

**ANALISIS NUMERIK TERHADAP SAMBUNGAN PROTOTIPE
PENGANTI RAHANG PATAH PADA MANUSIA
MENGUNAKAN PERANGKAT LUNAK *SOLIDWORKS***

SKRIPSI

**OLEH :
JANTRI SIHITE
198130073**



**PROGRAM STUDI TEKNIK MESIN
FAKULTAS TEKNIK
UNIVERSITAS MEDAN AREA
MEDAN
2022**

UNIVERSITAS MEDAN AREA

© Hak Cipta Di Lindungi Undang-Undang

1. Dilarang Mengutip sebagian atau seluruh dokumen ini tanpa mencantumkan sumber
2. Pengutipan hanya untuk keperluan pendidikan, penelitian dan penulisan karya ilmiah
3. Dilarang memperbanyak sebagian atau seluruh karya ini dalam bentuk apapun tanpa izin Universitas Medan Area

Document Accepted 22/6/22

Access From (repository.uma.ac.id)22/6/22

**ANALISIS NUMERIK TERHADAP SAMBUNGAN PROTOTIPE
PENGANTI RAHANG PATAH PADA MANUSIA
MENGUNAKAN PERANGKAT LUNAK *SOLIDWORKS***

SKRIPSI

Diajukan sebagai Salah Satu Syarat untuk Memperoleh Gelar Sarjana
di Program Studi Teknik Mesin Fakultas Teknik
Universitas Medan Area

HALAMAN JUDUL

Oleh :

JANTRI SIHITE

198130073

**PROGRAM STUDI TEKNIK MESIN
FAKULTAS TEKNIK
UNIVERSITAS MEDAN AREA
MEDAN
2022**

HALAMAN PENGESAHAN SKRIPSI

Judul Skripsi : Analisis Numerik Terhadap Sambungan Prototipe Pengganti
Rahang Patah Pada Manusia Menggunakan Perangkat Lunak
Solidworks
Nama Mahasiswa : Jantri Sihite
NIM : 198130073
Bidang Keahlian : Material Manufaktur

**Diajukan sebagai Salah Satu Syarat untuk Memperoleh Gelar Sarjana di
Program Studi Teknik Mesin Fakultas Teknik Universitas Medan Area**

Nama Dosen Pembimbing I : Dr. Eng. Rakhmad Arief Siregar, S.T., M.Eng.
NIDN : 0111057402
Nama Dosen Pembimbing II : M. Yusuf Rahmansyah Siahaan, S.T., M.T.
NIP/NIDN : 0122078003

Medan, 30 Maret 2022

Dosen Pembimbing II,

Dosen Pembimbing I,

(M. Yusuf R. Siahaan, S.T., M.T.)
NIDN: 0122078003

(Dr. Eng. Rakhmad A. Siregar, S.T., M.Eng.)
NIDN: 0111057402



(Dr. Rahmad Syah, S.Kom., M.Kom.)
NIDN: 0105058804

Diketahui Oleh:

Ketua Program Studi Teknik Mesin



(M. Muhammad Faris, S.T., M.T.)
NIDN: 0111057402

HALAMAN PERNYATAAN

Saya menyatakan bahwa skripsi yang saya susun, sebagai syarat memperoleh gelar sarjana merupakan hasil karya tulis saya sendiri. Adapun bagian-bagian tertentu dalam penulisan skripsi dari hasil karya orang lain telah dituliskan secara jelas sesuai norma, kaidah dan etika dalam penulisan ilmiah.

Saya bersedia menerima sanksi pencabutan gelar akademi yang saya peroleh dan sanksi lainnya apabila dikemudian hari ditemukan unsur plagiat dalam skripsi ini.

Medan, Maret 2022

Hormat saya,



(Jantri Sihite)

198130073

HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI TUGAS AKHIR / SKRIPSI UNTUK KEPENTINGAN AKADEMIS

Sebagai civitas akademik Universitas Medan Area, saya yang bertanda tangan dibawah ini :

Nama : Jantri Sihite
NPM : 198130073
Fakultas : Teknik
Program Studi : Teknik Mesin
Jenis Karya : Tugas Akhir / Skripsi

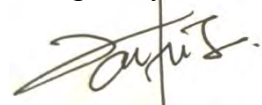
Demi pengembangan ilmu pengetahuan, menyetujui untuk memberikan kepada Universitas Medan Area Hak Bebas Royalti Non eksklusif (*non-exclusive Royalti-free Right*) atas karya ilmiah saya yang berjudul :

“Analisis Numerik Terhadap sambungan Prototipe Pengganti Rahang Patah pada Manusia Menggunakan Perangkat Lunak *Solidworks*”

Beserta perangkat yang ada (jika diperlukan). Dengan hak bebas Royalti, noneklusif ini, Universitas Medan Area berhak menyimpan, mengalih media/formatkan, mengelolah dalam bentuk pangkalan data (database), merawat, dan mempublikasikan tugas akhir/skripsi saya selama saya tetap mencantumkan nama saya sebagai penulis /pencipta dan sebagai pemilik Hak Cipta. Demikian surat pernyataan ini saya buat dengan sebenar-benarnya.

Medan, April 2022

Yang menyatakan :



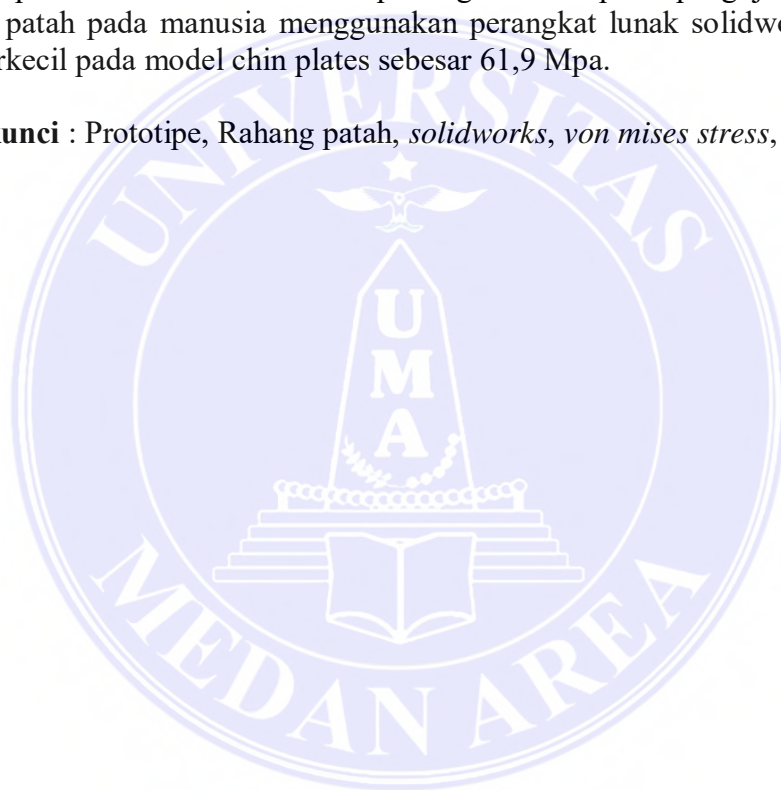
Jantri Sihite
Npm. 198130073

ABSTRAK

Penelitian ini dilakukan untuk menganalisis pengujian sambungan prototipe pada rahang patah manusia dengan menggunakan perangkat lunak solidworks. Tahap awal yang dilakukan yaitu dengan menentukan jenis-jenis sambungan yang dapat digunakan pada prototipe pengganti rahang patah, kemudian dilakukan pemodelan rahang patah, dan tahap akhir yaitu menganalisis kekuatan sambungan rahang patah dengan prototipe pengganti rahang patah menggunakan solidworks.

Dari hasil analisis pengujian pertama dari ketiga model sambungan rahang patah yang telah dirancang memiliki nilai von Mises yang berbeda dimana nilai tertinggi diperoleh oleh model sagittal sebesar 1.621,5 Mpa dan hasil pengujian dengan pemberian tekanan terhadap ketiga model pada pengujian sambungan rahang patah pada manusia menggunakan perangkat lunak solidworks diperoleh nilai terkecil pada model chin plates sebesar 61,9 Mpa.

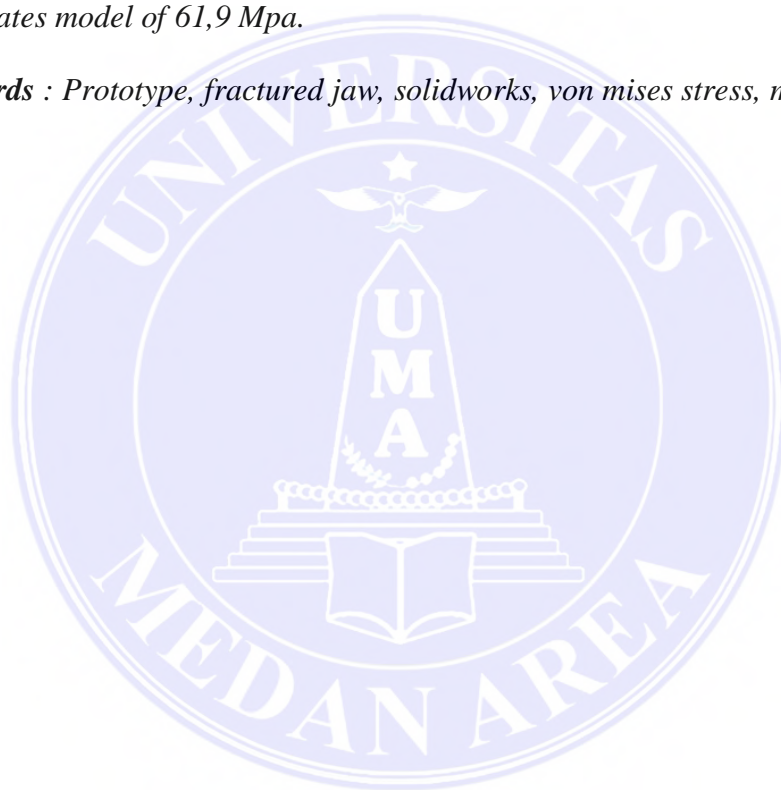
Kata kunci : Prototipe, Rahang patah, *solidworks*, *von mises stress*, mandibula



ABSTRACT

This study was conducted to analyze the testing of prototype joints in human fractured jaws using Solidworks software. The initial stage is to classify the types of joints that can be used on a broken jaw replacement prototype, then modeling a broken jaw is carried out, and the final stage is to analyze the strength of a broken jaw joint with a broken jaw replacement prototype using solidworks. From the results of the analysis of the first test of the three models of fractured jaw joints that have been designed to have different von Mises values where the highest value is obtained by the sagittal model of 1.621,5 Mpa, and the results of testing by applying pressure to the three models in testing broken jaw joints in humans using a device. Solidworks software obtained the smallest value on the chin plates model of 61,9 Mpa.

Keywords : *Prototype, fractured jaw, solidworks, von mises stress, mandible*



DAFTAR RIWAYAT HIDUP



Penulis bernama Jantri Sihite, dilahirkan Kecamatan Tarutung, Kabupaten Tapanuli Utara, Provinsi Sumatera Utara, tanggal 3 Januari 1996 dan Ayah bernama Juanda F Sihite penulis merupakan anak ketiga dari tiga bersaudara.

Penulis menyelesaikan pendidikan Sekolah Dasar pada tahun 2008 di SD Negeri 1 Tarutung Kecamatan Tarutung, Kabupaten Tapanuli Utara, dan menyelesaikan pendidikan Sekolah Menengah Pertama pada tahun 2011 di SMP Negeri 2 Tarutung Kecamatan Tarutung, Kabupaten Tapanuli Utara, dan penulis menyelesaikan Sekolah Menengah Atas di SMA Negeri 1 Tarutung pada tahun 2014, Kecamatan Tarutung, Kabupaten Tapanuli Utara, dan juga penulis menyelesaikan Diploma tiga (D3) di Politeknik Teknologi Kimia Industri (PTKI) pada tahun 2017, Kecamatan Medan Tenggara, Medan, Provinsi Sumatera Utara, dan penulis melanjutkan pendidikan tinggi di Universitas Medan Area, Fakultas Teknik, Program Studi Teknik Mesin dan Selesai Pada Tahun 2022.

KATA PENGANTAR

Puji dan syukur penulis ucapkan kepada Tuhan Yang Maha Esa atas karunia-Nya kepada penulis sehingga skripsi ini dapat diselesaikan dengan baik, dengan judul “Analisis Numerik terhadap sambungan prototipe pengganti rahang patah pada manusia menggunakan perangkat lunak *solidworks*”.

Proposal ini merupakan salah satu persyaratan yang harus dipenuhi bagi setiap mahasiswa Universitas Medan Area untuk menyelesaikan pendidikan dengan mendapatkan gelar sarjana di Program Studi Teknik Mesin Fakultas Teknik Universitas Medan Area.

Secara khusus penulis ucapkan terima kasih kepada orang tua yaitu Juanda F Sihite dan Ibunda Geloramin Hutagalung, dan seluruh keluarga yang memberikan dukungan moral maupun material selama perkuliahan penulis.

Penulis menyadari dalam skripsi ini masih banyak kekurangan yang masih perlu diperbaiki, untuk itu penulis mengharapkan kritik dan saran yang membangun untuk menyempurnakan skripsi ini.

Pada kesempatan ini penulis tidak lupa mengucapkan banyak terima kasih kepada :

1. Bapak Prof. Dr. Dadan Ramdan, M.Eng., M.Sc., selaku Rektor Universitas Medan Area.
2. Bapak Dr.Rahmad Syah, S.Kom., M.Kom., selaku Dekan Fakultas Teknik Universitas Medan Area.
3. Bapak Muhammad Idris, ST., MT., selaku Ketua Program Studi Teknik Mesin dan Bapak Dr. Iswandi, ST., MT., selaku Sekretaris Prodi Teknik Mesin Fakultas Teknik Universitas Medan Area.

4. Bapak Dr.Eng. Rakhmad Arief Siregar, ST., M.Eng., selaku Dosen Pembimbing I bagi penulis yang telah banyak memberikan pengarahan dan bimbingan dalam menyelesaikan skripsi ini.
5. Bapak M. Yusuf Rahmansyah Siahaan, ST., MT., selaku Dosen Penasehat Akademik penulis pada Universitas Medan Area dan Dosen Pembimbing II bagi penulis yang telah banyak memotivasi serta memberikan arahan sehingga menyelesaikan skripsi ini dengan baik.
6. Seluruh Bapak/Ibu Dosen Program Studi Teknik Mesin dan pegawai pada Fakultas Teknik Universitas Medan Area yang telah banyak membekali penulis ilmu dan pengetahuan selama penulis menjalani perkuliahan.
7. Trecy Kartika Pardede, ST., MT., selaku kekasih penulis yang telah banyak memberikan motivasi, saran dan masukan dalam menyelesaikan penyusunan skripsi ini.

Akhir kata penulis mengucapkan banyak terima kasih kepada semua pihak yang telah membantu penulis dalam menyelesaikan skripsi ini. Semoga skripsi ini dapat bermanfaat bagi siapa saja yang membacanya.

Medan, April 2022

Penulis,



Jantri Sihite

Npm. 198130073

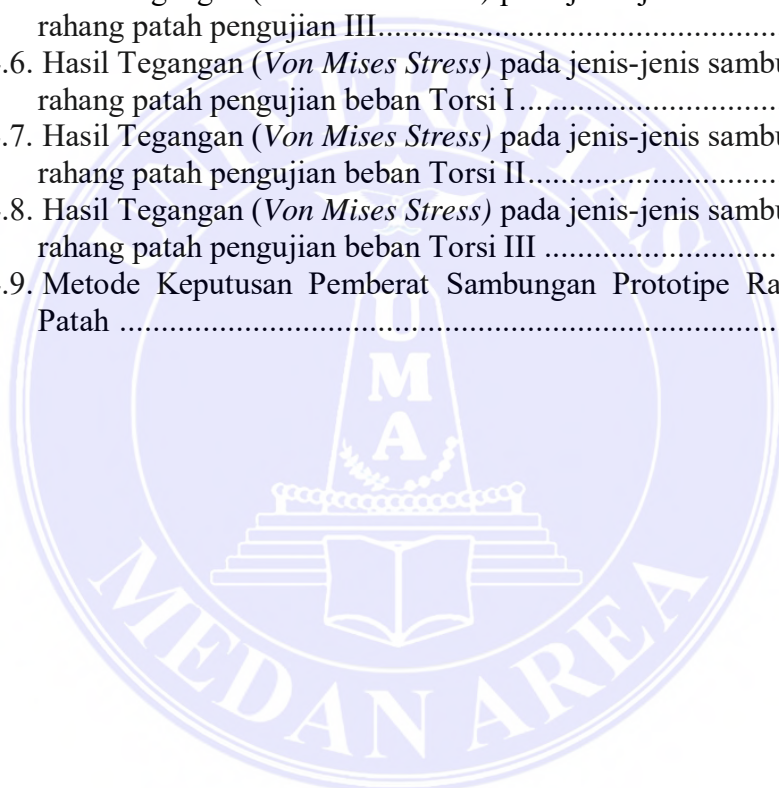
DAFTAR ISI

HALAMAN PENGESAHAN	ii
HALAMAN PERNYATAAN	iii
HALAMAN PERNYATAAN	iv
ABSTRAK	v
ABSTRACT	vi
DAFTAR RIWAYAT HIDUP	vii
KATA PENGANTAR	viii
DAFTAR ISI	x
DAFTAR TABEL	xii
DAFTAR GAMBAR	xiii
BAB I. PENDAHULUAN	1
1.1. Latar belakang.....	1
1.2. Perumusan masalah.....	3
1.3. Batasan masalah.....	3
1.4. Tujuan penelitian.....	3
1.5. Manfaat penelitian.....	4
BAB II. TINJAUAN PUSTAKA	5
2.1. Rahang Manusia.....	5
2.1.1. Anatomi Tulang Mandibula	6
2.1.2. Fraktur Mandibula	7
2.1.3. Tipe Fiksasi Internal Rahang patah manusia.....	9
2.1.4. Fraktur Os Maxilla.....	10
2.1.5. Biomekanik Fraktur Rahang Manusia	12
2.2. Konsep Tegangan dan Regangan.....	14
2.2.1. Tegangan	14
2.2.2. Regangan.....	15
2.2.3. Tegangan statis	17
2.2.4. Rasio tegangan.....	17
2.2.5. Tegangan bengkok.....	18
2.2.6. Faktor keamanan.....	19
2.2.7. Von mises stress	20
2.3. Metode Numerik	21
2.3.1. Metode elemen hingga (<i>Finite Element Method</i>).....	22
1 Processing Phase.....	23
2 Solution Phase	23
3 Post-procesing Phase.....	24
2.4. Perencanaan dan Gambar Teknik	24
2.4.1. Perancangan	25
2.4.2. Metode Pembentukan Model 3D Solid dari 2D	26
2.5. Solidworks	27
2.5.1. <i>Part</i>	29
2.5.2. <i>Assembly</i>	29
2.5.3. <i>Drawing</i>	29
BAB III. METODOLOGI PENELITIAN	30
3.1. Tempat dan Waktu Penelitian.....	30

3.1.1. Tempat	30
3.1.2. Waktu Penelitian.....	30
3.2. Alat dan Bahan.....	31
3.2.1. Alat	31
3.2.2. Bahan	31
3.3. Prosedur Penelitian.....	31
3.3.1. Studi Literatur.....	31
3.3.2. Pembuatan konsep sambungan	31
3.3.3. Perancangan Model dengan <i>Software Solidworks 2014</i> ...	33
3.3.4. Pengujian sambungan rahang patah manusia dengan <i>Software Solidworks 2014</i>	33
3.4. Metode Pengujian	35
3.5. Diagram Alir Penelitian.....	38
BAB IV. HASIL DAN PEMBAHASAN	40
4.1. Hasil Penentuan Konsep Sambungan Pengganti Rahan Patah pada Manusia	40
4.2. Hasil Pemilihan Konsep Sambungan Pengganti Rahang Patah pada Manusia.....	41
4.2.1. Konsep 1.....	42
4.2.2. Konsep 2.....	42
4.2.3. Konsep 3.....	43
4.3. Hasil Simulasi Numerik Sambungan Pengganti Rahang Patah pada Manusia Menggunakan <i>Solidworks</i>	44
4.3.1. Hasil analisis pengujian I	44
4.3.2. Hasil analisis pengujian II.....	47
4.3.3. Hasil analisis pengujian III.....	49
4.3.4. Hasil analisis beban torsi percobaan I.....	51
4.3.5. Hasil analisis beban torsi percobaan II	54
4.3.6. Hasil analisis beban torsi percobaan III.....	56
4.4. Hasil Pemilihan Konsep Terbaik menggunakan Metode Keputusan Pemberat.....	61
BAB V. KESIMPULAN DAN SARAN	61
5.1. Kesimpulan	61
5.2. Saran.....	62
DAFTAR PUSTAKA	63
LAMPIRAN	64

DAFTAR TABEL

	Halaman
Tabel 3.1. Jadwal Penelitian.....	30
Tabel 3.2. Spesifikasi Laptop.....	31
Tabel 4.1. Grafik Morfologi Sambungan.....	40
Tabel 4.2. Hasil sketsa pemilihan model dan spesifikasi dimensi.....	41
Tabel 4.3. Hasil Tegangan (<i>Von Mises Stress</i>) pada jenis-jenis sambungan rahang patah pengujian I.....	46
Tabel 4.4. Hasil Tegangan (<i>Von Mises Stress</i>) pada jenis-jenis sambungan rahang patah pengujian II.....	48
Tabel 4.5. Hasil Tegangan (<i>Von Mises Stress</i>) pada jenis-jenis sambungan rahang patah pengujian III.....	51
Tabel 4.6. Hasil Tegangan (<i>Von Mises Stress</i>) pada jenis-jenis sambungan rahang patah pengujian beban Torsi I.....	53
Tabel 4.7. Hasil Tegangan (<i>Von Mises Stress</i>) pada jenis-jenis sambungan rahang patah pengujian beban Torsi II.....	55
Tabel 4.8. Hasil Tegangan (<i>Von Mises Stress</i>) pada jenis-jenis sambungan rahang patah pengujian beban Torsi III.....	58
Tabel 4.9. Metode Keputusan Pemberat Sambungan Prototipe Rahang Patah.....	61



DAFTAR GAMBAR

	Halaman
Gambar 2.1. Tulang Os maxilla	5
Gambar 2.2. Tulang Mandibula	7
Gambar 2.3. Type Fraktur Mandibular	9
Gambar 2.4. Fiksasi Internal Pada Tulang Os Maksila	11
Gambar 2.5. Pelat Titanium pada rahang mandibula	11
Gambar 2.6. Diagram Tegangan-Regangan	16
Gambar 2.7. Extrude	26
Gambar 2.8. Tampilan awal Solidworks 2014	28
Gambar 2.9. Tampilan Solidworks 2014.....	28
Gambar 3.1. Laptop.....	31
Gambar 3.2. Kertas gambar	32
Gambar 3.3. Pembebanan F pada pengujian pertama	35
Gambar 3.4. Pembebanan F pada pengujian kedua	35
Gambar 3.5. Pembebanan F pada pengujian ketiga	36
Gambar 3.6. Pembebanan Torsi pada pengujian pertama	36
Gambar 3.7. Pembebanan Torsi pada pengujian kedua	37
Gambar 3.8. Pembebanan Torsi pada pengujian ketiga	37
Gambar 3.9. Diagram Alir Penelitian.....	38
Gambar 4.1. Hasil desain model sambungan 1	42
Gambar 4.2. Hasil desain model sambungan 2.....	43
Gambar 4.3. Hasil desain model sambungan 3.....	43
Gambar 4.4. Pembebanan F pada pengujian I	44
Gambar 4.5. Hasil <i>Von Mises Stress</i> pada konsep 1 pada pengujian I.....	45
Gambar 4.6. Hasil <i>Von Mises Stress</i> pada konsep 2 pada pengujian I.....	45
Gambar 4.7. Hasil <i>Von Mises Stress</i> pada konsep 3 pada pengujian I.....	45
Gambar 4.8. Grafik maks.Tegangan Von Mises Pengujian I.....	46
Gambar 4.9. Pembebanan F pada pengujian II.....	47
Gambar 4.10. Hasil <i>Von Mises Stress</i> pada konsep 1 pada pengujian II	47
Gambar 4.11. Hasil <i>Von Mises Stress</i> pada konsep 2 pada pengujian II	48
Gambar 4.12. Hasil <i>Von Mises Stress</i> pada konsep 3 pada pengujian II	48
Gambar 4.13. Grafik maks.Tegangan Von Mises Pengujian II.....	49
Gambar 4.14. Pembebanan F pada pengujian III.....	49
Gambar 4.15. Hasil <i>Von Mises Stress</i> pada konsep 1 pada pengujian III	50
Gambar 4.16. Hasil <i>Von Mises Stress</i> pada konsep 2 pada pengujian III	50
Gambar 4.17. Hasil <i>Von Mises Stress</i> pada konsep 3 pada pengujian III	50
Gambar 4.18. Grafik maks.Tegangan Von Mises Pengujian III	51
Gambar 4.19. Pembebanan Torsi pada pengujian I	52
Gambar 4.20. Hasil <i>Von Mises Stress</i> pada konsep 1 pada pengujian I.....	52
Gambar 4.21. Hasil <i>Von Mises Stress</i> pada konsep 2 pada pengujian I.....	52
Gambar 4.22. Hasil <i>Von Mises Stress</i> pada konsep 3 pada pengujian I.....	53
Gambar 4.23. Grafik maks.Tegangan Von Mises Pengujian Torsi I.....	53
Gambar 4.24. Pembebanan Torsi pada pengujian II	54
Gambar 4.25. Hasil <i>Von Mises Stress</i> pada konsep 1 pada pengujian II	54
Gambar 4.26. Hasil <i>Von Mises Stress</i> pada konsep 2 pada pengujian II	55

Gambar 4.27. Hasil <i>Von Mises Stress</i> pada konsep 3 pada pengujian II	55
Gambar 4.28. Grafik maks.Tegangan <i>Von Mises</i> Pengujian Torsi II.....	56
Gambar 4.29. Pembebanan Torsi pada pengujian III.....	56
Gambar 4.30. Hasil <i>Von Mises Stress</i> pada konsep 1 pada pengujian III	57
Gambar 4.31. Hasil <i>Von Mises Stress</i> pada konsep 2 pada pengujian III	57
Gambar 4.32. Hasil <i>Von Mises Stress</i> pada konsep 3 pada pengujian III	57
Gambar 4.33. Grafik maks.Tegangan <i>Von Mises</i> Pengujian Torsi III	58
Gambar 4.34. Grafik perbandingan Tegangan <i>Von Mises</i> beban F	59
Gambar 4.35. Grafik perbandingan Tegangan <i>Von Mises</i> bebanTorsi	60



BAB I

PENDAHULUAN

1.1. Latar Belakang

Sudut mandibula terletak antara simpangan ramus dan tubuh bagian bawah mandibula, dan tulang ini sangat lemah, sehingga mudah retak dan patah karena kekerasan fisik, olahraga atau kecelakaan lalu lintas, atau proses patologis. Menurut statistik literatur, sudut mandibula pada manusia adalah salah satu bagian yang paling umum untuk patah tulang, terhitung 23-42 % dari semua kasus patah tulang pada manusia. Selain itu, fraktur sudut mandibula memiliki komplikasi pasca operasi tertinggi di antara semua fraktur pada rahang manusia, dan bentuk plat dan patahnya pelat adalah alasan utama terjadinya komplikasi setelah dilakukan fiksasi pada rahang manusia.

Untuk saat ini, ada dua jenis perawatan fraktur pada rahang manusia terkhusus pada sudut mandibula: yang pertama menggunakan satu pelat mini untuk sebagai sambungan rahang patah, yang telah banyak digunakan selama dua dekade terakhir, yang dimana cara ini mengikuti prinsip-prinsip yang dijelaskan pada tahun 1975 oleh Champy, yang lain menggunakan dua pelat mini, dengan pelat mini atas dipasang di tempat yang sama perawatan yang sesuai dengan ketegangan mandibula, dan mini-plate bawah dipasang pada batas inferior mandibula yang sesuai dengan kompresi mandibula. Namun, semua pelat mini yang digunakan dalam kasus klinis adalah pelat standar dan lurus, dan perlu ditekuk ke permukaan tulang sebelum pemasangan sambungan rahang patah, yang akan meningkatkan waktu operasi dan dapat menyebabkan ketidakcocokan antara permukaan tulang dan pelat sambungan rahang patah. Berdasarkan studi statistik

klinis baru-baru ini, insiden pelepasan pelat telah meningkat menjadi 18%, biasanya terjadi dalam waktu kurang dari 6-9 bulan setelah operasi, jadi stabilitas yang disediakan oleh pelat mini telah menjadi isu panas di antara ahli bedah. Beberapa peneliti telah merancang beberapa miniplat yang dibuat khusus atau tiga dimensi (3D) dengan mengubah ukuran lubang, jarak antara lubang dan bentuk pelat untuk fraktur sudut mandibula.

Pada penelitian ini pembuatan rancangan sambungan rahang patah pada manusia menggunakan aplikasi perangkat lunak *solidworks* untuk mengetahui kekuatan tegangan *von Mises stress* yang terjadi pada plate sambungan yang akan dibuat. Ada pun tantangan-tantangan yang dihadapi ahli medis didalam pemasangan sambungan rahang patah pada manusia seperti sulit didalam pemasangan dan pelepasan sambungan rahang patah dikarenakan desain yang tidak efisien dan fleksibel. Diharapkan pada penelitian ini dapat menjawab atau menyelesaikan sebagian dari permasalahan-permasalahan tersebut. Penulis akan membuat prototipe pengganti rahang patah pada manusia dengan beberapa variasi sambungan rahang patah yang kemudian variasi tersebut akan diuji dengan menggunakan perangkat lunak *solidworks* untuk jenis sambungan yang mana yang lebih baik.

1.2. Perumusan Masalah

Berdasarkan dari latar belakang yang telah diuraikan maka rumusan masalah di dalam penelitian ini adalah:

Bagaimana menganalisis sambungan rahang patah pada manusia dengan mengaplikasikan metode numerik di perangkat lunak *Solidworks*.

1.3. Batasan Masalah

Berdasarkan latar belakang dan perumusan masalah diatas, penelitian ini berkonsentrasi pada :

1. Mendesain jenis-jenis sambungan pada prototipe rahang patah manusia hanya menggunakan perangkat lunak *solidworks*.
2. Menganalisis kekuatan sambungan rahang patah prototipe pengganti rahang patah hanya menggunakan perangkat lunak *solidworks*.

1.4. Tujuan Penelitian

Berdasarkan batasan masalah tersebut maka tujuan yang ingin dicapai dari penelitian ini adalah sebagai berikut :

1. Menentukan jenis-jenis sambungan yang dapat digunakan pada prototipe pengganti rahang patah pada manusia.
2. Memodelkan sambungan rahang patah dengan prototipe pengganti rahang patah menggunakan perangkat lunak *solidworks*.
3. Menganalisis kekuatan sambungan rahang patah dengan prototipe pengganti rahang patah dengan menggunakan perangkat lunak *solidworks*.

1.5. Manfaat Penelitian

Adapun manfaat dari penelitian ini adalah :

1. Memberikan pengetahuan dalam pencetakan sambungan prototipe rahang patah manusia dengan menggunakan bahan filament *Polylactid Acid* (PLA) di mesin 3D Printer.
2. Memberikan pengetahuan tentang model sambungan rahang patah pada

manusia dengan menggunakan perangkat lunak *solidworks*.

3. Memberikan pengetahuan bagaimana merancang sambungan rahang patah pada manusia.
4. Hasil penelitian diharapkan dapat memberikan wawasan baru terhadap material dan bentuk yang memiliki sifat mekanis yang baik dan di aplikasikan dalam dunia kesehatan.

Dapat digunakan sebagai referensi dan bahan pertimbangan dalam penelitian pengembangan analisa kekuatan tarik dan tekan pada mesin printer 3D yang di hasilka



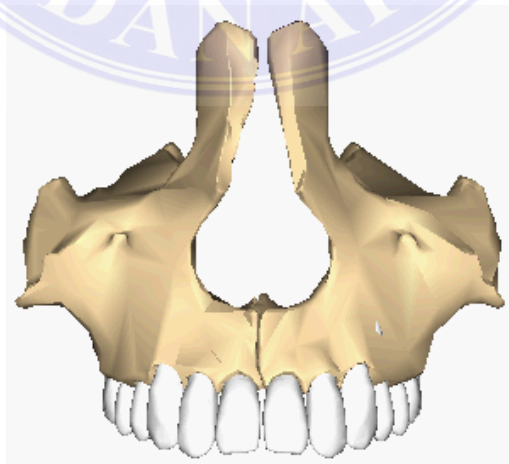
BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1. Rahang Manusia

Rahang adalah dua bagian tulang wajah yang terletak di atas dan bawah rongga mulut sebagai tempat gigi untuk tumbuh. Rahang terdiri dari rahang bawah yang dapat digerakkan (mandibula) dan rahang atas yang tetap (maxila). Rahang digunakan untuk menggigit dan mengunyah makanan dengan cara digerakan berlawanan satu sama lain.

Os maxilla adalah tulang rahang atas pada manusia dan diketahui memiliki fungsi dalam menyokong gigi-gigi yang berada dibagian atas mulut seperti pada gambar 2.1. Selanjutnya, rahang atas juga diketahui berfungsi dalam menjaga bentuk tulang hidung tetap ideal. Keberadaan dari tulang rahang atas ini diketahui juga merupakan penyokong dari keberadaan tulang langit-langit. Untuk fraktur maxilla sendiri kejadiannya lebih rendah di bandingkan dengan fraktur midface lainnya.[1]



Gambar 2.1. Tulang Os maxilla.[1]

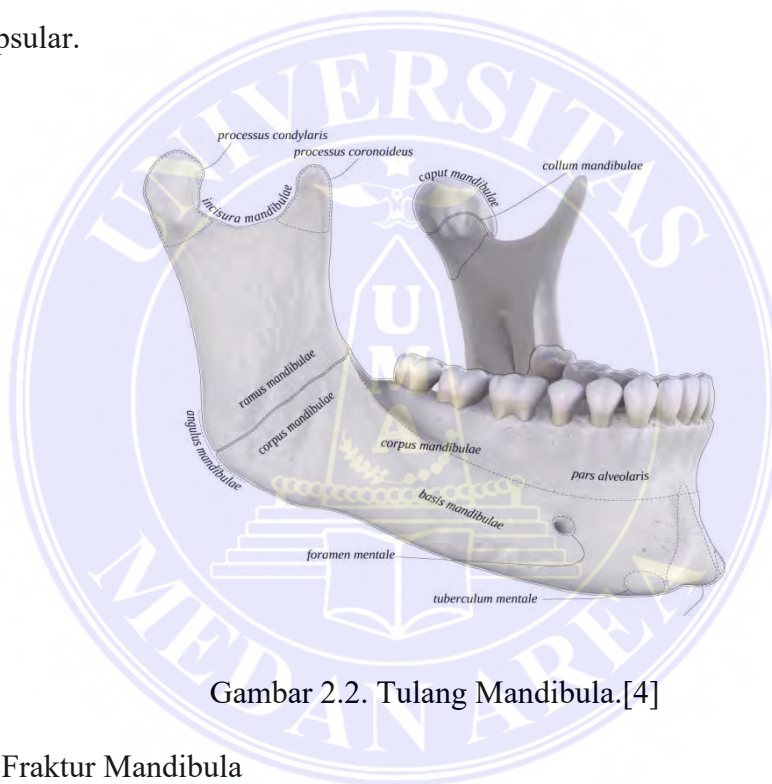
Maxilla terbentuk dari dua bagian komponen piramidal iregular yang berkontribusi terhadap pembentukan bagian tengah wajah dan bagian orbit, nasal fossa, oral cavity, dan sebagian besar palatum, nasal cavity, serta apertura piriformis. Berdasarkan studi yang di lakukan oleh (Rowe dan Killey pada tahun 1995), rasio antara fraktur maxilla dan mandibulla melebihi 4:1 beberapa studi terakhir yang di lakukan pada unit trauma rumah sakit-rumah sakit di beberapa negara menunjukkan insiden fraktur maxilla lebih banyak terkait dengan fraktur mandibula. Data lainnya juga di laporkan dari *trauma centre level 1* bahwa diantara 663 pasien fraktur tulang wajah hanya 25,5 % berupa fraktur maxilla.[2]

2.1.1. Anatomi Tulang Mandibula

Mandibula merupakan tulang yang besar dan paling kuat pada daerah muka. Dibentuk oleh dua tulang simetris yang mengadakan fusi dalam tahun pertama kehidupan. Tulang ini terdiri dari korpus, yaitu suatu lengkungan tapal kuda dan sepasang ramus yang pipih dan lebar yang mengarah keatas pada bagian belakang dari korpus dapat dilihat pada gambar 2.2. Pada ujung dari masing-masing ramus didapatkan dua buah penonjolan disebut prosesus kondiloideus prosesus koronoideus. Prosesus kondiloideus terdiri dari kaput dan kolum. Permukaan luar dari korpus mandibula pada garis median, didapatkan tonjolan tulang halus yang disebut simfisis mentum yang merupakan tempat pertemuan embriologis dari dua buah tulang.[3]

Dari aspek fungsinya, merupakan gabungan tulang berbentuk L bekerja untuk mengunyah dengan bagian terkuat pada muskulus temporalis yang berinsersi disisi medial pada ujung prosesus koronoideus dan muskulus maseter

yang berinsersi pada sisi lateral angulus dan ramus mandibula. Muskulus pterigoideus medial berinsersi pada sisi medial bawah dari ramus dan angulus mandibula. Muskulus maseter bersama mskulus temporalis merupakan kekuatan untuk menggerakkan mandibula dalam proses menutup mulut. Muskulus pterigoideus lateral berinsersi pada bagian depan kapsul sendi temporo-mandibular, diskus artikularis berperan untuk membuka mandibula. Fungsi mskulus pterigoid sangat penting dalam proses penyembuhan pada fraktur intrakapsular.



Gambar 2.2. Tulang Mandibula.[4]

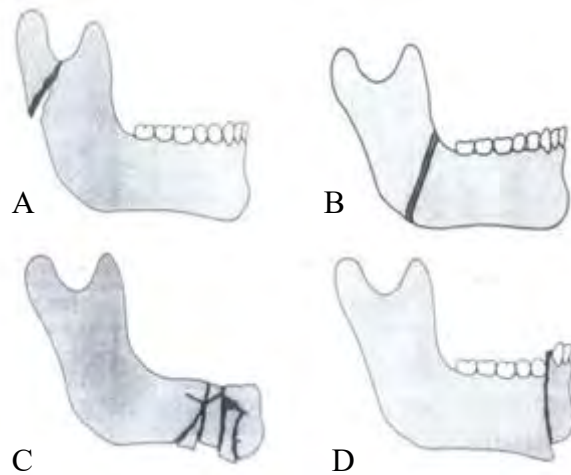
2.1.2. Fraktur Mandibula

Fraktur didefinisikan sebagai deformitas linier atau terjadinya diskontinuitas tulang yang disebabkan oleh ruda paksa. Fraktur dapat terjadi akibat trauma atau karena proses patologis. Fraktur mandibula adalah putusnya kontinuitas tulang mandibula. Benturan yang keras pada wajah dapat menimbulkan fraktur mandibula. Toleransi mandibula terhadap benturan lebih tinggi daripada tulang-tulang wajah yang lain. Fraktur mandibula lebih sering

terjadi daripada fraktur tulang wajah yang lain karena bentuk mandibula yang menonjol sehingga sensitif terhadap benturan. Pada umumnya fraktur mandibula disebabkan oleh karena trauma langsung.

Fraktur mandibula dapat disebabkan oleh trauma maupun proses patologik. Menurut Kruger, 69% dari fraktur mandibula disebabkan oleh kekerasan fisik, 27% kecelakaan, 2% karena olahraga dan 4% faktor patologik, sedangkan fraktur patologis dapat disebabkan oleh kista, tumor tulang, osteogenesis imperfekta, osteomielitis, osteoporosis, atrofi atau nekrosis tulang.[5]

Berdasar tipe fraktur dibagi menjadi fraktur *greenstick* atau *incomplete*; fraktur yang tidak sempurna dimana pada satu sisi dari tulang mengalami fraktur sedangkan pada sisi yang lain tulang masih terikat dapat dilihat pada gambar 2.3. Fraktur *greenstick* biasanya didapatkan pada anak-anak karena periosteum tebal. Fraktur tunggal; fraktur hanya pada satu tempat saja. Fraktur multipel; fraktur yang terjadi pada dua tempat atau lebih, umumnya bilateral. Fraktur kominitif; terdapat adanya fragmen yang kecil bisa berupa fraktur *simple* atau *compound*. Selain itu terdapat juga fraktur patologis; fraktur yang terjadi akibat proses metastase ke tulang, *impacted* fraktur; fraktur dengan salah satu fragmen fraktur di dalam fragmen fraktur yang lain. Fraktur *atrophic*; adalah fraktur spontan yang terjadi pada tulang yang atrofi seperti pada rahang yang tidak bergigi. *Indirect* fraktur; fraktur yang terjadi jauh dari lokasi trauma.[6]



Gambar 2.3. Type Fraktur Mandibular A. Greensick B. Simpe C. Komunitif
D. Compound.[6]

2.1.3. Tipe Fiksasi Internal Rahang patah manusia

Tipe paling umum dari fiksasi internal adalah *wire*, *plat*, *rod*, *pin*, *nail*, dan sekrup digunakan di dalam tubuh untuk menyangga tulang secara langsung.

1. *Wire*

Wire seringkali digunakan sebagai jahitan atau benang guna “menjahit” tulang kembali bergabung bersama.

2. Pin

Pin menahan potongan tulang bersama-sama. Mereka biasanya dipakai pada potongan-potongan tulang yang terlalu kecil untuk difiksasi dengan sekrup.

3. Plat

Plat mirip seperti bidai internal yang memegang ujung-ujung fraktur tulang bersama-sama.

4. *Nail* atau *Rod*

Pada beberapa fraktur tulang panjang, cara terbaik untuk menyejajarkan ujung-ujung tulang adalah dengan memasukkan sebuah rod atau nail melalui rongga pusat tulang yang dalam keadaan normalnya berisikan sumsum.

5. Sekrup

Dari pada semua tipe implan, sekrup tulang dipakai untuk fiksasi lebih sering. Walaupun sekrup tulang merupakan sebuah peralatan sederhana, terdapat beberapa disain yang didasarkan atas bagaimana sekrup tersebut akan dipakai.[7]

2.1.4. Fraktur Os Maxilla

Patah tulang dapat terjadi pada berbagai tulang salah satunya tulang os maxilla. Penanganan patah tulang dapat dilakukan dengan cara tradisional dan cara medis. Penanganan patah tulang secara medis dapat disebut dengan reduksi, yaitu mengembalikan posisi tulang ke posisi anatomis. Reduksi tertutup adalah ekstremitas dipertahankan dengan gips, traksi, brace, dan fiksator eksterna, sedangkan reduksi terbuka dengan pendekatan bedah dengan memasang alat fiksasi internal seperti nis, pen, kawat, sekrup, plat, paku dan batang logam.

Tulang femur yang retak untuk pemulihan diperlukan perangkat stabilisasi berupa fiksasi internal plate dan sekrup seperti gambar 2.4. Fungsi utama fiksasi internal untuk mempertahankan pengurangan fraktur selama penyembuhan tulang.



Gambar 2.4. Fiksasi Internal Pada Tulang Os Maksila.[7]

Material fiksasi internal secara medis sering disebut implan, pengertian secara umum suatu implan adalah merupakan wahana yang ditempatkan secara tepat dalam jaringan tubuh untuk tujuan tertentu. Material yang digunakan untuk fiksasi internal menggunakan material biokompatibel yang *rigid*, seperti stainless steel, kobalt kromium, titanium dan material komposisi yang memiliki sifat material kuat dan fleksibel, seperti pada gambar 2.5 pelat titanium mengikuti rahang mandibula.



Gambar 2.5. Pelat titanium pada rahang mandibula.[7]

Implan yang dirancang memberikan pilihan yang lebih baik untuk restorasi mandibula daripada plat titanium. Implan khusus perancah (*scaffolds*) yang dirancang menggunakan teknologi EBM, memberikan tekstur permukaan yang kondusif untuk pertumbuhan jaringan membuatnya sesuai untuk implan.[8]

2.1.5. Biomekanik Fraktur Rahang Manusia

Konsep biomekanik pada perawatan fraktur mandibula perlu dipahami sebab keadaan statik dan dinamik dapat mempengaruhi proses penyembuhan fraktur. Tujuan dari semua terapi fraktur adalah mengembalikan bentuk dan fungsi seperti semula. Hal tersebut dapat dicapai dengan melakukan imobilisasi menggunakan fiksasi internal dan eksternal.

Rahang bawah memiliki bentuk anatomis yang unik, berdasarkan arsitektur tulang, bentuk dan perlekatan otot mandibula dapat digambarkan sebagai sebuah struktur yang mengubah tekanan yang diterimanya menjadi suatu bentuk daya tensi dan kompresi seperti pada gambar 2.6. Kekuatan kompresi dihasilkan sepanjang daerah basal mandibula, sedangkan kekuatan tensi terdapat pada sepanjang daerah alveolar. Aksis transversal imajiner yang terletak kira-kira sepanjang kanalis mandibula memisahkan proses alveolaris yang merupakan daerah tegangan atau disebut *tension area* dari daerah basal mandibula yang merupakan daerah kompresi atau disebut dengan *compression area*. Pada waktu mandibula mengalami fraktur, prinsip perawatan dilakukan dengan mempertimbangkan kekuatan-kekuatan pada sisi dari aksis imajiner tersebut, sehingga kedua kekuatan tegangan yang berlawanan tersebut harus dinetralisir untuk mendapatkan reduksi fungsional yang stabil.[9]

Berikut tantangan yang dihadapi dalam penggunaan sambungan rahang patah :

1. Tantangan pertama adalah ukuran mandibula bervariasi dari orang ke orang, oleh karena itu pelat dan sekrup tersedia dalam berbagai ukuran, namun tidak memenuhi kebutuhan ahli bedah, karena ada beberapa tantangan yang ditimbulkannya yaitu tidak cukup efisien, karena tersedia dalam jumlah yang terbatas; mempertimbangkan bahwa pasien berusia lima tahun tidak akan memiliki dimensi dan sudut tulang yang sama dengan pasien berusia tiga puluh tahun.
2. Tantangan kedua adalah bahwa mereka tidak mudah dimanipulasi, atau cukup fleksibel, dan mereka juga dapat rusak. Manipulasi pelat dan pemasangan yang tepat membutuhkan waktu selama pengoperasiannya. Sementara fleksibilitas dan patah menyebabkan masalah karena pelat perlu dipanaskan terlebih dahulu saat dipasangkan ke pasien, yang menyebabkan masalah bagi ahli bedah, yang perlu memodifikasi sudut pelat secara manual atau mengubah rencana mereka selama operasi jika pelat tidak mencapai ukuran terbaik atau patah.

Memiliki ukuran pelat yang terbatas menyulitkan pemasangan pelat pada posisi yang tepat dan penyesuaian ukurannya dengan pasien. Ahli bedah memecahkan masalah ini selama operasi dengan memodifikasi sudut pelat secara manual setelah memanaskannya agar pas dengan pasien. Penelitian telah membuktikan bahwa dengan pemanasan dan pembengkokan berulang, kekuatan pelat terpengaruh, yang membuatnya lebih rentan pecah selama atau setelah operasi.[10]

2.2. Konsep Tegangan dan Regangan

2.2.1. Tegangan

Tegangan adalah jika sebuah benda elastis ditarik oleh suatu gaya, benda tersebut akan bertambah panjang sampai ukuran tertentu sebanding dengan gaya tersebut, yang berarti ada sejumlah gaya yang bekerja pada setiap satuan panjang benda, dengan kata lain tegangan adalah besarnya gaya yang bekerja dibagi dengan luas penampang. Tegangan kerja dan tegangan kerja aman memiliki arti yang sama dan keduanya secara luas diimplementasikan.[12]

Hukum Newton pertama tentang aksi dan reaksi, bila sebuah balok terletak diatas lantai akan memberikan reaksi yang sama, sehingga benda dalam keadaan setimbang. Gaya aksi sepusat (F) dan gaya reaksi (F*) dari bawah akan bekerja pada setiap penampang balok tersebut. Jika ambil penampang A-A dari balok, gaya sepusat (F) yang arahnya ke bawah, dan dibawah penampang bekerja gaya reaksinya (F*) yang arahnya keatas.[13]

Kemudian dari hasil pengertian diatas apabila dirumuskan tegangan yang bekerja pada penampang bahan adalah sebagai berikut:

$$\sigma = P/A \dots\dots\dots(Pers 2.1)$$

dimana:

σ = Tegangan atau gaya per satuan luas (N/m^2)

P = Beban (N)

A = Luas Penampang (m^2)

Secara umum ada dua jenis tegangan, yaitu: Tegangan normal, tegangan normal sebagai tegangan yang bekerja tegak lurus terhadap permukaan yang

mengalami tegangan yang sedang ditinjau maupun tekan dan tegangan geser yaitu tegangan yang bekerja sejajar terhadap permukaan yang mengalami tegangan.

Tegangan maksimum yang diijinkan adalah nilai tegangan maksimum yang tidak melebihi dari *yield strength* (tegangan luluh) material yang digunakan, karena kita ketahui bahwa nilai tegangan luluh merupakan fase daerah landing peralihan deformasi elastis menuju deformasi plastis. Karena itu pemilihan material sangat menentukan nilai batasan maksimum yang diijinkan dalam sebuah alat.

2.2.2. Regangan

Regangan adalah perubahan bentuk yang terjadi jika dua gaya yang sama besar dan berlawanan arah diberikan pada masing-masing bidang ujung benda dengan arah menjauhi benda, sehingga benda bertambah panjang. Regangan adalah suatu bentuk tanpa dimensi untuk menyatakan perubahan bentuk.[14]

Untuk memperoleh satuan regangan, maka dilakukan dengan membagi perpanjangan dengan panjang yang telah diukur, kemudian dirumuskan sebagai berikut:

$$\varepsilon = \delta / L \dots \dots \dots (\text{Pers 2.2})$$

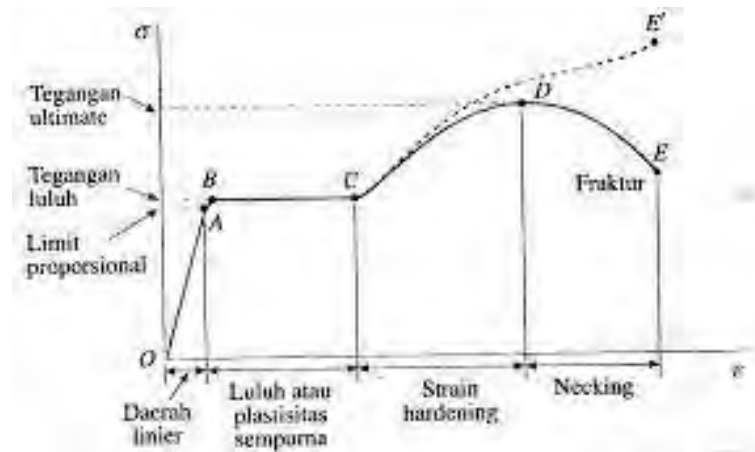
dimana:

ε = Regangan

δ = perubahan bentuk aksial total (m)

L = panjang batang (m)

Hubungan antara tegangan dan regangan dapat digambarkan dengan diagram hubungan tegangan-regangan berikut:



Gambar 2.6. Diagram Tegangan-Regangan.[14]

Dengan meningkatnya tegangan hingga melewati limit proporsional, maka regangan mulai meningkat secara lebih cepat untuk setiap pertambahan tegangannya. Dengan demikian kurva tegangan-regangan mempunyai kemiringan yang berangsur-angsur semakin kecil sampai pada titik B kurva menjadi horizontal.

Dari titik B terjadi regangan yang sangat besar sampai titik C tanpa adanya pertambahan tegangan, gejala tersebut dinamakan pelelehan bahan. Setelah mengalami regangan yang besar di daerah BC, maka baja akan mengalami perkuatan regangan yang menghasilkan bertambahnya tahanan bahan terhadap deformasi selanjutnya. Akhirnya pembebanan mencapai nilai maksimum pada titik D yang disebut dengan tegangan batas, jika penarikan bahan itu dilakukan sebenarnya diikuti dengan pengurangan beban dimana terjadi proses *necking* atau kontraksi luas, membuat bahan menjadi putus pada titik E. Jika luas penampang berada pada bagian sempit dari kontraksi luas digunakan untuk menghitung tegangan, maka kurva tegangan-regangan sebenarnya akan mengalami seperti garis terputus-putus.

2.2.3. Tegangan statis

Tegangan Statis (*static stress*) adalah pembebanan yang dilakukan terhadap suatu komponen dimana beban diberikan secara lambat, tanpa kejutan dan ditah pada besaran nilai yang konstan atau tetap. Contohnya adalah beban pada sebuah struktur karena bobot mati pada sebuah struktur karena beban mati pada sebuah bangunan. Tegangan keluaran statis (saat kecepatan sudut nol) dalam V , S_v (*scale factor*) adalah faktor skala dalam satuan $V/\text{deg/s}$, dan ω adalah kecepatan sudut atau *angular velocity* dalam satuan deg/s . [15]

2.2.4. Rasio Tegangan

Faktor-faktor utama yang perlu diperimbangkan dalam menentukan jenis pembebanan yang akan diterima suatu komponen adalah pola variasi beban dan variasi tegangan yang dihasilkan dengan waktu. Variasi tegangan tersebut ditunjukkan oleh empat nilai penting sebagai berikut:

1. Tegangan maksimal (σ_{\max})
2. Tegangan minimal (σ_{\min})
3. Tegangan rata-rata (σ_m)
4. Tegangan bolak-balik (σ_a)

Tegangan maksimal dan minimal biasanya dihitung berdasarkan informasi yang diketahui dengan analisis tegangan atau metode elemen hingga, atau diukur dengan menggunakan teknik-teknik analisis tegangan eksperimental. Setelah itu, tegangan rata-rata dan tegangan bolak-balik dapat dihitung dari:

$$\sigma_m = (\sigma_{\max} + \sigma_{\min})/2 \dots\dots\dots(\text{Pers 2.3})$$

$$\sigma_a = (\sigma_{\max} - \sigma_{\min})/2 \dots\dots\dots(\text{Pers 2.4})$$

Suatu bahan yang mengalami tegangan bergantung pada variasinya. Pada kasus ini, rasio tegangan merupakan salah satu variasi yang digunakan. Rasio tegangan yang umum digunakan ada dua jenis antara lain:

$$\text{Rasio Tegangan } R = \frac{\text{tegangan minimal}}{\text{tegangan maksimal}} = \frac{\sigma_{\min}}{\sigma_{\max}} \dots\dots\dots(\text{Pers 2.5})$$

$$\text{Rasio Tegangan } R = \frac{\text{tegangan bolak-balik}}{\text{tegangan rata-rata}} = \frac{\sigma_a}{\sigma_m} \dots\dots\dots(\text{Pers 2.6})$$

Apabia beban diberikan kepada komponen secara lambat, tanpa adanya kejutan dan ditahan pada nilai yang konstan, maka tegangan yang dihasilkan pada komponen tersebut dinamakan dengan tegangan statis (*static stress*).

2.2.5. Tegangan Bengkok

Tegangan bengkok adalah tegangan yang terjadi karena adanya momen yang menyebabkan benda mengalami lentur atau bengkok. Seblum menentukan tegangan bengkok perlu diketahui nilai dari momen bengkok, momen bengkok merupakan sebuah gaya yang bermaksud untuk menggerakkan atau memutar benda.

$$\tau_b = Mb / W_b \dots\dots\dots(\text{Pers 2.7})$$

$$M_b = F \times L \dots\dots\dots(\text{Pers 2.8})$$

$$W_b = \frac{13}{2} \left(\frac{(d_o - d_i)^4}{d_o} \right) \dots\dots\dots(\text{Pers 2.9})$$

dimana :

$$\tau_b = \text{Tegangan Bengkok } (N/m^2)$$

$$M_b = \text{Momen Bengkok } (N.m)$$

$$W_b = \text{Tahanan Bengkok } (N)$$

$F = \text{Gaya } (N)$

$L = \text{Panjang Penampang } (m)$

$d_o = \text{Diameter Luar } (m)$

$d_i = \text{Diameter Dalam } (m)$

2.2.6. Faktor Keamanan

Nilai faktor keamanan dikatakan berhasil apabila memiliki nilai diatas 1,0 untuk menghindari suatu kegagalan atau keruntuhan struktur. Perhitungan faktor keamanan berfungsi untuk menentukan layak atau tidaknya alat yang dibuat untuk digunakan. Faktor keamanan mendefinisikan faktor keamanan adalah nilai perbandingan antara kekuatan sebenarnya terhadap kekuatan yang dibutuhkan.[17]

Untuk rumusan nilai faktor keamanan dalam penelitian ini adalah sebagai berikut:

$$\text{Faktor Keamanan } (n) = \frac{S_y}{\sigma} \dots\dots\dots \text{(Pers 2.10)}$$

dimana :

$S_y = \text{Yield Strength}$

$\sigma = \text{Tegangan sesungguhnya}$

Nilai faktor keamanan berkisar antara 1,0 sampai dengan 10. Apabila nilai kekuatan yang dibutuhkan lebih besar dibandingkan kekuatan sebenarnya akan menghasilkan nilai faktor keamanan dibawah 1,0 dengan kata lain deformasi yang terjadi melewati harga batas, hal ini menyebabkan strukturnya tidak lagi mampu

menunjukkan fungsi yang diharapkan, hal ini dapat menyebabkan material menjadi patah.

2.2.7. Von Misses Stress

Von misses dinyatakan akan terjadi luluh bilamana invarian kedua deviator tegangan melampaui harga kritis tertentu. Dengan kata lain luluh akan terjadi pada saat energi distorsi atau energi regangan geser dari material mencapai suatu nilai kritis tertentu. Secara sederhana dapat dikatakan bahwa energi distorsi adalah bagian dari energi regangan total per unit volume yang terlibat di dalam perubahan bentuk.

Dalam ilmu material dan teknik, kriteria luluh von Mises dapat juga diformulasikan dalam von Mises stress atau equivalent tensile stress, σ_v , nilai tegangan scalar dapat dihitung dari tensor tegangan. Dalam kasus ini, material dikatakan mulai luluh ketika tegangan von Mises mencapai nilai kritis yang diketahui sebagai yield strength. Tegangan von Mises digunakan untuk memprediksi tingkat keluluhan material terhadap kondisi pembebanan dari hasil pengujian tarik simple uniaksial. Banyak teori dan konsep telah diturunkan dari konsep dasar mekanika kontinum. Salah satunya adalah teori energi distorsi maksimum, yang diterapkan di berbagai bidang seperti bantalan karet dan aplikasi dengan bahan ulet lainnya.

2.3. Metode Numerik

Metode numerik adalah teknik-teknik yang digunakan untuk merumuskan masalah-masalah matematika agar dapat diselesaikan dengan operasi-operasi aritmatika (hitungan) biasa (tambah, kurang, kali, dan bagi). Secara harfiah metode numerik berarti cara berhitung dengan menggunakan angka-angka. Perhitungan ini melibatkan sejumlah besar operasi-operasi hitungan yang berulang-ulang, melelahkan, dan menjemukan. Tetapi dengan adanya komputer digital yang semakin lama semakin cepat dalam melakukan hitungan dan dengan adanya penemuan metode-metode baru dan beberapa modifikasi dari metode-metode lama, maka penggunaan metode numerik dalam menyelesaikan masalah-masalah matematika mengalami kenaikan secara dramatis. Kemajuan yang cepat pada bidang metode numerik dikarenakan perkembangan komputer itu sendiri. Kita melihat perkembangan teknologi komputer tidak pernah berakhir. Keunggulan tiap generasi baru komputer dalam hal waktu, memori, ketelitian, dan kestabilan perhitungan menyebabkan pengembangan algoritma numerik yang lebih baik.

Ada beberapa alasan mengapa mempelajari metode numerik, yaitu:

1. Metode numerik merupakan alat untuk memecahkan masalah matematika yang sangat handal. Banyak permasalahan teknik yang mustahil dapat diselesaikan secara analitik, karena kita sering dihadapkan pada sistem-sistem persamaan yang besar, tidak linear dan cakupan yang kompleks, dapat diselesaikan dengan metode numerik.

2. Program paket numerik, misalnya *MATLAB*, *MAPLE*, yang digunakan untuk menyelesaikan masalah matematika dengan metode numerik dibuat oleh orang yang mempunyai dasar-dasar teori metode numerik.
3. Banyak masalah matematika yang tidak dapat diselesaikan dengan memakai program paket atau tidak tercakup dalam program paket. Oleh karena itu kita perlu belajar metode numerik untuk dapat membuat program paket (*software*) untuk masalah sendiri.
4. Metode numerik merupakan suatu sarana yang efisien untuk mempelajari penggunaan komputer. Belajar pemrograman secara efektif adalah menulis program komputer. Metode numerik mengandung bagian yang dirancang untuk diterapkan pada komputer, misalnya membuat algoritma.
5. Metode numerik merupakan suatu sarana untuk lebih memahami matematika. Karena fungsi metode numerik adalah menyederhanakan matematika yang lebih tinggi dengan operasi-operasi hitungan dasar. Metode numerik sudah baku dan telah luas pemakaiannya. Metode numerik yang baru pada hakekatnya bertujuan menemukan cara perhitungan yang dapat membuat galat (*error*) sekecil mungkin.

2.3.1. Metode elemen hingga (*Finite Element Method*)

Metode elemen hingga (*Finite Element Method*) adalah suatu alat numerik yang digunakan dalam menyelesaikan masalah teknik seperti persamaan diferensial dan integral dengan metode pendekatan. Metode itu mula – mula dikembangkan untuk mempelajari tentang struktur, dan tekanan. Kemudian berkembang pada masalah mekanika kontinu. Sebagaimana sebutan elemen hingga, analisis Metode Elemen Hingga didasarkan pada sistem struktur yang

dirakit dari elemen–elemen badan struktur. Elemen – elemen ini akan membentuk suatu sistem jaringan melalui hubungan/sambungan titik – titik nodal elemen. Umumnya, fungsi pendekatan variasi perpindahan disetiap elemen adalah fungsi polinomial. Persamaan kesetimbangan bagi elemen mengacu pada prinsip energi potensial minimum.

Langkah – langkah dasar dalam metode elemen hingga sebagai berikut:

1. Processing Phase

- a. Membuat dan menentukan daerah yang akan diselesaikan dengan menggunakan elemen hingga, kemudian menguraikan masalah menjadi nodal – nodal dan elemen.
- b. Mengasumsikan bentuk fungsi untuk menggambarkan sifat fisik dari sebuah elemen, yang merupakan pendekatan fungsi kontinu yang diasumsikan untuk menggambarkan dari sebuah elemen.
- c. Menyelesaikan persamaan untuk sebuah elemen.
- d. Menyatukan elemen – elemen untuk mengetahui masalah, membentuk matrik kekuan global discretize.
- e. Terapkan kondisi batas, kondisi awal, dan pembebanan.

2. Solution Phase

- a. Memecahkan satu set persamaan aljabar linier atau non-linier secara cepat untuk mendapatkan hasil nodal seperti nilai perpindahan pada nodal – nodal yang berbeda atau nilai temperatur pada nodal – nodal yang berbeda dalam masalah perpindahan panas.

3. Post-processing Phase

- a. Dalam sesi ini akan mendapat informasi penting lainnya. Seperti nilai tegangan (stress) dalam analisa statik, distribusi kecepatan mekanika fluida, distribusi temperatur, dan lain – lain.

2.4. Perencanaan dan Gambar Teknik

Perencanaan produksi suatu produk merupakan bagian yang sangat besar dan sangat menentukan kualitas produk. Perencanaan merupakan kegiatan awal dari rangkaian kegiatan sampai ke proses pembuatan produk sehingga dalam tahap ini juga ditentukan apa yang harus dilakukan dan bagaimana cara melakukannya termasuk merencanakan tahapan pembuatan produk agar mendapatkan kualitas yang bagus juga ditentukan disini, apabila pada tahap perencanaan sudah ditentukan kemudian dilanjutkan ketahap perancangan, dimana pada tahap perancangan akan dimulai dengan eksplorasi bentuk desain. Sedangkan untuk proses desain itu sendiri adalah kemampuan untuk menggabungkan gagasan, prinsip-prinsip ilmiah, sumber daya, dan sering produk yang telah ada dalam penyelesaian suatu masalah, kemampuan untuk menyelesaikan masalah dalam desain ini merupakan hasil pendekatan yang terorganisasi dan teratur atas masalah tersebut.[18]

Gambar hasil rancangan produk adalah hasil akhir proses perancangan dan sebuah produk barulah dibuat setelah dibuat gambar-gambar rancangannya, gambar rancangan produk berupa gambar teknik yang dibuat pada kertas dua dimensi yang distandarkan. Dalam bentuk modern, gambar rancangan produk berupa informasi digital yang disimpan dalam memori komputer.[19]

2.4.1. Perancangan

Perancangan itu sendiri terdiri dari serangkaian kegiatan yang berurutan karena itu perancangan kemudian disebut sebagai proses perancangan yang mencakup seluruh kegiatan yang terdapat dalam perancangan tersebut. Sedangkan untuk Perancangan juga adalah penentuan akhir ukuran yang dibutuhkan untuk membentuk struktur atau komponen sebagai suatu keseluruhan dalam menentukan konstruksi sesungguhnya yang dapat dikerjakan. Masalah utama dalam proses perancangan struktur adalah masalah beban yang dapat ditahan oleh struktur tersebut. Oleh karena itu, suatu struktur atau komponen harus dirancang sedemikian rupa sehingga mampu menahan tegangan maksimum yang ditimbulkan oleh beban baik dalam bentuk tegangan aksial, lentur maupun geser.

Dalam merancang suatu struktur, ditetapkan prosedur pemilihan suatu material yang sesuai dengan kondisi aplikasinya. Kekuatan bahan bukan kriteria satu-satunya yang harus dipertimbangkan dalam perancangan struktur. Kekakuan suatu bahan sama dengan pentingnya dengan derajat lebih kecil, sifat seperti kekerasan, ketangguhan merupakan penetapan pemilihan bahan.

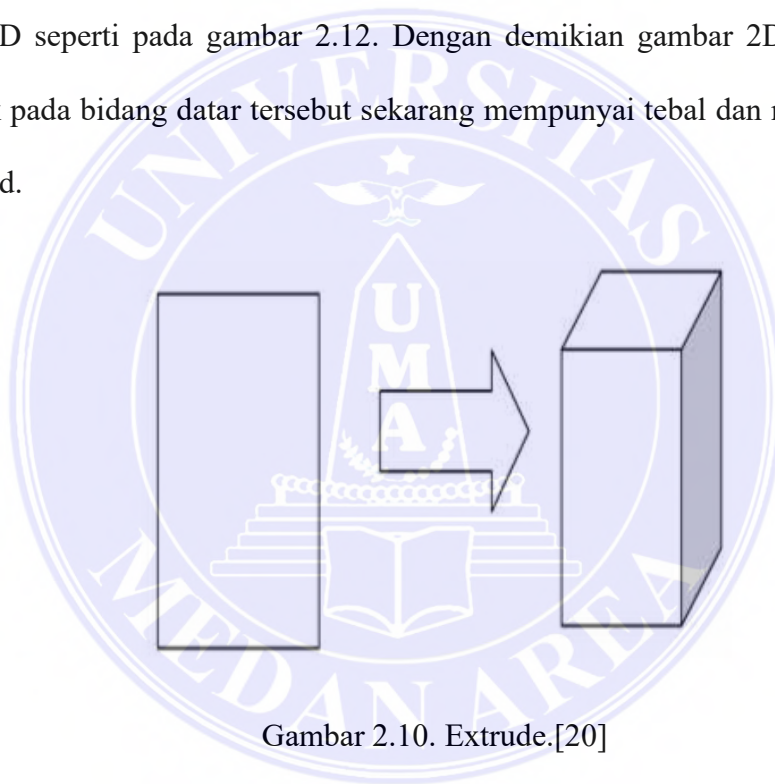
Beberapa sifat yang menentukan kualitas bahan struktur antara lain:

- a. Kekuatan (*strength*) adalah kemampuan bahan untuk menahan tegangan tanpa terjadi kerusakan.
- b. Elastisitas (*elasticity*) adalah kemampuan bahan untuk kembali ke ukuran dan bentuk asalnya, setelah gaya luar dilepas. Sifat ini sangat penting pada semua struktur yang mengalami beban berubah-ubah.
- c. Kekakuan (*stiffness*) adalah sifat yang didasarkan pada sejauh mana bahan mampu menahan perubahan bentuk.

- d. Keuletan (*ductility*) adalah sifat dari bahan yang memungkinkan biasa dibentuk secara permanen melalui perubahan bentuk yang besar tanpa terjadi kerusakan. Sifat ulet sangat diperlukan untuk bahan yang mengalami beban secara tiba-tiba.

2.4.2. Metode Pembentukan Model 3D Solid dari 2D

Metode yang paling umum untuk membentuk 3D solid dari gambar 2D adalah dengan cara meng-*extrude* suatu profil yang terletak pada sebuah bidang datar 2D seperti pada gambar 2.12. Dengan demikian gambar 2D yang semula terletak pada bidang datar tersebut sekarang mempunyai tebal dan menjadi model 3D solid.



Gambar 2.10. Extrude.[20]

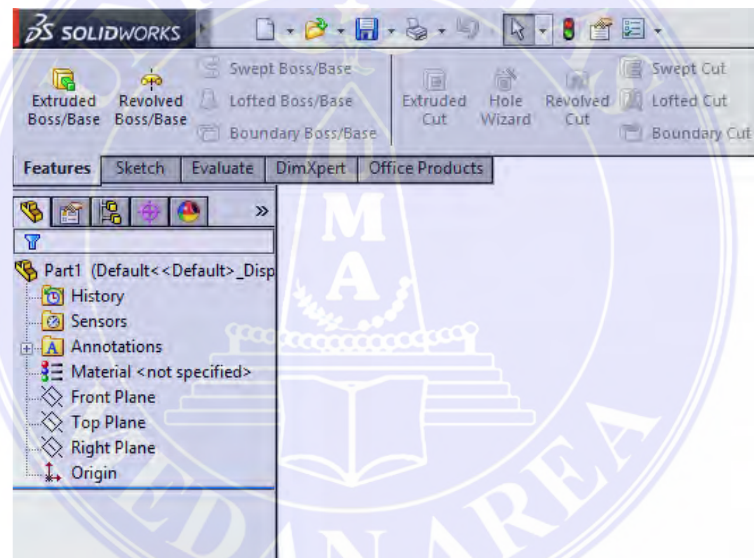
Gambar 2D yang ada dibentuk menjadi solid, bisa berasal dari file yang telah dibuat oleh CAD (*softcopy*). Tidak ada perbedaan dalam proses pembentukan dari model *solid* dari bentuk kedua sumber tadi. Sampai saat ini beberapa CAD berbasis Pc dapat membentuk model 3D *solid* dari bentuk geometri, kemudian diberi ketebalan secara manual. Sedangkan beberapa feature lain yang ada pada model tersebut (seperti lubang, *fillet*, dan sebagainya)

ditambahkan kemudian pada model dasar solid tadi dengan operasi *Boolean* atau operasi *feature*.

2.5 Solidworks

Program *Solidworks* merupakan program komputer yang berfungsi untuk melakukan analisa kekuatan. Program tersebut dapat membantu kita dalam membuat desain. Dengan demikian, selain biaya yang dikeluarkan berkurang, waktu market dari benda pun dapat dipercepat. *Solidworks* dibuat dengan berdasarkan pada teori yang terdapat dalam perumusan metode elemen hingga. Parameter mengacu pada kendala yang nilainya menentukan bentuk atau geometri dari model atau perakitan. Parameter dapat berupa parameter numerik, seperti panjang garis atau diameter lingkaran, atau parameter geometris, tangen paralel, paralel konsentris, horizontal atau vertikal, parameter.[20]

Program ini relatif lebih mudah digunakan dibandingkan program-program sejenisnya. Selain digunakan untuk menggambar komponen 3D, *Solidworks* juga biasa digunakan untuk menggambar 2D dari komponen tersebut dan bisa dikonversi ke format dwg yang dapat dijalankan pada program CAD. Dibawah ini adalah contoh gambar tampilan dari *SolidWorks* 2014.

Gambar 2.8. Tampilan awal *Solidworks* 2014.Gambar 2.9. Tampilan *Solidworks* 2014.

Solidworks merupakan *software* yang digunakan untuk membuat produk dari yang sederhana sampai yang rumit. *File* dari *Solidworks* ini bisa diekspor ke *software* analisis seperti *Ansys* dan *FLOVENT*. Desain yang telah dibuat dapat juga dianalisis dan disimulasikan sesuai keinginan. Tampilan *Solidworks* tidak jauh berbeda dengan tampilan *software* lainya dan *Solidworks* menyediakan 3 template utama yaitu :

2.5.1. Part

Part adalah sebuah object 3D yang terbentuk dari *feature-feature*. Sebuah *part* bisa menjadi sebuah komponen pada suatu *assembly*, dan juga bisa digambarkan dalam bentukan 2D pada sebuah *drawing*. *Feature* adalah bentukan dan operasi-operasi yang membentuk *part*. *Base feature* merupakan *feature* yang pertama kali dibuat. *Extension* file untuk *part Solidworks* adalah SLDPRT.

2.5.2. Assembly

Assembly adalah sebuah dokumen dimana *part*, *feature* dan *assembly* lain (*sub Assembly*) dipasangkan/disatukan bersama. *Extension* file untuk *Solidworks Assembly* adalah SLDASM.

2.5.3. Drawing

Drawing adalah tempat yang digunakan untuk membuat gambar kerja 2D/3D *engineering Drawing* dari *single component (part)* maupun *Assembly* yang sudah kita buat. *Extension file* untuk *Solidworks Drawing* adalah SLDDRW.

BAB III

METODOLOGI PENELITIAN

3.1. Tempat dan Waktu Penelitian

3.1.1. Tempat Penelitian

Tempat penelitian perancangan ini dilakukan di Univeritas Medan Area, Jl. Kolam No.1 Medan Estate / Jl. Gedung PBSI Medan.

3.1.2. Waktu Penelitian

Waktu yang diperkirakan untuk perancangan sambungan rahang patah pada manusia ini kurang lebih 6 bulan, mulai studi literature sampai dengan sidang akhir, seperti terlihat pada tabel 3.1 dan langkah-langkah perancangan yang dilakukan dibawah ini.

Tabel 3.1. Jadwal Kegiatan

No	Kegiatan	Tahun 2021-2022					
		Mei 2021	Juni 2021	Juli 2021	Agustus November 2021	November Desember 2021	Februari 2022
1	Studi literature						
2	Persiapan laporan						
3	Seminar proposal						
4	Menentukan bentuk sambungan rahang patah						
5	Desain sambungan rahang patah						
6	Pengujian desain sambungan rahang patah <i>Solidworks</i>						
7	Analisis data						
8	Seminar hasil						
9	Sidang hasil						

3.2. Alat dan Bahan

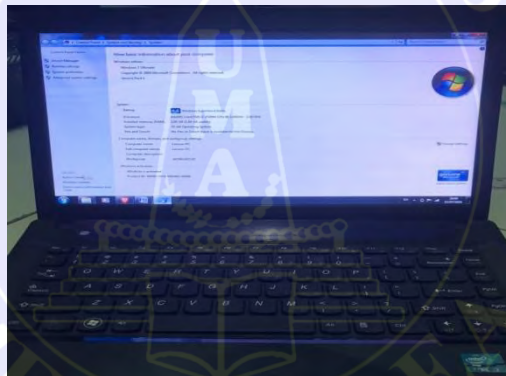
3.2.1. Alat

1. Laptop

Spesifikasi laptop yang digunakan dalam studi perancangan ini adalah sebagai berikut:

Tabel 3.2. Spesifikasi Laptop

No.	Deskripsi	Spesifikasi
1	Processor	Intel(R) Core (TM) i3-2328 CPU @2.20 GHz
2	RAM	2.00 GB
3	Operation System	Windows 7 Pro 64 Bit
4	Produk	Lenovo



Gambar 3.1. Laptop

2. Program Solidworks

Dalam mendesain prototipe rahang patah pada manusia, penulis menggunakan aplikasi solidworks, disini program solidworks yang digunakan oleh penulis berupa solidworks tahun 2014.

3.2.2. Bahan

1. Kertas Gambar

Kertas gambar adalah tempat untuk menuangkan pemikiran atau imajinasi untuk menggambarkan sesuatu yang ingin digambarkan dengan menggunakan ukuran gambar, seperti pada gambar dibawah ini.



Gambar 3.2. Kertas gambar

2. Jurnal dan buku yang berkaitan dengan mekanika kekuatan material

Jurnal dan buku yang digunakan sebagai referensi dalam menganalisis kekuatan sambungan rahang patah pada manusia untuk mampu dalam pembuatan laporan yang baik, dengan bentuk online ataupun cetakan.

3.3. Prosedur Penelitian

3.3.1. Studi Litaratur

Dalam penelitian ini penulis melakukan studi literatur dari buku, jurnal jurnal internasional maupun nasional dan sumber referensi lainnya, sehingga penulis dapat menjelaskan teori teori yang tertulis dibab 2 “Analisis Numerik Terhadap Sambungan Prototipe Pengganti Rahang Patah Pada Manusia Menggunakan Perangkat Lunak Solidworks”.

3.3.2. Perancangan Model dengan *Software Solidworks 2014*

Model sambungan rahang patah pada manusia, berikut ini adalah langkah-langkah perancangan model dengan menggunakan *software Solidworks 2014*.

- a. Langkah yang pertama ialah dengan membuka program *SolidWorks*, dengan memilih *shortcut* dari program *SolidWorks* merancang desain sambungan rahang patah pada manusia yang akan dibuat,
- b. Double klik *icon Solidworks 2014* pada computer.
- c. Pilih “New Document” pada sudut kanan atas tampilan *software Solidworks 2014*, kemudian pilih “Part” dan pilih “OK”.
- d. Pilih “Insert” pada menu bar kemudian pilih “Sketch” dan kemudian pilih bagian “Top Plane”.
- e. Membuat desain sambungan rahang patah pada manusia.
- f. Setelah desain sambungan rahang patah pada manusia dibuat, pilih “Features” kemudian pilih “Extruded Boss/Base”.
- g. Kemudian pilih “Fillet” pada “Features” agar bagian pinggir tidak siku.
- h. Pilih “File” pada menu bar kemudian pilih “Save As”.

3.3.3. Menganalisis sambungan rahang patah manusia dengan *Software Solidworks 2014*

- a. Langkah yang pertama dengan membuka program *Solidworks*, dengan membuka program *SolidWorks*. Setelah program terbuka buka file desain yang akan dilakukan analisis dengan cara memilih menu file dan mencari file yang dituju atau dengan tombol Ctrl + O.
- b. Setelah file terbuka, buka menu “*SOLIDWORKS Add-Ins*” pilih “*SOLIDWORKS Simulation*” sampai muncul “*Simulation*”.

- c. Setelah menu “*Simulation*” terpilih, pilih menu “*Study Advisor*” kemudian akan muncul 2 menu baru, pilih menu “*New Study*”.
- d. Selanjutnya untuk memasukkan jenis material adalah dengan memilih menu “*Apply Material*”, kemudian pilih tombol “*Apply*”.

Pada pengujian ini desain sambungan rahang patah menggunakan Plastics ABS, sifat material Ti-6Al-4V Solution treated and aged SS, dapat dilihat pada tabel 3.3.

Tabel 3.3. Sifat Bahan Titanium (Ti-6Al-4V Solution treated and aged SS)

Sifat	Nilai	Satuan
Modulus Elastisitas	1.0480031e+011	N/m ²
Rasio Poisson's	0.31	N/A
Modulus Geser	4.1023807e+010	N/m ²
Kepadatan Massa	4428.78	kg/m ³
Kekuatan Tekanan	1050000000	N/m ²
Kekuatan Hasil	827370880	N/m ²
Koefisien Ekspansi Thermal	9e-006	/K
Konduktivitas Thermal	6.7	W/(m.K)
Panas Spesifik	586.04	J/(kg.K)

- e. Material sudah terpilih, langkah berikutnya adalah menentukan indikator-indikator pengujian. Ada beberapa indikator yang harus ditentukan, yang pertama adalah menentukan letak *geometry*.
- f. Kemudian memilih menu “*Fixtures Advisor*” setelah itu pilih menu “*Fixed Geometry*”. Untuk membuat titik yang tidak bergerak atau tidak terpengaruh dengan gaya.
- g. Setelah *geometry* terpilih langkah yang selanjutnya ialah menentukan indikator yang akan kita uji, arah pembebanan dan asumsi besaran pembebanan. Cara menentukan indikator ini dengan cara memilih menu

“*External Load Advisor*” kemudian memilih jenis pembebanan apa yang akan bekerja dan dianalisis dengan *SolidWorks*.

- h. Sebelum proses analisis perlu ditentukan terlebih dahulu besaran “*Mesh*” atau ukuran elemen yang digunakan. Pilih menu “*Run This Study*” kemudian muncul cub menu baru pilih “*Create Mesh*”.
- i. Besaran *mesh* sudah ditentukan, benda kerja sudah siap untuk dilakukan analisis desain. Pada menu “*Run This Study*” kemudian muncul dua sub menu baru, pilih “*Run This Study*”, secara otomatis program akan melakukan proses *computing*.

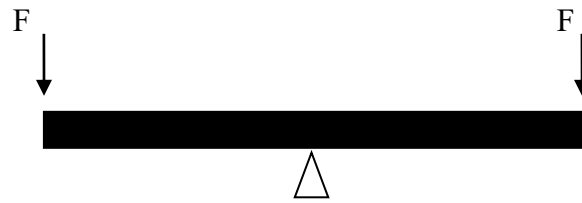
3.4. Metode Pengujian

1. Pengujian yang dilakukan pada penelitian ini yaitu dengan memberikan beban F sebesar 29.4 N diujung sambungan rahang dan ujung titik sebagai tahanan (*Fixed geometry*), seperti pada gambar 3.3 dibawah ini.



Gambar 3.3. Pembebanan F pada pengujian pertama

2. Pengujian yang dilakukan pada penelitian ini yaitu dengan memberikan beban F sebesar 29.4 N diujung kedua sambungan rahang dan titik tengah sebagai tahanan (*Fixed geometry*), seperti pada gambar 3.4 dibawah ini.



Gambar 3.4. Pembebanan F pada pengujian kedua

3. Pengujian yang dilakukan pada penelitian ini yaitu dengan memberikan beban F sebesar 29.4 N ditengah sambungan rahang dan titik ujung kedua sambungan sebagai tahanan (*Fixed geometry*), seperti pada gambar 3.5 dibawah ini.



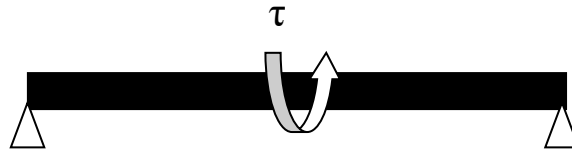
Gambar 3.5. Pembebanan F pada pengujian ketiga

4. Pengujian yang dilakukan pada penelitian ini yaitu dengan memberikan beban Torsi sebesar 1 N.m diujung sambungan rahang dan satu titik seberangnya sebagai tahanan (*Fixed geometry*), seperti pada gambar 3.6 dibawah ini.



Gambar 3.6. Pembebanan Torsi pada pengujian pertama

5. Pengujian yang dilakukan pada penelitian ini yaitu dengan memberikan beban Torsi sebesar 1 N.m ditengah sambungan rahang dan titik ujung kedua sambungan sebagai tahanan (*Fixed geometry*), seperti pada gambar 3.7 dibawah ini.



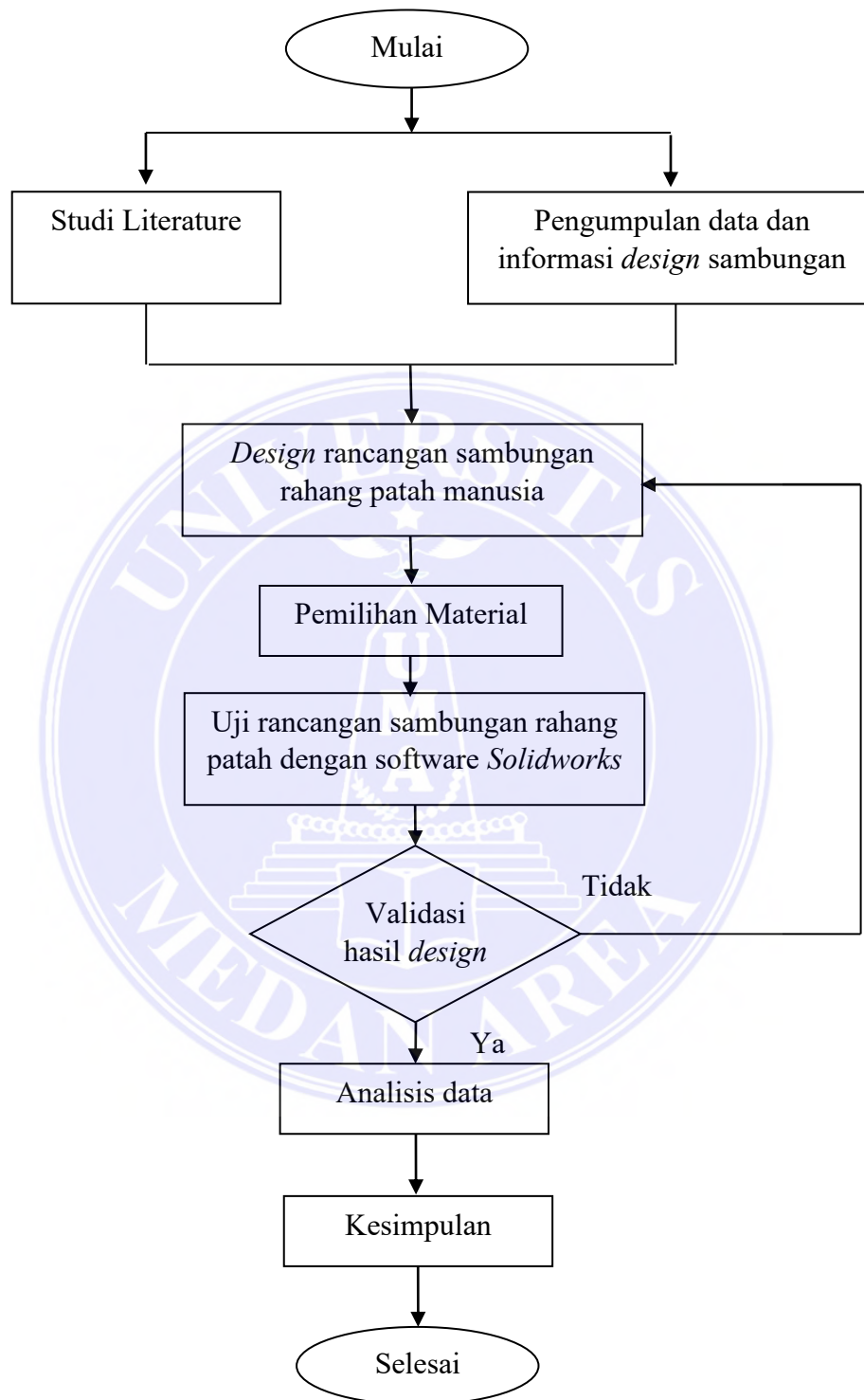
Gambar 3.7. Pembebanan Torsi pada pengujian kedua

6. Pengujian yang dilakukan pada penelitian ini yaitu dengan memberikan beban Torsi sebesar 1 N.m diujung setiap sambungan rahang dan titik tengah sambungan sebagai tahanan (*Fixed geometry*), seperti pada gambar 3.8 dibawah ini.



Gambar 3.8. Pembebanan Torsi pada pengujian ketiga

a. Diagram Alir Penelitian



Gambar 3.4. Diagram Alir Penelitian

Diagram alir penelitian yang dilakukan dapat dilihat pada penjelasan berikut :

1. Studi Literatur : penulis dalam menentukan studi literatur yaitu dengan cara mempelajari buku, jurnal, ataupun referensi lainnya. Penelusuran sumber-sumber tulisan yang sudah pernah dibuat sebelumnya berupa jurnal-jurnal baik jurnal nasional maupun internasional.
2. Pengumpulan data dan informasi *design* sambungan : Penulis mengumpulkan data terkait jenis sambungan rahang patah dan memasukkan kedalam grafik morfologi dan selanjutnya memilih beberapa konsep untuk diteliti.
3. *Design* rancangan sambungan rahang patah manusia : *Design* rancangan diperoleh dari grafik morfologi yang telah diperoleh, dan langsung dilanjutkan penggambaran *design* dan konsep jenis sambungan.
4. Pemilihan material : Pada penelitian ini material yang digunakan Titanium (Ti-6Al-4V Solution treated and aged SS).
5. Validasi hasil *design* : Hasil dari penggambaran *design* prototipe sambungan rahang patah pada manusia akan dievaluasi kembali untuk dapat dilanjutkan ketahap analisis, hal ini akan memperhitungkan ukuran dan dimensi yang dibuat.
6. Analisis data : Desain sambungan rahang patah manusia di analisis menggunakan perangkat lunak *solidworks*.
7. Kesimpulan : Setelah melakukan analisis diperoleh kesimpulan apakah desain yang dibuat baik dan layak untuk digunakan.

BAB V

KESIMPULAN DAN SARAN

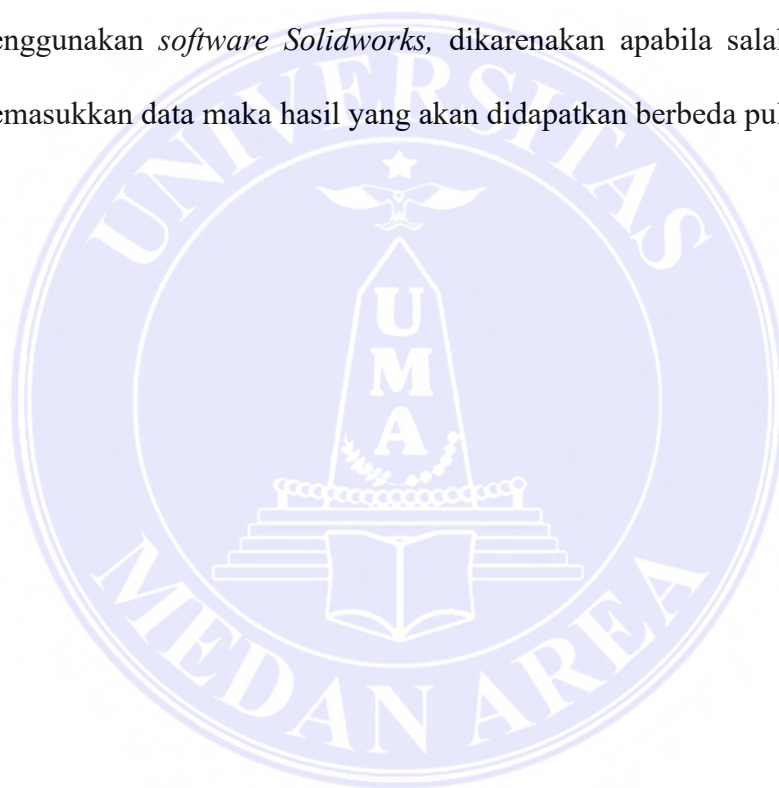
5.1. Kesimpulan

Dari hasil perancangan dan analisis pembuatan sambungan rahang patah pada manusia menggunakan perangkat lunak *solidworks* dengan beberapa konsep yang bervariasi diperoleh beberapa kesimpulan yaitu :

1. Menentukan jenis-jenis sambungan yang dapat digunakan pada prototipe adalah sekrup, kawat, dan nail/rod. Penelitian ini menggunakan jenis sambungan sekrup yang digunakan pada pengganti rahang patah.
2. Pemodelan jenis sambungan yang dipilih yaitu menggunakan model sagittal plate memiliki 8 pengikat yang menghubungkan rahang patah dengan cukup kuat dan model chin plate yang mengikat rahang patah dengan fokus sambungan yang kuat di posisi tengah.
3. Hasil analisis kekuatan sambungan rahang patah dengan prototipe pengganti rahang patah dengan menggunakan perangkat lunak *solidworks* dihasilkan nilai Von Mises Stress tertinggi pada model sagittal dengan nilai 1.621,5 Mpa. Hasil pengujian dengan pemberian tekanan terhadap ketiga model pada pengujian sambungan rahang patah pada manusia menggunakan perangkat lunak *solidworks* diperoleh nilai terkecil pada model chin plates sebesar 61,9 Mpa.
4. Konsep Rancangan terbaik untuk sambungan rahang patah yang sesuai untuk prototipe pengganti rahang patah pada manusia berdasarkan metode keputusan pemberat yaitu konsep 3 dengan skor tertinggi sebesar 93.

5.2. Saran

1. Menggunakan spesifikasi komputer yang mumpuni agar ketika menjalankan *software Solidworks* tidak terjadi kendala.
2. Disarankan untuk belajar dan bertanya kepada orang yang lebih ahli pada *software Solidworks* sehingga tidak terjadi kesalahan pada saat pengoperasian perangkat lunak.
3. Teliti pada saat mendesain maupun simulasi pada sambungan rahang patah menggunakan *software Solidworks*, dikarenakan apabila salah input ketika memasukkan data maka hasil yang akan didapatkan berbeda pula.



DAFTAR PUSTAKA

- [1] Werning Jonh W, MD, et al. The impact of Osteoporosis on patients With Maxiafacial Trauma. Arch Otolaryngol Head Neck Surg. 2004; 130:353-356 .
- [2] Tiwana Paul S, et al. Maxillary Sinus Augmentation. Dent Clin N Am. 2006; 50:409-424
- [3] Jonas T. Johnson, Clark A. Rosen. Mandibular Fracture in Bailey's Head and Neck Surgery.Fifth Edition. 2014. P.1229-1241
- [4] Anatomy Standard, 2021. "Mandibula". Diakses pada tanggal 29 Desember 2021. <https://www.anatomystandard.com/Cranium/Viscerocranium/Mandible.html>.
- [5] John Oeltjen, Larry Hollier. Acute Management of Head and Neck Trauma in Current Therapy in Plastic Surgery. 2006. P.217-222
- [6] Ehab Abdelfadil, Ahmed S. Salim. Infected Mandibular Fracture: Risk Factors and Management. Diakses 6 Agustus 2021. [http://www .dx doi org/1047/johh/1000102](http://www.doi.org/1047/johh/1000102)
- [7] Medartis, 2020. "Midface". Diakses pada tanggal 20 Juli 2021. <https://www.medartis.com/en-us/products/detail/modus-2-midface/>.
- [8] Rahmad. A.S, Muhammad. Y.R.S, Riki. J. (2021) Simulasi Numerik tentang pengaruh geometri mandibula yang direkonstruksi terhadap tangan von Mises, *Journal of Mechanical, Manufactures Material and Energy*.
- [9] Christina Mihailova. Classifications of Mandibular Fractures. In Journal of IMAB-Annual proceeding (scientific papers) 2006.vol.12. Diakses 6 Agustus 2021. <http://www.journal-imab-bg.org>
- [10] A.T Abbs, (2011) *Reconstruction skeleton for the lower human jaw using CAD/CAM/CAE*, *Journal of King Saud University – Engineering Sciences*, Saudi Arabia
- [11] Anan, T, Yanmeng, X, Ruirong,Z, David, H, John, F, Milad,A, (2017). *Design and fabrication of modular supercapacitors using 3D printer*, College of Engineering, Design and Physical Sciences Brunel University London, UK.
- [12] Dendy, M. Adjie & Abu Bakar (2018). Analisis Kekuatan Struktur Landing Skid Akibat Impact Saat Landing Dengan Variasi Beban Pada Helikopter Synergy N9. *Jurnal Industri Elektro dan Penerbangan*, 5(2).

- [13] Sumbodo, Wirawan dkk. Teknik Produksi Mesin Industri Jilid 1. 2008. Jakarta: Direktorat Jenderal Manajemen Pendidikan Dasar dan Menengah
- [14] Sari, S. P., & Santoso, P. (2012). Analisis Tegangan Statik pada Rangka Sepeda Motor Jenis Matic Menggunakan Software CATIA P3 V5R14. *Skripsi Program Studi Teknik Mesin*
- [15] Fuad, M. A. (2015). *Analisis Defleksi Rangka Mobil Listrik Berbasis Angkutan Massal menggunakan Metode Elemen Hingga* (Doctoral dissertation). Universitas Negeri Semarang).
- [16] Tirta, I., & Wiryadinata, R. (2016). Signal Conditioning Test for Low-Cost Navigation Sensor. *Setrum: Sistem Kendali-Tenaga-Elektronika-Telekomunikasi-Komputer*, 1(1), 30-34
- [17] Kristiyadi, T., Agustiawan, I., Hartawan, L., Santika, T., & Alexin, A. (2015). Analisis Tegangan Platform Mobil Listrik *Cross Over*
- [18] Giesecke, Frederick E. (2001) *Gambar Teknik*. Jakarta: Erlangga
- [19] Harsokoesoemo, HD. (1999) *Pengantar Perancangan Teknik*. Jakarta: Direktorat Jenderal Pendidikan Tinggi Departemen Pendidikan Nasional
- [20] Prabowo, SA. (2010) *Easy To Use Solidworks 2009*. Yogyakarta: Andi Publisher.

LAMPIRAN

1. Nilai von Misses stress dari hasil pengujian model I

Pengujian	Tegangan Von Misses Stress (Mpa)	
	Minimum	Maksimum
Pembebanan F pada pengujian I	7,83	667,6
Pembebanan F pada pengujian II	6,256	358,2
Pembebanan F pada pengujian III	882	69,3
Pembebanan Torsi pada pengujian I	352,4	1621,5
Pembebanan Torsi pada pengujian II	173,3	573,7
Pembebanan Torsi pada pengujian III	3,56	1136,8

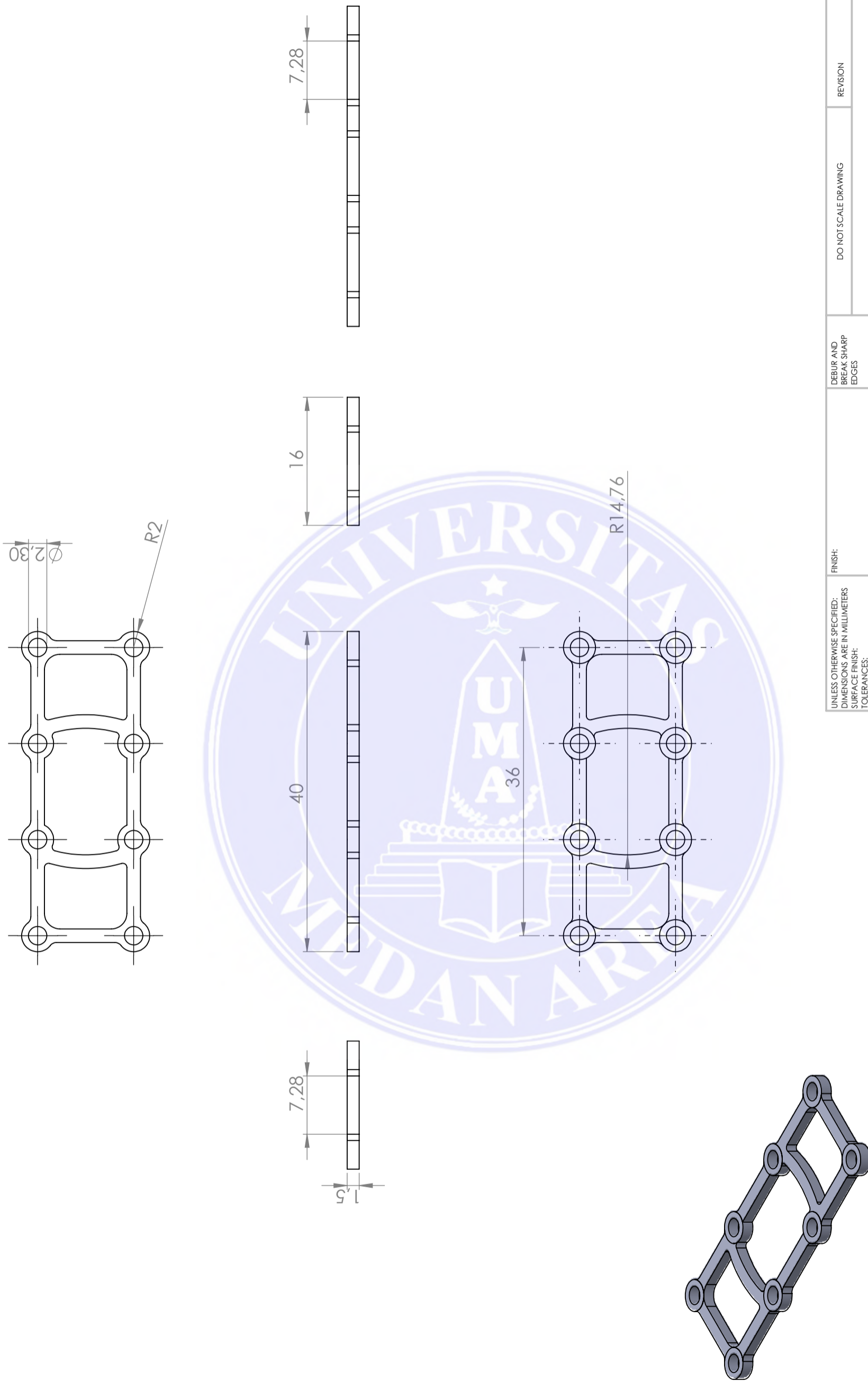
2. Nilai von Misses stress dari hasil pengujian model II

Pengujian	Tegangan Von Misses Stress (Mpa)	
	Minimum	Maksimum
Pembebanan F pada pengujian I	121,6	838,3
Pembebanan F pada pengujian II	226,1	212,4
Pembebanan F pada pengujian III	14,56	136,9
Pembebanan Torsi pada pengujian I	173,51	1166
Pembebanan Torsi pada pengujian II	835,5	847,09
Pembebanan Torsi pada pengujian III	699,7	788,4

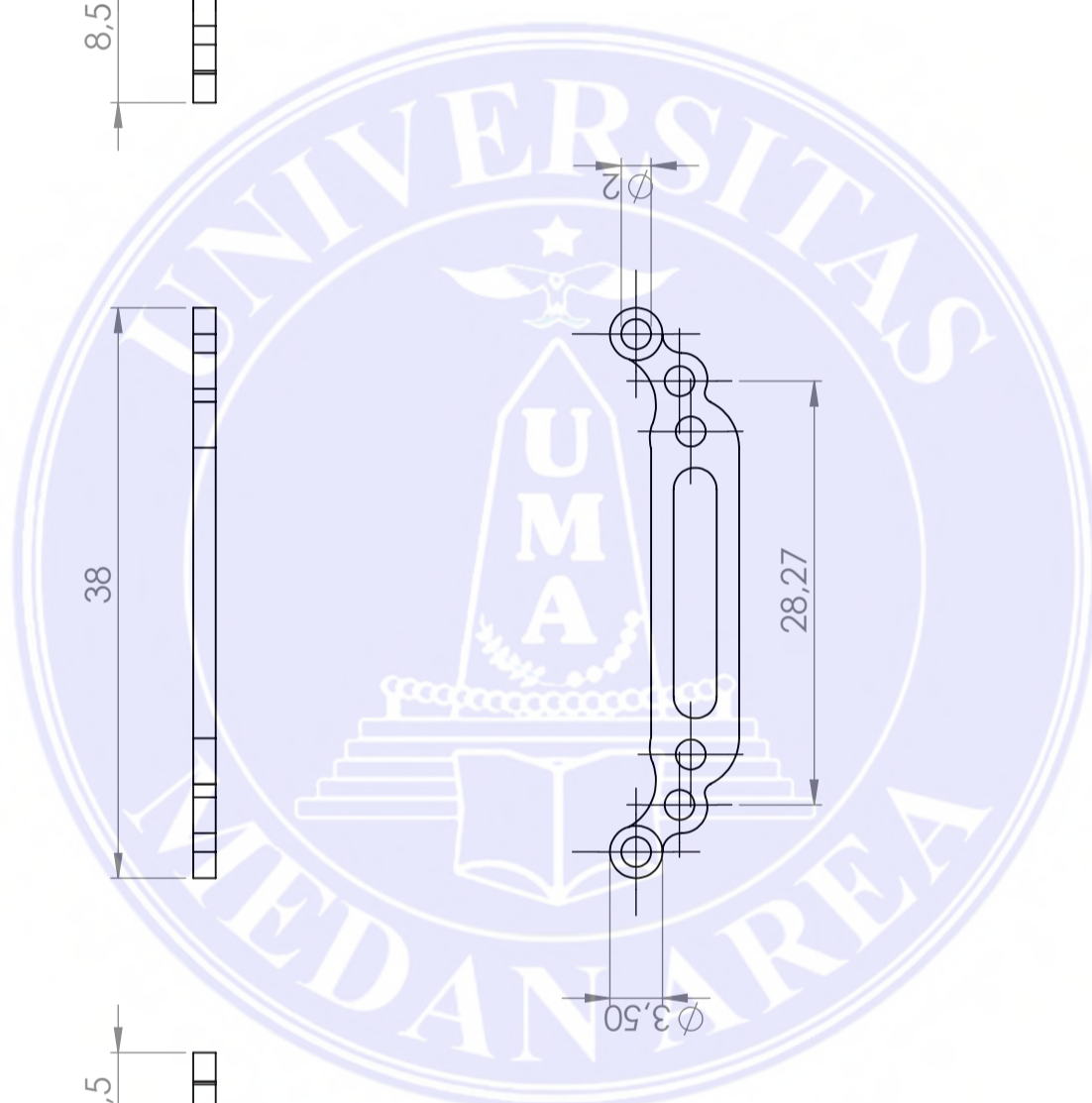
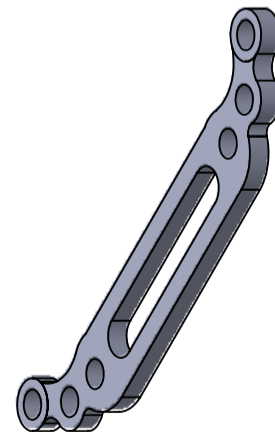
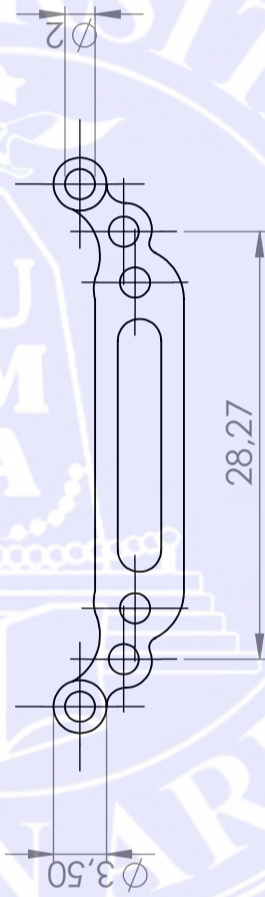
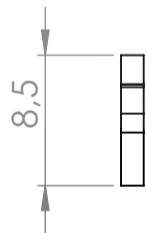
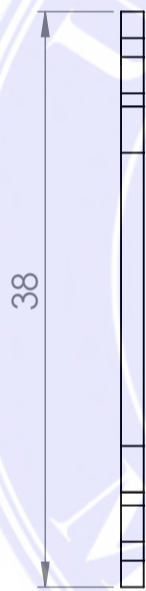
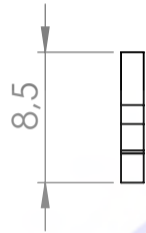
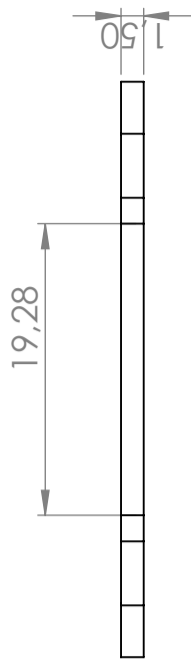
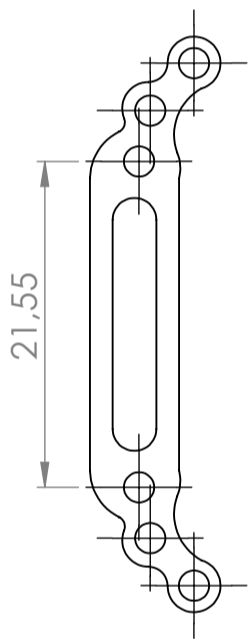
3. Nilai von Misses stress dari hasil pengujian model III

Pengujian	Tegangan Von Misses Stress (Mpa)	
	Minimum	Maksimum
Pembebanan F pada pengujian I	191,7	242,8
Pembebanan F pada pengujian II	140,96	73,09
Pembebanan F pada pengujian III	26,15	44,1
Pembebanan Torsi pada pengujian I	151,4	165,2
Pembebanan Torsi pada pengujian II	86,3	61,9
Pembebanan Torsi pada pengujian III	105,5	64,6

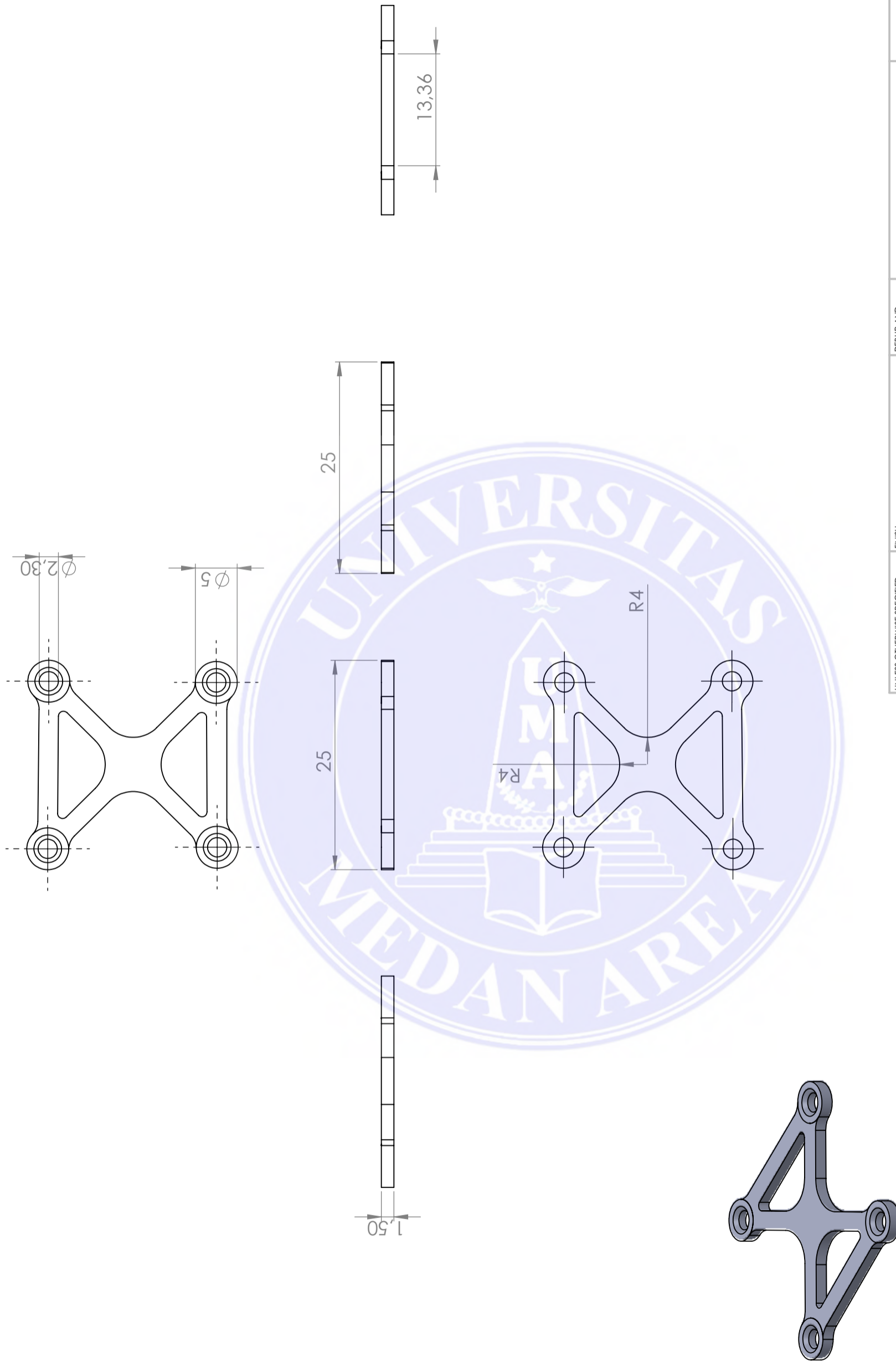




UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS		FINISH:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING		REVISION	
SURFACE FINISH:		TOLERANCES:		NAME		SIGNATURE		DATE	
LINEAR:		ANGULAR:		DRAWN		CHK'D		APP'VD	
				MFG		Q.A			
				TITLE:		DWG NO.		A3	
				MATERIAL:		Ti-6Al-4V		Model I	
				WEIGHT:		SCALE:2:1		SHEET 1 OF 1	



UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS		FINISH:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING		REVISION	
SURFACE FINISH:		TOLERANCES:		NAME		SIGNATURE		DATE	
LINEAR:		ANGULAR:		DRAWN		CHK'D		APP'VD	
				MFG		Q.A			
				TITLE:		DWG NO.		SCALE:2:1	
				MATERIAL:		A3		SHEET 1 OF 1	
				WEIGHT:		Model II			



UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS		FINISH:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING		REVISION	
SURFACE FINISH:		NAME		SIGNATURE		DATE		TITLE:	
TOLERANCES:		DRAWN		CHK'D					
LINEAR:		APP'VD		MFG					
ANGULAR:		Q.A							
		MATERIAL:		Ti-6Al-4V		DWG NO.		Model III	
		WEIGHT:				SCALE:2:1		SHEET 1 OF 1	
								A3	