

**PEMODELAN IMPLAN PENGGANTI TULANG LUTUT (TKR) 3D
DENGAN METODE REKAYASA TERBALIK BERBANTUAN
PEMINDAI TOMOGRAFI KOMPUTER DAN *BOUNDARY SURFACE***

TESIS

Untuk Memenuhi Persyaratan
Memperoleh Gelar Magister



Oleh

**SAHABMAN TUA PARDAMEAN NAIBAHO
NPM 2125021014**

**PROGRAM STUDI MAGISTER TEKNIK MESIN
FAKULTAS TEKNIK**

**PROGRAM PASCASARJANA
UNIVERSITAS LAMPUNG
2023**

ABSTRAK

PEMODELAN IMPLAN PENGGANTI TULANG LUTUT (TKR) 3D DENGAN METODE REKAYASA TERBALIK BERBANTUAN PEMINDAI TOMOGRAFI KOMPUTER DAN *BOUNDARY SURFACE*

Sahabman Tua P. Naibaho¹, Suryadiwansa Harun², Yanuar Burhanuddin³

¹Mahasiswa Jurusan Magister Teknik Mesin Universitas Lampung

²Dosen Jurusan Magister Teknik Mesin Universitas Lampung

³Dosen Jurusan Magister Teknik Mesin Universitas Lampung

Osteochondritis dissecans adalah perubahan fokal tulang subkondral yang menyebabkan fragmentasi osteokondral, biasanya terjadi pada olahragawan, termasuk anak-anak, remaja, dan dewasa. Kerusakan pada tulang sendi lutut (osteoarthritis) dapat diatasi dengan *Total Knee Replacement* (TKR), yaitu mengganti sendi lutut menggunakan *prothese*. Namun kendala utama saat melakukan implementasi operasi bedah penggantian tulang lutut (TKR) adalah ketika ahli (dokter) bedah memilih implan tulang komersial yang tersedia di pasaran dengan bentuk strukturnya (geometri dan ukuran) berbeda dengan bentuk anatomi pasien khususnya orang Indonesia. Akibatnya bagian tulang pasien yang tidak sesuai struktur implan tulang lutut akan dipotong dan efek samping dari ketidaksesuaian antara tulang pasien dan tulang implan (TKR) akan mungkin memunculkan reaksi sakit saat pasca operasi.

Untuk menjawab kendala tersebut di atas, maka peneliti mengusulkan penelitian tentang Pemodelan implan pengganti tulang lutut (TKR) 3D dengan metode rekayasa terbalik berbantuan pemindai tomografi komputer dan *boundary surface*. Penggunaan pemindai pemindai tomografi untuk rekonstruksi tulang lutut menjadi model TKR 3D termasuk jenis pemindai non kotak sehingga lutut pasien tidak perlu dibedah untuk merekonstruksinya. Tujuan utama penelitian ini adalah mendapatkan desain implan tulang lutut TKR yang sesuai dengan struktur tulang lutut pasien terkhusus orang Indonesia.

Metode rekonstruksi tulang lutut pasien menjadi implan tulang menggunakan teknologi rekayasa terbalik dengan tahapan pertama adalah pemindaian sampel tulang lutut pasien dengan pemindai CT scan. Tahapan kedua adalah analisis hasil pemindaian melalui pendapat ahli ortopedi dan perbaikan citra gambar. Selanjutnya tahapan ketiga difokuskan pada pembuatan model desain implan tulang lutut TKR berdasarkan hasil pemindaian dengan metode *Boundary Surface*. Tahapan akhir adalah validasi model desain implan tulang lutut TKR dengan membandingkan hasil pengukuran dimensi dan bentuk tulang lutut pasien (foto digital 3D) dengan model implan tulang lutut. Hasil penelitian yang sudah dicapai adalah terciptanya model 3D implan tulang lutut (TKR) yang sesuai dengan bentuk dan ukuran tulang lutut pasien.

Kata Kunci: *Tulang lutut; Implan total knee replacement; Rekayasa terbalik; Pemindai tomografi dan Boundary Surface.*

ABSTRACT
**MODELING 3D KNEE REPLACEMENT IMPLANT USING REVERSE
ENGINEERING METHOD WITH THE ASSISTANCE OF COMPUTER
TOMOGRAPHY SCANNER AND BOUNDARY SURFACE**

By

Sahabman Tua P. Naibaho¹, Suryadiwansa Harun², Yanuar Burhanuddin³

¹Master Student in Mechanical Engineering Department of Lampung University

²Lecturer in Mechanical Engineering Department of Lampung University

³Lecturer in Mechanical Engineering Department of Lampung University

Osteochondritis dissecans is a focal subchondral bone change that leads to osteochondral fragmentation, commonly occurring in athletes, including children, adolescents, and adults. Damage to the knee joint bone (osteoarthritis) can be addressed through Total Knee Replacement (TKR), which involves replacing the knee joint with a prosthesis. However, the main challenge during the implementation of knee replacement surgery (TKR) lies in the selection of commercial bone implants available in the market, with their structural shapes (geometry and size) differing from the patient's anatomical structure, especially in Indonesian patients. Consequently, parts of the patient's bone that do not match the implant's structure will be removed, and the side effects of mismatch between the patient's bone and the implant (TKR) may cause pain reactions post-surgery.

To overcome this challenge, the researcher proposes a study on the reconstruction of the patient's knee bone into a 3D knee replacement implant model using the reverse engineering method with the assistance of a computer tomography scanner and boundary surface. The use of tomography scanning to reconstruct the knee bone into a 3D TKR model involves a non-invasive scanning method, eliminating the need for knee surgery. The main goal of this research is to obtain a TKR knee implant design that aligns with the patient's knee bone structure, particularly in Indonesian patients.

The method of reconstructing the patient's knee bone into a bone implant utilizes reverse engineering technology, starting with the first step of scanning the knee bone sample using a CT scanner. The second step involves analyzing the scan results through expert orthopedic opinions and image enhancements. The third step focuses on creating the TKR knee bone implant design model based on the scan results using the Boundary Surface method. The final step involves validating the TKR knee bone implant design model by comparing the measurement results of the patient's knee bone dimensions and shape (3D digital images) with the knee implant model. The achieved results of this research include the creation of a 3D TKR knee bone implant model that matches the shape and size of the patient's knee bone.

Keywords: Knee bone; Total knee replacement implant; Reverse engineering; Computer tomography scanner; Boundary Surface.

**PEMODELAN IMPLAN PENGGANTI TULANG LUTUT (TKR) 3D
DENGAN METODE REKAYASA TERBALIK BERBANTUAN
PEMINDAI TOMOGRAFI KOMPUTER DAN *BOUNDARY SURFACE***

Oleh

**SAHABMAN TUA PARDAMEAN NAIBAHO
NPM 2125021014**

Tesis

**Sebagai Salah Satu Syarat untuk Mencapai Gelar
MAGISTER TEKNIK MESIN**

Pada

**Jurusan Teknik Mesin
Fakultas Teknik Universitas Lampung**



**PROGRAM STUDI MAGISTER TEKNIK MESIN
FAKULTAS TEKNIK
UNIVERSITAS LAMPUNG
2023**

HALAMAN PERSETUJUAN

Judul Tesis : PEMODELAN IMPLAN PENGGANTI TULANG LUTUT (TKR) 3D DENGAN METODE REKAYASA TERBALIK BERBANTUAN PEMINDAI TOMOGRAFI KOMPUTER DAN *BOUNDARY SURFACE*

Nama Mahasiswa : Sahabman Tua Pardamean Naibaho

Nomor Pokok Mahasiswa : 2125021014

Program Studi : Magister Teknik Mesin

Fakultas : Teknik

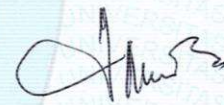
MENYETUJUI
Komisi Pembimbing

Ketua

Anggota



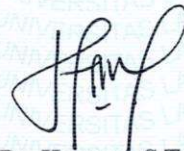
Dr. Eng. Suryadiwansa Harun, S.T., M.T.
NIP. 19710817 199802 1 003



Dr. Ir. Yanuar Burhanuddin, M.T.
NIP. 19640506 200003 1 001

MENGETAHUI

Ketua Program Studi
Magister Teknik Mesin



Dr. Harmen, S.T., M.T.
NIP. 196906202000031001

HALAMAN PENGESAHAN

MENGESAHKAN

1. Tim Penguji

Ketua : **Dr. Eng. Suryadiwansa Harun, S.T., M.T.**

Anggota Penguji : **Dr. Ir. Yanuar Burhanuddin, M.T.**

Penguji Utama I : **Ir. Gusri Akhyar Ibrahim, S.T., M.T., P.hD**

Penguji Utama II : **Dr. Jamiatul Akmal, S.T., M.T.**

2. Dekan Fakultas Teknik Universitas Lampung

Dr. Eng. Ir. Helmy Fitriawan, S.T., M.Sc.

NIP. 197509282001121002

3. Direktur Pasca Sarjana Universitas Lampung

Prof. Dr. Ir. Murhadi, M.Si.

NIP. 196403261989021001

Tanggal Lulus Ujian Tesis: 18 Desember 2023

PERNYATAAN ORISINALITAS TESIS

Dengan ini saya menyatakan dengan sebenarnya bahwa Tesis dengan judul **“PEMODELAN IMPLAN PENGGANTI TULANG LUTUT (TKR) 3D DENGAN METODE REKAYASA TERBALIK BERBANTUAN PEMINDAI TOMOGRAFI KOMPUTER DAN BOUNDARY SURFACE”** adalah karya saya sendiri dan saya tidak melakukan penjiplakan atas karya orang lain dengan cara yang tidak sesuai dengan etika ilmiah yang berlaku dalam masyarakat akademik atau yang disebut plagiatisme.

Hak intelektual atas karya ilmiah ini diserahkan sepenuhnya kepada Universitas Lampung.

Atas pernyataan ini, apabila dikemudian hari ternyata ditemukan adanya ketidakbenaran, saya bersedia menanggung akibat dan sanksi yang diberikan, saya bersedia dan sanggup dituntut sesuai dengan hukum yang berlaku.

Bandar Lampung, 18 Desember 2023



Sahabman Tua Pardamean Naibaho
NPM. 2125021014

RIWAYAT HIDUP

Penulis bernama Sahabman Tua Pardamean Naibaho, Lahir pada Tanggal 9 November 1987, Medan Provinsi Sumatera Utara. Anak ke-2 dari 6 bersaudara pasangan Bapak (Alm) Dapari Tua Naibaho dan Ibu Roni Ulyna br. Sidabalok.

Penulis menempuh pendidikan dasar di SDN 01 Pulung Kencana pada Tahun 1994 dan Lulus pada Tahun 2000, kemudian melanjutkan pendidikan ke Sekolah Lanjutan Tingkat Pertama di SLTPN 04 Tulang Bawang Tengah Lulus pada Tahun 2003. Kemudian penulis melanjutkan Pendidikan di Sekolah Menengah Kejuruan di SMKN 1 Gadingrejo Jurusan Teknik Multimedia dan Lulus pada Tahun 2006. Setelah menyelesaikan pendidikan di SMKN 1 Gadingrejo penulis melanjutkan pendidikan di Universitas Negeri Yogyakarta dengan program Studi S-1 Pendidikan Teknik Mekatronika dan selesai pada Tahun 2011. Pada Tahun 2014 penulis melanjutkan Pendidikan Pascasarjana di Universitas Bandar Lampung (UBL) Program Studi Magister Teknik Sipil dan selesai pada Tahun 2016. Kemudian pada tahun 2021 Penulis kembali menempuh pendidikan Pascasarjana di Universitas Lampung (UNILA) Program Studi Magister Teknik Mesin.

Pada Tahun 2013 hingga 2022 penulis bekerja sebagai Instruktur Sekolah Vokasi Sugar Group Companies, Kabupaten Lampung Tengah. Kemudian tahun 2022 hingga saat ini penulis bekerja sebagai Dosen Politeknik Tunas Garuda Tulang Bawang Barat Lampung.

MOTTO

**“Takut akan TUHAN adalah permulaan pengetahuan, tetapi orang bodoh
menghina hikmat dan didikan”
(Amsal 1:7)**

***“Never give up on you really want.
It’s difficult to wait, but worse to regret”
(Sahabman Tua P. Naibaho)***

PERSEMBAHAN

*Karya ini aku persembahkan untuk kamu yang aku kasihi, yang setia mengajarku
sungguh-sungguh melayani Kristus, yang mengasihimu lebih dulu bahkan.*

“Selvi Widya Yanti Telaumbanua”

*Dan untuk buah hati yang kusayangi sebagai anugerah dari DIA yang telah
menghadirkan sukacita dalam setiap air mata.*

“Sean Erino Nofanolo Naibaho”

UCAPAN TERIMA KASIH

Puji syukur ke hadirat Tuhan Yang Maha Esa yang telah melimpahkan berkat dan rahmat-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan Tesis ini sebagai salah satu syarat untuk mencapai gelar Magister Teknik di Universitas Lampung. Tesis dengan judul “PEMODELAN IMPLAN PENGGANTI TULANG LUTUT (TKR) 3D DENGAN METODE REKAYASA TERBALIK BERBANTUAN PEMINDAI TOMOGRAFI KOMPUTER DAN *BOUNDARY SURFACE*”. Dalam melakukan penelitian dan penyusunan laporan tesis ini penulis telah mendapatkan banyak dukungan dan bantuan dari berbagai pihak. Penulis mengucapkan terima kasih kepada:

1. Bapak Prof. Dr, Ir. Murhadi, M.Si., selaku Direktur Pascasarjana Universitas Lampung.
2. Bapak Dr.Eng. Ir. Helmy Fitriawan, S.T., M.Sc., selaku Dekan Fakultas Teknik Universitas Lampung.
3. Bapak Dr. Harmen, S.T., M.T., selaku Ketua Program Magister Teknik Mesin Universitas Lampung.
4. Bapak Dr. Eng. Suryadiwansa Harun, S.T., M.T., sebagai Dosen pembimbing utama atas kesediaannya memberikan bimbingan, arahan, saran dan masukan dalam proses penyelesaian Tesis ini.
5. Bapak Dr. Ir. Yanuar Burhanuddin., M.T., sebagai pembimbing dua atas kesediaannya juga dalam memberikan bimbingan, saran dan masukan dalam proses penyelesaian Tesis ini.
6. Para Dosen Pasca Sarjana Teknik Mesin yang sudah memberikan ilmu kepada saya dengan sepenuh hati.

7. Penelitian Pascasarjana-Penelitian Tesis Magister (PPS-PTM) Kemdikbudristek TA 2022, yang telah membiayai penelitian ini.
8. Kepada Ibunda Roni Ulyna br. Sidabalok tercinta, yang selalu men-do'akan dan memberi motivasi, serta dukungan sehingga aku bisa seperti sekarang ini.
9. Kepada Selvi Widya Yanti Telaumbanua dan Sean Erino N. Naibaho keluarga yang saya sayangi, terimakasih sudah memberi dan menjadi dukungan serta semangat yang luar biasa.
10. Kepada rekan terbaik sdr. Satrio Darma Supriyadi, yang telah mendukung serta senantiasa membantu saya dalam proses perkuliahan dan pembuatan Tesis ini.
11. Kepada rekan-rekan seperjuangan dan seperjalanan Sekolah Vokasi Sugar Group Companies yang telah mendukung serta senantiasa membantu saya dalam proses perkuliahan dan pembuatan Tesis ini.
12. Kepada teman-teman Pascasarjana angkatan 2021 dan semua pihak yang telah memberi dukungan dalam penulisan Tesis ini.

Penulis menyadari sepenuhnya bahwa laporan tesis ini masih jauh dari sempurna, untuk itu semua jenis saran, kritik dan masukan yang bersifat membangun sangat penulis harapkan. Akhir kata, semoga tulisan ini dapat memberikan manfaat dan memberikan wawasan tambahan bagi para pembaca dan khususnya bagi penulis sendiri.

Bandar Lampung, 18 Desember 2023
Penulis,

Sahabman Tua Pardamean Naibaho
NPM. 2125021014

DAFTAR ISI

HALAMAN DEPAN	i
ABSTRAK	ii
<i>ABSTRACT</i>	iii
HALAMAN JUDUL	iv
HALAMAN PERSETUJUAN	v
HALAMAN PERSETUJUAN	v
HALAMAN PENGESAHAN	vi
RIWAYAT HIDUP	viii
MOTTO	ix
PERSEMBAHAN	x
UCAPAN TERIMA KASIH	xi
DAFTAR ISI	xiii
DAFTAR GAMBAR	xv
DAFTAR TABEL	xix
BAB 1. PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Tujuan Penelitian	6
1.3 Batasan Masalah	6
1.4 Hipotesis	6
1.5 Sistematika Penulisan	7
BAB 2. TINJAUAN PUSTAKA	9
2.1 <i>Total Knee Replacement (TKR)</i>	9
2.2 Implan Tulang Lutut	10
2.2.1 Implan terbatas atau berengsel (<i>Constrained implants</i>)	15
2.2.2 Implant Tidak Berengsel (<i>Non-constrained implants</i>)	16
2.3 <i>Computer Tomography (CT Scans)</i>	17
2.4 <i>Metode Reverse Engineering</i>	20
2.5 <i>Metode Boundary Surface</i>	24
2.6 Peta Jalan Penelitian	28

BAB 3. METODOLOGI PENELITIAN.....	31
3.1 Uraian dan Tahapan Penelitian	31
3.1.1 Pengambilan Sampel Tulang Lutut Pasien	32
3.1.2 Pendapat Ahli (<i>Expert Judgement</i>) Ortopaedi	33
3.1.3 Pembuatan Model Implan Tulang Lutut 3D	34
3.1.4 Validasi Model Implan Tulang Lutut 3D	34
3.2 Waktu dan Tempat Penelitian	35
3.3 Alat dan Bahan Penelitian.....	36
3.1.1 Benda Objek Penelitian	36
3.1.2 <i>Software</i> Pemodelan dan Pengolahan Data	36
3.4 Prosedur Penelitian.....	57
BAB 4. PEMBAHASAN	60
4.1. Proses Perancangan Pemodelan Implan Pengganti TKR 3D.....	60
4.1.1. Pendapat Ahli (<i>Expert Judgement</i>) Ortopedi	60
a. Dimensi implan tulang lutut (TKR).....	61
b. Komponen Implan Tulang Lutut	62
4.1.2. Sampel Tulang Lutut Pasien.....	62
4.2. Pembuatan Model Implan Tulang Lutut 3D	64
4.2.1 Pembuatan Model Femur Tulang Lutut.....	65
4.2.2 Ketebalan Implan Tulang Lutut Femur	66
4.2.3 Pembuatan Model Sisipan atau Bantalan.....	69
4.2.4 Pembuatan Model Implan Tulang Lutut Tibia	73
4.2.5 Hasil Pemodelan Implan Tulang Lutut.....	74
4.3. Analisis Deviasi Model 3D Implan.....	76
4.4. Validasi Data Ukuran Parameter Kesesuaian Tulang Femur Pasien dan Parameter Model 3D	81
BAB 5. KESIMPULAN.....	85
5.1 Kesimpulan.....	85
5.2 Saran	86
DAFTAR PUSTAKA	87
PERNYATAAN TERIMA KASIH	91

DAFTAR GAMBAR

Gambar 1. Total Knee Replacement.	2
Gambar 2. Anatomi Normal Tulang Lutut Manusia [4]	10
Gambar 3. Sejarah Perkembangan Implan Lutut [20].	12
Gambar 4. Implan Tidak Berengsel dengan Menggunakan Metal Tibia Baseplate, Sisipan Polyethylene dan Metal Bicondylar Femoral [4].	12
Gambar 5. Parameter Dimensi. (a) dan (b) Reseksi Model Femur Distal, dan (c) dan (d) Ukuran Geometris Terkait Bagian Femoral [22].....	13
Gambar 6. Tabulasi Interval nilai Distribusi Parameter Enam Dimensi CML, PWL, PHL, PWM, PHM, CAP (mm).....	14
Gambar 7. Tabulasi Nilai Error Antara Model Femur Dan Model Implan Generik (mm).....	14
Gambar 8. Parameter Dimensi (2D) Tulang Lutut Femur dari Hasil X-Ray. [11]	15
Gambar 9. Implan Terbatas (Berengsel); a). Model implan; b). Gambar CT Tampak Samping [24].....	16
Gambar 10. Implan Tidak Berengsel (Non-Constrained Implants) dengan Menggunakan Metal Tibia Baseplate (panah bayangan), Sisipan Polyethylene (kepala panah), Metal Bicondylar Femoral (panah hitam) [24].....	16
Gambar 11. Blok Diagram Sistem CT-scan [27].	19
Gambar 12. Sendi Lutut Yang Dipindai Dalam Perangkat Lunak Penampil DICOM [27].....	19
Gambar 13. Ilustrasi Proses Reverse Engineering [10].	21
Gambar 14. Proses Pemodelan Rekayasa Terbalik: (a) auto patch process dan (b) Bentuk Bebas Setelah Segmentasi [29].	22
Gambar 15. Fitur Boundary Surface [33].	25
Gambar 16. Penerapan Metode Boundary Surface.	25
Gambar 17. Pendekatan Tangency to Face.	26
Gambar 18. Prinsip metode Boundary Surface [34].	27
Gambar 19. Peta Jalan Penelitian.....	29

Gambar 20. Bagan Alir Rencana Penelitian	31
Gambar 21. Konsep Pengambilan Sampel Tulang Lutut Pasien Menjadi Model Implan Tulang Lutut 3D.....	32
Gambar 22. File DICOM Hasil <i>CT-scan</i> Tulang Lutut Pasien.....	33
Gambar 23. (a) Acuan Validasi Dengan Analisis Deviasi Model Implan Femur 3D dengan Sampel Tulang Femur Pasien; (b) Valiasi Parameter Kritis Implan Tulang Lutut.....	35
Gambar 24. <i>Software</i> 3D Slicer 5.2.1.....	37
Gambar 25. <i>Software</i> Ansys Discovery SpaceClaim.....	38
Gambar 26. Perbaikan Permukaan Citra Tulang Lutut.....	39
Gambar 27. <i>Noise</i> Pada Permukaan Model Tulang Lutut Femur.....	39
Gambar 28. Langkah <i>Meshing</i> Model Tulang Lutut.....	41
Gambar 29. Pencitraan Antar <i>Mesh</i> yang Saling Terhubung.....	41
Gambar 30. Penyederhanaan <i>Mesh</i> dengan Fitur Auto Skin.....	42
Gambar 31. File hasil Penyederhanaan <i>Meshing</i>	43
Gambar 32. Tahapan Konversi Menjadi File STEP.....	43
Gambar 33. Tampilan Utama <i>Software</i> Solidworks Premium Versi Premium versi trial tahun 2018.....	44
Gambar 34. Model Tulang Lutut Femur Keluar dari Perpotongan Antara 3 (tiga) Sumbu Bidang Kerja (X, Y, dan Z).....	45
Gambar 35. Orientasi Model Tulang Lutut Femur yang Selaras Dengan Perpotongan Antara 3 (tiga) Sumbu Bidang Kerja (X, Y, dan Z).....	46
Gambar 36. Bidang Penggambaran Pola Permukaan Tulang Femur.....	46
Gambar 37. <i>Offset</i> Bidang Kerja Bidang YZ.....	47
Gambar 38. Bidang Kerja (<i>Plane</i>) hasil <i>Offset</i> Geometri pada Femur.....	48
Gambar 39. <i>Spline Curve</i> pada <i>Layer</i> bidang YZ.....	49
Gambar 40. <i>Polyline</i> dari <i>Spline Curve</i> Bidang YZ.....	49
Gambar 41. Pola Kontur Bidang XZ.....	50
Gambar 42. Fitur <i>SectionView</i> Pembuatan kurva Bidang XZ.....	51
Gambar 43. Peletakan Titik Parameter dari <i>Spline Curve</i> Bidang XZ.....	51
Gambar 44. Fitur <i>Make Pierce</i> pada Titik dan Garis <i>Spline Curve</i> Bidang XZ Terhadap YZ.....	52

Gambar 45. Pola Kontur Tulang Femur pada Bidang XY.....	52
Gambar 46. Fitur <i>Make Pierce</i> pada Titik dan Garis <i>Spline Curve</i> Bidang XY Terhadap YZ.	53
Gambar 47. Pengelompokan Kurva <i>Boundary Surface</i>	54
Gambar 48. Pola Permukaan Tulang Femur Hasil <i>Boundary Surface</i>	54
Gambar 49. Kurva batas Tulang Femur Tampak Depan dan Tampak Belakang.	55
Gambar 50. Hasil Penggambaran Kurva Garis Tulang Lutut Femur.....	56
Gambar 51. Bentuk Permukaan Tulang Femur Dengan Metode <i>Reverse Engineering</i> dan <i>Boundary Surface</i>	57
Gambar 52. Algoritma Rekonstruksi Tulang Lutut.	58
Gambar 53. (a) Hasil Pindai Tulang Lutut Pasien Dengan CT Scan (file dicom); (b) Tulang Lutut Untuk Analisis Kualitas Permukaan (file stl); (c). Model Implan tulang lutut.	59
Gambar 54. Kegiatan FGD Desain Implan Tulang Lutut (TKR).	60
Gambar 55. Bentuk <i>Zebra Stipes</i> Femur.....	65
Gambar 56. Model Femur Sebagai Acuan Pembuatan Bantalan dan Tibia.....	65
Gambar 57. Kontur Permukaan Tulang Femur dengan <i>Boundary Surface</i>	66
Gambar 58.Referensi Dimension <i>Parameter Values</i> Model Tulang Femur.....	67
Gambar 59. Parameter Pemotongan Permukaan Model Implan Femur.	68
Gambar 60. (a)Implan Hasil <i>Boundary Surface</i> ; (b) Ilustrasi Implan Pada Tulang Femur.	69
Gambar 61. Kontur Permukaan Implan Femur.....	70
Gambar 62. Penampang tulang Tibia.....	71
Gambar 63. Metode <i>Extude Boss</i> dengan Parameter <i>Up to Surface</i>	72
Gambar 64. Implan Bantalan.	72
Gambar 65. Sudut Penampang Bantalan.....	73
Gambar 66. Implan Tibia.	74
Gambar 67. Model 3D Implan <i>Total Knee Replacement</i> (TKR).	75
Gambar 68. Ketebalan Implan 3D Tampak Samping.	75
Gambar 69. Deviasi Permukaan Model Implan 3D Terhadap Model Tulang Femur.	76

Gambar 70. (a) Koordinat Sumbu X Antara Model Implan 3D dan Model Lutut Pasien; (b) Koordinat Sumbu X Antara Model Implan 3D dan Model Lutut Pasien yang Bersinggungan.....	78
Gambar 71. Koordinat Sumbu Y Antara Model Implan 3D dan Model Lutut Pasien.	79
Gambar 72. Koordinat Sumbu Z Antara Model Implan 3D dan Model Lutut Pasien.	80
Gambar 73. Validasi Parameter Kesesuaian Tulang Femur Pasien Tampak Samping dengan Parameter Model 3D.	81
Gambar 74. Validasi Parameter Kesesuaian Tulang Femur Pasien Tampak Depan dengan Parameter Model 3D.....	82

DAFTAR TABEL

Tabel 1. Parameter Ukuran Femur.	67
Tabel 2. Data Deviasi Model Femur dengan Model Implan 3D.	77
Tabel 3. Data Parameter Kesesuaian Tulang Femur Pasien dan Model 3D.	82

BAB 1. PENDAHULUAN

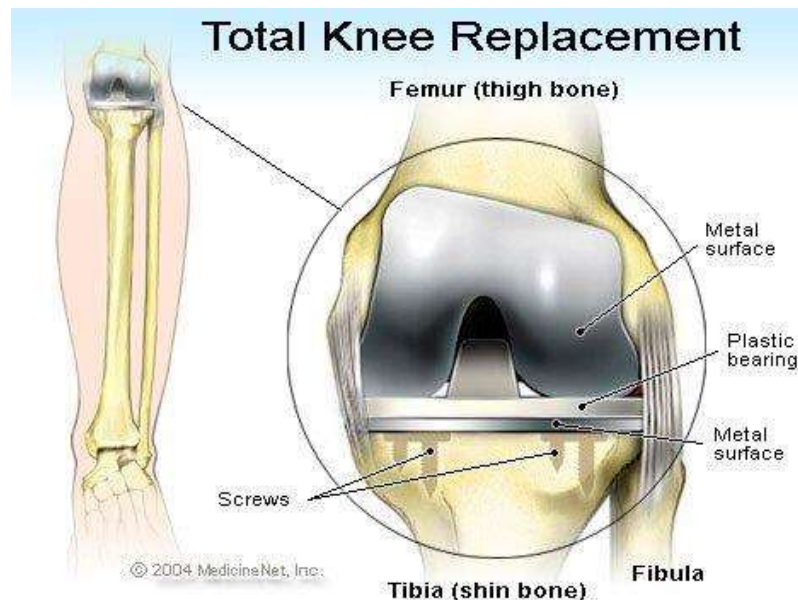
1.1 Latar Belakang

Osteochondritis dissecans merupakan perubahan fokal tulang subkondral. Perubahan ini mengakibatkan fragmentasi osteokondral baik parsial atau komplit. Penyakit ini umumnya diderita olahragawan baik anak, remaja, atau dewasa. Osteochondritis dissecans juga merupakan penyebab nyeri dan disfungsi lutut yang sering ditemui pada masa pertumbuhan remaja. Apabila tidak dideteksi sedini mungkin dan diterapi akan menyebabkan osteoarthritis sekunder. Penyakit ini paling banyak terjadi di lutut (75%), siku (5%), dan pergelangan kaki (4%). Insiden total penyakit ini pada distal femur adalah 6,09 per 100.000 orang pertahun [1]. *Total Knee Replacement* (TKR) atau penggantian sendi lutut adalah prosedur bedah ortopedi yang melibatkan penggantian sendi lutut yang rusak atau aus dengan sendi buatan atau prostetik. Prosedur ini bertujuan untuk mengurangi rasa sakit dan memperbaiki fungsi lutut yang terganggu karena kondisi seperti osteoarthritis, rheumatoid arthritis, cedera, atau gangguan degeneratif lainnya. *Total Knee Replacement* (TKR) adalah salah satu yang paling menguntungkan kemajuan bedah ortopedi abad kedua puluh [2].

Penggantian lutut total (TKR), juga disebut sebagai total lutut artroplasti (TKA), adalah salah satu prosedur bedah yang paling umum dilakukan untuk pasien dengan radang sendi lutut yang parah. Antara tahun 1991 dan 2010, TKA primer tahunan meningkat 161% dari 93230 menjadi 243802 dan volume TKA revisi

meningkat 109% dari 9650 hingga 19871. Meskipun ada lebih dari 150 implan nama merek saat ini ada di pasaran, bersama dengan prostesis khusus, mereka dapat dibagi menjadi tiga kategori: prostesis terkait, implan resurfacing dan implan yang sesuai [3]

Selama prosedur TKR, dokter bedah akan menghilangkan tulang dan jaringan yang rusak dari bagian lutut dan menggantinya dengan implan buatan. Implan biasanya terbuat dari logam, plastik, atau keramik dan terdiri dari komponen yang menyatu dengan tulang asli dan memungkinkan sendi buatan bergerak dengan lancar. TKR bertujuan mengembalikan fungsi keselarasan sendi lutut secara normal[3], [4]. TKR adalah salah satu prosedur bedah ortopedi yang paling umum dilakukan dan telah membantu banyak orang mengurangi rasa sakit dan memperbaiki mobilitas lutut. Seperti dilihat pada Gambar 1, TKR ditanamkan dalam bentuk komponen femoralis metallic dan komponen tibia.



Gambar 1. Total Knee Replacement.

Setelah operasi, pasien akan menjalani proses pemulihan dan rehabilitasi yang meliputi latihan fisik, terapi fisik, dan penggunaan alat bantu seperti tongkat untuk membantu berjalan. Waktu pemulihan pasien bervariasi tergantung pada kondisi individu dan berbagai faktor lainnya. Namun kendala utama saat melakukan implementasi operasi bedah penggantian tulang lutut (TKR) adalah ketika ahli (dokter) bedah memilih desain implan standar yang tersedia di pasaran untuk dipasangkan ke pasien. Implan tulang komersial yang tersedia di pasaran kadang bentuk strukturnya berbeda dengan bentuk anatomi pasien karena diproduksi secara massal [4], [5]. Akibatnya bagian tulang pasien yang tidak sesuai struktur implan tulang lutut akan dipotong menggunakan serangkaian mekanisme pengangkatan tulang [5]. Selain itu, efek samping dari ketidaksesuaian antara tulang pasien dan tulang implan (TKR) akan mungkin memunculkan reaksi sakit saat pasca operasi. TKR memiliki risiko dan komplikasi, seperti infeksi, perdarahan, dan reaksi alergi terhadap bahan implan.

Untuk mengatasi permasalahan ketidaksesuaian antara tulang pasien dan tulang implan (TKR), para peneliti menggunakan salah satu metode yang disebut dengan rekonstruksi tulang lutut non kontak dengan metode rekayasa terbalik (*reverse engineering*). Rekayasa terbalik adalah ilmu generik multidisiplin dan hampir dapat diterapkan ke setiap bidang secara universal. Aplikasi utama dari rekayasa terbalik adalah untuk membuat kembali bayangan cermin dari bagian aslinya, mendekodekan mekanisme suatu fungsi, atau menelusuri kembali peristiwa dari apa yang terjadi [6]. Rekayasa terbalik adalah proses pemodelan dari data asli (yang sering didigitalkan dari objek) yang menghasilkan model geometris ringkas yang dapat diekspor ke paket CAD/CAM. Titik data didigitalkan dari produk, yang

mungkin telah dirancang sebelum ada CAD/CAM, diproduksi oleh pabrikan lain atau dibuat dengan tangan (tanpa desain CAD sama sekali) [7]. Penerapan rekayasa terbalik pada ortopedi, seperti implantasi lutut, pinggul, atau tulang belakang, sangat menantang, sebagian karena gerakan lutut, pinggul, atau tulang belakang yang kompleks. Fungsi yang tepat dari implan ini yang diproduksi dengan rekayasa terbalik mengharuskan implan tersebut menahan tekanan statistik multiaksial dan berbagai mode beban dinamis [6].

Dengan metode rekayasa terbalik, tulang pasien dipindai dengan perangkat non kontak kemudian dilakukan pemodelan dengan bantuan *Computer Aided Engineering* (CAD) menjadi bentuk model tulang lutut (tiga dimensi, 3D). Model tulang lutut 3D selanjutnya dibuat fisiknya menjadi produk implan tulang lutut (TKR) melalui serangkaian proses manufaktur. Penelitian tentang rekonstruksi tulang lutut menjadi TKR melalui *Reverse Engineering* telah dilakukan oleh beberapa peneliti. Mallesh dan Sanjay finit [8] melakukan rekonstruksi TKR menggunakan pemindaian *CT-image* dengan bantuan *software* MIMICS untuk menghasilkan model TKR. Devaraj dkk. [9] menggunakan metode pemindaian MRI pada tulang lutut untuk membuat model tulang lutut 3D. Berbeda dengan metode sebelumnya yang menggunakan pemindaian non kontak, Lin Y.P. dkk [10] menggunakan metode *probing* kontak dengan memanfaatkan mesin pengukur koordinat (CMM) untuk memindai tulang lutut pasien sehingga menghasilkan model tulang lutut 3D. Feni Setiawan [11] pada penelitiannya juga menggunakan pemindai X-Ray sebagai pendekatan desain yaitu pembentukan implan berdasarkan pada gambar 2D dari dua sisi scan lutut. Namun, penelitian menggunakan metode X-Ray memiliki kekurangan yaitu: a) Data foto rontgen

harus melakukan perubahan warna, kontras dan kecerahan agar garis batas geometri terlihat jelas; b) Sebelum melakukan pemodelan, diharapkan mengetahui titik-titik referensi tiap bidang geometri; c) Pemodelan geometri pada bagian kelengkungan harus diubah, karena kelengkungan yang didapat dari data foto *rontgen* setelah melakukan *wireframe sketch* hasilnya tidak halus. Berdasarkan beberapa kekurangan dari penelitian tersebut menyebabkan hasil pembentukan implan 3D dilakukan dengan menggunakan pendekatan (estimasi) sehingga tidak terjamin kesesuaiannya dengan bentuk tulang lutut pasien.

Pada penelitian ini **Pemodelan implan pengganti tulang lutut (TKR) 3D dengan metode rekayasa terbalik berbantuan pemindai TOMOGRAFI KOMPUTER dan *BOUNDARY SURFACE*** dapat digunakan untuk mendesain implan tulang lutut TKR yang sesuai dengan struktur tulang lutut pasien orang Indonesia. Bagaimanapun penggunaan pemindai tomografi komputer foto CT scan untuk rekonstruksi tulang lutut menjadi model TKR 3D belum dilakukan padahal metode pemindaian ini jauh lebih efisien dan akurat dibandingkan pemindaian dengan X-Ray. Pemindai tomografi komputer adalah mesin X-Ray, yang menggabungkan banyak gambar sinar-X dengan bantuan komputer untuk menghasilkan gambar dua atau tiga dimensi [12]. Selain itu, karena pemindaian tomografi CT scan termasuk jenis pemindai non kotak sehingga lutut pasien tidak perlu dibedah untuk merekonstruksinya. Sebagaimana diketahui bahwa tulang lutut implan TKR umumnya berasal dari produk impor sehingga umumnya bentuk dan ukurannya berbeda dengan struktur tulang orang Indonesia. Oleh karena itu penelitian ini sangat bermanfaat untuk mendapatkan implan tulang lutut TKR yang sesuai dengan struktur tulang lutut terkhusus pasien orang Indonesia.

1.2 Tujuan Penelitian

Tujuan yang hendak dicapai dalam penelitian ini yaitu:

- 1) Mengonstruksi ulang tulang lutut pasien menjadi model implan pengganti TKR 3D berbantuan pemindai Tomografi Komputer dan *Boundary Surface*.
- 2) Mendapatkan model 3D implan TKR dengan deviasi permukaan minimum < 1 mm terhadap geometri permukaan tulang lutut pasien.
- 3) Merekomendasikan struktur implan TKR yang sesuai dengan tulang lutut pasien kepada dokter bedah ortopedi.

1.3 Batasan Masalah

Batasan masalah pada penelitian ini adalah:

- 1) Penelitian menggunakan data sekunder hasil pemindaian tomografi CT-scan tulang lutut pasien.
- 2) Pengambilan sampel tulang lutut pasien dipindai dengan pemindaian tomografi CT-scan.
- 3) Pemodelan menggunakan metode rekayasa terbalik.
- 4) Perancangan bentuk 3D implan tulang lutut dengan bantuan perangkat lunak SolidWorks.
- 5) Pemodelan benda mengindahkan penggunaan material bahan.

1.4 Hipotesis

Pemodelan implant pengganti tulang lutut (TKR) 3D dengan metode rekayasa terbalik berbantuan pemindai tomografi komputer dan *boundary surface* merupakan cara yang cukup akurat dalam pembentukan implant 3D tulang lutut femur.

1.5 Sistematika Penulisan

Penulisan Tesis ini disusun menjadi lima bab dan dikelompokkan menjadi beberapa sub bab bacaan untuk dapat dipahami. Adapun sistematika penulisan sebagai berikut:

Bab 1 Pendahuluan

Bab 1 berisikan uraian latar belakang, tujuan, batasan masalah dan hipotesa serta sistematika penulisan.

Bab 2 Landasan Teori

Bab 2 berisikan teori dasar yang dikutip dari beberapa referensi buku, artikel dan jurnal yang berkaitan dengan penyusunan laporan tesis sebagai landasan teori pendukung penelitian ini.

Bab 3 Metodologi Penelitian

Bab 3 akan menjelaskan uraian analisis sistem menggunakan *flowchart* dan sistem pengambilan data baik langkah-langkah, alat dan bahan yang dilakukan untuk mencapai hasil yang diharapkan dalam penelitian ini. Menggunakan penjabaran secara satu persatu sistem konsep yang telah diusulkan sebelumnya.

Bab 4 Data dan Pembahasan

Bab 4 berisikan hasil dan analisis atas uraian hasil dan membahas yang diperoleh dari penelitian ini menggunakan metode yang telah diusulkan.

Bab 5 Penutup

Bab 5 berisikan uraian kesimpulan dari hasil dan pembahasan sekaligus memberikan saran berkaitan dengan analisis dan optimalisasi sistem berdasarkan uraian pada bab-bab sebelumnya untuk penyempurnaan penelitian selanjutnya.

Daftar Pustaka

Daftar pustaka berisikan literatur-literatur atau referensi yang diperoleh penulis baik berupa jurnal maupun artikel ternama sebagai pendukung penyusunan tesis ini.

Lampiran

Lampiran berisikan beberapa hal yang mendukung penelitian bak berupa foto, data gambar, perhitungan dan lain-lain sebagai bahan tambahan.

BAB 2. TINJAUAN PUSTAKA

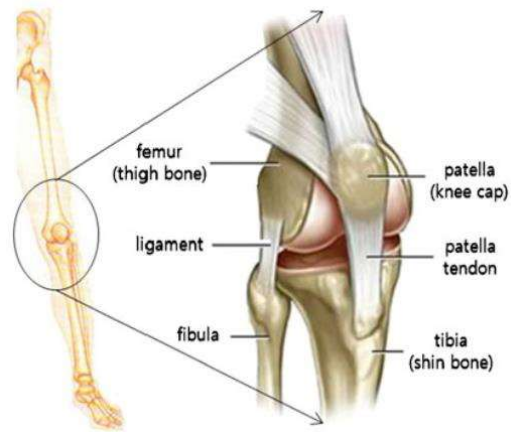
2.1 *Total Knee Replacement* (TKR)

Total Knee Replacement (TKR) adalah salah satu operasi paling umum dalam bedah ortopedi di seluruh dunia. Meskipun reputasi ilmiahnya sebagian besar berhasil, hanya 81% hingga 89% pasien yang puas dengan hasil akhirnya. TKR telah ditemukan untuk menghilangkan rasa sakit akibat osteoarthritis dan efektif dalam meningkatkan fungsi dan memulihkan kualitas hidup pasien [13]. Penggantian lutut total adalah salah satu prosedur paling sukses di semua bidang kedokteran. Penggantian Lutut Total (TKR) adalah salah satu kemajuan bedah ortopedi yang paling menguntungkan di abad ke-20. Ini banyak digunakan dalam pengobatan osteoarthritis dan rheumatoid arthritis sedang/berat [14].

Menurut Badan Penelitian dan Kualitas Kesehatan, pada tahun 2017, lebih dari 754.000 penggantian lutut dilakukan di Amerika Serikat [3]. Operasi *Total Knee Replacement* (TKR) adalah prosedur yang umum dilakukan dengan peningkatan kualitas hidup pasien yang baik. *National Joint Registry* (NJR) mencatat lebih dari 300.000 operasi TKR di Inggris antara 2017 dan 2019, dan tidak diragukan lagi jumlah ini akan terus meningkat [15].

Dalam tubuh manusia, sendi lutut adalah bagian kompleks yang menghubungkan tibia dan fibula oleh tulang paha. Sendi lutut terdiri dari tibia, fibula, femur, tulang kecil patela, bantalan menisci, otot, tulang rawan dan ligament [16]. Lutut terdiri dari ujung bawah tulang paha (femur), ujung atas tulang kering

(tibia), dan tempurung lutut (patella). Ujung ketiga tulang ini ditutupi dengan tulang rawan artikular, zat halus yang melindungi tulang dan memungkinkan mereka untuk bergerak dengan mudah di dalam sendi seperti ditunjukkan pada Gambar 2.



Gambar 2. Anatomi Normal Tulang Lutut Manusia [4]

Karena sendi lutut menanggung berat tubuh disaat duduk, berdiri atau memanjat sehingga sangat rentan terjadi cedera yang berakibat peradangan (rasa sakit) kronis atau Osteoarthritis [4]. Lutut menerima kekuatan kompresi karena aktivitas sehari-hari ini mencapai 4 kali lipat beban tubuh manusia dan selama latihan olahraga dapat mencapai 10 kali berat badan. Momen dan beban pada jaringan artikulasi sendi ini adalah penyebab nyeri pada lutut [17].

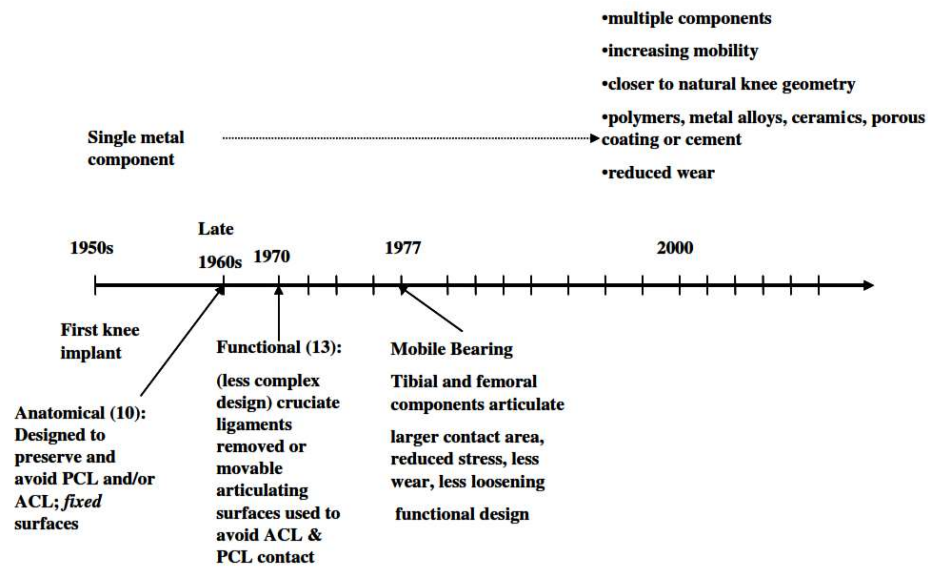
2.2 Implan Tulang Lutut

Desain implan pada *Total Knee Replacement* (TKR) sangat mempengaruhi fungsi pasca operasi. Namun, sedikit yang diketahui tentang bagaimana parameter desain implan mempengaruhi kinematika lutut aktif [18]. Ketidaksesuaian antara ukuran komponen prostetik dan struktur tulang telah dianggap sebagai penyebab potensial nyeri dan keterbatasan mobilitas pascaoperasi. Meskipun hasil yang baik

dicapai dengan penggantian lutut total (TKR), harapan dalam hal tidak adanya rasa sakit dan kembali sepenuhnya ke aktivitas sebelumnya tidak terpenuhi pada sebagian besar pasien (hingga 20%), dengan hasil tingkat ketidakpuasan yang tinggi [19].

Implan tulang lutut mulai dikembangkan oleh peneliti sejak akhir abad 19 dan terus disempurnakan sampai sekarang, lihat Gambar 3 [20]. Sekitar tahun 1950-an, Dr. DC McKeever membuat model awal *tibia plateau prosthesis* yang terdiri atas satu komponen metal. Waldius dan Guepar memperkenalkan desain tulang lutut yang memungkinkan implan tulang sendi dapat membengkok dan meregangkan gerakan sendi. Awal tahun 1960 hingga akhir 1970, desain implan tulang lutut mengalami kemajuan dimana desainnya lebih efektif dengan mempertimbangkan geomedik dan geometric implan lutut [21].

Pada tahun tersebut dikenalkan konsep desain pendekatan anatomi dan fungsi. Model anatomi didesain untuk mempertahankan dan menghindari cedera pada bagian *posterior cruciate ligament (PCL)* dan *anterior cruciate ligament (ACL)*. Namun, implan tulang lutut yang dikembangkan dalam periode tersebut memiliki tingkat kegagalan yang lebih tinggi dibandingkan dengan metode pengembangan implan tulang lutut modern saat ini, karena berbagai alasan. Dengan perkembangan kemajuan ilmu teknologi khususnya *Computer Aided Design (CAD)* dan didukung keterampilan dokter dan insinyur sehingga implan tulang lutut mampu dibuat semirip dan mendekati bentuk tulang lutut sesungguhnya, serta dapat mensimulasikan pergerakan sendi tulang lutut yang baik tanpa resiko saat menggunakan implan tulang lutut.



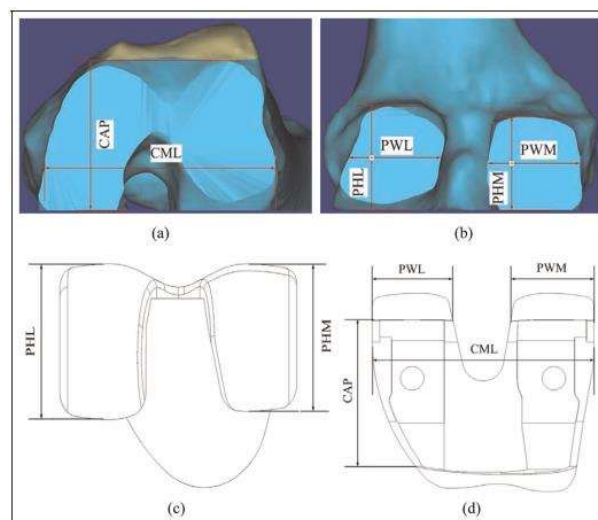
Gambar 3. Sejarah Perkembangan Implan Lutut [20].

Pada penelitian ini, implan tulang lutut yang dirancang adalah *Total Knee Replacement* (TKR) yang tidak berengsel dimana gerakannya meniru gerak normal fisiologis tulang lutut manusia (ekstensi-fleksi, varus-valgus, rotasi), lihat Gambar 4. Implan tulang lutut ini terdiri atas tiga bagian yaitu (1) *metal tibia baseplate*, (2) sisipan *polyethylene*, dan (3) *metal bicondylar femoral*.



Gambar 4. Implan Tidak Berengsel dengan Menggunakan Metal Tibia Baseplate, Sisipan Polyethylene dan Metal Bicondylar Femoral [4].

Pada penelitiannya, Kwak, dkk. mengungkapkan bahwa fase TKR yang paling kritis adalah pilihan ukuran, posisi, dan orientasi komponen prostesis sendi lutut, dengan mempertimbangkan fitur anatomi pasien. Oleh karena itu, kesesuaian geometrik antara sendi lutut manusia dan implan sendi lutut merupakan salah satu faktor terpenting. Selain itu, penelitian mengenai kesesuaian geometrik sendi lutut juga bertujuan untuk menentukan nilai parameter *dimension parameter values* (DPV) sendi lutut untuk merancang implan sendi lutut pasien. [22].



Gambar 5. Parameter Dimensi. (a) dan (b) Reseksi Model Femur Distal, dan (c) dan (d) Ukuran Geometris Terkait Bagian Femoral [22]

Dari penelitian tersebut diperoleh data pengujian parameter ukuran lutut dengan menggunakan 88 subjek sendi lutut yang diperoleh dari 44 laki-laki Korea tanpa kelainan atau kelainan bawaan. Usia rata-rata adalah 50,3 tahun (dari 21 hingga 60 tahun). Tinggi rata-rata adalah 166 cm dan panjang tibia rata-rata adalah 33,0 cm.

Kelompok ukuran	CML	PWL	PHL	PWM	PHM	TOPI
1	65.0-67.0	20.0-21.0	24.0-25.5	22.7-23.6	24.4-25.5	40.2-41.6
2	67.0-69.0	21.0-22.0	25.5-27.0	23.6-24.5	25.5-26.6	41.6-43.0
3	69.0-71.0	22.0-23.0	27.0-28.5	24.5-25.4	26.6-27.7	43.0-44.4
4	71.0-73.0	23.0-24.0	28.5-30.0	25.4-26.3	27.7-28.8	44.4-45.8
5	73.0-75.0	24.0-25.0	30.0-31.5	26.3-27.2	28.8-29.9	45.8-47.2
6	75.0-77.0	25.0-26.0	31.5-33.0	27.2-28.1	29.9-31.0	47.2-48.6
7	77.0-79.0	26.0-27.0	33.0-34.5	28.1-29.0	31.0-32.1	48.6-50.0
8	79.0-81.0	28.0-29.0	34.5-36.0	29.0-29.9	32.1-33.2	50.0-51.4
9	81.0-83.0	29.0-30.0	36.0-37.5	29.9-30.8	33.2-34.3	51.4-52.8

CML: panjang mediolateral, PWL: lebar kondilus posterior lateral, PHL: tinggi kondilus posterior lateral, PWM: lebar kondilus posterior medial, PHM: tinggi kondilus posterior medial, CAP: panjang anteroposterior.

Gambar 6. Tabulasi Interval nilai Distribusi Parameter Enam Dimensi CML, PWL, PHL, PWM, PHM, CAP (mm).

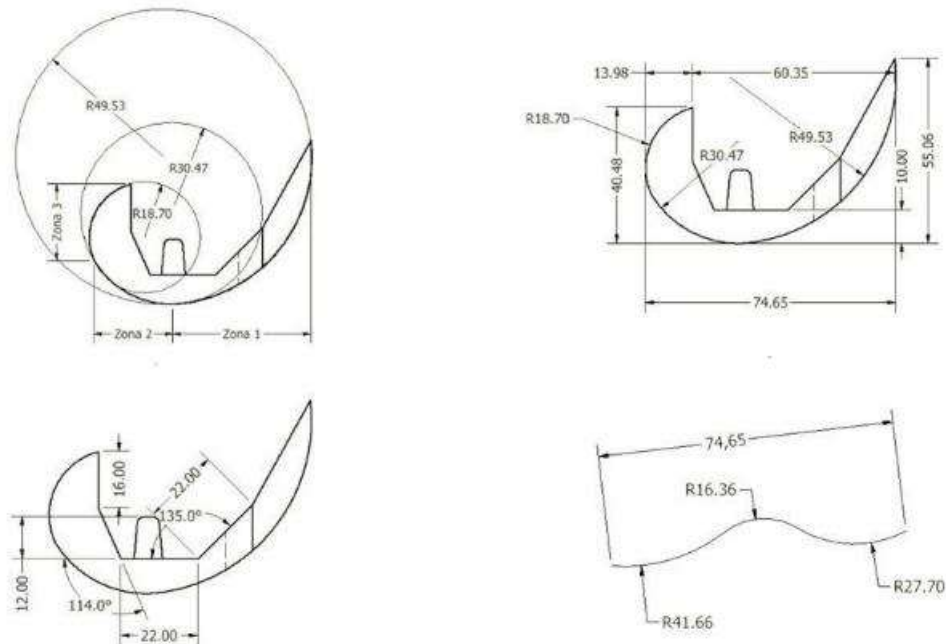
Beat Schmutz, dkk. pada penelitiannya menyatakan model generik yang direkonstruksi dari kontur rata-rata enam femur mayat divalidasi dengan membandingkan geometri permukaannya secara titik ke titik dengan model referensi yang direkonstruksi menggunakan CT-scan. Kesalahan rata-rata berkisar antara 0,99 mm hingga 2,5 mm dan sesuai dengan penilaian kualitatif terhadap model-model tersebut. [23].

Femur number	Min error (mm)	Max error (mm)	Mean error (mm)
1	0.07	6.09	1.54
2	0.07	8.55	2.52
3	0.02	4.29	0.99
4	0.04	9.64	1.74
5	0.04	4.37	1.17
6	0.04	7.73	1.49
7	0.07	10.43	2.21
8	0.08	5.45	1.36
9	0.05	3.95	1.14

Gambar 7. Tabulasi Nilai *Error* Antara Model Femur Dan Model Implan Generik (mm).

Feni Setiawan dalam penelitiannya menyatakan bahwa bentuk dan ukuran tulang lutut femur yang digunakan untuk membuat tulang lutut implan haruslah akurat dan sesuai dengan anatomi tulang lutut pasien. Parameter geometri dalam

pembentukan model 3D diperoleh dari data sekunder hasil X-ray yang digambar ulang.

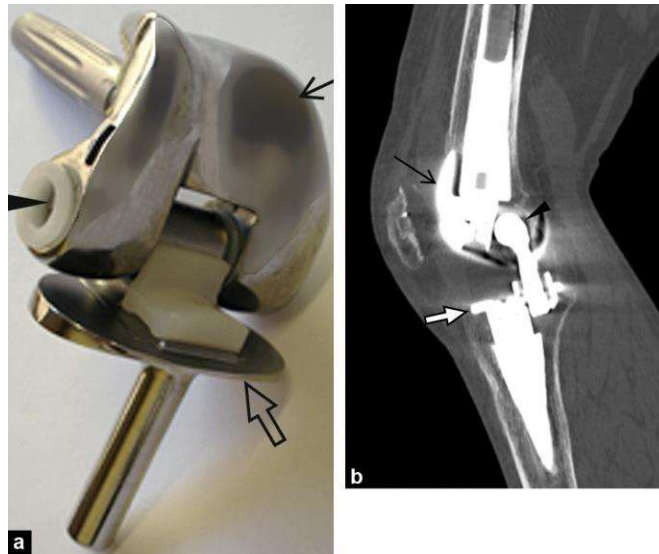


Gambar 8. Parameter Dimensi (2D) Tulang Lutut Femur dari Hasil X-Ray. [11]

Ciri utama yang membedakan antara berbagai jenis implan adalah tidak adanya hubungan fisik antara komponen femoralis dan tibialis. Oleh karena itu ada dua kelompok utama implan, implan yang dibatasi atau berengsel (*Constrained implants*) dan implan tidak berengsel (*Non-constrained implants*) [24].

2.2.1 Implan terbatas atau berengsel (*Constrained implants*)

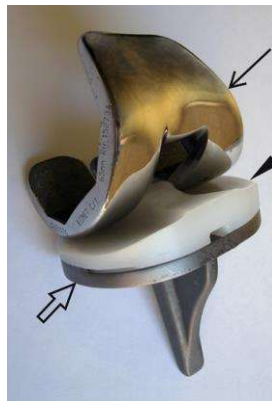
Implan berengsel ini digunakan untuk pasien dengan ligamen lutut yang rusak parah. Femur dan tibia dihubungkan bersama melalui mekanisme engsel pada bidang horizontal yang memungkinkan gerakan fleksi-ekstensi.



Gambar 9. Implan Terbatas (Berengsel); a). Model implan; b). Gambar CT Tampak Samping [24]

2.2.2 Implant Tidak Berengsel (*Non-constrained implants*)

Implan ini dirancang untuk menirukan gerakan normal fisiologis lutut manusia (ekstensi-fleksi, varus-valgus, rotasi).



Gambar 10. Implan Tidak Berengsel (Non-Constrained Implants) dengan Menggunakan Metal Tibia Baseplate (panah bayangan), Sisipan Polyethylene (kepala panah), Metal Bicondylar Femoral (panah hitam) [24]

Gambar 10 menerangkan bentuk implan tidak berengsel dengan mengikuti bentuk tulang manusia. Pemasangan implan ini dengan cara menanamkan

implan ke tulang lutut dan memotong sebagian tulang sesuai bentuk implan. Komponen ini mengandalkan stabilitas ligament pasien untuk bergerak. Berdasarkan jumlah kompartemen yang diganti, implan lutut *non-constrained* dapat diklasifikasikan lebih lanjut menjadi implan satu kompartemen (*intounicompartmental implants*), implan dua kompartemen (*bicompartmental implants*), dan implan lutut tiga kompartemen (*tricompartmental implants* atau *total knee implants*).

- a. Implan satu kompartemen (*intounicompartmental implants*) yaitu penggantian pada salah satu bagian antara bagian patella (*patellofemoral implants*) atau bagian tibiafemur (*tibia-femoral unicompartemental implants*).
- b. Implan dua kompartemen (*bicompartmental implants*) yaitu yaitu penggantian pada bagian tibialis medial dan femoralis diganti bersamaan dengan tetap mempertahankan bagian patella.
- c. Implan lutut tiga kompartemen (*tricompartmental implants* atau *total knee implants*) yaitu penggantian pada seluruh bagian yaitu tibia-femoral dan patellofemoral.

2.3 *Computer Tomography (CT Scans)*

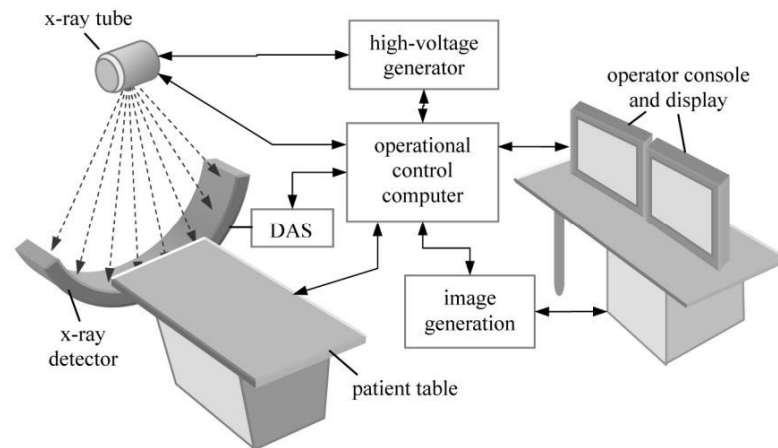
Kata "tomografi" berasal dari bahasa Yunani kuno, di mana "tomos" berarti potongan atau irisan, dan "graphein" berarti menulis atau merekam. Jadi, secara harfiah, "tomografi" berarti merekam potongan atau irisan dari suatu objek. Dalam radiografi konvensional, volume tubuh manusia tiga dimensi (3D) dikompresi sepanjang arah sinar x menjadi gambar dua dimensi (2D) [25].

Teknik rekonstruksi gambar dari proyeksi telah dilakukan sejak tahun 1940 tanpa menggunakan teknologi komputer modern. Dalam sebuah paten yang diberikan kepada Gabriel Frank pada tahun 1940, menggambarkan ide dasar tomografi saat ini. Paten tersebut mencakup gambar peralatan untuk membentuk sinogram (representasi data pengukuran sebagai sampel linier terhadap sampel tampilan) dan teknik proyeksi balik optik untuk merekonstruksi gambar. Proyeksi balik secara kasar dapat digambarkan sebagai proses di mana intensitas sampel didistribusikan secara merata di sepanjang jalur yang membentuk sampel [26].

Dua puluh satu tahun kemudian, William H. Oldendorf, seorang ahli saraf Amerika dari Los Angeles, melakukan serangkaian eksperimen berdasarkan prinsip yang serupa yang kemudian digunakan dalam CT. Oldendorf (1961) mengeksplorasi prinsip *CT-scans* dengan peralatan menggunakan satu sumber. Terlepas dari upaya awal ini, CT tetap tidak dieksploitasi untuk pencitraan klinis sampai 1972 dari unit CT transmisi sinar-X pertama yang tersedia secara komersial yang dirancang oleh Godfrey Hounsfield khusus untuk studi kepala manusia (Thomas dkk., 1992). Kemudian, Ledley dkk. (1974) mengumumkan pengembangan *CT-scans* seluruh tubuh [12].

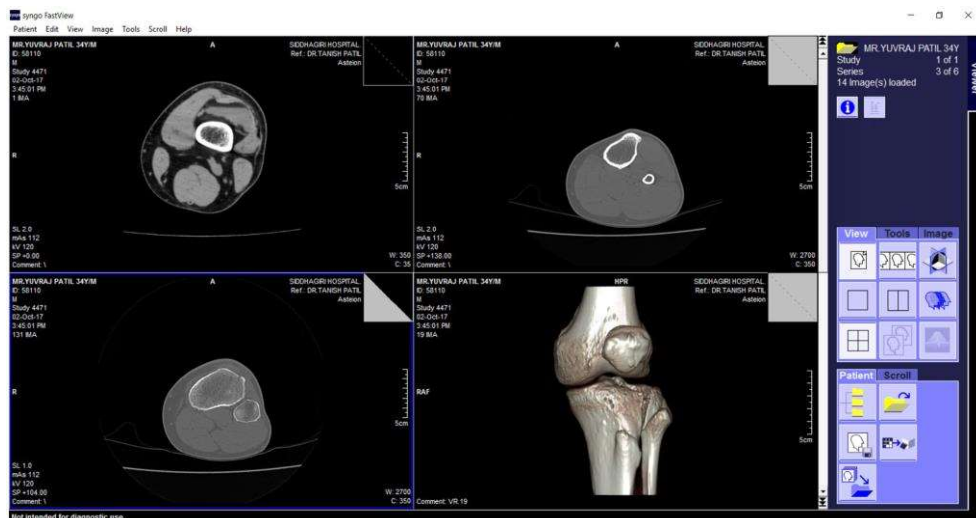
Pemindaian Tomografi (CT) adalah proses pencitraan sinar-X tanpa rasa sakit yang membutuhkan paparan area tubuh tanpa bergerak di bawah sistem pemindaian. Sistem *CT-scan* menggabungkan data dari beberapa sinar-X untuk menghasilkan gambar detail struktur jaringan keras di dalam tubuh. Seperti pada Gambar 11, *CT-scan* memancarkan serangkaian sinar sempit ke segala arah di seluruh area tubuh yang perlu dipindai. Sistem pemindaian ini menggunakan

kombinasi yang diproses komputer dari banyak sinar-X dengan sudut yang berbeda pada area tertentu yang perlu dipindai.



Gambar 11. Blok Diagram Sistem CT-scan [27].

Hasil pemindaian dan pemrosesan komputer menghasilkan file gambar 2D dalam format DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) [27].



Gambar 12. Sendi Lutut Yang Dipindai Dalam Perangkat Lunak Penampil DICOM [27].

Dalam konteks medis, tomografi merujuk pada teknik pengambilan gambar menggunakan sinar-X atau sumber radiasi lainnya untuk merekam serangkaian potongan atau irisan dari organ atau jaringan tubuh. Potongan-potongan ini kemudian digunakan untuk membangun gambar tiga dimensi dari area yang diamati, sehingga memungkinkan dokter untuk melihat struktur tubuh secara lebih detail dan mendeteksi masalah medis seperti tumor atau kerusakan jaringan.

2.4 Metode *Reverse Engineering*

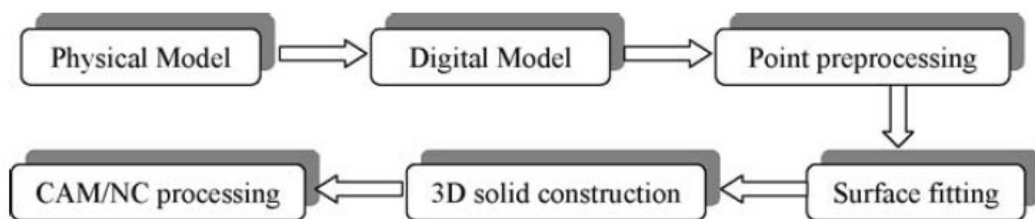
Reverse engineering (RE) adalah proses pengukuran, analisis, dan pengujian untuk merekonstruksi bentuk gambaran suatu objek. *Reverse engineering* berfokus pada penilaian dan analisis untuk menemukan kembali bagian asli, melengkapi kendala realistis dengan solusi rekayasa alternatif. Rekayasa terbalik adalah proses *reinvention* dari atas ke bawah, sedangkan desain mesin adalah proses pembuatan dari bawah ke atas [6].

Reverse engineering (RE) adalah cabang penting dari desain mekanik dan bidang aplikasi manufaktur, dan teknik ini telah diakui secara luas sebagai langkah penting dalam siklus desain produk. Dalam bidang manufaktur konvensional, urutan pengerjaan biasanya dimulai dari desain produk menggunakan desain berbantuan komputer (CAD), dan diakhiri dengan proses pemesinan yang diperlukan untuk mengubah bahan mentah menjadi produk jadi. Berbeda dengan urutan manufaktur konvensional ini, *reverse engineering* merupakan pendekatan untuk desain baru produk yang tidak memiliki model CAD [10].

Rekonstruksi model digital dari data terukur telah menjadi tujuan jangka panjang ilmu teknik dan komputer secara umum dan proses ini disebut *Reverse engineering* (RE) yang bertujuan untuk menghasilkan permukaan matematis 3D

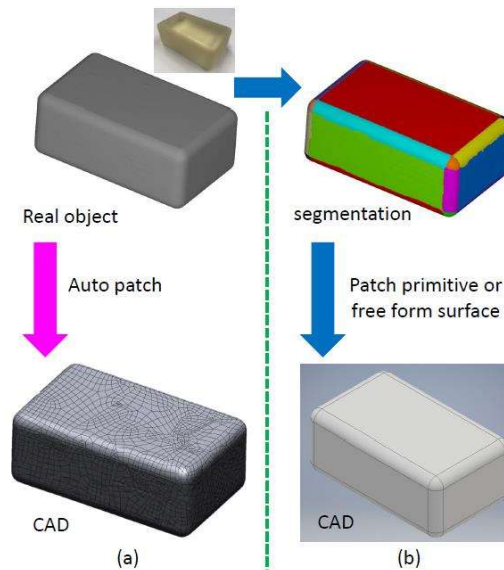
dan fitur geometris fisik. *Reverse engineering* (RE) terbukti sangat berguna, antara lain di bidang otomotif dan medis, di mana digitalisasi model bagian tubuh manusia biasanya dilakukan menggunakan tanah liat [28].

Ilustrasi proses *Reverse Engineering* dapat dilihat dalam Gambar 13. Dengan metode ini, tulang pasien dipindai dengan perangkat kontak atau non kontak kemudian dibentuk kembali (rekonstruksi) dengan bantuan *Computer Aided Engineering* (CAD) menjadi bentuk model tulang lutut (tiga dimensi, 3D). Model tulang lutut 3D selanjutnya dibuat fisiknya menjadi produk implan tulang lutut (TKR) melalui serangkaian proses manufaktur.



Gambar 13. Ilustrasi Proses *Reverse Engineering* [10].

Rekayasa terbalik ini sangat penting untuk manufaktur industri karena data CAD disebut sebagai "data master", dan berguna untuk desain ulang atau analisis dari produk yang ada. Umumnya, dalam rekayasa terbalik, model CAD dapat dihasilkan dengan (a) penambalan otomatis atau (b) penambalan permukaan primitif atau bentuk bebas ke setiap wilayah setelah segmentasi [29], seperti yang ditunjukkan pada Gambar 14.



Gambar 14. Proses Pemodelan Rekayasa Terbalik: (a) auto patch process dan (b) Bentuk Bebas Setelah Segmentasi [29].

Teknologi rekonstruksi tulang lutut pasien dengan metode Rekayasa terbalik (*Reverse Engineering*) populer digunakan oleh peneliti untuk mengatasi permasalahan ketidaksesuaian antara tulang pasien dan tulang implan (TKR). Khoo L.P., dkk. [30] melakukan penelitian rekonstruksi *prosthesis* tulang lutut dengan metode *Reverse Engineering*. Dalam penelitian ini, model *prosthesis* tulang lutut diukur koordinatnya menggunakan CNC-CMM (*CNC-coordinate measuring machine*) yang terhubung dengan *software* CATIA sehingga didapatkan model CAD *prosthesis* tulang lutut berbentuk titik-titik yang dibatasi oleh kurva. Selanjutnya dilakukan pemodelan parametrik dengan menggunakan program FORTRAN untuk mengolah data tulang lutut berbentuk titik-titik sehingga didapatkan *surface generation* serta menghasilkan model *prosthesis* tulang lutut.

Lin Y.P., dkk. [10] menggunakan metode probing kontak untuk mengukur koordinat tulang lutut asli pasien yang dibedah dengan memanfaatkan mesin pengukur koordinat (CMM). Digitalisasi permukaan tulang lutut didapatkan

dengan memanfaatkan *probing* kontak sehingga didapatkan titik-titik model tulang lutut untuk selanjutnya dilakukan tahapan penyambungan antar titik sehingga menghasilkan *solid construction* 3D dari tulang lutut pasien. Kekurangan dari metode pemindaian dengan *probing* kontak yaitu benda objek kontak yaitu tulang lutut asli pasien perlu dibedah dan ditempelkan menggunakan *probing* kontak. Sehingga hal ini akan berakibat pada fisiologis pasien dan dipandang kurang efektif pada proses TKR.

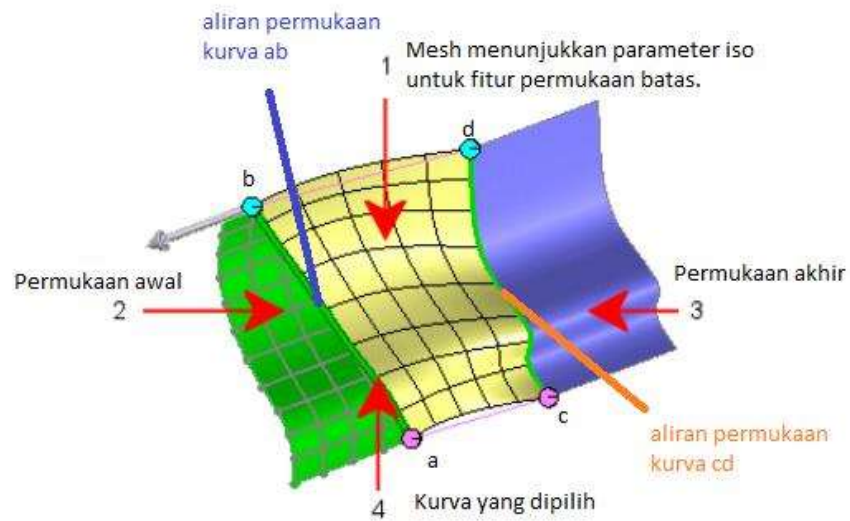
Mallesh dan Sanjay J.T [8] melakukan *modeling* pada tulang lutut pasien menggunakan pemindaian CT image menggunakan *software* MIMICS untuk menghasilkan model tulang lutut 3D. Gambar hasil pemindaian CT dimasukkan kedalam menu Software MIMICS untuk menghasilkan gambar tulang lutut coronal dan sagittal secara otomatis. Struktur tulang lutut 3D terlihat jelas sehingga dapat diukur tiap bagian dari tulang lutut. Oleh karenanya, *prosthetic* sendi lutut dapat direkonstruksi menggunakan *software* CAD. Model CAD *prosthetic* tulang lutut dianalisis tegangannya melalui metode Finite Element Analysis (FEA) dan diperoleh hasil yaitu tingkat tegangan pada antarmuka tibia terhadap komponen femoral semakin rendah apabila sagittal radius meningkat.

Devaraj dkk. [9] juga melakukan analisis tegangan pada model tulang lutut dengan FEA. Model tulang lutut diperoleh melalui pemindaian MRI dan direkonstruksi dengan *software* Mimics Researcher V18.0. Hasil analisis FEA didapatkan nilai *maximum equivalent stress* dan *maximum compressive stress* terletak pada bagian *posterior* tulang rawan femoralis dengan nilai masing adalah 3 MPa dan 3.5 Mpa.

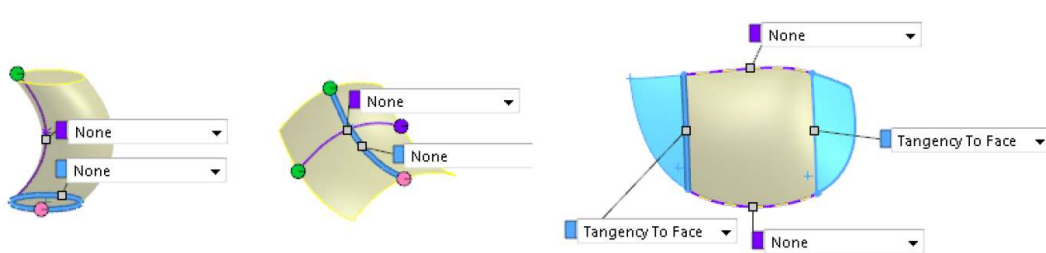
A.R. Balwan dan V.D. Shinde [31] menggunakan metode pembentukan model tulang lutut 3D dari file Digital Imaging and Communication in Medical (DICOM), yang diperoleh dari CT scan. Tujuan penelitian yang dilakukan adalah untuk membentuk prosedur untuk menghasilkan model padat 3D dari lutut manusia untuk digunakan dalam perencanaan pra operasi yang sedang berlangsung. Model padat 3D dari ujung tulang paha dan tibialis dibuat mendekati lutut manusia. Dalam proses pembuatan model 3D ini menggunakan perangkat lunak konversi data open source untuk mengubah file DICOM ke model Stereo-Lithography (STL) yang kemudian dilanjutkan menggunakan Perangkat lunak Solidworks untuk menghasilkan model padat 3D dari data yang dipindai. Model lutut 3D ini digunakan untuk penyesuaian implan lutut sesuai dengan bagian lutut aktual yang rusak atau dimensi yang diperlukan.

2.5 Metode *Boundary Surface*

Boundary surface merupakan bagian dari pengerjaan fitur *Surface*. *Surface* dibangun di atas kurva, baik dari teori maupun aspek pemodelan. *Surface* dapat didefinisikan sebagai lembaran planar atau nonplanar tipis yang tidak memiliki ketebalan [32]. *Boundary surface* adalah salah satu fitur pada perangkat lunak SolidWorks yang digunakan untuk membuat permukaan yang kompleks atau tidak teratur. Fitur ini memungkinkan pembuatan permukaan objek tiga dimensi dengan mengatur beberapa kurva atau tepi di sekitar objek [33].



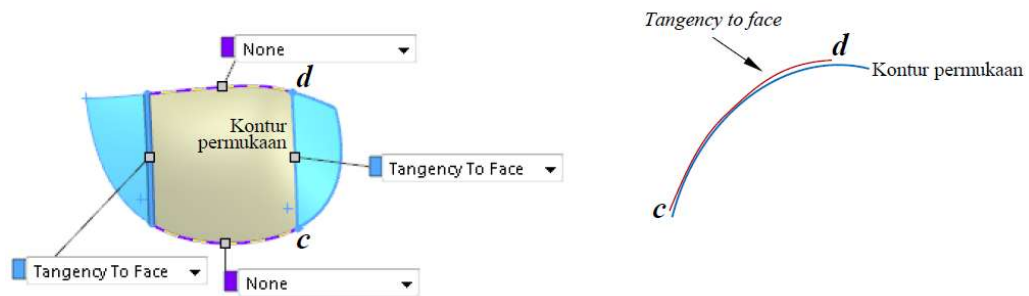
Gambar 15. Fitur Boundary Surface [33].



Gambar 16. Penerapan Metode *Boundary Surface*.

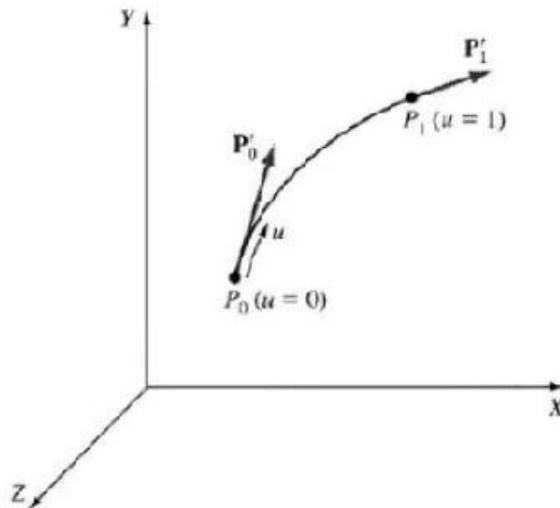
Metode *Boundary Surface* umumnya digunakan pada profil permukaan termasuk profil melengkung, lihat Gambar 16, sehingga dimungkinkan untuk diaplikasikan pada permukaan tulang lutut femur yang topologinya sebagian besar melengkung. Konsep dasar metode ini adalah dengan *boundary surface* dimungkinkan untuk membuat permukaan yang dapat bersinggungan atau melengkung terus menerus di kedua arah (semua sisi permukaan). Seperti dilustrasikan dalam Gambar 15, permukaan abdc (1) dapat dibentuk dengan mensejajarkan permukaan batas agar sesuai dengan aliran permukaan kurva yang dipilih. Ini dapat diartikan bahwa permukaan batas yang pertama dipilih (kurva ab) harus sejajar atau mengikuti aliran

permukaan kurva ab. Begitupun untuk permukaan batas terakhir (kurva cd) harus sejajar dengan aliran permukaan kurva cd. Supaya permukaan batas sejajar dengan permukaan kurva maka pendekatan *tangency to face* yang dipilih.



Gambar 17. Pendekatan *Tangency to Face*.

Pendekatan *tangency to face* dapat diilustrasikan dalam Gambar 17. Garis kurva cd dilukis dengan *Spline Curve* pada kontur permukaan. Seperti terlihat dalam gambar itu, garis kurva cd belum sejajar atau belum mengikuti aliran permukaan. Supaya garis kurva mengikuti kontur permukaan maka fungsi *tangency to face* dari aplikasi CAD (Solidworks) digunakan. Penggambaran kurva melengkung pada suatu permukaan dapat dilakukan dengan pendekatan *Spline Curve* [34]. Pendekatan ini didefinisikan dengan kurva yang melewati titik data dan didekati dengan persamaan *Spline Curve* sebagai berikut [34].



Gambar 18. Prinsip metode *Boundary Surface* [34].

$$P(u) = \sum_{i=0}^3 c_i u^i \quad 0 \leq u \leq 1 \quad (1)$$

$P(u)$ adalah titik sepanjang kurva sebagai fungsi dari parameter u (lihat Gambar 18). C_i adalah koefisien persamaan *Spline* (polinomial). Persamaan ini dapat ditulis dalam bentuk skalar dengan persamaan sebagai berikut.

$$\begin{aligned} x(u) &= c_{3x}u^3 + c_{2x}u^2 + c_{1x}u + c_{0x} \\ y(u) &= c_{3y}u^3 + c_{2y}u^2 + c_{1y}u + c_{0y} \\ z(u) &= c_{3z}u^3 + c_{2z}u^2 + c_{1z}u + c_{0z} \end{aligned} \quad (2)$$

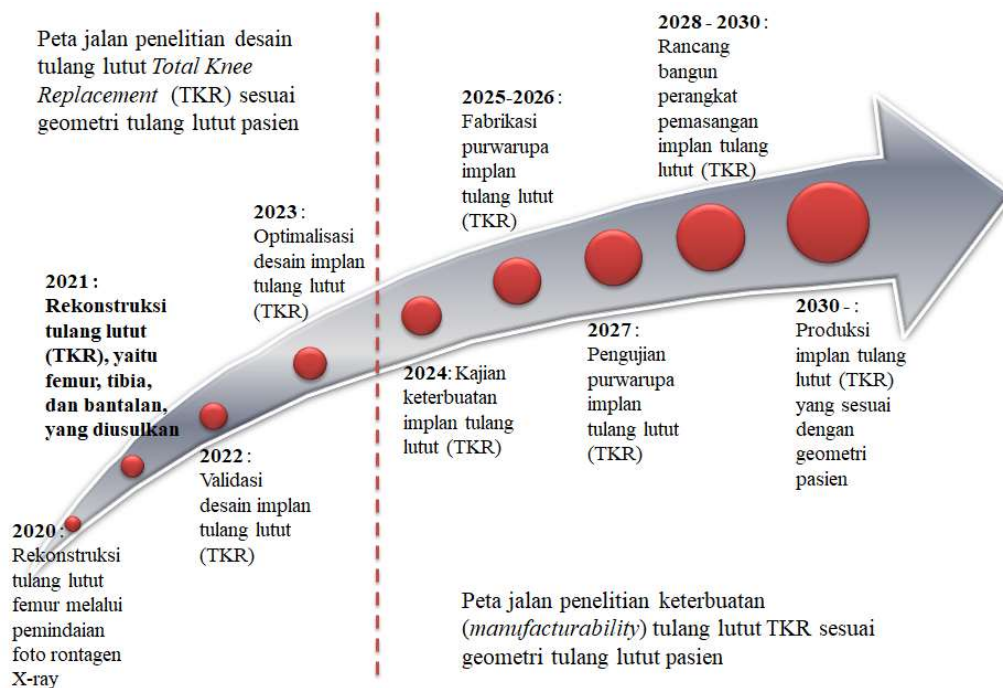
kurva melengkung dibutuhkan vektor tangen $P'(u)$, lihat Gambar 18. Vektor tangen setiap titik kurva dapat dihitung dengan menurunkan persamaan polinomial (pers. 1) terhadap parameter sumbu (u), sehingga persamaan vektor tangen sebagai fungsi dari u ditentukan sebagai berikut.

$$P'(u) = \sum_{i=0}^3 c_i i u^{i-1} \quad 0 \leq u \leq 1 \quad (3)$$

Untuk menentukan titik sepanjang kurva maka kondisi batas harus dimasukkan dalam persamaan 1 dan 2.

2.6 Peta Jalan Penelitian

Peta Jalan (*Roadmap*) Penelitian pengusul dapat dilihat pada Gambar 19, dimana menggambarkan periodisasi penelitian yang dimulai dari penelitian yang diusulkan sampai keberlanjutan penelitian ini. Peta jalan penelitian untuk mendapatkan implan tulang lutut *Total Knee Replacement* (TKR) yang sesuai dengan geometri tulang lutut pasien terdiri dari dua bagian. Pertama adalah penelitian yang fokus untuk merancang (desain) implan tulang lutut TKR. Sedangkan yang kedua adalah penelitian tentang keterbuatan (*manufacturability*) dari desain implan tulang lutut TKR. Penelitian awal tentang pemodelan implan pengganti tulang lutut (TKR) 3D dengan metode rekayasa terbalik berbantuan pemindai tomografi komputer dan *boundary surface* telah dan sedang dilakukan.



Gambar 19. Peta Jalan Penelitian

Penelitian pendahuluan telah mendapatkan bentuk dasar geometri tulang lutut femur berupa garis yang dihubungkan dari titik-titik hasil pemindaian dengan foto rontgen X-ray [11]. Bentuk geometri garis tulang lutut Femur sebagai dasar untuk merekonstruksi menjadi desain implan tulang lutut tiga dimensi (3D) masih belum presisi dan perlu pengembangan lebih lanjut. Selain itu, masih ada bagian dari TKR yang belum direkonstruksi yaitu tulang lutut tibia dan bantalannya. Oleh karena itu, penelitian yang diusulkan ini adalah kelanjutan dari rekonstruksi tulang lutut secara total (*Total Knee Replacement*, TKR) yang meliputi komponen femur, tibia, dan bantalannya, dimana tahapan penelitiannya dapat dilihat pada Metodologi Penelitian.

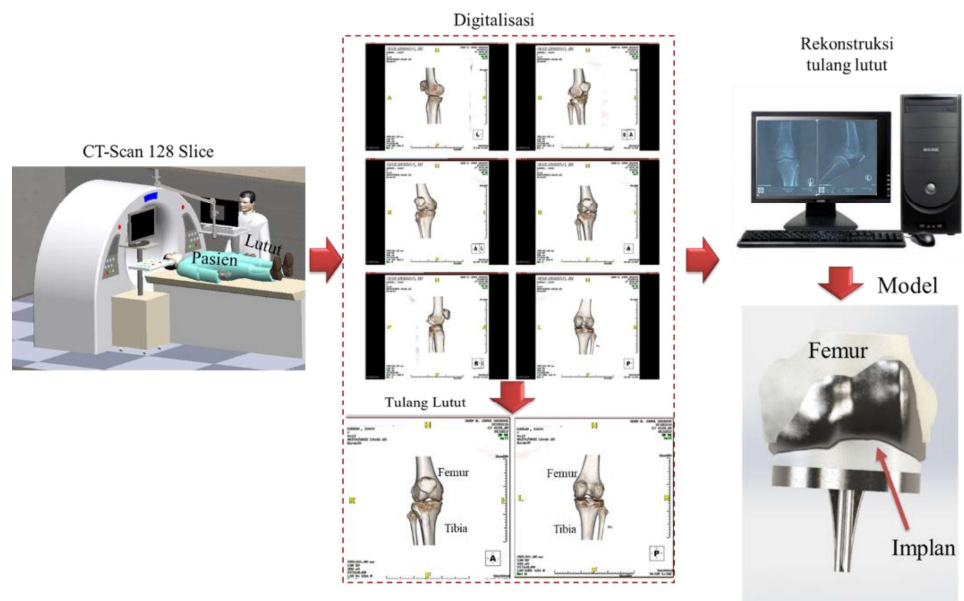
Untuk mewujudkan penelitian desain tulang lutut TKR yang sesuai dengan geometri tulang lutut pasien, maka beberapa penelitian lanjutan perlu dilakukan. Pertama, validasi desain implan tulang lutut TKR. Validasi dilakukan dengan studi

komparasi bentuk dan geometri antara desain yang telah dibuat dengan desain produk sejenis yang telah dikembangkan oleh peneliti dan produsen implan tulang lutut TKR. Kedua, penelitian optimalisasi desain implan tulang lutut TKR. Penelitian ini dilakukan untuk mendapatkan bentuk dan geometri implan tulang lutut TKR melalui simulasi komputer.

Setelah desain tulang lutut TKR terwujud, maka penelitian selanjutnya adalah tahapan penelitian untuk memproduksi implan tulang lutut TKR yang sesuai geometri tulang lutut pasien. Tahapan pertama adalah penelitian tentang kajian keterbuan atau *manufacturability* implan tulang lutut TKR. Kajian keterbuan implan ini meliputi beberapa alternatif proses manufaktur yaitu proses pemesinan dan *additive manufacturing (3D printing)*. Tahapan selanjutnya adalah fabrikasi purwarupa implan tulang lutut TKR berdasarkan kajian keterbuanannya. Sebelum masuk pada tahapan produksi, purwarupa implan tulang lutut TKR harus diuji baik secara biomekanis dan medis.

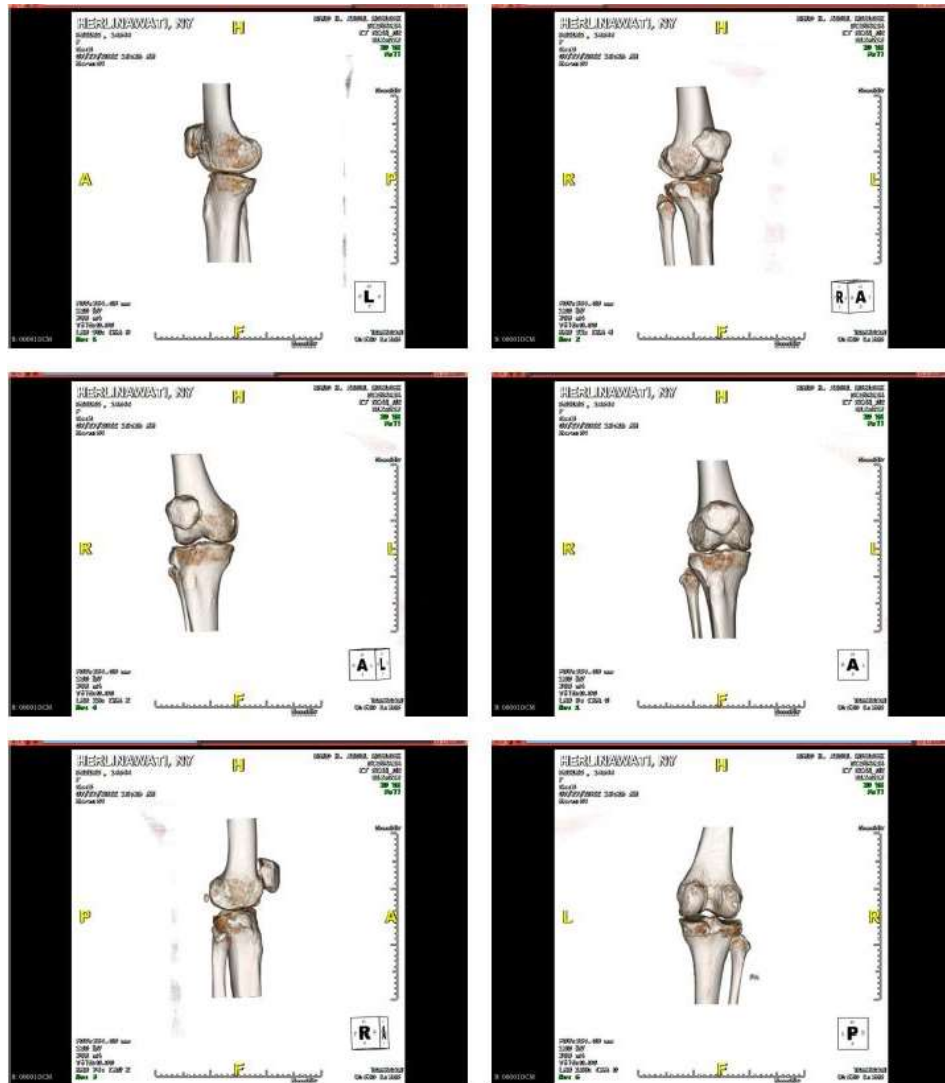
3.1.1 Pengambilan Sampel Tulang Lutut Pasien

Untuk mendapatkan bentuk sendi tulang lutut 3D sebagai dasar pembentukan implan TKR maka alat pemindai yang digunakan adalah Computer Tomograph (CT) Scan 128 Slice.



Gambar 21. Konsep Pengambilan Sampel Tulang Lutut Pasien Menjadi Model Implan Tulang Lutut 3D.

Seperti diilustrasikan dalam Gambar 21, rekonstruksi tulang lutut femur dimulai dengan memindai tulang lutut pasien menggunakan perangkat CT Scan. Dalam penelitian ini, obyek tulang lutut yang dipindai adalah fokus bagian tulang lutut kanan (Femur dan Tibia) seorang pasien perempuan berusia 51 tahun. Hasil pemindaian tulang lutut yang berformat file Dicom (dcm) selanjutnya diubah menjadi file dengan ekstensi “.stl” atau “.obj” agar dapat dianalisis citranya. File tulang lutut yang sudah diubah selanjutnya direkonstruksi untuk membuat model Implan Tulang Lutut (TKR) yang sesuai dengan anatomi tulang lutut pasien dengan perangkat lunak atau *software* aplikasi Computer Aided Design (CAD).



Gambar 22. File DICOM Hasil *CT-scan* Tulang Lutut Pasien.

3.1.2 Pendapat Ahli (*Expert Judgement*) Ortopaedi

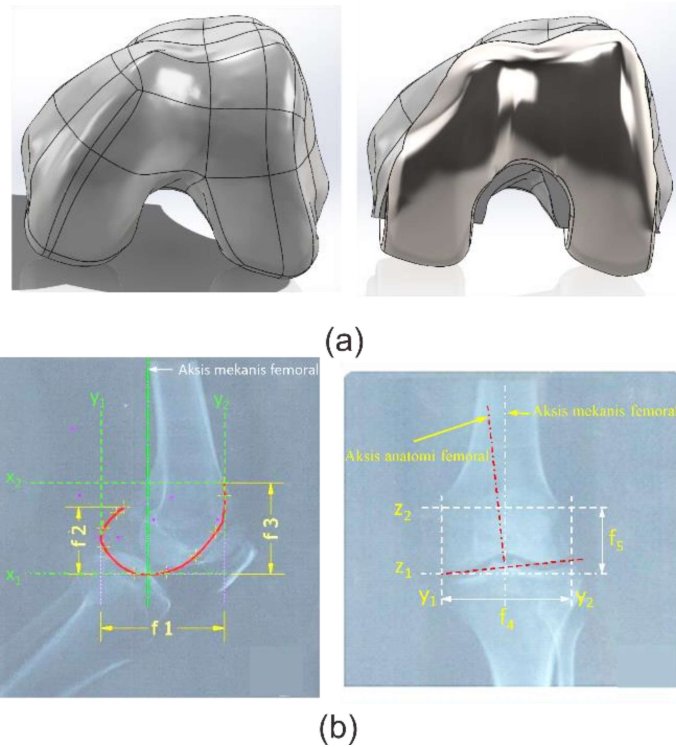
Sebelum mendesain implan tulang lutut TKR, diskusi panel atau wawancara mendalam (*deep interview*) dengan ahli ortopaedi perlu dilakukan untuk mendapatkan informasi desain. Pendapat ahli ini meliputi informasi tentang produk standar TKR.

3.1.3 Pembuatan Model Implan Tulang Lutut 3D

Implan Tulang Lutut (TKR) mempunyai bentuk yang rumit dan perlu dirancang bangun sesuai dengan anatomi tulang lutut pasien. Teknologi *Reverse Engineering* (RE) dapat digunakan untuk merancang bangun ulang (rekonstruksi) objek tulang lutut dengan menggunakan peralatan pemindai dan mengkonversi objek ke dalam bentuk 3D tulang lutut. Pembuatan model implant tulang lutut 3D dilakukan dengan beberapa tahapan pengolahan citra sampel tulang lutut pasien. Tahapan awal ialah merekonstruksi tulang femur yang nantinya akan dijadikan acuan pembuatan implan bantalan dan tibia dari tulang lutut.

3.1.4 Validasi Model Implan Tulang Lutut 3D

Validasi dilakukan untuk mengetahui akurasi bentuk dan ukuran model implant tulang lutut yang dirancang dengan menggunakan metode analisis deviasi antara kesesuaian bentuk permukaan implan 3D dengan permukaan model tulang femur pasien. Validasi selanjutnya adalah melakukan validasi parameter kesesuaian tulang lutut pasien dengan implan tulang lutut 3D yang akan dibuat berdasarkan geometri tampak samping dan depan model tulang lutut pasien.



Gambar 23. (a) Acuan Validasi Dengan Analisis Deviasi Model Implan Femur 3D dengan Sampel Tulang Femur Pasien; (b) Valiasi Parameter Kritis Implan Tulang Lutut.

3.2 Waktu dan Tempat Penelitian

Penelitian dilaksanakan pada bulan Oktober 2022 sampai selesai. Pada penelitian ini, untuk mendapatkan bentuk sendi tulang lutut 3D sebagai dasar pembentukan implan TKR maka alat pemindai yang digunakan adalah *Computer Tomograph (CT) Scan 128 Slice*. Laboratorium Proses Produksi Jurusan Teknik Mesin Universitas Lampung digunakan sebagai tempat proses modeling Implan Tulang Lutut (TKR) yang sesuai dengan anatomi tulang lutut pasien dengan perangkat lunak atau *software* aplikasi *Computer Aided Design (CAD)*.

3.3 Alat dan Bahan Penelitian

Adapun alat dan bahan yang digunakan yaitu:

3.1.1 Benda Objek Penelitian

Berdasarkan metode rekayasa terbalik atau mundur, lihat Gambar 19, implan tulang lutut TKR dibuat mengikuti bentuk dan geometri tulang lutut pasien sehingga pas saat dipasang pada sendi lutut pasien. Oleh karena itu, tulang lutut pasien harus dipindai dengan alat pemindai. Pada penelitian terdahulu [rekayasa], alat Radiografi X-Ray digunakan untuk memindai tulang lutut pasien. Hanya saja, obyek tulang lutut femur yang dipindai terbatas pada penampakan samping dan depan. Sedangkan bentuk dan geometri penampang implan ditentukan berdasarkan kostumisasi implan komersial yang belum tentu sesuai dengan bentuk dan geometri sendi tulang lutut pasien. Pada penelitian ini, untuk mendapatkan bentuk sendi tulang lutut 3D sebagai dasar pembentukan implan TKR maka alat pemindai yang digunakan adalah Computer Tomograph (CT) Scan 128 Slice.

3.1.2 *Software* Pemodelan dan Pengolahan Data

Dalam mendukung proses pembuatan pemodelan implant tulang lutut, peneliti menggunakan beberapa perangkat lunak (*software*) CAD, yaitu:

a. 3D Slicer

Software pemodelan pertama yang digunakan adalah 3D Slicer versi 5.2.1. *Software* 3D Slicer 5.2.1. digunakan untuk mengubah file tipe DICOM menjadi file dengan tipe .stl. Gambar 24 menunjukkan *Software* 3D Slicer 5.2.1 yang digunakan dalam tahapan awal pemodelan ini.



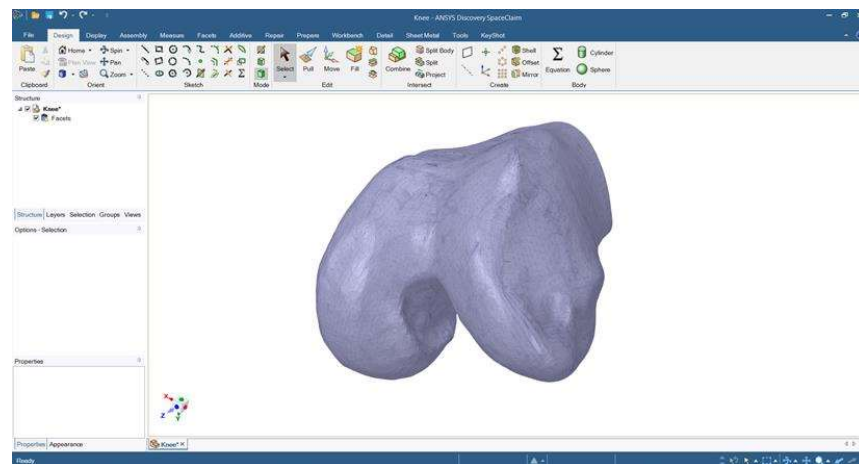
Gambar 24. *Software* 3D Slicer 5.2.1.

Software 3D Slicer mempunyai *tool* yang mudah dipakai dan dipelajari secara mudah, oleh karena itu proses pengubahan data DICOM menjadi .stl lebih mudah dilakukan. Hasil pemindaian tulang lutut yang berformat file Dicom (dcm) diubah menjadi file dengan ekstensi stl. atau obj. agar dapat dianalisis citranya. Untuk mengubah file DICOM menjadi format .stl menggunakan bantuan perangkat lunak 3D Slicer, pertama buka program tersebut. Selanjutnya, impor data DICOM dengan memilih menu "*Data*" dan "*Add Data*", lalu pilih folder dengan file DICOM yang ingin diubah. Setelah selesai, pilih modul "*Export to files*", pilih format .stl, tentukan direktori penyimpanan, dan klik "*Save*" untuk mengonversi data DICOM menjadi format .stl.

Hasil pemindaian organ tulang lutut pasien berupa gambar 3D yang diperoleh dari hasil CT-*scan* memiliki citra dan bentuk yang masih belum baik kualitas citranya. Untuk melakukan perbaikan citra tulang lutut pasien maka digunakan fitur SpaceClaim dari perangkat lunak Ansys Discovery SpaceClaim dan Solidworks.

b. Ansys Discovery SpaceClaim

Software pemodelan berikutnya yang digunakan adalah Ansys Discovery SpaceClaim versi trial tahun 2019. Ansys Discovery SpaceClaim merupakan *software* dari Ansys yang dikhususkan untuk memproses file .STL, .OBJ dan masih banyak lagi yang berhubungan dengan permukaan *meshing* hasil dari pemindaian 3D. Fitur Facets dan AutoFix pada *software* ini mudah dipelajari dan memberikan hasil citra model yang baik. Gambar 25 berikut ini menunjukkan *Software* Ansys Discovery SpaceClaim.

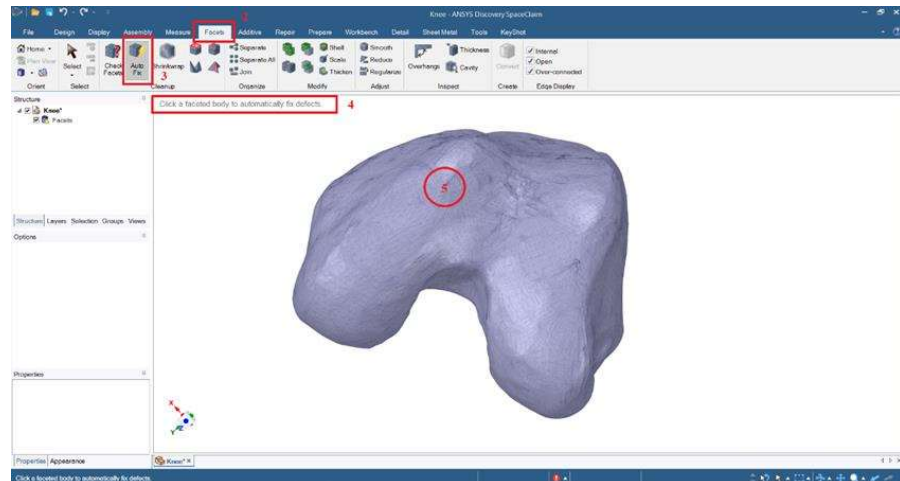


Gambar 25. *Software* Ansys Discovery SpaceClaim.

Langkah proses perbaikan citra tulang lutut femur berdasarkan alur perbaikan sebagai berikut:

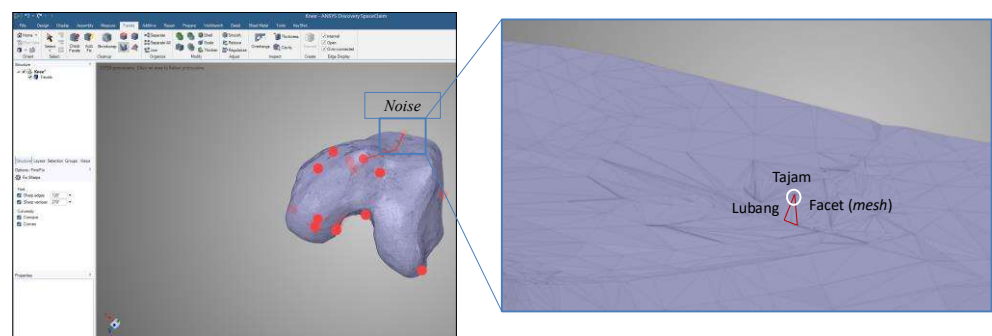
a. Perbaikan Permukaan Citra Tulang Lutut

Pertama buka file *CT-scan* menggunakan Ansys Discovery SpaceClaim. Selanjutnya perbaiki citra permukaan hasil *CT-scan* secara otomatis dengan menggunakan fitur Facets, AutoFix.



Gambar 26. Perbaikan Permukaan Citra Tulang Lutut.

Proses perbaikan citra tulang lutut femur selanjutnya adalah penghilangan noise, yaitu menghilangkan titik-titik awan dari model yang disebabkan oleh *fixturing* atau objek lingkungan lain yang tidak diinginkan. Untuk menghilangkan *noise*, perangkat lunak Ansys Discovery SpaceClaim dengan fitur *facet* yang digunakan. Model tulang femur yang akan diperbaiki permukaannya dari *noise* dapat dilihat pada Gambar 27.

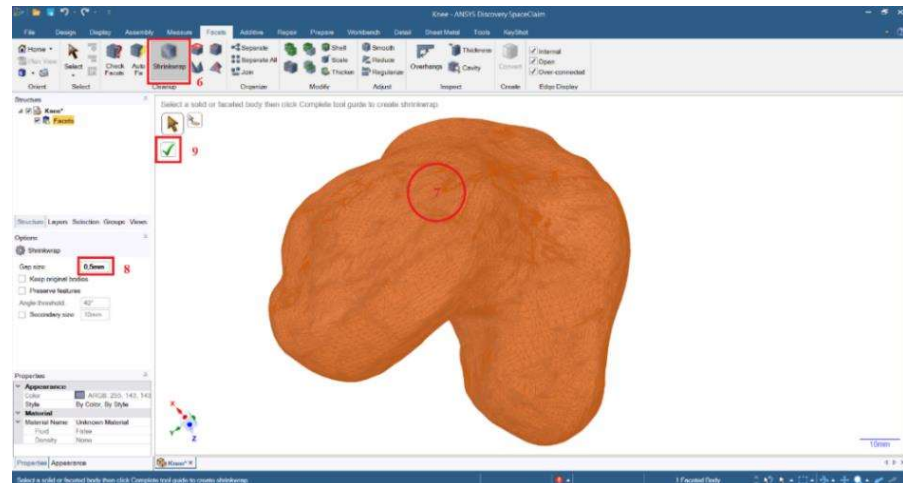


Gambar 27. Noise Pada Permukaan Model Tulang Lutut Femur.

Seperti terlihat dalam Gambar 27, ada beberapa tanda merah menunjukkan adanya *noise* pada permukaan berupa lubang dengan sudut permukaan yang tajam sehingga permukaan model tulang femur tidak halus. *Noise* ini dapat diperbaiki dengan memecah permukaan model tulang femur menjadi facet-facet segitiga (*mesh*) yang lebih kecil. facet-facet segitiga (*mesh*) yang direkomendasikan untuk pembuatan model 3D tubuh manusia ialah facet segitiga berukuran sekitar 1 mm untuk *human body* [35].

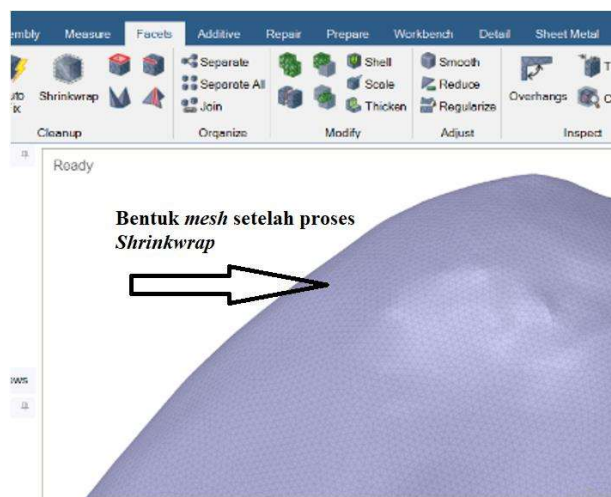
b. Pembentukan Ukuran *Mesh*

Selanjutnya, tahapan yang dilakukan adalah mendefinisikan model dalam bentuk *mesh*. *Mesh* adalah suatu model matematika yang terdiri dari titik-titik, garis-garis, dan permukaan yang membentuk suatu struktur jaringan (*network*) atau kerangka (*framework*) dalam tiga dimensi. Langkah proses yang dilakukan adalah membentuk mesh dengan fitur *Facets*, *Shrinkwrap* lalu masukkan ukuran celah (*Gap Size*) sebesar 0,5mm. *Gap Size* adalah ukuran atau jarak antara dua permukaan atau benda yang berdekatan dalam hal ini adalah jarak antar *mesh* yang terbentuk.



Gambar 28. Langkah *Meshing* Model Tulang Lutut.

Setelah proses pembentukan *mesh* dengan menggunakan fitur *Shrinkwrap* selesai dilakukan, maka akan diperoleh hasil pencitraan antar *mesh* yang saling terhubung.

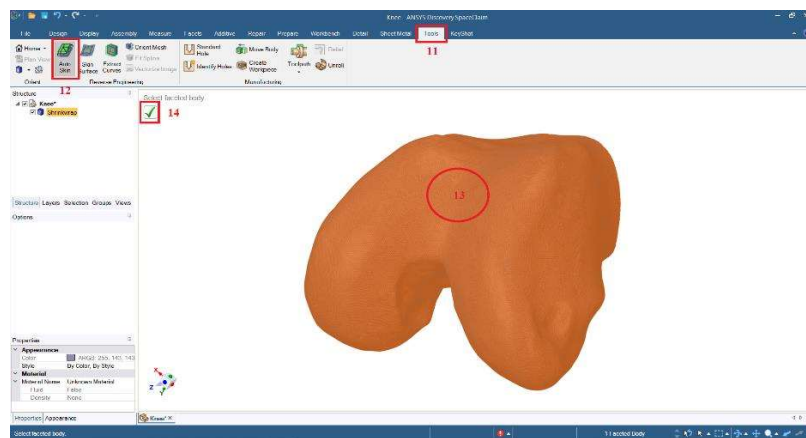


Gambar 29. Pencitraan Antar *Mesh* yang Saling Terhubung.

c. Penyederhanaan *Mesh*

Penyederhanaan *mesh* dilakukan untuk mengurangi kompleksitas geometri dari model 3D. Hal ini dilakukan untuk beberapa alasan, seperti:

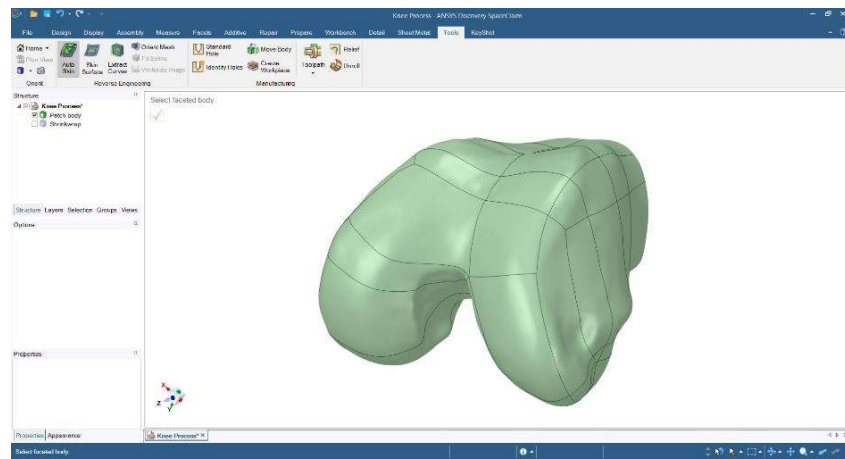
- 1) Mengurangi jumlah polygon, *mesh* yang terlalu kompleks dengan jumlah poligon yang besar dapat membuat proses komputasi menjadi lambat dan sulit untuk memprosesnya.
- 2) Mengoptimalkan kinerja, *mesh* yang sederhana akan memungkinkan aplikasi 3D untuk berjalan lebih lancar dan lebih cepat.
- 3) Memperkecil ukuran file, dengan mengurangi jumlah polygon *mesh*, ukuran file *mesh* dapat diperkecil sehingga dapat diunggah dan diunduh lebih cepat.
- 4) Meningkatkan kualitas *rendering*, dengan menyederhanakan *mesh* kualitas *rendering* dapat ditingkatkan karena lebih mudah untuk menangani bayangan, cahaya, dan tekstur.



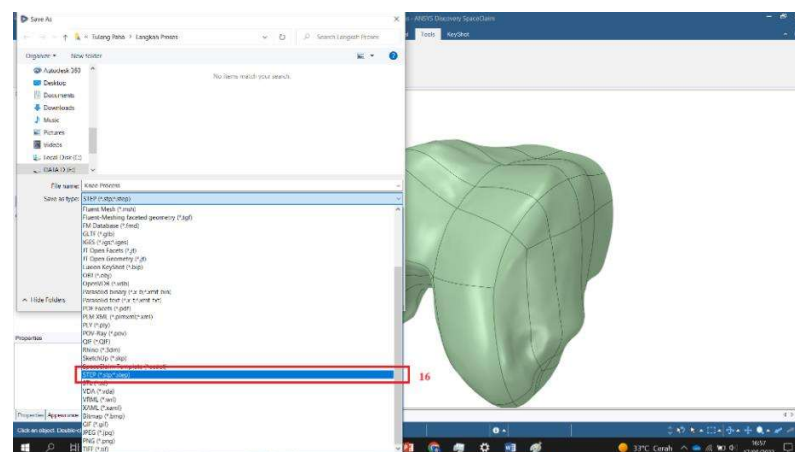
Gambar 30. Penyederhanaan *Mesh* dengan Fitur Auto Skin.

d. Konversi file tipe STEP

Setelah proses *Auto Skin* pada tahap penyederhanaan *meshing* dilakukan, tahapan selanjutnya ialah pengonversian file menjadi tipe “step”. Tujuan pengubahan ini ialah agar data model 3D tulang lutut dapat diolah menggunakan perangkat lunak Solidworks.



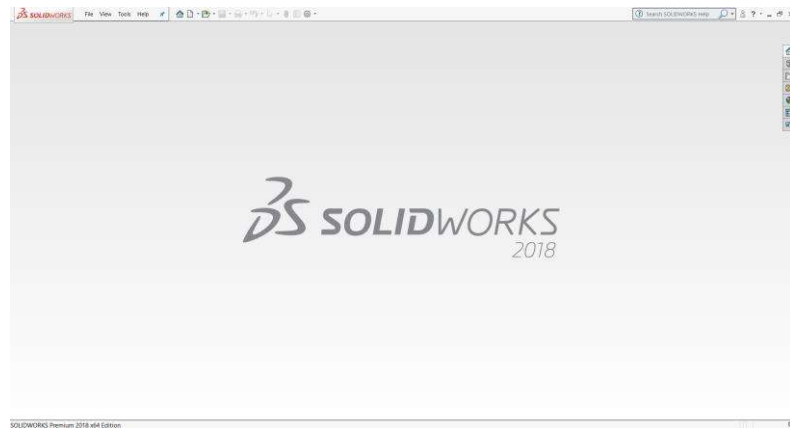
Gambar 31. File hasil Penyederhanaan *Meshing*.



Gambar 32. Tahapan Konversi Menjadi File STEP.

c. Solidworks

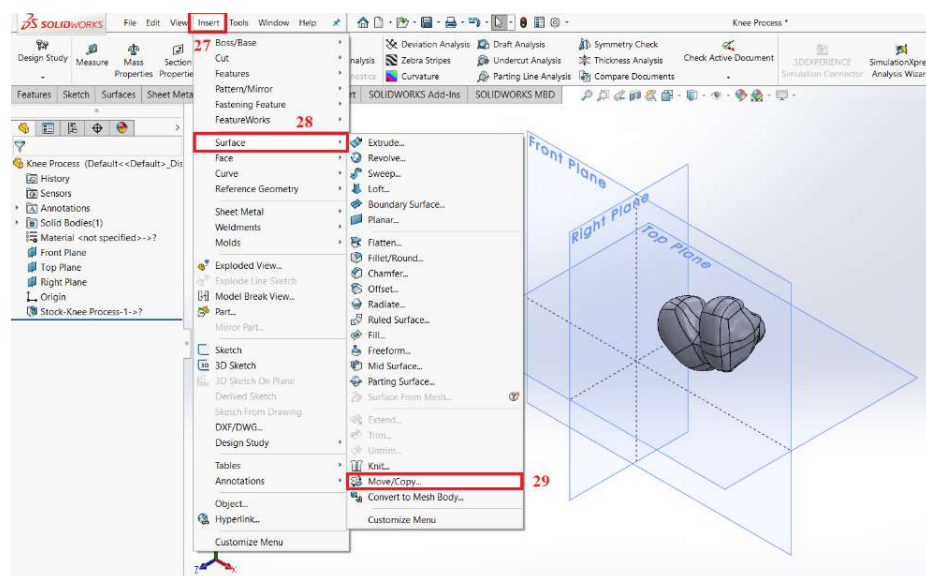
Software selanjutnya yang digunakan adalah *software* Solidworks Premium versi trial tahun 2018. Solidworks merupakan salah satu *Software* CAD/CAE dari Dassault System yang digunakan dalam merekayasa bentuk-bentuk baik dua dimensi (2D) maupun tiga dimensi (3D). Targetnya adalah *software* ini dapat membantu dalam pemodelan femur 3D yang telah diperbaiki citra permukaannya berdasar dari hasil pengolahan *software* Ansys Discovery SpaceClaim.



Gambar 33. Tampilan Utama *Software* Solidrowks Premium Versi Premium versi trial tahun 2018.

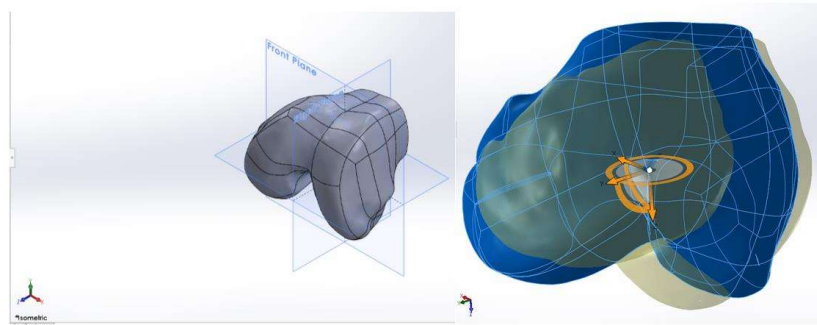
Selanjutnya, dengan menggunakan Solidworks model femur yang telah diperbaiki citra permukaannya dilakukan tahapan penyelarasan (*align*). Penyelarasan (*align*) model, yaitu menyelaraskan model agar bertepatan dengan titik origin dan dan bidang global (koordinat sumbu). Ini membantu dalam penyelarasan model yang biasanya sulit menjadi lebih mudah. Model yang didapat dari *scan* biasanya tidak sesuai dengan *plane* atau bidang kerja yang sudah tersedia pada aplikasi CAD yang digunakan

yaitu Solidworks. Gambar 34 memperlihatkan model tulang lutut femur terlihat keluar dari perpotongan antara 3 (tiga) sumbu bidang kerja (X, Y, dan Z). Hal ini akan menyulitkan ketika akan melakukan *offsetting* atau jenis pekerjaan yang melibatkan bidang kerja sebagai referensinya. Oleh karena itu model tulang femur perlu digeser ke titik perpotongan antara 3 (tiga) sumbu bidang tersebut.

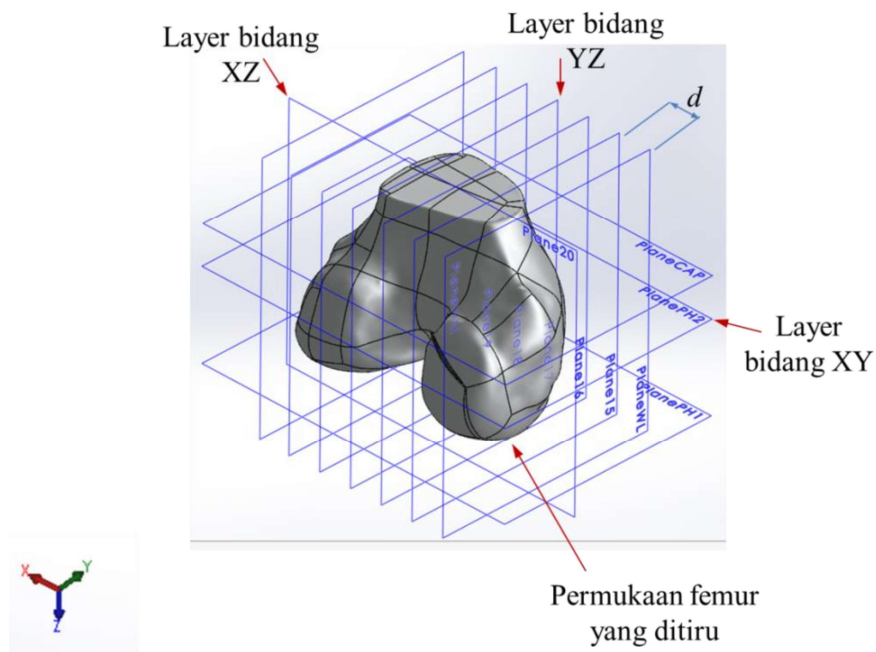


Gambar 34. Model Tulang Lutut Femur Keluar dari Perpotongan Antara 3 (tiga) Sumbu Bidang Kerja (X, Y, dan Z).

Hasil penyelarasan sumbu bidang kerja dapat dilihat pada Gambar 35. Dengan penyelarasan model ini maka akan memudahkan dalam proses desain implan tulang lutut, seperti *offsetting* parameter, *offsetting* bidang kerja/*plane*, dan sketsa bentuk.



Gambar 35. Orientasi Model Tulang Lutut Femur yang Selaras Dengan Perpotongan Antara 3 (tiga) Sumbu Bidang Kerja (X, Y, dan Z).



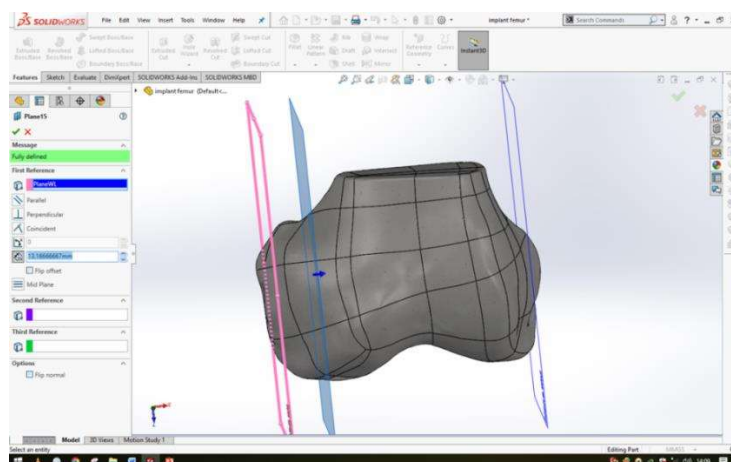
Gambar 36. Bidang Penggambaran Pola Permukaan Tulang Femur.

Peniruan kontur permukaan tulang lutut pasien pada kontur permukaan implan femur dilakukan dengan menggambar bentuk pola tulang femur setiap sumbu bidang. Bidang (sumbu XY, XZ, dan YZ) tempat penggambaran pola tulang femur diperlihatkan dalam Gambar 36. Penggambaran pola tulang femur dalam arah sumbu X (bidang YZ) dilakukan setiap *layer* bidang kerja dengan jarak antar lapisan (*layer*), “*d*”

sedekat mungkin untuk meningkatkan kesesuaian kontur antara permukaan tulang femur dan implannya. Langkah-langkah pemodelan tulang lutut femur pasien menjadi implannya dengan menggunakan aplikasi CAD (Solidworks) diuraikan berikut ini.

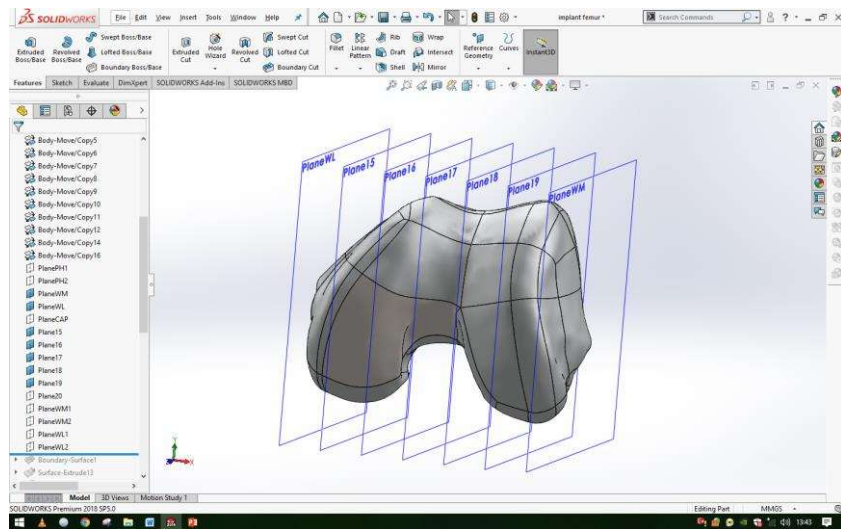
1) Pola Permukaan Tulang Femur Bidang YZ

Tahap awal peniruan kontur ini dilakukan pada bidang YZ. Pada bidang YZ, model tulang femur dibagi menjadi beberapa bidang dengan menetapkan jarak antar *layer* sebesar “*d*”. Untuk menduplikasi *layer* pada bidang YZ, gunakan fitur *ReferenceGeometry*, lalu pilih bidang kerja (*plane*) yang akan di *offset*. Jarak bidang kerja ditentukan yaitu dengan menggunakan pendekatan parameter ukuran geometris femoral distal yang berkisar 79 mm. Jumlah geometri bidang yang dibentuk adalah sejumlah 6 bidang, maka jarak “*d*” dapat ditentukan dengan membagi jarak geometris femoral distal dengan banyaknya bidang sehingga diperoleh “*d*” sebesar 13,167mm.



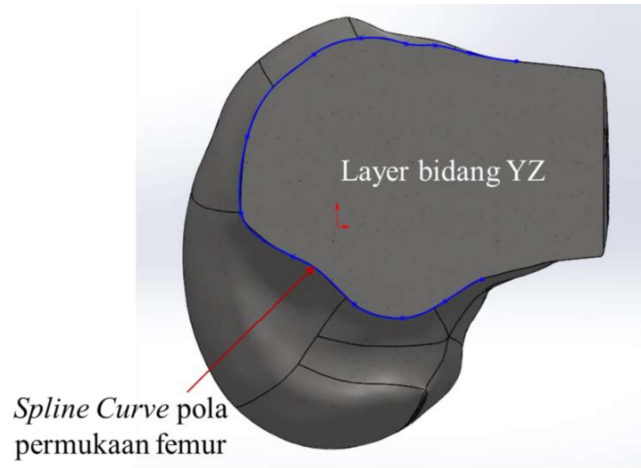
Gambar 37. Offset Bidang Kerja Bidang YZ.

Ulangi tahapan ini dengan menggunakan setiap *layer plane* yang dibentuk dengan metode *offset* menjadi *ReferenceGeometry* hingga model tulang femur terpolakan dalam beberapa bidang kerja seperti pada gambar 38 berikut.



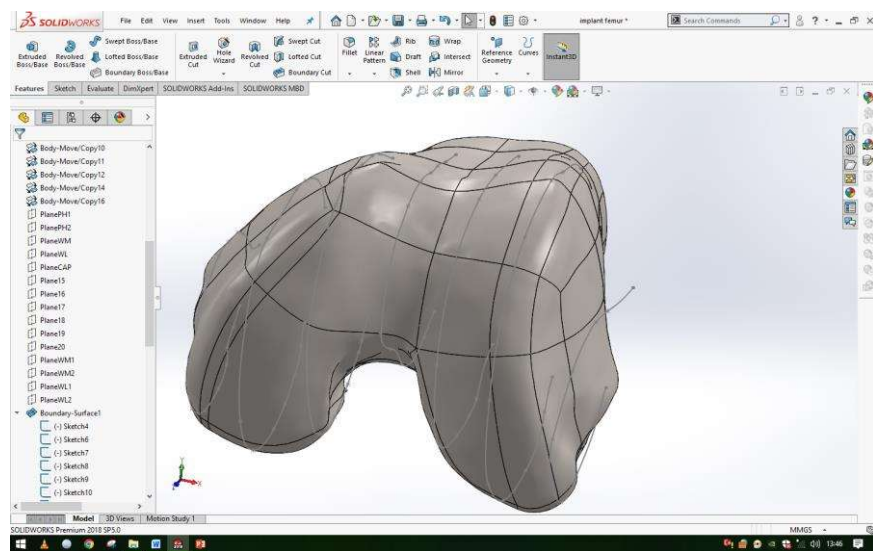
Gambar 38. Bidang Kerja (*Plane*) hasil *Offset* Geometri pada Femur.

Selanjutnya pola kontur permukaan tulang femur pada setiap *layer*, dalam hal ini untuk setiap bidang kerja digambarkan dengan memanfaatkan persamaan *Spline Curve*. Seperti diperlihatkan dalam Gambar 39, contoh ilustrasi penggambaran pola permukaan tulang femur pada lapis bidang YZ dengan *Spline Curve*. Dengan cara yang sama, pola permukaan tulang femur digambarkan pada masing-masing lapisan atau *layer*.



Gambar 39. *Spline Curve* pada *Layer* bidang YZ.

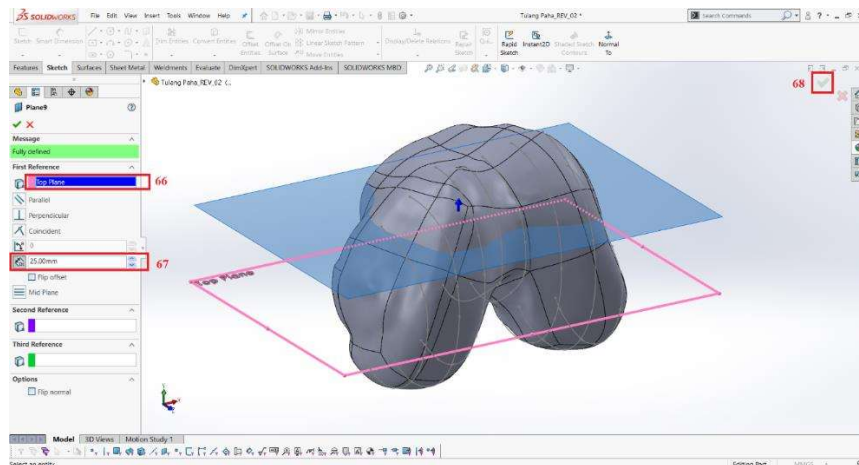
Setelah melakukan *spline curve* pada setiap *layer* bidang YZ, maka akan diperoleh bentuk *polyline* dari *spline curve* seperti pada gambar 40.



Gambar 40. *Polyline* dari *Spline Curve* Bidang YZ.

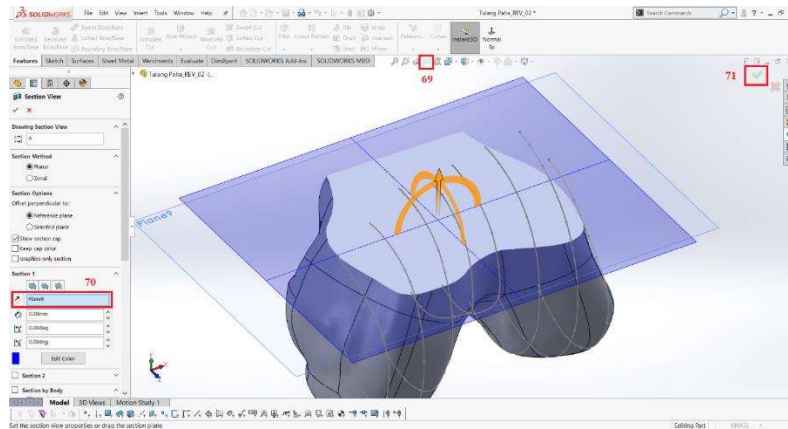
2) Pola Permukaan Tulang Femur Bidang XZ

Tahap berikutnya adalah peniruan kontur pada bidang XZ. Pada bidang XZ, model tulang femur dibagi menjadi dua bidang dengan menetapkan jarak antar *layer* sebesar 25 mm. untuk menduplikasi *layer* pada bidang XZ, gunakan fitur *ReferenceGeometry*, lalu pilih bidang kerja (*plane*) yang akan di *offset*. Pola kontur bidang XZ nantinya akan digunakan sebagai acuan pembentukan permukaan pertama untuk *spline curve* bidang YZ.



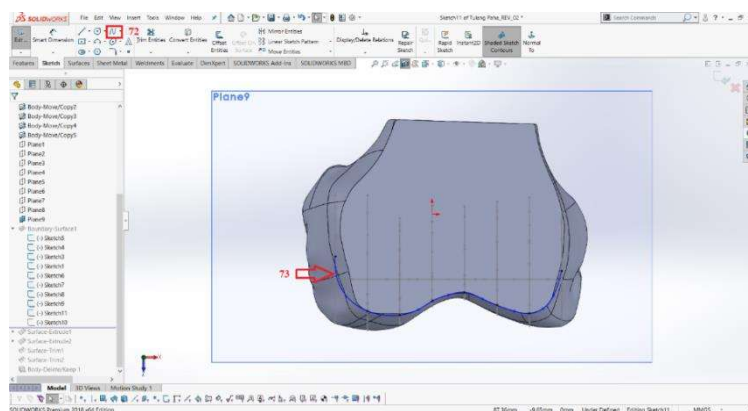
Gambar 41. Pola Kontur Bidang XZ.

Sama halnya dengan pembentukan kurva pada bidang YZ, lakukan metode *spline curve* pada bidang XZ untuk mendapatkan kontur kurva bentuk tulang femur dari pandangan bidang XZ. Dengan memanfaatkan fitur *SectionView* pada lembar kerja Solidworks, maka pembuatan sketsa kurva bentuk femur bidang XZ akan lebih mudah.

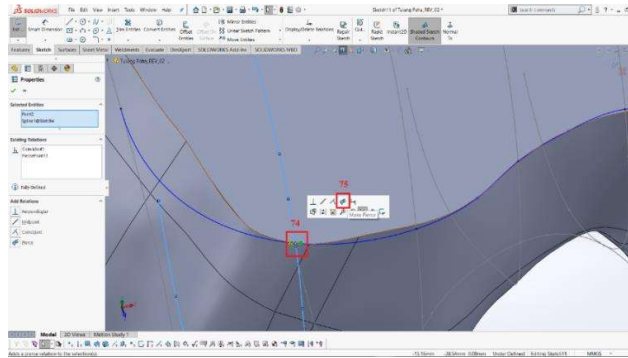


Gambar 42. Fitur *SectionView* Pembuatan kurva Bidang XZ.

Proses yang perlu diperhatikan dalam penggambaran kontur bidang XZ adalah peletakan titik-titik parameter acuan dari *spline curve* seperti pada gambar 43 harus mendekati atau bersinggungan dengan geometri kurva bidang YZ. Hal ini bertujuan untuk menyatukan pola geometri yang terbentuk antara kurva bidang YZ dengan kurva bidang XZ. Untuk mendefinisikan titik dan garis kurva bidang YZ dan bidang XZ tersebut bersinggungan, gunakan fitur relasi *make pierce* pada titik dan garis *spline curve* bidang XZ terhadap YZ.



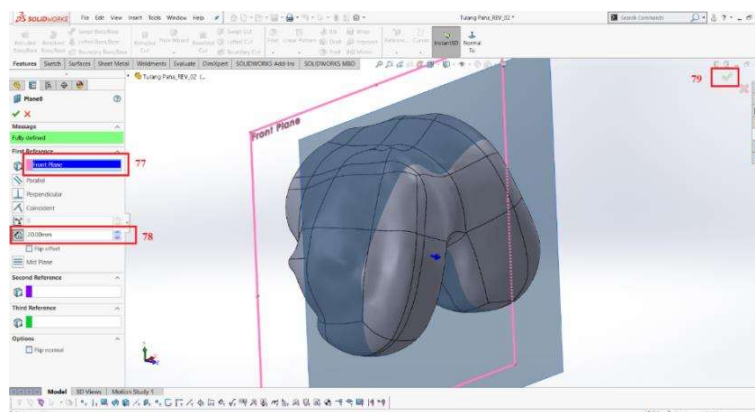
Gambar 43. Peletakan Titik Parameter dari *Spline Curve* Bidang XZ.



Gambar 44. Fitur *Make Pierce* pada Titik dan Garis *Spline Curve* Bidang XZ Terhadap YZ.

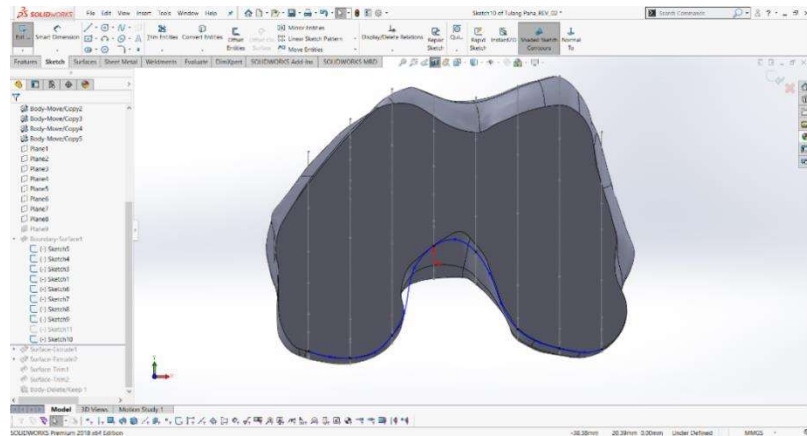
3) Pola Permukaan Tulang Femur Bidang XY

Pola terakhir dari pembentukan kontur permukaan tulang femur adalah pola bidang XY. Sama halnya dengan proses pembentukan *spline curve* bidang YZ maupun XZ, untuk bidang XY pola kontur juga dibentuk dengan menggunakan bantuan fitur *SectionView*. Bidang kerja (*plane*) pembuatan *spline curve* merupakan *offset* dari *layer* bidang XY. Jarak *offset* bidang XY dibuat sebesar 20 mm. Pola kontur tulang femur pada bidang XY ditunjukkan seperti pada gambar 45 berikut.



Gambar 45. Pola Kontur Tulang Femur pada Bidang XY.

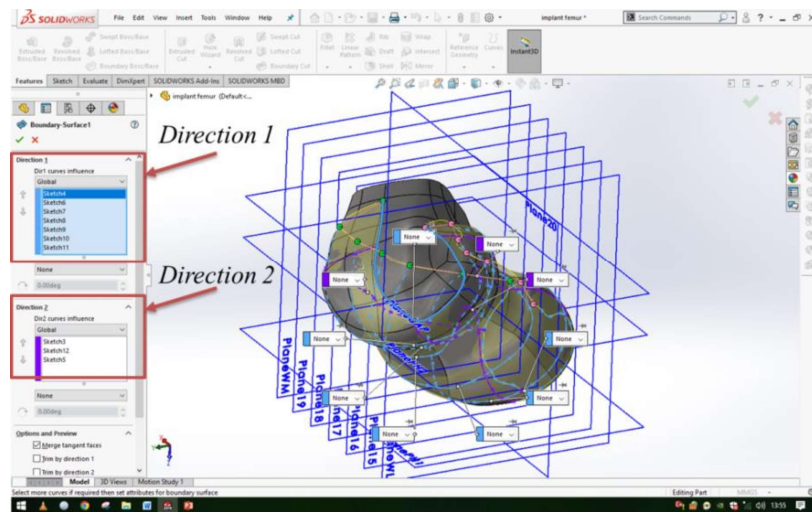
Seperti proses yang dilakukan pada bidang XZ, kontur *spline curve* bidang XY harus bersinggungan dengan kontur *spline curve* bidang YZ. Pembuatan relasi untuk setiap kurva menggunakan fitur *make pierce* pada titik dan garis *spline curve* bidang XY terhadap YZ.



Gambar 46. Fitur *Make Pierce* pada Titik dan Garis *Spline Curve* Bidang XY Terhadap YZ.

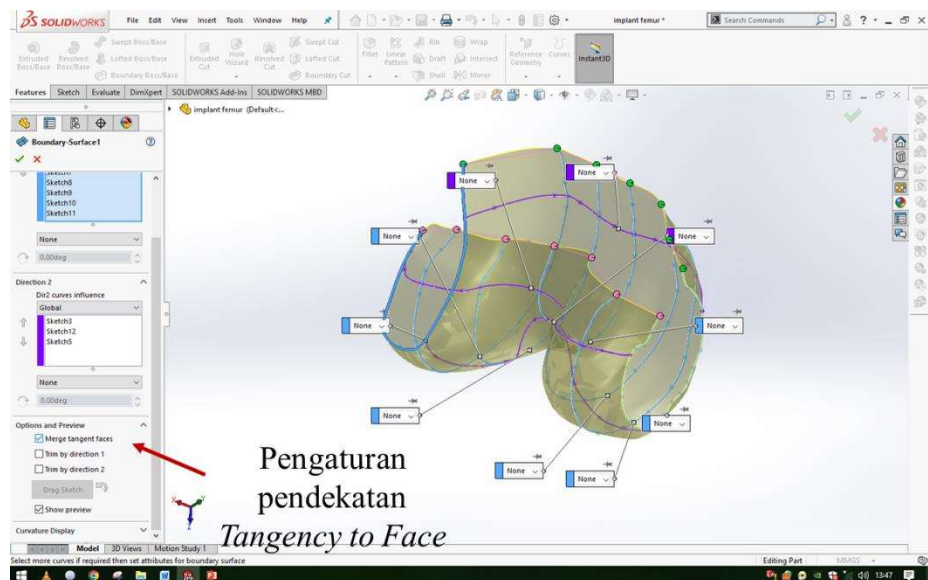
4) Kontur Permukaan Implan Tulang Lutut Femur

Pembuatan kontur permukaan tulang femur dilakukan dengan bantuan fitur *insert*, *surface*, *boundary surface* pada Solidworks. Hal yang perlu dilakukan adalah mempolakan semua kurva bidang YZ sebagai *Direction 1* pada *Boundary Surface*. Selanjutnya, kontur kurva pada bidang XZ dan XY sebagai *Direction 2*.



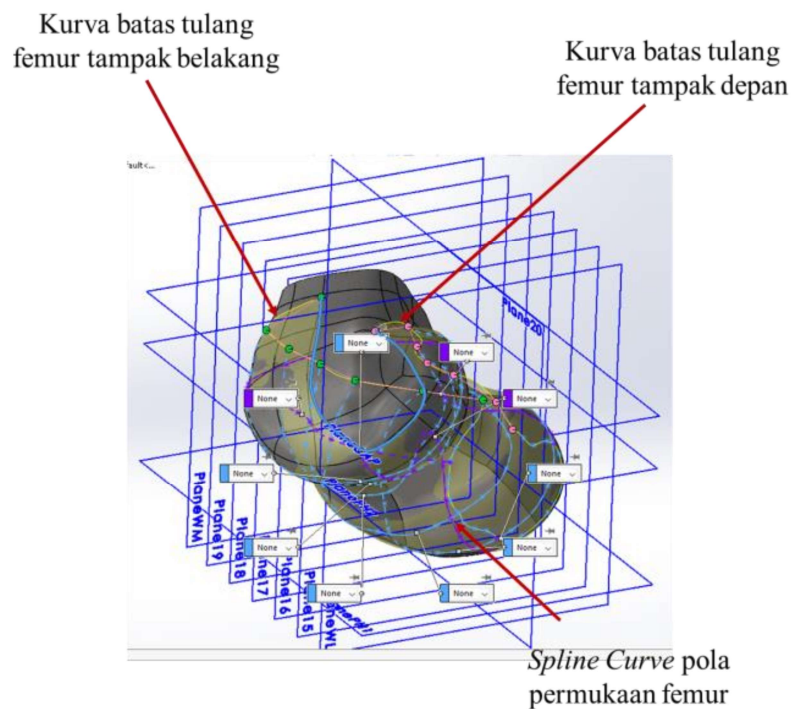
Gambar 47. Pengelompokan Kurva *Boundary Surface*.

Pola permukaan dari tulang femur yang terbentuk dari hasil *Boundary Surface* dapat dilihat seperti pada gambar 48 berikut.



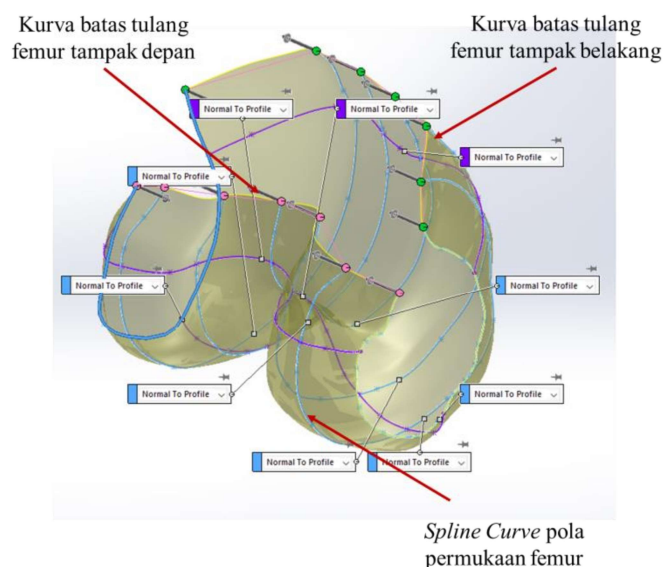
Gambar 48. Pola Permukaan Tulang Femur Hasil *Boundary Surface*.

Setelah pola permukaan tulang femur selesai dibuat, maka selanjutnya adalah pengaturan kurva pola permukaan tulang femur harus sejajar atau mengikuti aliran permukaan tulang femur. Pengaturan ini dilakukan dengan menerapkan pendekatan *Tangency to Face* seperti sudah dijelaskan sebelumnya. Gambar 49 memperlihatkan kurva garis hasil penggambaran pola tulang femur pada setiap lapisan. Selain kurva garis pola tulang femur, garis batas untuk kurva garis pola tulang femur juga dibutuhkan. Garis itu berfungsi sebagai batasan bentuk implan tulang femur yang dirancang. Ada 2 (dua) batasan yang dibuat, yaitu kurva batas tulang femur tampak depan dan belakang.



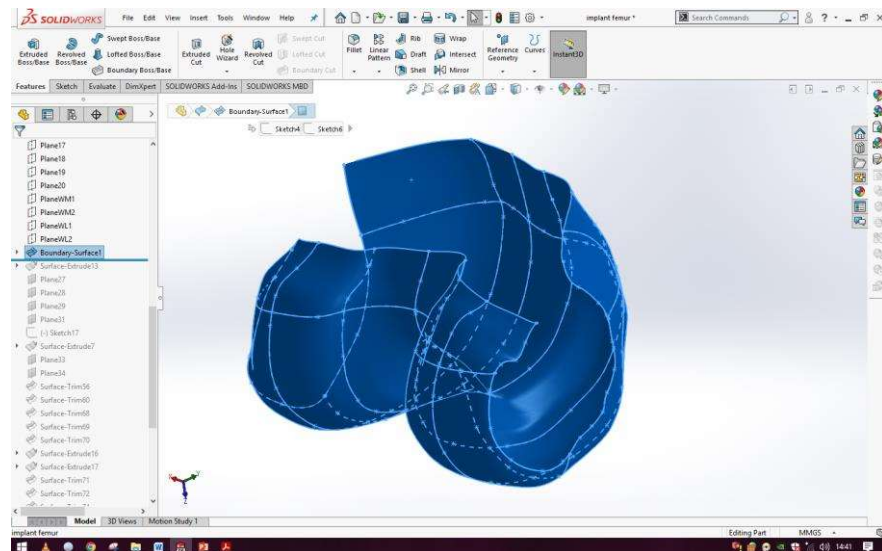
Gambar 49. Kurva batas Tulang Femur Tampak Depan dan Tampak Belakang.

Tahapan selanjutnya dalam pendekatan bentuk pola tulang femur sesuai dengan bentuk tulang femur yang sebenarnya yaitu dengan menerapkan *Tangency to Face* pada setiap bentuk *spline curve* yang membentuk pola kontur permukaan hasil *boundary surface* pada gambar 46. Tujuan metode *Tangency to Face* permukaan tulang femur ini ialah agar permukaan hasil penggambaran kurva pada setiap bidang dapat membentuk pola semirip mungkin dengan permukaan model tulang femur. Pada *software* Solidworks Premium versi trial tahun 2018, fungsi *Tangency to Face* dapat dibuat dengan memberikan tanda ceklis pada menu *Merge tangent faces* seperti tampak pada gambar 50 dan mengubah *Tangent Type* menjadi *Normal to profile*. Dengan menerapkan metode *Normal to profile*, maka setiap *spline curve* yang terbentuk pada setiap bidang akan saling berhimpitan membentuk kontur permukaan dari model tulang femur.



Gambar 50. Hasil Penggambaran Kurva Garis Tulang Lutut Femur.

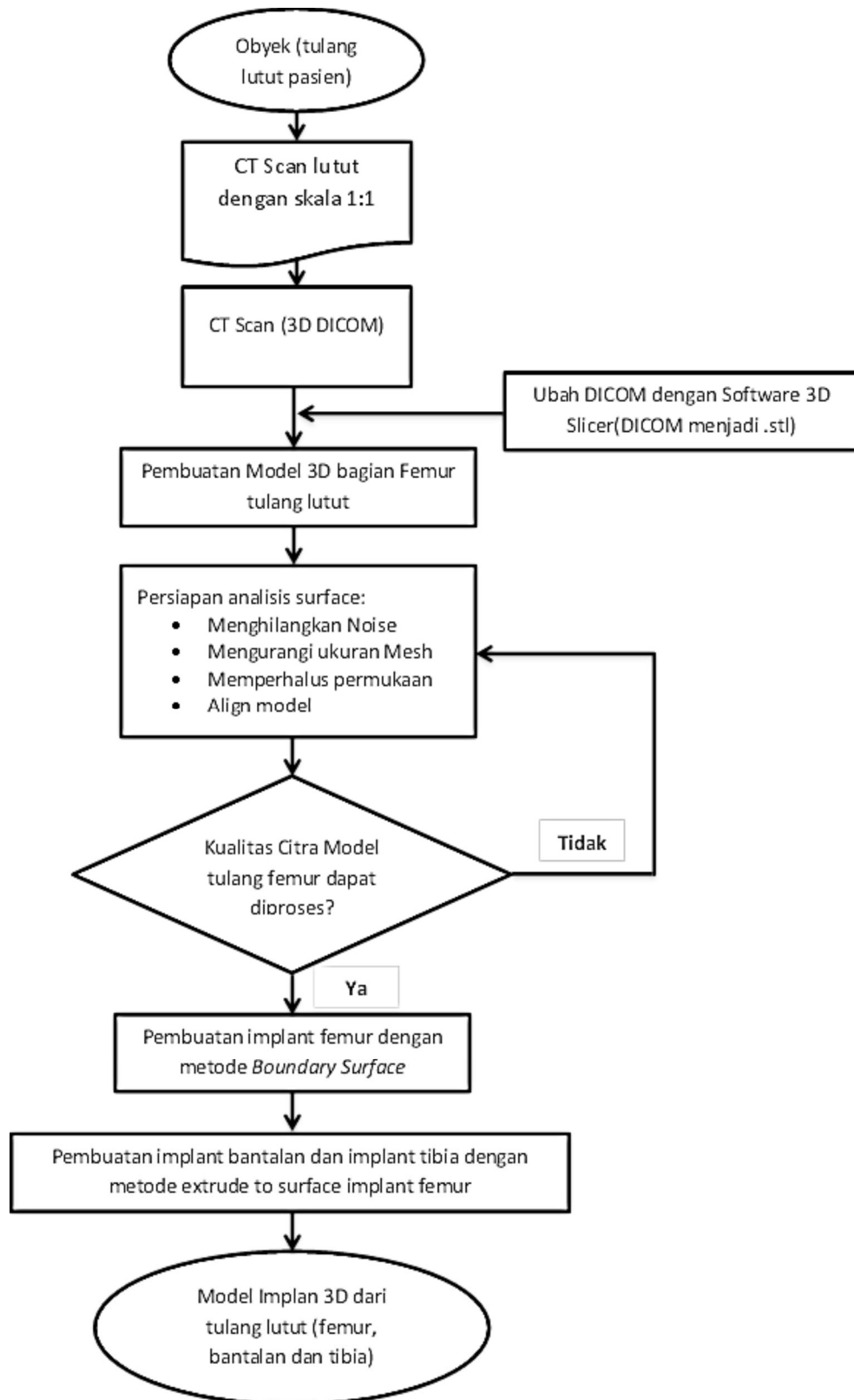
Kontur permukaan implan tulang lutut femur yang direkonstruksi berdasarkan metode *Reverse Engineering* dan *Boundary Surface* dapat dilihat dalam Gambar 51. Kontur permukaan ini sudah sesuai dengan topologi dan dimensi tulang lutut femur pasien.



Gambar 51. Bentuk Permukaan Tulang Femur Dengan Metode *Reverse Engineering* dan *Boundary Surface*.

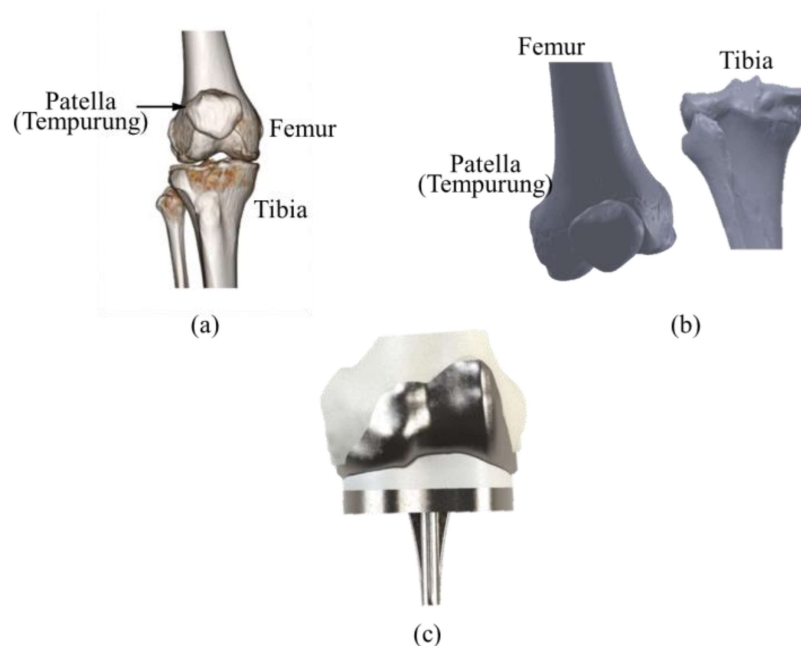
3.4 Prosedur Penelitian

Algoritma rekonstruksi tulang lutut femur pasien menjadi model 3D implan tulang lutut femur dapat dilihat pada Gambar 52.



Gambar 52. Algoritma Rekonstruksi Tulang Lutut.

Setelah memindai tulang lutut femur dan tibia, maka model 3D implan tulang lutut dapat dirancang pada permukaan tulang lutut (femur). Hasil pemindaian tulang lutut sebelah kanan dari pasien dapat dilihat pada foto Scan dalam Gambar 53(a). Untuk mendapatkan bentuk dan ukuran implan tulang lutut yang sesuai dengan anatomi tulang lutut pasien, maka skala foto Scan dibuat perbandingan 1:1. Kemudian file hasil pindai tulang lutut yang masih dalam format dicom diubah ke dalam file steriolitography (stl.) sehingga dapat dianalisis kualitas permukaannya sebelum dibuat model 3D implan tulang lutut. Gambar 53(b) memperlihatkan tulang lutut yang akan dianalisis kualitas permukaannya. Bentuk pemodelan implan tulang lutut 3D yang telah dibuat seperti pada Gambar 53(c).



Gambar 53. (a) Hasil Pindai Tulang Lutut Pasien Dengan CT Scan (file dicom); (b) Tulang Lutut Untuk Analisis Kualitas Permukaan (file stl); (c). Model Implan tulang lutut.

BAB 5. KESIMPULAN

5.1 Kesimpulan

Adapun kesimpulan yang dapat diambil dari penelitian ini yaitu:

- 1) Rekonstruksi tulang lutut femur dimulai dengan memindai tulang lutut pasien menggunakan perangkat CT-Scan dengan data hasil 1:1 yang kemudian diperbaiki citra permukaannya. Pembuatan kontur permukaan tulang femur dilakukan dengan menerapkan *Tangency to Face* pada bentuk permukaan hasil *boundary surface*.
- 2) Berdasarkan data analisis koordinat antara implant 3D dengan model lutut pasien menunjukkan titik sumbu koordinat bersinggungan antara model implan 3D dan model tulang lutut pasien, namun terdapat terdapat deviasi sebesar 0,0051 mm pada sumbu X, 0,0139 mm pada sumbu Y dan 0,0428 mm pada sumbu Z. Dengan deviasi yang sangat kecil ini akan berpengaruh pada distribusi tekanan yang merata disetiap permukaan implant femur dengan bantalannya sehingga bentuk implan 3D dengan bentuk model lutut pasien semakin bersesuaian. Panjang total implan tulang femur (f1) yaitu 74,64 mm adalah sama dengan panjang total tulang femur pasien (f1). Begitupun tinggi implan tulang femur, baik yang minimum (f2) maupun maksimum (f3) yaitu 40,48 mm. Terdapat deviasi sekitar 1,78 mm pada lebar total implan tulang femur (f4) yaitu 77,2 mm, sedangkan tulang femur pasien lebarnya (f4) adalah 75,42 mm.

tapi ukuran model implan tulang femur lebarnya masih dalam batas ukuran parameter kritis tulang femur pasien. Pada sudut aksial femoral α_m pada lutut pasien sebesar $3,3^\circ$ dan pada model implan lutut 3D memiliki sudut α_m sebesar 3° yang dikostumisasi pada bagian bantalan atau sisipan antara femur dan tibia.

- 3) Perbedaan dimensi antara parameter ukuran model implan tulang femur dengan parameter kesesuaian tulang lutut femur pasien yang dipindai relatif kecil, oleh karena itu model implan ini dapat dimanfaatkan oleh perancang dan pabrikan untuk merancang bangun (kostumisasi) purwarupa implan tulang lutut TKR secara menyeluruh, termasuk implan tibia dan bantalannya.

5.2 Saran

Saran dari penulis selaku peneliti yaitu:

- 1) Pembagian bidang *offset* geometri *spline curve* pada bagian-bagian kritis femur menggunakan nilai “d” yang lebih kecil 13,167 mm akan menghasilkan kerapatan dan pembentukan *boundary surface* yang lebih memiliki kesesuaian bentuk dengan model femur lutut pasien.
- 2) Pemodelan geometri pada bagian pin bantalan dan pin implan tibia belum menggunakan referensi standar, parameter pin masih dibuat berdasarkan rekomendasi ahli ortopedi.
- 3) Pada penelitian lanjutan perlu menganalisa distribusi tekanan antara tulang femur dengan bantalan dan tibia.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] H. Ismunandar, "Osteochondritis Dissecans," 2020.
- [2] N. D. Goyal, V. Kumar Gautam, A. H. Pahwa, A. Banjare, P. Kumar, and K. Goel, "Does drain matter in primary total knee replacement surgeries?," *Journal of Arthroscopy and Joint Surgery*, vol. 8, no. 2, pp. 166–171, Apr. 2021, doi: 10.1016/j.jajs.2021.03.003.
- [3] M. F. Jared RH Foran and M. F. Stuart J. Fischer, "Total Knee Replacement," <https://orthoinfo.aaos.org/en/treatment/total-knee-replacement>.
- [4] Y. Jun, "Morphological analysis of the human knee joint for creating custom-made implant models," *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, vol. 52, no. 9–12, pp. 841–853, Feb. 2011, doi: 10.1007/s00170-010-2785-1.
- [5] P. D. W. Eksteen, "Development of incrementally formed patient-specific titanium knee prosthesis," <http://hdl.handle.net/10019.1/80397>, 2013.
- [6] W. Wang, *Reverse Engineering: Technology of Reinvention*. 2011.
- [7] I. Gibson and H. Kong, *Advanced Manufacturing Technology for Medical Applications : Reverse Engineering, Software Conversion, and Rapid Prototyping*. 2005.
- [8] G. Mallesh, "International Journal of Emerging Technology and Advanced Engineering Finite Element Modeling and Analysis of Prosthetic Knee Joint," 2012. [Online]. Available: www.ijetae.com
- [9] R. Adhikari, K. Kumar, and V. Acharya, "Finite Element Analysis of a Human Knee Joint," 2016. [Online]. Available: <https://www.researchgate.net/publication/309320993>
- [10] Y. P. Lin, C. T. Wang, and K. R. Dai, "Reverse engineering in CAD model reconstruction of customized artificial joint," *Med Eng Phys*, vol. 27, no. 2, pp. 189–193, Mar. 2005, doi: 10.1016/j.medengphy.2004.09.006.
- [11] F. Setiawan, S. Harun, and Y. Burhanudin, "REKONSTRUKSI TULANG LUTUT MENJADI MODEL 3D IMPLAN FEMUR DENGAN METODE REVERSE ENGINEERING BERBASIS PEMINDAI X-RAY," *Jurnal*

- Rekayasa Mesin*, vol. 13, no. 1, pp. 67–75, Jun. 2022, doi: 10.21776/ub.jrm.2022.013.01.8.
- [12] M. S. Hamideen, J. Sharaf, K. A. Al-Saleh, and M. Shaderma, “Description of a transmission X-ray computed tomography scanner,” *Radiation Physics and Chemistry*, vol. 80, no. 11, pp. 1162–1165, Nov. 2011, doi: 10.1016/j.radphyschem.2011.05.007.
- [13] M. Drexler *et al.*, “Assuring the happy total knee replacement patient,” *Bone Joint J*, vol. 95, pp. 120–123, 2013, doi: 10.1302/0301-620X.95B11.
- [14] N. D. Goyal, V. Kumar Gautam, A. H. Pahwa, A. Banjare, P. Kumar, and K. Goel, “Does drain matter in primary total knee replacement surgeries?,” *Journal of Arthroscopy and Joint Surgery*, vol. 8, no. 2, pp. 166–171, Apr. 2021, doi: 10.1016/j.jajs.2021.03.003.
- [15] N. Singh Bhamber, B. Waterson, and A. Toms, “Aseptic complications of total knee replacement and treatment options,” 2020.
- [16] M. Peto, E. Ramírez-Cedillo, A. Hernández, and H. R. Siller, “Structural design optimization of knee replacement implants for Additive Manufacturing,” Elsevier B.V., 2019, pp. 574–583. doi: 10.1016/j.promfg.2019.06.222.
- [17] S. Pande and P. Dhattrak, “Recent developments and advancements in knee implants materials, manufacturing: A review,” in *Materials Today: Proceedings*, Elsevier Ltd, 2021, pp. 756–762. doi: 10.1016/j.matpr.2020.12.465.
- [18] M. Asseln, S. A. G. A. Grothues, and K. Radermacher, “Relationship between the form and function of implant design in total knee replacement,” *J Biomech*, vol. 119, Apr. 2021, doi: 10.1016/j.jbiomech.2021.110296.
- [19] D. Hernández-Vaquero, A. Noriega-Fernandez, S. Roncero-Gonzalez, I. Perez-Coto, A. A. Sierra-Pereira, and M. A. Sandoval-Garcia, “Agreement in component size between preoperative measurement, navigation and final implant in total knee replacement,” *J Orthop Translat*, vol. 18, pp. 84–91, Jul. 2019, doi: 10.1016/j.jot.2018.10.006.
- [20] B. C. Carr and T. Goswami, “Knee implants - Review of models and biomechanics,” *Mater Des*, vol. 30, no. 2, pp. 398–413, Feb. 2009, doi: 10.1016/j.matdes.2008.03.032.
- [21] A. P. Markopoulos, N. E. Karkalos, N. I. Galanis, and D. E. Manolakos, “Design and machining of the femoral component of total knee implant,” in

Solid State Phenomena, Trans Tech Publications Ltd, 2017, pp. 313–320.
doi: 10.4028/www.scientific.net/SSP.261.313.

- [22] D. S. Kwak, Q. B. Tao, M. Todo, and I. Jeon, “Determination of representative dimension parameter values of Korean knee joints for knee joint implant design,” *Proc Inst Mech Eng H*, vol. 226, no. 5, pp. 368–376, May 2012, doi: 10.1177/0954411912442025.
- [23] B. Schmutz, K. J. Reynolds, and J. P. Slavotinek, “Development and validation of a generic 3D model of the distal femur,” *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, vol. 9, no. 5, pp. 305–312, 2006, doi: 10.1080/10255840600935217.
- [24] C. Cyteval, “Imaging of knee implants and related complications,” *Diagn Interv Imaging*, vol. 97, no. 7–8, pp. 809–821, Jul. 2016, doi: 10.1016/j.diii.2016.02.015.
- [25] Harper Douglas, “Etymology of tomography.” Accessed: Apr. 17, 2023. [Online]. Available: <https://www.etymonline.com/word/tomography>
- [26] J. Hsieh, *Computed Tomography_ Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances, Second Edition (PDFDrive)*. 2009.
- [27] A. R. Balwan and V. D. Shinde, “Development of patient specific knee joint implant,” in *Materials Today: Proceedings*, Elsevier Ltd, Jan. 2020, pp. 288–293. doi: 10.1016/j.matpr.2019.11.032.
- [28] F. Buonamici, M. Carfagni, R. Furferi, L. Governi, A. Lapini, and Y. Volpe, “Reverse engineering modeling methods and tools: a survey,” *Comput Aided Des Appl*, vol. 15, no. 3, pp. 443–464, May 2018, doi: 10.1080/16864360.2017.1397894.
- [29] S. Suzuki, Y. Ohtake, and H. Suzuki, “Curvature Gradient-estimation Using CT Sinogram and its Application to Reverse Engineering,” *CAD Computer Aided Design*, vol. 148, Jul. 2022, doi: 10.1016/j.cad.2022.103240.
- [30] L. P. Khoo, J. C. H Goh, and S. L. Chow, “Parametric modelling of a knee joint prosthesis,” 1993.
- [31] A. R. Balwan and V. D. Shinde, “Development of patient specific knee joint implant,” in *Materials Today: Proceedings*, Elsevier Ltd, Jan. 2020, pp. 288–293. doi: 10.1016/j.matpr.2019.11.032.
- [32] I. Zeid, *Mastering SolidWorks : the design approach*, Second Edition. 2015.

- [33] Dassault Systèmes, “Boundary Surface.” Accessed: Apr. 18, 2023. [Online]. Available: https://help.solidworks.com/2022/english/SolidWorks/sldworks/c_Boundary_Surface_Concept_surfaces.htm
- [34] Ibrahim Zeid, *CAD CAM*. 2014. [Online]. Available: www.EasyEngineering.net
- [35] S. Makarov, M. Horner, and G. Noetscher, *Brain and Human Body Modeling: Computational Human Modeling at EMBC 2018*. Springer International Publishing, 2019. doi: 10.1007/978-3-030-21293-3.

PERNYATAAN TERIMA KASIH

1. Penulis mengucapkan terima kasih kepada LPPM Universitas Lampung atas dukungan hibah penelitian PSTM 2022 Kemdikbudristekdikti (Hibah No.: 2147/UN26.21/PN/2022).
2. Penulis mengucapkan terima kasih kepada rekan Magister Teknik Mesin Universitas Lampung, Satrio Darma Supriyadi, S.Tr.T., M.T., yang banyak memberikan dukungan teknis dan pendampingan dalam proses penelitian pada tesis ini.

