

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

**SKRIPSI**

**OLEH :**

**KEVIN RIVALDO**

**168130065**



**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 4/8/22

Access From (repository.uma.ac.id)4/8/22

HALAMAN JUDUL

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

**SKRIPSI**

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

Oleh :  
**KEVIN RIVALDO**  
**168130065**

**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

## HALAMAN PENGESAHAN SKRIPSI

Judul Proposal : Analisis Numerik Terhadap Sambungan Prototipe Pengganti Tulang Panggul Patah Pada Manusia Menggunakan Perangkat Lunak Solidworks.

Nama Mahasiswa : Kevin Rivaldo  
NIM : 168130065  
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, ST, M.Eng.  
NIDN : 0111057402

Nama Dosen Pembimbing II : M. Yusuf Rahmansyah Siahaan, ST, MT.  
NIP/NIDN : 0122078003

Medan, 12 April 2022

Dosen Pembimbing II

Dosen Pembimbing I

(M. Yusuf R. Siahaan, ST, MT.)  
NIDN. 0122078003

(Dr.Eng, Rakhmad A Siregar, ST, M.Eng.)  
NIDN. 0111057402

Diketahui Oleh :

  
Dekan Fakultas Teknik  
(Dr. Rahmat Syah S.Kom, M.Kom)  
NIDN. 0105058804

Diketahui Oleh :

  
Dekan Fakultas Teknik  
(Dr. R. Idris, ST, MT.)  
NIDN. 010608104

## 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, 12 April 2022

Hormat saya,

Kevin Rivaldo  
NPM. 168130065



## HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI TUGAS AKHIR / SKRIPSI UNTUK KEPENTINGAN AKADEMIS

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


Nama : KEVIN RIVALDO  
NPM : 168130065  
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 Tulang Panggul 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, mengelola 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, 12 April 2022  
Yang menyatakan :

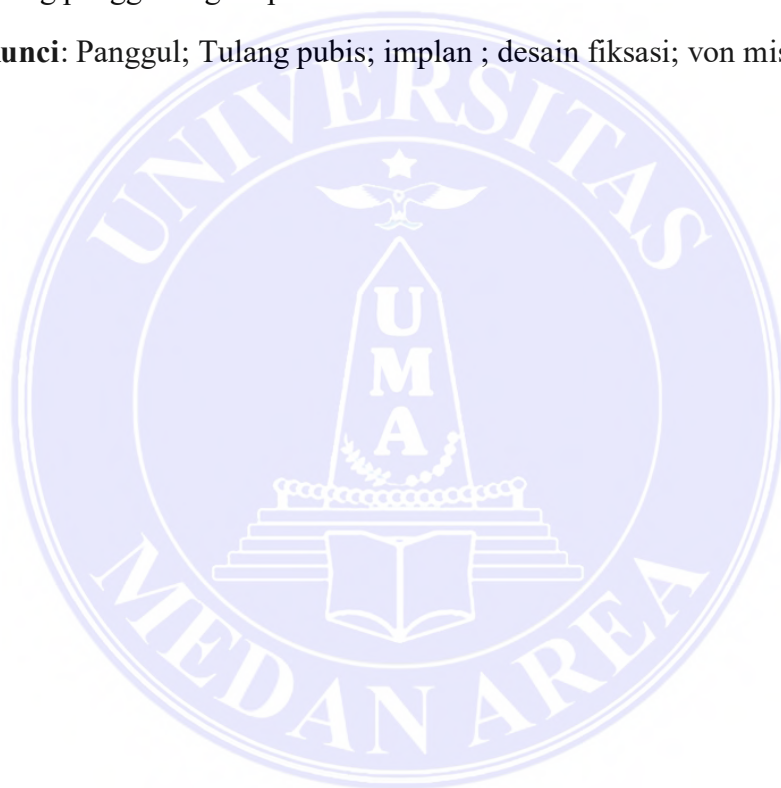


Kevin Rivaldo  
NPM. 168130065

## ABSTRAK

Implan panggul membutuhkan bentuk geometris yang kompleks untuk merekonstruksi area cacat tulang yang tidak biasa, serta kekuatan mekanik yang tinggi untuk menahan beban tekan yang tinggi. Desain fiksasi penting pada implan panggul, mengingat bahwa fiksasi mengamankan implan panggul ke tulang yang tersisa, sementara juga menanggung sejumlah besar beban yang ditempatkan pada tulang. dalam penelitian ini, klasifikasi model sambungan dirancang untuk meningkatkan stabilitas mekanis implan panggul dan menganalisis sambungan prototipe panggul menggunakan simulasi solidworks. Dengan mengklasifikasikan suatu model sambungan. simulasi yang dilakukan dan distribusi tegangan antara daerah tegangan yang tinggi diamati daerah sambungan pada tulang panggul bagian pubis.

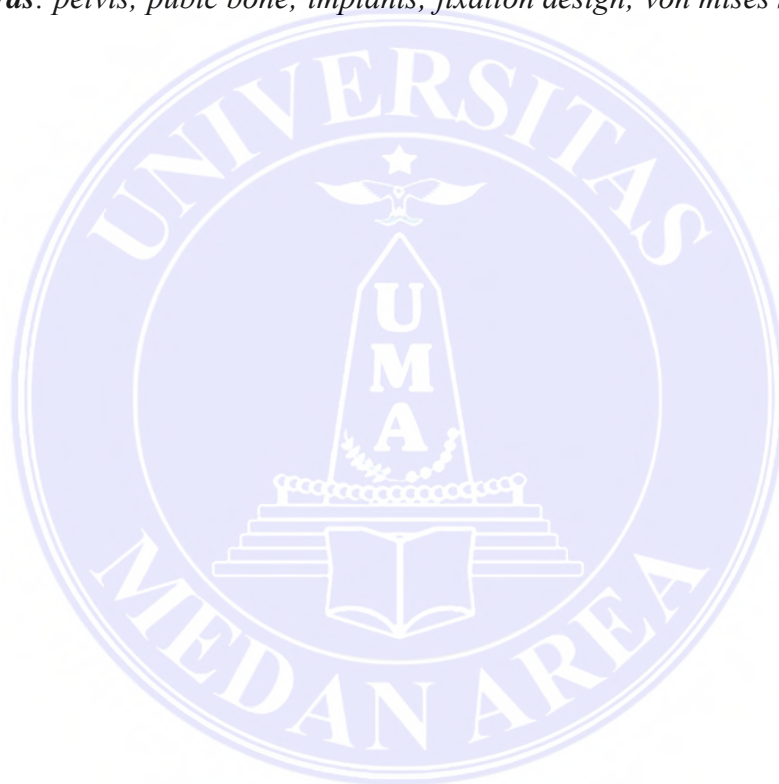
**Kata kunci:** Panggul; Tulang pubis; implan ; desain fiksasi; von mises stress.



## ABSTRACT

*Hip implants require complex geometric shapes to reconstruct unusual areas of bone deformity, as well as high mechanical strength to withstand high compressive loads. The fixation design is important in pelvic implants, given that the fixation of the hip implant to the remaining bone, while a large load is placed on the bone. In this study, the classification of the joint model was designed to improve the mechanism of the hip joint and to analyze the hip prototype using solidworks simulation. By classifying a connection model. simulations were carried out and the stress distribution between stress areas was observed at the joint area of the pubic hip bone.*

**Keywords:** *pelvis; pubic bone; implants; fixation design; von mises stress.*



## DAFTAR RIWAYAT HIDUP



Penulis bernama Kevin Rivaldo, dilahirkan di Desa Perkebunan Hapesong, Kecamatan Batang toru, Kabupaten Tapanuli Selatan, Provinsi Sumatera Utara, tanggal 17 April 1998 dan Ayah bernama Ruddin Panghiutan Hutahaeen dan Sarima Harahap, penulis merupakan anak keempat dari empat bersaudara. Penulis menyelesaikan pendidikan Sekolah

Dasar pada tahun 2009 di SDN No. 100708 PERK. HAPESONG, Perk Hapesong, Kec. Batang Toru, Kab. Tapanuli, dan menyelesaikan pendidikan Sekolah Menengah Pertama pada tahun 2012 di SMP N 1 Batang Toru, Kecamatan Batang toru, Kabupaten Tapanuli Selatan, dan juga penulis menyelesaikan Sekolah Menengah Atas di SMK SWASTA RAKSANA MEDAN pada tahun 2015, Kota Medan , Provinsi Sumatera Utara. Pada Tahun 2016 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 proposal ini dapat diselesaikan dengan baik, dengan judul “Analisis numerik terhadap sambungan prototipe pengganti tulang panggul patah pada manusia menggunakan perangkat lunak solidworks”.

Skripsi 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 Ayahanda Ruddin P Hutahaeen dan Ibunda Sarimah Harahap, 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 Program Studi Teknik Mesin 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 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 Seluruh staff pegawai Fakultas Teknik Universitas Medan Area yang telah banyak membekali penulis ilmu dan pengetahuan selama penulis menjalani perkuliahan.

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, 12 April 2022  
Penulis,

Kevin Rivaldo  
NPM. 168130065

## DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL.....	i
HALAMAN PENGESAHAN SKRIPSI .....	ii
HALAMAN PERNYATAAN .....	iii
HALAMAN PERNYATAAN PUBLIKASI .....	iv
ABSTRAK .....	v
ABSTRACT .....	vi
DAFTAR RIWAYAT HIDUP .....	vii
KATA PENGANTAR .....	viii
DAFTAR ISI .....	x
DAFTAR TABEL .....	xii
DAFTAR GAMBAR .....	xiv
DAFTAR LAMPIRAN .....	xv
<b>BAB 1. PENDAHULUAN .....</b>	<b>1</b>
1.1 Latar Belakang .....	1
1.2 Rumusan Masalah .....	1
1.3 Batasan Masalah .....	2
1.4 Tujuan Penelitian .....	2
1.5 Manfaat Penelitian .....	2
<b>BAB 2. TINJAUAN PUSTAKA .....</b>	<b>3</b>
2.1 Tulang Panggul .....	3
2.1.1. Sifat mekanis tulang .....	4
2.1.2. Beban pada tulang panggul .....	5
2.1.3. Gaya pada tulang panggul .....	5
a. <i>Bending forces</i> .....	5
b. <i>Twisting forces</i> .....	6
2.2 Sambungan tulang ( <i>Implant</i> ) .....	6
2.2.1. Jenis jenis sambungan tulang panggul .....	6
a. Sambungan matta .....	6
b. Sambungan infrapectineal .....	7
2.2.2. Jenis material implan tulang panggul .....	7
a. Titanium Ti6Al4V .....	8
b. Stainless Steel 316L .....	8
2.2.3. Jenis Lubang pada implan .....	9
a. <i>Locking Compression plate (LCP)</i> .....	9
b. <i>Combi hole</i> .....	10
2.2.4. Jenis sekrup pada implan .....	10
a. <i>Cortical Bone Screw</i> .....	11
b. <i>Cancellous Bone Screw</i> .....	11
2.2.5. Ketebalan pelat sambungan .....	12
2.3 Teori Analisis Struktur .....	12
2.3.1. Von mises stress .....	12
2.3.2. Tegangan .....	12
2.4 Simulasi Numerik .....	13
2.5 Solidworks .....	15
<b>BAB 3. METODOLOGI PENELITIAN .....</b>	<b>16</b>

3.1	Tempat dan Waktu .....	16
3.1.1.	Tempat .....	17
3.1.2.	Waktu Penelitian .....	17
3.2	Alat dan Bahan .....	17
3.2.1.	Alat .....	17
a.	Laptop Asus X450J .....	18
b.	Perangkat Lunak Solidworks .....	18
3.2.2.	Bahan .....	18
a.	Studi simulasi solidworks 2018 .....	18
b.	Kertas gambar .....	18
3.3	Prosedur penelitian .....	18
3.4	Metode pengujian .....	23
3.5	Diagram Alir Penelitian .....	26
BAB 4.	HASIL DAN PEMBAHASAN .....	29
4.1	Hasil penentuan konsep sambungan .....	29
4.1.1.	Penentuan konsep sambungan tulang panggul.....	29
4.2	Hasil model sambungan .....	31
4.2.1.	Hasil desain sambungan .....	32
a.	Model 1 .....	32
b.	Model 2 .....	33
c.	Model 3 .....	33
4.3	Hasil analisis simulasi numerik .....	34
4.3.1.	Hasil simulasi pengujian 1 .....	35
4.3.2.	Hasil simulasi pengujian 2 .....	37
4.3.3.	Hasil simulasi pengujian 3 .....	40
4.3.4.	Hasil simulasi pengujian 4 .....	43
4.3.5.	Hasil simulasi pengujian 5 .....	46
4.3.6.	Hasil simulasi pengujian 6 .....	49
4.3.7.	Perbandingan beban normal dan beban puntir .....	49
4.3.8.	Pemilihan dengan beban keputusan .....	54
BAB 5.	KESIMPULAN DAN SARAN .....	53
5.1	Kesimpulan .....	55
5.2	Saran .....	55
	DAFTAR PUSTAKA .....	57
	LAMPIRAN .....	59

## DAFTAR TABEL

Tabel 2. 1.	Subfungsi dari ketiga tulang ilium,pubis dan iskium. ....	3
Tabel 2. 2.	Properti tulang manusia. ....	4
Tabel 2. 3.	Spesifikasi Material Ti-6Al-4V.. ....	8
Tabel 2. 4.	Spesifikasi Material Stainless steel 316L.. ....	9
Tabel 3. 1	Jadwal Penelitian .....	16
Tabel 3. 2.	Spesifikasi pada laptop asus tipe X450j. ....	17
Tabel 3. 3	Spesifikasi Aisi type 316 stainless steel .....	21
Tabel 4. 1.	Analisis morfologi menentukan spesifikasi konsep sambungan..	30
Tabel 4. 2.	Matrik morfologi pada model sambungan.....	30
Tabel 4. 3.	Hasil sketsa pemilihan model dan spesifikasi dimensi. ....	31
Tabel 4. 4	Hasil simulasi pengujian 1 dari ketiga model.....	37
Tabel 4. 5	Hasil simulasi pengujian 2 dari ketiga model.....	40
Tabel 4. 6.	Hasil simulasi pengujian 3 dari ketiga model.....	43
Tabel 4. 7.	Hasil simulasi pengujian 4 dari ketiga model.....	46
Tabel 4. 8.	Hasil simulasi pengujian 5 dari ketiga model.....	49
Tabel 4. 9.	Hasil simulasi pengujian 6 dari ketiga model.....	52
Tabel 4. 10.	Matrik keputusan hasil pemilihan model terbaik.....	54

## DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1.	Ukuran tulang panggul pada manusia. ....	4
Gambar 2.2	Hasil pengukuran besarnya gaya pada tulang panggul.....	5
Gambar 2.3.	Jenis Sambungan Matta pada tulang panggul .....	7
Gambar 2.4.	Jenis Sambungan infrapectineal pada tulang panggul .....	7
Gambar 2.5.	Bentuk lubang pada model <i>Locking compression plate</i> .....	9
Gambar 2.6.	Bentuk lubang sambungan jenis <i>Combi hole</i> .....	10
Gambar 2.7.	Logo Perangkat lunak solidworks. ....	15
Gambar 3.1.	Laptop Asus X450j.....	17
Gambar 3. 2.	Tampilan menu new pada solidworks .....	19
Gambar 3. 3.	Tampilan plane pada solidworks .....	19
Gambar 3. 4.	Proses extrude boss pada solidworks .....	20
Gambar 3. 5.	Proses masuk ke menu simulasi solidworks.....	20
Gambar 3. 6.	Melakukan pemilihan bahan pada solidworks.....	21
Gambar 3. 7.	Pemberian penahan kebenda pada simulasi. ....	21
Gambar 3. 1.	Pemberian beban pada menu simulasi solidworks .....	22
Gambar 3. 9.	Proses Mesh pada benda .....	22
Gambar 3. 2.	Hasil dari simulasi solidworks .....	22
Gambar 3. 11.	Pemberian pembebanan pada pengujian 1 .....	23
Gambar 3. 12.	Pemberian pembebanan pada pengujian 2 .....	23
Gambar 3.13.	Pemberian pembebanan pada pengujian 3. ....	24
Gambar 3.14.	Pemberian pembebanan pada pengujian 4. ....	24
Gambar 3.15.	Pemberian pembebanan pada pengujian 5. ....	24
Gambar 3.16.	Pemberian pembebanan pada pengujian 6 .....	24
Gambar 4. 1.	Tulang panggul yang terdapat patahan.....	28
Gambar 4. 2.	Hasil desain model 1. ....	31
Gambar 4. 3.	Hasil desain model 2. ....	32
Gambar 4. 4.	Hasil desain model 3 .....	33
Gambar 4. 5.	Pemberian beban pengujian 1 pada ketiga model. ....	34
Gambar 4. 6.	Hasil simulasi pengujian 1 pada model 1.....	34
Gambar 4. 7.	Hasil simulasi pengujian 1 pada model 2.....	35
Gambar 4. 8.	Hasil simulasi pengujian 1 pada model 3.....	35
Gambar 4. 9.	Grafik hasil dari pengujian 1. ....	36
Gambar 4. 10	Pemberian beban pengujian 2 pada ketiga model. ....	37
Gambar 4.11.	Hasil simulasi pengujian 2 pada model 1.....	37
Gambar 4.12.	Hasil simulasi pengujian 2 pada model 2.....	38
Gambar 4. 13.	Hasil simulasi pengujian 2 pada model 3.....	38
Gambar 4. 14.	Grafik hasil Pengujian 2. ....	39
Gambar 4. 15.	Pemberian beban pengujian 3 pada ketiga model. ....	40
Gambar 4. 16.	Hasil simulasi pengujian 3 pada konsep 1.....	40
Gambar 4. 17.	Hasil simulasi pengujian 3 pada konsep 2.....	41
Gambar 4. 18.	Hasil simulasi pengujian 3 pada konsep 3.....	41
Gambar 4. 19.	Grafik hasil pengujian 3. ....	42
Gambar 4. 20.	Pemberian beban pengujian 4 pada ketiga model. ....	43
Gambar 4. 21.	Hasil simulasi pengujian 4 pada model 1.....	43
Gambar 4. 22.	Hasil simulasi pengujian 4 pada model 2.....	44

Gambar 4. 23. Hasil simulasi pengujian 4 pada model 3.....	44
Gambar 4. 24. Grafik hasil pengujian 4. ....	45
Gambar 4. 25. Pemberian beban pengujian 5 pada ketiga model. ....	46
Gambar 4. 26. Hasil simulasi pengujian 5 pada model 1.....	46
Gambar 4. 27. Hasil simulasi pengujian 5 pada model 2.....	47
Gambar 4. 28. Hasil simulasi pengujian 5 pada model 3.....	47
Gambar 4. 29. Grafik hasil pengujian 5. ....	48
Gambar 4. 30. Pemberian beban pengujian 6 pada ketiga model. ....	49
Gambar 4. 31. Hasil simulasi pengujian 6 pada model 1.....	49
Gambar 4. 32. Hasil simulasi pengujian 6 pada model 2.....	50
Gambar 4. 33. Hasil simulasi pengujian 6 pada model 3.....	50
Gambar 4. 34. Grafik hasil pengujian 6. ....	51
Gambar 4. 35. Grafik hasil perbandingan pengujian normal. ....	52
Gambar 4. 36. Grafik hasil perbandingan pengujian puntir. ....	52



## DAFTAR LAMPIRAN

Lampiran 1.	.....	59
Lampiran 2.	.....	62
Lampiran 3.	.....	64
Lampiran 4.	.....	66





# BAB 1

## PENDAHULUAN

### 1.1 Latar Belakang Masalah

Tulang panggul merupakan tulang yang berperan penting dalam tubuh manusia dimana tulang panggul terletak di bagian bawah perut dan antara kedua tulang pinggul. Tulang ini berfungsi sebagai penyangga berbagai organ dalam sistem pencernaan dan reproduksi.

Kasus patah tulang panggul umumnya disebabkan oleh trauma tekanan tinggi, kecelakaan lalu lintas atau terjadi setelah jatuh dari ketinggian. Trauma panggul kompleks masih merupakan cedera yang mengancam jiwa pasien. Pada tahun 2004 di Amerika sejumlah kasus tulang panggul patah dan membutuhkan pergantian tulang panggul mencapai 230.000, di Jepang untuk kurun beberapa tahun terakhir sedikitnya ada 150.000 kasus ditemukan, sedangkan diindonesia pergantian tulang panggul mencapai 200-400 orang pertahunnya. Kebutuhan akan implan pada tulang panggul buatan dibeberapa negara maju sangat besar dengan model dan dimensi yang berbeda beda.

### 1.2 Rumusan Masalah

Bagaimana merancang dan menganalisis sambungan pengganti tulang panggul menggunakan perangkat lunak Solidworks dengan karakteristik yang kuat dan aman dari infeksi, dislokasi.

### 1.3 Batasan Masalah

Adapun batasan masalah yang dimaksud adalah sebagai berikut :

1. Perangkat lunak yang digunakan untuk melakukan penelitian ini adalah solidworks 2018.
2. Menganalisis kekuatan sambungan tulang pubis pada tulang panggul.

### 1.4 Tujuan Penelitian

Adapun tujuan penelitian ini, yaitu :

1. Menentukan jenis-jenis sambungan yang dapat digunakan pada Prototipe Pengganti Tulang Panggul Pada Manusia.
2. Memodelkan sambungan prototipe Pengganti Tulang Panggul patah dengan menggunakan perangkat lunak Solidworks.
3. Menganalisis kekuatan sambungan Tulang Panggul patah dengan prototipe pengganti Tulang Panggul dengan menggunakan perangkat lunak Solidworks.

### 1.5 Manfaat Penelitian

Berikut merupakan manfaat yang dihasilkan dari Penelitian ini diantaranya, yaitu:

Menghasilkan pengetahuan ilmiah dalam menentukan sambungan pada tulang panggul.

## BAB 2

### TINJAUAN PUSTAKA

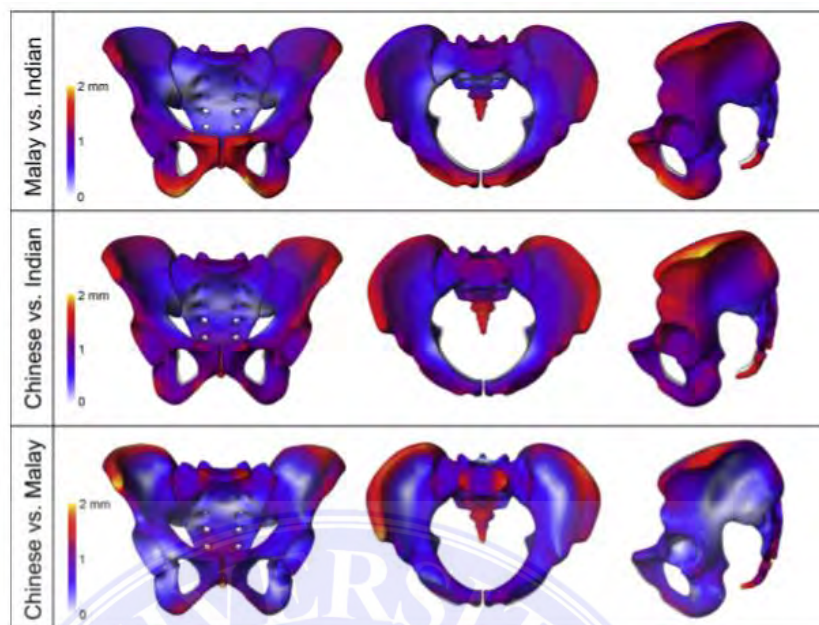
#### 2.1 Tulang Panggul

Tulang panggul salah satu tulang yang terpenting dan berfungsi untuk melindungi organ bagian dalam panggul dan isi rongga perut. Otot kaki, otot punggung, dan otot perut melekat pada panggul. Oleh karena itu menjadi bagian penting dari tubuh karena saraf utama, organ reproduksi, kandung kemih, dan usus terletak berdekatan dan terlindungi oleh tulang panggul. Ukuran tulang panggul biasanya berbeda beda baik ketebalan dan panjang tulang [1], perbedaan dimensi pada tulang asia sebagai berikut.

Tulang Panggul terdiri dari tiga tulang penyusun yaitu ilium, pubis, ishium.

Tabel 2. 1 Subfungsi dari ketiga tulang ilium, pubis dan ishium

Jenis tulang	Karakter dan Posisi	Fungsi
Ilium	Ilium berada dibagian terbesar dari tulang panggul yang lebar dan yang berbentuk seperti kuping gajah.	Tulang ilium berfungsi untuk menyediakan lokasi untuk otot otot bagian bawah supaya dapat berjalan, berlari, duduk dan berlutut.
Pubis	Pubis berposisi paling depan pada tulang panggul. pubis kanan dan kiri disatukan oleh simfisis dan sejajar dengan tulang ekor.	Tulang pubis berfungsi untuk melindungi alat kelamin wanita.
Ishium	Tulang ishium terletak berada di bawah ilium dan di samping pubis, Tulang ini tebal karena terbentuk 2 tulang	Menopang berat badan manusia saat duduk.



Gambar 2. 1. Ukuran tulang panggul pada manusia[2].

### 2.1.1. Sifat mekanis tulang

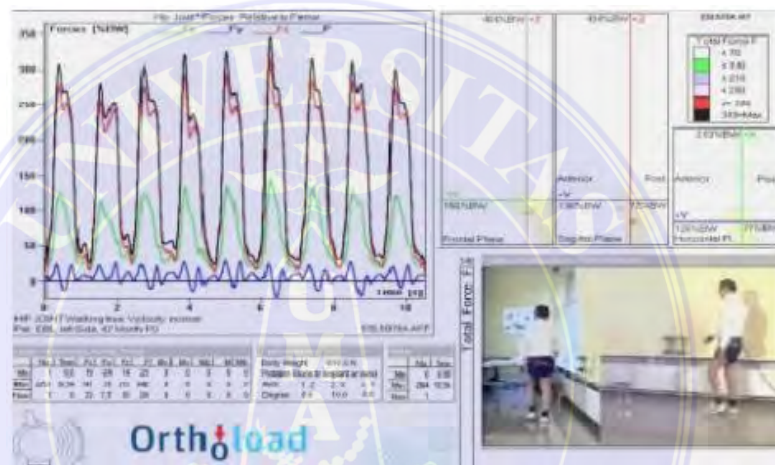
Tulang merupakan sebuah material komposit yang terdiri dari kolagen yang diperkuat oleh Kristal hidroksiapatit. Tulang terdiri dari suatu struktur selular yang berpori (Tulang ringan/tulang kanseolus) yang disekelilingi suatu kulit yang lebih padat. Sifat mekanik tulang berupa porositas dan kerapatannya bervariasi dan bergantung pada lokasi, pembebanan di daerah tersebut. Kerapatan menentukan kekuatan dan kelakuan tulang yang tumbuh berkembang untuk menahan tubuh yang ada. Sifat-sifat tulang manusia dapat dilihat pada tabel

Tabel 2. 2. Properti tulang manusia.

Properti/Bahan	Tulang Korikal	Cancellous
Modulus elastisitas (GPa)	10 - 17	0.04 - 0.090
Kekerasan (HV)	40	35
Kekuatan tarik (MPa)	53 – 135	1,5 - 38
Kekuatan luluh (MPa)	103 – 222	0.8 – 11.6
Elongation (%)	10,7 – 2.10	

### 2.1.2. Beban pada tulang panggul

Beban yang terdapat pada tulang panggul bersifat dinamis. Sementara itu hasil pengukuran lainnya menunjukkan besarnya gaya maksimum yang terjadi pada tulang panggul orang dewasa sebesar 610 N [24]. Dimana dalam pengukuran ini dibantu dengan suatu alat yang dapat mengukur besarnya gaya yang terjadi pada tulang panggul baik gaya vertikal ( $F_z$ ), gaya arah depan ( $F_x$ ), gaya arah ke samping ( $F_y$ ), dan gaya total ( $F$ ).



Gambar 2. 1. Hasil pengukuran besarnya gaya pada tulang panggul.

### 2.1.3. Gaya pada tulang panggul

Pada tulang panggul terdapat banyak gaya dari otot yang bekerja. Beban dari gaya otot yang bekerja pada tulang panggul ketika bergerak kadang melebihi berat badan seseorang. Pada dasarnya, ada dua macam gaya, yaitu *bending forces* dan *twisting force* [7].

#### a. *Bending forces*

*Bending forces* bekerja pada saat keadaan biasa seperti berdiri dan berjalan. Gaya ini akan menekan tulang panggul. Pada saat yang sama, penampang pada tulang pubis yang tertanam akan menahan gaya tersebut. Dari

eksperimen yang pernah dilakukan menunjukkan semen tulang akan mendistribusikan bending forces di dalam tulang panggul ke area kortikal.

#### b. *Twisting forces*

Yang kedua, ketika pasien bangun dari kursi atau memanjat, twisting force atau gaya putar akan terjadi. Gaya ini lebih membahayakan dibanding *bending forces* karena meningkatkan kemungkinan kegagalan dari tulang pubis, ishium maupun ilium.

Menurut Paul (1976), gaya maksimum dari aktivitas seseorang menghasilkan beban yang besarnya berkali lipat dengan berat badan. Dari data tersebut dapat ditentukan prediksi pembebanan pada artifiial hip joint pada berbagai kondisi, sehingga dapat dihasilkan simulasi yang mendekati keadaan sebenarnya.

## 2.2 Sambungan tulang (*implant*)

Sambungan tulang (*implant*) adalah suatu alat yang digunakan untuk memperbaiki kerusakan tulang tetap berada diposisi normal, misalnya saat tulang retak atau tulang patah. Dengan melakukan tindakan operasi, Sambungan tulang (*implant*) dirancang untuk tetap berada di dalam tubuh secara permanen maupun sementara[3].

### 2.2.1. Jenis jenis sambungan tulang panggul

#### a. Sambungan matta

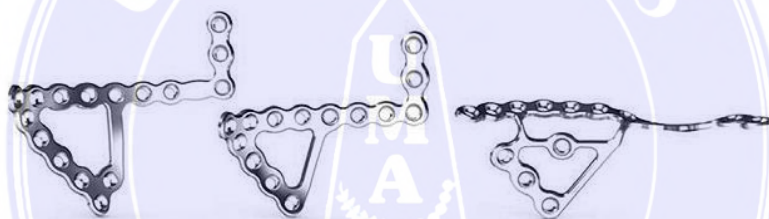
Sambungan Matta Pelvis dirancang untuk mengatasi semua fraktur acetabulum dan panggul. Anatomi tulang panggul yang sangat kompleks, khususnya daerah acetabular memerlukan reduksi anatomis yang sempurna jika ingin dicapai hasil fungsional dan tahan lama yang baik [3].



Gambar 2. 2. Jenis Sambungan Matta pada tulang panggul [3].

#### b. Sambungan infrapectineal

Sambungan jenis Infrapectineal *plate* memiliki 3 tipe, dengan perbedaannya pada ukuran dan banyaknya lubang sekrup. Sambungan jenis ini menompang pada sisi tulang pubis dan ishium[3].



Gambar 2. 3. Jenis sambungan Infrapectineal pada tulang panggul [3].

#### 2.2.2. Jenis material implan tulang panggul

Material implan sudah sejak lama dikembangkan, material implan dibagi menjadi beberapa kelompok yaitu metal, polimer, keramik dan komposit. Karakter yang dibutuhkan dalam bahan implan yaitu kekuatan dan ketangguhan, selain kekuatan salah satu karakter pada jenis material yang dibutuhkan tahan terhadap karat dan korosi [4].

Berikut beberapa jenis material implan yang sering digunakan dalam bidang kesehatan :

### a. Titanium Ti6Al4V

Ti-6Al-4V paduan titanium ini banyak dipilih sebagai bahan dasar implan ortopedi karena telah diproduksi secara luas dan jika dibandingkan dengan jenis paduan titanium lainnya, paduan ini memiliki performa yang lebih baik. Prinsip penggunaan biomaterial logam sebagai bahan baku implan ortopedi didasarkan pada karakteristik kompatibilitas biomekanik, biokimia dan kompatibilitas biologi yang cukup baik terhadap tubuh.

Tabel 2. 3. Spesifikasi Material Ti-6Al-4V.

Propertis	Value	Units
Elastic Modulus	104800.31	N/mm <sup>2</sup>
Poisson's Ratio	0.31	N/A
Shear Modulus	41023.807	N/mm <sup>2</sup>
Mass Density	4428.78	kg/m <sup>3</sup>
Tensile Strength	1050	N/mm <sup>2</sup>
Compressive Strength		N/mm <sup>2</sup>
Yield Strength	827.37088	N/mm <sup>2</sup>
Thermal Expansion Coefficient	9e-06	/K
Thermal Conductivity	6.7	W/(m·K)
Specific Heat	586.04	J/(kg·K)
Material Damping Ratio		N/A

### b. Stainless Steel 316L

Stainless Steel 316L adalah baja tahan karat yang sering digunakan untuk keperluan pembuatan peralatan medis, diantaranya yaitu seperti pembuatan implan dan alat-alat operasi, material jenis baja ini memiliki kekuatan yang sangat bagus dan memiliki karakteristik tahan panas, dan tahan karat. Selain itu komposisi kimia dari stainless steel tipe 316L telah dikembangkan untuk memperoleh struktur austenit yang stabil yang memiliki banyak keuntungan.

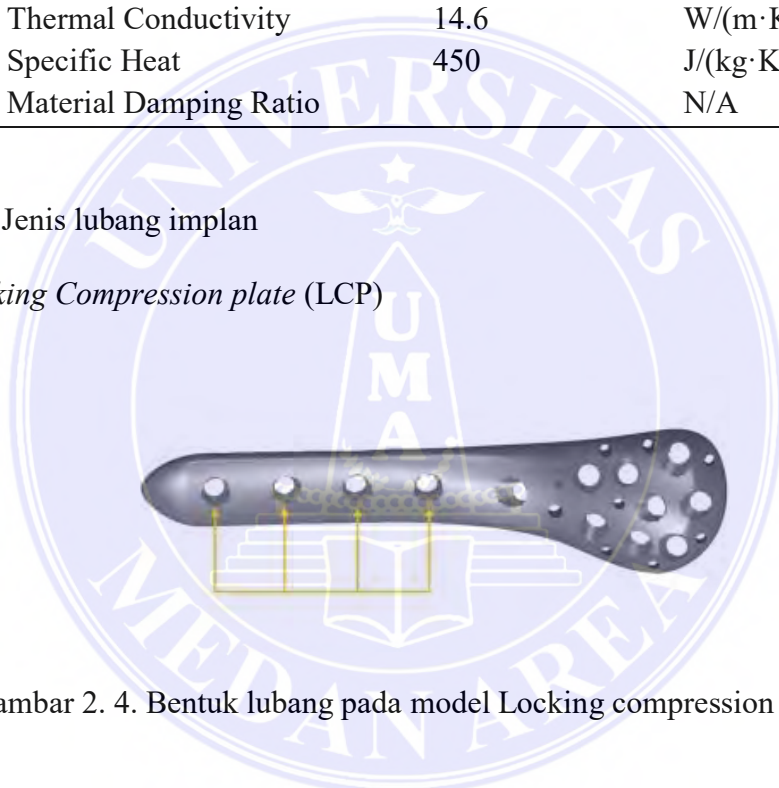


Tabel 2. 4. Spesifikasi Material Stainless steel 316L.

Propertis	Value	Units
Elastic Modulus	200000	N/mm <sup>2</sup>
Poisson's Ratio	0.265	N/A
Shear Modulus	82000	N/mm <sup>2</sup>
Mass Density	8027	kg/m <sup>3</sup>
Tensile Strength	485	N/mm <sup>2</sup>
Compressive Strength		N/mm <sup>2</sup>
Yield Strength	170	N/mm <sup>2</sup>
Thermal Expansion Coefficient	1.65e-05	/K
Thermal Conductivity	14.6	W/(m·K)
Specific Heat	450	J/(kg·K)
Material Damping Ratio		N/A

### 2.2.3. Jenis lubang implan

#### a. *Locking Compression plate (LCP)*



Gambar 2. 4. Bentuk lubang pada model Locking compression plate [5].

*Locking Compression Plate (LCP)* yang terdiri dari pelat dan sekrup. Berdasarkan fungsinya sebagai penyambung, maka LCP dirancang untuk dapat menanggung beban tubuh dan beban lainnya sampai tulang itu sembuh dan menyatu kembali dan tidak harus menyesuaikan secara tepat dengan tulang.

Pada penggunaannya pelat pengunci tidak harus secara tepat menyentuh tulang di bawahnya di semua area. Ketika sekrup dikencangkan akan mengunci ke lubang sekrup berulir pada pelat, menstabilkan sekrup tanpa menarik tulang ke

pelat sehingga tidak mengganggu perfusi tulang. Keunggulan dari lcp ialah sekrup tidak mungkin terlepas dari pelat selama fase penggabungan atau penyembuhan karena memiliki ulir pada lubang yang dapat menurunkan risiko komplikasi inflamasi, gangguan suplai darah pada tulang karena pelonggaran pada sekrup.

#### b. *Combi hole*



Gambar 2. 5. Bentuk lubang sambungan jenis *Combi hole* [5].

*Combi hole* atau *non locking plate* merupakan sistem pelat/sekrup yang tidak mengunci pada bagian sekrup dan pelat atau tidak memiliki ulir pada lubang pelat, sistem ini memerlukan adaptasi pelat yang tepat ke tulang di bawahnya dengan melakukan pengetatan sekrup dengan tulang, dimana sekrup akan menarik segmen tulang ke arah pelat, mengakibatkan hilangnya reduksi pada tulang.

#### 2.2.4. Jenis sekrup pada implan

Sekrup tulang (*screw*) merupakan komponen dasar pada fiksasi internal modern. Sekrup dapat digunakan secara terpisah atau dalam kombinasi dengan jenis implan tertentu. Desain umum sekrup terdiri dari ujung (*tip*), poros (*shaft*), thread, dan kepala (*head*). Ada dua jenis tip, yaitu round tip dan fluted tip. Round tip berbentuk melingkar dan membutuhkan pretapping, sedangkan fluted tip dapat melakukan self-tapping.

Dalam bidang medis sekrup terbagi 2 yaitu *Locking screw* dan *Standard screw*, *Standard screw* merupakan jenis sekrup konvensional dengan kepala sekrup yang tidak memiliki ulir, sehingga sekrup tidak mengunci pelat dan tulang. Sehingga sekrup dapat bergerak dengan bebas dan fleksibel, namun lebih mudah bergeser sedangkan. Sedangkan *Locking screw* merupakan sekrup yang memiliki ulir dikepala untuk mengikat pada lubang pelat, sehingga bergerak sesuai arah pada lubang untuk memproduksi sudut fiksasi yang stabil, kekuatan lentur dan tegangan geser yang lebih tinggi. Pada fiksasi tulang terdapat 2 macam sekrup yang sering digunakan yaitu :

a. *Cortical Bone Screw*

*Cortical Bone Screw* digunakan untuk mendekatkan/menempelkan permukaan dari dua fragmen tulang agar penyembuhan terjadi dan menghindari risiko non-union. Tulang di bor tegak lurus terhadap fraktur tulang, kemudian lubang diukur dan ukuran sekrup yang sesuai dapat digunakan. Sekrup kemudian dipasang menggunakan *hex screwdriver*. Lebih dari satu sekrup dapat digunakan dan dapat dipasang ke arah yang berbeda sesuai dengan garis fraktur.

b. *Cancellous Bone Screw*

*Cancellous Bone Screw*: adalah sekrup yang memiliki bagian *pitch* yang kasar dan sudut *thread (thread angle)* yang sempit. Jenis sekrup ini digunakan untuk bagian tulang trabekular.

### 2.2.5. Ketebalan pelat sambungan

Ukuran ketebalan pelat pada sambungan sangat mempengaruhi karakteristik pada sambungan itu tersebut, baik dari segi kekuatan dan kenyamanan, berikut ukuran ketebalan pelat yang sering digunakan dalam bidang orthopedik :

- a. Pelat tebal 3,5 mm

## 2.3 Teori analisis struktur

### 2.3.1. Von mises stress

Von mises menyatakan bahwa akan terjadi luluh bilamana invarian kedua deviator tegangan  $J_2$  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.

$$J_2 = k \dots \dots \dots (3.6)$$

Dalam ilmu material dan teknik, kriteria luluh von Mises dapat juga diformulasikan dalam von Mises stress atau equivalent tensile stress,  $\sigma_v$ , 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.

### 2.3.2. Tegangan

Apabila sebuah batang atau plat dibebani suatu gaya maka akan terjadi gaya reaksi yang sama dengan arah yang berlawanan. Gaya tersebut akan diterima sama rata oleh setiap molekul pada bidang penampang batang tersebut. Jadi tegangan adalah suatu ukuran intensitas pembebanan yang dinyatakan oleh gaya dan dibagi oleh luas ditempat gaya tersebut bekerja. Tegangan ada bermacam-macam sesuai dengan pembebanan yang diberikan. Komponen tegangan pada sudut yang tegak lurus pada bidang ditempat bekerjanya gaya disebut tegangan langsung. Pada pembebanan tarik akan terjadi tegangan tarik maka pada beban tekan akan terjadi tegangan tekan.

Persamaan tegangan adalah :

$$\sigma = \frac{F}{A} \dots \dots \dots (2.1)$$

dimana :

$\sigma$  = Tegangan

F = Gaya yang bekerja (N)

A = Luas penampang (m<sup>2</sup>)

## 2.4 Simulasi numerik

Metode Elemen Hingga adalah suatu metode numerik yang dipakai untuk menyelesaikan suatu masalah dari suatu sistem kontinyu. Yang mana dalam penyelesaian masalah tersebut, sistem mula-mula diidealisasikan sebagai suatu susunan elemen diskrit yang membentuk distribusi suatu tegangan dan perpindahan. Sehingga dalam penyelesaian lengkapnya dihasilkan dari gabungan

distribusi tegangan dan perpindahan yang memenuhi persamaan kesetimbangan gaya dan kesesuaian perpindahan pada sambungan tiap elemen.

Penyelesaian dengan Metode Elemen Hingga ini menggunakan dua metode, yang pertama adalah metode perpindahan (*Displacement Method*) yaitu metode yang memilih perpindahan nodal (titik simpul) sebagai besaran yang tidak diketahui dalam menyelesaikan suatu persamaan dan yang kedua adalah metode gaya (*Force Method*) yaitu metode yang memilih gaya yang bekerja pada nodal sebagai besaran yang tidak diketahui dalam menyelesaikan suatu persamaan.

Sebuah elemen dalam Metode Elemen Hingga merupakan diskretisasi dari suatu sistem kontinyu yang mempunyai bentuk geometri yang lebih sederhana dari pada sistem kontinyu itu sendiri. Pendekatan Metode Elemen Hingga merupakan pendekatan analisis yang didasarkan pada asumsi medan perpindahan, tegangan, atau gabungan keduanya dalam tiap elemen. Untuk memperjelas konsep Metode Elemen Hingga ini diberikan tahapan umum serta contoh kasus untuk penyelesaian rangkaian pegas dan batang lentur (beam).

Tahapan-tahapan yang dapat menggambarkan pendekatan dari suatu Metode Elemen Hingga adalah sebagai berikut:

1. Membagi sistem kontinyu menjadi sejumlah elemen hingga dengan bentuk geometri yang lebih sederhana.
2. Memilih titik kritis pada elemen sebagai nodal (titik simpul).
3. Menentukan sebuah fungsi perpindahan dalam tiap elemen.
4. Memenuhi hubungan antara regangan-perpindahan dan tegangan-regangan.
5. Menurunkan matriks kekakuan elemen dan persamaan.
6. Menyusun matriks kekakuan elemen dalam matriks kekakuan global.

## 2.5 Solidworks

Solidworks merupakan perangkat lunak pada komputer yang berfungsi untuk melakukan pemodelan desain dan dapat melakukan analisa struktur, kekuatan dalam bentuk numerik. Program tersebut dapat membantu untuk merancang komponen *manufacturing* baik itu dalam permesinan, *furniture*, dan sebagainya yang membutuhkan part, assembly, dan berbagai analisis dengan tampilan. 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.



Gambar 2.6. Logo Perangkat lunak solidworks [8].

Solidworks merupakan perangkat lunak CAE (*Computer Aided Engineering*) berbasis FEA (*Finite Element Analysis*), Solidworks lebih mudah digunakan dan memiliki ruang penyimpanan yang lebih ringan dibandingkan perangkat lunak lain yang berbasis FEA dan solidworks menyediakan analisis statis linier dan nonlinier serta kemampuan analisis dinamis linier dan dipisahkan menjadi tiga tingkatan, yaitu dasar, professional dan premium.

### BAB 3

## METODOLOGI PENELITIAN

### 3.1 Tempat dan Waktu

#### 3.1.1. Tempat

Adapun tempat penelitian ini dilakukan dilab Univeritas Medan Area, Jl. Kolam No.1 Medan Estate / Jl. Gedung PBSI Medan.

#### 3.1.2. Waktu

Adapun waktu penelitian ini dijelaskan pada tabel berikut :

Tabel 3. 1. Jadwal Penelitian.

Aktifitas	2021												2022																							
	Mei.				Agu.				Sep.				Okt.				Nov.				Des.				Jan.				Feb.				Mar.			
	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4				
Pengajuan Judul	■																																			
Penyelesaian Proposal					■																															
Seminar Proposal									■																											
Menentukan sambungan 3D tulang panggul													■																							
Desain sambungan tulang panggul																	■																			
Pengujian sambungan tulang panggul menggunakan solidworks																					■															
Analisa data																									■											
Seminar hasil Sidang Sarjana																													■							



## 3.2 Alat dan Bahan

### 3.2.1. Alat

Alat yang digunakan dalam Analisis Sambungan Prototipe Tulang Panggul Menggunakan *Software* Solidworks 2018.

#### a. Laptop Asus X450j



Gambar 3. 3. Laptop Asus X450j.

Tabel 3. 2. Spesifikasi pada laptop asus tipe X450j.

Sistem operasi	Windows 10
Prosesor	Intel Core i5-4200H, Intel Core i7-4710HQ/4700HQ/4720HQ
Memori	DDR3L 4 GB (maks. 16 GB)
Grafis	NVIDIA GeForce GT 745M/GeForce 840M/GeForce GT 940M
Ruang Penyimpanan	HDD 500 GB/750 GB/1 TB
Port	USB 3.0, 2x USB 2.0, audio combo jack, RJ-45, HDMI, VGA, card reader

## b. Perangkat Lunak Solidworks

Solidworks adalah perangkat lunak yang dirancang khusus untuk mendesain suatu produk dari yang sederhana hingga yang rumit, dan dapat mensimulasikan dan analisis.

### 3.2.2. Bahan

#### a. Studi simulasi solidworks 2018

Studi simulasi adalah suatu *tools* untuk membuat skema analisa beruntun dengan memasukkan data variabel.

#### b. Kertas Gambar

Dalam penelitian ini kertas gambar sangat dibutuhkan untuk melakukan pembuatan sketsa pada konsep sambungan tulang.

## 3.3 Prosedur Penelitian

### 3.3.1. Studi Literatur

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

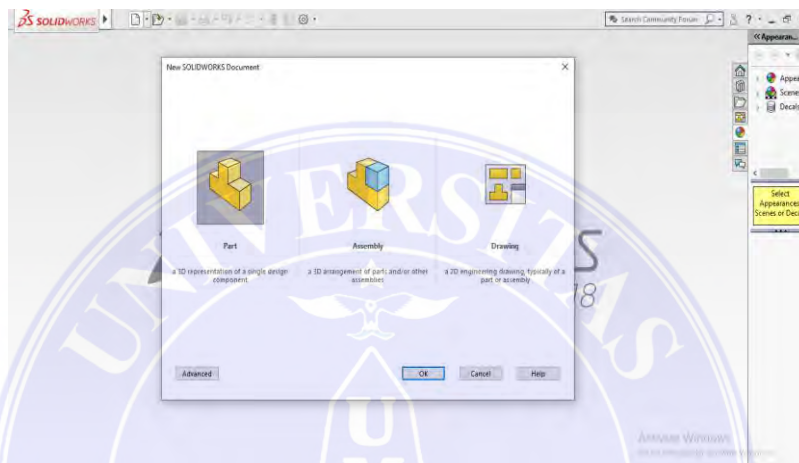
### 3.3.2. Pembuatan konsep sambungan

Sebelum melakukan pengambilan data, terlebih dahulu membuat konsep gambar untuk menentukan ukuran dan memodelkan sambungan tulang pubis.

### 3.1.3. Pemodelan geometri sambungan tulang panggul menggunakan solidworks

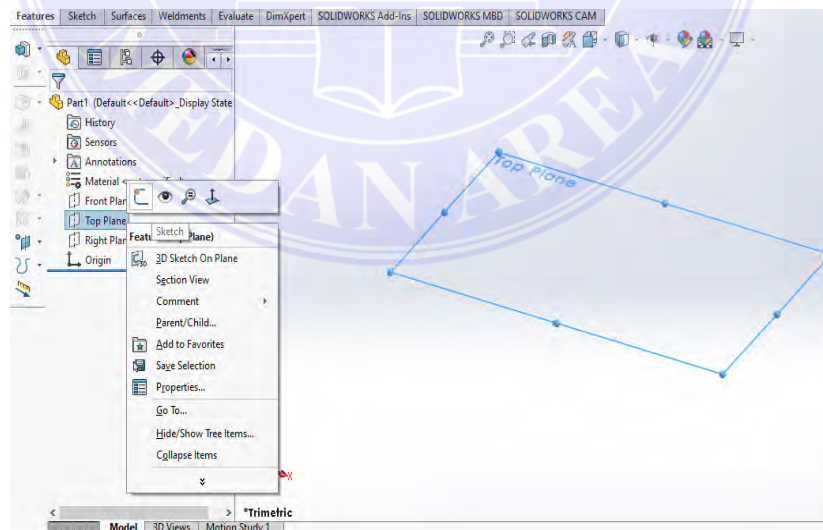
Setelah menentukan konsep sambungan pada tulang selanjutnya melakukan pemodelan geometri pada sambungan menggunakan *Software Solidworks 2018*.

- a. Buka aplikasi solidworks 2018 pada komputer ataupun laptop, lalu Pilih “*New Document*” pada sudut kiri atas tampilan software Solidworks 2018, kemudian pilih “*Part*” dan pilih “*OK*”.



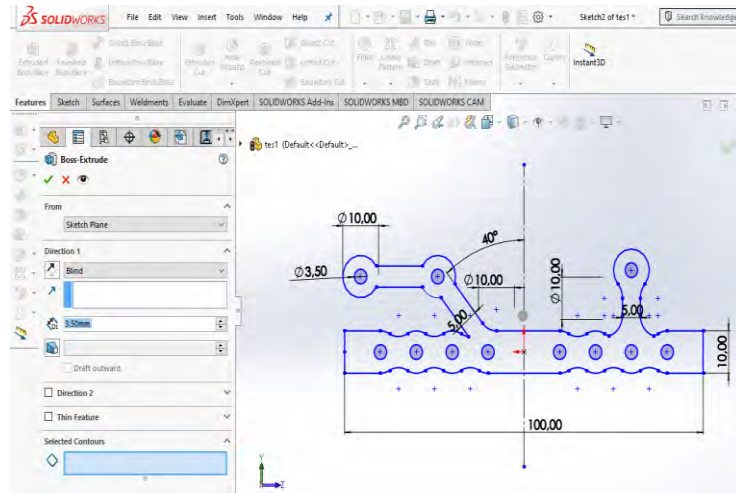
Gambar 3. 4. Tampilan menu new pada solidworks.

- b. Klik kanan pada plane *Top plane*, kemudian pilih *sketch*. Seperti gambar 3.3.



Gambar 3. 5. Tampilan plane pada solidworks.

- c. Selanjutnya melakukan penggambaran sambungan pada tulang pubis, dengan ukuran yang sudah ditentukan. Dan merubah gambar dari 2d ke 3d dengan cara

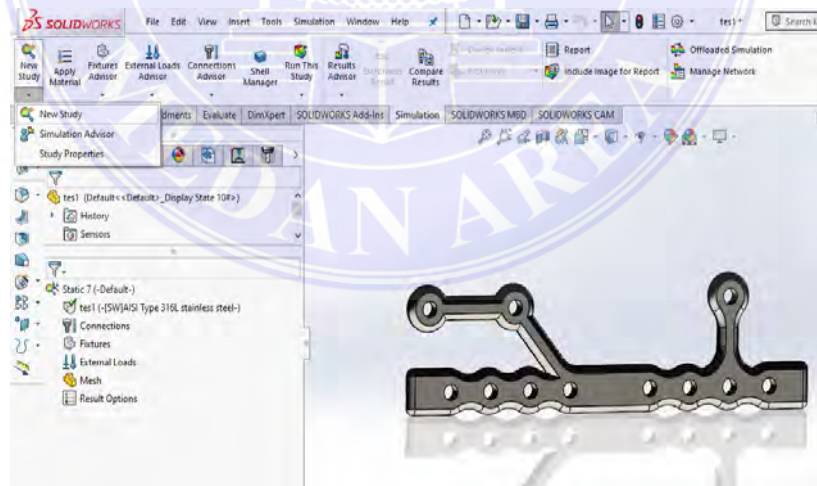


Gambar 3. 6. Proses extrude boss pada solidworks.

*extruded boss/base*, pilih menu *features* > pilih *extruded boss/base* > masukkan panjang dari objek dengan senilai 30 mm untuk ketebalan *extrude* > Ok.

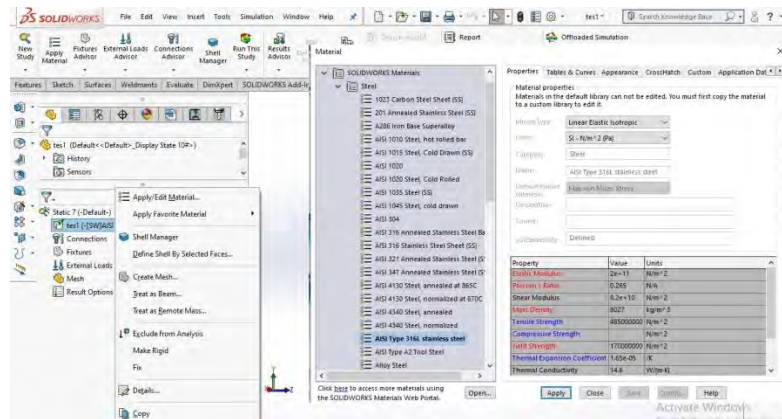
3.1.4. Pengujian kekuatan komponen sambungan menggunakan simulasi solidworks.

Untuk melakukan simulasi pada solidworks pertama klik pada menu SOLIDWORKS Add-Ins kemudian pilih *Simulation* dan klik *New Study* tekan ok.



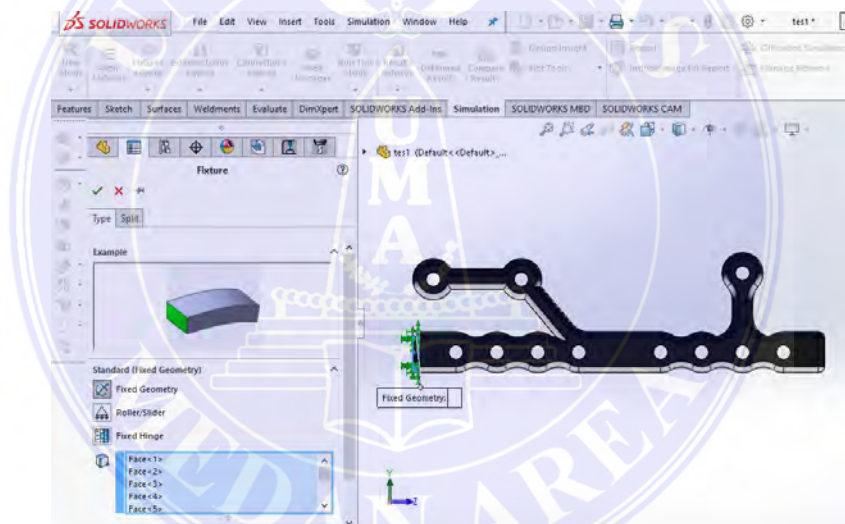
Gambar 3. 7. Proses masuk ke menu simulasi solidworks

Lalu menentukan jenis material pada sambungan pubis, dengan cara klik kanan *Material* pada sub menu, kemudian *Edit material* pilih jenis material pada menu *Plastic* dan pilih tipe “Aisi type 316 stainless steel, lalu tekan *Apply*”.



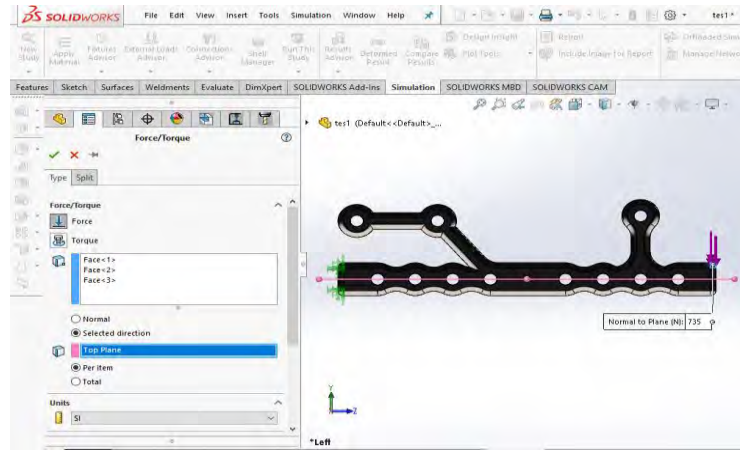
Gambar 3. 8. Melakukan pemilihan bahan pada solidworks

- a. Selanjutnya klik kanan pada menu *Fixtures* pilih *Fixed Geometry* dan pilih objek. *Fixed geometry* diasumsikan sebagai objek yang tidak bergerak/penahan.



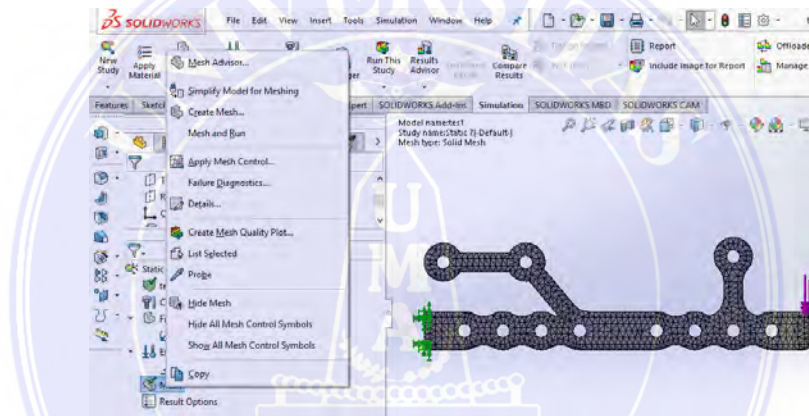
Gambar 3. 9. Pemberian penahan kebenda pada simulasi

- b. Setelah melakukan *fixed geometry* memberi beban, dengan cara klik kanan pada *External loads* lalu pilih *Force* dan berikan beban 735 N dan pilih objek yang diberikan beban, seperti yang terlihat pada gambar 3.6. dimana tanda panah yang berwarna.



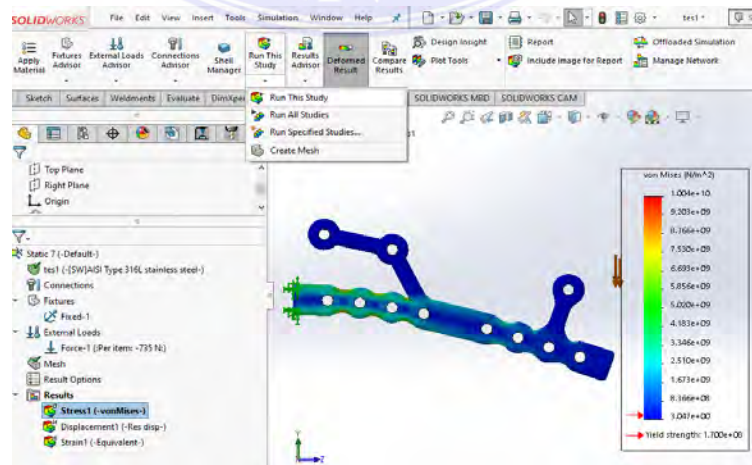
Gambar 3. 10. Pemberian beban pada menu simulasi solidworks.

c. Kemudian klik kanan pada menu *Mesh* dan tekan *Apply*.



Gambar 3. 11. Proses Mesh pada benda.

d. Kemudian melakukan *Run study* untuk mengetahui hasil simulasi, pilih hasil dari pengujian dari Simulasi Stress (Von misses), Simulasi Displacement, Strain



Gambar 3. 12. Hasil dari simulasi solidworks.

### 3.1.5. Menganalisis data hasil simulasi

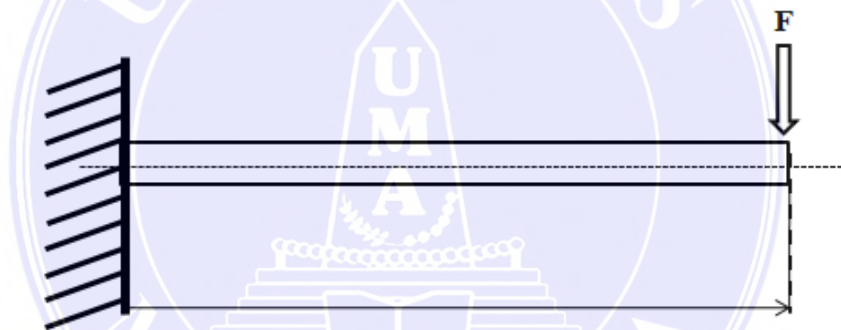
Melakukan analisis data dengan membandingkan data hasil dari simulasi yang dibuat penulis menggunakan solidworks 2018, dengan hasil penelitian yang sudah ada.

## 3.4 Metode Pengujian

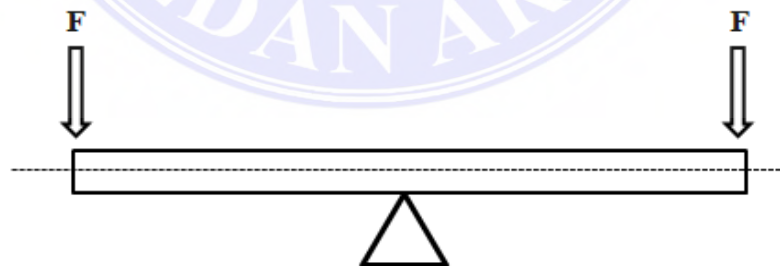
Dalam penelitian ini penulis melakukan metode pengujian simulasi dengan memberikan beberapa tegangan sebagai berikut:

### 3.4.1. Tegangan lengkung

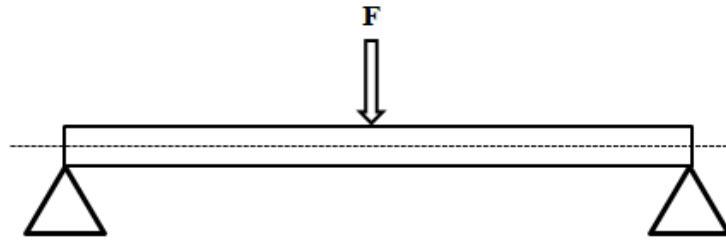
Dalam simulasi ini peneliti melakukan pengujian tegangan lengkung dengan 3 posisi pemberian beban yang berbeda, sebagai berikut :



Gambar 3. 13. Pemberian pembebanan pada pengujian 1.



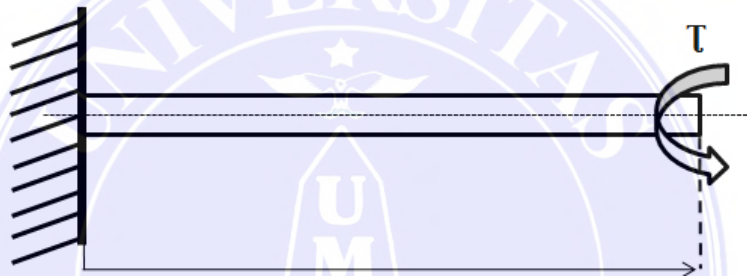
Gambar 3. 14. Pemberian pembebanan pada pengujian 2.



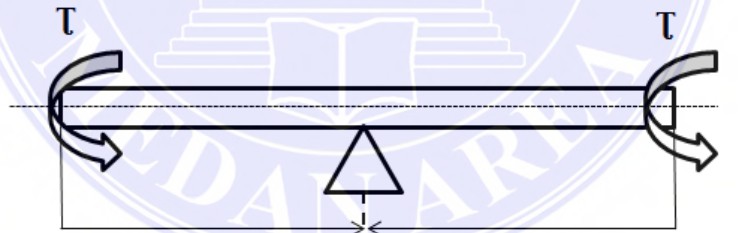
Gambar 3. 15. Pemberian pembebanan pada pengujian 3.

### 3.4.2. Tegangan puntir

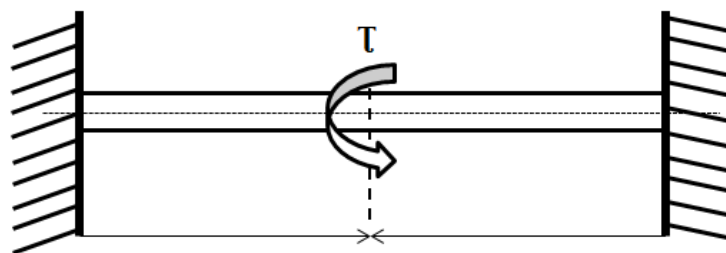
Dalam simulasi ini peneliti melakukan pengujian tegangan puntir dengan 3 posisi pemberian beban yang berbeda, sebagai berikut :



Gambar 3. 16. Pemberian pembebanan pada pengujian 4.



Gambar 3. 17. Pemberian pembebanan pada pengujian 5.

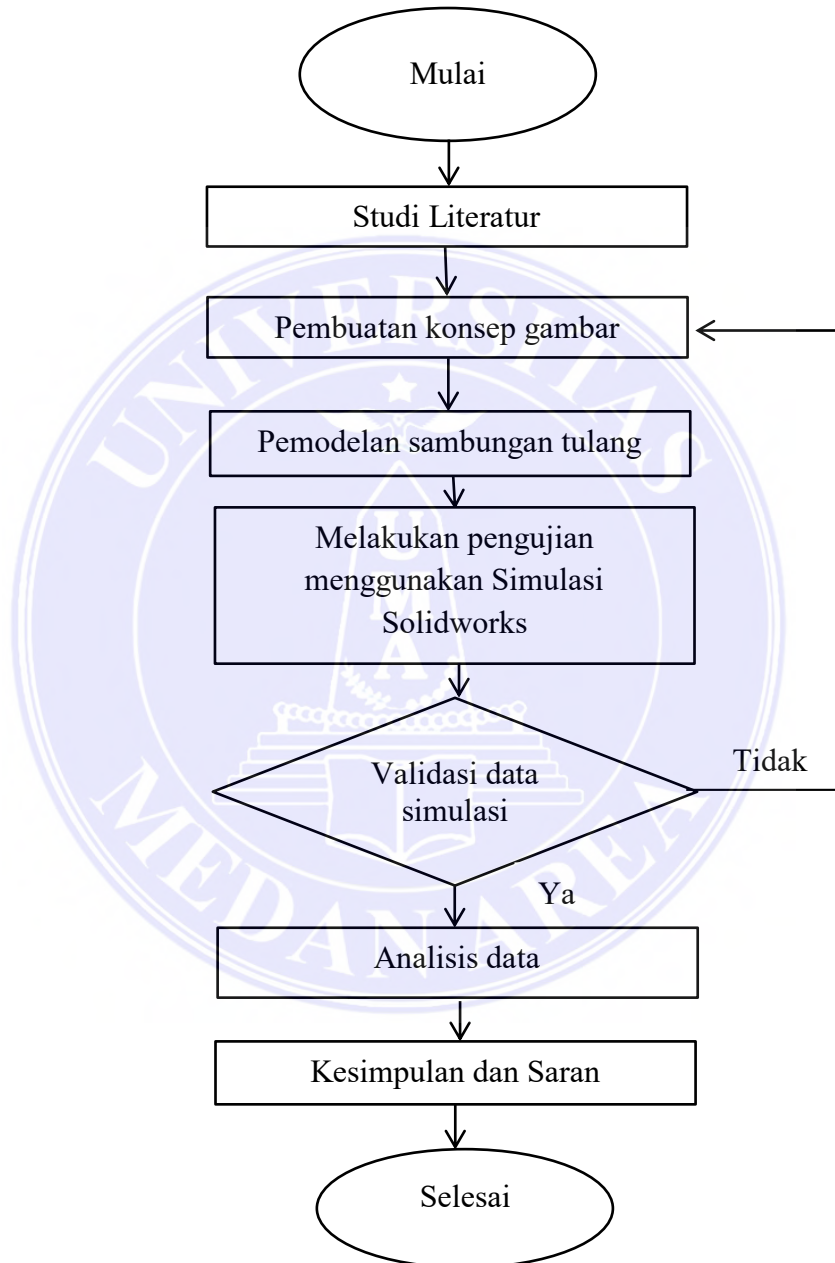


Gambar 3. 18. Pemberian pembebanan pada pengujian 6.



### 3.5 Diagram Alir

Diagram alir dibawah ini menunjukkan langkah – langkah dalam menyelesaikan penelitian ini, sebagai berikut;



Gambar 3. 19. Diagram alir penelitian.

Berikut ini merupakan rincian mengenai setiap langkah dari penelitian ini yang digunakan dalam penelitian sambungan tulang panggul :

a. Studi literatur

Tahap penelitian ini penulis melakukan pengumpulan data dari jurnal internasional maupun nasional yang didapatkan dari salah satu halaman web khusus publikasi jurnal, selain dari jurnal penulis juga mendapatkan pengetahuan yang bersumber dari buku buku yang berkaitan serta hasil penelitian orang lain berupa tesis dan skripsi, dan informasi melalui internet.

b. Pembuatan konsep sambungan

Setelah peneliti mendapatkan data baik itu bentuk, dimensi dan jenis material yang diperoleh dari beberapa sumber, peneliti melakukan penentuan konsep gambar sambungan tulang panggul yang didapatkan dari sumber data dan melakukan pembuatan gambar sketsa konsep awal pada sambungan tulang panggul.

c. Pemodelan sambungan tulang

Setelah tahap pembuatan konsep gambar, maka tahap selanjutnya melakukan pembuatan desain/model pada perangkat lunak solidworks 2018 dengan mengikuti hasil pembuatan konsep gambar yang sudah ditentukan sebelumnya.

d. Melakukan pengujian menggunakan Simulasi Solidworks

Ditahap ini setelah menentukan konsep dan pemodelan konsep dan jenis material maka selanjutnya melakukan pengujian dengan simulasi pada perangkat lunak solidworks, dengan memberi beban yang sudah ditentukan disetiap pengujiannya.

e. Validasi data simulasi

Dalam tahap memvalidasi data simulasi penulis melakukan validasi konstruk dan kriteria dari pengumpulan data yang sudah didapat di metode studi literatur.

f. Analisis data

Setelah mendapatkan data dari hasil simulasi selanjutnya melakukan melakukan analisa data menggunakan metode kuantitatif dengan mengelompokan tiap data sesuai variable pengujian yang sudah ditentukan.

g. Kesimpulan dan Saran

Setelah melakukan analisa dan pembahasan, maka dapat ditarik kesimpulan langkah akhir yang dilakukan adalah penarikan kesimpulan yang berisi hal-hal penting sesuai dengan tujuan yang ingin dicapai dalam penelitian ini dan pemberian saran dibidang kesehatan serta pihak-pihak lainnya yang dapat memetik manfaat dari hasil penelitian, dan juga bagi peneliti-peneliti berikutnya.

## BAB 5

### KESIMPULAN

#### 5.1 Kesimpulan

Dari hasil penelitian sambungan tulang panggul dengan model yang bervariasi

ini didapatkan beberapa kesimpulan yaitu :

1. Dari hasil menentukan jenis-jenis sambungan tulang panggul yang dapat digunakan pada prototipe pengganti tulang panggul pada manusia terpilih tiga model yang sesuai kriteria pada manusia, dengan mengikuti faktor kesehatan dan kekuatan.
2. Pada pemodelan sambungan tulang panggul menyesuaikan dimensi pada tulang yang akan disambung, dan mengikuti penentuan yang sudah ditentukan baik itu kriteria dan kekuatan dengan perangkat lunak solidworks 2018.
3. Dari hasil analisis yang dilakukan dengan simulasi solidwork didapat kekuatan dari ketiga model sambungan tulang panggul dengan melakukan simulasi pengujian dengan titik pembebanan yang berbeda, pada pengujian tegangan lekung sebanyak 3 titik beban dan pengujian puntir sebanyak 3 titik beban dan membandingkan dengan matriks keputusan dapat diketahui jenis model sambungan 2 lebih baik dari model sambungan 1 dan 3.

#### 5.2 Saran

1. Identifikasi gambar kerja sebelum melakukan proses pembuatan sambungan tulang panggul. Apabila terdapat ketidaksesuaian kriteria maupun kekuatan pada sambungan sebaiknya mengkaji ulang dalam konsep.

2. Buatlah rencana langkah kerja sebelum melakukan proses pembuatan produk guna memperlancar proses pembuatan.
3. Perhatikan prosedur keselamatan dan kesehatan kerja baik pada diri sendiri, mesin dan alat perkakas maupun lingkungan kerja.



## DAFTAR PUSTAKA

- [1.] Pearce, Evelyn C. (2010). *Anatomi dan Fisiologi untuk paramedis*. (S. Yuliani, Ed.) Jakarta: Gramedia pustaka utama.
- [2.] Marc Daniel, Hansrudi Noer, Felix Burr, Lukas Kamer. (2020). *Development of generic asian pelvic bone models using CT-based 3D statistical*. *Journal of Orthopaedic Translation*, 1-7.
- [3.] Stryker. (2019). *Pelvis and Acetabulum system. Operative technique*, 48.
- [4.] Junlei Li, Ling Qin, Ke Yang, Zhijie Ma, Yongxuan Wang, Liangliang Cheng, Dewei Zhao. (2019). *Materials evolution of bone plates for internal fixation of bone fractures, a review*. JINJ 7722.
- [5.] Synthes. (2020). *Large fragment locking compression plate (LCP)*.
- [6.] Aleksa Milovanovic, Aleksandar S, Katarina colic, Uros Tatic, Branislav D. (2017). *Analisis Numerik dari Distribusi implan tulang pinggul total. Structural Intergrity and Life, Vol 17*, 139-144.
- [7.] F affes, Ketata, Kharrat. (2018). *How a pilot hole size affects osteosynthesis at screw-bone interface under immediate loading*. *Medical Engineering and physics*, 9.
- [8.] Anditya, S. D. (2016). *Membuat desain komponen mekanis 2D & 3D Solidworks*. Yogyakarta: andi.
- [9.] Wen hao wang, K. W. (2017). *Bone grafts and Biomaterials substituties for bone defect repair a riview*. *Bioactive Materials*, 1-24.
- [10.] Yong Zhao, Y. M. (2020). *Biomechanical comparison of three minimally invasive fixations for unilateral pubic rami fractures*. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 7.
- [11.] Antonius pizanis, Patric gracia, Maike santelmann, Ulf culemann, Tim pohlemann. (2016). *Reduction and fixation capabilities of different plate designs for pubic symphysis disruption*. *Injury*, 6.
- [12.] Hutahaean, R. Y. (2017). *Mekanika kekuatan material (1 ed.)*. Yogyakarta: Graha ilmu.
- [13.] Siregar, R. A., Siahaan, M. Y. R., Riki Juliansyah. (2021). *Simulasi Numerik Tentang Pengaruh Geometri Mandibula yang Direkonstruksi Terhadap Tegangan Von Misses*. *Journal of Mechanical Engineering*, 5, 7.
- [14.] Devrim tumer, Musa G, Hasan H, Yusuf Arman. (2020). *Investigation of effevtive coating of the ti-6al-4v alloy and 316L stainless steel with graphene or carbon nanotube with finite element methods*. *Jmr & T*, 5. Nicholas pulos, Richard s.Yoon, Snehal Shetye, Michael W.Hast, Frank Liporace, Derek J D.

- (2016). Anteroinferior 2.7mm versus 3.5mm plaring of the clavicle. *A biomevhanical study*, 5.
- [15.] Sugiyanto, M. Tauviqirrahma, Rifky Ismail, Jamari. (2015). Analisis Pengaruh Pembebanan Terhadap Tegangan dalam Sambungan Tulang Panggul Buatan Dengan Metode elemn Hingga. Seminar Nasional Teknologi Informasi & Komunikasi Terapan 2015 (*Semantik 2015*), 1-4.
- [16.] Wei Zhang, Wuxiang Zhang, Di Shi, Xilun Ding. (2018). Desain mekanisme paralel asimetris asisten sendi pinggul dan optimalisasi ruang kerja bebas singularitas. *Mechanism and Machine Teory*, 389-403.



## LAMPIRAN

### Lampiran 1.

Data File: EBL5078A.AKF (www.orthoload.com)

Measurement Programm: 5.0.9

-----MEASURING INFOS-----

Diagram Title #1 Forces at Hip Joint

Diagram Title #2 Relative to Femur

Comment #1 HIP JOINT Walking free; Velocity: normal

Comment #2 Pat.: EBL, left Side, 47 Month PO

BodyWeight [N]: 610.0

Implant Type: Hip Joint

Axes Directions X, Y, Z: Medial, Anterior, Superior

Axes Origin: Center of Femoral Head

Angle of Rotation (Deg): Z = 5.0 X = 10.0 Y = 0.0

Displacement X, Y, Z (mm): 0.0 0.0 0.0

Activity Code: HIPJOINT 1P\_1\_7\_1 2P\_1\_3\_1

-----DATA-----

Number of Data Sets = 2257

Number of analog channels = 0

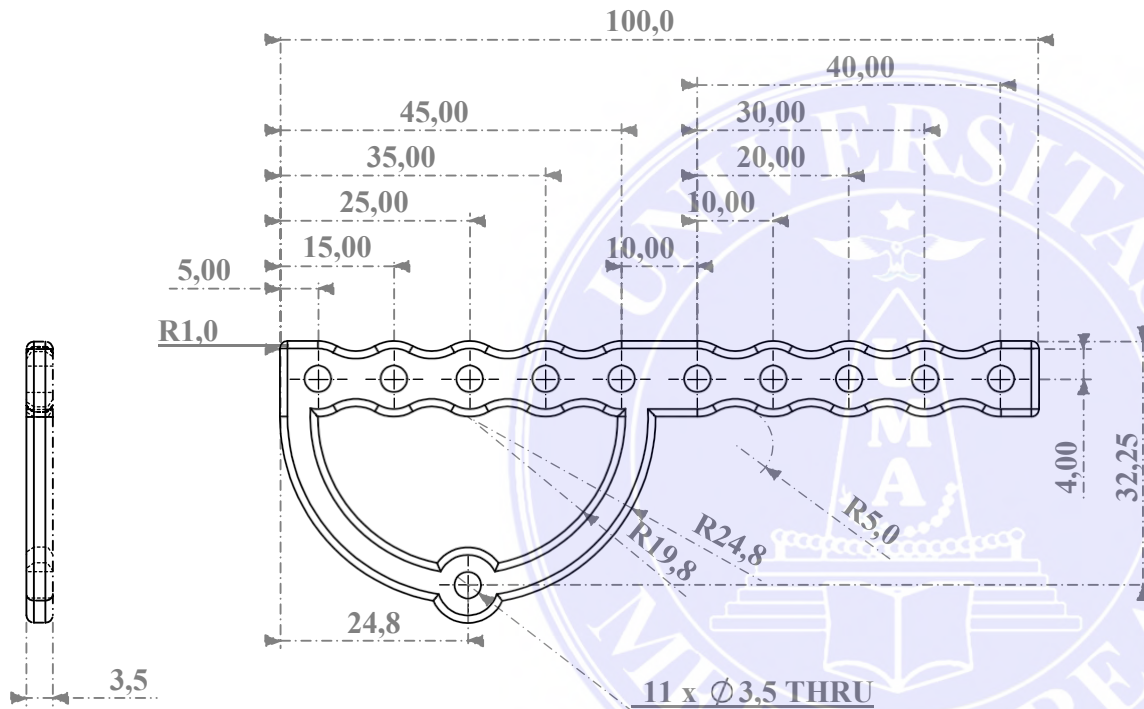
Time-Offset(sec) = -0.04

Max. Force (N, sec): 2124.55 6.227

Time (s)	-Fx (N)	-Fy (N)	-Fz (N)	Fres(N)
0.000	00131.81	00047.27	00094.96	00169.19
0.005	00133.05	00046.76	00098.14	00171.81
0.009	00134.69	00046.08	00102.39	00175.36
0.014	00136.89	00045.17	00108.05	00180.15
0.018	00139.31	00044.47	00114.59	00185.79
0.023	00141.65	00043.92	00122.03	00192.06
0.027	00143.60	00043.47	00130.49	00198.84
0.032	00145.31	00043.08	00139.66	00206.10
0.036	00146.93	00042.73	00149.79	00214.13
0.041	00148.59	00042.38	00160.72	00222.95



0.045	00150.44	00042.00	00172.83	00232.95
0.050	00152.62	00041.05	00186.14	00244.19
0.054	00154.82	00039.46	00200.21	00256.14
0.059	00156.70	00037.60	00214.70	00268.45
0.063	00158.42	00035.32	00229.29	00280.92
0.068	00160.12	00032.42	00244.18	00293.79
0.072	00161.95	00029.17	00259.08	00306.93
0.077	00164.06	00025.81	00273.72	00320.16
0.081	00166.12	00022.56	00287.78	00333.05
0.086	00167.79	00019.67	00301.94	00345.99
0.090	00169.71	00017.41	00316.34	00359.41
0.095	00172.06	00015.58	00330.68	00373.09
0.099	00174.51	00014.54	00344.61	00386.55
0.104	00177.26	00014.20	00357.78	00399.54
0.108	00180.56	00014.54	00369.75	00411.74
0.113	00184.16	00015.58	00380.51	00423.02
0.118	00188.36	00017.41	00389.94	00433.40
0.122	00193.01	00019.67	00398.32	00443.05
0.127	00197.99	00022.05	00405.83	00452.08



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

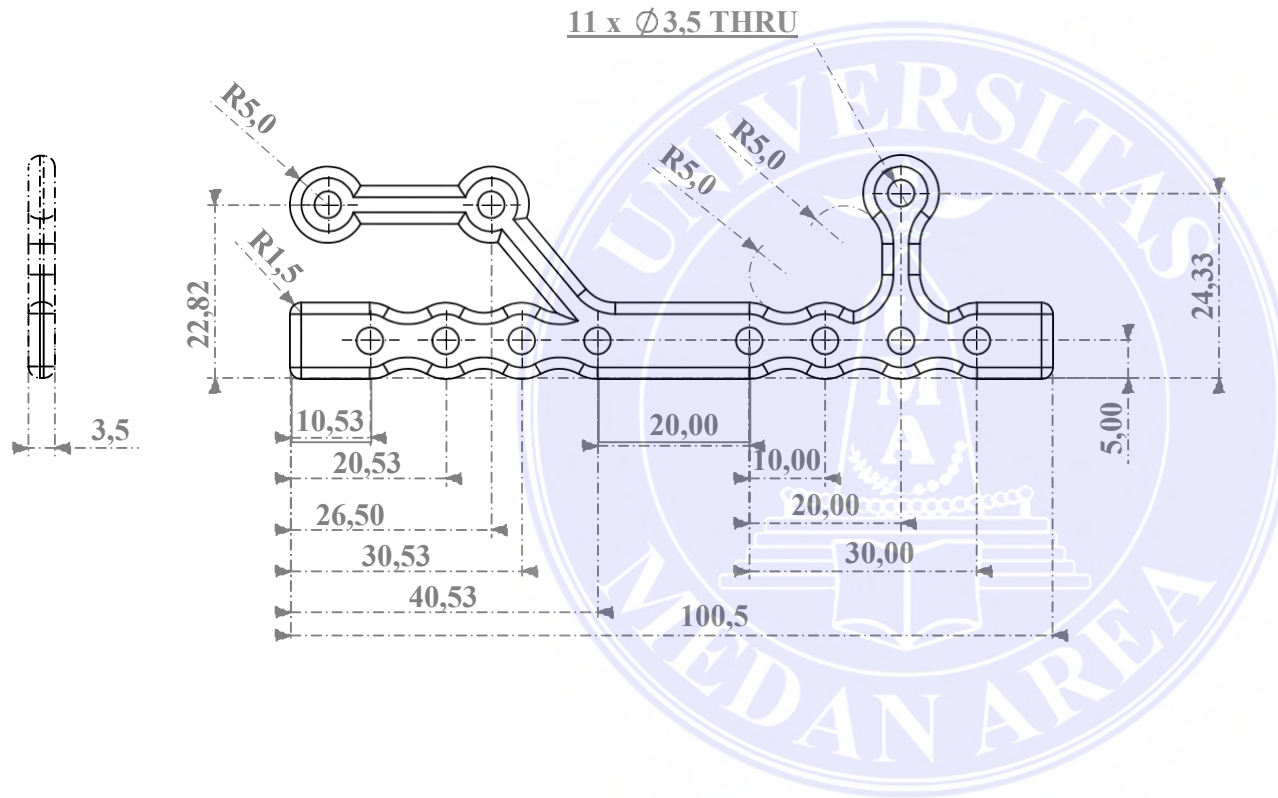
Nama Part :	<b>Sambungan Model 1</b>	SKALA	Digambar	Kevin
		<b>1 : 1</b>	Dicek :	
Part Number : Model 1		A4	Disetujui	
Rev :				

Document Accepted 4/8/22

**Lampiran 2.**

Tabel Pengujian 1 – 6.

Model 1		
Pengujian 1	Tegangan Maksimum	6.676
	Tegangan Minimum	4
Pengujian 2	Tegangan Maksimum	4.034
	Tegangan Minimum	3
Pengujian 3	Tegangan Maksimum	1.005
	Tegangan Minimum	1
Pengujian 4	Tegangan Maksimum	27.504
	Tegangan Minimum	105
Pengujian 5	Tegangan Maksimum	17.918
	Tegangan Minimum	47
Pengujian 6	Tegangan Maksimum	37.387
	Tegangan Minimum	35



Nama Part :	<b>Sambungan Model 2</b>	SKALA	Digambar	Kevin
		<b>1 : 1</b>	Dicek :	
Part Number : Model 2		A4	Disetujui	
Rev :				Document Accepted 4/8/22

UNIVERSITAS MEDAN AREA

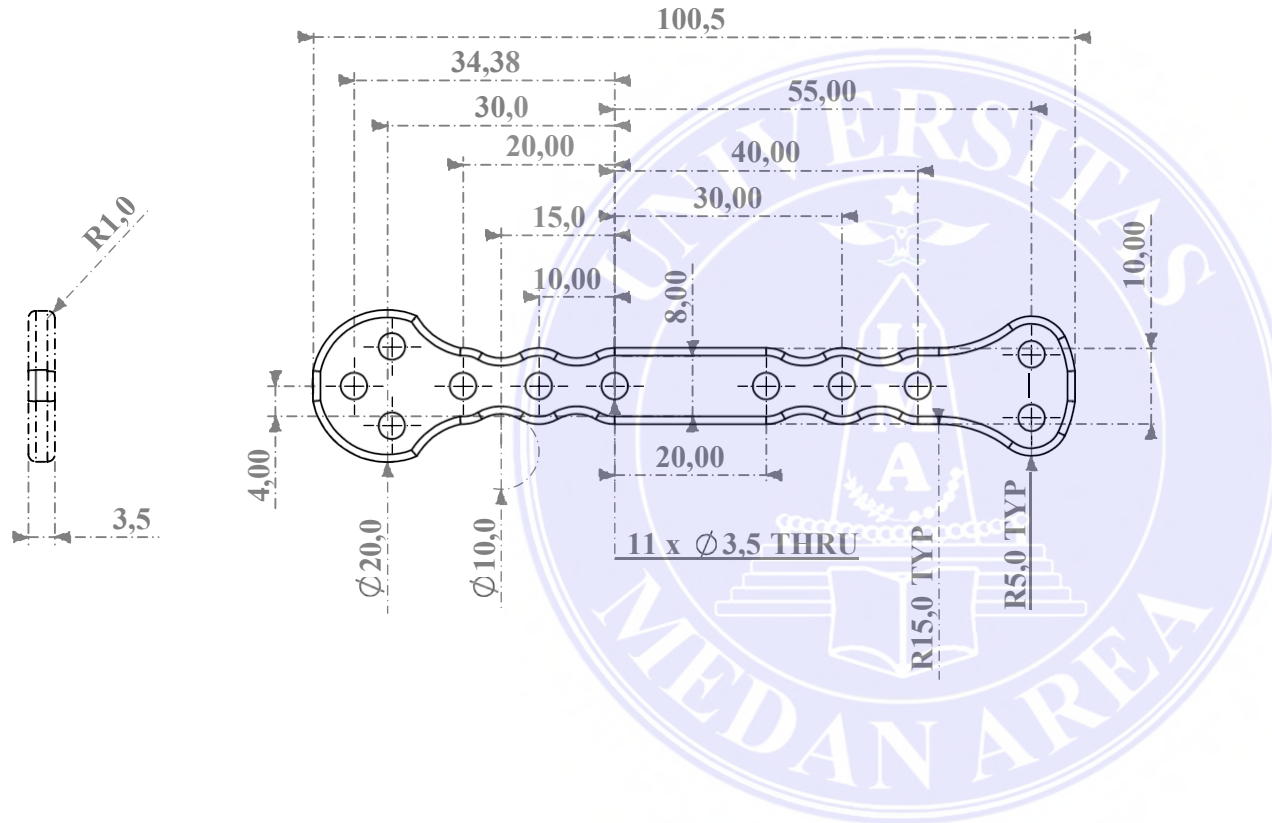
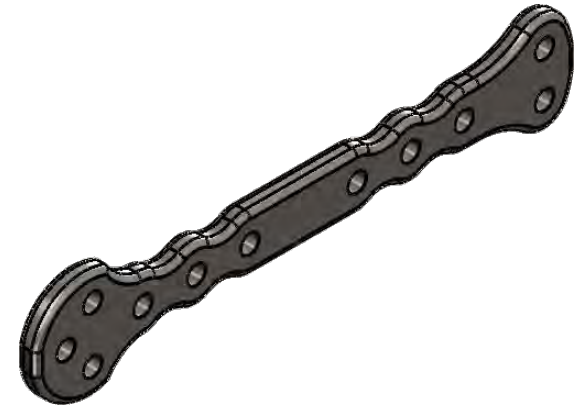
© Hak Cipta Di Lindungi Undang-Undang


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

**Lampiran 3.**

Tabel Pengujian 1 – 6.

Model 2		
Pengujian 1	Tegangan Maksimum	5.458
	Tegangan Minimum	0
Pengujian 2	Tegangan Maksimum	4.577
	Tegangan Minimum	0
Pengujian 3	Tegangan Maksimum	3.179
	Tegangan Minimum	0
Pengujian 4	Tegangan Maksimum	24.443
	Tegangan Minimum	0
Pengujian 5	Tegangan Maksimum	17.850
	Tegangan Minimum	0
Pengujian 6	Tegangan Maksimum	29.578
	Tegangan Minimum	0



Nama Part :	<b>Sambungan Model 3</b>	SKALA	Digambar	Kevin
		<b>1 : 1</b>	Dicek :	
Part Number : Model 3		A4	Disetujui	
Rev :				 Document Accepted 4/8/22

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

## Lampiran 4.

Tabel Pengujian 1 – 6.

Model 3		
Pengujian 1	Tegangan Maksimum	3.564
	Tegangan Minimum	2
Pengujian 2	Tegangan Maksimum	1.226
	Tegangan Minimum	2
Pengujian 3	Tegangan Maksimum	1.261
	Tegangan Minimum	3
Pengujian 4	Tegangan Maksimum	13.927
	Tegangan Minimum	51
Pengujian 5	Tegangan Maksimum	20.800
	Tegangan Minimum	53
Pengujian 6	Tegangan Maksimum	41.314
	Tegangan Minimum	74