

**OPTIMASI KETEBALAN MODEL *ORTHOSIS WRIST*
MENGUNAKAN METODE *RESPONSE SURFACE***

(Skripsi)

Oleh:

FARHAN AKHDANA YANDRA

NPM 2115021059



**TEKNIK MESIN
FAKULTAS TEKNIK
UNIVERSITAS LAMPUNG
BANDAR LAMPUNG**

2026

**OPTIMASI KETEBALAN MODEL ORTHOSIS WRIST
MENGUNAKAN METODE RESPONSE SURFACE**

Oleh:

Farhan Akhdana Yandra

Skripsi

**Sebagai Syarat untuk Mencapai Gelar
SARJANA TEKNIK**

Pada

**Jurusan Teknik Mesin
Fakultas Teknik Universitas Lampung**



**JURUSAN TEKNIK MESIN
FAKULTAS TEKNIK
UNIVERSITAS LAMPUNG**

2026

ABSTRAK

OPTIMASI KETEBALAN MODEL *ORTHOSIS WRIST* MENGUNAKAN METODE *RESPONSE SURFACE*

Oleh :

FARHAN AKHDANA YANDRA

Penelitian ini mengoptimalkan ketebalan desain *orthosis wrist* cetak 3D untuk mencapai keseimbangan antara efisiensi dimensi dan kekuatan struktural. Tiga material filamen (PLA, PETG, dan PP) dievaluasi menggunakan *Finite Element Analysis* (FEA) dan Integrasi *Response Surface Methodology* (RSM) pada aplikasi ANSYS untuk menentukan titik optimal parameter ketebalan terhadap *Total Deformation* dan *Safety Factor*. Hasil optimasi menunjukkan bahwa PLA merupakan material yang paling unggul. Ketebalan optimal PLA didapatkan pada 3,56 mm, yang menghasilkan deformasi 1,95 mm (memenuhi batas aman klinis < 2,0 mm) dan *Safety Factor* sebesar 2,14. Nilai galat validasi numerik terhadap model regresi pada Minitab tercatat kurang dari 3%. Kesimpulannya, metode optimasi ini terbukti andal dalam merancang ortosis yang tipis, ergonomis, dan aman secara mekanis untuk menahan beban.

Kata Kunci: Fraktur, *Orthosis Wrist*, *Finite Element Analysis*, *Response Surface Methodology*, Optimasi, PLA.

ABSTRACT

Optimasi Ketebalan Model Orthosis Wrist Menggunakan Metode Response Surface

By:

FARHAN AKHDANA YANDRA

This study optimizes the thickness of a 3D-printed wrist orthosis to balance dimensional efficiency and structural strength. Three polymer filaments (PLA, PETG, and PP) were evaluated using Finite Element Analysis (FEA) and Response Surface Methodology (RSM) in ANSYS to determine the optimal point among the thickness parameters, Total Deformation, and Safety Factor. The optimization results indicated PLA as the superior material. The optimal PLA thickness was achieved at 3.57 mm, yielding a deformation of 1.95 mm (meeting the clinical safety limit of < 2.0 mm) and a Safety Factor of 2.14. The numerical validation error against the regression model in Minitab was recorded under 3%. In conclusion, this optimization method has proven reliable for designing a thin, ergonomic, and mechanically safe orthosis that withstands loading.

Keywords: *Fracture, Wrist Orthosis, Finite Element Analysis, Response Surface Methodology, Optimization, PLA.*

Judul Skripsi : **Optimasi Ketebalan Model Orthosis Wrist
Menggunakan Metode Response Surface**

Nama : **Farhan Akhdana Yandra**

Nomor Pokok Mahasiswa : **2115021059**

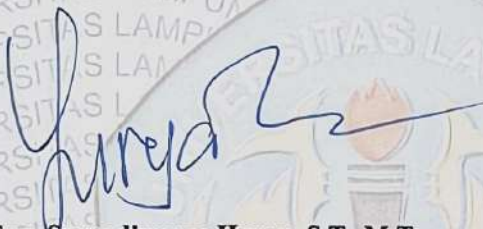
Jurusan : **Teknik Mesin**

Fakultas : **Teknik**

MENYETUJUI

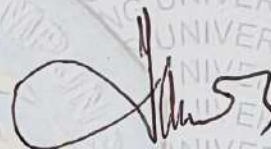
Komisi Pembimbing I

Komisi Pembimbing II



Prof. Dr. Eng. Survadiwansa Harun, S.T., M.T.

NIP 197005012000031004



Dr. Ir. Yanuar Burhanuddin, M.T.

NIP 198805142019031012

MENGETAHUI

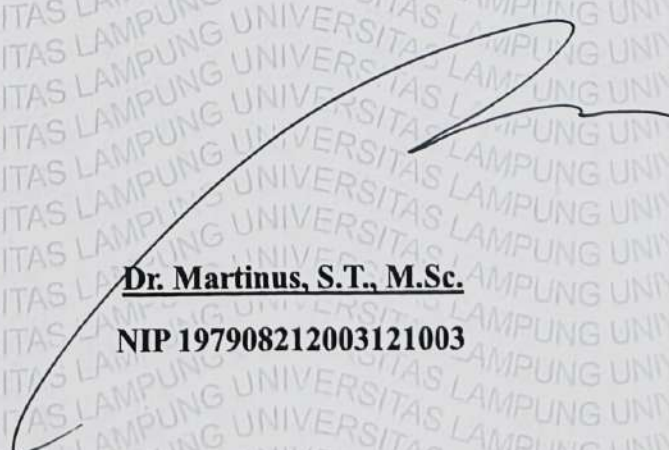
Ketua Jurusan Teknik Mesin

Kepala Proram Studi S1 Teknik Mesin



Ahmad Su'udi, S.T., M.T.

NIP 197108171998021003



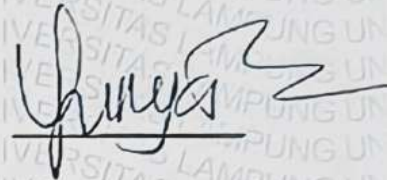
Dr. Martinus, S.T., M.Sc.

NIP 197908212003121003

MENGESAHKAN

1. Tim Penguji

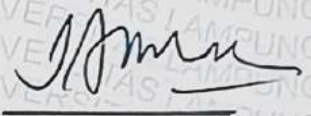
Ketua Penguji : Prof. Dr. Eng. Suryadiwansa Harun, S.T., M.T.



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



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



2. Dekan Fakultas Teknik



Dr. H. Ahmad Herison, S.T., M.T.
NIP. 196910302000031001

Tanggal Lulus Ujian Skripsi: 25 Mei 2026

PERNYATAAN SKRIPSI MAHASISWA

DENGAN INI SAYA MENYATAKAN BAHWA SKRIPSI INI SAYA BUAT DENGAN USAHA SAYA SENDIRI DAN BUKAN HASIL PLAGIAT, SEBAGAIMANA DIATUR DALAM PASAL 36 KEPUTUSAN AKADEMIK UNIVERSITAS LAMPUNG DENGAN KEPUTUSAN REKTOR NO. 13 TAHUN 2019.

Bandar Lampung, 25 Mei 2026

Penulis,



Farhan Akhdana Yandra

NPM. 2115021059

DAFTAR RIWAYAT HIDUP



Penulis bernama Farhan Akhdana Yandra lahir di Batam pada tanggal 22 Mei 2003. Penulis menempuh pendidikan dasar di SD II Luqman Al-Hakim Batam dan lulus pada tahun 2015. Kemudian, penulis melanjutkan pendidikan menengah pertama di SMP Insan Cendekia Payakumbuh hingga lulus pada tahun 2018, serta menyelesaikan pendidikan menengah atas di SMA Az-Zahrah Palembang pada tahun 2021.

Pada tahun 2021, penulis terdaftar sebagai mahasiswa Program Studi Strata 1 Jurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Lampung. Selama menempuh masa perkuliahan, penulis mengambil konsentrasi bidang keahlian Teknologi Produksi. Sebagai syarat utama untuk menyelesaikan studi dan memperoleh gelar Sarjana Teknik, penulis menyusun tugas akhir berjudul "**Optimasi Ketebalan Model *Orthosis Wrist* Menggunakan Metode *Response Surface***". Penelitian skripsi tersebut diselesaikan di bawah bimbingan Bapak Prof. Dr. Eng. Suryadiwansa Harun, S.T., M.T. sebagai Dosen Pembimbing I dan Bapak Dr. Ir. Yanuar Burhanuddin, M.T. sebagai Dosen Pembimbing II.

MOTO

“All the remaining systems will bow in a perfect order, and they must remember this.”

SANWACANA

Puji syukur ke hadirat Allah SWT atas segala rahmat, karunia, dan hidayah-Nya, sehingga penulis dapat menyelesaikan skripsi yang berjudul “**Optimasi Ketebalan Model *Orthosis Wrist* Menggunakan Metode *Response Surface***” dengan baik. Shalawat serta salam senantiasa tercurahkan kepada junjungan kita, Nabi Muhammad SAW.

Penyusunan skripsi ini merupakan salah satu syarat untuk memperoleh gelar Sarjana Teknik pada Jurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Lampung. Penulis menyadari bahwa keberhasilan penyelesaian karya ilmiah ini tidak lepas dari bantuan, bimbingan, arahan, serta doa dari berbagai pihak. Oleh karena itu, pada kesempatan ini penulis ingin menyampaikan ucapan terima kasih yang tulus kepada:

1. Kedua orang tua tercinta dan keluarga besar, atas cinta, dukungan moril maupun materiil, serta untaian doa yang tiada henti dipanjatkan demi kelancaran setiap langkah penulis.
2. Bapak Dr. Hi. Ahmad Herison, S.T., M.T., selaku Dekan Fakultas Teknik Universitas Lampung beserta staf dan jajarannya.
3. Bapak Ahmad Su'udi, S.T., M.T., selaku Ketua Jurusan Teknik Mesin Universitas Lampung.
4. Bapak Dr. Martinus, S.T., M.Sc., selaku Ketua Program Studi S1 Teknik Mesin Universitas Lampung.
5. Bapak Prof. Dr. Eng. Suryadiwansa Harun, S.T., M.T., selaku Dosen Pembimbing I, yang telah meluangkan waktu dengan penuh kesabaran untuk memberikan bimbingan, ilmu yang sangat berharga, serta motivasi dalam penyelesaian penelitian ini.
6. Bapak Dr. Ir. Yanuar Burhanuddin, M.T., selaku Dosen Pembimbing II, atas arahan, kritik konstruktif, dan ilmu yang telah diberikan selama proses penyusunan skripsi.

7. Bapak Dr. Jamiatul Akmal, S.T., M.T., selaku Dosen Penguji, atas saran dan masukan yang sangat membangun untuk penyempurnaan kualitas penelitian ini.
8. Seluruh Bapak dan Ibu Dosen Jurusan Teknik Mesin Universitas Lampung yang telah membekali penulis dengan berbagai ilmu pengetahuan selama masa perkuliahan.
9. Rekan-rekan mahasiswa di Laboratorium CNC Teknik Mesin Unila yang telah menjadi kawan diskusi, memberikan bantuan teknis, serta dukungan semangat selama proses penelitian berlangsung.
10. Serta semua pihak yang tidak dapat penulis sebutkan satu per satu yang telah membantu kelancaran penulisan skripsi ini baik secara langsung maupun tidak langsung.

Penulis menyadari bahwa skripsi ini masih jauh dari kesempurnaan. Oleh karena itu, penulis sangat terbuka terhadap kritik dan saran yang membangun demi pengembangan ilmu pengetahuan di masa depan. Akhir kata, semoga skripsi ini dapat memberikan manfaat bagi para pembaca dan bagi perkembangan dunia teknologi produksi secara luas.

Bandar Lampung, Mei 2026

Penulis,

Farhan Akhdana Yandra

NPM. 2115021059

DAFTAR ISI

DAFTAR ISI.....	xii
DAFTAR GAMBAR	xv
DAFTAR TABEL.....	xviii
BAB I PENDAHULUAN.....	1
1.1 Latar Belakang.....	1
1.2 Rumusan Masalah	4
1.3 Tujuan Penelitian.....	4
1.4 Manfaat Penelitian.....	5
1.5 Batasan Masalah.....	5
1.6 Sistematika Penulisan.....	6
BAB II TINJAUAN PUSTAKA.....	8
2.1 Fraktur Pergelangan Tangan.....	8
2.1.1 Klasifikasi Fraktur <i>Wrist</i>	9
2.1.2 Problematika Terapinya	11
2.2 Manufaktur Aditif Pencetakan 3D.....	12
2.3 <i>Orthosis Wrist</i>	14
2.3.1 Fungsi dan Manfaat <i>Orthosis Wrist</i>	16
2.3.2 Material <i>Orthosis</i>	17
2.3.3 Aplikasi Klinis <i>Orthosis Wrist</i>	18
2.4 Rekayasa Terbalik (<i>Reverse Engineering</i>) dan Pemindaian 3D.....	19
2.4.1 Akuisisi Data melalui Pemindaian 3D (3D Scanning)	21
2.4.2 Pemodelan Berbasis Data Scan.....	22
2.5 Simulasi dan Optimasi Desain.....	24
2.5.1 <i>Finite Element Analysis</i> (FEA).....	25
2.5.2 <i>Response Surface Methodology</i> (RSM) dan <i>Multi-Objective Genetic Algorithm</i> (MOGA)	27
2.5.3 <i>Design of Experiments</i> (DOE) berbasis <i>Central Composite Design</i> (CCD).....	30
2.5.4 Validasi dan Sinkronisasi Optimasi menggunakan Minitab.....	33

BAB III METODOLOGI PENELITIAN.....	35
3.1 Waktu dan Tempat Penelitian	35
3.1.1 Tempat	35
3.1.2 Waktu.....	35
3.2 Alat dan Bahan	36
3.2.1 Perangkat Keras (<i>Personal Computer</i>).....	36
3.2.2 Perangkat Keras (<i>3D Scanner</i>).....	36
3.2.3 Perangkat Lunak (<i>SolidWorks</i>).....	37
3.2.4 Perangkat Lunak (<i>ANSYS Workbench</i>).....	37
3.2.5 Perangkat Lunak (<i>Minitab</i>).....	37
3.3 Alur Penelitian.....	38
3.4 Prosedur Penelitian.....	40
3.4.1 Tahap pengambilan data organ tangan manusia.	40
3.4.2 Tahap Pemodelan <i>Orthosis Wrist</i> di <i>SolidWorks</i>	41
3.4.3 Tahap Simulasi Kekuatan Mekanis <i>Finite Element Analysis</i> (<i>ANSYS Workbench</i>)	43
3.4.4 Tahap Optimasi Desain <i>Response Surface Methodology</i> <i>ANSYS</i> : 46	
3.4.5 Tahap Validasi Model Statistik (<i>Response Surface Methodology</i> pada <i>Minitab</i>).	48
BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN	50
4.1 Simulasi Kekuatan <i>Static Structural Orthosis Wrist</i> dengan FEA Model	
50	
4.1.1 Diskritisasi Geometri dan Konvergensi Mesh.	50
4.1.2 Tegangan Ekuivalen.....	53
4.1.3 Deformasi Total	60
4.1.4 <i>Safety Factor</i>	63
4.1.5 Matriks Resume Performa Struktural <i>Baseline 3 mm</i>	66
4.2 Analisis <i>Response Surface Methodology</i> dengan Metode Optimasi	
Algoritma MOGA (<i>ANSYS</i>).....	67
4.2.1 Pemetaan Sensitivitas Parameter (<i>Local Sensitivity</i>)	68
4.2.2 Evaluasi Ruang Desain dan Titik Kelayakan (<i>Trade-Off Chart</i>)... 71	
4.2.3 Ekstraksi Kandidat Desain Optimal hasil MOGA	74

4.2.4	Resume Temuan Desain Optimal Deterministik ANSYS	78
4.3	Analisis <i>Response Surface Methodology</i> dengan Metode Optimasi Statistik dengan Kriteria Desirability (Minitab).....	79
4.3.1	Analisis Signifikansi Model Statistik (<i>Analysis of Variance / ANOVA</i>)	80
4.3.2	Pemetaan Permukaan Respons (<i>Contour Plot</i>).....	83
4.3.3	Optimasi Berbasis <i>Desirability Function</i>	91
4.3.4	Resume Validasi Model Statistik Permukaan Respons	93
4.4	Validasi Silang (<i>Cross-Validation</i>) dan Keputusan Desain Final	94
4.4.1	Komparisasi Numerik ANSYS MOGA vs Minitab Optimizer dan Validasi Teoritis.....	95
4.4.2	Finalisasi dan Justifikasi Desain	96
4.4.3	Resume Triangulasi Metode dan Keputusan Desain Final	98
BAB V PENUTUP.....		99
5.1	Kesimpulan.....	99
5.2	Saran.....	100
DAFTAR PUSTAKA		101
LAMPIRAN.....		105

DAFTAR GAMBAR

Gambar 1. 1. Grafik data total pasien fraktur RSAM tahun 2024..	1
Gambar 1. 2. Anatomi dan arah pergeseran tulang pada kasus <i>Smith's fracture</i> .	2
Gambar 2. 1. Fraktur <i>Wrist</i> .	15
Gambar 2. 2. Pencetakan 3D FDM.	13
Gambar 2. 3. <i>Orthosis</i> untuk Fraktur <i>Wrist</i> .	15
Gambar 2. 4. Pemindaian tangan menggunakan alat 3D scanning.	21
Gambar 2. 5. Pemodelan <i>orthosis</i> pada <i>SolidWorks</i> .	22
Gambar 2. 6. Struktur analisis modul <i>static structure</i> pada ANSYS.	26
Gambar 2. 7. Distribusi spasial titik faktorial, titik pusat, dan titik aksial pada <i>Central Composite Design (CCD)</i> untuk dua variabel.	32
Gambar 3. 1. Diagram alir pemrosesan data.	39
Gambar 3. 2. Pemindaian tangan menggunakan 3D <i>Scanner</i> .	40
Gambar 3. 3. <i>Add-ins ScanTo3D</i> .	41
Gambar 3. 4. Penghapusan area mesh yang tidak relevan.	42
Gambar 3. 5. Desain akhir <i>Orthosis Wrist</i> pada <i>SolidWorks</i> .	42
Gambar 3. 6. Modul <i>Static Structural</i> .	43
Gambar 3. 7. Area <i>Fixed Support</i> (warna biru) ortosis.	44
Gambar 3. 8. <i>Free Body Diagram orthosis wrist</i> .	45
Gambar 3. 9. Modul <i>Response Surface Optimizer</i> .	46
Gambar 3. 10. Objective dan Constrain untuk material PETG.	47
Gambar 4. 1. Visualisasi diskritisasi <i>mesh</i> pada model <i>orthosis</i> .	51
Gambar 4. 2. Grafik kurva konvergensi hubungan antara jumlah elemen terhadap nilai tegangan ekuivalen <i>von-Mises</i> .	52
Gambar 4. 3. Pemetaan visual distribusi Tegangan Ekuivalen pada struktur berbahan PETG.	53
Gambar 4. 4. Pemetaan visual distribusi Tegangan Ekuivalen pada struktur berbahan PLA.	54
Gambar 4. 5. Pemetaan visual distribusi Tegangan Ekuivalen pada struktur berbahan PP.	54

Gambar 4. 6. Diagram Benda Bebas pemodelan ortosis sebagai pipa kantilever.	55
Gambar 4. 7. Hasil pembacaan tegangan lokal sebesar 25,943 MPa pada area pergelangan tangan material PETG.	57
Gambar 4. 8. Hasil pembacaan tegangan lokal sebesar 25,979 MPa pada area pergelangan tangan material PLA.	57
Gambar 4. 9. Hasil pembacaan tegangan lokal sebesar 26,281 MPa pada area pergelangan tangan material PP.	58
Gambar 4. 10. Pemetaan visual Deformasi Total pada struktur orthosis berbahan PETG.	60
Gambar 4. 11. Pemetaan visual Deformasi Total pada struktur orthosis berbahan PLA.	61
Gambar 4. 12. Pemetaan visual Deformasi Total pada struktur orthosis berbahan PP.	61
Gambar 4. 13. Pemetaan visual distribusi Faktor Keamanan pada struktur berbahan PETG.	63
Gambar 4. 14. Pemetaan visual distribusi Faktor Keamanan pada struktur berbahan PLA.	63
Gambar 4. 15. Pemetaan visual distribusi Faktor Keamanan pada struktur berbahan PP.	64
Gambar 4. 16. Grafik sensitivitas variabel ketebalan terhadap respons desain pada material PETG.	68
Gambar 4. 17. Grafik sensitivitas variabel ketebalan terhadap respons desain pada material PLA.	69
Gambar 4. 18. Grafik sensitivitas variabel ketebalan terhadap respons desain pada material PP.	69
Gambar 4. 19. Grafik <i>Trade-Off</i> sebaran titik kelayakan (<i>feasible points</i>) material PETG.	71
Gambar 4. 20. Grafik <i>Trade-Off</i> sebaran titik kelayakan (<i>feasible points</i>) material PLA.	72
Gambar 4. 21. Grafik <i>Trade-Off</i> sebaran titik kelayakan (<i>feasible points</i>) material PP.	72

Gambar 4. 22. Hasil <i>Analysis of Variance</i> (ANOVA) untuk respons <i>Total Deformation</i>	80
Gambar 4. 23. Hasil <i>Analysis of Variance</i> (ANOVA) untuk respons <i>Equivalent Stress</i>	81
Gambar 4. 24. Hasil <i>Analysis of Variance</i> (ANOVA) untuk respons <i>Safety Factor</i>	81
Gambar 4. 25. <i>Grafik Contour Plot</i> interaksi antara ketebalan dan gaya terhadap <i>Total Deformation</i> pada material PETG.	84
Gambar 4. 26. <i>Grafik Contour Plot</i> interaksi Ketebalan dan Gaya terhadap <i>Total Deformation</i> pada material PLA	84
Gambar 4. 27. <i>Grafik Contour Plot</i> interaksi Ketebalan dan Gaya terhadap <i>Total Deformation</i> pada material PP	85
Gambar 4. 28. <i>Grafik Contour Plot</i> interaksi ketebalan dan Gaya terhadap <i>Equivalent Stress</i> pada material PETG.	86
Gambar 4. 29. <i>Grafik Contour Plot</i> interaksi ketebalan dan Gaya terhadap <i>Equivalent Stress</i> pada material PLA.....	87
Gambar 4. 30. <i>Grafik Contour Plot</i> interaksi Ketebalan dan Gaya terhadap <i>Equivalent Stress</i> pada material PP.	87
Gambar 4. 31. <i>Grafik Contour Plot</i> interaksi Ketebalan dan Gaya terhadap <i>Safety Factor</i> pada material PETG	89
Gambar 4. 32. <i>Grafik Contour Plot</i> interaksi ketebalan dan gaya terhadap <i>Safety Factor</i> pada material PLA.	89
Gambar 4. 33. <i>Grafik Contour Plot</i> interaksi Ketebalan dan Gaya terhadap <i>Safety Factor</i> pada material PP.....	90
Gambar 4. 34. Hasil <i>Response Optimizer</i> Minitab untuk pencarian parameter desain terbaik.....	92

DAFTAR TABEL

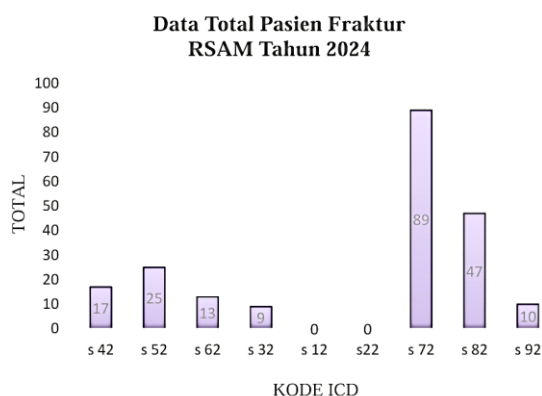
Tabel 3. 1. Waktu penelitian.....	35
Tabel 3. 2. Spesifikasi Teknis Creality CR-Scan 01	36
Tabel 3. 3. Karakteristik Mekanis Material.....	44
Tabel 4. 1. Hasil Komparasi Kelayakan Tegangan Ekuivalen pada Ketebalan Awal (<i>baseline</i>) 3 mm.....	54
Tabel 4. 2. Matriks Hasil Triangulasi Tegangan Teoritis Terhadap Nilai Numerik Lokal	58
Tabel 4. 3. Hasil Komparasi Kelayakan Deformasi Total pada Ketebalan Awal (<i>baseline</i>) 3 mm.....	61
Tabel 4. 4. Hasil Komparasi Kelayakan Faktor Keamanan pada Ketebalan Awal (<i>baseline</i>) 3 mm	64
Tabel 4. 5. Desain (<i>Candidate Points</i>) terbaik untuk material PETG.....	74
Tabel 4. 6. Desain (<i>Candidate Points</i>) terbaik untuk material PLA	75
Tabel 4. 7. Desain (<i>Candidate Points</i>) terbaik untuk material PP.....	75
Tabel 4. 8. Komparasi Parameter Titik Kandidat Optimal Final Hasil Komputasi ANSYS MOGA	76
Tabel 4. 9. Komparasi Nilai Respons Mekanis dan Persentase Galat (<i>Error</i>) pada Titik Desain Optimal PLA	95

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Fraktur merupakan salah satu masalah kesehatan global yang signifikan dengan prevalensi yang terus meningkat. Data *World Health Organization* (WHO) tahun 2020 menyatakan bahwa kasus fraktur mencapai kurang lebih 13 juta orang dengan angka prevalensi sebesar 2,7%, di mana cedera ekstremitas atas menjadi salah satu penyumbang terbesar. Di Indonesia, berdasarkan proyeksi data Kementerian Kesehatan, Indonesia mencatatkan angka kejadian fraktur tertinggi di Asia Tenggara dengan 1,3 juta kasus setiap tahunnya. Secara regional, di Provinsi Lampung tercatat 1,6% penduduk mengalami cedera akibat kecelakaan (Gerung, 2025). Tingginya tingkat cedera ini juga tercermin pada data rekam medis pasien fraktur di Rumah Sakit Umum Daerah Abdul Moeloek (RSAM) Lampung periode Januari hingga Juni 2024, sebagaimana ditunjukkan pada Gambar 1.1.



Gambar 1.1. Grafik data total pasien fraktur RSAM tahun 2024.

Dari berbagai kasus cedera ekstremitas atas, fraktur distal radius merupakan jenis yang paling sering dijumpai. Kondisi ini menjadi sangat kritis pada kasus *Smith's fracture*, yaitu fraktur yang terjadi akibat benturan saat pergelangan tangan berada dalam posisi fleksi. Hal ini mengakibatkan pergeseran fragmen patahan tulang ke arah *volar* (telapak tangan bagian dalam), sebagaimana diilustrasikan pada Gambar 1.2.



Gambar 1.2. Anatomi dan arah pergeseran tulang pada kasus *Smith's fracture*.

Penanganan medis untuk *Smith's fracture* umumnya memerlukan imobilisasi yang stabil menggunakan gips atau ortosis untuk menjaga posisi tulang dan mencegah *malunion* selama fase penyembuhan (Sala-Pujals et al., 2025). Namun, metode imobilisasi konvensional menggunakan gips sering kali dianggap kurang ideal, terutama bagi pasien usia produktif, karena bobotnya yang berat, sifat material yang menyerap kelembapan, serta sirkulasi udara yang buruk sehingga berisiko memicu iritasi kulit.

Seiring dengan kemajuan teknologi manufaktur aditif, pencetakan 3D (*3D printing*) hadir sebagai solusi untuk memproduksi ortosis yang presisi dan dipersonalisasi mengikuti anatomi unik pasien (Choo et al., 2020). Rekayasa balik menggunakan pemindaian 3D dan perangkat lunak CAD (seperti SolidWorks) memungkinkan desain alat yang lebih ergonomis. Meskipun demikian, transisi dari gips konvensional ke ortosis cetak 3D masih memiliki celah teknis (*research gap*). Penentuan parameter desain krusial, seperti ketebalan dinding alat, sering kali masih dilakukan secara intuitif atau menggunakan pendekatan *trial-and-error*. Pendekatan ini berisiko menghasilkan ortosis yang terlalu tebal sehingga membebani pasien, atau terlalu tipis sehingga rentan mengalami kegagalan mekanis. Penelitian sebelumnya oleh Gerung (2025) telah mengeksplorasi optimasi topologi untuk efisiensi massa ortosis, namun belum secara spesifik mengoptimalkan ketebalan dinding material terhadap beban fungsional ekstrem pada posisi fleksi.

Oleh karena itu, optimasi ketebalan ortosis secara komputasional menjadi sangat krusial untuk menjamin integritas struktural alat sebelum diproduksi. Penelitian ini mengusulkan integrasi pemodelan CAD dengan analisis elemen hingga (*Finite Element Analysis*) pada perangkat lunak ANSYS Workbench, yang dipadukan dengan *Response Surface Methodology* (RSM). Fokus utama penelitian ini adalah menemukan ketebalan paling optimal dari tiga jenis material termoplastik (PETG, PLA, dan PP) yang mampu menahan beban fungsional pria usia produktif sebesar 500-550 Newton pada posisi fleksi 45° (Smith et al., 2018; Roman-Liu et al., 2021). Melalui pendekatan statistik RSM, pemetaan hubungan antara ketebalan material dan indikator mekanis (deformasi, tegangan, dan *Safety Factor*) dapat dilakukan secara terstruktur. Hasil akhirnya diharapkan mampu menghasilkan desain *orthosis wrist* tervalidasi yang menyeimbangkan efisiensi dimensi dengan batas aman klinis, yaitu defleksi maksimal 2 mm (Mulders et al., 2017) dan *Safety Factor* 1,5 (International Organization for Standardization, 2016), guna memenuhi kebutuhan rehabilitasi pasien fraktur di Indonesia.

1.2 Rumusan Masalah

Dari latar belakang masalah di atas dapat dirumuskan permasalahannya adalah sebagai berikut:

1. Bagaimana pengaruh variasi jenis material, rentang ketebalan (3-7 mm), dan beban gaya resultan (500-550 N) dengan sudut 45° terhadap karakteristik mekanis (*Equivalent Stress*, *Total Deformation*, dan *Safety Factor*) pada model ortosis pergelangan tangan?
2. Bagaimana konfigurasi optimal antara jenis material dan ketebalan ortosis yang memenuhi kriteria keamanan struktural berdasarkan standar ISO dengan batasan deformasi maksimal 2 mm?
3. Bagaimana signifikansi parameter desain dan tingkat validitas hasil optimasi komputasi numerik jika dibandingkan dengan model regresi statistik?

1.3 Tujuan Penelitian

Adapun tujuan dari penelitian ini antara lain:

1. Menganalisis pengaruh variabel ketebalan, gaya resultan, dan jenis material (PLA, PETG, PP) terhadap respons mekanis (*Total Deformation*, *Equivalent Stress*, dan *Safety Factor*) pada model *orthosis* pergelangan tangan.
2. Menentukan parameter desain (material dan ketebalan) yang paling optimal dan efisien untuk *orthosis wrist* dengan mematuhi batasan klinis deformasi maksimal 2,0 mm.
3. Memvalidasi tingkat akurasi antara hasil optimasi deterministik pada ANSYS dan prediksi statistik pada Minitab untuk menjamin keandalan model desain yang direkomendasikan.

1.4 Manfaat Penelitian

Adapun manfaat dari penelitian ini antara lain :

1. Memberikan rekomendasi desain *wrist orthosis* yang presisi, aman, dan efisien secara struktural untuk meningkatkan efektivitas terapi konservatif pada fraktur pergelangan tangan.
2. Menjadi acuan dalam proses manufaktur *orthosis* menggunakan teknologi pencetakan 3D (*3D printing*) agar hasil cetak lebih akurat dan optimal dari segi penggunaan bahan.
3. Menyediakan metode sistematis melalui *Response Surface Methodology* (RSM) untuk optimasi desain *orthosis* yang dapat dijadikan referensi dalam pengembangan alat bantu medis serupa

1.5 Batasan Masalah

Adapun Batasan masalah dari penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Desain ortosis difokuskan pada model imobilisasi untuk kasus *patah pergelangan tangan (Smith's Fracture)*.
2. Material yang dianalisis adalah filament 3D *printing* (PETG, PLA, dan PP) dengan sifat material yang didefinisikan secara spesifik dalam perangkat lunak simulasi.
3. Variasi ketebalan model ortosis dibatasi pada rentang 3–7 mm.
4. Pembebanan dilakukan secara statis dengan menggunakan Gaya Resultan sebesar 500 N hingga 550 N yang diaplikasikan pada sudut 45° mengikuti pembebanan flexi.
5. Metode simulasi menggunakan *ramped loading* untuk memperoleh data transisi beban yang akurat.
6. Parameter keluaran (*output*) yang dianalisis meliputi *Equivalent Stress*, *Total Deformation*, dan *Safety Factor*.
7. Fokus penelitian hanya pada optimasi ketebalan *orthosis wrist* untuk terapi fraktur tanpa melibatkan aspek desain seperti bentuk, estetika dan sistem ventilasi udara tidak menjadi fokus analisis.

8. Geometri tangan pasien diperoleh menggunakan pemindaian 3D (*3D scanning*) yang sudah tersedia, dan pemodelan desain digital dilakukan menggunakan perangkat lunak CAD (SolidWorks).
9. Analisis optimasi ketebalan menggunakan simulasi ANSYS Workbench, dan Minitab, tanpa pengkajian eksperimen langsung.
10. Pengolahan data dan pencarian titik optimal menggunakan metode *Response Surface Methodology* (RSM) dengan desain *Central Composite Design* (CCD) *face centered*
11. Kriteria optimasi dinyatakan berhasil jika model memiliki Safety Factor minimal 1,5 dan Total Deformation tidak melebihi 2 mm.

1.6 Sistematika Penulisan

Adapun sistematika penulisan untuk penyusunan laporan tugas akhir ini sebagai berikut :

I. PENDAHULUAN

Bab ini mencakup pengantar yang memuat latar belakang masalah, perumusan masalah, tujuan penelitian, manfaat penelitian, batasan masalah, serta sistematika penulisan laporan.

II. TINJAUAN PUSTAKA

Bab ini memuat landasan teori yang mendukung penelitian, meliputi tinjauan medis mengenai fraktur pergelangan tangan, karakteristik material *3D printing*, simulasi *Finite Element Analysis* (FEA), teori kegagalan material, serta konsep optimasi menggunakan *Response Surface Methodology* (RSM).

III. METODOLOGI PENELITIAN

Bab ini menguraikan tahapan penelitian secara sistematis, meliputi persiapan alat dan bahan, pemodelan geometri, pengaturan boundary

condition di ANSYS, desain eksperimen (DOE), hingga prosedur validasi silang antara perangkat lunak simulasi dan statistik.

IV. HASIL DAN PEMBAHASAN

Bab ini menyajikan data hasil simulasi, analisis, grafik optimasi (*Optimization Plot*), komparasi performa antar material, serta pembahasan mendalam mengenai tercapainya titik desain optimal yang memenuhi standar klinis.

V. PENUTUP

Bab ini berisi kesimpulan akhir dari penelitian yang menjawab tujuan penelitian, beserta saran-saran perbaikan yang dapat direkomendasikan untuk pengembangan penelitian selanjutnya.

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Fraktur Pergelangan Tangan

Fraktur adalah terputusnya kontinuitas struktur tulang yang umumnya disebabkan oleh trauma fisik atau tekanan yang melebihi kapasitas absorpsi tulang. Di antara berbagai jenis fraktur, fraktur radius distal merupakan kasus yang paling sering ditemui dalam praktik ortopedi, mencakup sekitar 17,5% dari seluruh kejadian fraktur di dunia. Distribusi kejadian cedera ini bersifat bimodal, yakni sering menimpa kelompok usia dewasa muda akibat trauma energi tinggi (seperti kecelakaan lalu lintas atau cedera olahraga), serta kelompok lanjut usia akibat trauma energi rendah yang diperburuk oleh kondisi osteoporosis. Fraktur *wrist* merupakan kerusakan atau patahnya tulang radius pada bagian distal (dekat pergelangan tangan), yang merupakan salah satu fraktur paling umum di dunia akibat trauma langsung atau tidak langsung (Ihza et al., 2022). Pada Gambar 2. 1., merupakan fraktur yang terjadi pada pergelangan tangan (*wrist*). Fraktur ini sering kali menyebabkan gangguan fungsi tangan dan nyeri yang signifikan, sehingga membutuhkan penanganan yang tepat untuk mengembalikan fungsi normal.



Gambar 2. 1. Fraktur *Wrist*

Patah tulang yang terjadi pada bagian ujung tulang radius dekat pergelangan tangan, dan merupakan salah satu jenis fraktur yang paling sering ditemukan dalam praktik ortopedi (Susanti, 2023). Cedera ini biasanya terjadi akibat trauma langsung atau tidak langsung, seperti jatuh dengan tangan terulur atau kecelakaan lalu lintas, sehingga menyebabkan gangguan fungsi pada ekstremitas atas. Epidemiologi fraktur menunjukkan bahwa insidennya cukup tinggi, terutama pada dua kelompok usia yaitu dewasa muda yang mengalami trauma energi tinggi, dan lanjut usia, khususnya perempuan, yang mengalami trauma energi rendah akibat osteoporosis (Ihza et al, 2022). Data penelitian di RSUD Abdul Wahab Sjahranie Samarinda menyebutkan bahwa fraktur paling banyak ditemukan pada kelompok usia 10-19 tahun sebanyak 19,9%, dengan dominasi jenis kelamin laki-laki sebanyak 59,6 (Ihza et al, 2022).

2.1.1 Klasifikasi Fraktur *Wrist*

Fraktur *wrist* merupakan salah satu jenis fraktur yang paling sering ditemukan dan memiliki berbagai bentuk serta pola yang berbeda-beda, yang diklasifikasikan untuk memudahkan diagnosis dan penanganan. Berdasarkan hasil penelitian di RSUD Abdul Wahab Sjahranie Samarinda oleh Ihza (2022), mayoritas fraktur berupa fraktur tertutup (93,8%) dengan variasi tipe fraktur meliputi fraktur Colles (14,4%),

Smith (7,5%), multiple fracture (33,6%), dan fraktur yang tidak teridentifikasi secara spesifik (44,5%) berdasarkan diagnosis klinis dan radiologis.

Menurut Yadnya dan Wijaya (2022), fraktur *wrist* dapat diklasifikasikan menjadi beberapa jenis utama seperti fraktur Colles, yang merupakan fraktur ekstra *artikular* dengan deformasi “garpu makan malam” akibat pergeseran dorsal fragmen tulang, serta fraktur Smith yang terjadi bila terjadi pergeseran *volar* fragmen akibat mekanisme trauma berbeda. Fraktur radius distal memiliki beberapa klasifikasi klinis berdasarkan arah pergeseran fragmen tulangnya. Jika fragmen distal bergeser ke arah punggung tangan (dorsal), kasus tersebut dikenal sebagai Fraktur Colles. Sebaliknya, jika trauma fisik menyebabkan pergeseran fragmen tulang ke arah telapak tangan (*volar* atau *palmar*), cedera ini diklasifikasikan sebagai Fraktur Smith atau sering disebut *Reverse Colles*. Mengingat arah gaya pembebanan yang dievaluasi dalam penelitian ini difokuskan pada ketahanan struktur terhadap dorongan ke arah bawah (telapak tangan), maka Fraktur Smith merupakan landasan kasus klinis yang paling relevan.

Secara biomekanis, penatalaksanaan Fraktur Smith menggunakan *orthosis* bertujuan untuk memberikan fiksasi yang kaku guna mencegah fragmen tulang kembali bergeser ke arah *volar*. Dalam pengujian kelayakan desain, *orthosis* harus disimulasikan menerima pembebanan dinamis yang merepresentasikan aktivitas fungsional ekstrem pasien. Merujuk pada pemodelan biomekanika di perangkat lunak ANSYS, kondisi ini disimulasikan dengan memberikan tumpuan tetap (*fixed support*) pada area proksimal (bawah lengan), sementara gaya resultan sebesar 500 N hingga 550 N (Roman-Liu et al. 2021) diaplikasikan dengan sudut kemiringan 45 derajat mengarah langsung ke permukaan *volar* (Smith et al. 2018).

Pemilihan besaran gaya ekstrem ini ditujukan untuk memvalidasi *worst-case scenario* (skenario terburuk) dari beban fisiologis. Agar

desain *orthosis* dinyatakan aman untuk terapi konservatif Fraktur Smith, struktur tersebut harus mampu mendistribusikan tegangan tanpa mengalami deformasi yang melebihi batas toleransi klinis sebesar 2 mm, serta wajib mempertahankan nilai *Safety Factor* (SF) minimal di angka 1,5.

Klasifikasi ini sering digunakan untuk menentukan tata laksana serta prediksi hasil terapi. Beberapa sistem klasifikasi yang banyak digunakan dalam praktik ortopedi dan penelitian meliputi klasifikasi yang membagi fraktur berdasarkan keterlibatan *artikular* dan *displacement*, klasifikasi yang menekankan keterlibatan fraktur terbuka atau tertutup dan klasifikasi derajat yang membagi fraktur berdasarkan tingkat kompleksitas dan keterlibatan sendi secara lebih rinci (Wijonarko, 2023)

2.1.2 Problematika Terapinya

Penanganan pada fraktur merupakan pilihan utama untuk fraktur yang stabil dan tidak memerlukan intervensi bedah. Proses ini diawali dengan reduksi tertutup untuk mengembalikan fragmen tulang ke posisi anatomis yang sesuai, kemudian dilanjutkan dengan imobilisasi menggunakan *gips* atau *orthosis* pergelangan tangan selama masa penyembuhan. Pemantauan posisi fragmen selama masa imobilisasi sangat penting dan dilakukan secara berkala melalui pemeriksaan rontgen untuk menghindari komplikasi pergeseran fragmen. Imobilisasi biasanya berlangsung antara 4 hingga 6 minggu tergantung pada tingkat keparahan fraktur dan respons penyembuhan pasien (Ihza et al, 2022).

Selain itu, *orthosis wrist* yang dibuat dengan bahan *thermoplastic* dan teknik manufaktur aditif (*3D printing*) menawarkan solusi stabilisasi yang presisi, ringan, dan nyaman bagi pasien. Teknologi ini memungkinkan kustomisasi penuh sesuai anatomi pasien, yang dapat meningkatkan efektivitas terapi dan kenyamanan selama masa pemulihan (Harun et al., 2023). Dalam beberapa kasus, apabila fraktur mengalami pergeseran selama masa penanganan atau terdapat indikasi

lain seperti ketidakstabilan, maka intervensi bedah seperti *Open Reduction and Internal Fixation* (ORIF) menjadi pilihan agar hasil penyembuhan optimal dapat dicapai

2.2 Manufaktur Aditif Pencetakan 3D

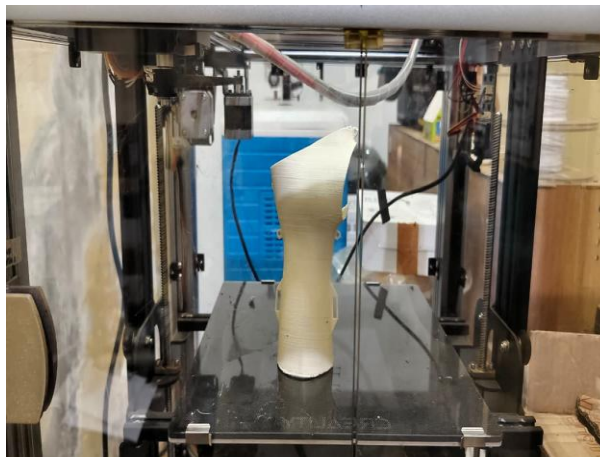
Teknologi Manufaktur Aditif (*Additive Manufacturing*) atau pencetakan 3D (*3D Printing*) merupakan proses fabrikasi yang membangun objek fisik tiga dimensi secara berlapis (*layer-by-layer*) secara langsung dari model digital *Computer-Aided Design* (CAD). Salah satu metode yang paling lazim digunakan adalah *Fused Deposition Modeling* (FDM), di mana material filamen termoplastik dilelehkan melalui *nozzle* ekstrusi dan diendapkan sesuai dengan algoritma koordinat geometris.

Implementasi pencetakan 3D di bidang ortotik dan prostetik menawarkan strategi revolusioner dalam mengatasi keterbatasan metode konvensional. Teknologi ini mampu mereduksi biaya produksi, meminimalisir ketergantungan pada tenaga kerja manual, serta meningkatkan kecepatan pelayanan medis. Keunggulan utama pencetakan 3D terletak pada kemampuannya untuk memproduksi perangkat medis yang dikustomisasi secara personal dengan akurasi tinggi, sehingga tingkat kepatuhan dan kenyamanan pasien selama masa pemulihan dapat meningkat secara drastis.

Manufaktur aditif (*additive manufacturing*) dikembangkan sebagai teknologi *rapid prototyping* yang bekerja dengan membangun suatu objek melalui penambahan bahan secara lapis demi lapis (Peng, et al, 2021). Teknologi ini memungkinkan para desainer untuk membuat prototipe fisik yang sangat akurat secara langsung dari model 3D CAD dalam waktu yang singkat. Metode ini sangat cocok untuk menghasilkan komponen dengan desain yang kompleks, seperti kurva dan bentuk bebas, yang memiliki batasan dalam geometri permukaan bidangnya. Dalam proses manufaktur aditif, objek tiga dimensi dibentuk langsung oleh mesin manufaktur yang tidak memerlukan alat-alat pemrosesan tambahan seperti pada teknik manufaktur subtraktif.

Proses ini juga dikenal dengan istilah pencetakan tiga dimensi atau *3D printing* (Gebhardt, 2012).

Salah satu keunggulan utama dari manufaktur aditif adalah kemampuannya untuk membuat bentuk yang sangat rumit dan geometris yang tidak dapat dengan mudah diproduksi secara konvensional, sehingga cocok untuk desain *orthosis* yang ergonomis dan sesuai secara personal. Selain itu, proses ini meminimalkan limbah material karena bahan hanya digunakan sesuai volume yang dibutuhkan untuk membangun objek secara bertahap. Teknologi yang umum digunakan termasuk *Selective Laser Sintering* (SLS), *Stereolithography* (SLA), dan *Fused Deposition Modeling* (FDM) seperti pada Gambar 2. 2. masing-masing menawarkan keunggulan yang berbeda seperti kekuatan material, kecepatan produksinya, dan tingkat detail hasil cetak. Pada praktiknya, bahan yang sering digunakan meliputi *nylon*, PLA, PETG, dan serat karbon, yang memiliki karakteristik kekuatan dan fleksibilitas berbeda sesuai kebutuhan *ortosis*.



Gambar 2. 2. Pencetakan 3D FDM.

Proses dimulai dengan pemodelan desain 3D menggunakan *software* yang kemudian diubah menjadi *file slice* oleh perangkat lunak menjadi yang dapat dibaca oleh printer. Filamen yang telah dipanaskan akan melewati *nozzle* dan diendapkan secara presisi pada sebuah platform cetak, membentuk lapisan demi lapisan objek hingga selesai. Setelah satu lapisan terbentuk, platform

cetak bergerak turun sesuai ketebalan lapisan, kemudian proses dilanjutkan sampai seluruh objek selesai.

Beberapa parameter dalam proses FDM yang mempengaruhi kualitas cetakan adalah suhu *nozzle*, kecepatan ekstrusi dan cetak, ketebalan lapisan, serta arah cetak. Pengaturan parameter ini disesuaikan berdasarkan jenis bahan yang digunakan dan karakteristik produk yang diinginkan untuk mengoptimalkan kekuatan, ketelitian, dan permukaan objek cetak. Sebagai contoh, *nozzle* dengan diameter kecil dan lapisan cetak yang tipis menghasilkan permukaan halus dan detail presisi tinggi, walaupun akan meningkatkan waktu dalam proses pencetakan (Redwood et al, 2017).

2.3 *Orthosis Wrist*

Orthosis adalah alat bantu medis yang kerap digunakan dalam terapi untuk penanganan berbagai kondisi, termasuk fraktur . Pada terapi fraktur , *orthosis* berfungsi sebagai media imobilisasi yang dapat menjaga stabilitas fragmen tulang pada posisi anatomis selama proses penyembuhan berlangsung. Selain itu, *orthosis* juga berperan dalam mengurangi rasa nyeri, mencegah pergerakan berlebihan yang dapat memperburuk cedera, dan meminimalkan pembengkakan pada pergelangan tangan. Fungsi utama *orthosis* dalam terapi adalah untuk memastikan bahwa bagian yang cedera tetap dalam posisi yang benar dan aman seperti pada gambar 2. 3., sehingga proses penggabungan kembali tulang dapat berjalan optimal.



Gambar 2. 3. *Orthosis* untuk Fraktur *Wrist*

Orthosis yang tepat tidak hanya menstabilkan area fraktur, tetapi juga mendukung pemulihan fungsi sendi dan otot di sekitar area yang mengalami cedera. Penggunaan *orthosis* yang presisi dan nyaman juga meningkatkan kepatuhan pasien selama masa rehabilitasi, yang sangat penting untuk kesuksesan terapi (Susanti, 2023).

Ortosis wrist (pergelangan tangan) adalah alat bantu medis fungsional yang dirancang untuk menstabilkan atau mengimobilisasi sendi selama proses penyembuhan fraktur. Untuk menciptakan ortosis yang ergonomis, metode Reverse Engineering diterapkan dengan menggunakan 3D *Scanner* untuk mengakuisisi data anatomi tangan pasien menjadi *point cloud* digital. Model digital ini kemudian diproses melalui metode *surface offsetting* untuk menghasilkan struktur cangkang ortosis yang menempel sempurna pada profil kulit pasien, sehingga mampu mendistribusikan tekanan secara merata dan menghindari titik tumpu yang menyakitkan.

Selain itu, *orthosis wrist* dapat membantu mengurangi kekakuan sendi dan kontraktur yang sering ditemukan akibat imobilisasi yang lama. Melalui penggunaan *wrist* yang dapat dikustomisasi dan disesuaikan dengan anatomi pasien seperti teknologi manufaktur 3D *printing*, *orthosis* dapat memberikan

dukungan yang lebih baik dengan bobot ringan dan ventilasi yang optimal sehingga kenyamanan selama penggunaan maksimal (Cha et al., 2017).

2.3.1 Fungsi dan Manfaat *Orthosis Wrist*

Orthosis wrist merupakan alat bantu yang dirancang untuk memberikan dukungan dan stabilisasi pada bagian tangan yang mengalami cedera atau gangguan fungsi, termasuk pada kasus fraktur . Fungsi utama *orthosis wrist* dalam terapi adalah menjaga posisi tulang yang mengalami fraktur agar tetap stabil selama proses penyembuhan, mencegah pergeseran fragmen tulang serta meminimalisir rasa nyeri dan pembengkakan (Jones, 2016). *Orthosis* juga membantu mengurangi beban mekanis pada area yang cedera, sekaligus memungkinkan mobilitas terbatas sehingga mempercepat pemulihan fungsi.

Manfaat *orthosis wrist* tidak hanya dari sisi mekanik, tetapi juga dari aspek rehabilitasi, di mana *orthosis wrist* dapat digunakan untuk menjaga dan melatih rentang gerak sendi agar tidak terjadi kekakuan dan kontraktur akibat imobilisasi yang terlalu lama. Penggunaan *wrist* dinamik, misalnya, memberikan regangan yang lembut dan konstan, sehingga dapat membantu meningkatkan mobilitas dan mengurangi spastisitas pada ekstremitas atas pasca trauma (Curtis, 2019).

Orthosis wrist juga dapat dibuat dengan menggunakan bahan *thermoplastic* yang ringan dan mudah dibentuk, sehingga dapat dikustomisasi secara presisi berdasarkan anatomi pasien menggunakan teknologi manufaktur aditif (*3D printing*). Teknologi ini memungkinkan pembuatan *orthosis* yang lebih nyaman, ringan, dan efektif dalam menstabilkan fraktur dibandingkan dengan metode imobilisasi tradisional seperti *gips* (Sarışahin et al., 2024). Desain yang dapat disesuaikan secara individual ini meningkatkan kepatuhan pasien dalam menggunakan *orthosis* selama masa penyembuhan. Selain itu, *orthosis wrist* juga mendukung proses rehabilitasi dengan memberikan dukungan ergonomis untuk aktivitas sehari-hari, sehingga pasien dapat

menjalani aktivitas dengan lebih nyaman sambil tetap melindungi area cedera (Khasnabis, 2015). Manfaat ini sangat menunjang keberhasilan terapi dalam menghasilkan fungsi tangan dan pergelangan yang optimal setelah fraktur .

2.3.2 Material *Orthosis*

Material yang digunakan untuk pembuatan *orthosis wrist* sangat memengaruhi fungsi mekanis, kenyamanan, dan tingkat efektivitas terapi fiksasi. Dengan berkembangnya teknologi manufaktur aditif (*3D Printing Fused Deposition Modeling / FDM*), pembuatan ortosis kini beralih menggunakan polimer termoplastik yang dapat dicetak secara presisi menyesuaikan anatomi individu pasien (Sarişahin et al., 2024).

Syarat mutlak dalam perancangan alat medis yang bersentuhan langsung dengan kulit pasien (seperti ortosis) bukan sekadar kekuatan mekanis, melainkan biokompatibilitas yakni sifat material yang tidak beracun (*non-toxic*), tidak menyebabkan iritasi atau alergi pada kulit (*hypoallergenic*), serta aman terhadap keringat. Berdasarkan kriteria mekanis dan medis tersebut, penelitian ini mengevaluasi tiga material termoplastik yang secara ekstensif telah diteliti kelayakannya untuk aplikasi ortotik dan prostetik, yaitu:

1. *Polylactic Acid (PLA)*

PLA adalah polimer *biodegradable* yang terbuat dari bahan alami seperti pati jagung atau tebu. Secara mekanis, PLA memiliki kekakuan (Modulus Young) dan *Yield Strength* yang tinggi, menjadikannya sangat ideal untuk menahan beban fraktur agar tulang tidak bergeser. Secara medis, PLA telah diakui oleh *Food and Drug Administration (FDA)* sebagai material yang sangat biokompatibel (aman untuk tubuh). Berbagai penelitian medis menegaskan bahwa PLA tidak bereaksi toksik terhadap jaringan kulit, sehingga sering digunakan tidak hanya untuk ortosis luar, tetapi juga untuk implan tulang di dalam tubuh.

2. *Polyethylene Terephthalate Glycol (PETG)*

PETG merupakan modifikasi dari material PET yang sering digunakan pada botol air minum. Penambahan glikol membuat material ini lebih tahan banting (*impact resistant*) dan tidak mudah rapuh dibandingkan PLA. Secara keamanan, PETG memiliki sifat *chemically inert* (tidak bereaksi terhadap zat kimia seperti alkohol atau keringat), sehingga mudah disterilisasi menggunakan disinfektan medis tanpa merusak struktur plastiknya. Material ini sangat aman untuk kontak langsung dengan kulit (*skin-safe*) dan sering digunakan dalam pembuatan perangkat medis cetak 3D yang membutuhkan durabilitas tinggi.

3. *Polypropylene (PP)*

Dalam industri ortotik dan prostetik konvensional, PP sering dianggap sebagai "standar emas" (*gold standard*) karena ketahanannya yang sangat tinggi terhadap kelelahan (*fatigue resistance*) dan bobotnya yang sangat ringan (densitas rendah). Meskipun dalam proses cetak 3D material ini memiliki Modulus Young yang rendah (sangat lentur), PP memiliki rekam jejak biokompatibilitas yang luar biasa. PP secara biologis sangat lembam (*inert*), tahan terhadap bakteri, dan tidak menyerap kelembapan, sehingga sangat aman digunakan untuk pasien dengan kulit sensitif selama masa rehabilitasi jangka panjang.

Pemilihan dan optimasi ketiga material ini (PLA, PETG, dan PP) bertujuan untuk menemukan keseimbangan paling presisi antara kekuatan mekanis yang dibutuhkan untuk fiksasi tulang dan keamanan biokompatibel yang diwajibkan dalam standar alat rehabilitasi medis.

2.3.3 Aplikasi Klinis *Orthosis Wrist*

Desain *orthosis wrist* merupakan aspek penting yang menentukan efektivitas alat dalam terapi serta kenyamanan pengguna selama pemakaian. *Orthosis* yang didesain dengan baik harus mampu menyesuaikan dengan anatomi tubuh pasien, memberikan dukungan

optimal pada area cedera, dan meminimalkan tekanan berlebih yang dapat menyebabkan iritasi atau luka pada kulit (Mufarrih et al., 2023).

Teknologi seperti *reverse engineering* dan *rapid prototyping* digunakan untuk menghasilkan model *orthosis* yang presisi dan sesuai bentuk tangan atau anggota tubuh lain pasien. Hal ini meningkatkan kenyamanan pemakaian karena *orthosis* dibuat khusus sesuai dimensi dan kontur pasien, sehingga mampu mendistribusikan tekanan secara merata dan menghindari titik-titik tekanan yang tajam (Mufarrih et al., 2023). Faktor kenyamanan tidak hanya berkaitan dengan bentuk dan ukuran, tetapi juga material yang digunakan, bobot *orthosis*, ventilasi, serta kemudahan pemakaian dan pelepasan. *Orthosis* yang ringan dengan sistem pengikat yang mudah diatur akan meningkatkan kepatuhan pasien dalam menggunakan alat, yang sangat penting untuk keberhasilan terapi (Hatguina et al., 2023).

Desain *orthosis* memperhatikan kemudahan pengguna saat mengenakan dan melepaskan alat, termasuk posisi tubuh saat pemakaian. Sebagai contoh, posisi duduk di kursi dengan dukungan alas yang sesuai dapat membantu pasien mengenakan *orthosis* dengan lebih nyaman dan mengurangi risiko cedera tambahan akibat posisi yang salah (Hatguina et al., 2023). Selain itu, desain *orthosis* harus memperhitungkan aktivitas pengguna sehari-hari agar tidak menghambat gerak dan fungsi tangan secara keseluruhan. Desain ergonomis yang fleksibel namun tetap kokoh sangat dibutuhkan untuk mendukung stabilitas tanpa mengorbankan kenyamanan (Mufarrih et al., 2023).

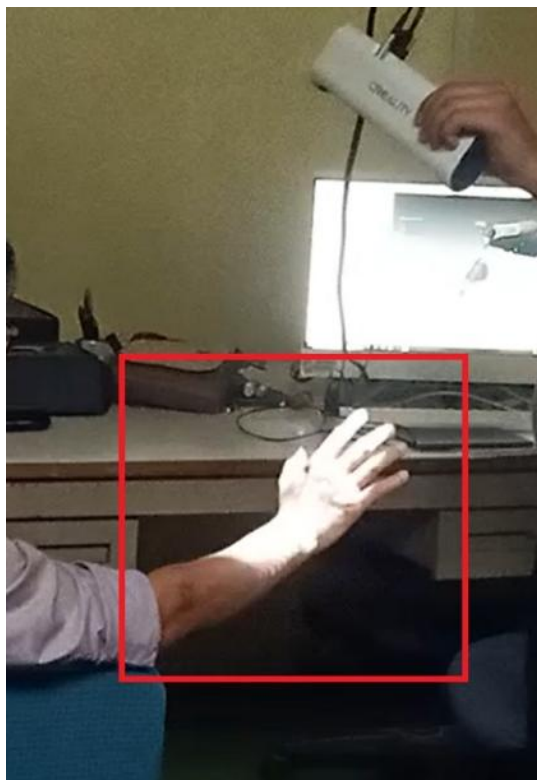
2.4 Rekayasa Terbalik (*Reverse Engineering*) dan Pemindaian 3D

Rekayasa terbalik atau *Reverse Engineering* (RE) merupakan metodologi rekayasa yang dilakukan dengan cara mengekstraksi informasi desain dari

suatu objek fisik yang sudah ada untuk kemudian dikonversi menjadi model digital 3D. Dalam pengembangan perangkat ortotik kustom, RE menjadi prosedur wajib guna menjamin tingkat kecocokan geometris yang presisi antara alat bantu dan anatomi pasien yang unik. Teknologi seperti pemindaian 3D (*3D scanning*), perangkat lunak desain berbantuan komputer (*Computer-Aided Design/CAD*), dan pencetakan 3D (*3D printing*) memungkinkan proses pembuatan *orthosis* yang lebih presisi, efisien, dan personalisasi sesuai dengan anatomi pasien. Pemindaian 3D memungkinkan pengambilan data dimensi tubuh pasien secara akurat tanpa kontak fisik yang langsung, sehingga detail bentuk dan kontur anggota tubuh yang akan diberi *orthosis* bisa didapatkan dengan tepat. Data ini kemudian diolah melalui perangkat lunak CAD untuk membuat model digital *orthosis* yang disesuaikan dengan kebutuhan pasien, termasuk area-area yang butuh penyangga khusus atau ruang bagi pergerakan sendi tertentu (Mufarrih et al., 2023).

Model digital tersebut bisa dicetak menggunakan teknologi aditif *manufacturing* atau pencetakan 3D, menghasilkan *orthosis* yang ringan, kuat, serta nyaman dipakai karena benar-benar sesuai bentuk tubuh pasien. Dengan metode ini, waktu produksi alat bisa dipersingkat dan hasil bisa lebih konsisten serta akurat dibandingkan dengan alat yang dibuat secara manual (Sunarto et al., 2023). Selain itu, simulasi digital dan analisis dapat digunakan untuk menguji ketahanan material dan desain *orthosis* terhadap gaya dan beban tertentu sebelum pembuatan fisik, sehingga desain dapat dioptimalkan untuk kekuatan dan kenyamanan maksimum (Mufarrih et al., 2023).

2.4.1 Akuisisi Data melalui Pemindaian 3D (3D Scanning)



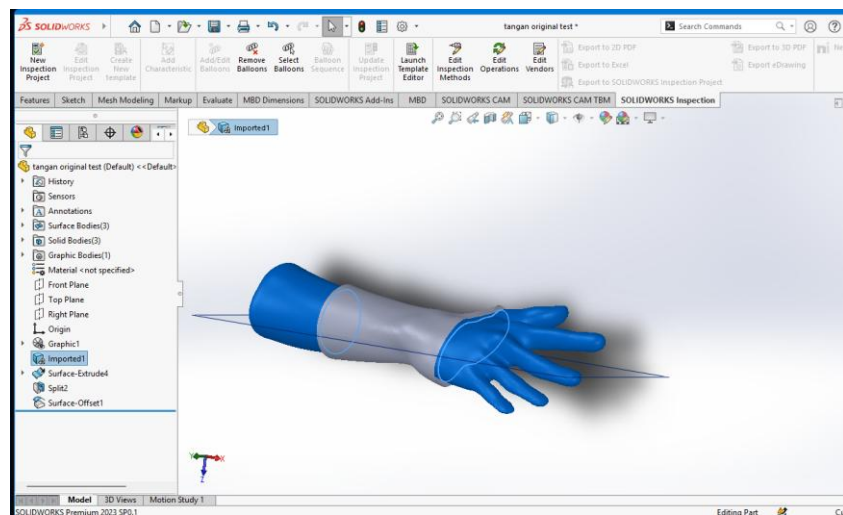
Gambar 2. 4. Pemindaian tangan menggunakan alat 3D scanning.

Pemindaian 3D merupakan teknologi penting dalam desain *orthosis wrist* modern karena mampu menangkap bentuk dan kontur anatomi pasien secara sangat akurat tanpa kontak langsung. Pada gambar 2. 4., dapat dilihat bahwa proses pemindaian dilakukan dengan menggunakan alat khusus yang memindai permukaan tubuh pasien dari berbagai sudut, menghasilkan data dalam format digital seperti *file* .STL atau .OBJ yang merepresentasikan model tiga dimensi anatomi pasien (Mufarrih et al., 2023). Data hasil pemindaian tersebut kemudian diproses dengan perangkat lunak komputer untuk membersihkan, mengurangi *noise*, serta melakukan segmentasi agar bentuk 3D yang dihasilkan dapat digunakan sebagai dasar pembuatan *orthosis* sesuai kebutuhan. *Software* desain CAD selanjutnya digunakan untuk memodifikasi dan menyesuaikan desain *orthosis* secara tepat berdasarkan data anatomis ini (Puspaputra et al., 2022).

Keunggulan pemindaian 3D adalah kemampuannya mengurangi kesalahan manusia yang sering terjadi dalam pengambilan data manual serta mempercepat waktu proses desain. Selain itu, pemodelan parametrik dalam *software* CAD memungkinkan pembuatan *orthosis* dengan fitur yang dapat disesuaikan, seperti penyesuaian tekanan, ventilasi, dan distribusi material sesuai area tubuh pasien secara individual (Sunarto et al., 2023). Pemindaian 3D juga mendukung pembuatan *orthosis* yang nyaman dan presisi, sehingga meningkatkan kepatuhan pasien terhadap pemakaian alat selama terapi. Hal ini berdampak positif pada hasil rehabilitasi dan kualitas hidup pasien secara keseluruhan.

Proses RE dimulai dengan akuisisi data geometri menggunakan perangkat *3D Scanner*. Perangkat ini bekerja dengan menangkap ribuan titik koordinat permukaan objek (*point cloud*) yang kemudian diolah menjadi sekumpulan poligon atau *mesh*. Penggunaan pemindaian 3D pada pergelangan tangan pasien memungkinkan desainer untuk menangkap detail kontur anatomis yang tidak bisa didapatkan melalui pengukuran manual konvensional, sehingga meminimalisir risiko kegagalan fungsi akibat ketidaksesuaian ukuran (*fitting*).

2.4.2 Pemodelan Berbasis Data Scan



Gambar 2. 5. Pemodelan *orthosis* pada *SolidWorks*.

SolidWorks adalah perangkat lunak CAD berbasis parametris yang banyak digunakan dalam desain ortosis karena kemampuannya untuk membuat model 3D yang presisi dan mudah dimodifikasi berdasarkan parameter yang disesuaikan. Dengan desain parametrik ini, setiap perubahan ukuran, bentuk, atau fitur ortosis dapat secara otomatis diperbarui di seluruh model, sehingga meningkatkan efisiensi dalam proses desain dan revisi. Dalam pembuatan model ortosis seperti pada Gambar 2.5, SolidWorks mendukung pembuatan komponen yang kompleks dengan keterikatan antar bagian yang realistis, memungkinkan simulasi fungsi dan mobilitas alat sebelum dibuat secara fisik. Desainer dapat menentukan dimensi, bentuk, dan hubungan geometris alat secara presisi sehingga ortosis yang dihasilkan sesuai dengan anatomi pasien dan tujuan terapi. Selain itu, SolidWorks juga mendukung simulasi mekanik dan analisis tegangan pada model, sehingga dapat dipastikan bahwa desain ortosis kuat dan tahan lama. Alat parametris dan analisis ini membantu mengurangi biaya produksi dengan menghindari kesalahan desain sejak fase awal.

Data *mesh* hasil pemindaian 3D yang masih mentah diimpor ke dalam SolidWorks untuk diproses lebih lanjut. Sebelum dilakukan rekonstruksi permukaan, data tersebut wajib melalui tahap pra-pemrosesan menggunakan fitur Mesh Prep Wizard pada modul ScanTo3D. Tahapan ini berfungsi untuk mengeleminasi *noise*, menambal lubang (*hole filling*), serta melakukan desimasi guna mengurangi jumlah poligon yang berlebihan tanpa menghilangkan akurasi detail anatomi pergelangan tangan pasien. Setelah topologi *mesh* dipastikan rapi, langkah krusial selanjutnya adalah mengonversi data faset tersebut menjadi Mesh B-Rep (*Boundary Representation*). Dalam penelitian ini, konversi difokuskan untuk menghasilkan representasi Surface Body (Bodi Permukaan), bukan *Solid Body*. Melalui konversi Mesh B-Rep ini, sekumpulan segitiga poligon diubah menjadi entitas permukaan NURBS (*Non-Uniform Rational B-Splines*) yang mulus dan terintegrasi. Pendekatan pemodelan permukaan

(*surface modeling*) ini dipilih karena memungkinkan desainer untuk melakukan ekstraksi kontur kulit pasien secara langsung. Permukaan NURBS yang dihasilkan kemudian dapat dimanipulasi melalui perintah *offset surface* untuk memberikan kelonggaran (toleransi), dan selanjutnya diberikan parameter ketebalan secara presisi menggunakan fitur *Thicken* pada rentang 3 mm hingga 7 mm. Metode ini memastikan distribusi beban yang merata dan bentuk ortosis yang mengikuti kontur anatomis pasien secara ergonomis.

2.5 Simulasi dan Optimasi Desain

Sebelum purwarupa *orthosis* diproduksi secara fisik menggunakan teknologi manufaktur aditif, desain geometri dan material wajib diuji kelayakannya secara komputasional untuk memitigasi risiko kegagalan struktural, seperti perpatahan atau deformasi berlebih. Proses evaluasi ini memanfaatkan teknologi *Finite Element Analysis* (FEA) untuk mensimulasikan kondisi pembebanan mekanis aktual dan menganalisis distribusi tegangan, regangan, serta deformasi pada struktur ortosis (Mufarrih et al., 2023). Hasil dari komputasi FEA tersebut kemudian diintegrasikan dengan pemodelan statistik, salah satunya melalui pendekatan *Response Surface Methodology* (RSM). RSM berfungsi untuk memetakan interaksi multivariat antara parameter desain terhadap performa mekanis ortosis, sehingga rancangan dapat dioptimalkan untuk mencapai keseimbangan antara kekuatan penopang dan efisiensi material (Suhendrianto et al., 2021).

Dalam mengeksekusi proses optimasi desain menggunakan algoritma komputasi pada perangkat lunak, seperti modul *Design Exploration* pada ANSYS Workbench, analisis harus didasarkan pada kerangka matematis yang didefinisikan secara presisi (Ren & Vipradas, 2018). Kerangka optimasi tersebut pada dasarnya dibangun oleh tiga elemen krusial, yaitu parameter input, fungsi tujuan, dan batasan desain. Parameter input atau variabel desain merupakan variabel independen yang secara aktif dimanipulasi oleh sistem di

dalam ruang desain (*design space*) untuk mencari kombinasi konfigurasi terbaik. Dalam konteks rekayasa ortosis ini, parameter tersebut mencakup rentang ketebalan dinding (*thickness*) serta varian material termoplastik penyusunnya, yakni PETG, PLA, dan PP.

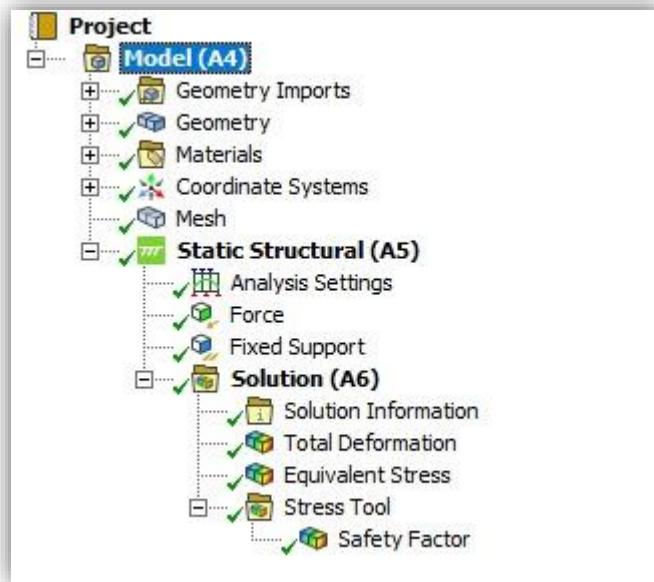
Selanjutnya, pendefinisian fungsi tujuan (*objective function*) merupakan target komputasional yang ingin dicapai oleh algoritma optimasi, yang secara matematis berorientasi pada maksimalisasi atau minimalisasi suatu nilai. Pada perancangan ortosis ini, fungsi tujuan difokuskan untuk meminimalkan ketebalan struktur agar alat memiliki bobot yang ringan dan ergonomis bagi pasien. Namun, proses minimasi dimensi ini harus dikontrol dengan ketat oleh elemen ketiga, yaitu batasan klinis dan mekanis (*constraints*). Batasan ini merupakan nilai toleransi mutlak yang wajib dipenuhi agar desain yang ditipiskan tersebut tetap layak dan aman secara biomekanika. Sebuah variasi desain yang melanggar batasan ini akan secara otomatis dikategorikan oleh sistem sebagai desain yang gagal (*infeasible*). Pada penelitian ini, *constraints* diimplementasikan dengan menetapkan bahwa batas *Total Deformation* pada arah *volar* maksimal adalah 2 mm, tegangan tidak melampaui kekuatan luluh material, dan nilai *Safety Factor* (SF) dipertahankan agar tidak berada di bawah angka 1,5.

2.5.1 *Finite Element Analysis* (FEA)

Finite Element Analysis (FEA) merupakan metode komputasi numerik yang digunakan untuk memprediksi respons mekanis suatu struktur terhadap beban eksternal dengan cara mendiskritisasi geometri kompleks menjadi elemen-elemen kecil yang saling terhubung (*meshing*). Dalam perancangan perangkat ortotik, metode ini diakui secara internasional sebagai instrumen standar untuk memvalidasi dan mengoptimasi desain tanpa harus membuang material untuk eksperimen *trial-and-error* secara fisik (Darwich et al., 2019).

Pada penelitian ini, evaluasi mekanis dilakukan menggunakan modul *Static Structural* di dalam ekosistem ANSYS Workbench. Tahapan awal dimulai dengan mengimpor pemodelan geometrik yang telah

direkayasa pada perangkat lunak SolidWorks. Di dalam modul ini, struktur *orthosis wrist* dengan variasi material termoplastik (PETG, PLA, dan PP) diuji menggunakan parameter pembebanan resultan yang merepresentasikan kondisi kritis pada pasien *Smith's fracture*. Pemodelan pada perangkat lunak ini dapat dilihat secara lebih rinci pada Gambar 2.6.



Gambar 2. 6 Struktur analisis modul *static structure* pada ANSYS

Setelah simulasi awal dijalankan, sistem akan mengekstraksi tiga indikator performa utama, yaitu *Equivalent (Von-Mises) Stress* untuk mengidentifikasi titik konsentrasi tegangan kritis pada struktur, *Total Deformation* untuk memastikan defleksi material tidak melampaui batas toleransi klinis 2 mm, dan *Safety Factor* (SF) guna menjamin batas keamanan mekanis di atas angka 1,5.

Tujuan akhir dari ekstraksi data FEA ini bukanlah sekadar untuk melihat apakah desain tersebut kuat atau gagal, melainkan sebagai basis data analitik untuk tahap optimasi ketebalan. Mengacu pada prinsip matematis optimasi, data tegangan dan deformasi awal ini akan digunakan oleh sistem untuk menemukan batas minimum dimensi di mana *orthosis* dapat ditipiskan seringan mungkin, dengan syarat

tegangan yang terjadi tidak melampaui tegangan luluh (*yield strength*) material. Metode berbasis simulasi terintegrasi ini terbukti efektif dalam meningkatkan efisiensi desain biomekanika, sejalan dengan keberhasilan metode komputasi serupa yang diaplikasikan pada optimasi *Ankle-Foot Orthosis* (AFO) (Darwich et al., 2019).

2.5.2 *Response Surface Methodology* (RSM) dan *Multi-Objective Genetic Algorithm* (MOGA)

Metode Permukaan Respons merupakan sekumpulan teknik matematika dan statistik yang digunakan untuk membangun model empiris. Model ini berfungsi untuk mengevaluasi hubungan antara beberapa variabel bebas terhadap satu atau lebih variabel respons keluaran. Di dalam lingkungan komputasi ANSYS Workbench, metode ini berperan sebagai model pengganti yang dapat mempercepat proses evaluasi numerik tanpa harus menjalankan simulasi elemen hingga secara berulang untuk setiap titik desain. Melalui rancangan eksperimen yang terstruktur, metode ini mampu menghasilkan pemetaan visual berupa plot kontur dan grafik permukaan tiga dimensi yang menggambarkan interaksi kompleks antara variasi ketebalan material dan integritas struktur ortosis (Anderson & Whitcomb, 2016).

Setelah model matematika permukaan respons tersebut terbentuk, tahapan selanjutnya adalah melakukan pencarian dimensi yang paling optimal menggunakan algoritma genetika multi-objektif. Algoritma ini merupakan bentuk pengembangan tingkat lanjut dari algoritma genetika konvensional yang dirancang khusus untuk mengeksplorasi ruang desain secara menyeluruh guna mencari solusi terbaik dari beberapa fungsi tujuan yang saling bertolak belakang (Anggoro et al., 2023). Proses komputasinya diawali dengan penyebaran ratusan kombinasi desain secara acak sebagai populasi awal, yang kemudian berevolusi secara berulang melalui proses seleksi, persilangan, dan mutasi. Kriteria optimasi dalam algoritma ini dikunci pada tiga parameter utama, yaitu variabel keputusan berupa rentang tebal cangkang, fungsi tujuan untuk menekan massa struktur agar seberat

mungkin, serta batasan klinis di mana faktor keamanan tidak boleh di bawah 1,5 dan deformasi maksimal tidak boleh melebihi 2,0 mm.

Menurut Liu dkk. (2025), dalam proses perancangan komponen teknik sehari-hari, beberapa kriteria keberhasilan sering kali harus dipenuhi secara bersamaan. Namun, sangat sulit bagi seorang perancang untuk menentukan kombinasi parameter yang tepat secara langsung jika hanya mengandalkan perhitungan manual atau intuisi. Oleh karena itu, permasalahan optimasi multi-objektif ini dirumuskan sebagai sebuah tugas pemrograman non-linear terikat yang dapat dinyatakan ke dalam bentuk persamaan matematis sebagai berikut:

$$\text{Minimalkan : } F(x) = [f_1(x_1), f_2(x_2), \dots, f_j(x_j)] \quad j = 1, 2, \dots, m \quad (1)$$

$$\text{Terikat pada batasan: } b_i^{\text{lower}} \leq x_i \leq b_i^{\text{upper}} \quad i = 1, 2, \dots, n$$

$$g_k(x_i) \leq 0, \quad k = 1, 2, \dots, p \quad (2)$$

Pada perumusan matematika di atas, variabel X_i melambangkan variabel desain atau variabel keputusan ke- i . Lambang b_i^{lower} dan b_i^{upper} secara berurutan menunjukkan batas bawah dan batas atas ruang gerak variabel desain tersebut. Sementara itu, fungsi $f_j(x_i)$ menyatakan fungsi tujuan atau objektif ke- j dari variabel yang ingin dicari nilainya, dan $g_k(x_i)$ merupakan fungsi batasan ke- k yang wajib dipenuhi oleh sistem komputasi agar hasil optimasi tetap berada dalam batas yang aman.

Secara komputasi, prosedur pencarian nilai optimal dengan algoritma genetika multi-objektif berbasis rumusan non-linear tersebut dieksekusi melalui sembilan tahapan berulang sebagai berikut (Liu dkk., 2025):

1. Pengodean:

Variabel desain awal yang direpresentasikan dalam bentuk nilai angka riil dikonversi menjadi bilangan biner agar dapat diproses oleh sistem.

2. Pencocokan:

Fungsi tujuan dibangun dan diselaraskan agar tunduk pada batasan rentang desain awal yang telah ditetapkan.

3. Evaluasi:

Tingkat kelayakan setiap individu desain dinilai berdasarkan fungsi dan tujuan menggunakan metode pemeringkatan Pareto.

4. Pengelompokan:

Berdasarkan urutan nilai kelayakan yang diperoleh, individu-individu desain yang memiliki kedekatan sifat dipasangkan ke dalam kelompok-kelompok kecil.

5. Persilangan dan Mutasi:

Di dalam setiap kelompok, terjadi pertukaran karakteristik dan mutasi nilai untuk menghasilkan variasi keturunan desain baru yang akan menggantikan desain induk sebelumnya.

6. Penggabungan:

Kumpulan individu desain keturunan yang baru terbentuk digabungkan kembali secara silang dengan populasi desain asli.

7. Evaluasi Ulang:

Serupa dengan tahap ketiga, metode pemeringkatan Pareto diterapkan kembali secara ketat untuk menyaring nilai kelayakan berdasarkan kondisi fungsi tujuan yang telah diperbarui.

8. Seleksi:

Sistem menyortir dan memilih separuh populasi dengan peringkat kelayakan tertinggi untuk dipertahankan sebagai rekomendasi solusi utama.

9. Penilaian Final:

Sistem memeriksa kondisi untuk menghentikan iterasi. Jika kriteria konvergensi telah terpenuhi, proses komputasi algoritma dinyatakan selesai. Sebaliknya, jika belum konvergen, putaran algoritma akan dikembalikan ke tahap pengelompokan.

Hasil akhir dari ribuan iterasi algoritma genetika ini tidak hanya menghasilkan satu angka pasti, melainkan menyajikan sekumpulan pilihan solusi optimal yang dikenal dengan istilah *Pareto Front*. Keberadaan kurva *Pareto Front* ini memegang peranan yang sangat krusial karena memetakan deretan titik desain terbaik yang berhasil menyeimbangkan pertukaran nilai antara efisiensi dimensi fisik dan keamanan mekanis struktur.

Titik-titik yang jatuh tepat pada garis lengkung Pareto ini menandakan kondisi mutlak bahwa upaya untuk memperbaiki satu fungsi tujuan, misalnya menipiskan cangkang ortosis agar massanya lebih ringan, pasti akan langsung mengorbankan dan memperburuk fungsi tujuan lainnya, seperti menurunkan nilai faktor keamanan material. Pendekatan terintegrasi antara pemodelan statistik permukaan respons dan algoritma genetika ini telah diakui serta divalidasi secara luas dalam dunia rekayasa produk medis untuk merumuskan struktur geometris yang efisien secara dimensi namun memiliki ketahanan mekanis yang tangguh (Ren & Vipradas, 2018).

2.5.3 *Design of Experiments (DOE)* berbasis *Central Composite Design (CCD)*

Dalam proses pemetaan hubungan antara parameter desain (*input*) dan respons mekanis (*output*), penelitian ini menggunakan pendekatan statistik *Design of Experiments (DOE)*. DOE merupakan metodologi sistematis yang digunakan untuk menentukan hubungan sebab-akibat antara faktor-faktor yang memengaruhi suatu proses dan keluaran dari proses tersebut. Untuk memodelkan hubungan nonlinier antarvariabel dengan jumlah percobaan (*running simulation*) yang efisien, desain

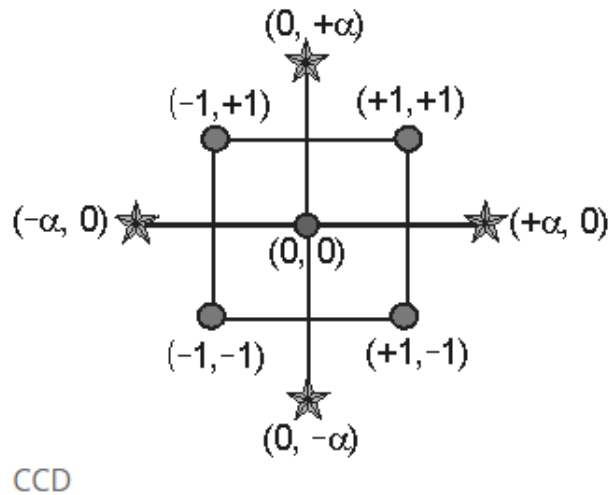
eksperimen yang diterapkan pada penelitian ini adalah *Central Composite Design* (CCD) (Anderson & Whitcomb, 2016).

Penggunaan algoritma perangkat lunak berbasis *Design of Experiments* (DOE) terbukti sangat efektif dalam meminimalisasi waktu dan biaya eksperimen fisik yang repetitif (*trial-and-error*), sekaligus meningkatkan presisi pemetaan hubungan antar variabel secara statistik (Hidayat et al., 2021). CCD merupakan rancangan faktorial fraksional yang dirancang khusus untuk memodelkan persamaan polinomial orde dua (kuadratik) pada *Response Surface Methodology* (RSM). Model empiris yang dihasilkan oleh CCD dirumuskan dalam persamaan matematika berikut :

$$Y = \beta_0 + \sum_{i=1}^k \beta_i X_i + \sum_{i=1}^k \beta_{ii} X_{ii}^2 + \sum_{i < j} \beta_{ij} X_i X_j + \epsilon \quad (3)$$

di mana Y adalah respons yang diprediksi (seperti deformasi atau tegangan), X_i dan X_j adalah variabel independen (ketebalan dan gaya), β_0 adalah konstanta, β_i adalah koefisien linear, β_{ii} adalah koefisien kuadratik, β_{ij} adalah koefisien interaksi, dan ϵ adalah galat statistik (*error*).

Secara geometris untuk dua variabel independen ($k = 2$), titik-titik percobaan pada CCD direpresentasikan dalam bidang dua dimensi yang terdiri dari tiga kelompok titik, yaitu: titik faktorial (berada di keempat sudut batas ruang desain, dinotasikan dengan ± 1), titik pusat (*center points*, dinotasikan dengan 0,0), dan titik aksial/bintang (*star points*, dinotasikan dengan $\pm \alpha$). Skema geometri titik percobaan CCD ini diilustrasikan pada Gambar 2.7.



Gambar 2.7 Distribusi spasial titik faktorial, titik pusat, dan titik aksial pada *Central Composite Design* (CCD) untuk dua variabel.

Pada penelitian ini, varian spesifik yang digunakan adalah *Face-Centered Central Composite Design* (FC-CCD). Pada desain *Face-Centered*, jarak titik aksial diatur sedemikian rupa sebesar $\alpha = 1$. Artinya, titik-titik bintang (*star points*) pada Gambar 2.7 tidak dibiarkan memanjang ke luar batas ($\pm \alpha > 1$), melainkan ditarik agar sejajar tepat di tengah garis tepi ruang desain. Pemilihan metode *Face-Centered* ini sangat krusial dalam rekayasa *orthosis* karena parameter ketebalan tidak boleh melewati batas bawah atau batas atas yang ekstrem. Jika titik aksial dibiarkan melebar (*Circumscribed*), sistem akan memaksa simulasi pada ketebalan di bawah 3 mm (terlalu tipis) atau di atas 7 mm (terlalu tebal) yang secara praktis tidak relevan dengan kebutuhan klinis pasien.

Di dalam simulasi ANSYS, pembentukan titik percobaan (matriks desain) ditentukan oleh sifat variabel eksperimen. Variabel yang digunakan terbagi menjadi dua kategori:

1. Variabel Kontinu (*Continuous Factors*): Merupakan variabel kuantitatif yang memiliki rentang nilai numerik berkelanjutan, yaitu parameter Ketebalan (3 mm - 7 mm) dan Gaya Pembebanan (500 N - 550 N).

2. Variabel Kategorikal (*Categorical Factors*): Merupakan variabel kualitatif diskrit yang tidak memiliki nilai antara, yaitu jenis material penyusun *orthosis* (PETG, PLA, dan PP).

Dalam FC-CCD, jumlah titik percobaan (N) untuk variabel kontinu (k) dihitung menggunakan persamaan:

$$N = 2^k + 2k + C_p \quad (4)$$

di mana 2^k adalah jumlah titik faktorial, $2k$ adalah jumlah titik aksial, dan C_p adalah jumlah titik pusat (*center points*). Karena penelitian ini memiliki 2 variabel kontinu ($k = 2$), maka jumlah percobaan dasar per material adalah: titik faktorial (4), titik aksial (4), dan titik pusat (5 titik untuk stabilitas statistik), sehingga menghasilkan 13 percobaan untuk satu blok material. Karena terdapat 3 tingkat variabel kategorikal (PETG, PLA, PP), maka total matriks desain yang harus dieksekusi secara otomatis oleh ANSYS adalah $13 \times 3 = 39$ titik percobaan (*Design Points*). Pendekatan ini memastikan akurasi data pemodelan untuk setiap jenis material tanpa mengorbankan integritas algoritma RSM.

2.5.4 Validasi dan Sinkronisasi Optimasi menggunakan Minitab

Sebagai langkah verifikasi dan penguatan validitas data statistik, data hasil *Design of Experiments* (DOE) yang diperoleh dari ANSYS diintegrasikan ke dalam perangkat lunak Minitab. Integrasi ini bertujuan untuk membangun model regresi matematis yang independen guna memvalidasi apakah kandidat desain optimal yang dihasilkan oleh algoritma evolusioner ANSYS sejalan dengan hasil pemodelan statistik pada Minitab. Proses sinkronisasi ini krusial untuk memastikan bahwa pemilihan material dan ketebalan desain memiliki akurasi prediktif yang tinggi serta dapat dipertanggungjawabkan secara ilmiah.

Penentuan titik optimal pada perangkat lunak statistik ini dilakukan melalui fitur *Response Optimizer* dengan menetapkan kriteria optimasi yang spesifik berdasarkan kebutuhan klinis imobilisasi fraktur. Kriteria tersebut mencakup target minimalisasi (*minimize*) pada nilai *Total*

Deformation agar tetap berada di bawah ambang batas klinis 2,0 mm, serta target maksimalisasi (*maximize*) pada nilai *Safety Factor* (SF) agar dipertahankan di atas batas aman 1,5. Secara simultan, variabel ketebalan dinding material juga diatur pada target minimalisasi guna mencapai efisiensi massa agar *orthosis* tetap ringan dan ergonomis saat digunakan oleh pasien.

Untuk menyatukan target-target optimasi yang saling bertolak belakang dan memiliki satuan pengukuran yang berbeda tersebut, metode ini menggunakan pendekatan matematis yang disebut dengan *Desirability Function* (*D*). *Desirability function* bekerja dengan mengonversi nilai setiap respon individual menjadi sebuah skala metrik tak berdimensi dengan rentang nilai antara 0 hingga 1. Nilai $D = 0$ merepresentasikan bahwa respons desain sepenuhnya di luar batas toleransi yang dapat diterima (gagal), sedangkan nilai $D = 1$ menunjukkan bahwa respons desain telah mencapai target ideal yang diinginkan secara sempurna.

Sistem komputasi kemudian akan mengagregasi nilai-nilai tersebut untuk menghitung nilai *Composite Desirability* (*D*) secara keseluruhan. Titik kombinasi parameter desain yang berhasil menghasilkan nilai *D* tertinggi (mendekati angka 1) akan ditetapkan sebagai titik paling optimal, karena poin tersebut mencerminkan probabilitas keseimbangan terbaik antara kekuatan struktural, keamanan mekanis, dan efisiensi dimensi *orthosis*. Penjelasan operasional dan visualisasi plot optimasi dari *Desirability Function* ini akan diuraikan lebih lanjut pada Bab 3 Metodologi Penelitian.

BAB III METODOLOGI PENELITIAN

3.1 Waktu dan Tempat Penelitian

3.1.1 Tempat

Adapun tempat penelitian ini dilakukan di Laboratorium CNC Jurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Lampung.

3.1.2 Waktu

Waktu penelitian ini dilaksanakan selama kurang lebih empat bulan. Rincian waktu pelaksanaan setiap tahapan kegiatan penelitian dapat dilihat pada tabel berikut.

Tabel 3. 1. Waktu penelitian

No.	Kegiatan Penelitian	Desember	Januari	Februari	Maret
1.	Studi Literatur				
2.	Pembuatan model Ortosis				
3.	Simulasi				
4.	Analisis Hasil				
5.	Laporan Akhir				

3.2 Alat dan Bahan

3.2.1 Perangkat Keras (*Personal Computer*)

Perangkat komputasi utama ini secara spesifik digunakan untuk memproses komputasi *meshing* yang kompleks, menjalankan iterasi analisis elemen hingga (FEA) pada perangkat lunak simulasi, serta memproses komputasi algoritma optimasi statistik *Response Surface Methodology* (RSM). Spesifikasi perangkat keras yang digunakan dalam penelitian ini adalah:

- Prosesor (CPU): Intel(R) Core(TM) i7-3770 CPU @ 3.40 GHz
- Memori (RAM): 16 GB
- Kartu Grafis (GPU): AMD Radeon RX 580 2048SP (8 GB)

3.2.2 Perangkat Keras (*3D Scanner*)

Instrumen pemindai ini berfungsi pada tahap awal untuk akuisisi data geometri pergelangan tangan (akuisisi data mentah) guna merekam topologi anatomis secara presisi. Adapun spesifikasi teknis dari perangkat *3D scanner* yang digunakan ditunjukkan pada Tabel 3.2 berikut:

Tabel 3.2 Spesifikasi Teknis Creality CR-Scan 01

Parameter	Spesifikasi
Teknologi Pemindaian	<i>Structured White Light (LED)</i>
Akurasi Pemindaian	0,1 mm
Resolusi Spasial	0,5 mm
Jarak Kerja Optimal	400 mm – 900 mm
Rentang Bidikan Tunggal	536 mm × 378 mm
Kecepatan Pemindaian	10 fps (<i>frames per second</i>)
Mode Pengoperasian	<i>Handheld Mode & Turntable Mode</i>
Format Berkas Keluaran	.STL dan .OBJ
Metode Penyelarasan	<i>Automatic Feature/Geometry Matching</i>

3.2.3 Perangkat Lunak (SolidWorks)

Perangkat lunak CAD SolidWorks digunakan dalam tahap pemodelan geometri. Fungsinya dikhususkan untuk memproses data hasil pemindaian 3D (*reverse engineering*), melakukan pembentukan permukaan (*surface reconstruction*), dan menyesuaikan ketebalan awal cangkang *orthosis wrist* agar sesuai dengan kontur anatomi tangan pasien.

3.2.4 Perangkat Lunak (ANSYS Workbench).

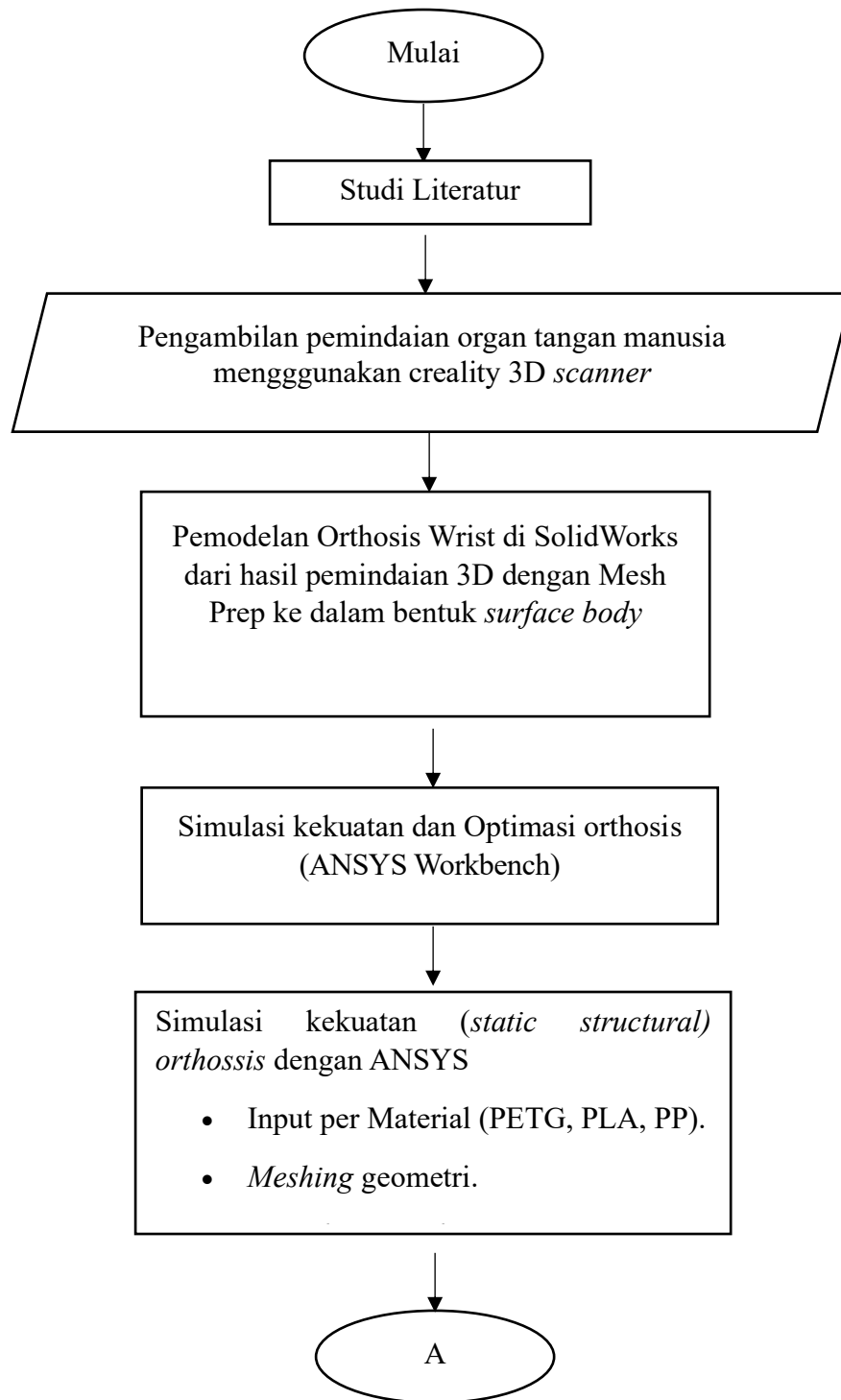
ANSYS Workbench digunakan sebagai instrumen utama untuk analisis numerik dan optimasi parametrik, dengan memanfaatkan dua modul spesifik:

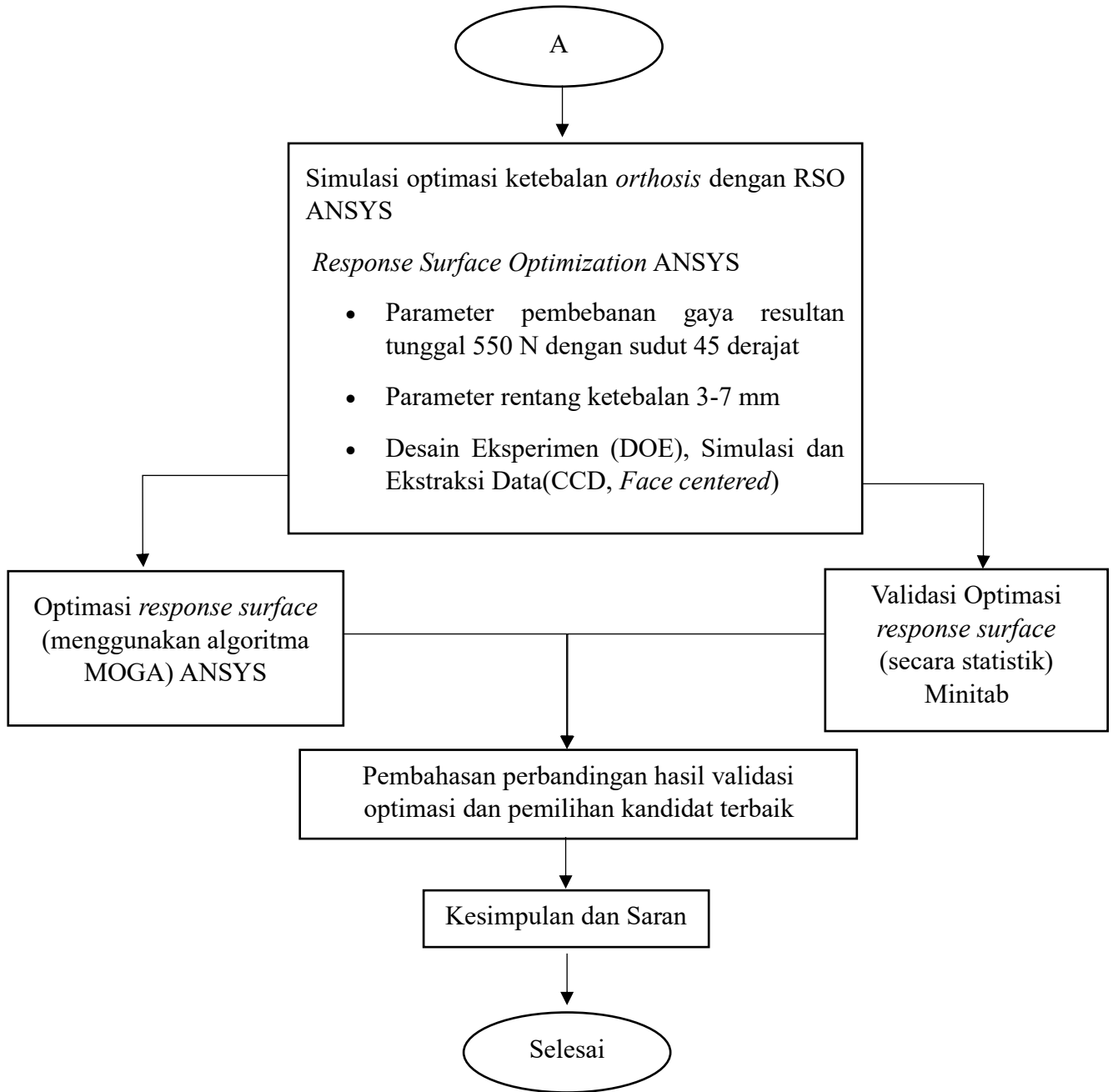
- Modul *Static Structural*
Digunakan untuk mensimulasikan pembebanan biomekanis mendapatkan nilai Deformasi Total, Tegangan Ekuivalen Von-Mises, dan *Safety Factor* (SF).
- Modul *Respon Surface Optimization*
Merupakan sistem komponen optimasi terintegrasi yang mencakup tiga tahapan algoritma secara otomatis: *Design of Experiments* (DOE) untuk mengeksekusi matriks parameter desain, *Response Surface* untuk membangun model permukaan fisis menggunakan *Genetic Aggregation*, dan *Optimization* untuk mencari kandidat ketebalan terbaik.

3.2.5 Perangkat Lunak (Minitab)

Perangkat lunak Minitab digunakan sebagai instrumen validasi statistik dan pemodelan eksperimen matematis. Perangkat lunak ini bertugas merancang matriks percobaan *Central Composite Design* (CCD) dan mengolah data respon dari ANSYS. Selanjutnya, fitur *Response Optimizer* pada Minitab digunakan untuk memvalidasi rekomendasi ketebalan optimal dan mengonfirmasi keunggulan komparatif dari material (PETG, PLA, PP) secara presisi.

3.3 Alur Penelitian





Gambar 3.1. Diagram alir pemrosesan data.

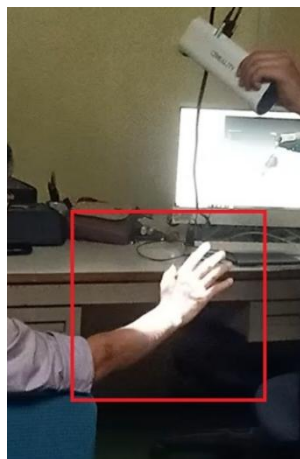
3.4 Prosedur Penelitian

Adapun prosedur dalam penelitian ini mengacu pada diagram alir penelitian adalah sebagai berikut:

3.4.1 Tahap pengambilan data organ tangan manusia.

Pengambilan data organ manusia yang akan diimobilisasi dilakukan dengan beberapa tahapan sebagai berikut:

1. Mempersiapkan perangkat *3D Scanner* Creality CR-Scan 01 yang dihubungkan dengan komputer keras serta menginisialisasi perangkat lunak bawaan (*CR Studio*) untuk memulai perekaman ruang.
2. Melakukan pemindaian menggunakan mode genggam (*handheld mode*). Pemindai digerakkan secara memutar mengelilingi area lengan subjek dengan menjaga jarak kerja optimal alat pada rentang 600 mm hingga 700 mm. Pemindaian ini memanfaatkan teknologi *automatic geometry matching (markerless)* sehingga tidak memerlukan penempelan stiker penanda pada kulit subjek. Area yang dipindai mencakup sepertiga bagian bawah lengan bawah (*distal forearm*) hingga area telapak tangan bagian tengah (*mid-palmar*).



Gambar 3.2. Pemindaian tangan menggunakan *3D Scanner*

3. Melakukan pemotongan data mentah (*point cloud*) yang berhasil direkam dari objek latar belakang yang tidak diinginkan (seperti

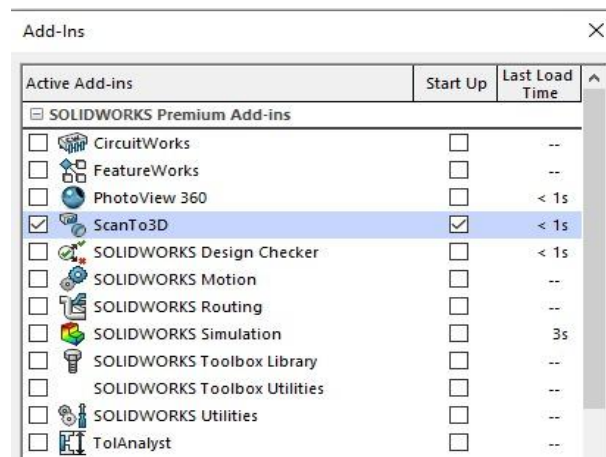
permukaan meja atau penyangga). Oleh karena itu, dilakukan pemotongan (*cropping*) secara digital pada perangkat lunak bawaan untuk membuang *noise* tersebut sehingga hanya menyisakan kontur lengan yang bersih.

4. Setelah data *point cloud* dibersihkan dan digabungkan menjadi jaring poligon (*mesh*), data tersebut diekspor dan disimpan ke dalam format berkas *.STL (Standard Tessellation Language)*. Berkas *.STL* inilah yang kemudian bertindak sebagai data mentah (*raw data*) untuk dijadikan basis cetakan (*template*) pada proses rekayasa balik (*Reverse Engineering*) di tahap selanjutnya.

3.4.2 Tahap Pemodelan Orthosis Wrist di SolidWorks.

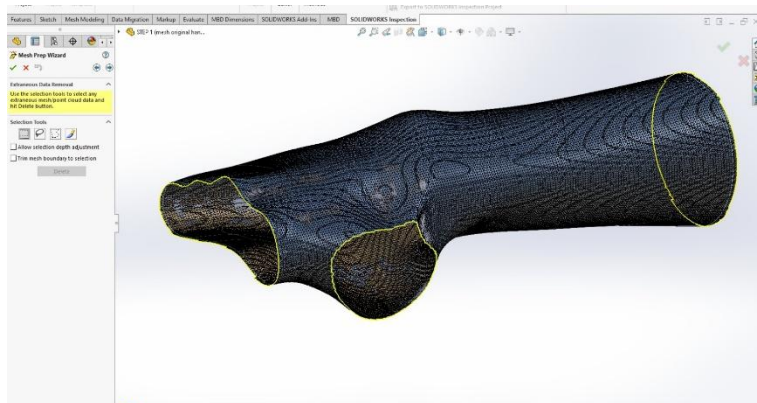
Proses pemodelan rekayasa balik (*Reverse Engineering*) untuk menghasilkan geometri *orthosis wrist* pada perangkat lunak SolidWorks dilakukan dengan beberapa tahapan sebagai berikut:

1. Mengimpor data mentah hasil pemindaian 3D yang berformat *.STL (Mesh Files)* ke dalam lembar kerja perangkat lunak SolidWorks dengan memanfaatkan fitur *add-ins ScanTo3D*.



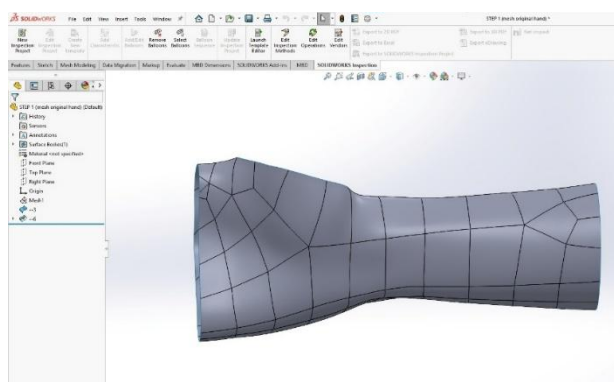
Gambar 3.3. *Add-ins ScanTo3D*

2. Melakukan penyetaraan sumbu koordinat (*orientation*) pada model, dilanjutkan dengan tahap pembersihan data (*mesh prep wizard*) untuk menyeleksi dan menghapus poligon/ *mesh* yang tidak relevan dengan area luasan rancangan ortosis.



Gambar 3.4. Penghapusan area mesh yang tidak relevan

3. Melakukan reduksi jumlah segitiga poligon (*mesh decimation/size reduction*) serta penghalusan kontur permukaan (*global smoothing*) guna meringankan beban komputasi perangkat keras tanpa mengubah representasi anatomis secara signifikan.
4. Menerapkan fitur *Surface Wizard* (seperti *Automatic* atau *Guided Surface Creation*) secara selektif untuk mengonversi entitas *mesh* tersebut menjadi entitas geometri *Surface Body*. Pada tahap ini juga dilakukan pemotongan batas tepi dan pembuatan lubang, sembari secara ketat memastikan tidak ada topologi permukaan yang saling menembus (*self-intersection*) atau permukaan yang terlipat (*creases*).



Gambar 3.5. Desain akhir *Orthosis Wrist* pada SolidWorks

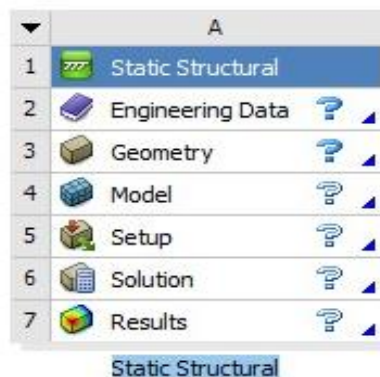
5. Mengekspor hasil pemodelan akhir ortosis tersebut ke dalam format berkas representasi geometri standar, yaitu *.STEP* (*Standard for the Exchange of Product model data*). Penggunaan

format .STEP ini diwajibkan agar integritas geometri dapat terbaca secara presisi tanpa *error* geometrik saat diimpor ke dalam ruang kerja (*Design Modeler* atau *SpaceClaim*) pada perangkat lunak ANSYS Workbench.

3.4.3 Tahap Simulasi Kekuatan Mekanis *Finite Element Analysis* (ANSYS Workbench)

Tahap simulasi kekuatan mekanis struktur *orthosis* pada perangkat lunak ANSYS Workbench dilakukan dengan beberapa tahapan sebagai berikut:

1. Mengimpor model geometri *orthosis wrist* berformat .STEP dari SolidWorks ke dalam modul *Static Structural* ANSYS.



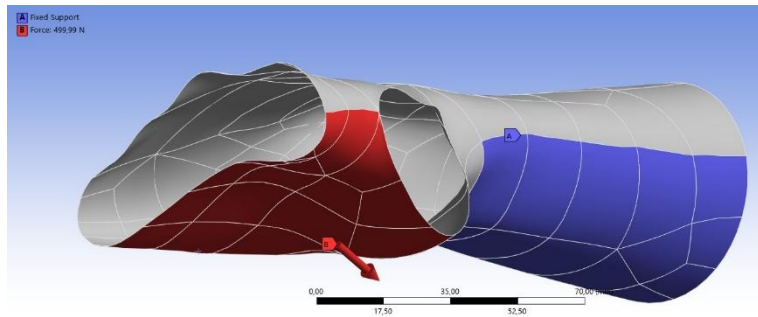
Gambar 3.6. Modul *Static Structural*

2. Mendefinisikan properti mekanis material termoplastik yang diuji (PETG, PLA, dan PP) ke dalam *Engineering Data*. Parameter mekanis yang diinput meliputi *Density*, *Young's Modulus*, *Poisson's Ratio*, *Tensile Yield Strength*, dan *Tensile Ultimate Strength*, sebagaimana dirangkum pada Tabel 3.3.

Tabel 3.3. Karakteristik Mekanis Material

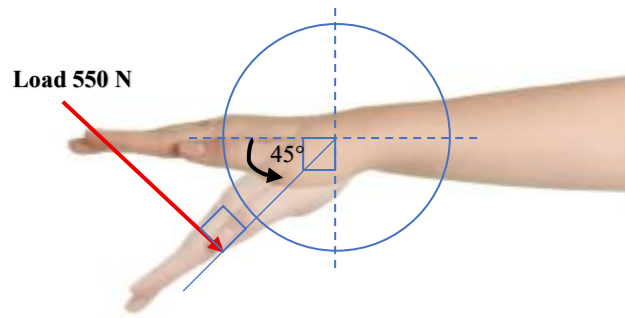
Properti Mekanis	PETG	PLA	PP
<i>Density</i>	1270 kg/m ³	1240 Kg/m ³	900 Kg/m ³
<i>Young Modulus</i>	2.12 GPa	3.368 GPa	1.35 GPa
<i>Poisson Rasio</i>	0.35	0.36	0.42
<i>Yield Strength</i>	49 MPa	56 MPa	26 MPa
<i>Ultimate Strength</i>	53 MPa	60 MPa	30 MPa

3. Menetapkan ketebalan dinding ortosis (*Thickness*) sebagai parameter independen pertama dengan rentang 3 mm (batas bawah) hingga 7 mm (batas atas).
4. Menetapkan *Fixed Support* pada area ujung proksimal lengan bawah ortosis.



Gambar 3.7. Area *Fixed Support* (warna biru) ortosis

5. Menetapkan parameter tumpuan dan pembebanan yang merepresentasikan kondisi klinis fraktur. Pemodelan kondisi batas ini secara visual direpresentasikan melalui *Free Body Diagram* (FBD) pada Gambar 3.8.



Gambar 3.8 *Free Body Diagram orthosis wrist.*

6. Mengaplikasikan *Resultant Force* pada area *volar* secara menyudut (fleksi 45°). Gaya resultan ini ditetapkan sebagai parameter independen kedua dengan rentang 500 N hingga 550 N. Untuk menginput arah vektor gaya secara presisi di ANSYS, gaya resultan dipecah menjadi komponen sumbu Y (Gaya Volar) dan sumbu X (Gaya Aksial) menggunakan persamaan trigonometri berikut:

Gaya dorong ke arah telapak tangan (Volar / Sumbu Y):

$$\begin{aligned}
 F(Y) &= -F \times \sin(45^\circ) = -550 \times 0.7071 \\
 &= -388,91 \text{ N} \quad (5)
 \end{aligned}$$

Gaya tekan sejajar lengan (Aksial / Sumbu X):

$$\begin{aligned}
 F(X) &= (F \times \cos(45^\circ)) = (550 \times 0.7071) \\
 &= 388,91 \text{ N} \quad (6)
 \end{aligned}$$

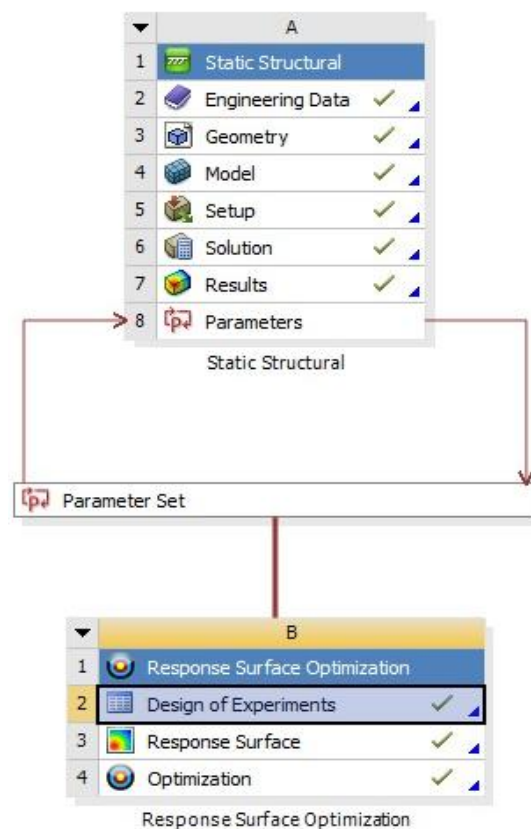
(Nilai negatif pada sumbu Y menunjukkan arah vektor yang menekan ke dalam/arah proksimal).

7. Menetapkan *Maximum Total Deformation* (maksimal 2 mm), *Maximum Equivalent Stress*, dan *Minimum Safety Factor* (minimal 1,5) sebagai kriteria respons yang akan diekstraksi oleh sistem.

3.4.4 Tahap Optimasi Desain *Response Surface Methodology* ANSYS:

Tahap optimasi ketebalan desain menggunakan *Response Surface Methodology* (RSM) dilakukan dengan beberapa tahapan komputasional sebagai berikut :

1. Menginisialisasi modul *Response Surface Optimization* (RSO) dan menyusun matriks percobaan *Design of Experiments* (DOE) menggunakan skema *Face-Centered Central Composite Design* (FC-CCD) untuk mendapatkan sekumpulan data respons dasar.



Gambar 3.9. Modul *Response Surface Optimizer*

2. Membangun model matematis *Response Surface* dan memvalidasi kelayakan model tersebut dengan meninjau parameter analitik statistik, seperti *Response Surface Tolerance*, estimasi rentang *Calculated Minimum/Maximum*, serta nilai galat prediksi (*Predicted Error*) untuk masing-masing keluaran.
3. Melakukan ekstraksi visual berupa grafik *3D Response Surface* dan diagram *Local Sensitivity* untuk mengidentifikasi tingkat

signifikansi persentase pengaruh setiap variabel *input* terhadap respons mekanis struktur.

4. Menjalankan algoritma optimasi (*Multi-Objective Genetic Algorithm*) menggunakan data dari model *Response Surface* yang telah divalidasi, dengan menetapkan matriks fungsi objektif dan batasan (*constraints*) klinis berikut:

Table of Schematic B4: Optimization									
	A	B	C	D	E	F	G	H	I
1	Name	Parameter	Objective			Constraint			
2			Type	Target	Tolerance	Type	Lower Bound	Upper Bound	Tolerance
3	Minimize P1	P1 - STEP mesh original hand-FreeParts\NONE Thickness	Minimize	0		No Constraint			
4	Maximize P4	P4 - Resultant Force	Maximize	550		No Constraint			
5	Seek P5 = 1,9 mm; P5 <= 2 mm	P5 - Total Deformation Maximum	Seek Target	1,9	0,001	Values <= Upper Bound		2	0,001
6	P6 <= 32,67 MPa	P6 - Equivalent Stress Maximum	No Objective			Values <= Upper Bound		32,67	0,001
7	Seek P8 = 1,5; P8 >= 1,5	P8 - Safety Factor Minimum	Seek Target	1,5	0,001	Values >= Lower Bound	1,5		0,001
*		Select a Parameter							

Gambar 3.10. Objective dan Constrain untuk material PETG

- Ketebalan (*Thickness*): Ditetapkan sebagai fungsi objektif *Minimize*. Parameter ini adalah target utama reduksi massa untuk mendapatkan dimensi ortosis tertipis guna memaksimalkan ergonomi.
- Gaya Resultan (*Resultant Force*): Ditetapkan sebagai fungsi objektif *Maximize* pada target 550 N. Pengaturan ini secara komputasional memaksa algoritma untuk selalu mengevaluasi kelayakan ketebalan desain pada skenario beban ekstrem tertinggi (*worst-case loading scenario*).
- Deformasi Total (*Total Deformation*): Ditetapkan dengan objektif *Seek Target* sebesar 1,9 mm dan batasan mutlak (*Upper Bound*) sebesar 2,0 mm. Penetapan target 1,9 mm merupakan strategi *engineering buffer* untuk mengakomodasi toleransi galat manufaktur pada *3D printing*, sekaligus menjamin secara absolut bahwa lendutan ortosis tidak akan melampaui batas toleransi klinis fiksasi fraktur.
- Tegangan Ekuivalen (*Equivalent Stress*): Ditetapkan sebagai parameter respons dengan target *No Objective Value*, namun

dikontrol ketat oleh batasan mutlak (*Upper Bound*) berupa tegangan izin (*allowable stress*). Nilai batasan ini bersifat spesifik dan disesuaikan dengan jenis material yang sedang disimulasikan (yakni 32,67 MPa untuk PETG; 37,33 MPa untuk PLA; dan 17,33 MPa untuk PP). Penetapan batas tegangan izin ini bertujuan untuk memastikan tidak ada area pada struktur ortosis yang mengalami kegagalan luluh plastis (*plastic yielding*), yang dikalkulasi berdasarkan rasio antara tegangan luluh material dan target *Safety Factor* (1,5) menggunakan persamaan berikut (Budynas et al., 2020):

$$\frac{Yield\ Strength}{Safety\ Factor} = allowable\ stress \quad (7)$$

- Faktor Keamanan (*Safety Factor*) ditetapkan dengan objektif *Seek Target* 1,5 dan batasan mutlak *Lower Bound* 1,5. Parameter ini menjamin bahwa seluruh kandidat desain yang dihasilkan memiliki cadangan kekuatan struktural minimum sebesar 50% di atas titik kegagalan material.
- Menghasilkan titik konvergensi (*Candidate Points*) untuk menentukan ketebalan paling optimal dari masing-masing material (PETG, PLA, dan PP).

3.4.5 Tahap Validasi Model Statistik (*Response Surface Methodology* pada Minitab).

Tahap validasi model statistik menggunakan *Response Surface Methodology* (RSM) pada perangkat lunak Minitab dilakukan dengan beberapa tahapan komputasional sebagai berikut:

1. Merancang matriks eksperimen validasi di dalam worksheet Minitab menggunakan metode *Response Surface - Central Composite Design* (CCD) dengan tipe *Face-Centered*.
2. Mendefinisikan parameter variabel eksperimen dalam sistem yang terdiri dari dua faktor kontinu (Ketebalan dengan rentang 3-7 mm; gaya pembebanan dengan rentang 500-550 N) dan satu faktor kategorikal (Jenis material: PETG, PLA, dan PP).

3. Mengekstraksi 39 baris data komputasi *Design Points* (DP) dari ANSYS (berupa data *Total Deformation*, *Equivalent Stress*, dan *Safety Factor*) dan menginputnya sebagai variabel respons ke dalam *worksheet* eksperimen Minitab.
4. Menjalankan fitur *Response Surface Regression* untuk melakukan pemodelan regresi polinomial guna mengekstraksi data *Analysis of Variance* (ANOVA). Tahapan ini bertujuan untuk menguji tingkat signifikansi (*P-Value*) dan persentase kontribusi masing-masing parameter *input* terhadap perilaku mekanis *orthosis*.
5. Menghasilkan grafik *Contour Plot* (2D) dan *Surface Plot* (3D) untuk memvisualisasikan pemetaan kontur serta pola interaksi nonlinier antara ketebalan material dan pembebanan gaya terhadap area tegangan kritis struktur.
6. Menjalankan fitur *Response Optimizer* dengan menetapkan parameter fungsi objektif klinis. Parameter diatur untuk meminimalkan (*minimize*) ketebalan dan deformasi (batas absolut 2,0 mm), serta memaksimalkan (*maximize*) nilai *Safety Factor* (batas minimal 1,5). Sistem kemudian akan mengkalkulasi titik optimal berdasarkan nilai *Composite Desirability* (*D*) tertinggi yang mendekati angka 1. Nilai *D* ini merepresentasikan probabilitas tercapainya keseimbangan yang paling ideal di antara seluruh target yang saling bertentangan.
7. Membandingkan persentase galat (*error*) antara titik ketebalan optimal hasil prediksi model analitik statistik Minitab dengan hasil simulasi komputasi deterministik (MOGA) pada ANSYS.

BAB V

PENUTUP

5.1 Kesimpulan

Berdasarkan penelitian yang telah dilaksanakan, Kesimpulan yang dapat ditarik adalah sebagai berikut:

1. Variabel ketebalan dan jenis material terbukti memiliki pengaruh dominan dan signifikan secara absolut terhadap seluruh respons mekanis ortosis. Fluktuasi gaya resultan klinis (500–550 N) terbukti tidak terlalu memengaruhi lonjakan deformasi secara signifikan, namun memberikan pengaruh langsung yang signifikan terhadap peningkatan tegangan internal dan penurunan *Safety Factor*.
2. Material *Polylactic Acid* (PLA) dengan profil ketebalan 3,56 mm hingga 3,57 mm ditetapkan sebagai parameter desain yang paling optimal. Konfigurasi ini terbukti sangat efisien karena mampu memenuhi seluruh batasan klinis dengan menggunakan volume material minimal, menghasilkan deformasi yang aman (1,95 mm), tegangan yang jauh di bawah batas luluh (27,53 MPa), serta cadangan kekuatan (*Safety Factor*) yang sangat memadai (2,14).
3. Validasi silang membuktikan tingkat akurasi yang sangat tinggi antara komputasi deterministik (ANSYS) dan persamaan regresi statistik (Minitab). Seluruh parameter respons pada titik optimal mencatatkan persentase galat (*Relative Error*) di bawah ambang batas toleransi 5% (Deformasi 2,61%; Tegangan 1,23%; *Safety Factor* 0,94%), yang secara empiris mengesahkan keandalan dan validitas model desain yang direkomendasikan.

5.2 Saran

Setelah proses penelitian dilaksanakan, terdapat beberapa saran yang diberikan untuk kebutuhan pengembangan penelitian ini. Untuk pengembangan penelitian di masa yang akan datang, beberapa saran yang dapat dipertimbangkan adalah:

1. Disarankan untuk melakukan pengujian eksperimental pencetakan *3D printing* dari desain yang telah dioptimasi ini, kemudian melakukan pengujian pembebanan fisik secara langsung (*Universal Testing Machine*) untuk memvalidasi angka *error* dari komputasi komputer dengan kondisi dunia nyata.
2. Disarankan untuk melakukan Optimasi Topologi dan Kenyamanan (*Topology Optimization*). Untuk meningkatkan kenyamanan pasien (*user compliance*), penelitian ke depan dapat mengintegrasikan metode optimasi topologi untuk mereduksi massa struktur pada area yang tidak menerima tegangan signifikan. Selain itu, dapat ditambahkan analisis termal untuk memastikan ventilasi kulit yang memadai saat *orthosis* digunakan.

DAFTAR PUSTAKA

- Anderson, M. J., & Whitcomb, P. J. (2016). *Optimizing Processes Using Response Surface Methods for Design of Experiments* (2nd ed.). CRC Press.
- Anggoro, P. W., Bawono, B., Setyohadi, D. B., Ratnasari, L., Fergiawan, P. K., Tauviqirrahman, M., Jamari, J., & Bayuseno, A. P. (2023). Optimisation of the machining time required by insole orthotic shoes for patients with clubfoot using the Taguchi and response surface methodology approach. *Jurnal Polimesin*, 21(2).
- Budynas, R. G., & Nisbett, J. K. (2020). *Shigley's Mechanical Engineering Design* (11th ed.). McGraw-Hill Education.
- Cha, Y., Lee, K., & Ryu, H. (2017). Ankle-foot orthosis made by 3D printing technique and automated design software. *Journal of Applied Bionics and Biomechanics*, 2017, 1–11.
- Choo, Y. J., Revéret, M. B., & Chang, M. C. (2020). 3D printing technology applied to orthosis manufacturing: Narrative review. *Annals of Palliative Medicine*, 9(6).
- Curtis, K. A. (2019). *Dynamic Wristing for Upper Extremity Rehabilitation*. Academic Press.
- Darwich, A., Nazha, H., & Abbas, W. (2019). Ankle-foot orthosis design between the tradition and the computerized perspectives. *Journal of Healthcare Engineering*, 2019, 1–14.
- Franco, S., Ramos, M., Cordova, R., Ochoa, E., Ccama, G., Molina, A., & Olivera-Montenegro, L. (2025). Design, manufacturing and mechanical evaluation of a 3D printed customized wrist-hand orthosis for the treatment of De Quervain tenosynovitis. *Medical Engineering & Physics*, 135, 104–112.
- Gebhardt, A. (2012). *Understanding additive manufacturing: Rapid prototyping, rapid tooling, rapid manufacturing*. Hanser Publishers.

- Gerung, B. (2025). *Optimasi topologi model orthosis splint untuk terapi konservatif dengan menggunakan metode elemen hingga pada contoh kasus fraktur distal radius* [Skripsi, Universitas Lampung]. Repositori Universitas Lampung.
- Harun, S., Savetlana, S., Ismunandar, H., & Burhanuddin, Y. (2023). *Optimasi topologi dan bentuk produk orthosis wrist untuk pasien patah tulang jari (Fraktur Diafisis Metacarpal)* [Laporan Penelitian, Universitas Lampung]. Repositori Universitas Lampung.
- Hatguina, A., Rosadi, H., & Werdina, W. A. (2023). Desain alat penunjang aktivitas berjalan bagi pasien berisiko jatuh. *Dimensi Teknik Industri*, 20(1), 13–24.
- Hidayat, I. R., Zuhrotun, A., & Sopyan, I. (2021). Design-expert software sebagai alat optimasi formulasi sediaan farmasi. *Majalah Farmasetika*, 6(1), 99–120.
- Ihza, M. A. B., Tekwan, G., & Mu'ti, A. (2022). Gambaran karakteristik fraktur radius distal di RSUD Abdul Wahab Sjahranie Samarinda tahun 2017-2019. *Jurnal Sains dan Kesehatan*, 4(1), 55–62.
- International Organization for Standardization. (2016). *Prosthetics — Structural testing of lower-limb prostheses — Requirements and test methods* (ISO Standard No. 10328:2016).
- Jones, L. E. (2016). Functional wristing: Design and application. *American Journal of Occupational Therapy*, 70(4).
- Khasnabis, C. (2015). Orthotic devices in rehabilitation medicine. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 47.
- Liu, J., Li, L., Liu, J., & Li, L. (2025). Optimization of multilayer metal bellow hydroforming process with response surface method and genetic algorithm. *Metals*, 15(6), 1046.
- Mufarrih, A. M., Emzain, Z. F., Harijono, A., & Amrullah, U. S. (2023). Perancangan dan analisis model wrist berbasis reverse engineering untuk rehabilitasi tangan. *Jurnal Mesin Nusantara*, 6(2).

- Mulders, M. A. M., Rikli, D., Goslings, J. C., & Schep, N. W. L. (2017). Classification and treatment of distal radius fractures: A survey among orthopaedic trauma surgeons and residents. *Injury*, 48(2), 239–248.
- Peng, X., Kong, L., Fuh, J. Y. H., & Wang, H. (2021). A review of post-processing technologies in additive manufacturing. *Journal of Manufacturing and Materials Processing*, 5(2).
- Puspaputra, P., Putera, F. P., & Dzuhri, A. A. (2022). Preliminary design and manufacturing of customized forearm wrist brace for first aid. *AIP Conference Proceedings*, 2453(1).
- Redwood, B., Schöffner, F., & Garret, B. (2017). *The 3D Printing Handbook: Technologies, Design and Applications*. 3D Hubs B.V.
- Roman-Liu, D., Tokarski, T., & Mazur-Różycka, J. (2021). Is the grip force measurement suitable for assessing overall strength regardless of age and gender? *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics*, 27(1).
- Sala-Pujals, A., Portes, C. A., & Chillón, S. J. (2025). Immobilization time for conservative treatment of distal radial fractures in elderly patients: A randomized controlled trial. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 107(3).
- Salazar-Loor, R. B., Martínez-Gómez, J., & Sarmiento-Anchundia, J. (2024). Material selection for the development of orthoses using multicriteria methods (MCDMs) and simulation. *Inventions*, 9(2), 35.
- Sarışahin, S., Çorakçı Yazıcıoğlu, Z., et al. (2024). The use of orthoses made with 3D printer in upper extremity rehabilitation: A review. *Uluborlu Mesleki Bilimler Dergisi*, 7(2).
- Smith, J. M., Werner, F. W., & Harley, B. J. (2018). Forces in the distal radius during a pushup or active wrist motions. *Journal of Hand Surgery*, 43(2).
- Suhendrianto, Zuhri, S., Tarigan, H. A. N., & Asbar. (2021). Konsep desain dan perbaikan produk ankle foot orthosis menggunakan metode kansei engineering. *Jurnal Polimesin*, 19(2).

- Sunarto, G., Katmini, & Eliana, A. D. (2023). Efektifitas biaya penggunaan teknologi pencetakan 3D (Industri 4.0) pada alat bantu ortotik prostetik. *Jurnal Penelitian Kesehatan Suara Forikes*, 14(1).
- Supriyadi, S. (2023). *Desain produk wrist untuk terapi pasien fraktur diafisis metacarpal dengan metode reverse engineering* [Skripsi, Universitas Lampung]. Repositori Universitas Lampung.
- Susanti, N., & Damayanti, R. T. (2023). Penatalaksanaan fisioterapi pada post op ORIF fraktur 1/3 radius distal sinistra dengan modalitas infra red (IR) dan terapi latihan. *Jurnal Ilmiah Fisioterapi Muhammadiyah*, 3(1).
- Wijonarko, & Putra, H. J. (2024). Penerapan proses perawatan pada pasien fraktur radius distal dextra di Ruang Kutilang RSUD Dr. H. Abdul Moeloek Provinsi Lampung. *Jurnal Keperawatan Bunda Delima*, 5(1).
- Yadnya, G. N. K., & Wijaya, M. A. S. (2022). Epidemiologi dan terapi pada fraktur colles. *Ganesha Medicina Journal*, 2(1).