Systems Integration*, *9*, 187–199.

Clarke, H. D. and H. J. G. (2008). Restoration of femoral anatomy in TKA with unisex and gender-specific components. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, *466*(11).

D. R. J. Owen dan E. Oñate. (2003). Boundary Conditions in Finite Element Analysis. *Computational Fluid and Solid Mechanics*.

E. P. Popov. (1986). *Mekanika Teknik (Mechanics of Materials)*. Erlangga.

E.J. Weber-Spickschen, A. L. P. and D. C. F. (2021). A Systematic Review of Tibial Component Designs in Total Knee Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*.

Erdogan, A. O., Gokay, N. S., & Gokce, A. (2013). Preoperative Planning of Total Knee Replacement. In *Arthroplasty - Update*. InTech. https://doi.org/10.5772/55023

Frederick H. Silver, G. B. A. T. (2002). Elastic energy storage in human articular cartilage: estimation of the elastic modulus for type II collagen and changes associated with osteoarthritis. *Matrix Biology*, 129–137.

Georg Bergmann, A. B. F. G. J. D. A. R. A. T. M. O. H. I. K. (2014). *Standardized Loads Acting in Knee Implants*.

https://www.kenhub.com/en/library/anatomy/the-knee-joint. (n.d.). *Struktur tulang femur dan tibia*.

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

J. Lee, J. L. and H. J. (2021). Clinical Outcomes of an Ultrahigh Molecular Weight Polyethylene Tibial Insert for Total Knee Arthroplasty. *Knee Surgery & Related Research*.

Jeong, H. Y. , A. S. C. , L. Y. , J. M. J. , K. N. , & J. Y. C. (2020). 3D and 4D Printing of Multistable Structures. *In Applied Sciences (Switzerland)* , *10*(20), 1–17.

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*.

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.

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

Khan, M., Osman, K., Green, G., Haddad, F. S., Khan, ν M, Mrcs, M., & Osman, ν K. (2016). *The epidemiology of failure in total knee arthroplasty AVOIDING YOUR NEXT REVISION*. *98*(1). https://doi.org/10.1302/0301-620X.98B1

Kikinis, R. & P. S. & V. Kirby. (2014). *3D Slicer: A Platform for Subject-Specific Image Analysis, Visualization, and Clinical Support.*

Kulkarni, K., Karssiens, T., Kumar, V., & Pandit, H. (2016). Obesity and osteoarthritis. In *Maturitas* (Vol. 89, pp. 22–28). Elsevier Ireland Ltd. https://doi.org/10.1016/j.maturitas.2016.04.006

Lesso-Arroyo, R. , S. J. J. , C. R. R. , & L. F. B. (2004). Biomechanical Behavior of the Knee Joint. *Using ANSYS. International ANSYS Conference Procedings.*

Lian, Q., Li, D., Jin, Z., Wang, Z., & Sun, Y. (2014). Patient-specific design and biomechanical evaluation of a novel bipolar femoral hemi-knee prosthesis. *Journal of Bionic Engineering*, *11*(2), 259–267. https://doi.org/10.1016/S1672-6529(14)60039-1

Loi, I., Stanev, D., & Moustakas, K. (2021). Total Knee Replacement: Subject-Specific Modeling, Finite Element Analysis, and Evaluation of Dynamic Activities. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, *9*. https://doi.org/10.3389/fbioe.2021.648356

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.

M. Senthil Kumar, R. V. S. S. and G. B. (n.d.). Design and Development of Customized Knee Implants Using Computer-Aided Design and Finite Element Analysis. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*.

Maalej, M. , & K. H. (2017). Comparative study between STEP and IGES formats using the same CAD model. *Journal of Industrial Engineering and Management*, *10*(1), 136–156.

Martin Kubcek, Z. F. (2009). stress strain analysis of knee joint. *Engineering MECHANICS*, *16*(5), 315–322.

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*.

Mulcahy, H., & Chew, F. S. (2014). Current concepts in knee replacement: Complications. In *American Journal of Roentgenology* (Vol. 202, Issue 1). https://doi.org/10.2214/AJR.13.11308

Nakano, N., Shoman, H., Olavarria, F., Matsumoto, T., Kuroda, R., & Khanduja, V. (2020). Why are patients dissatisfied following a total knee replacement? A systematic review. *International Orthopaedics*, *44*(10), 1971–2007. https://doi.org/10.1007/s00264-020-04607-9

Postler, A., Lützner, C., Beyer, F., Tille, E., & Lützner, J. (2018). Analysis of Total Knee Arthroplasty revision causes. *BMC Musculoskeletal Disorders*, *19*(1). https://doi.org/10.1186/s12891-018-1977-y

R. G. Budynas, J. K. N. and J. E. S. (2015). *Shigley's Mechanical Engineering Design*. McGraw-Hill Education.

R. S. Khurmi dan J. K. Gupta. (2005). *A Textbook of Machine Design*. Eurasia Publishing House.

Ray Clough and Joe Penzien. (1993). *Dynamics of Structures*.

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.). 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.orgwww.iosrjournals.org

Singh, A., Rai, V., Pandey, S., Chavan, M., & Ketha, D. (2022). Osteoarthritis: insights into pathogenesis and futuristic treatment strategies. *International Journal of Research in Orthopaedics*, *8*(6), 765. https://doi.org/10.18203/issn.2455-4510.intjresorthop20222722

Singh, R. , dan S. S. Gill. (n.d.). Meshing strategies for finite element analysis of geometric models. *International Journal of Computer Mathematics*.

Soni, A., Kumar Modi, Y., & Agrawal, S. (2018). Computed tomography based 3D modeling and analysis of human knee joint. In *Materials Today: Proceedings* (Vol. 5). www.sciencedirect.comwww.materialstoday.com/proceedings

Sowers, M. R., & Karvonen-Gutierrez, C. A. (2010). The evolving role of obesity in knee osteoarthritis. In *Current Opinion in Rheumatology* (Vol. 22, Issue 5, pp. 533–537). https://doi.org/10.1097/BOR.0b013e32833b4682

van Kasteren, Y., Freyne, J., & Sazzad Hussain, M. (2018). Total Knee Replacement and the Effect of Technology on Cocreation for Improved Outcomes and Delivery: Qualitative Multi-Stakeholder Study. *Journal of Medical Internet Research*, *20*(3). https://doi.org/10.2196/jmir.7541

Woolhead, G. M., Donovan, J. L., & Dieppe, P. A. (2005). Outcomes of total knee replacement: A qualitative study. *Rheumatology*, *44*(8), 1032–1037. https://doi.org/10.1093/rheumatology/keh674

Zc, L., Ak, S., Ld, D., Jj, B., Johannsen, F., & Cheung, W.-H. (2018). MINIREVIEWS 60 Why total knees fail-A modern perspective review Basic Study 65 Snapping elbow-A guide to diagnosis and treatment. *Orthopedics World J Orthop*, *9*(4), 4. www.wjgnet.com/2218-5836/editorialboard.htm