



TESIS - TL142501

**PENGEMBANGAN DESAIN OPTIMAL *BONE*  
SCREW UNTUK IMPLAN ORTOPEDI  
MENGUNAKAN ANSYS : PENGARUH DIAMETER  
SCREW DAN PEMILIHAN MATERIAL**

MUHAMMAD NASHRULAH  
NRP. 2714201010

DOSEN PEMBIMBING  
Dr. Agung Purniawan, S.T.,M.Eng.  
Mas Irfan P. Hidayat, S.T.,M.Sc.,Ph.D.

PROGRAM STUDI MAGISTER  
JURUSAN TEKNIK MATERIAL DAN METALURGI  
FAKULTAS TEKNOLOGI INDUSTRI  
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER  
SURABAYA  
2016

*~ halaman ini sengaja dikosongkan ~*



THESIS - TL1423501

**DEVELOPMENT OF OPTIMAL DESIGN FOR BONE  
SCREW IN ORTHOPEDIC IMPLANTS USING  
ANSYS: EFFECT OF SCREW DIAMETER AND  
MATERIAL SELECTION**

MUHAMMAD NASHRULAH  
NRP. 2714201010

ADVISOR

Dr. Agung Purniawan, S.T.,M.Eng.  
Mas Irfan P. Hidayat, S.T.,M.Sc.,Ph.D.

MAGISTER PROGRAM  
MATERIALS AND METALLURGICAL ENGINEERING  
FACULTY OF INDUSTRIAL TECHNOLOGY  
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER  
SURABAYA  
2016

*~ halaman ini sengaja dikosongkan ~*

## LEMBAR PENGESAHAN TESIS

Tesis disusun untuk memenuhi salah satu syarat memperoleh gelar  
Magister Teknik (M.T.)

Di  
Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Oleh :  
Muhammad Nashrullah  
NRP. 2714201010

Tanggal Ujian : 21 Juli 2016  
Periode Wisuda : Semester Genap 2015/2016

Disetujui oleh :

1. Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng.  
NIP. 197605282002121003

(Pembimbing I)

2. Mas Irfan P. Hidayat, S.T., M.Sc., Ph.D.  
NIP. 197810272003121001

(Pembimbing II)

3. Sungging Pintowantoro, S.T., M.T., Ph.D.  
NIP. 196809302000031001

(Penguji)

4. Lukman Noerochim, S.T., M.Sc-Eng., Ph.D.  
NIP. 197713032003121001

(Penguji)



Direktur Program Pascasarjana,

*[Signature]*  
Rr. Dr. Dianhar Manfaat, M.Sc., Ph.D.

NIP. 196012021987011001

*~ halaman ini sengaja dikosongkan ~*

# **Pengembangan Desain Optimal *Bone Screw* untuk Implan Ortopedi Menggunakan ANSYS : Pengaruh Diameter *Screw* dan Pemilihan Material**

Nama mahasiswa : Muhammad Nashrullah  
NRP : 2714201010  
Pembimbing : Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng.  
Mas Irfan P. Hidayat, S.T., M.Sc., Ph.D.

## **ABSTRAK**

*Penelitian di bidang biomekanik terkait implan ortopedik sedang berkembang pesat di dunia, khususnya untuk fiksasi patah tulang. Fiksasi yaitu pembedahan untuk menempatkan dan melekatkan pelat (plate) logam yang diperkuat dengan sekrup (screw) pada sekitar tulang yang patah. Tulang yang rentan patah yaitu tulang paha (femur) yang mayoritas disebabkan oleh kecelakaan kendaraan bermotor. Data terbaru yang dikeluarkan oleh World Health Organization (WHO) menunjukkan Indonesia menempati urutan kelima kasus kecelakaan kendaraan bermotor di dunia. Data dari Kepolisian Republik Indonesia tercatat sepanjang tahun 2013 terjadi 93.578 kasus kecelakaan kendaran bermotor. Hampir 80% dari korban kecelakaan tersebut menderita patah tulang. Oleh karena itu perlu dilakukan penelitian terkait implan ortopedik dan fiksasi patah tulang yang kompatibel dengan masyarakat Indonesia. Sebelum memproduksi plate dan screw yang cocok dengan kondisi tulang masyarakat Indonesia, maka sebelumnya diperlukan pemodelan dan simulasi terlebih dahulu. Agar kompatibel dengan masyarakat Indonesia, maka pemodelan dilakukan dengan menggunakan tulang femur dari ras Mongoloid. Jenis material yang dapat digunakan untuk membuat screw adalah logam stainless steel. Kelebihannya adalah biokompatibel cukup baik, murah, dan ulet. Penelitian ini difokuskan untuk pemodelan dan simulasi screw menggunakan logam SS316L dan SS304 untuk fiksasi tulang femur menggunakan perangkat lunak ANSYS 15.0. Variabel yang akan dianalisis adalah diameter screw, pemilihan jenis material, serta jumlah dan posisi screw. Variabel-variabel tersebut sangat mempengaruhi fiksasi internal terhadap kestabilan dan kekuatan biomekanik di dalam tulang. Respon yang diperoleh berupa tegangan, regangan, dan total deformasi dari masing-masing tulang dan screw. Berdasarkan penelitian didapatkan hasil desain optimal screw adalah untuk diameter 4,5 mm dengan kombinasi jenis plate slotted dan material penyusun SS316L karena memiliki nilai tegangan von Mises, regangan, serta deformasi terkecil dan berada di bawah nilai tegangan luluh material.*

*Kata kunci : ANSYS, Biomekanik, Screw, Femur, Mongoloid, Stainless Steel.*

*~ halaman ini sengaja dikosongkan ~*

# **Development of Optimal Design for Bone Screw in Orthopedic Implants using ANSYS : Effect of Screw Diameter and Material Selection**

Student name : Muhammad Nashrullah  
NRP : 2714201010  
Advisor : Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng.  
Mas Irfan P. Hidayat, S.T., M.Sc., Ph.D.

## **ABSTRACT**

*Research in the field of biomechanics related orthopedic implants is rapidly growing in the world, especially for fixation of fractures. Fixation is a surgery to locate and attach the plate reinforced with metal screws at about a broken bone. Most of broken bones sited in thigh bone (femur) that the majority are caused by motor vehicle accidents. The latest data released by the World Health Organization (WHO) shows that Indonesia is the fifth case of motor vehicle accidents in the world. Data from the Indonesian National Police recorded during the year 2013 happened 93.578 cases of motor vehicle accidents. Almost 80% of the accident victims suffered broken bones. Therefore, it is necessary to research related to orthopedic implants and fixation of fractures that are compatible with the Indonesian people. Before producing the plate and screws that match the bone condition of Indonesian society, it previously required modeling and simulation beforehand. To be compatible with the Indonesian people, the modeling is done by using the femur of the Mongoloid race. Types of materials that can be used to make the metal screw is stainless steel. The surplus is good biocompatibility, cheap, and tenacious. This research focused on modeling and simulation using a metal screw SS316L and SS304 for the fixation of the femur using ANSYS 15.0. Variable that will be analyzed is the screw diameter, material selection, number and screw position. They are affect in internal fixation by stability and strength in the bone biomechanics. Responses obtained are stress, strain, and total deformation. It is obtained the optimum screw diameter is 4,5 mm combined with slotted plate and the best material is SS316L due the value of von Mises stress below the yield strength of material, minimum value of strain and deformation.*

*Keywords :* ANSYS, Biomechanics, Screw, Femur, Mongoloid, Sainless Steel.

*~ halaman ini sengaja dikosongkan ~*

## DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL.....	i
COVER PAGE.....	iii
LEMBAR PENGESAHAN .....	v
ABSTRAK .....	vii
ABSTRACT .....	ix
KATA PENGANTAR .....	xi
DAFTAR ISI .....	xiii
DAFTAR TABEL .....	xvii
DAFTAR GAMBAR .....	xix
DAFTAR LAMPIRAN .....	xxiii
BAB I PENDAHULUAN.....	1
1.1 Latar Belakang Masalah .....	1
1.2 Perumusan Masalah .....	3
1.3 Batasan Masalah .....	3
1.4 Tujuan Penelitian .....	3
1.5 Manfaat Penelitian .....	4
BAB II KAJIAN PUSTAKA DAN DASAR TEORI .....	5
2.1 Perkembangan Penelitian Plate dan Screw untuk Implan Ortopedi .....	5

2.2	Teori Elastisitas Bahan .....	9
2.2.1	Tegangan .....	10
2.2.2	Regangan dan Deformasi .....	11
2.2.3	Persamaan Pokok (Konstitutif) .....	14
2.2.4	Persamaan Keseimbangan .....	15
2.2.5	Persamaan Harmonis (Kompatibilitas) .....	15
2.3	Teori Kegagalan <i>von Mises</i> .....	17
2.4	Tulang .....	19
2.4.1	Tulang Paha ( <i>Femur</i> ) .....	19
2.2.2	Biomekanik Tulang .....	20
2.5	Biomaterial untuk Aplikasi Ortopedi .....	22
2.6	Sekrup Tulang ( <i>Screw</i> ) .....	25
2.6.1	Anatomi <i>Screw</i> .....	25
2.6.2	Jenis-jenis <i>Screw</i> .....	26
2.6.3	Material Penyusun <i>Screw</i> .....	29
2.7	Analisis <i>Finite Element</i> .....	30
BAB III METODE PENELITIAN .....		33
3.1	Bahan Dan Alat .....	33
3.2	Diagram Alir Penelitian .....	33
3.3	Prosedur Penelitian .....	34
3.3.1	Pemodelan Tulang Paha .....	34
3.3.2	Pemodelan <i>Screw</i> .....	35
3.3.3	<i>Mesh Screw</i> dan <i>Assembly</i> .....	36
3.3.4	Pembebanan dan Pemilihan Material .....	38
3.3.5	Jumlah dan Posisi <i>Screw</i> .....	41
3.4	Perencanaan Penelitian .....	41
3.5	Pemvalidasian dan Evaluasi .....	43
BAB IV ANALISIS DATA DAN PEMBAHASAN .....		45
4.1	Analisis Tegangan dan Regangan .....	45
4.1.1	Analisis Tegangan dan Regangan untuk Diameter <i>Screw</i> 4,5 mm ..	46

4.1.2 Analisis Tegangan dan Regangan untuk Diameter <i>Screw</i> 4,0 mm...	54
4.1.3 Analisis Tegangan dan Regangan untuk Diameter <i>Screw</i> 3,5 mm...	55
4.1.4 Analisis Tegangan dan Regangan untuk Diameter <i>Screw</i> 3,0 mm...	57
4.1.5 Analisis Tegangan dan Regangan untuk Diameter <i>Screw</i> 2,7 mm...	58
4.2 Analisis Total Deformasi .....	63
4.1.1 Analisis Total Deformasi untuk Diameter <i>Screw</i> 4,5 mm .....	63
4.1.2 Analisis Total Deformasi untuk Diameter <i>Screw</i> 4,0 mm .....	69
4.1.3 Analisis Total Deformasi untuk Diameter <i>Screw</i> 3,5 mm .....	70
4.1.4 Analisis Total Deformasi untuk Diameter <i>Screw</i> 3,0 mm .....	71
4.1.5 Analisis Total Deformasi untuk Diameter <i>Screw</i> 2,7 mm .....	73
4.3 Analisis Kondisi Dinamis .....	76
4.4 Evaluasi dan Validasi .....	89
BAB V KESIMPULAN DAN SARAN .....	91
DAFTAR PUSTAKA .....	93
LAMPIRAN .....	97
BIODATA PENULIS .....	113

*~ halaman ini sengaja dikosongkan ~*

## DAFTAR TABEL

Tabel 2.1 Material yang digunakan untuk aplikasi ortopedi. ....	24
Tabel 2.2 Perbandingan beberapa material implan protesis. ....	25
Tabel 2.3 Komposisi logam SS316L dan SS304. ....	29
Tabel 2.4 Sifat mekanik logam SS316L dan SS304. ....	29
Tabel 3.1 Geometri dan dimensi <i>screw</i> ....	36
Tabel 3.2 Variasi diameter <i>screw</i> yang akan diteliti. ....	37
Tabel 3.3 Data sifat mekanik material yang digunakan ....	39
Tabel 3.4 Variabel penelitian yang akan digunakan. ....	42

*~ halaman ini sengaja dikosongkan ~*

## DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1	Distribusi tegangan <i>von Mises</i> pada (a) <i>plate</i> , (b) <i>femur</i> , dan (c) <i>screw</i> .....	6
Gambar 2.2	Spektrum distribusi tegangan <i>von Mises</i> , pada tulang (A) sesaat setelah operasi, dan (B) setelah operasi selama 16 minggu, serta pada implan (C) sesaat setelah operasi, dan (D) setelah operasi selama 16 minggu.....	7
Gambar 2.3	(A) distribusi perpindahan maksimum dari model numerik tulang paha, serta (B) distribusi tegangan <i>von Mises</i> pada <i>plate</i> dan <i>screw</i> yang diletakkan pada tulang paha .....	8
Gambar 2.4	Elemen kecil pada suatu benda elastis yang menerima pembebanan.....	10
Gambar 2.5	Berbagai macam bentuk deformasi pada benda elastis .....	13
Gambar 2.6	Energi regangan yang tersimpan pada elemen terdefleksi .....	17
Gambar 2.7	Struktur tulang paha .....	20
Gambar 2.8	(a) Kurva tegangan-regangan tulang dalam arah anisotropik, dan (b) model tulang yang diuji dalam arah anisotropik .....	21
Gambar 2.9	Anatomi <i>screw</i> .....	26
Gambar 2.10	(a) <i>Cortical screw</i> , dan (b) <i>cancellous screw</i> .....	27
Gambar 2.11	Jenis <i>screw</i> berdasarkan fungsinya di dalam tulang.....	27
Gambar 2.12	(a) <i>Self-tapping screw</i> , dan (b) <i>non- self-tapping screw</i> .....	28
Gambar 2.13	(a) <i>Locking screw</i> , dan (b) <i>standard screw</i> .....	28
Gambar 3.1	Diagram alir penelitian .....	33
Gambar 3.2	Model tulang paha manusia.....	34
Gambar 3.3	Desain <i>plate</i> yang digunakan (a) <i>duo</i> , (b) <i>slotted</i> , dan (c) <i>flower</i> ..	35
Gambar 3.4	<i>Cortical bone screw</i> .....	35
Gambar 3.5	Model <i>cortical bone screw</i> .....	36

Gambar 3.6	Hasil <i>mesh</i> model <i>screw</i> .....	37
Gambar 3.7	Hasil <i>mesh</i> model <i>assembly</i> .....	38
Gambar 3.8	Pembebanan vertikal pada <i>assembly</i> keseluruhan .....	39
Gambar 3.9	<i>Free body diagram</i> (FBD) pembebanan vertikal pada <i>assembly</i> ... ..	40
Gambar 3.10	Variasi jumlah dan posisi <i>screw</i> .....	41
Gambar 4.1	Tegangan von <i>Mises</i> maksimum pada <i>screw</i> untuk diameter 4,5 mm .....	46
Gambar 4.2	Regangan pada <i>screw</i> untuk diameter 4,5 mm .....	47
Gambar 4.3	Distribusi tegangan von <i>Mises</i> maksimum untuk diameter <i>screw</i> 4,5 cm dan jenis <i>plate sloted</i> material SS316L (a) posisi 1, (b) posisi 2, (c) posisi 3, (d) posisi 4, (e) posisi 5, dan (f) posisi 6.....	49
Gambar 4.4	Distribusi regangan untuk diameter <i>screw</i> 4,5 cm dan jenis <i>plate sloted</i> material SS316L (a) posisi 1, (b) posisi 2, (c) posisi 3, (d) posisi 4, (e) posisi 5, dan (f) posisi .....	50
Gambar 4.5	Distribusi tegangan von <i>Mises</i> maksimum untuk diameter <i>screw</i> 4,5 cm dan jenis <i>plate sloted</i> material SS304 (a) posisi 1, (b) posisi 2, (c) posisi 3, (d) posisi 4, (e) posisi 5, dan (f) posisi 6.....	51
Gambar 4.6	Distribusi regangan untuk diameter <i>screw</i> 4,5 cm dan jenis <i>plate sloted</i> material SS304 (a) posisi 1, (b) posisi 2, (c) posisi 3, (d) posisi 4, (e) posisi 5, dan (f) posisi .....	52
Gambar 4.7	Tegangan von <i>Mises</i> maksimum pada <i>screw</i> untuk diameter 4,0 mm .....	54
Gambar 4.8	Regangan pada <i>screw</i> untuk diameter 4,0 mm .....	54
Gambar 4.9	Tegangan von <i>Mises</i> maksimum pada <i>screw</i> untuk diameter 3,5 mm .....	56
Gambar 4.10	Regangan pada <i>screw</i> untuk diameter 3,5 mm .....	56
Gambar 4.11	Tegangan von <i>Mises</i> maksimum pada <i>screw</i> untuk diameter 3,0 mm .....	57
Gambar 4.12	Regangan pada <i>screw</i> untuk diameter 3,0 mm .....	58

Gambar 4.13	Tegangan von <i>Mises</i> maksimum pada <i>screw</i> untuk diameter 2,7 mm .....	59
Gambar 4.14	Regangan pada <i>screw</i> untuk diameter 2,7 mm.....	59
Gambar 4.15	Tegangan von <i>Mises</i> maksimum <i>screw</i> untuk material SS316L kombinasi <i>plate slotted</i> .....	61
Gambar 4.16	Regangan <i>screw</i> untuk material SS316L kombinasi <i>plate slotted</i> .	61
Gambar 4.17	Deformasi total pada <i>screw</i> untuk diameter 4,5 mm.....	63
Gambar 4.18	Distribusi total deformasi untuk diameter <i>screw</i> 4,5 cm dan jenis <i>plate slotted</i> material SS316L (a) posisi 1, (b) posisi 2, (c) posisi 3, (d) posisi 4, (e) posisi 5, dan (f) posisi 6 .....	66
Gambar 4.19	Distribusi total deformasi untuk diameter <i>screw</i> 4,5 cm dan jenis <i>plate duo</i> material SS316L (a) posisi 1, (b) posisi 2, (c) posisi 3, (d) posisi 4, (e) posisi 5, dan (f) posisi 6.....	67
Gambar 4.20	Distribusi total deformasi untuk diameter <i>screw</i> 4,5 cm dan jenis <i>plate flower</i> material SS316L (a) posisi 1, (b) posisi 2, (c) posisi 3, (d) posisi 4, (e) posisi 5, dan (f) posisi 6 .....	68
Gambar 4.21	Deformasi total pada <i>screw</i> untuk diameter 4,0 mm.....	69
Gambar 4.22	Deformasi total pada <i>screw</i> untuk diameter 3,5 mm.....	71
Gambar 4.23	Deformasi total pada <i>screw</i> untuk diameter 3,0 mm.....	72
Gambar 4.24	Deformasi total pada <i>screw</i> untuk diameter 2,7 mm.....	74
Gambar 4.25	Deformasi <i>screw</i> untuk material SS316L kombinasi <i>plate slotted</i> 75	
Gambar 4.26	Distribusi tegangan von <i>Mises</i> untuk diameter <i>screw</i> 4,5 mm dan jenis <i>plate slotted</i> material SS304 dengan sudut 30° pada (a) posisi 1, (b) posisi 2, sudut 45° pada (c) posisi 1, (d) posisi 2, dan sudut 60° pada (e) posisi 1, dan (f) posisi 2 .....	78
Gambar 4.27	Distribusi tegangan von <i>Mises</i> untuk diameter <i>screw</i> 4,5 mm dan jenis <i>plate slotted</i> material SS316L dengan sudut 30° pada (a) posisi 1, (b) posisi 2, sudut 45° pada (c) posisi 1, (d) posisi 2, dan sudut 60° pada (e) posisi 1, dan (f) posisi 2.....	79
Gambar 4.28	Distribusi regangan untuk diameter <i>screw</i> 4,5 mm dan jenis <i>plate slotted</i> material SS304 dengan sudut 30° pada (a) posisi 1, (b)	

	posisi 2, sudut 45° pada (c) posisi 1, (d) posisi 2, dan sudut 60° pada (e) posisi 1, dan (f) posisi 2 .....	80
Gambar 4.29	Distribusi regangan untuk diameter <i>screw</i> 4,5 mm dan jenis <i>plate slotted</i> material SS316L dengan sudut 30° pada (a) posisi 1, (b) posisi 2, sudut 45° pada (c) posisi 1, (d) posisi 2, dan sudut 60° pada (e) posisi 1, dan (f) posisi 2 .....	81
Gambar 4.30	Grafik tegangan <i>von Mises</i> maksimum terhadap sudut sudut gerak tulang dan implan untuk diameter <i>screw</i> 4,5 mm material SS304	83
Gambar 4.31	Grafik tegangan <i>von Mises</i> maksimum terhadap sudut sudut gerak tulang dan implan untuk diameter <i>screw</i> 4,5 mm material SS316L	83
Gambar 4.32	Grafik regangan terhadap sudut sudut gerak tulang dan implan untuk diameter <i>screw</i> 4,5 mm material SS304 .....	84
Gambar 4.33	Grafik regangan terhadap sudut sudut gerak tulang dan implan untuk diameter <i>screw</i> 4,5 mm material SS316L.....	84
Gambar 4.34	Distribusi deformasi untuk diameter <i>screw</i> 4,5 mm dan jenis <i>plate slotted</i> material SS304 dengan sudut 30° pada (a) posisi 1, (b) posisi 2, sudut 45° pada (c) posisi 1, (d) posisi 2, dan sudut 60° pada (e) posisi 1, dan (f) posisi 2 .....	86
Gambar 4.35	Distribusi deformasi untuk diameter <i>screw</i> 4,5 mm dan jenis <i>plate slotted</i> material SS316L dengan sudut 30° pada (a) posisi 1, (b) posisi 2, sudut 45° pada (c) posisi 1, (d) posisi 2, dan sudut 60° pada (e) posisi 1, dan (f) posisi 2 .....	87
Gambar 4.36	Gambar 4.36 Grafik dieformasi terhadap sudut sudut gerak tulang dan implan untuk diameter <i>screw</i> 4,5 mm material SS304 .....	88
Gambar 4.37	Gambar 4.36 Grafik dieformasi terhadap sudut sudut gerak tulang dan implan untuk diameter <i>screw</i> 4,5 mm material SS316L.....	88

## DAFTAR LAMPIRAN

<b>LAMPIRAN A</b>	Geometri dan Dimensi Tulang Paha Manusia Ras Mongoloid	.97
<b>LAMPIRAN B</b>	Data Tegangan dan Regangan untuk Diameter <i>Screw</i> 4,5 mm	.98
<b>LAMPIRAN C</b>	Data Tegangan dan Regangan untuk Diameter <i>Screw</i> 4,0 mm	100
<b>LAMPIRAN D</b>	Data Tegangan dan Regangan untuk Diameter <i>Screw</i> 3,5 mm	101
<b>LAMPIRAN E</b>	Data Tegangan dan Regangan untuk Diameter <i>Screw</i> 3,0 mm	102
<b>LAMPIRAN F</b>	Data Tegangan dan Regangan untuk Diameter <i>Screw</i> 2,7 mm	103
<b>LAMPIRAN G</b>	Data Deformasi Total untuk Diameter <i>Screw</i> 4,5 mm	.....104
<b>LAMPIRAN H</b>	Data Deformasi Total untuk Diameter <i>Screw</i> 4,0 mm	.....106
<b>LAMPIRAN I</b>	Data Deformasi Total untuk Diameter <i>Screw</i> 3,5 mm	.....107
<b>LAMPIRAN J</b>	Data Deformasi Total untuk Diameter <i>Screw</i> 3,0 mm	.....108
<b>LAMPIRAN K</b>	Data Deformasi Total untuk Diameter <i>Screw</i> 2,7 mm	.....109
<b>LAMPIRAN L</b>	Data Dinamik untuk Diameter <i>Screw</i> 4,5 mm	.....110

*~ halaman ini sengaja dikosongkan ~*

# BAB I

## PENDAHULUAN

### 1.1 Latar Belakang Masalah

Patah tulang terjadi karena adanya pembebanan pada tulang yang melebihi kekuatan tulang, misalnya terjadi benturan yang keras akibat kecelakaan kendaraan bermotor. Data terbaru yang dikeluarkan oleh *World Health Organization* (WHO) menunjukkan Indonesia menempati urutan kelima kasus kecelakaan kendaraan bermotor di dunia. Data dari Kepolisian Republik Indonesia tercatat sepanjang tahun 2013 terjadi 93.578 kasus kecelakaan kendaran bermotor. Hampir 80% dari korban kecelakaan tersebut menderita patah tulang. Tulang yang patah dapat dipulihkan kembali dengan syarat harus memposisikan ujung-ujung dari tulang yang patah tersebut agar saling berdekatan serta untuk menjaga agar mereka tidak bergeser dan saling menempel sebagaimana mestinya. Tulang dapat memulihkan dirinya sendiri seiring pertambahan waktu. Dahulu metode pemulihan tulang yang sering diaplikasikan di bidang kedokteran adalah pemasangan gips. Gips ini merupakan material kuat yang dibungkuskan pada organ tubuh luar tempat ditemukannya tulang yang patah (misalnya pada tangan untuk kasus patah tulang hasta dan tulang pengumpil) agar posisinya tidak bergeser. Namun, pemasangan gips sangat membatasi aktivitas gerak pasien. Metode yang populer saat ini adalah fiksasi internal. Metode ini yaitu pembedahan untuk menempatkan dan melekatkan pelat (*plate*) logam yang diperkuat dengan sekrup (*screw*) pada sekitar tulang yang patah. Setelah tulang kembali pulih maka pelat dan sekrup ini dapat diambil melalui pembedahan kembali. Dengan demikian aktivitas gerak pasien tidak akan terganggu.

Metode fiksasi internal ini berkembang pesat di benua Eropa dan Amerika. Disiplin ilmu yang terkait metode ini adalah bidang kedokteran dan *engineering*, khususnya biomekanik. Penelitian yang ada biasanya menggunakan variabel tulang dari ras Kaukasoid, dengan faktor tambahan berupa jenis kelamin dan umur pasien. Penelitian-penelitian tersebut telah menghasilkan berbagai jenis *plate* dan *screw*, termasuk di dalamnya yaitu material yang digunakan, geometri, ukuran,

dan teknik pemasangannya pada tulang manusia. Tujuannya adalah untuk memaksimalkan kinerja *plate* dan *screw* agar biokompatibel terhadap tubuh manusia dan mempercepat waktu pemulihan tulang. Untuk wilayah Asia, khususnya Indonesia, penelitian di bidang ini masih belum populer. Dunia kedokteran di Indonesia biasanya melakukan fiksasi internal ini dengan menggunakan desain *plate* dan *screw* yang diimpor dari Eropa dan Amerika. Beberapa bahkan menggunakan *plate* dan *screw* yang hanya mempertimbangkan aspek medis, tanpa memperhitungkan aspek keteknikan (*engineering*). Hal ini dapat membantu proses pemulihan patah tulang, namun kurang efektif karena masih menimbulkan rasa nyeri pasca operasi dan memakan waktu pemulihan yang cukup lama. Alasan yang mendasari permasalahan tersebut adalah karena tidak kompatibel dengan kondisi tulang masyarakat Indonesia, yang merupakan ras Mongoloid. Sementara produk yang ada menggunakan desain yang diperuntukkan untuk tulang ras Kaukasoid, sehingga perlu dilakukan penelitian lebih lanjut terkait aspek biomekanik *plate* dan *screw* tersebut agar kompoatibel dengan tulang masyarakat Indonesia. Tujuannya agar *plate* dan *screw* memiliki sifat mekanik yang tangguh, biokompatibel terhadap tubuh manusia, dan cocok dengan jenis tulang orang Indonesia yang merupakan ras Mongoloid.

Untuk memproduksi *plate* dan *screw* yang cocok dengan kondisi tulang masyarakat Indonesia, maka sebelumnya diperlukan pemodelan dan simulasi terlebih dahulu. Penelitian di bidang pemodelan dan simulasi menjadi sangat menarik karena hasil yang dipeoleh dapat langsung diaplikasikan pada dunia industri. Di dunia industri sendiri, pemodelan dan simulasi dangat diperlukan untuk mengetahui gejala dan solusi yang tepat sehingga produk yang dihasilkan dapat dipertanggungjawabkan secara ilmiah. Di Amerika, salah satu penelitian telah dikembangkan oleh Nasr, et al. pada tahun 2013 terkait efek posisi *screw* untuk fiksasi internal pada tulang di wilayah paha (*femoral*). Di Asia sendiri, penelitian juga telah dilakukan oleh Chen, et al. pada tahun 2013 terkait efek biomekanik dan kestabilan *screw* untuk fiksasi internal pada tulang di wilayah paha menggunakan bahan paduan Co-Cr-Mo. Selain itu, Sepheri, et al. pada tahun 2013 juga melakukan penelitian terkait susunan persebaran *screw* dalam pelat terhadap efek biomekanik pada tulang kering (*tibia*). Oleh karena itu pada

penelitian ini digunakan pemodelan dan simulasi sekrup (*screw*) untuk tulang ras Mongoloid pada wilayah tulang paha (*femur*) dengan menggunakan material *stainless steel* dengan metode *finite element*. Penelitian ini dilakukan dengan melibatkan variabel diameter *screw* dan jarak *pitch*, jenis material *stainless steel*, dan pembebanan. Alasan pemilihan variabel tersebut karena perubahan sedikit saja dari nilai diameter *screw* dan jarak *pitch* dapat mempengaruhi kekuatan biomekanik serta distribusi tegangan dan deformasi pada *screw*, *plate*, dan tulang yang pada akhirnya mempengaruhi kenyamanan pasien. Kenyamanan pada pasien yaitu adanya rasa nyeri pasca operasi dan waktu pemulihan yang menjadi lebih lama. Diharapkan dengan variabel tersebut mampu menghasilkan desain dan simulasi dengan hasil yang maksimal serta memiliki biokompatibilitas tinggi terkait fiksasi internal sehingga dapat diterapkan pada masyarakat Indonesia. Penelitian ini juga diharapkan mendapatkan nilai optimal dari masing-masing variabel sehingga waktu pemulihan dapat berlangsung lebih cepat dan tidak menimbulkan rasa nyeri pasca operasi.

## **1.2 Perumusan Masalah**

Masalah yang terdapat dalam penelitian ini yaitu :

1. Bagaimana pengaruh diameter *screw*, jumlah dan posisi *screw*, serta pemilihan material pada distribusi tegangan di dalam desain *screw*?
2. Bagaimana desain optimal *screw* untuk fiksasi internal patah tulang?

## **1.3 Batasan Masalah**

Batasan masalah yang digunakan dalam penelitian ini yaitu :

1. Model tulang paha dianggap sempurna sesuai dengan kondisi, bentuk, ukuran, dan geometri tulang paha manusia sebenarnya.
2. *Assembly* antara tulang paha, *screw* dan *plate* dianggap sempurna serta tidak terdapat cacat.
3. *Meshing screw* dianggap cukup halus dan mendekati kondisi yang diinginkan.

#### **1.4 Tujuan Penelitian**

Tujuan dari penelitian ini adalah :

1. Menganalisis pengaruh diameter *screw*, jumlah dan posisi *screw*, serta pemilihan material pada distribusi tegangan di dalam desain *screw*.
2. Memperoleh desain optimal *screw* untuk fiksasi internal patah tulang.

#### **1.5 Manfaat Penelitian**

Manfaat yang didapat dari penelitian ini adalah diperoleh desain optimal *screw* melalui diameter *screw*, jumlah dan posisi *screw*, serta jenis material penyusun yang kompatibel dengan kondisi tulang masyarakat Indoensia (ras Mongoloid) melalui pemodelan. Hasil ini kemudian dapat langsung diterapkan pada bidang industri untuk memproduksi *screw* yang memenuhi aspek biomekanik untuk dunia kedokteran di Indonesia. Diharapkan pada masa mendatang dapat terus dikembangkan penelitian ini, terutama terkait jenis *screw* dan jenis tulang, serta efek pemasangan implan terhadap tubuh manusia sehingga manfaatnya dapat dirasakan dalam skala yang lebih luas.

## **BAB II**

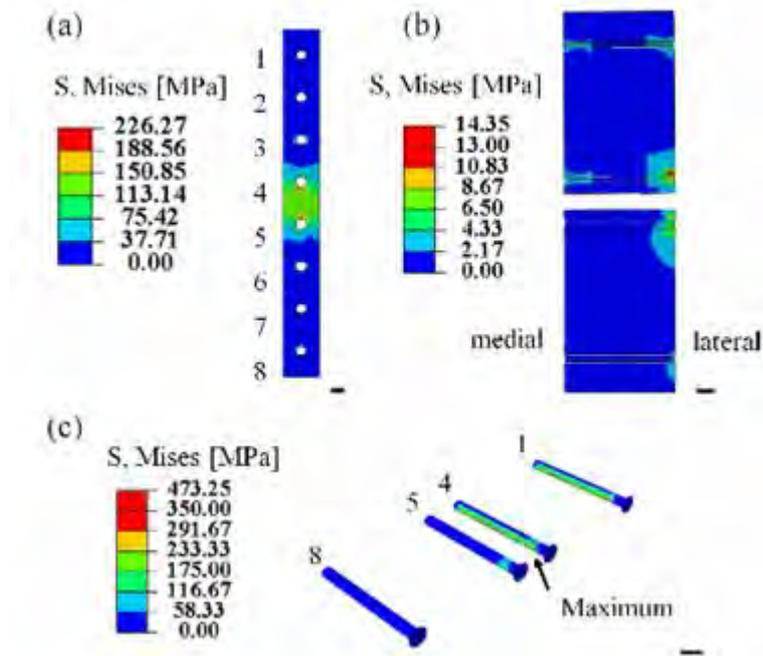
### **KAJIAN PUSTAKA DAN DASAR TEORI**

#### **2.1 Perkembangan Penelitian *Plate* dan *Screw* untuk Implan Ortopedi**

Fraktur atau patah tulang terjadi karena adanya pembebanan pada tulang yang melebihi kekuatan tulang. Tulang yang patah dapat dipulihkan kembali dengan syarat harus memposisikan ujung-ujung dari tulang yang patah tersebut agar saling berdekatan serta untuk menjaga agar mereka tidak bergeser dan saling menempel sebagaimana mestinya. Tulang dapat memulihkan dirinya sendiri seiring pertambahan waktu. Dahulu metode pemulihan tulang yang sering diaplikasikan di bidang kedokteran adalah pemasangan gips. Gips ini merupakan material kuat yang dibungkuskan pada organ tubuh luar tempat ditemukannya tulang yang patah agar posisinya tidak bergeser. Namun, pemasangan gips sangat membatasi aktivitas gerak pasien. Metode yang populer saat ini adalah fiksasi internal. Metode ini yaitu pembedahan untuk menempatkan dan melekatkan pelat (*plate*) logam yang diperkuat dengan sekrup (*screw*) pada sekitar tulang yang patah. Setelah tulang kembali pulih maka *plate* dan *screw* ini dapat diambil melalui pembedahan kembali.

Telah banyak penelitian dilakukan terkait *plate* dan *screw* ini. Di Amerika, salah satu penelitian telah dikembangkan oleh Nasr, et al. pada tahun 2013 terkait efek posisi *screw* untuk fiksasi internal pada tulang di wilayah paha (*femoral*). Penelitian ini bertujuan untuk memprediksi jumlah *screw* yang dibutuhkan dan posisinya untuk mempercepat proses penyembuhan fraktur namun masih bisa diterima dari segi biomekanik. Pemodelan dan analisis biomekanik dikerjakan menggunakan perangkat lunak Abaqus 6.11-1. *Plate* dan *screw* terbuat dari material SS316L. Penelitian ini menggunakan *plate* dengan jumlah lubang sebanyak 8 buah. Menurut Nasr, jumlah *screw* yang optimal yaitu sebanyak 4 buah, yaitu berada pada posisi 1, 4, 5, dan 8 (Gambar 2.1) di mana fraktur terletak di antara lubang 4 dan 5. Berdasarkan spektrum distribusi tegangan *von Mises*, besar tegangan maksimum pada *screw* adalah sebesar 473 MPa, sementara pada *plate* adalah sebesar 226 MPa yang berada pada daerah lubang. Tegangan pada

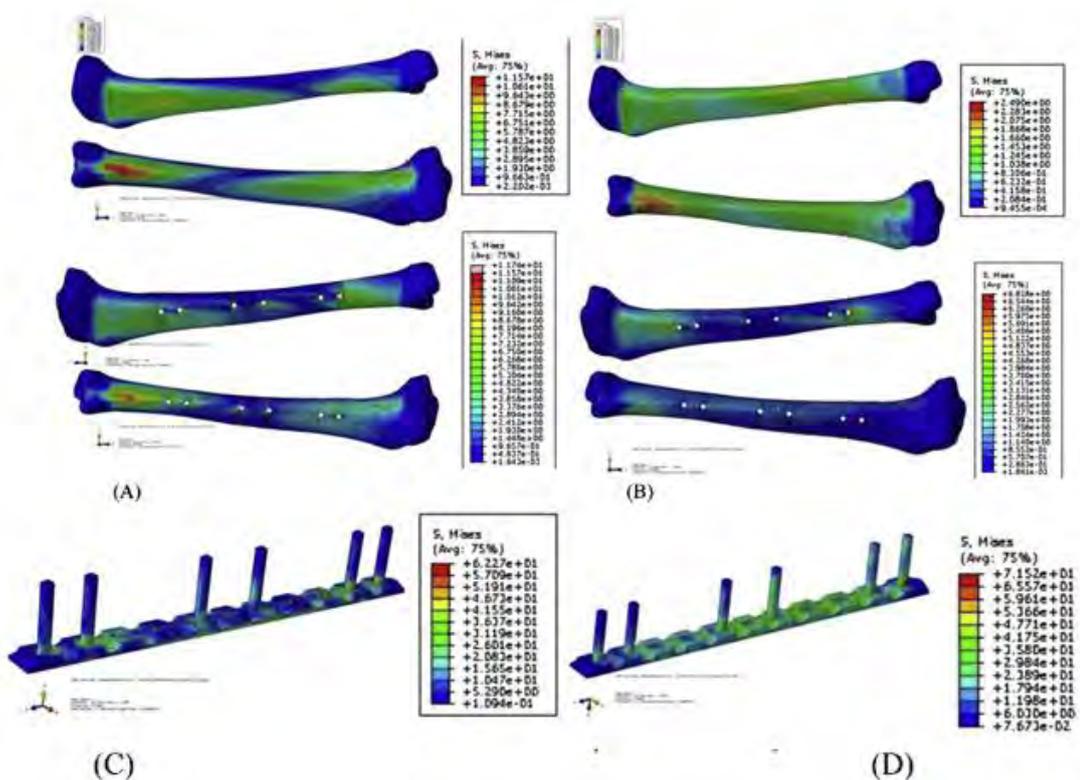
*screw* bernilai 30% lebih besar dibandingkan pada *plate*, karena *screw* berfungsi sebagai pengunci. Konsentrasi tegangan terjadi pada daerah sekitar fraktur terjadi, yaitu di sekitar lubang 4 dan 5. Hal ini dikarenakan pada daerah fraktur merupakan daerah yang menerima beban terbesar.



Gambar 2.1 Distribusi tegangan *von Mises* pada (a) *plate*, (b) *femur*, dan (c) *screw*

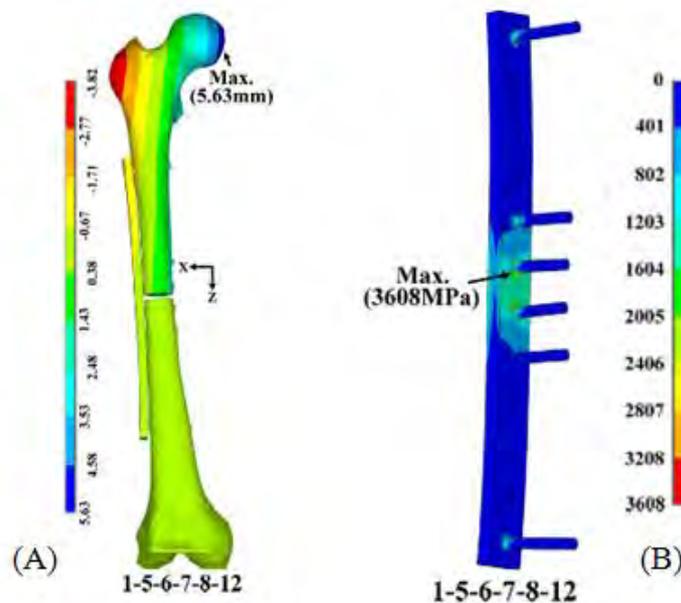
Untuk penelitian di Asia, telah dilakukan oleh Chen, et al. pada tahun 2013 terkait efek biomekanik dan kestabilan *screw* untuk fiksasi internal pada tulang di wilayah paha menggunakan bahan paduan Co-Cr-Mo. Selain itu, Sepehri et al. pada tahun 2013 juga melakukan penelitian terkait susunan persebaran *screw* dalam pelat terhadap efek biomekanik pada tulang kering (*tibia*). Sapehri menggunakan plate dengan lubang berjumlah 11 buah, di mana fraktur terletak pada lubang ke-6. Penyusunan *screw* optimal yang didapatkan dari penelitian ini adalah jika *screw* disisipkan pada lubang 1, 2, 5, 7, 10, dan 11. Pada posisi penyusunan tersebut memberikan respon minimum ketika pembebanan sebesar 500 N diterapkan. Hasil perhitungan tersebut juga direpresentasikan pada distribusi tegangan *von Mises*. Terbukti pada posisi penyusunan tersebut memberikan distribusi tegangan yang merata dan minimum ke seluruh bagian tulang, *screw*, dan *plate*. Diindikasikan melalui distribusi tegangan *von Mises* ini

dapat memberikan pemulihan optimal pada fraktur. Dari hasil spektrum pada seluruh bagian didominasi oleh warna biru, yang merupakan nilai *von Mises* kecil. Nilai yang kecil mengindikasikan pembebanan pada bagian tersebut rendah sehingga tidak merusak implan maupun tulang. Akibatnya penyembuhan fraktur dapat berlangsung lebih cepat, tanpa menimbulkan sakit atau nyeri tambahan. Setelah dilakukan fiksasi internal selama 16 minggu, kemudian dilihat kembali kondisi implan dan tulang. Terlihat bahwa tegangan *von Mises* yang awalnya biru berubah menjadi hijau. Nilai tegangan semakin meningkat seiring bertambahnya waktu. Hal ini diindikasikan telah terjadi perubahan struktur tulang yang kembali pulih dan utuh sehingga mempengaruhi besar tegangan pada implan dan tulang itu sendiri. Fraktur diindikasikan telah pulih dan implan siap dilepaskan dari tulang.



Gambar 2.2 Spektrum distribusi tegangan *von Mises*, pada tulang (A) sesaat setelah operasi, dan (B) setelah operasi selama 16 minggu, serta pada implan (C) sesaat setelah operasi, dan (D) setelah operasi selama 16 minggu.

Penelitian terkait fiksasi internal pada tulang paha juga dilakukan oleh Lee, et al. pada tahun 2012. Perbedaannya dengan Nasr, Lee menggunakan variasi 12 lubang pada *plate*. Pembebanan yang diberikan diatur sesuai arah sumbu x, y, dan z. Untuk gaya otot pada sumbu x sebesar 320 N, pada sumbu y sebesar 170 N, dan pada sumbu z sebesar 2850 N. Sementara untuk gaya di wilayah sambungan pinggul pada sumbu x sebesar -300 N, pada sumbu y sebesar 0 N, dan pada sumbu z sebesar -1200 N. *Plate* dan *screw* terbuat dari material SS316L. Untuk mengetahui distribusi persebaran screw yang terbaik, maka digunakan algoritma optimasi partikel berdasarkan teori yang dikembangkan oleh Kennedy dan Eberhart. Dari hasil pembebanan tersebut, didapatkan penyusunan screw yang optimal jika diletakkan pada lubang 1, 5, 6, 7, 8, dan 12 (Gambar 2.3). Analisis numerik dilakukan menggunakan perangkat lunak ANSYS. Hasilnya kemudian direpresentasikan pada distribusi tegangan *von Mises*. Pada susunan *screw* tersebut memberikan distribusi tegangan yang merata dan minimum ke seluruh bagian tulang, *screw*, dan *plate*. Berdasarkan hasil perhitungan numerik dapat diberikan nilai beban maksimum yang mampu diterima implan adalah sebesar 3608 MPa.



Gambar 2.3 (A) distribusi perpindahan maksimum dari model numerik tulang paha, serta (B) distribusi tegangan *von Mises* pada *plate* dan *screw* yang diletakkan pada tulang paha

Beberapa penelitian memberikan teknik penyusunan yang berbeda-beda. Namun pada intinya secara keseluruhan penelitian tersebut memberikan solusi yang sama terkait penyusunan posisi *screw*, yaitu diletakkan pada ujung *plate* dan pada daerah sekitar fraktur. *Screw* pada ujung *plate* berfungsi untuk mengunci dan mempererat *plate* pada tulang agar *plate* tidak bergeser. Sementara *screw* yang terletak di daerah fraktur berfungsi untuk mempertahankan posisi relatif fragmen tulang. Dengan memposisikan daerah fraktur pada tempatnya tanpa adanya pergeseran, maka pemulihan dapat berlangsung lebih cepat. Dari banyak metode penyusunan dan posisi *screw* maka diperlukan penelitian lebih lanjut terkait hal yang sama untuk memvalidasi hasil penelitian yang telah ada.

Penelitian yang ada biasanya menggunakan variabel tulang dari ras Kaukasoid (Eropa), dengan faktor tambahan berupa jenis kelamin dan umur pasien. Oleh karena itu pada penelitian ini digunakan pemodelan dan simulasi *screw* untuk tulang ras Mongoloid (Asia) pada wilayah tulang paha (*femur*) dengan menggunakan material *stainless steel*. Pemilihan material tersebut karena dianggap memiliki nilai biokompatibilitas yang cukup baik dan dapat ditemukan dengan mudah serta murah.

## **2.2 Teori Elastisitas Bahan**

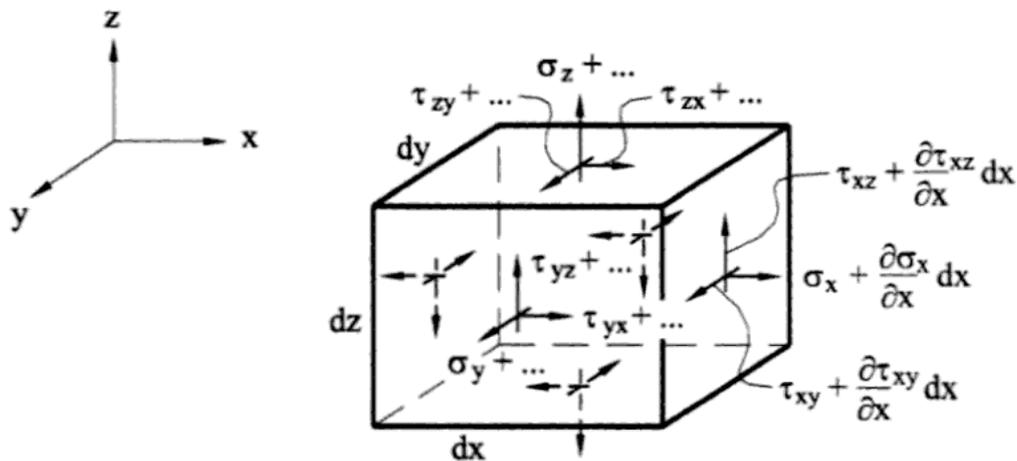
Sifat elastis atau elastisitas adalah kemampuan suatu benda untuk kembali ke bentuk awalnya segera setelah gaya luar yang diberikan kepada benda itu dihilangkan. Sebuah benda dapat dikatakan elastis sempurna jika gaya penyebab perubahan bentuk hilang maka benda akan kembali ke bentuk semula. Benda yang bersifat elastis sempurna yaitu mempunyai batas-batas deformasi yang disebut limit elastik sehingga jika melebihi dari limit elastik maka benda tidak akan kembali ke bentuk semula.

Benda yang tidak elastis adalah benda yang tidak kembali ke bentuk awalnya saat gaya dilepaskan. Perbedaan antara sifat elastis dan plastis adalah pada tingkatan dalam besar atau kecilnya deformasi yang terjadi. Deformasi pada benda akan menyebabkan perubahan bentuk tetapi tidak ada perubahan volume, dan benda yang mengalami kompresi akan terjadi perubahan volume tetapi tidak terjadi deformasi. Nilai keelastisitas ini disebut juga modulus elastisitas.

Teori elastisitas klasik menunjukkan hubungan antara deformasi, gaya, regangan, dan tegangan. Ketika benda padat diberikab gaya luar, maka benda tersebut mengalami deformasi dan menghasilkan regangan internal dan tegangan. Deformasi yang terjadi tergantung konfigurasi geometri benda, besar beban yang diberikan, dan sifat mekanik material dari benda itu sendiri. Teori elastisitas klasik mengasumsikan bahwa material adalah homogen dan isotropik, yaitu bahwa sifat mekanik materialnya adalah sama pada semua arah dan semua titik.

### 2.2.1 Tegangan

Setiap material adalah elastis pada keadaan alaminya. Karena itu jika gaya luar bekerja pada benda, maka benda tersebut akan mengalami deformasi. Ketika benda tersebut mengalami deformasi, molekulnya akan membentuk tahanan terhadap deformasi. Tahanan ini per satuan luas dikenal dengan istilah tegangan. Tegangan (*stress*) didefinisikan sebagai gaya yang diperlukan oleh benda untuk kembali ke bentuk semula. Gambar 2.4 menunjukkan benda elastis mengalami beban eksternal yang berada dalam kesetimbangan.



Gambar 2.4 Elemen kecil pada suatu benda elastis yang menerima pembebanan.

Jika kita menetapkan koordinat Cartesian dengan sumbu x, y, dan z pada suatu titik, maka akan lebih mudah untuk menetapkan di elemen kecil (dx, dy, dz) dengan permukaan sejajar dengan koordinat bidang. Tegangan yang diterapkan pada permukaan elemen ini mendeskripsikan intensitas kekuatan internal pada

suatu titik di permukaan tertentu. Tegangan tersebut terbagi menjadi komponen normal (tegangan normal) dan komponen tangensial (tegangan geser) ke permukaan tertentu. Akibatnya, tiga komponen tegangan, dilambangkan dengan  $\sigma_{xx}, \tau_{xy}, \tau_{xz}$ , dan lainnya akan bertindak pada setiap permukaan elemen.

Semua komponen tegangan ditunjukkan pada Gambar 2.4 di atas. Pada setiap satu permukaan dari tiga komponen tegangan tersebut merupakan vektor, disebut permukaan traksi. Komponen tegangan yang bekerja pada permukaan elemen membentuk tensor tegangan,  $T_s$ , yang dapat dituliskan :

$$T_s = \begin{pmatrix} \sigma_x & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{yx} & \sigma_y & \tau_{yz} \\ \tau_{zx} & \tau_{zy} & \sigma_z \end{pmatrix} \quad (2.1)$$

yang simetris terhadap diagonal utama karena hukum timbal balik dari tegangan geser, yaitu :

$$\begin{aligned} \tau_{xy} &= \tau_{yx} \\ \tau_{xz} &= \tau_{zx} \\ \tau_{yz} &= \tau_{zy} \end{aligned} \quad (2.2)$$

Dengan demikian, hanya enam komponen tegangan dari sembilan dalam tensor tegangan (Persamaan 2.1) yang independen. Tensor tegangan,  $T_s$ , benar-benar mencirikan keadaan tiga-dimensi tegangan pada suatu titik.

Untuk kondisi dua dimensi, maka  $\sigma_z = \tau_{xy} = \tau_{xz} = 0$  maka persamaan tensor tegangan menjadi :

$$T_s = \begin{pmatrix} \sigma_x & \tau_{xy} \\ \tau_{yx} & \sigma_y \end{pmatrix} \quad (2.3)$$

### 2.2.2 Regangan dan Deformasi

Asumsikan bahwa benda elastis terdeformasi akibat gaya eksternal dan pada setiap titik terjadi perpindahan elastis kecil. Misalnya, titik M memiliki koordinat  $x, y,$  dan  $z$  dalam keadaan awal tak terdeformasi. Setelah deformasi, titik ini pindah ke posisi  $M'$  dan koordinat menjadi berikut  $x'=x+u, y'=y+v,$  dan  $z'=z+w$ , di mana  $u, v,$  dan  $w$  adalah proyeksi dari vektor perpindahan titik M,

yaitu vektor  $MM'$ , pada koordinat sumbu  $x$ ,  $y$  dan  $z$ . Dalam kasus umum,  $u$ ,  $v$ , dan  $w$  merupakan suatu fungsi dari  $x$ ,  $y$ , dan  $z$ . Elongasi yang timbul akibat adanya deformasi didefinisikan sebagai :

$$\begin{aligned}\varepsilon_x &= \frac{\delta(dx)}{dx} \\ \varepsilon_y &= \frac{\delta(dy)}{dy} \\ \varepsilon_z &= \frac{\delta(dz)}{dz}\end{aligned}\tag{2.4}$$

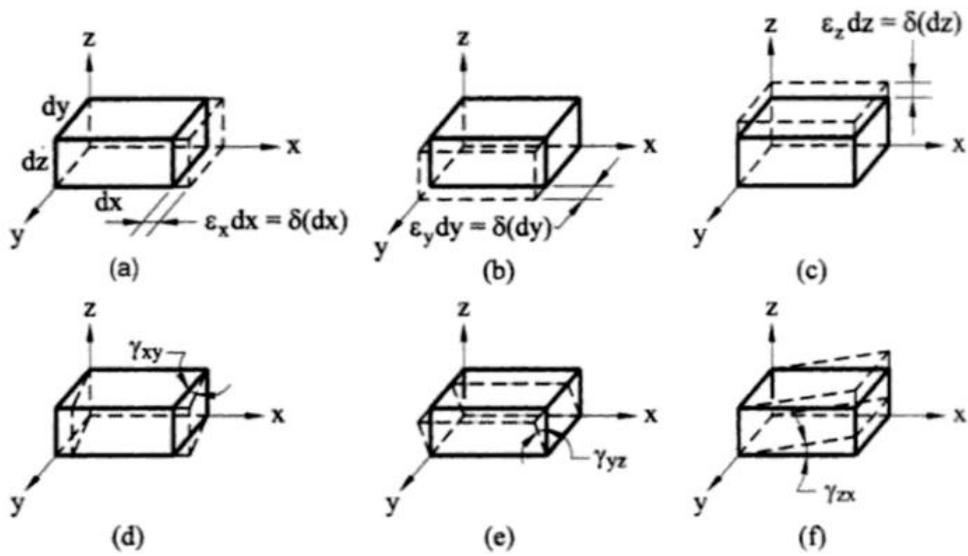
dan Persamaan 2.4 di atas disebut sebagai regangan normal atau linier. Dalam Persamaan 2.4, kenaikan  $\delta(dx)$  dapat ditampilkan dalam bentuk kedua Deret Taylor, yaitu  $\delta(dx) = (\partial u/\partial x) dx$ . Dengan demikian Persamaan 2.4 menjadi :

$$\begin{aligned}\varepsilon_x &= \frac{\partial u}{\partial x} \\ \varepsilon_y &= \frac{\partial v}{\partial y} \\ \varepsilon_z &= \frac{\partial w}{\partial z}\end{aligned}\tag{2.5}$$

Pada Gambar 2.5 menunjukkan berbagai macam bentuk deformasi. Diasumsikan deformasi yang terjadi sangat kecil pada suatu bagian benda. Gambar 2.5 a, b, dan c menunjukkan elongasi atau kontraksi yang terjadi pada permukaan tepi secara linier. Sementara untuk Gambar 2.5 d, e, dan f menunjukkan bentuk deformasi lainnya yang dikenal sebagai regangan geser karena distorsi yang terjadi membentuk sudut di tepi permukaan. Ragangan geser tersebut didefinisikan sebagai  $\gamma_{xy}$ ,  $\gamma_{xz}$ , dan  $\gamma_{yz}$ . Sebagai contoh regangan geser pada bidang  $xy$ . Deformasi terjadi membentuk sudut  $\gamma' + \gamma''$ , sehingga besar regangan geser dapat dituliskan sebagai :

$$\gamma_{xy} = \gamma' + \gamma''\tag{2.6}$$

atau jika dituliskan dalam bentuk deformasi bidang,  $u$  dan  $v$ , maka Persamaan 2.6 menjadi :



Gambar 2.5 Berbagai macam bentuk deformasi pada benda elastis.

$$\gamma_{xy} = \frac{\frac{\partial v}{\partial x} dx}{dx + \frac{\partial u}{\partial x} dx} + \frac{\frac{\partial u}{\partial y} dx}{dx + \frac{\partial v}{\partial y} dx} = \frac{\frac{\partial v}{\partial x}}{1 + \frac{\partial u}{\partial x}} + \frac{\frac{\partial u}{\partial y}}{1 + \frac{\partial v}{\partial y}} \quad (2.7)$$

Karena deformasi sangat kecil, maka komponen  $\partial u/\partial x$  dan  $\partial v/\partial y$  dapat diabaikan. Sehingga Persamaan 2.7 dapat dituliskan kembali menjadi :

$$\begin{aligned} \gamma_{xy} &= \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial u}{\partial x} \\ \gamma_{xz} &= \frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial x} \\ \gamma_{yz} &= \frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y} \end{aligned} \quad (2.8)$$

Sama seperti persamaan tensor tegangan pada Persamaan 2.1, maka tensor regangan dapat dituliskan sebagai :

$$T_D = \begin{pmatrix} \epsilon_x & \frac{1}{2}\gamma_{xy} & \frac{1}{2}\gamma_{xz} \\ \frac{1}{2}\gamma_{yx} & \epsilon_y & \frac{1}{2}\gamma_{yz} \\ \frac{1}{2}\gamma_{zx} & \frac{1}{2}\gamma_{zy} & \epsilon_z \end{pmatrix} \quad (2.9)$$

Tensor regangan juga terlihat simetris karena :

$$\begin{aligned} \gamma_{xy} &= \gamma_{yx} \\ \gamma_{xz} &= \gamma_{zx} \\ \gamma_{yz} &= \gamma_{zy} \end{aligned} \tag{2.10}$$

### 2.2.3 Persamaan Pokok (Konstitutif)

Pada persamaan pokok ini menunjukkan hubungan antara komponen tegangan dan regangan. Untuk rentang elastisitas linier, persamaan ini mewakili Hukum Hooke secara umum. Untuk kasus benda isotropik tiga dimensi, persamaan pokoknya adalah :

$$\begin{aligned} \varepsilon_x &= \frac{1}{E} [\sigma_x - \nu(\sigma_y + \sigma_z)] \\ \varepsilon_y &= \frac{1}{E} [\sigma_y - \nu(\sigma_x + \sigma_z)] \\ \varepsilon_z &= \frac{1}{E} [\sigma_z - \nu(\sigma_y + \sigma_x)] \end{aligned} \tag{2.11}$$

$$\begin{aligned} \gamma_{xy} &= \frac{1}{G} \tau_{xy} \\ \gamma_{xz} &= \frac{1}{G} \tau_{xz} \\ \gamma_{yz} &= \frac{1}{G} \tau_{yz} \end{aligned} \tag{2.12}$$

di mana E,  $\nu$ , dan G masing-masing adalah modulus elastisitas, rasio Poisson, dan modulus geser. Hubungan antara E dan G adalah :

$$G = \frac{E}{2(1 + \nu)} \tag{2.13}$$

### 2.2.4 Persamaan Kesetimbangan

Komponen tegangan yang telah dibahas sebelumnya harus memenuhi persamaan diferensial kesetimbangan sebagai berikut :

$$\begin{aligned}
\frac{\partial \sigma_x}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{xz}}{\partial z} + F_x &= 0 \\
\frac{\partial \sigma_y}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{yx}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial z} + F_y &= 0 \\
\frac{\partial \sigma_z}{\partial z} + \frac{\partial \tau_{zx}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{zy}}{\partial y} + F_z &= 0
\end{aligned} \tag{2.14}$$

di mana  $F_x$ ,  $F_y$ , dan  $F_z$  adalah gaya yang bekerja pada benda (misalnya gaya gravitasi). Untuk menyelesaikan persamaan tersebut, maka persamaan timbal balik regangan geser pada Persamaan 2.10 diperlukan.

### 2.2.5 Persamaan Harmonis (Kompatibilitas)

Persamaan penyesuai adalah persamaan yang diperlukan untuk menyelesaikan Persamaan 2.14. Persamaan 2.5 dan 2.10 menunjukkan enam komponen regangan untuk tiga komponen perpindahan. Dengan mengeliminasi komponen perpindahan melalui diferensiasi, maka didapatkan persamaan penyesuai sebagai berikut :

$$\begin{aligned}
\frac{\partial^2 \varepsilon_x}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 \varepsilon_y}{\partial x^2} &= \frac{\partial^2 \gamma_{xy}}{\partial x \partial y} \\
\frac{\partial^2 \varepsilon_y}{\partial z^2} + \frac{\partial^2 \varepsilon_z}{\partial y^2} &= \frac{\partial^2 \gamma_{yz}}{\partial y \partial z} \\
\frac{\partial^2 \varepsilon_z}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 \varepsilon_x}{\partial z^2} &= \frac{\partial^2 \gamma_{xz}}{\partial x \partial z}
\end{aligned} \tag{2.15}$$

$$\begin{aligned}
\frac{\partial}{\partial z} \left[ \frac{\partial \gamma_{yz}}{\partial x} + \frac{\partial \gamma_{xz}}{\partial y} - \frac{\partial \gamma_{xy}}{\partial z} \right] &= 2 \frac{\partial^2 \varepsilon_z}{\partial x \partial y} \\
\frac{\partial}{\partial x} \left[ \frac{\partial \gamma_{xz}}{\partial y} + \frac{\partial \gamma_{xy}}{\partial z} - \frac{\partial \gamma_{yz}}{\partial x} \right] &= 2 \frac{\partial^2 \varepsilon_x}{\partial y \partial z} \\
\frac{\partial}{\partial y} \left[ \frac{\partial \gamma_{xy}}{\partial z} + \frac{\partial \gamma_{yz}}{\partial x} - \frac{\partial \gamma_{xz}}{\partial y} \right] &= 2 \frac{\partial^2 \varepsilon_y}{\partial x \partial z}
\end{aligned} \tag{2.16}$$

untuk keadaan dua dimensi di mana  $\sigma_z = 0$  dan  $\tau_{xz} = \tau_{xy} = 0$ , keadaan setimbang pada Persamaan 2.14 menjadi :

$$\begin{aligned} \frac{\partial \sigma_x}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial y} + F_x &= 0 \\ \frac{\partial \sigma_y}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{yx}}{\partial x} + F_y &= 0 \end{aligned} \quad (2.17)$$

dan persamaan harmonisnya adalah :

$$\frac{\partial^2 \varepsilon_x}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 \varepsilon_y}{\partial x^2} = \frac{\partial^2 \gamma_{xy}}{\partial x \partial y} \quad ; \quad \gamma_{xz} = \gamma_{yz} = \varepsilon_z = 0 \quad (2.18)$$

Kita dapat menuliskan kembali Persamaan 2.18 dalam bentuk komponen tegangan menjadi :

$$\left( \frac{\partial^2}{\partial x^2} + \frac{\partial^2}{\partial y^2} \right) (\sigma_x + \sigma_y) = 0 \quad (2.19)$$

Persamaan tersebut disebut sebagai Persamaan Levy. Dengan menggunakan fungsi tegangan Airy  $\phi(x,y)$  yaitu :

$$\sigma_x = \frac{\partial^2 \phi}{\partial y^2} \quad ; \quad \sigma_y = \frac{\partial^2 \phi}{\partial x^2} \quad ; \quad \tau_{xy} = -\frac{\partial^2 \phi}{\partial x \partial y} \quad (2.20)$$

maka Persamaan 2.19 menjadi :

$$\nabla^2 \nabla^2 \phi = 0 \quad (2.21)$$

di mana  $\nabla^2 \equiv \frac{\partial^2}{\partial x^2} + \frac{\partial^2}{\partial y^2}$  (2.22)

(Ventsel dan Krauthammer, 2001)

Penyelesaian eksak dari persamaan-persamaan di atas mungkin dilakukan secara analitis. Namun demikian metode analitis sangat terbatas untuk geometri yang sederhana. Dalam banyak kasus, geometri yang dianalisis sering kali kompleks (rumit) sehingga diperlukan metode numerik untuk penyelesaiannya seperti yang dilakukan dalam tesis ini.

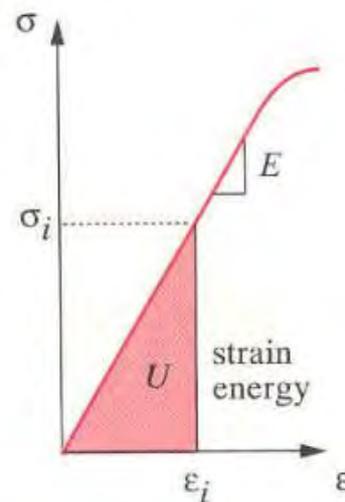
### 2.3. Teori Kegagalan von Mises

Teori kegagalan ini diperkenalkan oleh Huber (1904) dan kemudian disempurnakan melalui kontribusi Von Mises dan Hencky. Teori ini menyatakan bahwa “Kegagalan diprediksi terjadi pada keadaan tegangan multiaksial bilamana energi distorsi per unit volume sama atau lebih besar dari energi distorsi per unit volume pada saat terjadinya kegagalan dalam pengujian tegangan uniaksial sederhana terhadap spesimen dari material yang sama”.

Energi regangan akibat distorsi (berkaitan dengan perubahan bentuk) per unit volume,  $U_d$ , adalah energi regangan total per unit volume,  $U$ , dikurangi energi regangan akibat beban hidrostatis (berkaitan dengan perubahan volume) per unit volume,  $U_h$ , atau dapat dituliskan :

$$U_d = U - U_h \quad (2.23)$$

Energi regangan total per unit volume,  $U$ , adalah luas dibawah kurva tegangan-regangan (Gambar 2.6) dan dirumuskan sebagai :



Gambar 2.6 Energi regangan yang tersimpan pada elemen terdefleksi.

$$U = \frac{1}{2} (\sigma_1 \epsilon_1 + \sigma_2 \epsilon_2 + \sigma_3 \epsilon_3)$$

$$U = \frac{1}{2E} [\sigma_1^2 + \sigma_2^2 + \sigma_3^2 - 2\nu (\sigma_1 \sigma_2 + \sigma_2 \sigma_3 + \sigma_1 \sigma_3)] \quad (2.24)$$

di mana :

$$\varepsilon_1 = \frac{1}{E}(\sigma_1 - \nu\sigma_2 - \nu\sigma_3)$$

$$\varepsilon_2 = \frac{1}{E}(\sigma_2 - \nu\sigma_1 - \nu\sigma_3)$$

$$\varepsilon_3 = \frac{1}{E}(\sigma_3 - \nu\sigma_1 - \nu\sigma_2)$$

Tegangan utama terdiri atas tegangan hidrostatis ( $\sigma_h$ ) dan distorsi ( $\sigma_{id}$ ) :

$$\sigma_i = \sigma_h - \sigma_{id}$$

sehingga :

$$\sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3 = 3\sigma_h + (\sigma_{1d} + \sigma_{2d} + \sigma_{3d})$$

$$3\sigma_h = \sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3 - (\sigma_{1d} + \sigma_{2d} + \sigma_{3d})$$

komponen hidrostatis tegangan,  $\sigma_h$ , terjadi hanya akibat perubahan volumetrik

( $\sigma_{id} = 0$ ), sehingga :

$$\sigma_h = \frac{\sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3}{3}$$

Energi regangan hidrostatis,  $U_h$ , didapatkan dengan mensubstitusi  $\sigma_h$  pada persamaan 2.24 :

$$U_h = \frac{1}{2E}[\sigma_1^2 + \sigma_2^2 + \sigma_3^2 - 2\nu(\sigma_1\sigma_2 + \sigma_2\sigma_3 + \sigma_1\sigma_3)]$$

$$U_h = \frac{3(1-2\nu)}{2E}\sigma_h^2$$

$$U_h = \frac{3(1-2\nu)}{2E}\left(\frac{\sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3}{3}\right)^2$$

$$U_h = \frac{1-2\nu}{6E}[\sigma_1^2 + \sigma_2^2 + \sigma_3^2 - 2\nu(\sigma_1\sigma_2 + \sigma_2\sigma_3 + \sigma_1\sigma_3)] \quad (2.25)$$

Dengan mensubstitusikan persamaan 2.24 dan 2.25 ke dalam persamaan 2.23 maka menjadi :

$$U_d = \left\{ \frac{1}{2E}[\sigma_1^2 + \sigma_2^2 + \sigma_3^2 - 2\nu(\sigma_1\sigma_2 + \sigma_2\sigma_3 + \sigma_1\sigma_3)] \right\} \\ - \left\{ \frac{1-2\nu}{6E}[\sigma_1^2 + \sigma_2^2 + \sigma_3^2 - 2\nu(\sigma_1\sigma_2 + \sigma_2\sigma_3 + \sigma_1\sigma_3)] \right\}$$

$$U_d = \frac{1 + \nu}{3E} (\sigma_1^2 + \sigma_2^2 + \sigma_3^2 - \sigma_1\sigma_2 - \sigma_2\sigma_3 - \sigma_1\sigma_3) \quad (2.26)$$

Pendekatan kriteria kegagalan dilakukan dengan membandingkan energi distorsi per unit volume pada persamaan 2.8 dengan energi distorsi saat terjadi kegagalan pada uji tarik.

$$\begin{aligned} \frac{1 + \nu}{3E} S_y^2 &= U_d = \frac{1 + \nu}{3E} (\sigma_1^2 + \sigma_2^2 + \sigma_3^2 - \sigma_1\sigma_2 - \sigma_2\sigma_3 - \sigma_1\sigma_3) \\ S_y^2 &= \sigma_1^2 + \sigma_2^2 + \sigma_3^2 - \sigma_1\sigma_2 - \sigma_2\sigma_3 - \sigma_1\sigma_3 \\ S_y &= \sqrt{\sigma_1^2 + \sigma_2^2 + \sigma_3^2 - \sigma_1\sigma_2 - \sigma_2\sigma_3 - \sigma_1\sigma_3} \end{aligned} \quad (2.27)$$

untuk keadaan tegangan 2 dimensi,  $\sigma_3 = 0$ , maka :

$$S_y = \sqrt{\sigma_1^2 - \sigma_1\sigma_2 + \sigma_2^2} \quad (2.28)$$

Pada umumnya material menunjukkan fenomena tegangan multiaksial, sehingga kriteria mulur digunakan untuk menghubungkan tegangan multiaksial dengan tegangan uniaksial. Teori kegagalan *von Mises* memprediksi bahwa pemuluran akan terjadi jika tegangan ekuivalen melebihi tegangan mulur uniaksial. Persamaan 2.27 dikenal persamaan tegangan *von Mises* dan dapat ditulis kembali dalam bentuk :

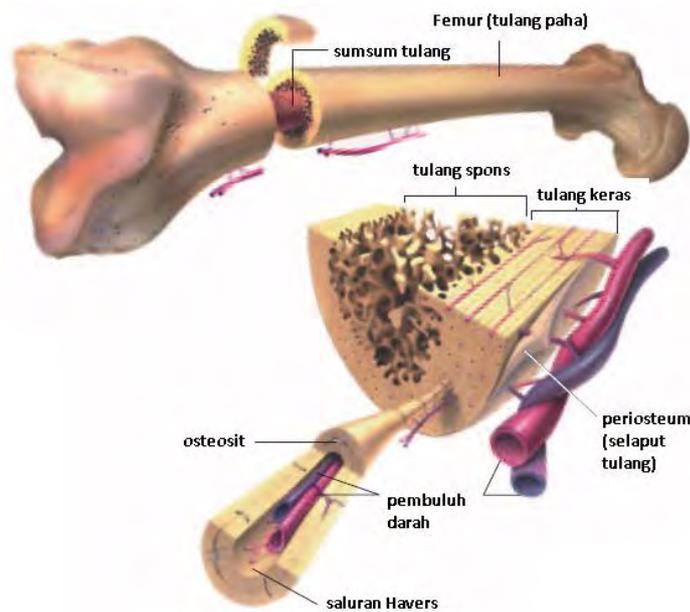
$$S_y = \sqrt{\frac{1}{2} [(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2]} \quad (2.29)$$

## 2.4 Tulang

### 2.4.1 Tulang Paha (*Femur*)

Tulang tidak sepenuhnya merupakan bagian yang *solid* atau padat. Tulang terdiri dari *kortikal* (tulang luar atau tulang kompak), *kanselus* (tulang bagian dalam atau tulang spons), sumsum tulang, *haversian kanal*, *osteocyte*, pembuluh darah dan *periosteum*. Struktur dan sifat dari tulang sangat kompleks. Oleh karena itu pemahaman mengenai sifat tulang adalah penting untuk dipelajari untuk mendapatkan pemodelan yang tepat dan mendekati keadaan sebenarnya.

*Femur* atau tulang paha adalah tulang terpanjang dari tubuh. Tulang itu bersendi dengan asetabulum dalam formasi persendian panggul dan dari sini menjulur medial ke lutut dan membuat sendi dengan tibia. Tulangnya berupa tulang pipa dan mempunyai sebuah batang dan dua ujung yaitu ujung atas, batang *femur* dan ujung bawah (Pearce, 1990). Gambar 2.7 menunjukkan struktur dari tulang paha atau *femur*.



Gambar 2.7 Struktur tulang paha

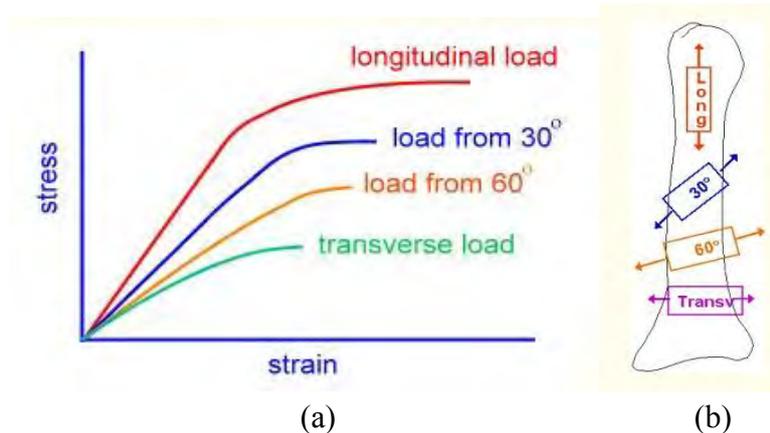
#### 2.4.2 Biomekanik Tulang Paha

Dalam kasus tulang, kekakuan ditentukan oleh proporsi relatif dari kristal hidroksiapatit dan benang-benang kolagen yang membentuk komposit (Martin dan Burr, 1989). Material yang memiliki sifat mekanik yang berbeda dalam arah yang berbeda, misalnya tulang, disebut anisotropik (Gambar 2.8). Modulus elastisitas dari tulang kortikal orang dewasa adalah 18 GPa dalam arah longitudinal, 12 GPa dalam arah transversal, dan 3,3 GPa dalam arah geser (Reilly dan Burstein, 1975). Derajat mineralisasi (misalnya, tulang dewasa) atau porositas (misalnya, tulang tua) akan mempengaruhi kekakuan tulang sehingga dapat menurunkan modulus elastisitasnya.

Tegangan ultimat terjadi ketika pembebanan berlanjut di daerah plastis, hingga pada akhirnya material akan mencapai titik kegagalan utama (*ultimate*

*failure point*), di mana spesimen patah/putus. Titik di mana tulang patah dapat dilihat sebagai salah regangan ultimat atau tegangan ultimate (140 MPa untuk tekanan, 200 MPa untuk arikan, dan 65 MPa untuk geser) (Carter, et al., 1981). Karena perbedaan ini, maka harus jelas mengenai penyebab patah tulang pada tulang normal adalah karena kegagalan tarik atau geser.

Tegangan luluh yaitu ketika peningkatan regangan tidak lagi berbanding lurus dengan tegangan, di mana wilayah elastis deformasi berakhir. Pada saat yang sama bahan kehilangan kemampuannya untuk kembali ke bentuk mula-mula. Spesimen telah bertransformasi ke daerah plastis di mana kerusakan permanen sudah mulai terjadi. Dalam hal tulang, kegagalan terjadi karena adanya *microcracks ultrastructural* dalam hidroksiapatit dan gangguan dari benang-benang kolagen. Untuk tulang kortikal, hasil tegangan luluh adalah sekitar 130 MPa (Mow dan Hayes, 1991).



Gambar 2.8 (a) Kurva tegangan-regangan tulang dalam arah anisotropik, dan (b) model tulang yang diuji dalam arah anisotropik (Nordin dan Frankel, 2001).

Tulang, sebagai organ, memiliki persyaratan untuk dapat kaku dan tangguh. Kedua aspek tersebut harus dicapai oleh keseimbangan antara ketahanan terhadap *crack propagation* (penjalaran retak) berdasarkan kolagen dan ketahanan terhadap deformasi yang diberikan oleh mineral dalam tulang. Perubahan yang relatif kecil dalam kandungan mineral jaringan tulang dapat memiliki efek yang signifikan pada sifat-sifatnya (Currey, 1979). Sifat areal tulang merupakan massa keseluruhan dan pola struktur tulang. Sifat ini juga penting untuk keberhasilan akhir dari kerangka tubuh. Pada dasarnya, ukuran, kepadatan, dan bentuk tulang

menjelaskan sifat areal. Hal lain yang mempengaruhi sifat ini termasuk kelengkungan tulang panjang, geometri luas penampang, atau organisasi trabekular. Beban menciptakan regangan dan tegangan yang kompleks dalam tulang. Beban aksial yang diterapkan akan menyebabkan regangan tarik di sisi cembung, dan regangan tekan pada sisi cekung tulang.

## 2.5 Biomaterial untuk Aplikasi Ortopedi

Biomaterial telah didefinisikan sebagai bahan yang digunakan dalam perangkat medis dan dimaksudkan untuk berinteraksi dengan sistem biologis tubuh makhluk hidup (Ratner, et al., 1996). Dalam pengembangan implan medis, banyak pertimbangan, antara lain sifat mekanik (kekuatan, daya tahan, dan sebagainya), fungsi (interaksi antara implan dan tubuh), serta hubungan antara implan terhadap desain spesifik. Hal pertama dan yang terpenting adalah biomaterial tersebut harus cocok dengan tubuh manusia. Biomaterial ini harus tidak memperlihatkan respon yang merugikan dari tubuh, atau sebaliknya, harus tidak beracun dan *non-carcinogenic*. Selain itu, biomaterial harus memiliki sifat fisik dan mekanik yang memadai untuk berfungsi sebagai pengganti atau pengganti dari jaringan tubuh.

Banyak jenis biomaterial yang digunakan, termasuk logam, *alloy*, keramik, polimer, komposit, dan *glass*. Aplikasinya banyak ditemukan dalam *plate* dan *screw* untuk fiksasi patah tulang, katup jantung, prostesis sendi, implan gigi, dan lainnya. Penggunaan pelat (*plate*), sekrup (*screw*), dan kabel (*wire*) pertama didokumentasikan dalam pada tahun 1880-an dan 1890-an. Material yang ideal atau kombinasi material tersebut harus menunjukkan sifat-sifat seperti berikut :

- a. Komposisi kimia yang cocok untuk menghindari reaksi merugikan yang terjadi pada jaringan tubuh.
- b. Ketahanan yang baik terhadap degradasi (contoh : ketahanan korosi untuk logam atau ketahanan dari degradasi biologis pada polimer).
- c. Ketahanan yang baik untuk mempertahankan siklus daya tahan pembebanan dengan tulang sendi.
- d. Modulus yang rendah untuk meminimalisasi *bone resorption*.

Kebanyakan biomaterial sintetik yang digunakan untuk implantasi adalah material umum yang sudah lazim digunakan oleh para insiyur dan ahli material. Beberapa biomaterial sintetik beserta aplikasinya ditunjukkan dalam Tabel 2.1 di bawah.

Tabel 2.1 Material yang digunakan untuk aplikasi ortopedi (Cahyanto, 2009).

No.	Biomaterial Sintetik	Aplikasi
1.	Logam dan paduannya <ul style="list-style-type: none"> <li>• SS 316 L</li> <li>• CP-Ti, Ti-Al-V, Ti-AlNb, Ti-13Nb-13Zr, TiMo-Zr-Fe</li> <li>• Co-Cr-Mo, Cr-Ni-CrMo</li> <li>• Ni-Ti</li> </ul>	Fiksasi retak ( <i>fracture fixation</i> ), <i>stents</i> , instrumen bedah Pengganti tulang dan sendi, fiksasi retak, implantasi dental, <i>pacemaker encapsulation</i> . Pengganti tulang dan sendi, implantasi dental, perbaikan protesa dental, pompa jantung. Pelat tulang, <i>stents</i> , kawat orthodonti.
2.	Polimer <ul style="list-style-type: none"> <li>• Polietilen</li> <li>• Polipropilen, Poliamida</li> <li>• PET</li> <li>• PVC</li> <li>• PMMA</li> </ul>	Pengganti tulang sendi Benang jahit Benang jahit, pembuluh darah buatan <i>Tubing</i> Pengganti tulang sendi ( <i>bone cements</i> )
3.	Keramik dan <i>Glass</i> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Alumina, Zirconia</li> <li>• <i>Calcium phosphates</i></li> <li>• <i>Bioactive glasses</i></li> </ul>	Pengganti tulang sendi Perbaikan dan penambah tulang, pelapisan permukaan pada logam Pengganti tulang
4.	Komposit <ul style="list-style-type: none"> <li>• <i>BIS-GMA-quartz/silica filler</i></li> <li>• <i>PMMA-glass fillers</i></li> </ul>	Restorasi <i>dental composite</i> <i>Dental cements</i>

Logam memiliki cakupan yang luas dalam aplikasinya. Modulus elastis dan titik luluh digabungkan dengan keuletan metal membuat material jenis ini cocok untuk menopang beban tanpa mengakibatkan deformasi. Logam yang biasa digunakan adalah paduan titanium, *stainless steel* dan paduan Co-Cr. Keuntungan dan kerugian dari ketiga logam tersebut ditambahkan dalam Tabel 2.2 berikut.

Tabel 2.2 Perbandingan beberapa material implan protesis (Cahyanto, 2009).

No.	Implan	Keuntungan	Kerugian
1.	<i>Modular</i> Ti <sub>6</sub> Al <sub>4</sub> V / CoCrMo ( <i>porous</i> )	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Lebih mudah untuk mencocokkan dengan pasien.</li> <li>• Memiliki modulus yang rendah.</li> <li>• Penggunaan lapisan dapat dihindarkan.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Korosi celah pada bagian sambungan.</li> <li>• Co, Cr, Mo merupakan unsur beracun dirancang berdasar kebutuhan operasi.</li> <li>• Butuh waktu 2 minggu tanpa pembebanan agar terjadi pertumbuhan tulang.</li> </ul>
2.	CoCrMo ( <i>smooth</i> )	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Ketahanan penggunaan tinggi.</li> <li>• Toleransi pembedahan yang tinggi.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Bisa menyebabkan reaksi jaringan.</li> <li>• Co, Cr, Mo merupakan unsur beracun memiliki modulus yang tinggi.</li> </ul>
3.	CoCrMo ( <i>porous</i> )	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Ketahanan penggunaan yang tinggi.</li> <li>• Tidak diperlukan lapisan untuk membuatnya menyatu dengan femur.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Co, Cr, Mo merupakan unsur beracun.</li> <li>• Modulus yang tinggi.</li> <li>• Butuh waktu 2 minggu tanpa pembebanan agar terjadi pertumbuhan tulang.</li> </ul>
4.	Ti <sub>6</sub> Al <sub>4</sub> V ( <i>smooth</i> )	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Toleransi pembedahan yang lebih besar.</li> <li>• <i>Toxicity</i> sangat rendah.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Ketahanan penggunaan yang rendah</li> <li>• kemungkinan adanya reaksi jaringan.</li> </ul>
5.	Ti <sub>6</sub> Al <sub>4</sub> V ( <i>porous</i> )	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Tidak diperlukan lapisan untuk membuatnya menyatu dengan femur</li> <li>• Modulus yang rendah</li> <li>• <i>Toxicity</i> sangat rendah</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Ketahanan penggunaan yang rendah</li> <li>• Butuh waktu 2 minggu tanpa pembebanan agar terjadi pertumbuhan tulang</li> </ul>
6.	SS 316 L ( <i>smooth</i> )	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Harga murah dan mudah untuk diproduksi</li> <li>• Toleransi pembedahan besar</li> <li>• Banyak penelitian mendalam tentang spesimen ini</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Mudah mengalami retak lelah</li> <li>• Modulus sangat tinggi</li> <li>• Memungkinkan adanya reaksi jaringan</li> </ul>

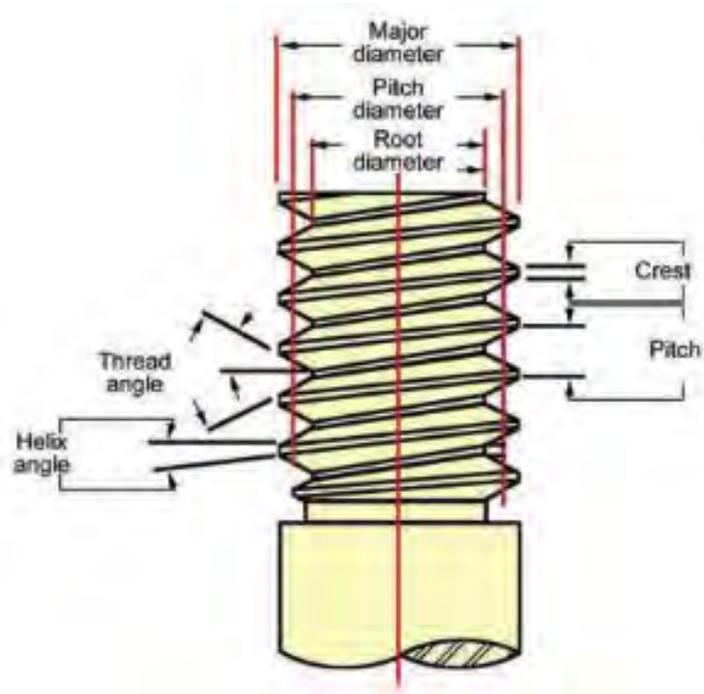
Beberapa resiko yang terjadi ketika menggunakan implan logam di dalam tubuh antara lain terkait aspek korosi, kegagalan implan akibat kelelahan, kemuluran (*creep*) logam, tegangan logam, dan lainnya. Beberapa jenis korosi akan dialami implan logam ketika dipasang ke dalam tubuh manusia antara lain korosi galvanik (arus elektrokimia ketika dua logam berbeda mengalami kontak), korosi celah (adanya variasi tarikan), dan korosi tegangan (gradien tegangan tinggi). Kegagalan implan logam akibat kelelahan terjadi karena pembebanan berulang di bawah kekuatan ultimatnya. Batas ketahanan adalah besarnya tegangan yang diberikan terhadap material di mana material tersebut tidak akan gagal bahkan setelah beberapa juta siklus pembebanan. Sebagai contoh, batas ketahanan untuk SS316L yang mengalami *cold-forged* adalah sebesar 900 Mpa dan untuk Ti<sub>6</sub>Al<sub>4</sub>V adalah 520 Mpa.

## **2.6 Sekrup Tulang (Screw)**

### **2.6.1 Anatomi Screw**

Sekrup tulang (*screw*) merupakan komponen dasar pada fiksasi internal modern. *Screw* dapat digunakan secara terpisah atau dalam kombinasi dengan jenis implan tertentu. Desain umum sekrup (Gambar 2.9) 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*. Poros (*shaft*) terletak di antara kepala (*head*) dan bagian ulir. Ulir terbagi atas diameter mayor atau diameter *screw* dan diameter minor atau diameter *root*. Diameter *root* menentukan ketahanan *screw* terhadap kegagalan akibat kekuatan tarik.

Selain itu ulir juga terdiri atas *thread pitch*. *Thread pitch* merupakan jarak antara *thread* yang berdekatan yang menunjukkan kedalaman *pitch*. Sementara *thread pitch* dapat mempengaruhi kekuatan ikatan antara tulang dengan *screw*. *Thread pitch* yang besar dapat meningkatkan area tulang yang berikatan dengan *pitch*, namun mengurangi jumlah *pitch* per unit jarak. Sebagai catatan bahwa untuk ukuran diameter *screw* tidak boleh melebihi 40% dari ukuran diameter tulang (Koinstinen, 2012).



Gambar 2.9 Anatomi *screw* (Koinstinen, 2012).

### 2.6.2 Jenis-jenis *Screw*

Ada berbagai jenis *screw* yang dapat dikelompokkan berdasarkan kepadatan tulang, fungsinya, cara pemasangannya, dan kemampuan mengunci.

#### a. Berdasarkan kepadatan tulang

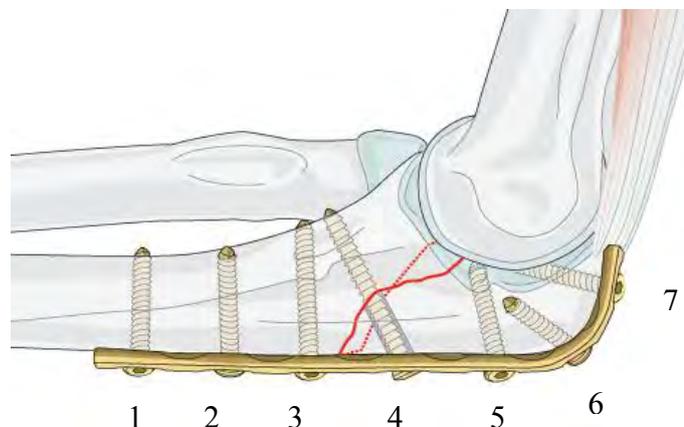
Berdasarkan hal tersebut *screw* dapat dikelompokkan ke dalam dua jenis, yaitu *cortical screw* dan *cancellous screw* (Gambar 2.10). *Cortical screw* dirancang untuk digunakan dalam tulang keras kortikal dan sepenuhnya berulir sepanjang poros. Sebuah *cortical screw* memiliki rasio inti terhadap thread yang lebih besar dari *cancellous screw*. *Cortical screw* memiliki diameter *root* yang relatif luas, *thread pitch* yang kecil dan lebih pendek dibandingkan dengan *cancellous screw*. Sedangkan *cancellous screw* memiliki *thread pitch* yang lebih lebar dan ulir yang mendalam untuk meningkatkan daya tahan *screw* pada tulang trabekular atau tulang *cancellous* (berongga) dari bagian epifisis. Epifisis adalah ujung bulat dari tulang panjang di sendi (Glide, -).



Gambar 2.10 (a) *Cortical screw*, dan (b) *cancellous screw* (Glyde).

b. Berdasarkan fungsinya.

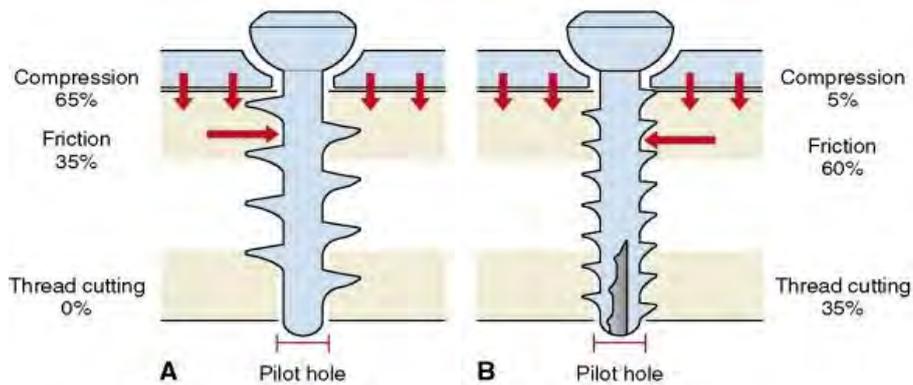
*Screw* dapat dikelompokkan ke dalam tiga jenis, yaitu *plate screw*, *lag screw*, dan *positional screw* (Gambar 2.11). *Plate screw* dirancang untuk mempererat plat ke tulang, biasanya diletakkan diujung lubang pelat (no. 1 dan 7). *Lag screw* dirancang untuk menghasilkan kompresi interfragmentari. *Screw* ini ditempatkan sedemikian rupa sehingga thread mengikat daerah tulang retak (no. 4). Sementara *positional screw* digunakan untuk mempertahankan posisi relatif fragmen tulang yang lebih kecil ketika rekonstruksi anatomi luas diterapkan. *Screw* ini tidak menghasilkan kompresi interfragmentari (no. 2, 3, 5, dan 6).



Gambar 2.11 Jenis *screw* berdasarkan fungsinya di dalam tulang (Glyde).

c. Berdasarkan cara pemasangannya.

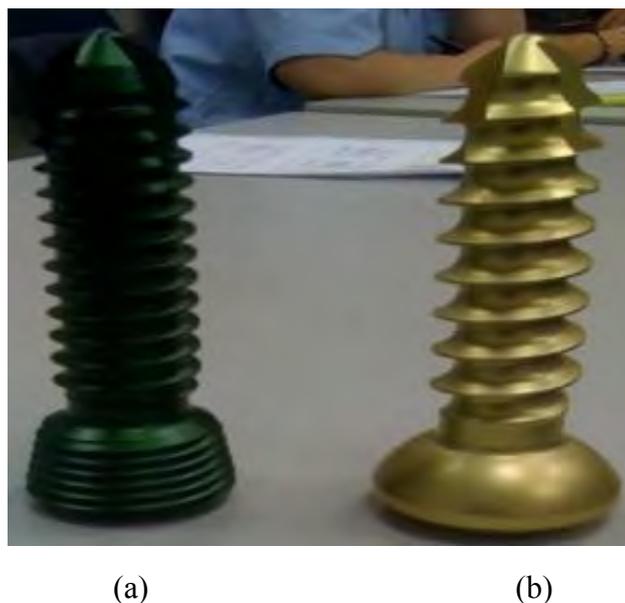
Berdasarkan hal tersebut *screw* dapat dikelompokkan ke dalam dua jenis, yaitu *self-tapping* dan *nonsel-tapping* (Gambar 2.12). *Self-tapping* adalah jenis yang dapat membuat lubang masuknya sendiri di dalam tulang ketika dimasukkan dengan cara dipuntir. Sedangkan *nonsel-tapping* adalah jenis yang membutuhkan lubang terlebih dahulu agar bisa dimasukkan ke dalam tulang.



Gambar 2.12 (a) *Self-tapping screw*, dan (b) *non-self-tapping screw* (Glyde).

d. Berdasarkan kemampuan mengunci.

Berdasarkan hal tersebut *screw* dapat dikelompokkan ke dalam dua jenis, yaitu *standard screw* dan *locking screw* (Gambar 2.13). *Standard screw* merupakan jenis *screw* konvensional dengan kepala *screw* yang tidak memiliki ulir, sehingga *screw* tidak mengunci pelat dan tulang. Akibatnya *screw* mudah bergerak dengan bebas dan fleksibel, namun lebih mudah bergeser. Sementara *locking screw* memiliki kekuatan lentur dan tegangan geser yang lebih tinggi pada daerah sambungan antara *screw*/tulang dan *screw*/plat dari *standard screw*. Kepala *screw* memiliki profil ulir yang bergerak sesuai dengan lubang pada plat untuk memproduksi sudut fiksasi yang stabil (Glyde).



Gambar 2.13 (a) *Locking screw*, dan (b) *standard screw* (Glyde).

### 2.6.3 Material Penyusun *Screw*

Material penyusun *screw* biasanya paduan titanium, *stainless steel* dan paduan Co-Cr. Khusus untuk *stainless steel*, jenis yang paling sering digunakan adalah SS316L karena memiliki nilai biokompabilitas yang cukup baik. Selain itu, jenis *stainless steel* yang sering digunakan untuk kepentingan medis adalah SS304. Berikut merupakan perbandingan komposisi SS316L dan SS304 yang ditampilkan dalam Tabel 2.3. Sementara untuk sifat mekanik dari kedua jenis *stainless steel* tersebut ditampilkan dalam Tabel 2.4.

Tabel 2.3 Komposisi logam SS316L dan SS304 (ASME SA-240)

Unsur	Komposisi (%)	
	SS316L	SS304
Karbon	maks. 0,03	maks. 0,08
Mangan	maks. 2,00	maks. 2,00
Fosfor	maks. 0,045	maks. 0,045
Sulfur	maks. 0,030	maks. 0,030
Silikon	maks. 0,75	maks. 0,75
Krom	16,00 – 18,00	18,00 – 20,00
Nikel	10,00 – 14,00	8,00 – 10,50
Molybdenum	2,00 – 3,00	-
Nitrogen	maks. 0,10	maks. 0,10
Besi	menyesuaikan	menyesuaikan

Tabel 2.4 Sifat mekanik logam SS316L dan SS304 (ASME SA-240)

No.	Variabel	SS316L	SS304
1.	Tegangan ultimat (MPa)	485	515
2.	Tegangan luluh (MPa)	170	205
3.	Kemuluran (%)	40	40
4.	Modulus elastisitas (psi)	193.000	193.000
5.	Rasio <i>Poisson</i>	0,3	0,3
6.	Kekerasan <i>Rockwell</i>	B95	B92

## 2.7 Analisis Elemen Hingga

Semua kejadian kegagalan suatu komponen dan struktur ditunjukkan dengan gejala-gejala awal, misalnya performansi yang menurun, tidak nyaman saat digunakan, tidak mau *start*, dan lain-lain. Analisa kegagalan merupakan masalah yang kompleks, meliputi aspek mekanik, termal, fisik, metalurgi, kimia, korosi, proses manufaktur, analisa tegangan termasuk simulasi numerik dengan *software finite element method* (FEM).

*Finite element method* (FEM) pada awalnya dikembangkan untuk memecahkan masalah yang kompleks dalam mekanika struktural, tetapi saat ini digunakan untuk berbagai masalah yang berbeda seperti perpindahan panas, aliran fluida, medan listrik, dan lainnya. Ide dari metode ini adalah untuk membagi struktur menjadi bagian kecil (unsur), masing-masing dengan geometri sederhana dengan alasan lebih mudah untuk menganalisis daripada struktur asli. Unsur-unsur yang terhubung satu sama lain dalam poin yang disebut *node*. Dengan begitu, dalam serangkaian banyak perhitungan sederhana, solusi dapat ditemukan sebagai bentuk pendekatan untuk struktur kompleks, tergantung pada kelas atau tingkat penyederhanaan pada model *finite element* (elemen hingga). Masalah FEM (untuk beberapa elemen) dirumuskan sebagai  $[K] d = f$ , di mana  $[K]$  adalah matriks kekakuan,  $d$  adalah vektor yang menggambarkan perpindahan nodal dan  $f$  adalah vektor yang menggambarkan gaya nodal dan kekuatan eksternal. Hubungan antara gaya nodal yang dikenal dan perpindahan nodal yang tidak dikenal didefinisikan sebagai elemen matriks kekakuan  $[K]$  yang menyimpan informasi tentang geometri dan sifat material dari setiap elemen (Cronskär, 2014).

Bila mengacu pada analisa struktur, metode elemen hingga merupakan metode yang baik dalam menghitung *displacement*, tegangan, dan regangan pada suatu struktur dalam pembebanan tertentu. Metode elemen hingga membagi (diskrit) struktur menjadi kecil tetapi terbatas, yang didefinisikan dengan baik, substruktur elastik (elemen). Dengan menggunakan fungsi polinomial dan dengan operasi matriks, perilaku elastis setiap elemen terus menerus dikembangkan dalam hal material elemen dan sifat geometris. Beban dapat diterapkan dalam elemen (gravitasi, dinamis, termal, dll), pada permukaan elemen, atau di nodal elemen. Nodal elemen adalah yang mengatur dasar elemen, karena nodal di elemen

menghubungkan elemen unsur lain, dimana sifat elastis dari elemen yang akhirnya perlihatkan, jika kondisi batas yang ditetapkan, dan akhirnya diterapkan.

Sebuah node memiliki derajat kebebasan. Derajat kebebasan adalah gerak translasi dan rotasi independen yang ada di nodal. Sebagian besar, nodal dapat memiliki tiga gerak translasi dan tiga gerak rotasi dari derajat kebebasan. Setelah setiap elemen dalam struktur didefinisikan secara lokal dalam bentuk matriks, kemudian elemen disatukan secara global melalui node mereka ke dalam sistem matriks secara keseluruhan. Kemudian penerapan beban dan kondisi batas ditentukan melalui operasi matriks, nilai dari semua perpindahan derajat kebebasan tidak diketahui sehingga harus ditentukan. Setelah hal itu dilakukan, hal ini menjadi masalah sederhana untuk menggunakan perpindahan dalam menentukan regangan dan tegangan di dalam persamaan konstitutif melalui elastisitas.

Nilai input penting bagi model *finite element*, yang menentukan akurasi model, yang meliputi sifat material dari bagian yang berbeda dalam struktur, kondisi batas, beban eksternal pada struktur, seberapa akurat mesh, dan apa jenis elemen yang digunakan. Ada banyak cara untuk mendefinisikan elemen tergantung pada geometri dan pembebanan struktur, mulai dari unsur-unsur garis sederhana satu dimensi, dengan unsur-unsur solid tiga dimensi. Jenis elemen yang cocok untuk masalah 3-dimensi asli adalah unsur padat tiga dimensi. Berbagai jenis elemen padat antara lain *wedge*, *brick*, dan elemen tetrahedral. Elemen tetrahedral memiliki kemampuan beradaptasi geometris yang baik dan cocok untuk mesh otomatis, sementara elemen *wedge* dan *brick* lebih sesuai mesh manual (Sundersjö, 1992). Unsur tetrahedral sederhana memiliki satu simpul di setiap sudut yang disebut elemen tetrahedral 4-node. Elemen yang cocok untuk perhitungan tegangan adalah tetrahedral 10-simpul (4 sudut dan 6 node sisi) (Cook, 1994).

*~ halaman ini sengaja dikosongkan ~*

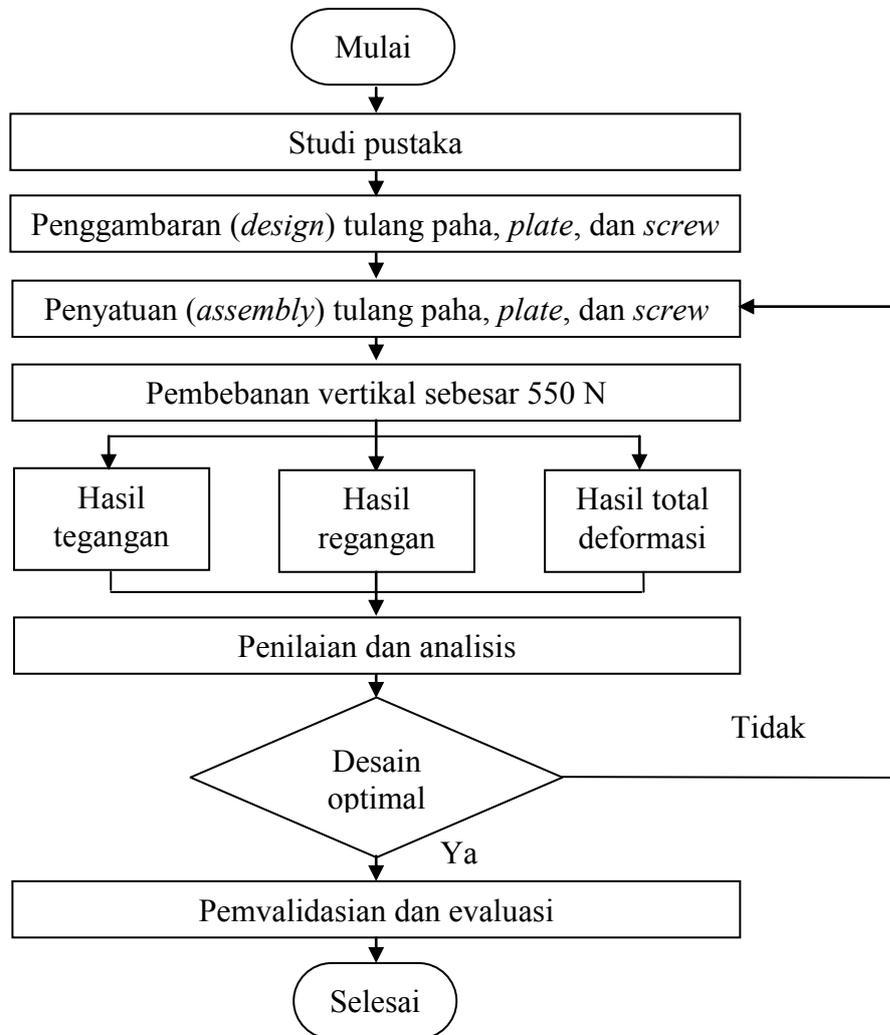
## BAB III METODE PENELITIAN

### 3.1 Bahan dan Alat

Bahan-bahan dan peralatan yang digunakan dalam penelitian ini antara lain jurnal referensi, komputer, perangkat lunak AutoCAD 18.1, dan perangkat lunak ANSYS 15.0.

### 3.2 Diagram Alir Penelitian

Diagram alir pad penelitian ini ditunjukkan pada Gambar 3.1 di bawah ini.

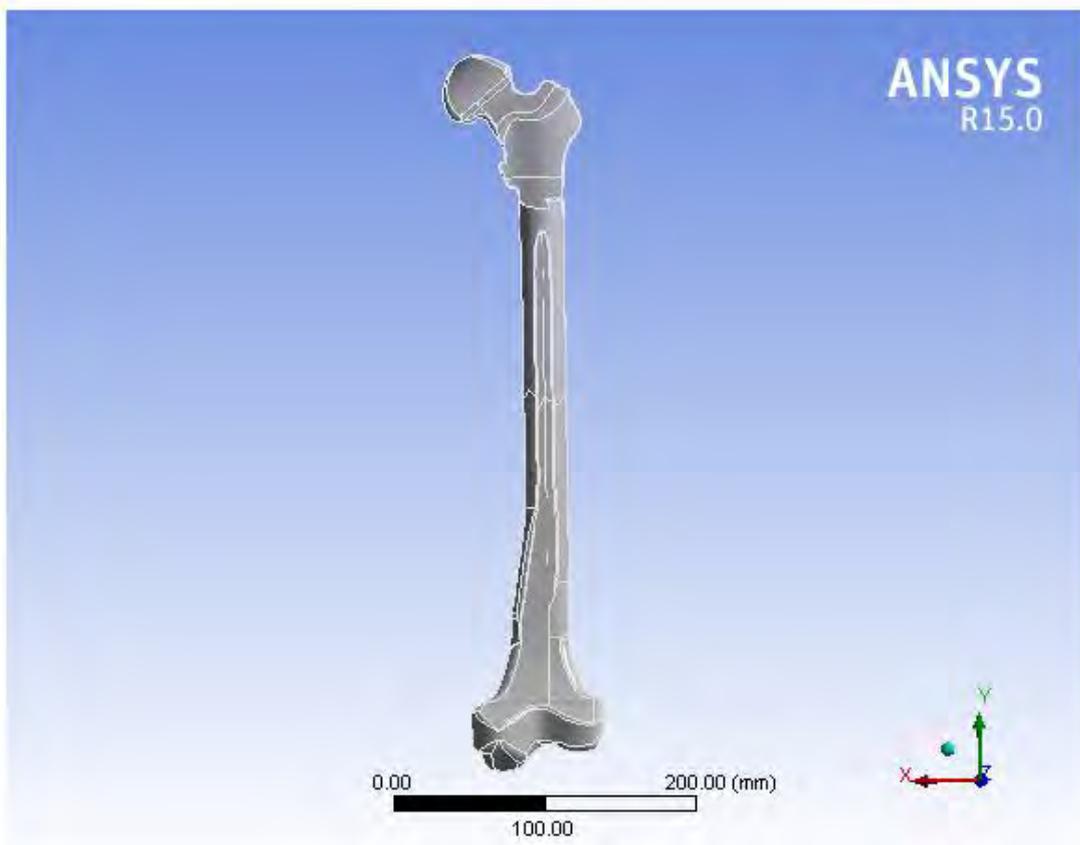


Gambar 3.1 Diagram alir penelitian

### 3.3 Prosedur Penelitian

#### 3.3.1 Pemodelan Tulang Paha dan *Plate*

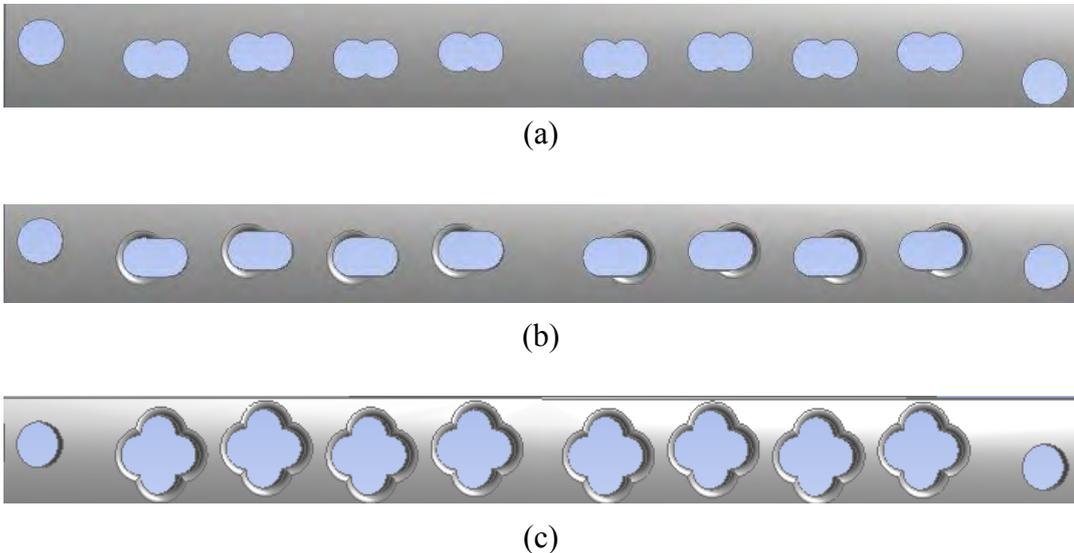
Pemodelan tulang paha dalam penelitian ini menggunakan *input* data geometri yang diperoleh dari jurnal yang ditulis oleh Oshkour, et al. pada tahun 2013 menggunakan tulang ras Melayu (Mongoliod). Untuk data geometri dari tulang paha ini ditampilkan dalam Lampiran A. Data geometri ini digunakan sebagai acuan untuk menggambar tulang paha pada perangkat lunak AutoCAD 18.1. Selanjutnya gambar dalam format CAD dapat di-*import* ke perangkat lunak ANSYS 15.0. Hasil model tulang paha ini ditampilkan pada Gambar 3.2 di bawah.



Gambar 3.2 Model tulang paha manusia

Untuk pemodelan *plate*, terdapat penelitian lain yang sangat mendukung penelitian ini. Pada penelitian ini menggunakan *plate* yang dirancang oleh Belladina Clara Shinta (2016). Terdapat tiga jenis desain *plate* yang berbeda,

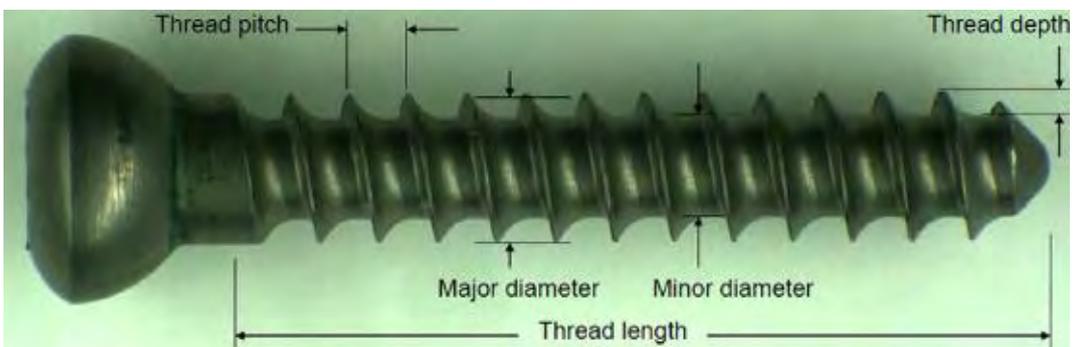
namun dengna jumpah dan posisi lubang yang sama. Desain yang digunakan adalah jenis *plate slotted*, *plate duo*, dan *plate flower* seperti yang ditunjukkan pada Gambar 3.2 di bawah.



Gambar 3.3 Desain *plate* yang digunakan (a) *duo*, (b) *slotted*, dan (c) *flower*.

### 3.3.2 Pemodelan *Screw*

Pemodelan *screw* menggunakan jenis *cortical bone screw* (seperti yang ditunjukkan dalam Gambar 3.4) berdasarkan jurnal yang ditulis oleh Patel, et al. pada tahun 2009. Patel, et al. menggunakan jenis *cortical bone screw* yang tersedia secara komersial dan digunakan dalam kebutuhan medis yang telah sesuai dengan *British Standard*, BS 3531-5.3:1991 ; ISO 5835:1991. Untuk data geometri dan dimensi digunakan sebagai rujukan desain *screw* yang ditunjukkan pada Tabel 3.1.

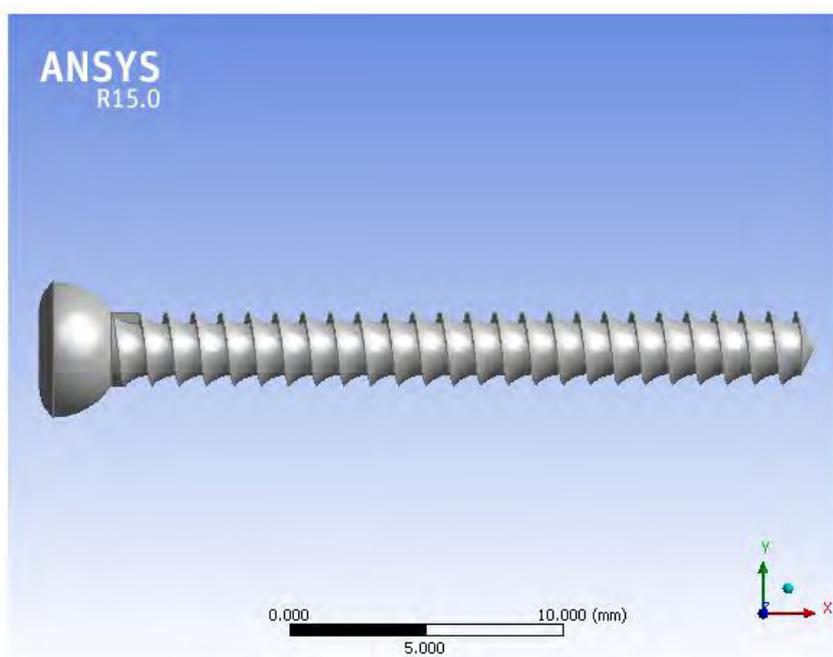


Gambar 3.4 *Cortical bone screw* (Patel, et al., 2009).

Tabel 3.1 Geometri dan dimensi *screw* (Patel, et al., 2009).

No.	Bagian <i>Screw</i>	Ukuran (mm)
1.	<i>Screw length</i> (panjang <i>screw</i> )	30
2.	<i>Major diameter</i> (diameter mayor)	$4,67 \pm 0,19$
3.	<i>Minor diameter</i> (diameter minor)	$3,18 \pm 0,09$
4.	<i>Thread length</i> (panjang ulir)	$23,93 \pm 0,51$
5.	<i>Thread depth</i> (kedalaman ulir)	$0,74 \pm 0,11$
6.	<i>Thread pitch</i> (jarak antar-ulir)	$1,83 \pm 0,04$

Penggambaran dilakukan pada perangkat lunak ANSYS 15.0 *workbench* dengan mengikuti ukuran dan geometri dari sumber pustaka pada Gambar 3.4 dan Tabel 3.1 di atas. Hasil dari penggambaran *cortical bone screw* kontrol ditunjukkan pada Gambar 3.5 di bawah.



Gambar 3.5 Model *cortical bone screw*

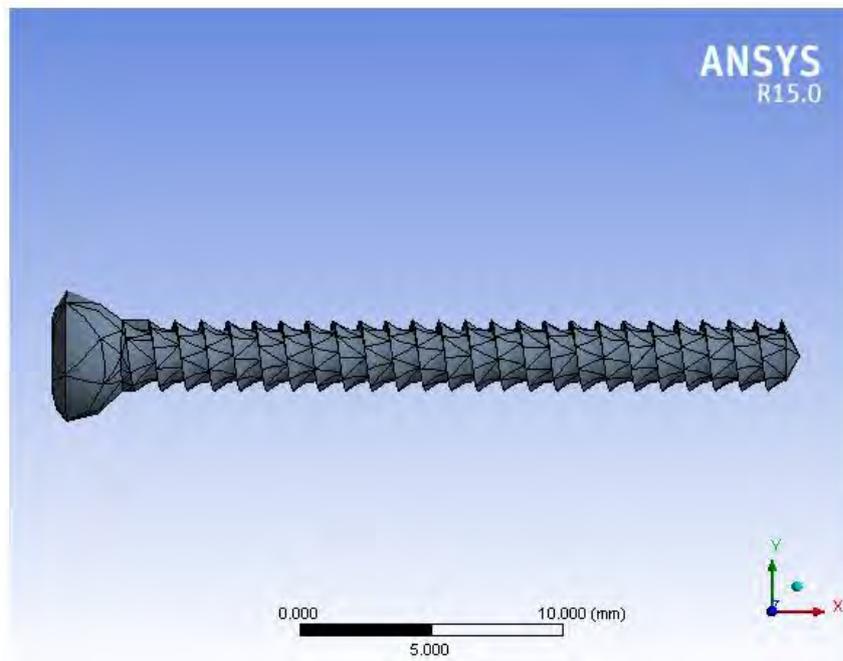
Dalam penelitian ini akan memvariasikan diameter *screw*. Merujuk pada geometri *screw* pada Tabel 3.1, maka pemilihan variasi diameter *screw* disesuaikan dengan berbagai jenis diameter *screw* yang beredar di pasaran. Variasi yang dipilih dalam penelitian ini ditunjukkan dalam Tabel 3.2 di bawah.

Tabel 3.2 Variasi diameter *screw* yang akan diteliti

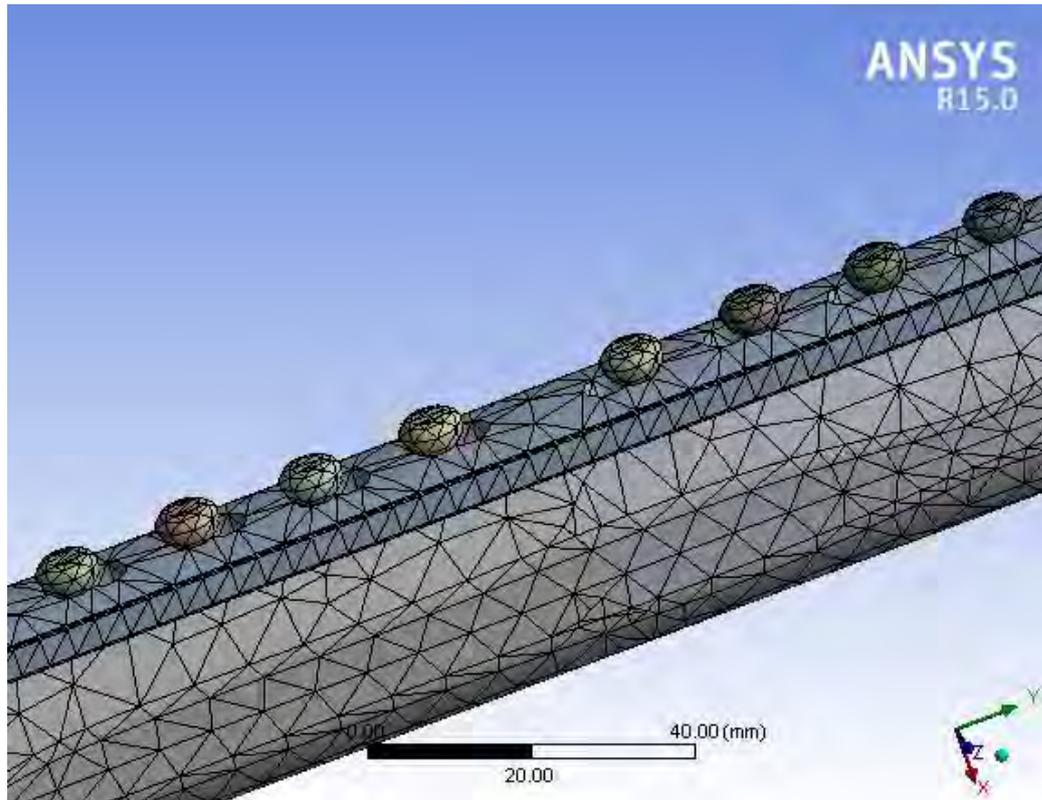
No.	Bagian <i>Screw</i>	Ukuran (mm)				
		<i>Screw 1</i>	<i>Screw 2</i>	<i>Screw 3</i>	<i>Screw 4</i>	<i>Screw 5</i>
1.	Panjang <i>screw</i>	30	30	30	30	30
2.	Diameter mayor	4,5	4,0	3,5	3,0	2,7
3.	Diameter minor	3,0	2,4	2,4	1,9	1,9
4.	Panjang ulir	25	25	25	25	25
5.	Kedalaman ulir	0,75	0,80	0,55	0,55	0,40
6.	Jarak antar-ulir	1,75	1,75	1,25	1,25	1

### 3.3.3 Mesh Screw dan Assembly

Proses *mesh* dilakukan menggunakan perangkat lunak ANSYS 15.0. Dari hasil *mesh*, didapatkan jumlah *elements* dan *nodes*. *Meshing* adalah proses pemodelan dari struktur / objek dengan membaginya dalam elemen-elemen kecil yang terhubung oleh titik-titik yang disebut nodal (*nodes*) yang digunakan oleh elemen-elemen tersebut dan sebagai batas dari struktur / objek. Hasil *mesh* dari tulang dan *screw* ditunjukkan dalam Gambar 3.6 dan 3.7.



Gambar 3.6 Hasil *mesh* model *screw*



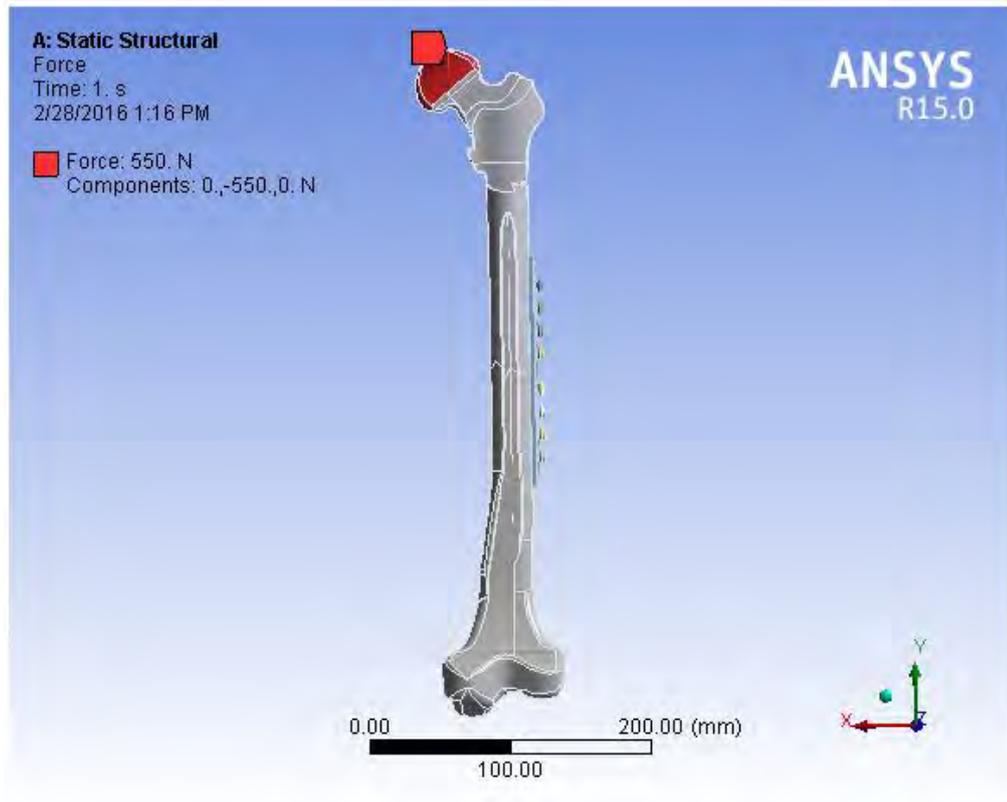
Gambar 3.7 Hasil *mesh assembly*

### 3.3.4 Pembebanan dan Pemilihan Material

Tulang, *plate*, dan *screw* kemudian dirangkai menjadi satu kesatuan yang disebut *assembly*. Pada *assembly* ini kemudian diberikan pembebanan. Pembebanan diberikan secara statis sebesar 550 N. Besar beban ditentukan berdasarkan jurnal yang ditulis oleh Nugraha Setiawan pada tahun 2008. Besar beban 550 N merupakan beban yang ditumpu dan dialami pada satu tulang paha. Pembebanan diberikan pada tulang paha bagian atas, ketika tubuh manusia berdiri tegap yaitu secara vertikal ke arah sumbu-y negatif, seperti yang ditunjukkan pada Gambar 3.8. Beban diposisikan pada ujung *femur* yg bersinggungan dengan sendi tulang panggul.

Material yang digunakan dalam penelitian ini adalah material *femur* dan logam untuk *screw*. Data sifat mekanik dari material tulang ditampilkan dalam Tabel 3.3. Sementara untuk pemilihan material logam *screw*, menggunakan jenis material *stainless steel*. Spesifikasi yang digunakan dalam penelitian ini adalah

SS304 dan SS316L. Data sifat mekanik dari material *stainless steel* berdasarkan ASME SA-240 dan. Data sifat mekanik tersebut beserta besarnya pembebanan kemudian dimasukkan dalam perangkat lunak ANSYS 15.0.



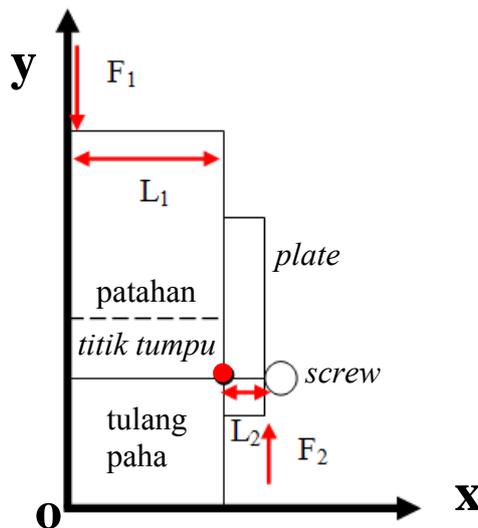
Gambar 3.8 Pembebanan vertikal pada *assembly*

Tabel 3.3 Data sifat mekanik material yang digunakan

No	Sifat Mekanik	Tulang Paha	SS304	SS316L
1.	<i>Density</i> (kg/m <sup>3</sup> )	2.000	8.000	8.000
2.	<i>Young's Modulus</i> (MPa)	17.900	193.000	193.000
3.	<i>Poisson's Ratio</i>	0,4	0,3	0,3
4.	<i>Bulk Modulus</i> (MPa)	29.833	160.830	160.830
5.	<i>Shear Modulus</i> (MPa)	63.929	74.231	74.231
6.	<i>Tensile Yield Strength</i> (MPa)	135	205	170
7.	<i>Tensile Ultimate Strength</i> (MPa)	205	515	485

*Free body diagram* (FBD) dari pembebanan di atas ditunjukkan dalam bentuk 2 dimensi dalam Gambar 3.9 di bawah. Beban 550 N ( $F_1$ ) diberikan di atas ujung tulang. Titik tumpu berada pada titik pertemuan antara *screw* dan tulang.  $L_1$  merupakan jarak antara  $F_1$  ke titik tumpu (diameter tulang).  $F_2$  merupakan gaya reaksi akibat adanya  $F_1$  tersebut. Dan  $L_2$  merupakan jarak antara  $F_2$  ke titik tumpu. Jika  $M$  merupakan momen gaya (torsi), maka besarnya  $F_2$  dapat diketahui melalui persamaan berikut :

$$\begin{aligned}
 M_1 &= M_2 \\
 F_1 \times L_1 &= F_2 \times L_2 \\
 F_2 &= \frac{F_1 \times L_1}{L_2}
 \end{aligned}
 \tag{3.1}$$



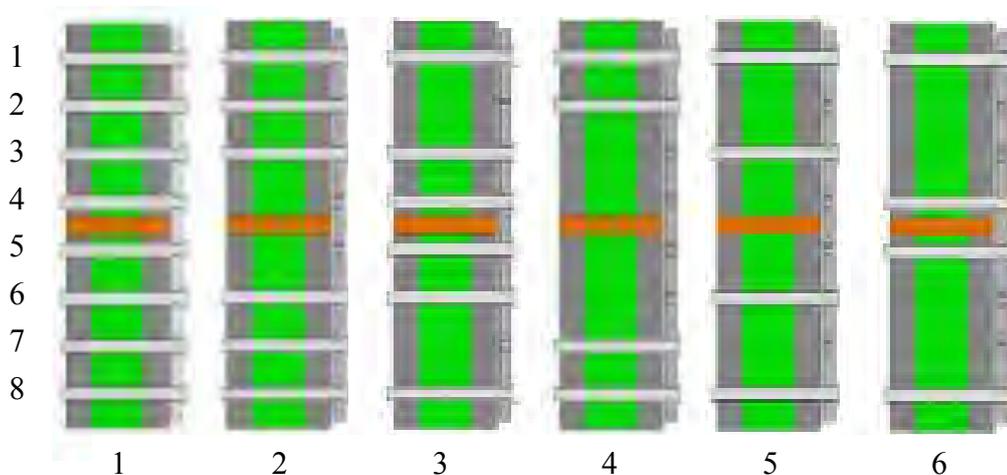
Gambar 3.9 *Free body diagram* (FBD) pembebanan vertikal pada *assembly*.

Selain kondisi statis, penelitian ini juga menggunakan kondisi dinamis. Kondisi dinamis diambil berdasarkan pergerakan kaki ketika posisi berdiri tegak mula-mula kemudian hingga posisi berjalan. Ketika posisi berjalan, kaki akan diangkat dan menghasilkan sudut. Sudut ini kemudian digunakan sebagai variasi untuk kondisi dinamis. Sudut yang dimaksud adalah sudut yang dibentuk antara femur ketika diangkat terhadap posisi femur ketika berdiri tegak lurus. Besar sudut yang divariasikan adalah sebesar 30°, 45°, dan 60°. Seiring dengan adanya perbesaran sudut, makan beban mula-mula bertambah besar hingga dua kali lipat.

### 3.3.5 Jumlah dan Posisi *Screw*

Variasi jumlah dan posisi *screw* disesuaikan dengan jumlah lubang pada *plate*. Pada penelitian lainnya, *plate* dirancang dengan jumlah total 8 lubang. Variasi persebaran posisi *screw* dipilih berdasarkan penelitian yang telah dilakukan oleh Nasr, et al. pada tahun 2013. Dari berbagai variasi posisi *screw* yang ada, dipilih sebanyak 6 variasi posisi yang terbaik. Parameter terbaik ini adalah memiliki nilai tegangan, regangan, dan total deformasi terkecil yang dialami pada tulang, *plate*, dan *screw*.

Variasi posisi ini juga menggunakan jumlah *screw* yang disesuaikan yaitu sebanyak 8 buah, 6 buah, dan 4 buah. Pengaturan jumlah dan posisi *screw* selengkapnya diperlihatkan pada Gambar 3.9. Posisi fraktur berada di tengah-tengah tulang paha (antara lubang 4 dan 5). Variasi jumlah dan posisi *screw* sebanyak 6 pola tersebut hanya diterapkan pada diameter *screw* 4,5 mm. Dari keenam pola tersebut, akan dicari dua pola posisi yang memiliki nilai terbaik dan selanjutnya diterapkan pada diameter *screw* yang lainnya.



Gambar 3.9 Variasi jumlah dan posisi *screw*

### 3.4 Perencanaan Penelitian

Perencanaan penelitian ini dibuat untuk menyesuaikan kerja terhadap penelitian yang sudah dirancang dengan kesesuaian hasilnya. Rancangan penelitian terkait variabel dan respon. Variabel yang digunakan berupa variasi diameter *screw*, desain *plate*, pemilihan material penyusun, kondisi pembebanan, serta jumlah dan posisi *screw*. Variabel ini ditampilkan dalam Tabel 3.4.

Tabel 3.4 Variabel penelitian yang akan digunakan

Material	Jenis <i>Plate</i>	Jenis <i>Screw</i>	Posisi <i>Screw</i>
SS316L	<i>Duo</i>	<i>Cortical 4,5 mm</i>	1
			2
			3
			4
			5
			6
		<i>Cortical 4,0 mm</i>	1
			2
		<i>Cortical 3,5 mm</i>	1
			2
		<i>Cortical 3,0 mm</i>	1
			2
	<i>Cortical 2,7 mm</i>	1	
		2	
	<i>Flower</i>	<i>Cortical 4,5 mm</i>	1
			2
			3
			4
			5
			6
		<i>Cortical 4,0 mm</i>	1
			2
		<i>Cortical 3,5 mm</i>	1
			2
<i>Cortical 3,0 mm</i>		1	
		2	
<i>Cortical 2,7 mm</i>	1		
	2		
<i>Sloted</i>	<i>Cortical 4,5 mm</i>	1	
		2	
		3	
		4	
		5	
		6	
	<i>Cortical 4,0 mm</i>	1	
		2	

		<i>Cortical 3,5 mm</i>	1
			2
		<i>Cortical 3,0 mm</i>	1
			2
		<i>Cortical 2,7 mm</i>	1
			2

Perencanaan penelitian dalam tabel di atas juga diterapkan untuk material SS304. Respon yang ingin dicapai adalah hasil tegangan (*stress*), regangan (*strain*), dan total deformasi masing-masing pada tulang, *plate*, dan *screw*. Untuk kondisi dinamis, diambil dua hasil terbaik dari hasil analisis kondisi statis.

### 3.5 Pemvalidasian dan Evaluasi

Proses validasi dilakukan dengan mengacu pada jurnal referensi terkait penelitian serupa. Ruess, et al. pada tahun 2010 melakukan uji tarik tulang paha manusia asli dari donor yang telah meninggal. Ruess, et al. juga melakukan penelitian secara numerik menggunakan metode FEM dan FCM. Hasilnya menunjukkan bahwa hasil metode numerik tidak jauh berbeda dari hasil eksperimental, terutama melalui FEM. Oleh karena itu metode numerik dapat digunakan sebagai pendekatan untuk memecahkan kasus eksperimental, terutama untuk kasus biomekanik karena melibatkan jaringan dan organ tubuh makhluk hidup yang sangat susah bahkan tidak bisa untuk dilakukan penelitian secara eksperimental.

Penyelesaian eksak dari persamaan-persamaan numerik mungkin dilakukan secara analitis. Namun demikian metode analitis sangat terbatas untuk geometri yang sederhana. Dalam banyak kasus, geometri yang dianalisis sering kali kompleks (rumit), seperti bentuk tulang paha manusia, sehingga diperlukan metode numerik untuk penyelesaiannya seperti yang dilakukan dalam tesis ini.

Jurnal referensi yang digunakan untuk evaluasi adalah milik Nasr, et al. pada tahun 2013. Penelitian yang dilakukan oleh Nasr, et al. pada tahun 2013 terkait efek posisi *screw* untuk fiksasi internal pada *femur*. Penelitian ini bertujuan untuk memprediksi jumlah *screw* yang dibutuhkan dan posisinya. Pemodelan dan simulasi dikerjakan menggunakan perangkat lunak Abaqus 6.11-1. *Plate* dan

*screw* terbuat dari material SS316L. Penelitian ini menggunakan *plate* dengan jumlah lubang sebanyak 8 buah. Perbedaan antara penelitian ini dan penelitian sebelumnya adalah terkait perangkat lunak yang digunakan untuk pemodelan dan simulasi. Selain itu perbedaan juga terdapat pada desain tulang yang digunakan, di mana penelitian sebelumnya menggunakan desain tulang berupa silinder sederhana. Besar beban yang digunakan juga berbeda, yaitu nilai beban yang digunakan dalam penelitian ini lebih besar. Penelitian Lee, et al. juga digunakan sebagai bahan evaluasi, khususnya untuk deformasi. Lee, et al. mensimulasikan tulang paha beserta implannya (*plate* dan *screw*). *Plate* dan *screw* terbuat dari material SS316L. Perbedaannya adalah Lee, et al. menggunakan variasi 12 lubang pada *plate*. Besar beban yang diberikan juga berbeda yang diatur sesuai arah sumbu x, y, dan z.

Beberapa penelitian memberikan teknik penyusunan yang berbeda-beda. Namun pada intinya secara keseluruhan penelitian tersebut memberikan solusi yang sama terkait penyusunan posisi *screw*, yaitu diletakkan pada ujung *plate* dan pada daerah sekitar fraktur. *Screw* pada ujung *plate* berfungsi untuk mengunci dan mempererat *plate* pada tulang agar *plate* tidak bergeser. Sementara *screw* yang terletak di daerah fraktur berfungsi untuk mempertahankan posisi relatif fragmen tulang. Dengan memposisikan daerah fraktur pada tempatnya tanpa adanya pergeseran, maka pemulihan dapat berlangsung lebih cepat. Dari banyak metode penyusunan dan posisi *screw* maka diperlukan penelitian lebih lanjut terkait hal yang sama untuk memvalidasi hasil penelitian yang telah ada.

Penelitian yang ada biasanya menggunakan variabel tulang dari ras Kaukasoid (Eropa), dengan faktor tambahan berupa jenis kelamin dan umur pasien. Oleh karena itu pada penelitian ini digunakan pemodelan dan simulasi *screw* untuk tulang ras Mongoloid (Asia) pada wilayah tulang paha (*femur*) dengan menggunakan material *stainless steel*. Pemilihan material tersebut karena dianggap memiliki nilai biokompatibilitas yang cukup baik dan dapat ditemukan dengan mudah serta murah.

## **BAB IV**

### **ANALISIS DATA DAN PEMBAHASAN**

Pemodelan dan simulasi *assembly* yang terdiri dari *plate*, *screw*, dan *femur* telah dilakukan sesuai dengan metode pada bab sebelumnya. Jenis *screw* yang digunakan adalah *cortical bone screw*, karena sesuai dengan kondisi femur yang sebagian besar tersusun atas tulang keras kortikal. *Plate* dipasang pada permukaan *femur* dengan melekatkan *screw*. *Screw* mengunci dengan cara melubangi *femur* dengan sendirinya, bukan dengan cara melubangi *femur* terlebih dahulu kemudian *screw* disisipkan dalam lubang. Sehingga kondisi *plate* dengan *femur* adalah *frictionless*, kondisi *plate* dengan *screw* adalah *frictionless*, dan kondisi *screw* dengan *femur* adalah *bonded*. Simulasi dilakukan secara statis dan dinamis. Beban yang digunakan menggunakan beban berat tubuh rata-rata laki-laki Indonesia. Kondisi statis menggunakan beban 550 N ke arah sumbu-y negatif, sedangkan kondisi dinamis dengan mengubah nilai beban mula-mula mengikuti sudut antara *assembly* dengan kondisi tegak lurus. Sudut yang ditentukan adalah sebesar 30°, 45°, dan 60°. Seiring dengan adanya perbesaran sudut, maka beban mula-mula bertambah besar hingga dua kali lipat. Beban diposisikan pada ujung *femur* yg bersinggungan dengan sendi tulang panggul.

*Screw* yang digunakan terdiri dari 5 jenis diameter, yaitu 2,7 mm, 3,0 mm, 3,5 mm, 4,0 mm, dan 4,5 mm. *Screw* tersebut masing-masing diletakkan pada 6 posisi berbeda seperti yang ditunjukkan pada Gambar 3.8. Keseluruhan diameter dan posisi *screw* juga dikombinasikan dengan tiga jenis desain *plate* berbeda, yaitu *plate slotted*, *duo*, dan *flower* seperti yang ditunjukkan pada Gambar 3.3. Hasil keluaran dari simulasi *assembly* keseluruhan adalah berupa nilai tegangan *von Mises*, regangan, dan deformasi yang disertai distribusi persebarannya melalui gambar.

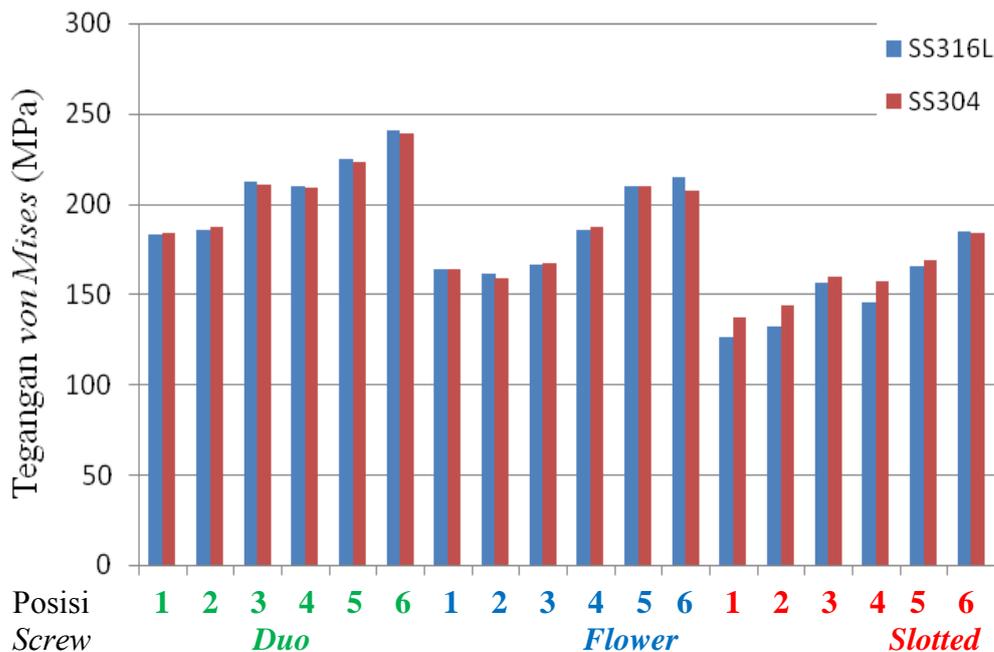
#### **4.1 Analisis Tegangan dan Regangan**

Berdasarkan hasil simulasi *assembly*, didapatkan data tegangan (*stress*) dan regangan (*strain*) seperti yang terlampir pada Lampiran B, C, D, E, dan F.

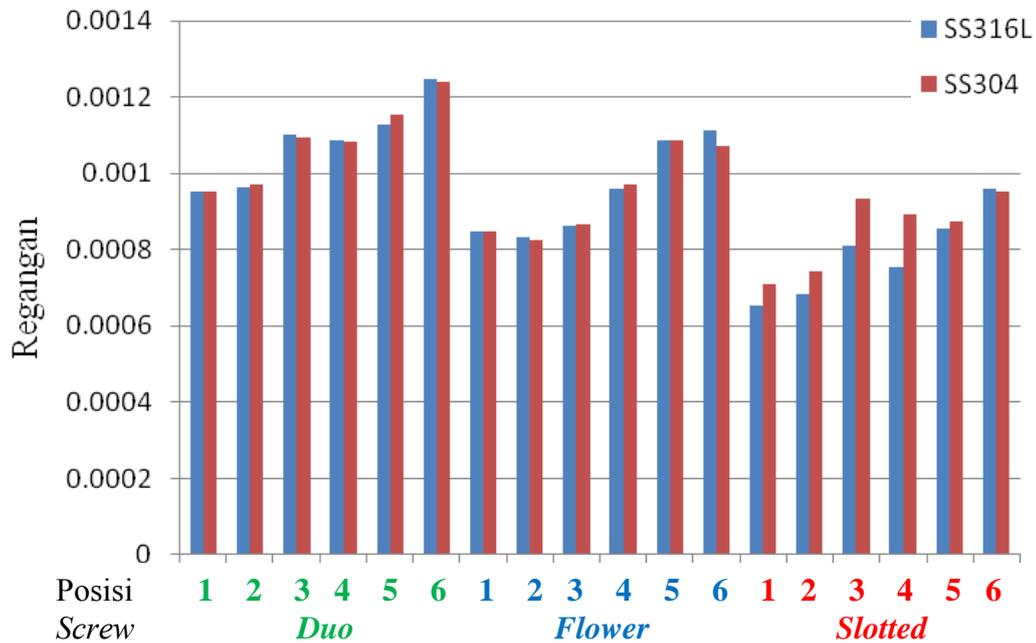
#### 4.1.1 Analisis Tegangan dan Regangan Untuk Diameter Screw 4,5 mm

Data tegangan *von Mises* maksimum dan regangan untuk diameter *screw* 4,5 mm pada lampiran B direpresentasikan dalam sebuah diagram batang pada Gambar 4.1 untuk tegangan *von Mises* maksimum dan Gambar 4.2 untuk regangan. *Assembly* disimulasikan untuk semua kondisi variasi jumlah dan posisi *screw* serta jenis material penyusun (SS304 dan SS316L). Variasi material penyusun tampak tidak berpengaruh besar karena nilai tegangan *von Mises* maksimum dan regangan yang dihasilkan tidak jauh berbeda.

Berdasarkan kedua grafik tersebut juga diketahui bahwa nilai tegangan dan regangan berbanding lurus. Semakin tinggi tegangan, maka regangan juga akan naik, begitupun sebaliknya. Dari semua jenis desain *plate* yang digunakan, dapat dilihat bahwa untuk jenis *plate duo* memiliki nilai tegangan *von Mises* maksimum dan regangan yang paling besar dibanding jenis *plate* lainnya. Sementara untuk nilai terkecil berada pada *screw* dengan kombinasi *plate slotted*. Adanya *slotted* atau wilayah yang landai pada *plate*, mempengaruhi distribusi tegangan pada *screw* dan meminimalisasi tegangan tersebut terlokalisasi pada satu titik. Maka dapat dikatakan bahwa *screw* lebih cocok jika dikombinasikan dengan *plate slotted* karena nilai tegangan *von Mises* maksimum yang kecil.



Gambar 4.1 Tegangan *von Mises* maksimum pada *screw* untuk diameter 4,5 mm.



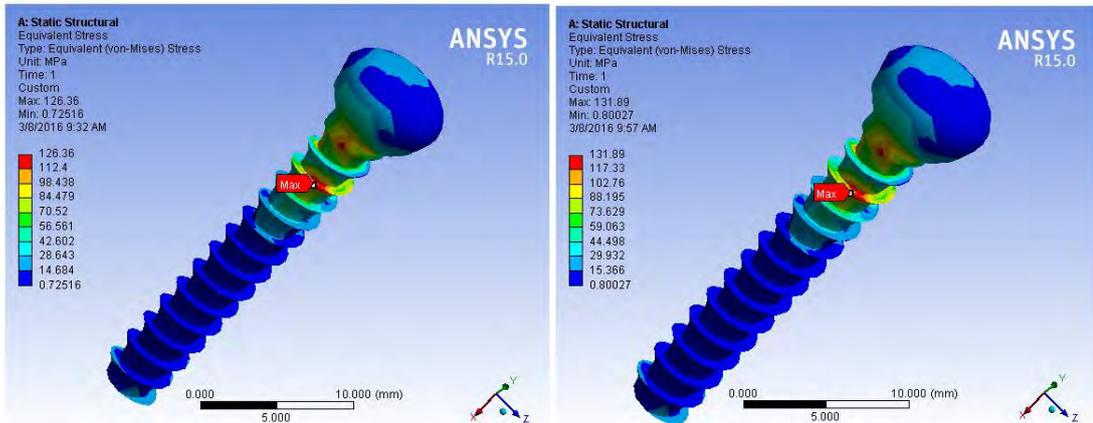
Gambar 4.2 Regangan pada *screw* untuk diameter 4,5 mm.

Sementara dari berbagai jenis variasi jumlah dan posisi *screw* yang diberikan, posisi 1 dengan lubang terisi penuh *screw* memiliki nilai tegangan *von Mises* maksimum terkecil dan nilai regangan kecil pula. Diikuti dengan posisi 2 yang memiliki nilai tegangan *von Mises* maksimum yang cukup kecil pula. Jadi dapat dikatakan bahwa untuk posisi peletakan 1 dan 2 memiliki nilai tegangan *von Mises* maksimum dan regangan terbaik dibandingkan dengan posisi peletakan lainnya. Hal ini terbukti pula untuk semua variasi desain *plate*, yaitu nilai regangan dan tegangan *von Mises* maksimum terkecil terletak pada posisi penyusunan 1 dan 2. Ketika jumlah *screw* dikurangi, nilai tegangan *von Mises* maksimum dan regangan juga bertambah besar. Sehingga untuk diameter *screw* lainnya hanya akan diterapkan pada posisi 1 dan 2. Posisi 1 adalah posisi di mana seluruh *screw* dimasukkan ke dalam lubang *plate* dengan total 8 buah *screw*. Sementara posisi 2 menggunakan 6 buah *screw* yang dimasukkan pada lubang *plate* yang disusun simetri, di mana posisi lubang kosong yang tidak diisi *screw* berada dekat dengan fraktur. Dengan demikian dapat diketahui bahwa dengan jumlah *screw* maksimum yang mengisi lubang, maka kestabilan mekanik lebih terdistribusi merata. Beban tubuh secara tidak langsung ditopang oleh *screw*.

Semakin banyak *screw* yang menopang beban, maka nilai tegangan dan regangan pada daerah *screw* semakin berkurang karena terdistribusi ke seluruh *screw*.

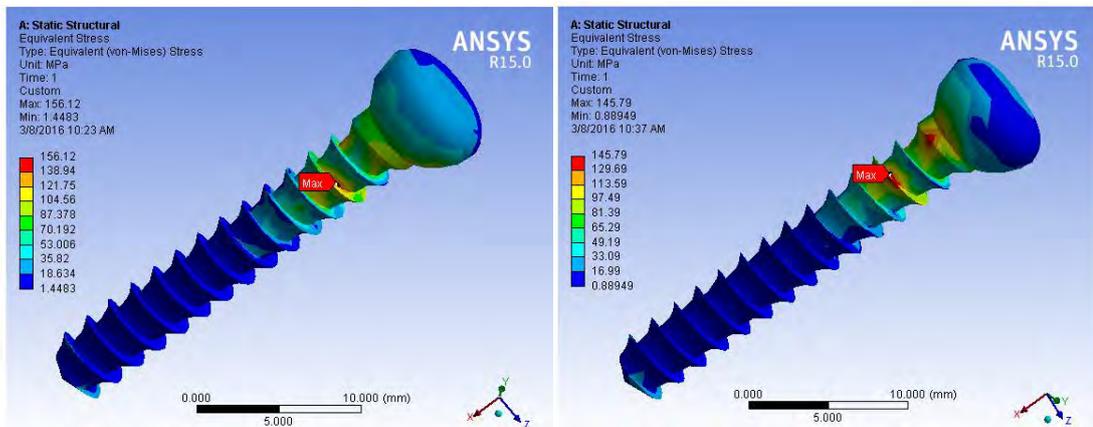
Variasi material penyusun tampak tidak berpengaruh besar karena nilai tegangan *von Mises* maksimum dan regangan yang dihasilkan tidak jauh berbeda. Hal ini dikarenakan keduanya memiliki unsur penyusun dan kandungan yang berbeda sedikit. Rata-rata dari keseluruhan data menunjukkan bahwa material SS316L memiliki nilai tegangan dan regangan yang sedikit lebih kecil dibandingkan dengan material SS304. Sebagai contoh, distribusi tegangan *von Mises* untuk jenis *plate slotted* dengan material SS316L ditunjukkan pada Gambar 4.3 dan regangan ditunjukkan pada Gambar 4.4. Dapat dilihat bahwa pada posisi 1 dan 2 memiliki nilai tegangan *von Mises* maksimum terkecil jika dibandingkan dengan posisi lainnya, masing-masing sebesar 126,36 MPa dan 131,89 MPa. Pada posisi yang sama, besarnya regangan masing-masing adalah 0,00065470 dan 0,00068338. Sementara distribusi tegangan *von Mises* dan regangan untuk material SS304 ditunjukkan pada Gambar 4.5 dan Gambar 4.6. Pada posisi 1 dan 2 memiliki tegangan *von Mises* maksimum sebesar 137,07 MPa dan 143,44 MPa dengan nilai regangan sebesar 0,00071015 dan 0,00074321. Untuk keseluruhan posisi, antara material SS316L dan SS304 memiliki perbedaan nilai tegangan *von Mises* antara 0,04 hingga 11 MPa dan regangan sebesar 0,00005 hingga 0,00013.

Berdasarkan Gambar 4.3 hingga 4.6 terlihat distribusi tegangan *von Mises* dan regangan untuk jenis *plate slotted* dengan material SS316L. Terdapat gradasi warna dari biru tua hingga merah. Daerah berwarna biru tua menunjukkan nilai tegangan *von Mises* dan regangan yang kecil, dan sebaliknya yaitu daerah berwarna merah nilai yang besar. Daerah yang memiliki nilai tegangan *von Mises* besar berada pada ulir yang terdekat dengan kepala *screw*, ditandai dengan distribusi tegangan berwarna kuning hingga merah. Daerah dengan nilai tegangan *von Mises* yang cukup besar itu terletak pada di dalam *plate* hingga pertemuan dengan tulang. Terdapat konsentrasi tegangan pada daerah tersebut karena *screw* berada pada daerah titik temu antara *plate* dan tulang, sehingga menahan beban juga yang diterima *plate* dan tulang. Sementara untuk bagian ulir yang terbenam seluruhnya di dalam tulang menunjukkan warna biru yang menandakan tegangan bernilai lebih kecil.



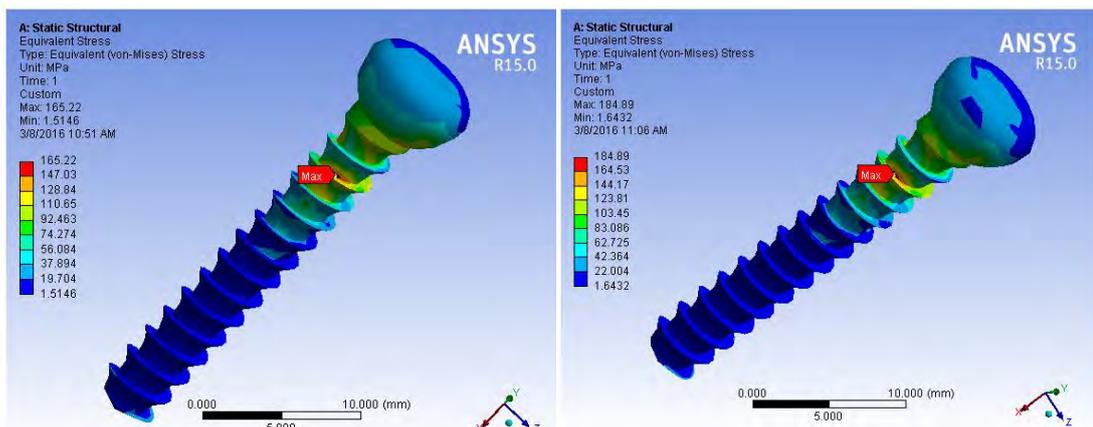
(a)

(b)



(c)

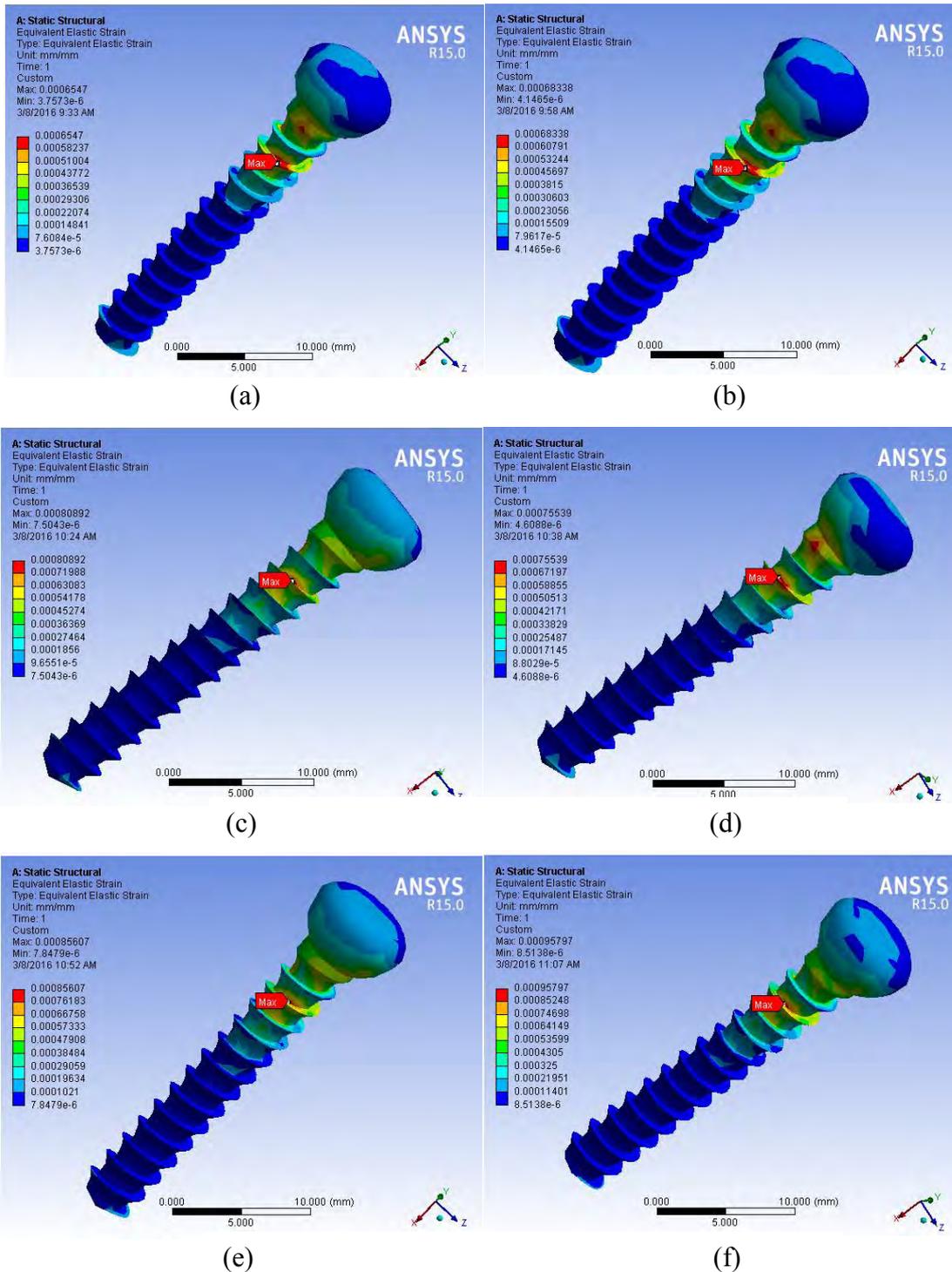
(d)



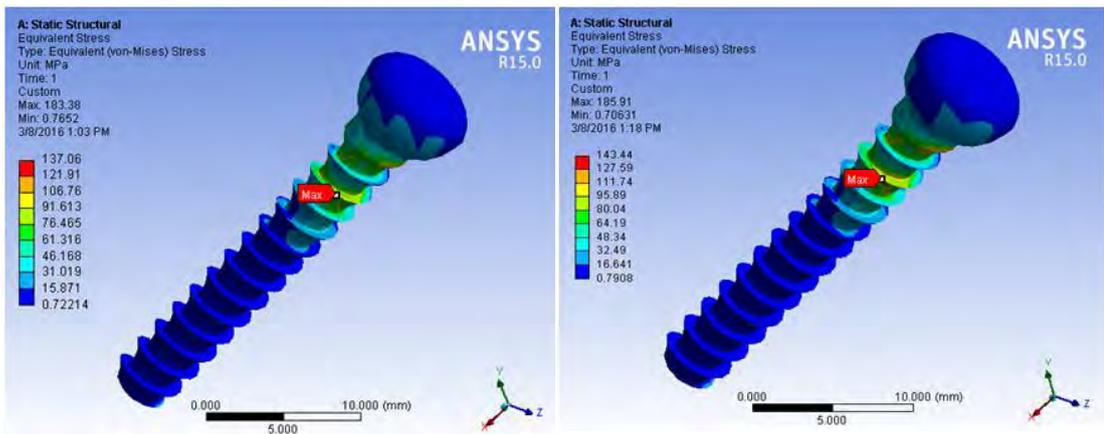
(e)

(f)

Gambar 4.3 Distribusi tegangan *von Mises* untuk diameter *screw* 4,5 mm dan jenis *plate slotted* material SS316L (a) posisi 1, (b) posisi 2, (c) posisi 3, (d) posisi 4, (e) posisi 5, dan (f) posisi 6.

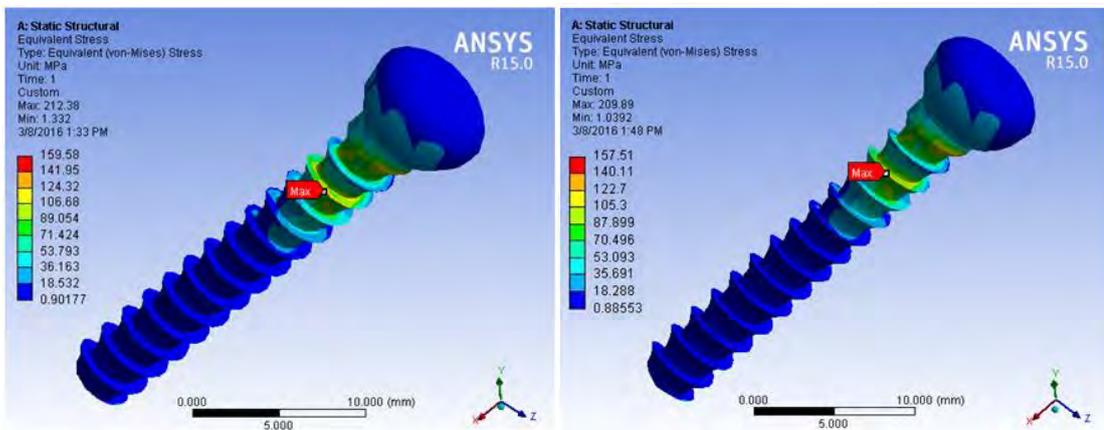


Gambar 4.4 Distribusi regangan untuk diameter *screw* 4,5 mm dan jenis *plate slotted* material SS316L (a) posisi 1, (b) posisi 2, (c) posisi 3, (d) posisi 4, (e) posisi 5, dan (f) posisi 6.



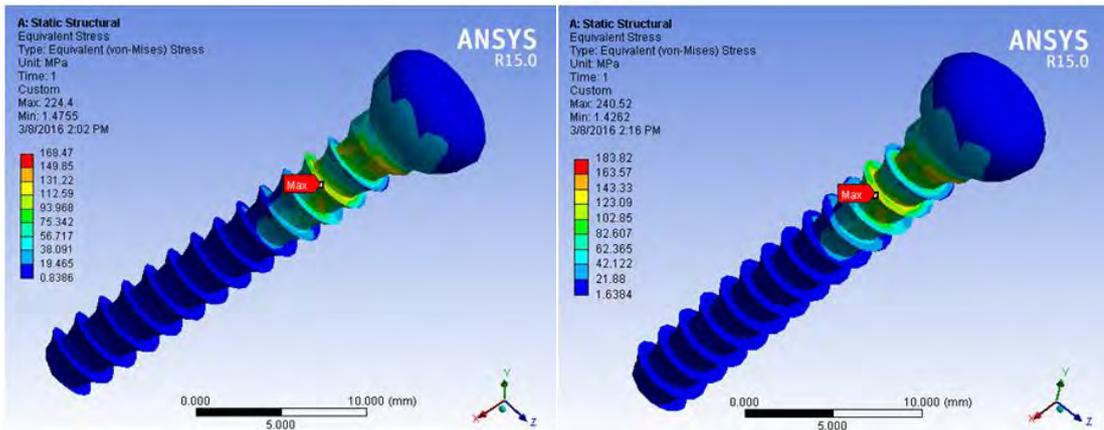
(a)

(b)



(c)

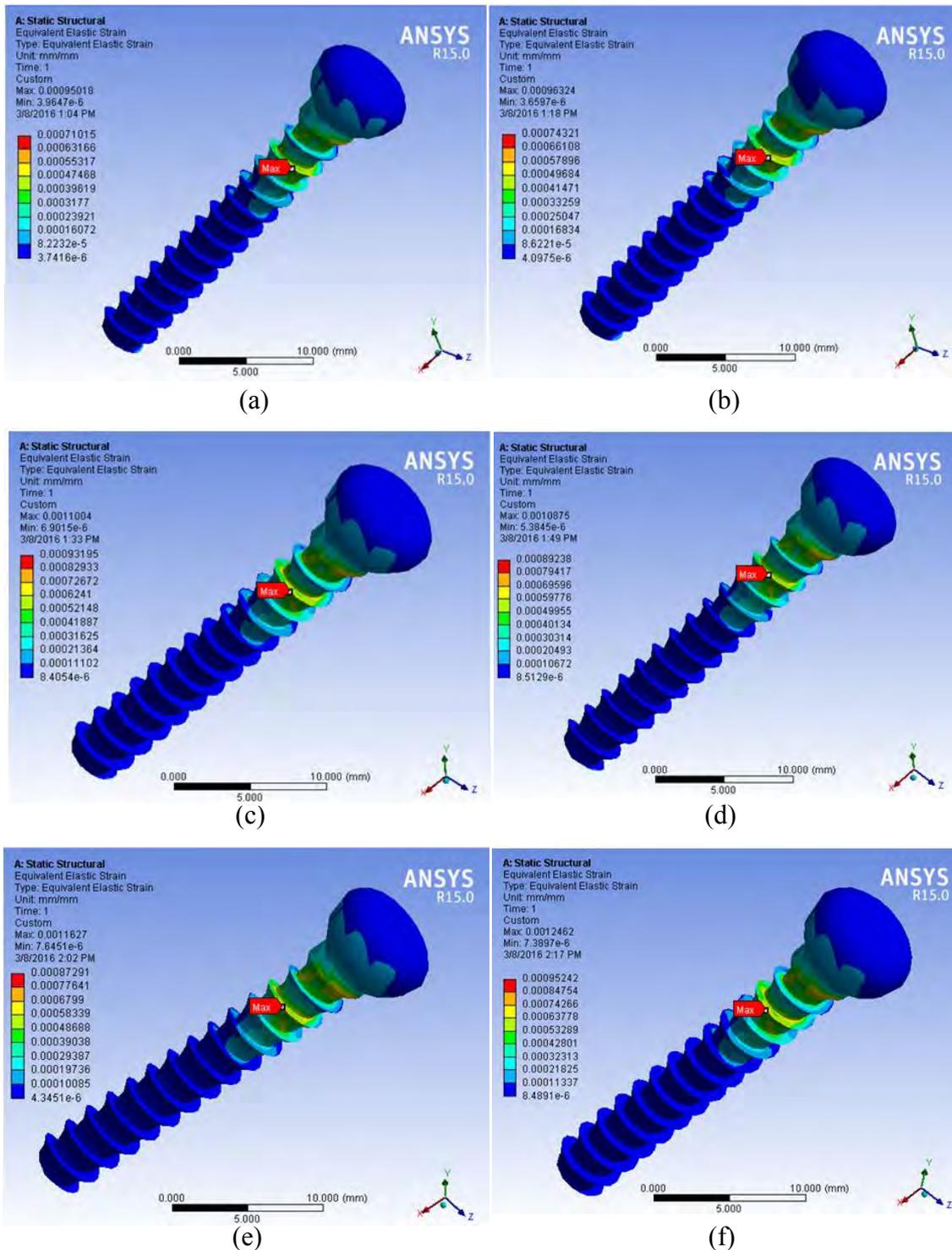
(d)



(e)

(f)

Gambar 4.5 Distribusi tegangan *von Mises* untuk diameter *screw* 4,5 mm dan jenis *plate slotted* material SS304 (a) posisi 1, (b) posisi 2, (c) posisi 3, (d) posisi 4, (e) posisi 5, dan (f) posisi 6.



Gambar 4.6 Distribusi regangan untuk diameter *screw* 4,5 mm dan jenis *plate slotted* material SS304 (a) posisi 1, (b) posisi 2, (c) posisi 3, (d) posisi 4, (e) posisi 5, dan (f) posisi 6.

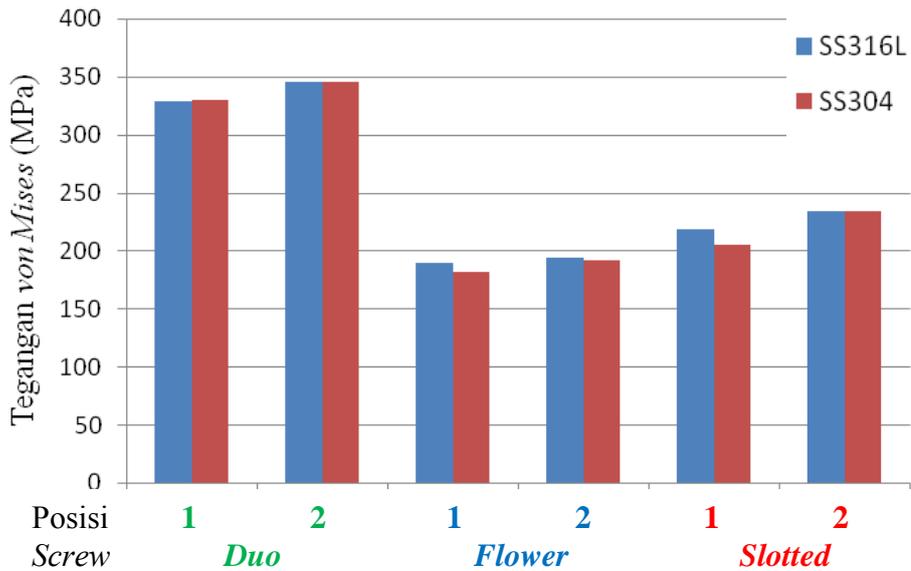
Pada seluruh variasi posisi, terlihat bahwa daerah kritis yang menunjukkan adanya konsentrasi tegangan terletak pada ujung ulir kedua dari atas ditandai dengan distribusi tegangan berwarna merah. Pada ulir tersebut merupakan ulir yang terletak di antara *plate* dan tulang. Jika dilihat dari arah beban, tegangan *von Mises* maksimum berada pada arah sama dengan arah beban. Hal ini menunjukkan bahwa adanya takikan yang cukup besar pada *plate* sehingga mendesak *screw* pada daerah tersebut untuk menahan agar *plate* tidak terdeformasi. Terjadi lokalisasi tegangan pada ulir yang dibuktikan dengan warna merah dari hasil simulasi. Lokalisasi tegangan pada ujung ulir yang besar sesuai dengan konsep bahwa tegangan akan terkonsentrasi pada ujung yang runcing.

Kondisi yang sama juga berlaku pada seluruh variasi jenis *plate* dan material penyusun. Daerah kritis yang berwarna merah juga terletak pada ujung ulir di antara *plate* dan tulang. Perbedaan hanya terletak pada nilai tegangan *von Mises* maksimum yang ditunjukkan masing-masing variasi (Lampiran B). Kondisi paling baik adalah untuk jenis *plate slotted* dengan variasi penyusunan 1 yaitu sebesar 126,36 MPa. Jika dibandingkan dengan nilai tegangan luluh (*yield strength*), maka nilai tersebut masih berada di bawah dari tegangan luluh material SS316L. Nilai tegangan luluh untuk SS316L adalah 170 MPa dan untuk SS304 adalah 205 MPa.

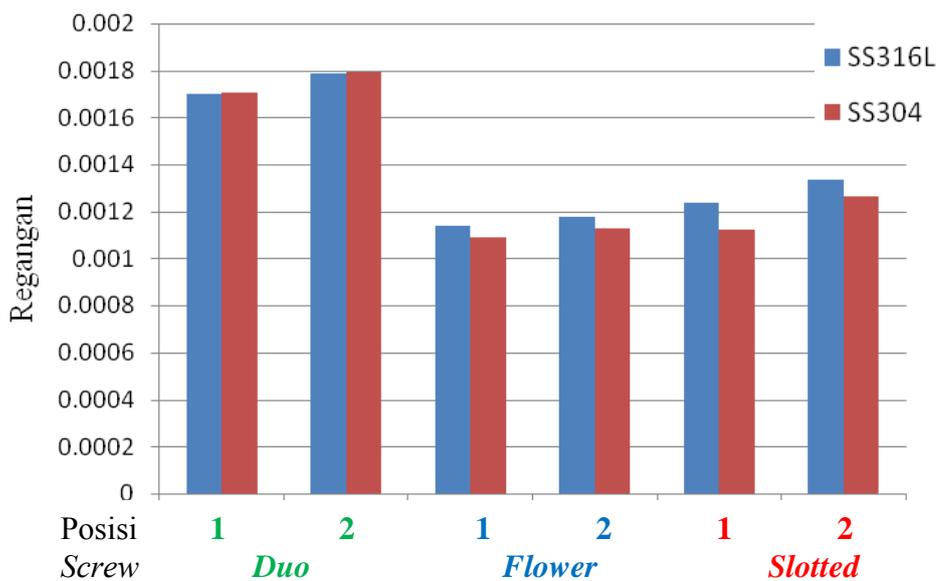
Untuk desain *plate slotted* dapat dilihat bahwa pada material SS316L memiliki nilai tegangan *von Mises* maksimum yang berada di bawah nilai *yield strength* adalah pada posisi penyusunan 1 hingga 5. Sementara untuk material SS304 secara keseluruhan berada di bawah nilai *yield strength*. Untuk desain *plate duo* pada material SS316L secara keseluruhan memiliki nilai tegangan *von Mises* maksimum yang berada di atas nilai *yield strength*, sehingga dapat dikatakan gagal. Sementara untuk material SS304 hanya posisi 1 dan 2 yang dikatakan aman. Untuk desain *plate flower* terlihat bahwa pada material SS316L memiliki nilai tegangan *von Mises* maksimum yang berada di bawah nilai *yield strength* adalah pada posisi penyusunan 1 hingga 3. Sementara untuk material SS304 adalah pada posisi penyusunan 1 hingga 4. Dengan demikian, kriteria *screw* optimum adalah untuk posisi peletakkan 1 dan 2 yang kemudian diaplikasikan pada seluruh variasi diameter *screw* lainnya.

#### 4.1.2 Analisis Tegangan dan Regangan Untuk Diameter *Screw* 4,0 mm

Data tegangan *von Mises* maksimum dan regangan untuk diameter *screw* 4,0 mm dilampirkan pada Lampiran C. Data tersebut kemudian direpresentasikan dalam sebuah diagram batang pada Gambar 4.7 untuk tegangan *von Mises* maksimum dan Gambar 4.8 untuk regangan.



Gambar 4.7 Tegangan *von Mises* maksimum pada *screw* untuk diameter 4,0 mm.



Gambar 4.8 Regangan pada *screw* untuk diameter 4,0 mm.

Untuk diameter *screw* 4,0 mm telah dilakukan pengerjaan untuk jenis *plate duo*, *flower*, dan *slotted*. Kedua grafik tersebut memperlihatkan bahwa semakin tinggi tegangan, maka regangan juga akan naik, begitupun sebaliknya. Dengan kata lain nilai tegangan dan regangan berbanding lurus. Variasi jenis material penyusun tampak tidak berpengaruh karena nilai tegangan *von Mises* maksimum dan regangan yang dihasilkan sama. Hal ini dikarenakan keduanya memiliki unsur penyusun dan kandungan yang berbeda sedikit. Sifat mekanik keduanya pun tidak jauh berbeda. Jika dibandingkan dengan nilai tegangan luluh, maka untuk *screw* 4,0 mm yang dikombinasikan dengan *plate duo* tidak memenuhi kriteria *von Mises*, karena memiliki nilai tegangan di atas tegangan luluh material. Begitu pula untuk jenis *plate slotted*. Keduanya memiliki nilai tegangan *von Mises* maksimum di atas nilai tegangan luluhnya. Hal ini berlaku untuk segala jenis variasi material.

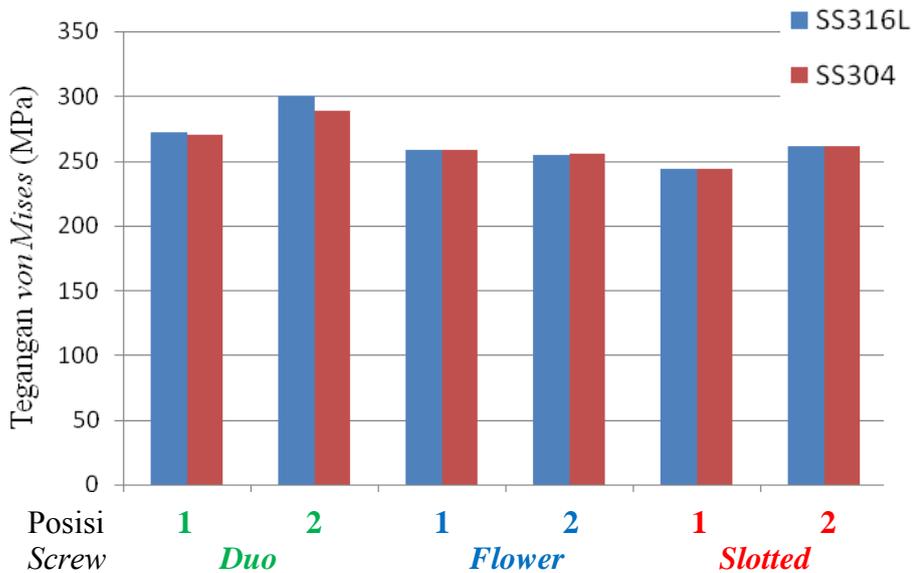
Sementara untuk jenis *plate flower*, *screw* dengan material SS304 masih dapat dikategorikan aman dikarekan nilai tegangan *von Mises* berada di bawah tegangan luluh material. Masing-masing bernilai 181,22 MPa untuk posisi 1 dan 192,19 MPa untuk posisi 2. Sementara untuk material SS316L tidak ada yang memenuhi kriteria. Sehingga dapat dikatakan bahwa diameter *screw* 4,0 cm yang aman dapat diaplikasikan adalah untuk material SS304 dengan kombinasi *plate flower*. Sama seperti untuk diameter *screw* 4,5 mm, daerah kritis yang menunjukkan adanya konsentrasi tegangan terletak pada ujung ulir kedua dari atas ditandai dengan distribusi tegangan berwarna merah, yaitu pada ulir yang terletak di antara *plate* dan tulang.

#### **4.1.3 Analisis Tegangan dan Regangan Untuk Diameter Screw 3,5 mm**

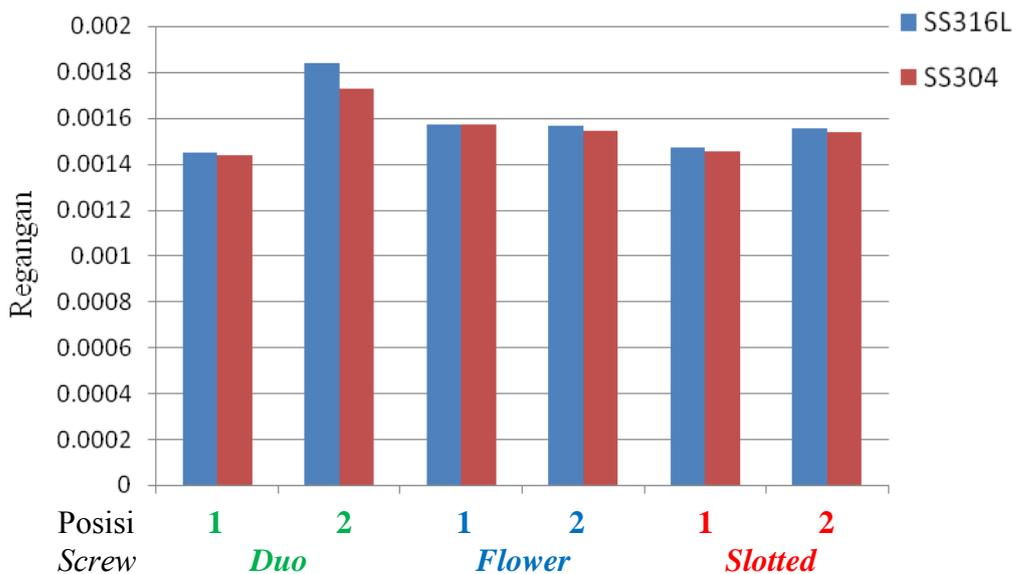
Data tegangan *von Mises* maksimum dan regangan untuk diameter *screw* 3,5 mm dilampirkan pada Lampiran D. Data tersebut kemudian direpresentasikan dalam sebuah diagram batang pada Gambar 4.9 untuk tegangan *von Mises* maksimum dan Gambar 4.10 untuk regangan. Untuk diameter *screw* 3,5 mm telah dilakukan pengerjaan untuk jenis *plate duo* dan *slotted* sama seperti diameter *screw* 4,0 mm.

Sama seperti variasi diameter sebelumnya, berdasarkan kedua grafik tersebut dapat diketahui bahwa nilai tegangan dan regangan berbanding lurus.

Semakin tinggi tegangan, maka regangan juga akan naik, begitupun sebaliknya. Variasi jenis material penyusun tampak tidak terlalu berpengaruh karena nilai tegangan *von Mises* maksimum dan regangan yang dihasilkan tidak begitu jauh berbeda. Hal ini dikarenakan keduanya memiliki unsur penyusun dan kandungan yang berbeda sedikit. Sifat mekanik keduanya pun tidak jauh berbeda. meliputi modulus Young, modulus geser, dan rasio Poisson sama.



Gambar 4.9 Tegangan *von Mises* maksimum pada *screw* untuk diameter 3,5 mm.

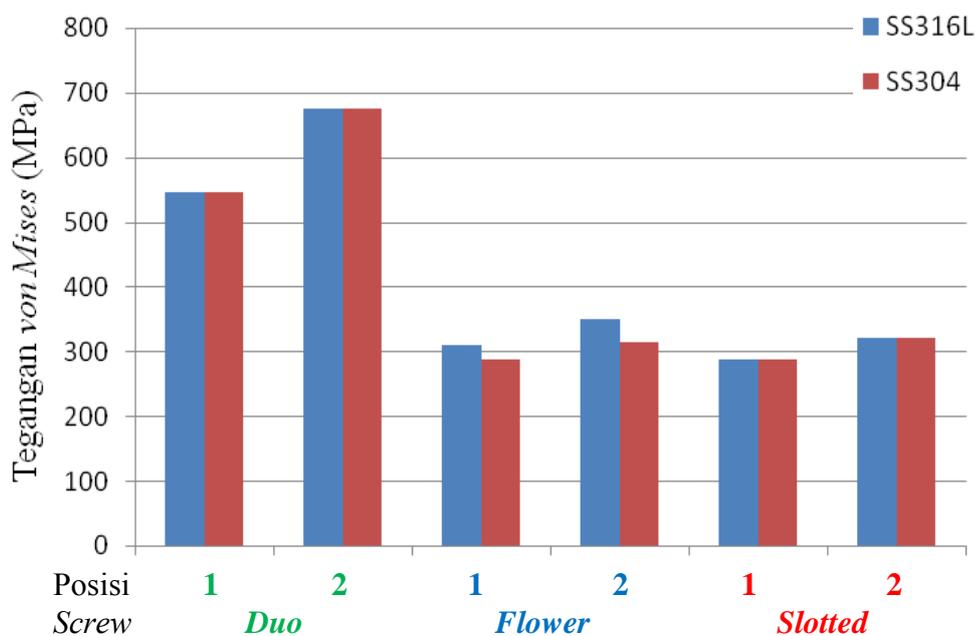


Gambar 4.10 Regangan pada *screw* untuk diameter 3,5 mm.

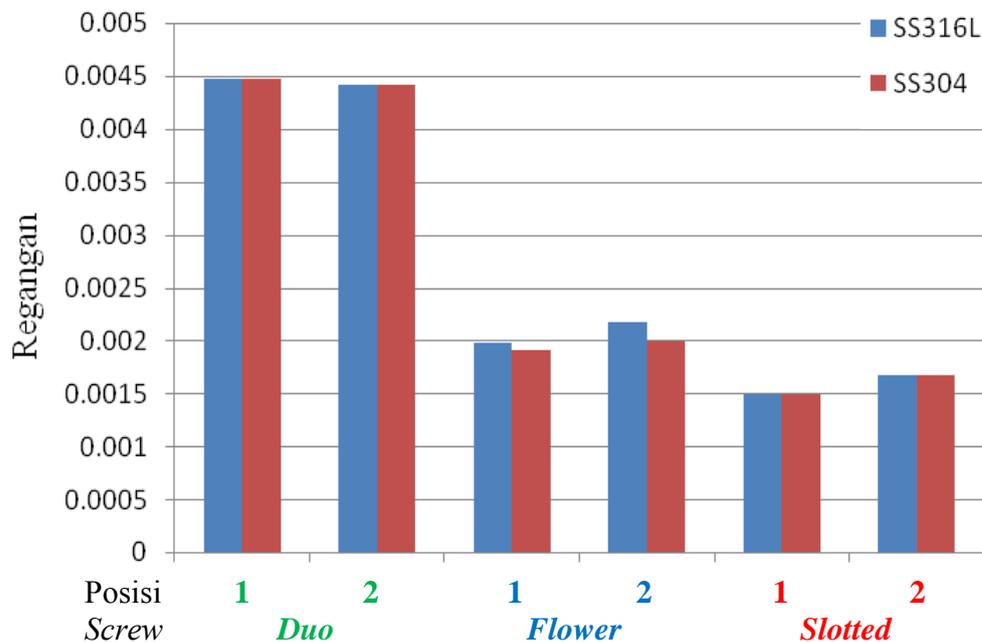
Jika dibandingkan dengan nilai tegangan luluh, maka untuk screw 3,5 mm yang dikombinasikan dengan *plate duo*, *flower*, maupun *slotted* secara keseluruhan tidak memenuhi kriteria *von Mises*, karena memiliki nilai tegangan di atas tegangan luluh material. Ketiganya memiliki nilai tegangan *von Mises* maksimum di atas nilai tegangan luluhnya. Hal ini berlaku untuk segala jenis variasi material, baik SS316L maupun SS304. Sehingga dapat dikatakan bahwa diameter *screw* 3,5 mm tidak memenuhi kriteria *von Mises* dan gagal. Daerah kritis yang menunjukkan adanya konsentrasi tegangan terletak pada ujung ulir kedua dari atas ditandai dengan distribusi tegangan berwarna merah, yaitu pada ulir yang terletak di antara *plate* dan tulang. Sementara untuk bagian ulir yang terbenam seluruhnya di dalam tulang menunjukkan warna biru yang menandakan tegangan bernilai lebih kecil.

#### 4.1.4 Analisis Tegangan dan Regangan Untuk Diameter *Screw* 3,0 mm

Data tegangan *von Mises* maksimum dan regangan untuk diameter *screw* 3,0 mm dilampirkan pada Lampiran E. Data tersebut kemudian direpresentasikan dalam sebuah diagram batang pada Gambar 4.11 untuk tegangan *von Mises* maksimum dan Gambar 4.12 untuk regangan.



Gambar 4.11 Tegangan *von Mises* maksimum pada *screw* untuk diameter 3,0 mm.

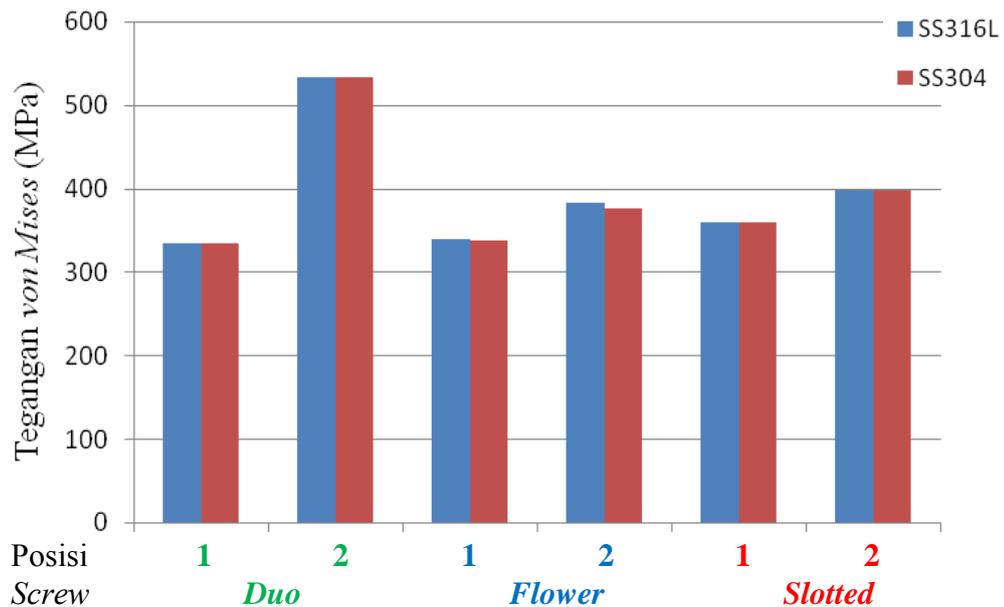


Gambar 4.12 Regangan pada *screw* untuk diameter 3,0 mm

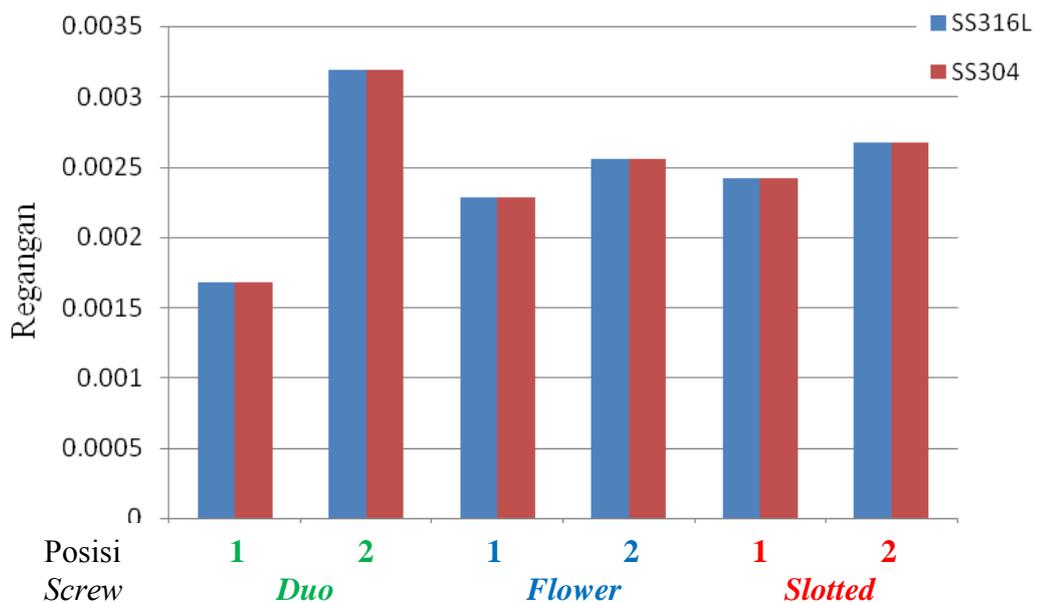
Untuk diameter *screw* 3,0 mm telah dilakukan pengerjaan untuk jenis *plate duo*, *flower*, dan *slotted* sama seperti diameter 4,0 mm. Variasi jenis material penyusun tampak tidak terlalu berpengaruh karena nilai tegangan *von Mises* maksimum dan regangan yang dihasilkan tidak begitu jauh berbeda. Jika dibandingkan dengan nilai tegangan luluh, maka untuk *screw* 3,0 mm yang dikombinasikan dengan *plate duo* maupun *slotted* tidak memenuhi kriteria *von Mises*, karena memiliki nilai tegangan di atas tegangan luluh material. Ketiganya memiliki nilai tegangan *von Mises* maksimum di atas nilai tegangan luluhnya. Hal ini berlaku untuk segala jenis variasi material. Sehingga dapat dikatakan bahwa diameter *screw* 3,0 cm tidak memenuhi kriteria *von Mises* dan gagal. Daerah kritis yang menunjukkan adanya konsentrasi tegangan terletak pada ujung ulir kedua dari atas ditandai dengan distribusi tegangan berwarna merah, yaitu pada ulir yang terletak di antara *plate* dan tulang. Sementara untuk bagian ulir yang terbenam seluruhnya di dalam tulang menunjukkan warna biru yang menandakan tegangan bernilai lebih kecil. Daerah kritis yang menunjukkan adanya konsentrasi tegangan tersebut terletak pada ujung ulir sesuai dengan konsep bahwa tegangan akan terkonsentrasi pada ujung yang runcing.

#### 4.1.5 Analisis Tegangan dan Regangan Untuk Diameter *Screw* 2,7 mm

Data tegangan *von Mises* maksimum dan regangan untuk diameter *screw* 2,7 mm dilampirkan pada Lampiran F. Data tersebut kemudian direpresentasikan dalam sebuah diagram batang pada Gambar 4.13 untuk tegangan *von Mises* maksimum dan Gambar 4.14 untuk regangan.



Gambar 4.13 Tegangan *von Mises* maksimum pada *screw* untuk diameter 2,7 mm.



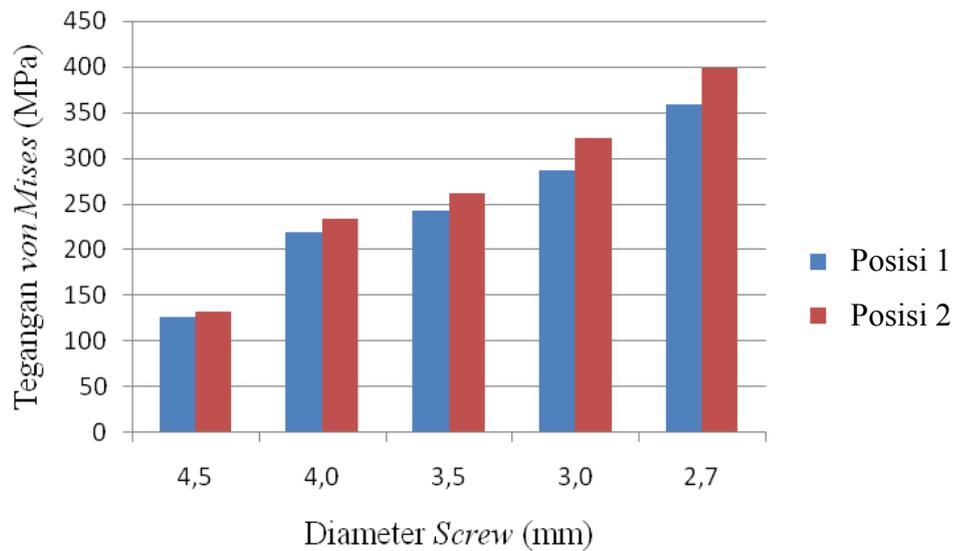
Gambar 4.14 Regangan pada *screw* untuk diameter 2,7 mm.

Dari kedua grafik tersebut menunjukkan hubungan antara tegangan dan regangan yaitu bahwa semakin tinggi tegangan maka regangan juga akan naik, begitupun sebaliknya. Dengan kata lain nilai tegangan dan regangan berbanding lurus. Dari semua jenis desain *plate* yang digunakan, dapat dilihat bahwa untuk jenis *plate duo* memiliki nilai tegangan *von Mises* maksimum dan regangan yang paling besar dibanding jenis *plate* lainnya. Sementara untuk nilai terkecil berada pada *screw* dengan kombinasi *plate slotted*. Adanya *slotted* atau wilayah yang landai pada *plate*, mempengaruhi distribusi tegangan pada *screw* dan meminimalisasi tegangan tersebut terlokalisasi pada satu titik. Maka dapat dikatakan bahwa *screw* lebih cocok jika dikombinasikan dengan *plate slotted* karena nilai tegangan *von Mises* maksimum yang kecil. Variasi jenis material penyusun tampak tidak terlalu berpengaruh karena nilai tegangan *von Mises* maksimum dan regangan yang dihasilkan tidak begitu jauh berbeda. Hal ini dikarenakan keduanya memiliki unsur penyusun dan kandungan yang berbeda sedikit. Sifat mekanik keduanya pun tidak jauh berbeda.

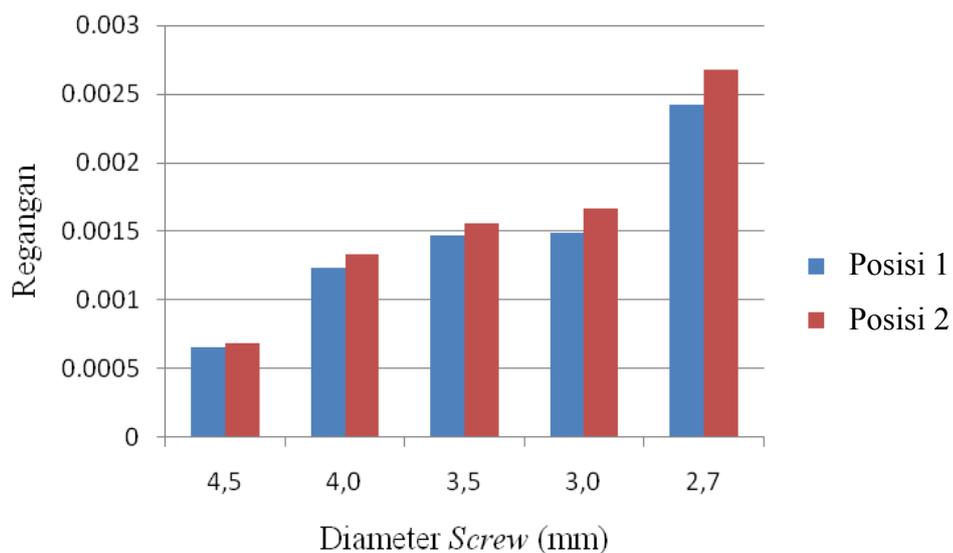
Namun jika dibandingkan dengan nilai tegangan luluh, maka untuk *screw* 2,7 mm yang dikombinasikan dengan seluruh jenis *plate* tidak memenuhi kriteria *von Mises*, karena memiliki nilai tegangan *von Mises* maksimum di atas tegangan luluh material. Hal ini berlaku untuk segala jenis variasi material. Sehingga dapat dikatakan bahwa diameter *screw* 2,7 cm tidak memenuhi kriteria *von Mises* dan gagal. Sama seperti untuk diameter *screw* lainnya, daerah kritis yang menunjukkan adanya konsentrasi tegangan terletak pada ujung ulir kedua dari atas ditandai dengan distribusi tegangan berwarna merah, yaitu pada ulir yang terletak di antara *plate* dan tulang. Terdapat konsentrasi tegangan pada daerah tersebut karena *screw* berada pada daerah titik temu antara *plate* dan tulang, sehingga menahan beban juga yang diterima *plate* dan tulang. Sementara untuk bagian ulir yang terbenam seluruhnya di dalam tulang menunjukkan warna biru yang menandakan tegangan bernilai lebih kecil.

Semakin kecil diameter *screw*, maka nilai tegangan *von Mises* maksimum dan regangannya semakin ikut besar. Gambar 4.15 dan 4.16 menunjukkan perbandingan variasi diameter *screw* terhadap tegangan *von Mises* maksimum dan regangan pada material SS316L untuk posisi penyusunan 1 dan 2. Dari kedua

grafik tersebut juga memperlihatkan bahwa tegangan dan regangan saling berkaitan karena semakin besar tegangan maka regangan juga bertambah besar. Jika dikaitkan dengan diameter, terlihat semakin besar diameter *screw* maka nilai tegangan dan regangannya besar juga. Tegangan dan regangan bertambah besar berkisar 20-70% seiring bertambahnya diameter *screw* dari nilai mula-mula.



Gambar 4.15 Tegangan *von Mises* maksimum *screw* untuk material SS316L kombinasi *plate slotted*.



Gambar 4.16 Regangan *screw* untuk material SS316L kombinasi *plate slotted*.

Untuk variasi jumlah dan posisi optimal penyusunan *screw*, diperoleh hasil optimum pada posisi 1 dan 2 karena nilainya berada di bawah nilai *yield strength* material masing-masing dan memiliki nilai tegangan *von Mises* maksimum dan regangan yang paling kecil dibandingkan posisi lainnya. Namun jika melihat Gambar 4.15 dan 4.16 maka posisi 1 lebih baik dibanding posisi 2. Jumlah *screw* yang lebih banyak menyebabkan distribusi tegangan lebih tersebar merata, sehingga nilainya menjadi lebih kecil.

Dengan demikian maka dari seluruh variasi diameter *screw*, maka yang memenuhi kriteria *von Mises* adalah pada variasi diameter *screw* 4,5 mm yang dikombinasikan dengan desain *plate slotted* pada posisi penyusunan 1. Hal ini terbukti dari distribusi tegangan *von Mises* yang merata dan nilai maksimum yang masih di bawah nilai tegangan luluh material. Variasi jenis material tampak tidak begitu mempengaruhi distribusi tegangan *von Mises* tersebut, namun rata-rata menunjukkan bahwa material SS316L memiliki nilai tegangan *von Mises* maksimum dan regangan yang sedikit lebih kecil jika dibandingkan dengan SS304. Material SS304 memiliki nilai tegangan luluh di atas SS316L, sehingga memiliki toleransi tegangan *von Mises* maksimum yang lebih besar.

Diameter dan komposisi tulang Asia, khususnya ras Mongoloid, dengan beban tubuh rata-rata 550 N sangat mempengaruhi kestabilan mekanik dari *screw* yang ditanam. Diameter *screw* yang kecil diindikasikan tidak mampu memperbaiki fraktur tulang karena tidak mampu menopang beban yang diberikan. Kondisi ini juga berlaku ketika beban tubuh semakin besar. Hal tersebut ditandai dengan nilai dari tegangan *von Mises* maksimum pada diameter *screw* kecil sangat besar di atas nilai tegangan luluhnya. Hal ini semakin menguatkan hipotesa bahwa untuk diameter *screw* kecil akan terjadi deformasi plastis, sehingga menyebabkan kegagalan mekanik dan tidak dapat memperbaiki fraktur tulang. Tujuan dari implan ortopedi berupa *plate* dan *screw* ini adalah untuk memperbaiki fraktur tulang dengan cara merekatkannya kembali, sehingga kondisi ideal untuk kedua implan ini adalah tidak boleh terjadi deformasi plastis. Selain itu, agar pasien tidak merasakan nyeri yang begitu besar maka dapat dilihat dari nilai tegangan dan regangan pada *plate*, *screw*, dan tulang. Semakin kecil nilainya, maka diindikasikan rasa nyeri yang ditimbulkan tidak besar.

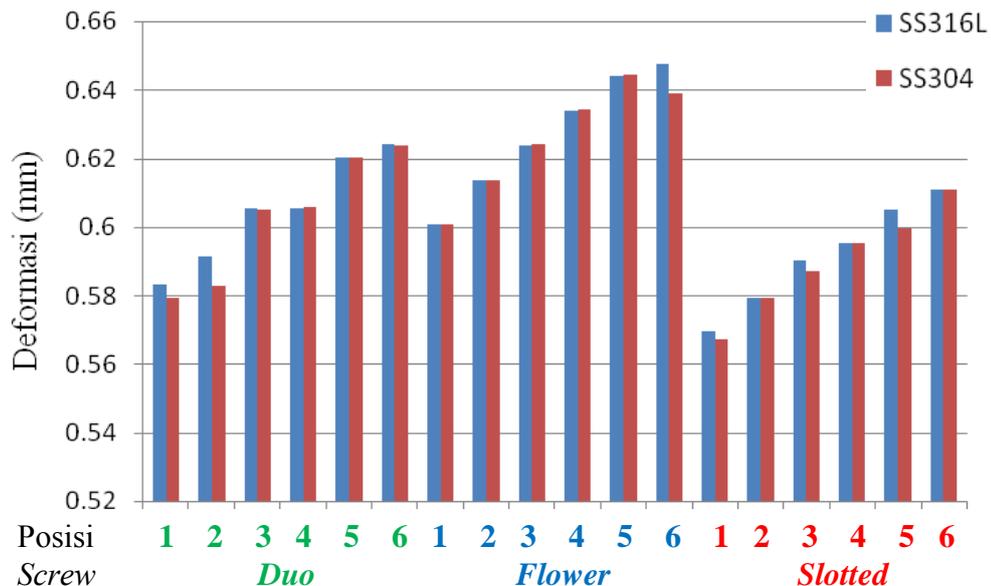
## 4.2 Analisis Total Deformasi

Berdasarkan hasil simulasi *assembly* di ANSYS 15.0 *workbench* didapatkan data tegangan (*stress*) dan regangan (*strain*) seperti yang terlampir pada Lampiran G, H, I, J, dan K.

### 4.2.1 Analisis Total Deformasi Untuk Diameter Screw 4,5 mm

Data total deformasi untuk diameter *screw* 4,5 mm dilampirkan pada Lampiran G dan direpresentasikan dalam sebuah diagram batang pada Gambar 4.17. Dari Gambar 4.17 terlihat bahwa deformasi tidak mencapai nilai 1 mm, sehingga bentuk lengkungan itu tidak terlihat. Pada diameter *screw* 4,5 mm telah dilakukan simulasi dengan seluruh jenis desain *plate*. Sama seperti nilai tegangan *von Mises* maksimum dan regangan, pada nilai total deformasi juga nyaris tidak ada perbedaan antara material SS316L dan SS304.

Deformasi terkecil terdapat pada posisi *screw* 1 dan 2, serta akan bertambah besar seiring dengan variasi jumlah *screw* yang dikurangi. Hal ini juga sebanding dengan nilai tegangan *von Mises* maksimum dan regangan. Total deformasi menunjukkan seberapa besar deformasi terjadi ketika *assembly* diberi beban. Deformasi yang terjadi pada *screw* adalah dalam bentuk *screw* bertambah melengkung ke arah sumber beban.



Gambar 4.17 Deformasi total pada *screw* untuk diameter 4,5 mm.

Berdasarkan grafik tersebut dapat diketahui bahwa nilai deformasi akan bertambah besar ketika jumlah *screw* dikurangi. Jika dibandingkan dengan grafik tegangan dan regangan, maka nilai deformasi serta tegangan dan regangan berbanding lurus. Semakin tinggi deformasi tegangan, maka tegangan dan regangan juga akan naik, begitupun sebaliknya. Dari semua jenis desain *plate* yang digunakan, dapat dilihat bahwa untuk jenis *plate flower* memiliki nilai deformasi yang paling besar dibanding jenis *plate* lainnya. Sementara untuk nilai terkecil berada pada *screw* dengan kombinasi *plate slotted*, dan *screw* dengan *plate duo* berada di antara keduanya. Adanya *slotted* atau wilayah yang landai pada *plate*. mempengaruhi distribusi tegangan pada *screw* dan meminimalisasi tegangan tersebut terlokalisasi pada satu titik. Tegangan yang besar ini menyebabkan nilai deformasi yang besar juga. Maka dapat dikatakan bahwa *screw* lebih cocok jika dikombinasikan dengan *plate slotted* karena nilai deformasi yang kecil. Perbedaan nilai deformasi total pada *screw* yang dikombinasikan dengan desain *plate slotted* dengan desain *plate duo* berkisar 0,003 hingga 0,02 mm. sedangkan jika dibandingkan dengan *screw* yang dikombinasikan dengan desain *plate flower* adalah berkisar 0,02 hingga 0,04 mm.

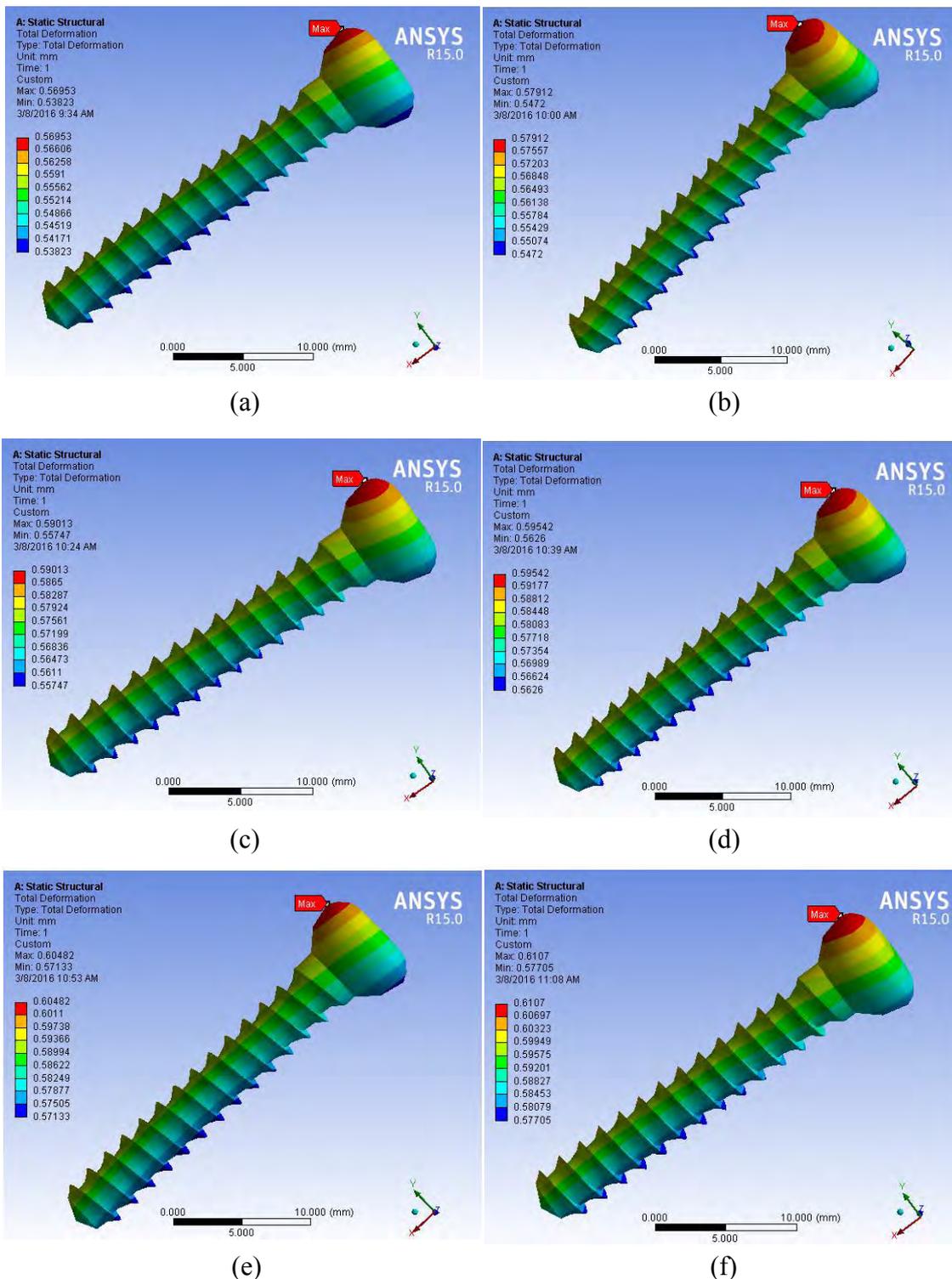
Sementara dari berbagai jenis variasi jumlah dan posisi *screw* yang diberikan, posisi 1 dengan lubang terisi penuh *screw* memiliki nilai deformasi terkecil. Diikuti dengan posisi 2 yang memiliki nilai deformasi yang cukup kecil pula. Jadi dapat dikatakan bahwa untuk posisi peletakan 1 dan 2 memiliki nilai deformasi terbaik dibandingkan dengan posisi peletakan lainnya. Hal ini terbukti pula untuk semua variasi desain *plate*, yaitu nilai regangan dan tegangan *von Mises* maksimum terkecil terletak pada posisi penyusunan 1 dan 2. Ketika jumlah *screw* dikurangi, nilai deformasi juga bertambah besar. Sehingga untuk diameter *screw* lainnya hanya akan diterapkan pada posisi 1 dan 2.

Variasi material penyusun tampak tidak berpengaruh besar karena nilai deformasi total yang dihasilkan tidak jauh berbeda. Hal ini dikarenakan keduanya memiliki unsur penyusun dan kandungan yang berbeda sedikit. Sifat mekanik keduanya pun tidak jauh berbeda. Dari keseluruhan dapat dilihat bahwa material SS316L memiliki nilai deformasi yang sedikit lebih besar dibanding dengan material SS304. Sebagai contoh, distribusi total deformasi untuk jenis *plate*

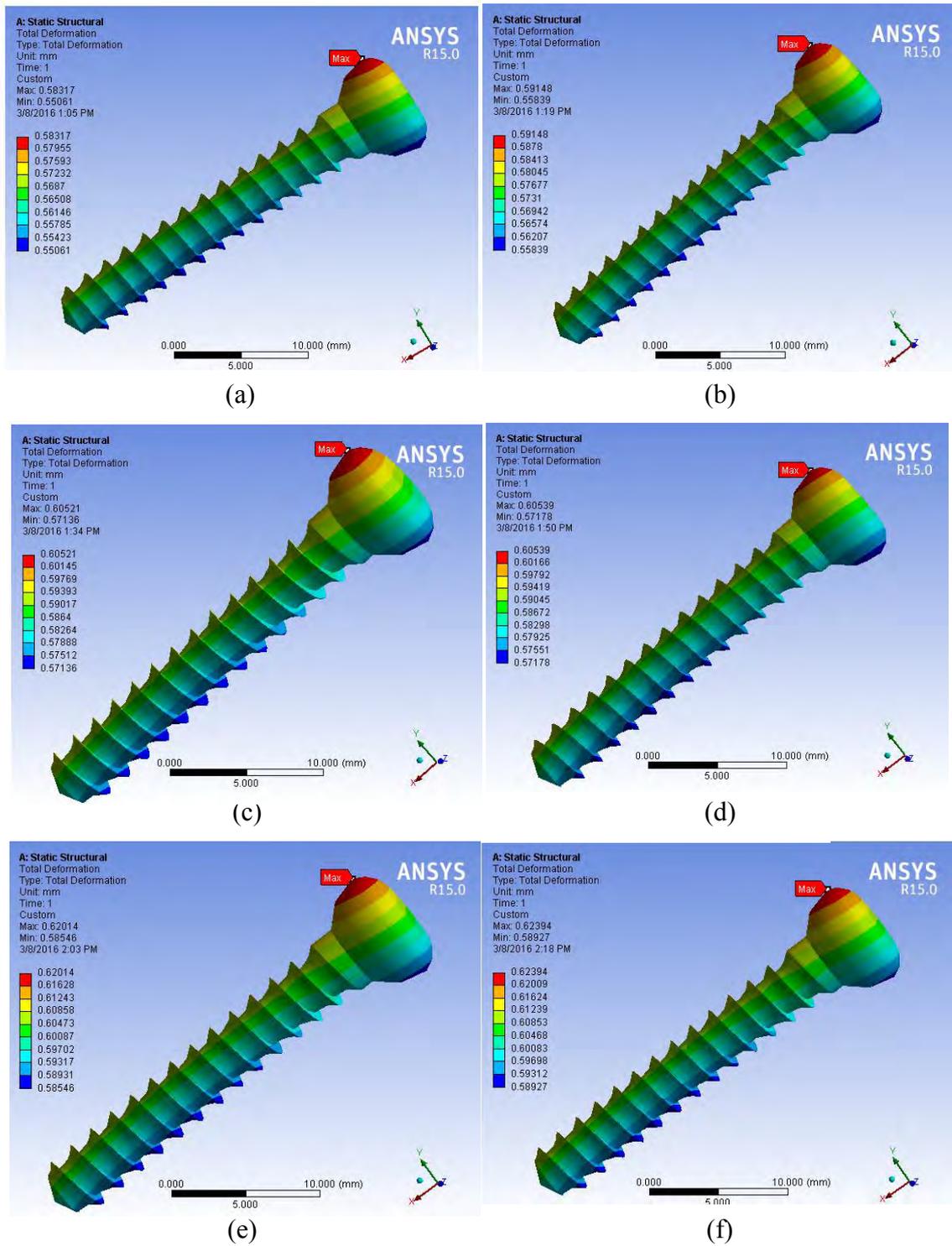
*slotted* dengan material SS316L ditunjukkan pada Gambar 4.18. Nilai deformasi pada posisi 1 adalah sebesar 0,56953 mm dan pada posisi 2 adalah sebesar 0,57912 mm. Sementara untuk material SS304 pada posisi yang sama memiliki nilai deformasi total sebesar 0,56736 mm dan 0,57944. Untuk keseluruhan posisi, antara material SS316L dan SS304 memiliki perbedaan nilai deformasi total antara 0 hingga 0.008 mm. Sementara untuk Gambar 4.19 dan gambar 4.20 adalah distribusi deformasi total pada *screw* yang dikombinasikan pada plate *duo* dan *flower*.

Berdasarkan Gambar 4.18 terlihat distribusi deformasi untuk jenis *plate slotted* dengan material SS316L. Sama halnya dengan pemabahan tegangan *von Mises* maksimum dan regangan sebelumnya, pada daerah berwarna biru tua menunjukkan nilai deformasi yang kecil, dan sebaliknya yaitu daerah berwarna merah menunjukkan deformasi yang besar. Daerah yang memiliki nilai deformasi besar berada ujung kepala *screw* yang berlawanan arah dengan arah pembebanan, ditandai dengan distribusi tegangan berwarna merah. Hal ini menunjukkan bahwa adanya desakan dari *plate* ketika terkena beban. Kepala *screw* berfungsi untuk menahan *plate* agar tidak bergerak dan terlepas dari tulang, sehingga bagian kepala *screw* mengalami deformasi yang besar. Bagian dalam ulir juga menunjukkan gradasi warna dari biru hingga kuning. Gradasi warna tersebut selaras dengan gradasi warna yang berada di kepala *screw*. Deformasi pada bagian ujung kepala *screw* yang berwarna merah bernilai sangat kecil dan tidak sampai 1 mm, maka bentuk deformasi tidak tampak jelas. Namun arah deformasi yang besar tersebut juga searah dengan arah deformasi pada *plate* dan tulang.

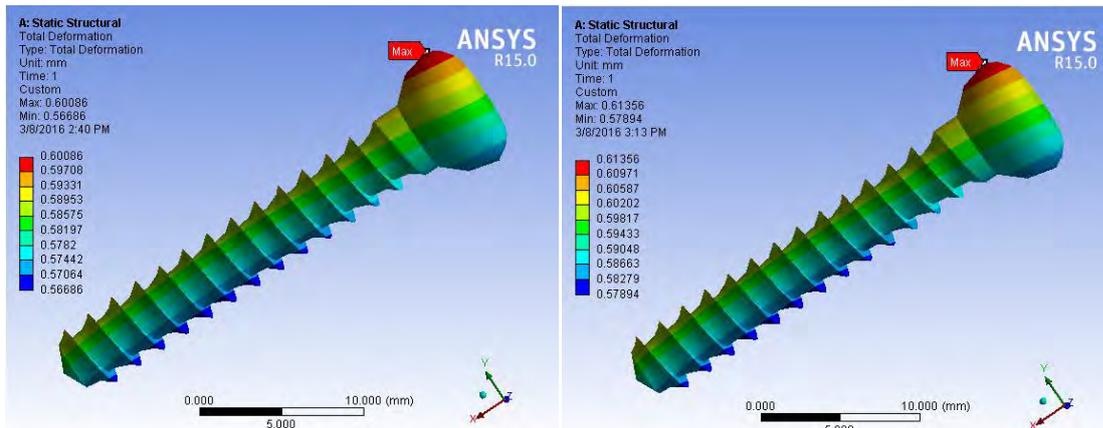
Sama halnya dengan deformasi total pada *screw* yang dikombinasikan dengan desain plate *duo* dan *flower*. Gambar 4.19 terlihat distribusi deformasi untuk jenis *plate duo* dan Gambar 4.20 merupakan deformasi untuk jenis *plate flower* dengan material SS316L. Bagian dalam ulir menunjukkan gradasi warna dari biru hingga kuning. Gradasi warna tersebut selaras dengan gradasi warna yang berada di kepala *screw*. Daerah yang memiliki nilai deformasi besar berada ujung kepala *screw* yang berlawanan arah dengan arah pembebanan, ditandai dengan distribusi tegangan berwarna merah.



Gambar 4.18 Distribusi total deformasi untuk diameter *screw* 4,5 mm dan jenis *plate slotted* material SS316L (a) posisi 1, (b) posisi 2, (c) posisi 3, (d) posisi 4, (e) posisi 5, dan (f) posisi 6.

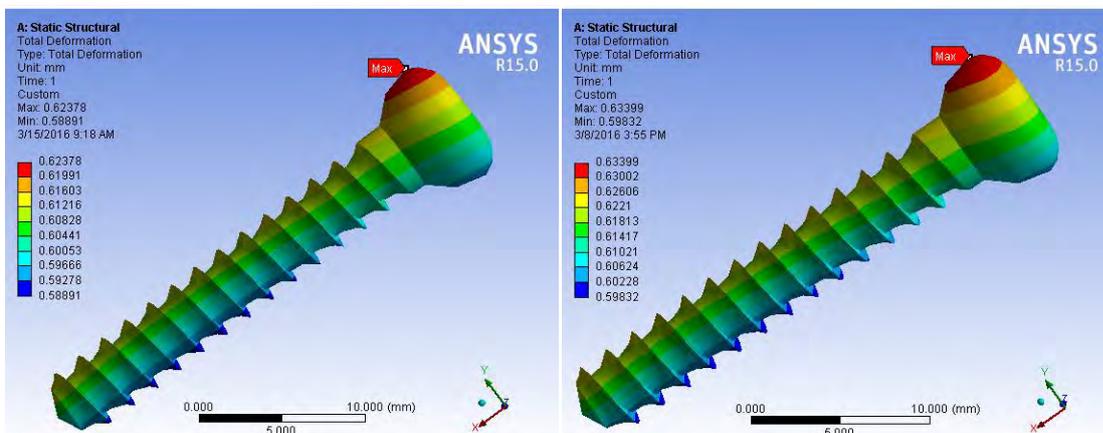


Gambar 4.19 Distribusi total deformasi untuk diameter *screw* 4,5 mm dan jenis *plate duo* material SS316L (a) posisi 1, (b) posisi 2, (c) posisi 3, (d) posisi 4, (e) posisi 5, dan (f) posisi 6.



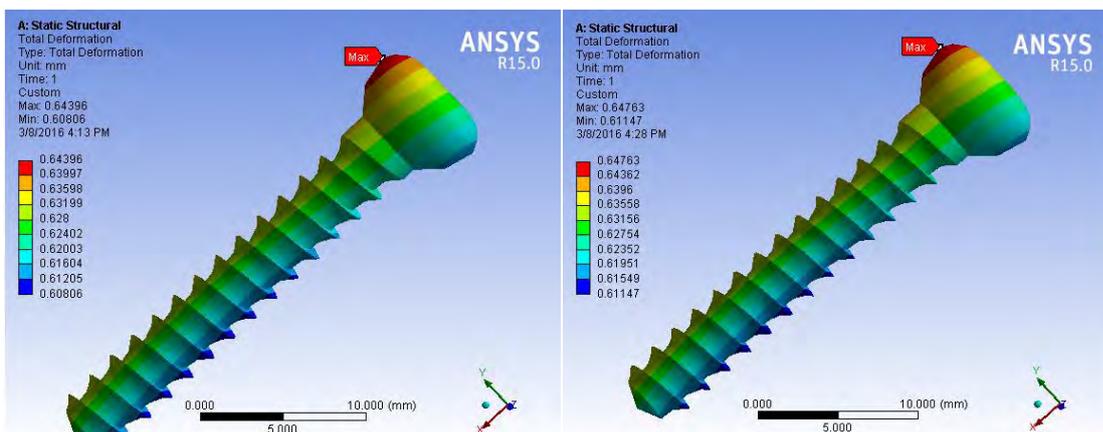
(a)

(b)



(c)

(d)



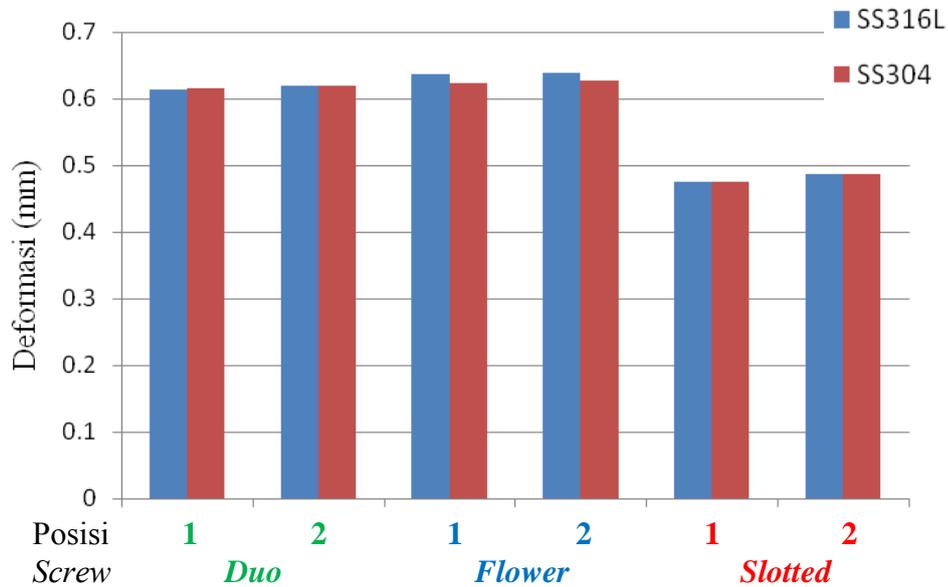
(e)

(f)

Gambar 4.20 Distribusi total deformasi untuk diameter *screw* 4,5 mm dan jenis *plate flower* material SS316L (a) posisi 1, (b) posisi 2, (c) posisi 3, (d) posisi 4, (e) posisi 5, dan (f) posisi 6.

#### 4.2.2 Analisis Total Deformasi Untuk Diameter *Screw* 4,0 mm

Data total deformasi untuk diameter *screw* 4,0 mm dilampirkan pada Lampiran H dan direpresentasikan dalam sebuah diagram batang pada Gambar 4.21.



Gambar 4.21 Deformasi total pada *screw* untuk diameter 4,0 mm

Untuk diameter *screw* 4,0 mm telah dilakukan pengerjaan untuk jenis *plate duo*, *flower*, dan *slotted*. Posisi dua dengan jumlah *screw* yang lebih sedikit menunjukkan adanya peningkatan nilai deformasi. Nilai deformasi ini juga berhubungan dengan nilai tegangan dan regangan sebelumnya secara tidak langsung. Semakin tinggi deformasi tegangan, maka tegangan dan regangan juga akan naik, begitupun sebaliknya. Sama seperti nilai tegangan *von Mises* maksimum dan regangan, pada nilai total deformasi juga nyaris tidak ada perbedaan antara material SS316L dan SS304. Sehingga dapat dikatakan bahwa variasi jenis material penyusun tampak tidak terlalu berpengaruh karena nilai deformasi yang dihasilkan sama besar. Secara keseluruhan untuk material SS316L memiliki nilai deformasi sedikit lebih kecil dibanding SS304. Perbedaan keduanya berkisar 0,00179 mm untuk posisi 1 dan 0,0005 mm untuk posisi 2. Namun secara keseluruhan posisi 1 memiliki nilai deformasi yang lebih kecil dibanding posisi 2, perbedaannya berkisar 0,0065 mm. Dari nilai tersebut maka

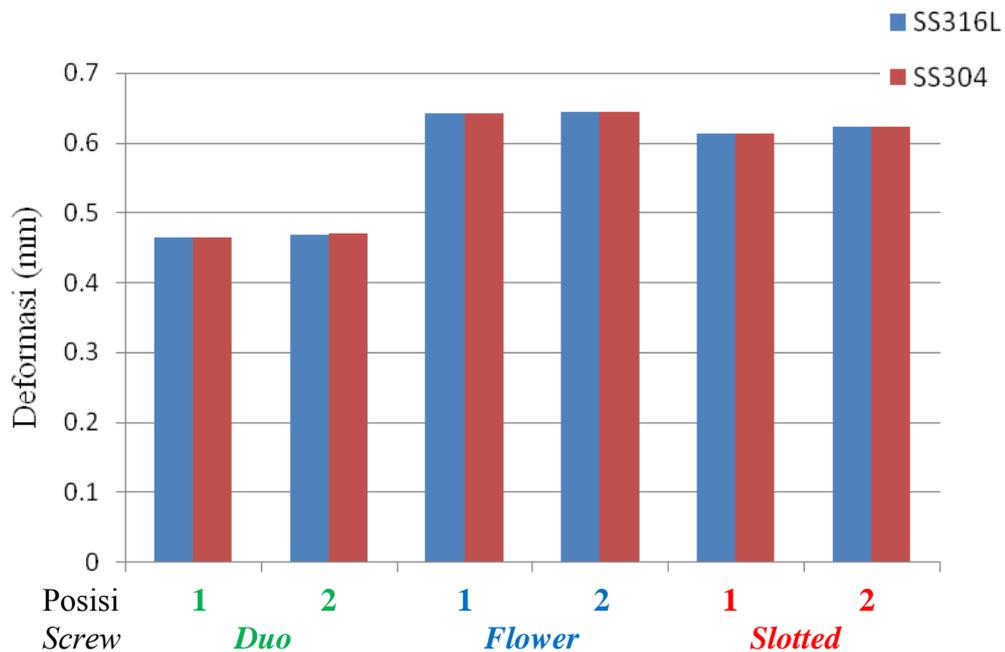
dapat disimpulkan untuk posisi 1 lebih baik dibandingkan posisi 2. Terlihat bahwa total deformasi pada keduanya berada di bawah 1 mm, sehingga tidak tampak perubahan yang signifikan pada produk *screw*.

Dari ketiga jenis desain *plate*, terlihat bahwa nilai deformasi *screw* jika dipadukan dengan *plate slotted* memiliki nilai deformasi yang lebih kecil dibanding dengan *plate duo*. Sama seperti untuk diameter *screw* 4,5 mm, daerah kritis yang memiliki nilai deformasi besar berada ujung kepala *screw* yang berlawanan arah dengan arah pembebanan, ditandai dengan distribusi tegangan berwarna merah. Hal ini menunjukkan adanya desakan dari *plate* ketika terkena beban. Kepala *screw* berfungsi untuk menahan *plate* agar tidak bergerak dan terlepas dari tulang, sehingga bagian kepala *screw* mengalami deformasi yang besar. Bagian dalam ulir juga menunjukkan gradasi warna dari biru hingga kuning. Gradasi warna tersebut selaras dengan gradasi warna yang berada di kepala *screw*.

#### **4.2.3 Analisis Total Deformasi Untuk Diameter Screw 3,5 mm**

Data total deformasi untuk diameter *screw* 3,5 mm dilampirkan pada Lampiran I dan direpresentasikan dalam sebuah diagram batang pada Gambar 4.22. Untuk diameter *screw* 3,5 mm telah dilakukan pengerjaan untuk jenis *plate duo* dan *slotted* sama seperti diameter 4,0 mm. Dari grafik deformasi tersebut jika dibandingkan kedua grafik tegangan dan regangan berbanding lurus. Semakin tinggi deformasi tegangan, maka tegangan dan regangan juga akan naik, begitupun sebaliknya. Sama seperti nilai tegangan *von Mises* maksimum dan regangan, pada nilai deformasi total juga nyaris tidak ada perbedaan antara material SS316L dan SS304.

Berbeda dengan diameter *screw* 4,0 mm, secara keseluruhan untuk *screw* yang dikombinasikan dengan *plate duo* memiliki nilai deformasi sedikit lebih besar dibandingkan *screw* yang dikombinasikan dengan *plate* lainnya. Perbedaan keduanya berkisar 0,00227 mm untuk posisi 1 dan 0 mm (tidak ada perbedaan) untuk posisi 2. Namun secara keseluruhan posisi 1 memiliki nilai deformasi yang lebih kecil dibanding posisi 2, perbedaannya berkisar 0,00956 mm. Dari nilai tersebut maka dapat disimpulkan untuk posisi 1 lebih baik dibandingkan posisi 2.



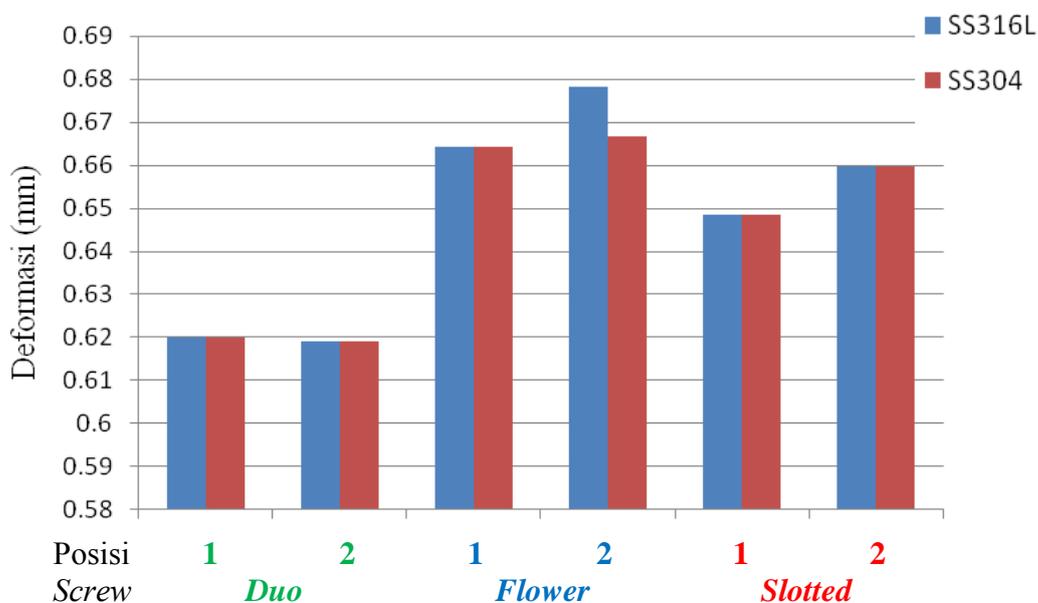
Gambar 4.22 Deformasi total pada *screw* untuk diameter 3,5 mm

Sama seperti untuk diameter *screw* 4,5 mm, daerah kritis yang memiliki nilai deformasi besar berada ujung kepala *screw* yang berlawanan arah dengan arah pembebanan, ditandai dengan distribusi tegangan berwarna merah. Hal ini menunjukkan bahwa adanya desakan dari *plate* ketika terkena beban. Kepala *screw* berfungsi untuk menahan *plate* agar tidak bergerak dan terlepas dari tulang, sehingga bagian kepala *screw* mengalami deformasi yang besar. Bagian dalam ulir juga menunjukkan gradasi warna dari biru hingga kuning. Gradasi warna tersebut selaras dengan gradasi warna yang berada di kepala *screw*.

#### 4.2.4 Analisis Total Deformasi Untuk Diameter *Screw* 3,0 mm

Data total deformasi untuk diameter *screw* 3,0 mm dilampirkan pada Lampiran J dan direpresentasikan dalam sebuah diagram batang pada Gambar 4.23. Untuk diameter *screw* 3,5 mm telah dilakukan pengerjaan untuk jenis *plate duo* sama seperti diameter lainnya. Berdasarkan grafik tersebut dapat diketahui bahwa nilai deformasi akan bertambah besar ketika jumlah *screw* dikurangi, terlihat dari nilai deformasi *screw* pada posisi dua lebih besar dibanding pada posisi satu. Jika dibandingkan dengan grafik tegangan dan regangan, maka nilai

deformasi serta tegangan dan regangan berbanding lurus. Semakin tinggi deformasi tegangan, maka tegangan dan regangan juga akan naik, begitupun sebaliknya. Sama seperti nilai tegangan *von Mises* maksimum dan regangan, pada nilai total deformasi juga tidak ada perbedaan antara material SS316L dan SS304.



Gambar 4.23 Deformasi total pada *screw* untuk diameter 3,0 mm

Berbeda dengan diameter *screw* 4,0 mm, secara keseluruhan untuk *screw* yang dikombinasikan dengan *plate duo* memiliki nilai deformasi sedikit lebih besar dibandingkan *screw* yang dikombinasikan dengan *plate* lainnya. Perbedaan keduanya untuk material SS316L adalah berkisar 0,028 mm untuk posisi 1 dan 0,004 mm untuk posisi 2. Sementara untuk material SS304 memiliki nilai yang sama, baik untuk posisi 1 maupun 2. Untuk *screw* yang dikombinasikan pada *plate duo*, posisi 1 memiliki nilai deformasi yang sedikit lebih besar dibanding posisi 2, perbedaannya berkisar 0,00117 mm. Berbeda dengan *screw* yang dikombinasikan pada *plate slotted*, posisi 1 memiliki nilai deformasi yang sedikit lebih kecil dibanding posisi 2, perbedaannya berkisar 0,0408 mm. Namun secara keseluruhan untuk material SS316L memiliki nilai deformasi yang sama besar dengan SS304. Secara keseluruhan nilai deformasi sangat kecil dan tidak sampai 1 mm, sehingga bentuk deformasi tidak tampak jelas dan tidak signifikan.

Sama seperti untuk diameter *screw* 4,5 mm, daerah kritis yang memiliki nilai deformasi besar berada ujung kepala *screw* yang berlawanan arah dengan arah pembebanan, ditandai dengan distribusi tegangan berwarna merah. Hal ini menunjukkan bahwa adanya desakan dari *plate* ketika terkena beban. Kepala *screw* berfungsi untuk menahan *plate* agar tidak bergerak dan terlepas dari tulang, sehingga bagian kepala *screw* mengalami deformasi yang besar. Bagian dalam ulir juga menunjukkan gradasi warna dari biru hingga kuning. Gradasi warna tersebut selaras dengan gradasi warna yang berada di kepala *screw*.

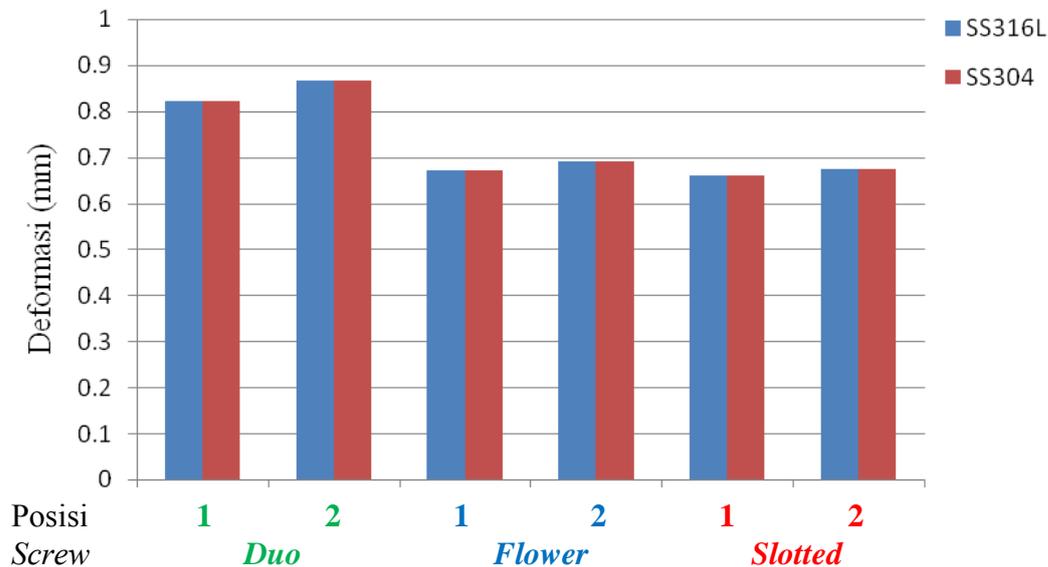
#### **4.2.5 Analisis Total Deformasi Untuk Diameter Screw 2,7 mm**

Data total deformasi untuk diameter *screw* 2,7 mm dilampirkan pada Lampiran K dan direpresentasikan dalam sebuah diagram batang pada Gambar 4.24. Untuk diameter *screw* 2,7 mm telah dilakukan pengerjaan untuk seluruh jenis desain *plate* sama seperti diameter 4,5 mm. Berdasarkan grafik tersebut dapat diketahui bahwa nilai deformasi akan bertambah besar ketika jumlah *screw* dikurangi. Jika dibandingkan dengan grafik tegangan dan regangan, maka nilai deformasi serta tegangan dan regangan berbanding lurus. Semakin tinggi deformasi tegangan, maka tegangan dan regangan juga akan naik, begitupun sebaliknya. Sama seperti nilai tegangan *von Mises* maksimum dan regangan, pada nilai total deformasi juga nyaris tidak ada perbedaan antara material SS316L dan SS304.

Dari semua jenis desain *plate* yang digunakan, dapat dilihat bahwa untuk jenis *plate duo* memiliki nilai deformasi yang paling besar dibanding jenis *plate* lainnya. Sementara untuk nilai terkecil berada pada *screw* dengan kombinasi *plate slotted*. Variasi jenis material tampak tidak begitu mempengaruhi total deformasi, namun perlu dikaji lebih lanjut mengenai kelebihan dan kekurangan masing-masing material.

Nilai deformasi untuk jenis *plate slotted* dengan material SS316L pada posisi 1 adalah sebesar 0,66084 mm dan pada posisi 2 adalah sebesar 0,67546 mm. Profil distribusi deformasi melalui gradasi warna untuk diameter *screw* 2,7 mm sama seperti diameter 4,5 mm. Daerah yang memiliki nilai deformasi besar berada ujung kepala *screw* yang berlawanan arah dengan arah pembebanan, ditandai

dengan distribusi tegangan berwarna merah pada kepala *screw*. Bagian dalam ulir juga menunjukkan gradasi warna dari biru hingga kuning. Gradasi warna tersebut selaras dengan gradasi warna yang berada di kepala *screw*.

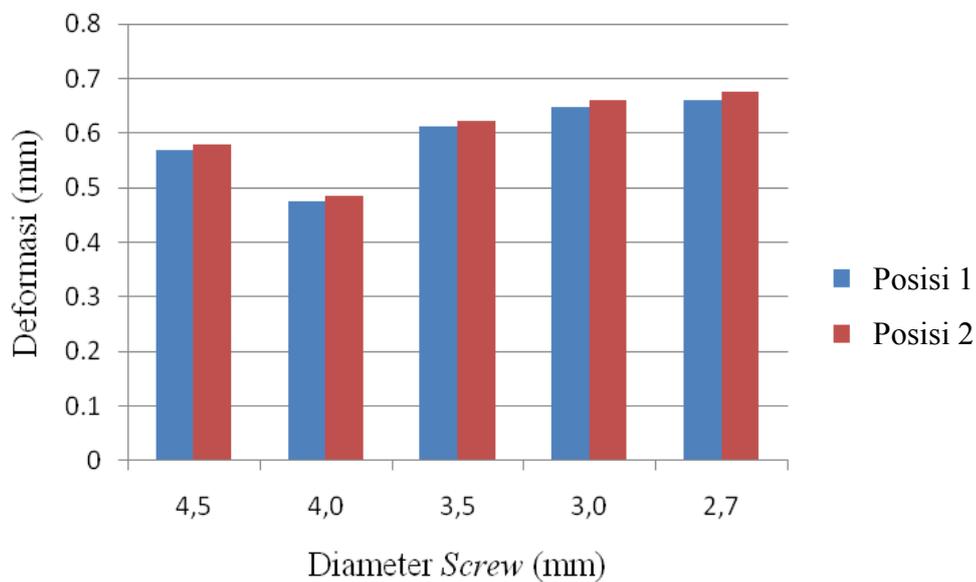


Gambar 4.24 Deformasi total pada *screw* untuk diameter 2,7 mm

Dari keseluruhan variasi diameter *screw*, terlihat nilai total deformasi rata-rata menjadi besar ketika diameter *screw* semakin kecil. Rata-rata besarnya deformasi total bertambah sebesar 0,14 mm ketika diameternya semakin kecil sesuai hasil penelitian. Sementara ketika jumlah *screw* dikurangi, maka nilai deformasi juga bertambah rata-rata sebesar 0,008 mm. Terlihat jelas bahwa diameter *screw* sangat mempengaruhi nilai defromasi total. Seperti yang telah dijelaskan sebelumnya bahwa pengaruh variasi jenis material sangat kecil. Perbedaannya secara keseluruhan untuk material SS316L adalah lebih kecil 0,012 mm dibandingkan SS304.

Berdasarkan pembahasan tersebut maka rata-rata deformasi terkecil adalah pada *screw* yang dikombinasikan dengan desain *plate slotted*. Material SS316L tampak memiliki nilai deformasi yang sedikit lebih kecil jika dibandingkan dengan SS304. Gambar 4.25 menunjukkan perbandingan variasi diameter *screw* terhadap deformasi pada material SS316L untuk posisi penyusunan 1 dan 2. Deformasi terbaik adalah untuk diamater *screw* 4,0 mm. Hal ini tidak sesuai

dengan kesimpulan pada tegangan dan regangan, karena pada pembahasan sebelumnya diameter *screw* terbaik adalah 4,5 mm. Namun jika dikaitkan dengan nilai tegangan dan regangan, maka pada diameter 4,0 tidak memenuhi kriteria karena nilai tegangan von Mises maksimum melebihi nilai tegangan luluhnya. Secara keseluruhan nilai deformasi seluruh variasi dapat dikatakan sangat kecil dan tidak sampai 1 mm, maka bentuk deformasi tidak tampak jelas seolah-olah tidak terjadi deformasi.



Gambar 4.25 Deformasi *screw* untuk material SS316L kombinasi *plate slotted*.

Sementara itu untuk jumlah dan posisi *screw* optimal adalah pada posisi 1 karena nilai deformasinya yang lebih kecil dibanding dengan variasi posisi lainnya. Dari analisis deformasi ini dapat menguatkan kesimpulan yang diperoleh dari hasil analisis tegangan dan regangan, yaitu bahwa desain optimum adalah untuk diameter *screw* 4,5 mm dengan material penyusun SS316L dan posisi penyusunan 1. Pada desain ini, *screw* memiliki nilai tegangan von Mises maksimum yang kecil dan masih berada di bawah tegangan luluh, serta nilai regangan dan defromasi yang kecil pula. Semakin kecil nilainya, maka diindikasikan rasa nyeri yang ditimbulkan selama proses pemulihan tidak besar sehingga tidak mengganggu kenyamanan pasien.

Diameter *screw* yang kecil tidak mampu menopang tulang dan *plate* dengan baik, diindikasikan dengan nilai deformasi yang besar. Hal ini semakin menguatkan hipotesa bahwa untuk diameter *screw* kecil akan terjadi deformasi plastis, sehingga menyebabkan kegagalan mekanik dan tidak dapat memperbaiki fraktur tulang. Tujuan dari implan ortopedi berupa *plate* dan *screw* ini adalah untuk memperbaiki fraktur tulang dengan cara merekatkannya kembali, sehingga kondisi ideal untuk kedua implan ini adalah tidak boleh terjadi deformasi plastis.

#### 4.3 Analisis Kondisi Dinamis

Setelah sebelumnya telah dilakukan analisis untuk kondisi statis, maka selanjutnya adalah untuk variasi beban dinamis. Pengertian beban dinamis adalah kondisi beban ketika manusia bergerak, dalam kasus ini adalah berjalan. Beban dinamis ditentukan dengan menganalisis posisi pergerakan kaki manusia ketika berjalan. Ketika manusia berdiri tegak, seperti yang telah dianalisis pada beban statis, maka posisi implan sejajar dengan posisi tubuh manusia. Maka dapat dikatakan bahwa posisi implan dan tulang paha adalah pada sudut  $0^\circ$ . Ketika manusia mulai mengangkat paha untuk berjalan, maka sudut tidak lagi  $0^\circ$ .

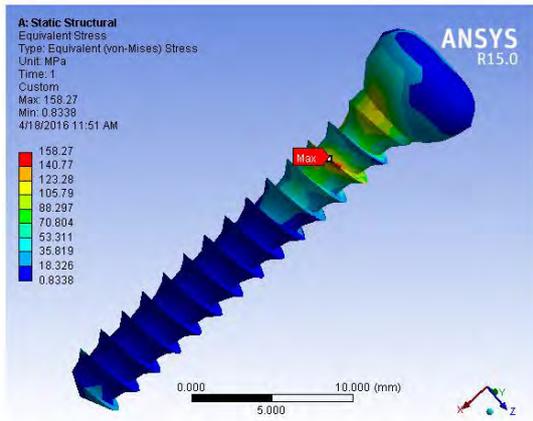
Perbedaan antara kondisi statis dan dinamis adalah pada nilai beban. Beban yang digunakan menggunakan beban berat tubuh rata-rata laki-laki Indonesia. Kondisi statis menggunakan beban 550 N ke arah sumbu-y negatif, sedangkan kondisi dinamis dengan mengubah nilai beban mula-mula mengikuti sudut antara *assembly* dengan kondisi tegak lurus. Sudut yang ditentukan adalah sebesar  $30^\circ$ ,  $45^\circ$ , dan  $60^\circ$ . Seiring dengan adanya perbesaran sudut, maka beban mula-mula bertambah besar. Beban diposisikan pada ujung *femur* yg bersinggungan dengan sendi tulang panggul. Analisis kondisi dinamis ini hanya dilakukan pada hasil variasi kondisi statis terbaik. Desain *screw* optimum untuk kondisi statis adalah untuk *screw* diameter 4,5 mm yang dikombinasikan dengan *plate slotted* pada posisi penyusunan 1 dan 2. Variasi jenis material yang digunakan masih dengan SS304 dan SS316L.

Gambar 4.26 dan Gambar 4.27 di bawah menunjukkan distribusi tegangan *von Mises* pada *screw* posisi sudut  $30^\circ$ ,  $45^\circ$ , dan  $60^\circ$  masing-masing untuk material SS304 dan SS316L. Sementara Gambar 4.28 dan Gambar 4.29

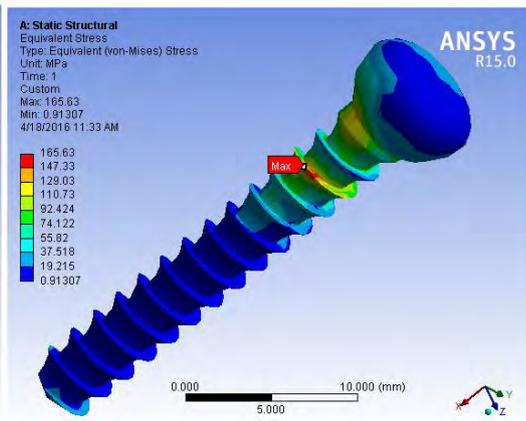
menunjukkan distribusi regangan masing-masing untuk material SS304 dan SS316L. Seperti penjelasan sebelumnya, bahwa daerah kritis berada pada ujung ulir. Ketika diberikan sudut, lokasi daerah kritis tidak mengalami perubahan. Lokasi untuk keseluruhan variasi sudut adalah pada daerah yang sama yaitu pada ujung ulir yang terbenam antara *plate* dan tulang paha.

Daerah kritis ditunjukkan oleh gradasi warna kuning hingga merah. Dari gambar tersebut diketahui daerah kritis berada pada leher *screw* dan ujung ulir kedua dari kepala. Daerah pada leher *screw* berwarna kuning, menunjukkan adanya konsentrasi tegangan yang cukup besar diterima oleh leher *screw*. Hal ini dikarenakan pada lokasi leher merupakan titik pertemuan antara *screw* dan *plate*. Pada daerah ini *screw* berfungsi untuk mengunci *plate* pada tulang, sehingga beban yang diterima cukup membuat adanya konsentrasi tegangan. Daerah yang lebih kritis ditunjukkan oleh spektrum warna merah, yaitu pada ujung ulir kedua dari kepala *screw*. Lokalisasi tegangan pada ujung ulir yang besar sesuai dengan konsep bahwa tegangan akan terkonsentrasi pada ujung yang runcing. Hal ini menunjukkan bahwa adanya gaya yang cukup besar pada *screw* sehingga mendesak *screw* untuk menahan agar *plate* dan tulang tidak bergeser pada posisinya, sesuai dengan fungsi *screw* sebagai pengunci. Daerah berwarna biru tua menunjukkan nilai tegangan *von Mises* dan regangan yang yaitu pada bagian ulir yang terbenam seluruhnya di dalam tulang. Dilihat dari arah beban, tegangan *von Mises* maksimum berada pada arah sama dengan arah beban.

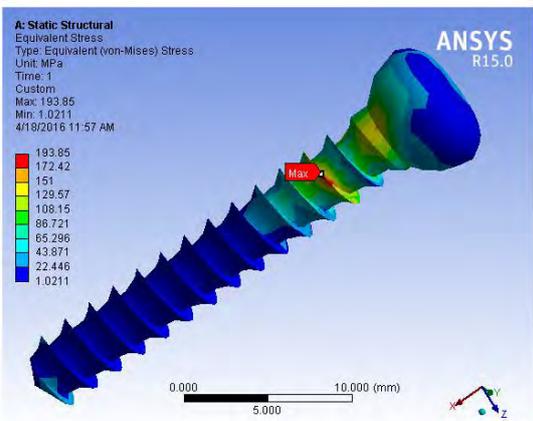
Sementara untuk variasi material penyusun tidak berpengaruh signifikan karena nilai tegangan *von Mises* maksimum dan regangan yang dihasilkan tidak jauh berbeda. Rata-rata dari keseluruhan data menunjukkan bahwa material SS316L memiliki nilai tegangan dan regangan yang sedikit lebih kecil dibandingkan dengan material SS304. Sebagai contoh, distribusi tegangan *von Mises* untuk jenis *plate slotted* dengan material SS304 ditunjukkan pada Gambar 4.26 dengan nilai maksimum pada sudut  $60^\circ$  sebesar 274,17 MPa untuk posisi 1 dan 286,72 MPa untuk posisi 2. Untuk material SS316L memiliki nilai maksimum pada sudut  $60^\circ$  sebesar 252,74 MPa untuk posisi 1 dan 263,63 MPa untuk posisi 2. Nilai tegangan pada material SS316L lebih kecil dibanding SS304, namun nilai keduanya jauh melebihi nilai tegangan luluh masing-masing material .



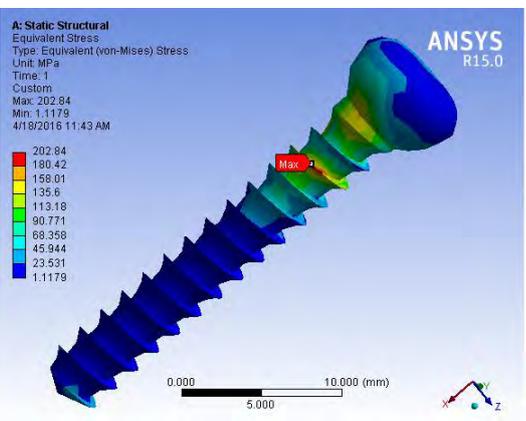
(a)



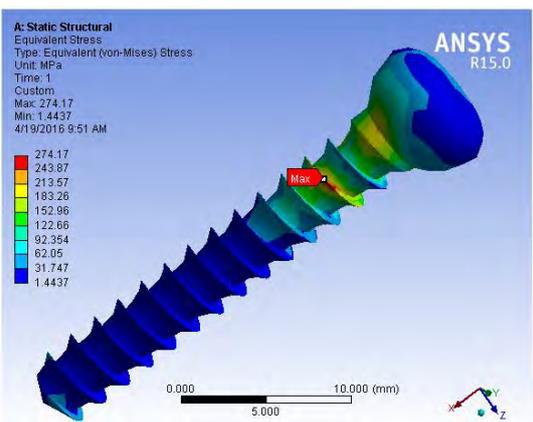
(b)



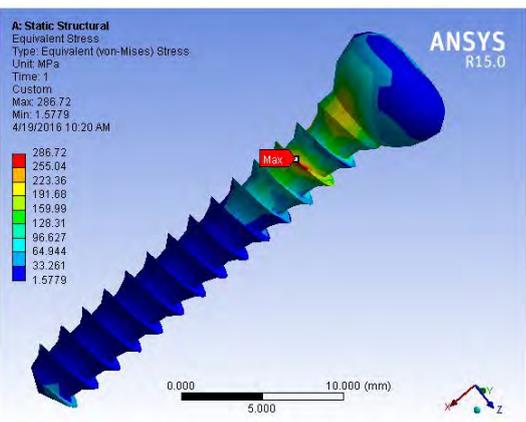
(c)



(d)

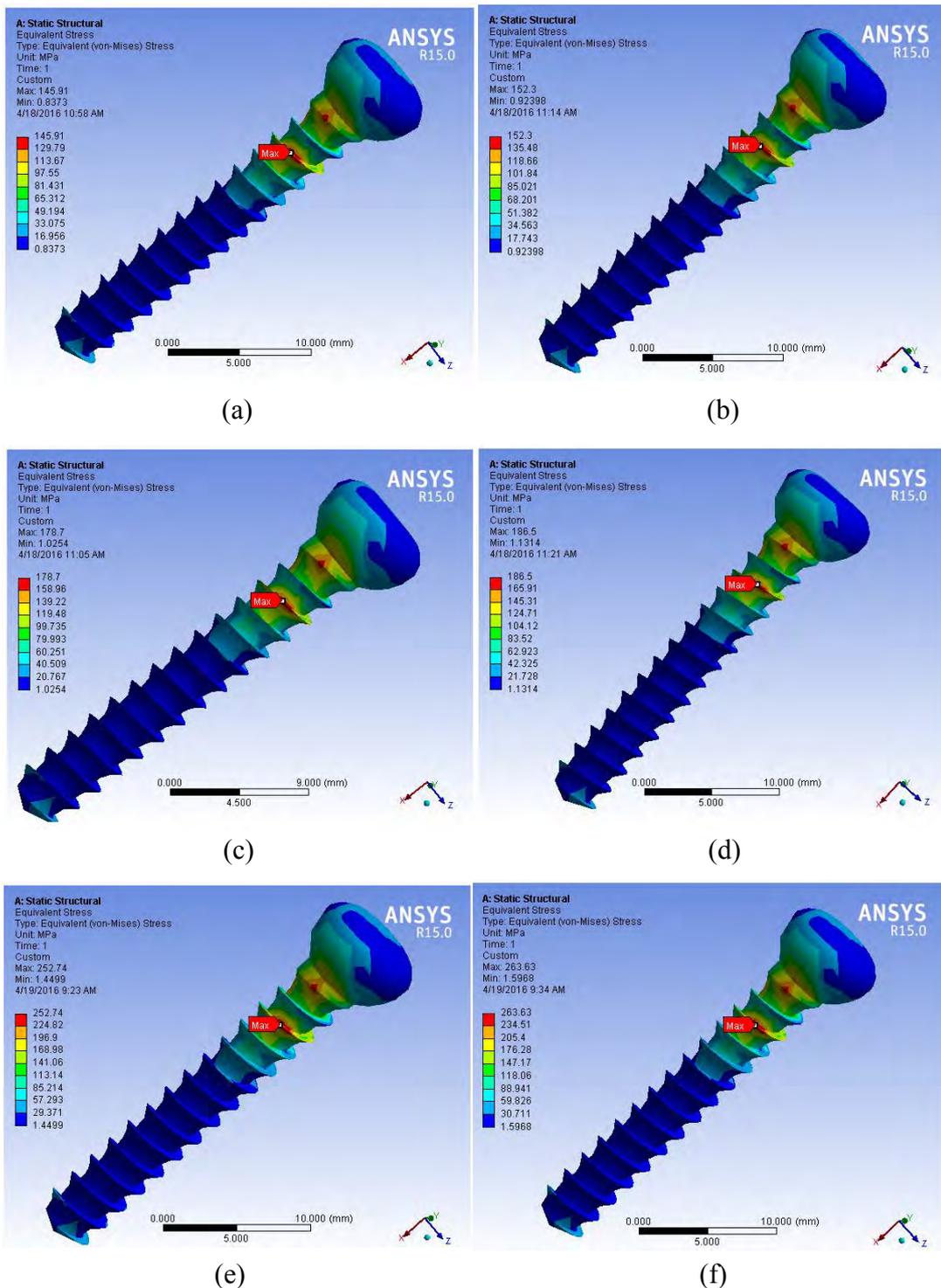


(e)

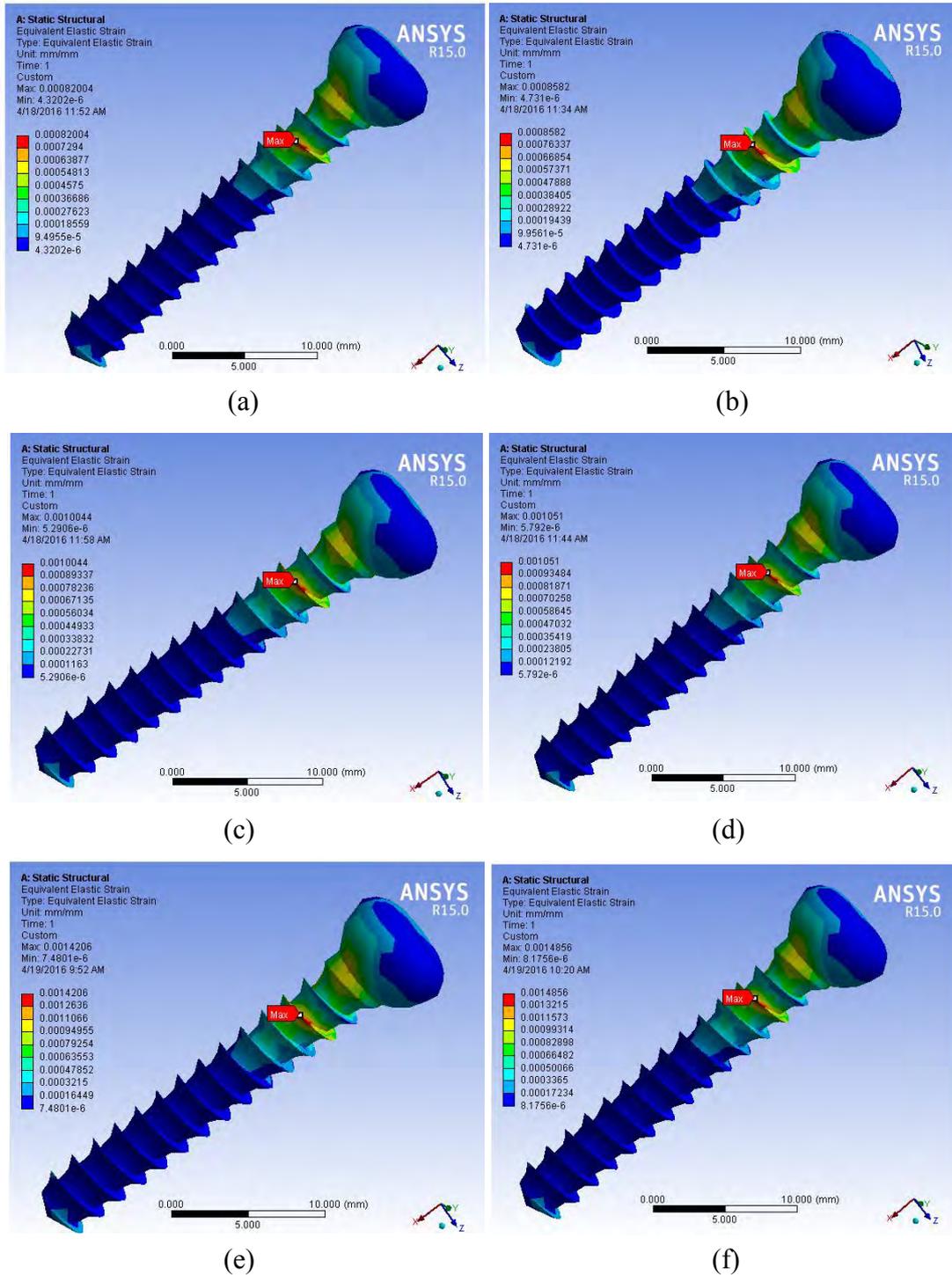


(f)

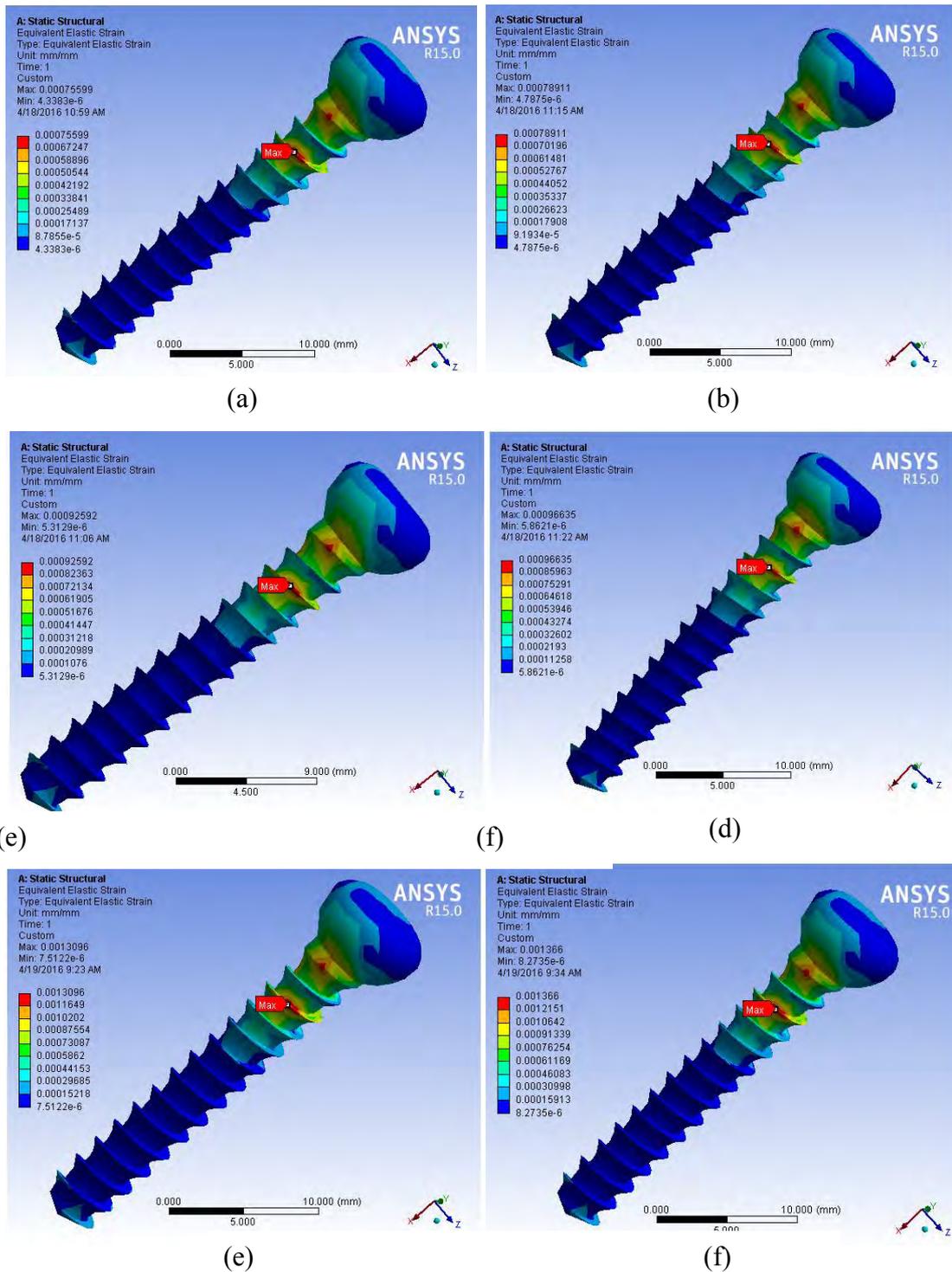
Gambar 4.26 Distribusi tegangan *von Mises* untuk diameter *screw* 4,5 mm dan jenis *plate slotted* material SS304 dengan sudut 30° pada (a) posisi 1, (b) posisi 2, sudut 45° pada (c) posisi 1, (d) posisi 2, dan sudut 60° pada (e) posisi 1, dan (f) posisi 2.



Gambar 4.27 Distribusi tegangan *von Mises* untuk diameter *screw* 4,5 mm dan jenis *plate slotted* material SS316L dengan sudut 30° pada (a) posisi 1, (b) posisi 2, sudut 45° pada (c) posisi 1, (d) posisi 2, dan sudut 60° pada (e) posisi 1, dan (f) posisi 2.



Gambar 4.28 Distribusi regangan untuk diameter *screw* 4,5 mm dan jenis *plate slotted* material SS304 dengan sudut  $30^\circ$  pada (a) posisi 1, (b) posisi 2, sudut  $45^\circ$  pada (c) posisi 1, (d) posisi 2, dan sudut  $60^\circ$  pada (e) posisi 1, dan (f) posisi 2.

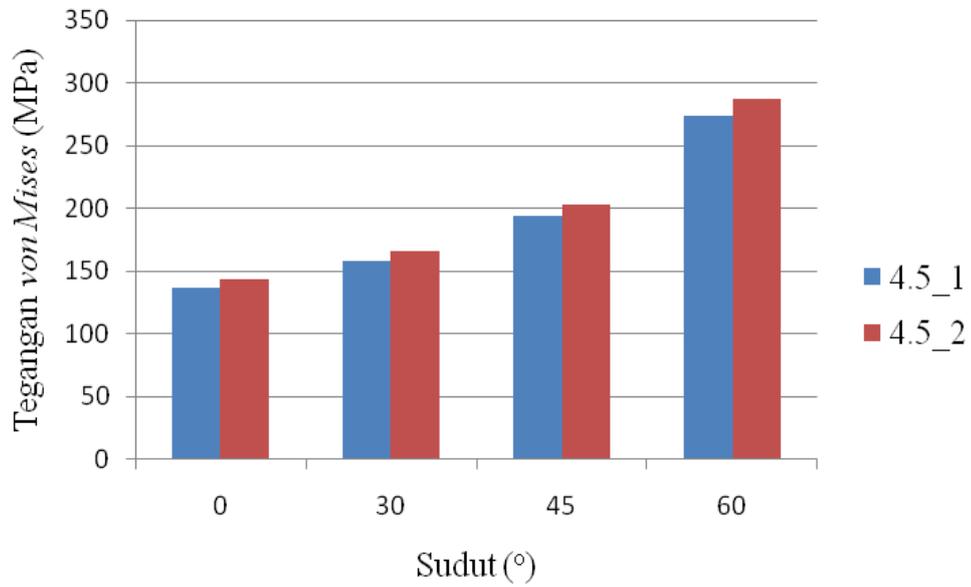


Gambar 4.29 Distribusi regangan untuk diameter *screw* 4,5 mm dan jenis *plate slotted material* SS316L dengan sudut  $30^\circ$  pada (a) posisi 1, (b) posisi 2, sudut  $45^\circ$  pada (c) posisi 1, (d) posisi 2, dan sudut  $60^\circ$  pada (e) posisi 1, dan (f) posisi 2.

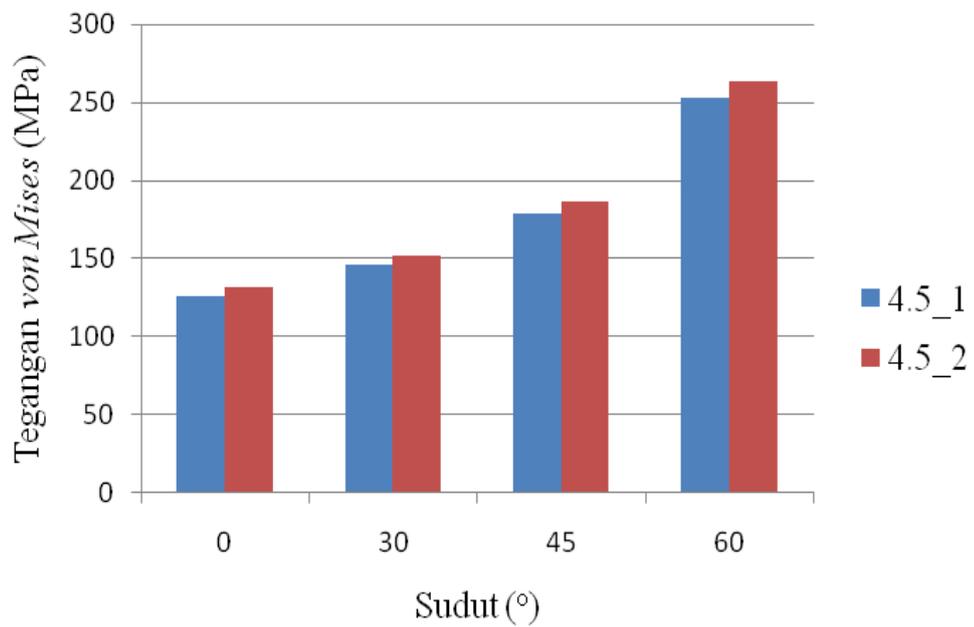
Data-data pada Gambar 4.26 hingga Gambar 4.29 di atas kemudian direpresentasikan dalam grafik pada Gambar 4.30 hingga Gambar 4.33. Gambar 4.30 dan Gambar 4.31 masing-masing menunjukkan grafik hubungan antara tegangan *von Mises* dengan posisi *screw* dan sudut pergerakan tulang paha pada material SS304 dan SS316L. Sementara Gambar 4.32 dan Gambar 4.33 masing-masing menunjukkan hubungan regangan dengan posisi *screw* dan sudut pergerakan tulang paha pada material SS304 dan SS316L. Dapat terlihat bahwa ketika posisi sudut  $0^\circ$  memiliki nilai tegangan *von Mises* yang terkecil. Ketika tulang paha mulai diangkat untuk bergerak, nilai tegangan *von Mises* yang diterima *screw* akan bertambah. Hal ini terbukti dengan nilai tegangan *von Mises* yang meningkat seiring besar sudut yang diberikan. Adanya peningkatan besarnya tegangan disebabkan gaya atau beban yang diberikan juga bertambah besar. Beban mula-mula sebesar 550 N ke arah sumbu-y negatif pada posisi  $0^\circ$  akan semakin bertambah besar hingga dua kali lipatnya ketika mencapai sudut  $60^\circ$ . Besar sudut diukur dari arah beban baru (searah dengan tulang dan implan) terhadap arah beban mula-mula.

Secara keseluruhan, untuk peletakan *screw* pada posisi 1 lebih baik dari posisi 2 yang dilihat dari nilai tegangan *von Mises* maksimum dan regangan yang lebih kecil. Untuk material SS304 dengan tegangan luluh sebesar 205 N maka posisi gerak yang aman adalah berkisar pada sudut  $45^\circ$ . Terlihat bahwa pada kondisi sudut  $60^\circ$  nilai tegangan *von Mises* maksimum sudah melampaui nilai tegangan luluhnya, baik untuk posisi 1 dan 2. Tegangan *von Mises* maksimum bertambah sekitar 15-40% dari mula-mula. Lebar sudut maksimum untuk material SS304 ini adalah sebesar  $48,04^\circ$ . Pada lebar sudut ini, nilai tegangan *von Mises* maksimum sudah berada pada nilai tegangan luluhnya.

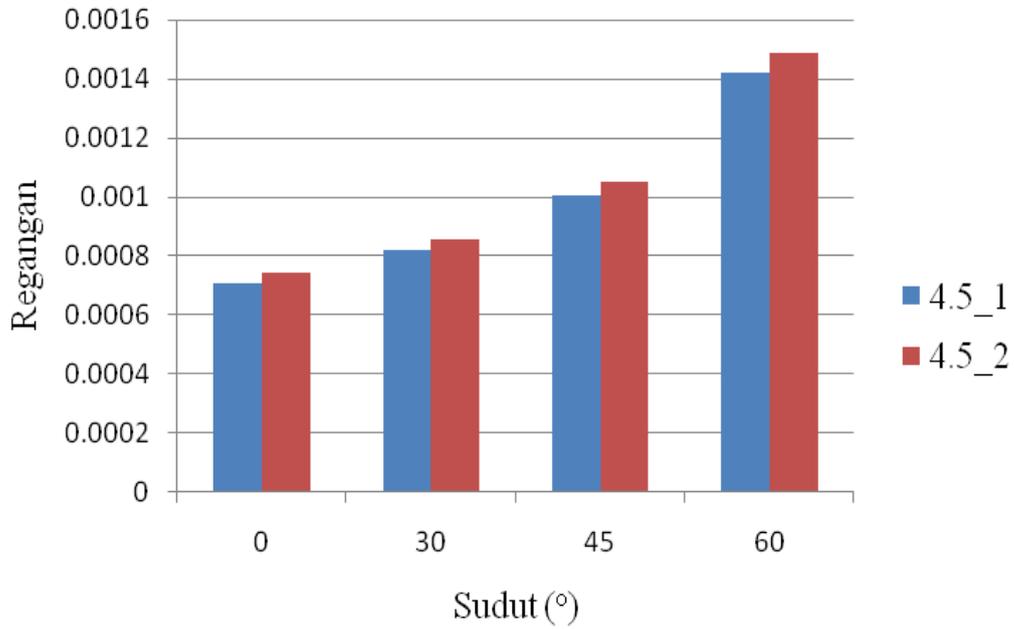
Sementara untuk material SS316L, posisi gerak aman adalah ketika tulang paha membentuk sudut tidak lebih besar dari  $39,12^\circ$ . Pada posisi tersebut nilai tegangan *von Mises* maksimum sudah berada pada nilai tegangan luluhnya yaitu sebesar 170 N. Sama seperti material SS304, tegangan *von Mises* maksimum bertambah sekitar 15-40% dari mula-mula ketika kaki digerakkan berjalan. Maka dapat dikatakan secara mekanik bahwa implan material SS304 memungkinkan pasien bergerak lebih leluasa dibandingkan material SS316L.



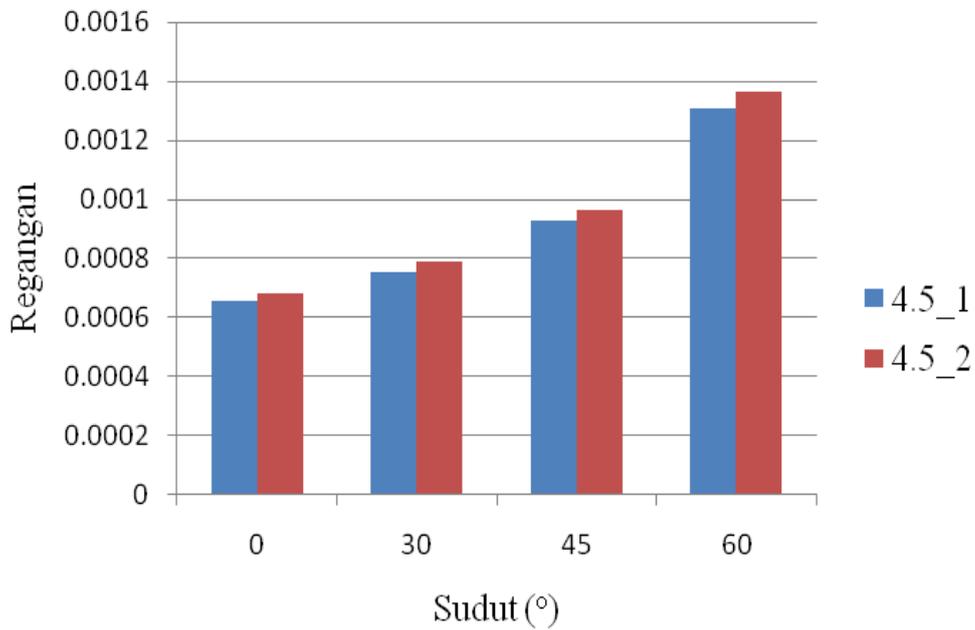
Gambar 4.30 Grafik tegangan *von Mises* maksimum terhadap sudut sudut gerak tulang dan implan untuk diameter *screw* 4,5 mm material SS304.



Gambar 4.31 Grafik tegangan *von Mises* maksimum terhadap sudut sudut gerak tulang dan implan untuk diameter *screw* 4,5 mm material SS316L.



Gambar 4.32 Grafik regangan terhadap sudut sudut gerak tulang dan implan untuk diameter *screw* 4,5 mm material SS304.

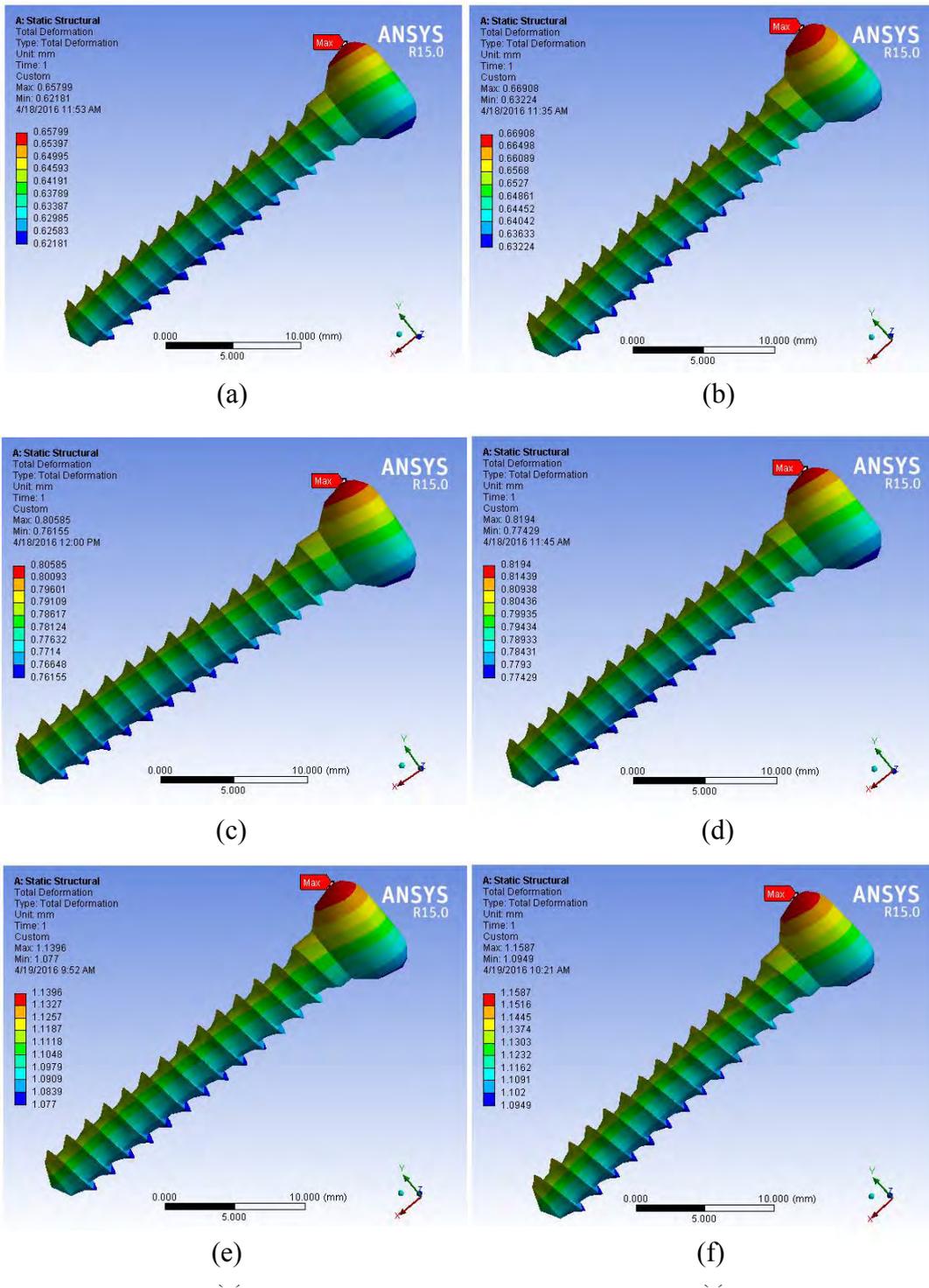


Gambar 4.33 Grafik regangan terhadap sudut sudut gerak tulang dan implan untuk diameter *screw* 4,5 mm material SS316L.

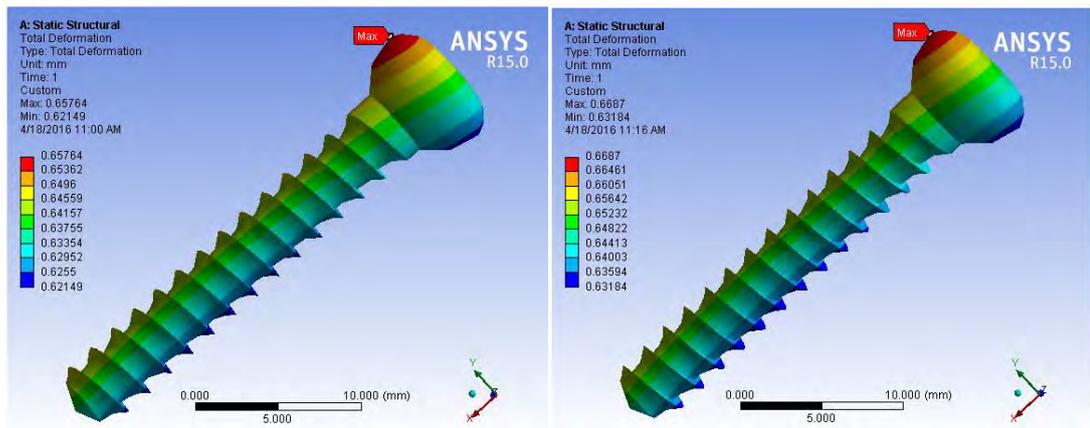
Sementara untuk distribusi deformasi pada *screw* juga selaras dengan tegangan *von Mises* dan regangan. Gambar 4.34 dan Gambar 4.35 masing-masing menunjukkan distribusi deformasi *von Mises* pada *screw* posisi sudut 30°, 45°, dan 60° untuk material SS304 dan SS316L. Pada daerah berwarna biru tua menunjukkan nilai deformasi yang kecil, dan sebaliknya yaitu daerah berwarna merah menunjukkan deformasi yang besar. Daerah yang memiliki nilai deformasi besar berada ujung kepala *screw* yang berlawanan arah dengan arah pembebanan, ditandai dengan distribusi tegangan berwarna merah. Hal ini menunjukkan bahwa adanya desakan dari *plate* ketika terkena beban. Kepala *screw* berfungsi untuk menahan *plate* agar tidak bergerak dan terlepas dari tulang, sehingga bagian kepala *screw* mengalami deformasi yang besar. Bagian dalam ulir juga menunjukkan gradasi warna dari biru hingga kuning. Gradasi warna tersebut selaras dengan gradasi warna yang berada di kepala *screw*.

Seiring bertambah lebar sudut yang dibentuk, maka gaya atau beban yang diterima tulang dan implan juga bertambah besar, bahkan hingga dua kali lipat. Hal ini menyebabkan nilai deformasi pada *screw* juga bertambah besar seiring sudut yang lebar. Deformasi terbesar berada pada bagian ujung kepala *screw* yang berwarna merah yang nilainya bahkan melebihi 1 mm. Namun jika dibandingkan dengan deformasi yang terjadi pada tulang dan *plate*, maka deformasi pada *screw* masih tergolong kecil sehingga bentuk deformasi tidak tampak jelas. Jika skala diperbesar maka tampak deformasi berupa *screw* yang melengkung ke arah sumber beban.

Pada Gambar 4.36 dan Gambar 4.37 merupakan grafik representasi dari deformasi terhadap sudut pergerakan tulang paha pada material SS304 dan SS316L. Secara keseluruhan, untuk peletakan *screw* pada posisi 1 lebih baik dari posisi 2 yang dilihat dari nilai deformasi yang lebih kecil. Untuk material SS304 dan SS316L memiliki nilai deformasi tidak begitu jauh berbeda, maksimal berkisar 0,02 mm. Ketika adanya pergerakan, deformasi keduanya juga ikut bertambah besar berkisar 15-40% dari mula-mula. Hal ini juga sebanding dengan pertambahan besar pada tegangan *von Mises* dan regangan. Deformasi terbesar terletak ketika pergerakan kaki mencapai sudut 60° yaitu hingga sebesar 1,16 mm.

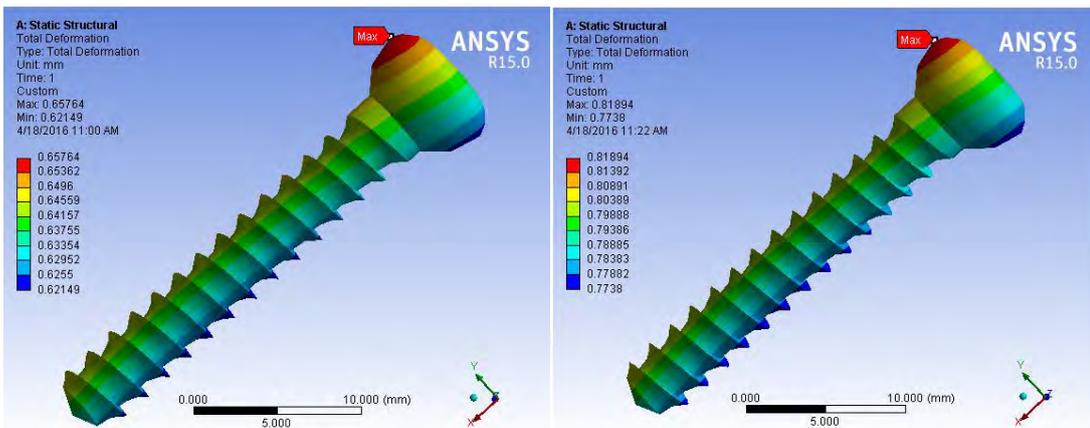


Gambar 4.34 Distribusi deformasi untuk diameter *screw* 4,5 mm dan jenis *plate slotted material* SS304 dengan sudut 30° pada (a) posisi 1, (b) posisi 2, sudut 45° pada (c) posisi 1, (d) posisi 2, dan sudut 60° pada (e) posisi 1, dan (f) posisi 2.



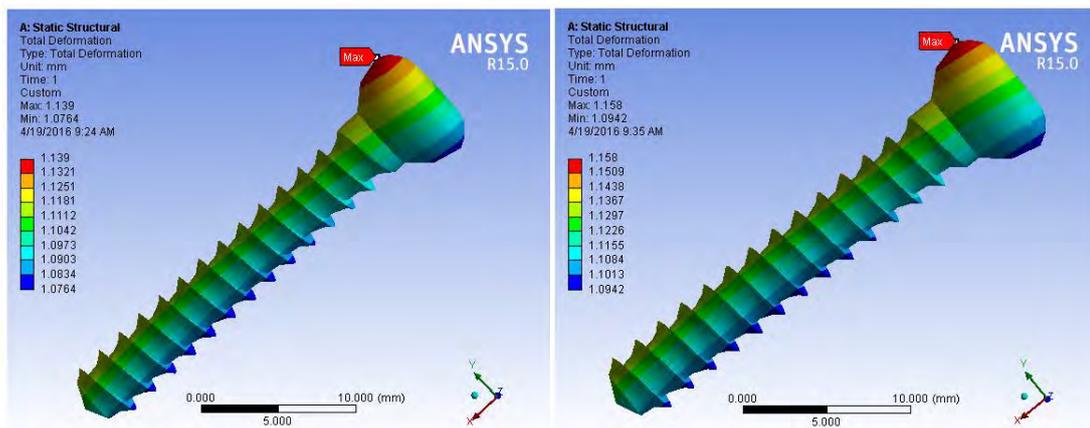
(a)

(b)



(c)

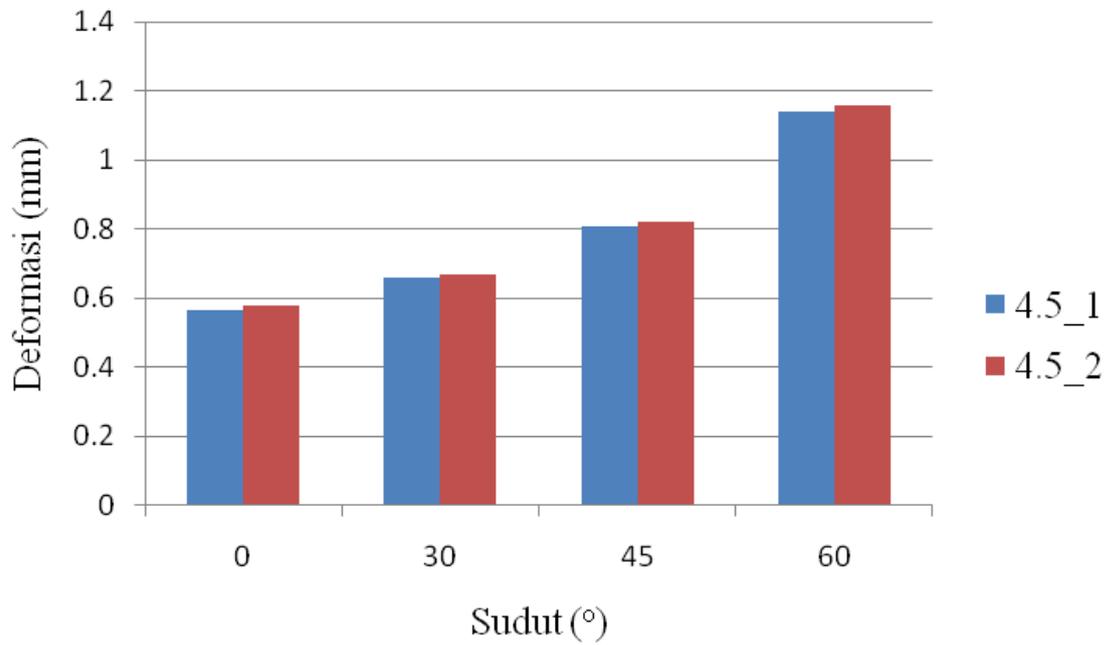
(d)



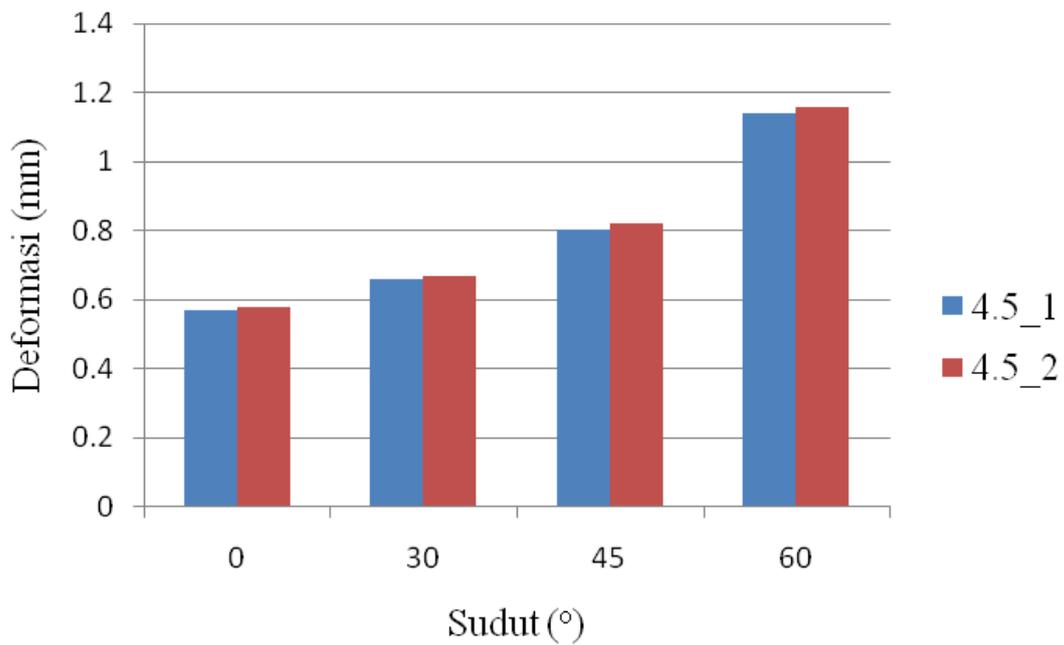
(e)

(f)

Gambar 4.35 Distribusi deformasi untuk diameter *screw* 4,5 mm dan jenis *plate slotted material* SS316L dengan sudut  $30^\circ$  pada (a) posisi 1, (b) posisi 2, sudut  $45^\circ$  pada (c) posisi 1, (d) posisi 2, dan sudut  $60^\circ$  pada (e) posisi 1, dan (f) posisi 2.



Gambar 4.36 Grafik dieformasi terhadap sudut sudut gerak tulang dan implan untuk diameter *screw* 4,5 mm material SS304.



Gambar 4.37 Grafik deformasi terhadap sudut sudut gerak tulang dan implan untuk diameter *screw* 4,5 mm material SS316L.

Secara keseluruhan, tidak ada perbedaan yang signifikan terkait distribusi tegangan, regangan, dan deformasi antara *screw* pada kondisi statis dan dinamis. Daerah kritis yang menunjukkan adanya konsentrasi tegangan terletak pada ujung ulir kedua dari atas sesuai konsep bahwa tegangan akan terkonsentrasi pada ujung yang runcing. Letak daerah kritis ini sama seperti hasil simulasi yang dilakukan pada kondisi statis sebelumnya. Perbedaannya hanya pada nilai pada daerah kritis tersebut nilai tegangan yang bertambah besar. Jika dibandingkan dengan nilai tegangan luluh (*yield strength*), maka nilai tegangan mula-mula masih berada di bawah dari tegangan luluhnya ketika posisi tegak (kondisi statis). Namun ketika membentuk sudut (kondisi dinamis) maka nilai tegangan bertambah besar hingga melewati batas tegangan luluhnya. Pertambahan nilai tegangannya berkisar 15-40%. Sementara untuk deformasi juga sama seperti pada kondisi statis. Daerah yang memiliki nilai deformasi besar berada ujung kepala *screw* yang berfungsi untuk menahan *plate* agar tidak bergerak dan terlepas dari tulang, sehingga bagian kepala *screw* mengalami deformasi yang besar. Nilai deformasi juga bertambah besar jika dibandingkan dengan kondisi statis. Sama seperti tegangan, pertambahan nilai deformasi sebesar 15-40%, bahkan melebihi 1 mm. Bentuk arah deformasi juga sama yaitu melengkung ke arah sumber beban, namun pada simulasi tidak terlihat jelas.

#### **4.4 Evaluasi dan Validasi**

Berdasarkan hasil analisis yang telah dilakukan sebelumnya didapatkan hasil bahwa secara mekanik diameter *screw* optimum adalah dengan besar 4,5 mm. *Screw* ini sangat cocok bila diaplikasikan dengan jenis *plate slotted* dibuktikan dengan nilai tegangan *von Mises*, regangan, dan deformasi yang paling kecil. Posisi peletakan dan penyusunan *screw* terbaik adalah posisi 1, yaitu dengan menyisipkan seluruh *screw* ke dalam lubang *plate*. Sementara untuk perbedaan jenis material penyusun tidak begitu berpengaruh besar. Namun jika diteliti lagi bahwa material SS316L memiliki nilai tegangan *von Mises*, regangan, dan deformasi yang sedikit lebih baik dibandingkan SS304. Perbedaan hanya terletak pada toleransi terhadap tegangan luluh, di mana material SS304 memiliki toleransi yang lebih besar dibanding dengan material SS316L.

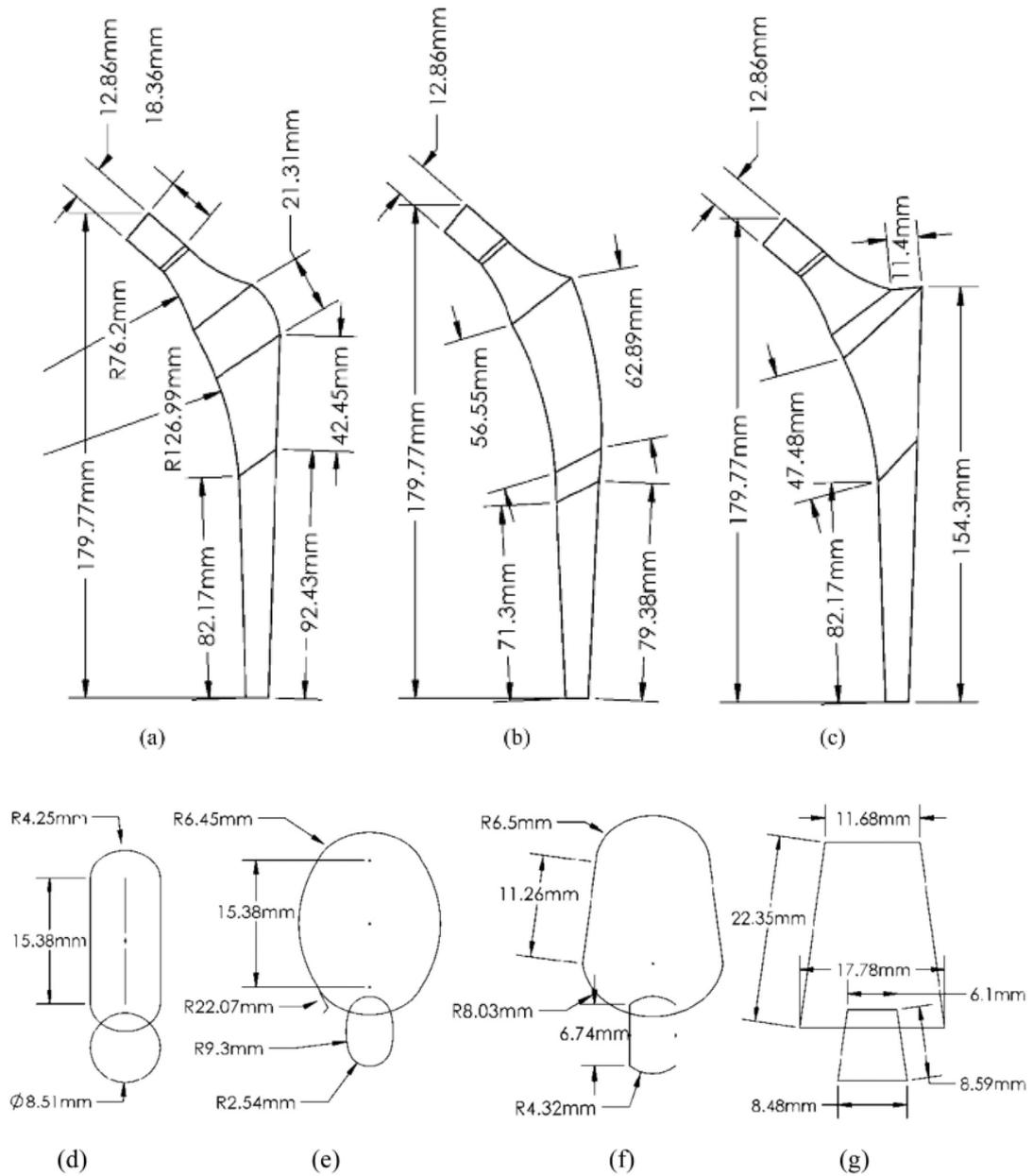
Besar tegangan *von Mises* maksimum pada desain *screw* yang optimum tersebut adalah sebesar 126,36 MPa dengan deformasi sebesar 0,56953 mm untuk material SS316L. Nasr, et al. pada tahun 2013 juga melakukan penelitian sejenis menggunakan material sama dan menyimpulkan nilai tegangan *von Mises* maksimum pada desain *screw* terbaik adalah sebesar 473,25 MPa. Hasil yang didapat dalam penelitian ini hampir 4 kali lebih kecil dibandingkan hasil yang didapatkan oleh Nasr, et al. Sementara pada kombinasi desain yang sama, deformasi *assembly* terbesar terdapat pada tulang paha yaitu sebesar 1,887 mm. Nilai ini jauh lebih besar dibandingkan dengan deformasi pada *screw* sendiri (0,56953 mm). Deformasi ini juga pernah diuji oleh Lee, et al. pada tahun 2012. Dengan menggunakan tulang paha sintetis yang dikondisikan menyerupai tulang paha asli, dilakukan uji tarik dengan menempatkan *plate* dan *screw* pada tulang paha tersebut. Deformasi yang dicatat dari hasil pengujian adalah sebesar 5,63 mm, jauh lebih besar dari hasil simulasi yang diperoleh dalam penelitian ini.

Ketika beban bertambah akibat adanya pergerakan, maka nilai tegangan regangan, dan deformasi juga bertambah besar. Untung tegangan *von Mises* maksimumnya bahkan melebihi nilai tegangan luluhnya. Nilai tegangan maksimum yaitu ketika posisi *assembly* membentuk sudut  $60^\circ$  dengan nilai sebesar 274,14 MPa. Posisi sudut gerak yang dikatakan aman secara keseluruhan adalah sebesar  $39,12^\circ$  untuk SS316L. Namun demikian, nilai ini masih lebih kecil dibanding penelitian yang dilakukan Nasr, et al. Untuk deformasi juga bertambah besar, yaitu sebesar 1,139 untuk *screw* dan 3,7739 mm untuk *assembly*. Namun nilai ini masih jauh lebih kecil jika dibandingkan dengan Lee, et al.

Secara klinis, penggunaan bahan logam khususnya *stainless steel* dapat ditemukan dalam banyak aplikasi. Penggunaan SS316L sering ditemukan sebagai implan di dalam tubuh manusia, sementara SS304 banyak diaplikasikan di luar tubuh. Penelitian biomaterial menggunakan SS316L lebih banyak dilakukan dikarekan sifat SS316L yang lebih tahan korosi, khususnya korosi terhadap darah sehingga tidak meracuni sistem, jaringan, dan organ di dalam tubuh manusia. Perlu adanya penelitian lebih mendalam terkait korosi yang ditimbulkan oleh darah untuk kedua jenis material di atas.

## LAMPIRAN A

### Geometri dan Dimensi Tulang Paha Manusia Ras Mongoloid



**Gambar 1.** Profil prosthesis : (a) profil 1, (b) profil 2, (c) profil 3, (d) *circular proximal* dan *circular distal*, (e) *elliptical proximal* dan *elliptical distal*, (f) *oval proximal* dan *oval distal*, serta (g) *trapezoidal proximal* dan *trapezoidal distal* (Oshkour, et al., 2013)

## LAMPIRAN B

### Data Tegangan dan Regangan untuk Diameter Screw 4,5 mm

Tabel 1. Data tegangan (*stress*) dan regangan (*strain*) untuk diameter 4,5 mm

No.	Jenis Plate	Posisi Screw	Plate		Screw		Tulang	
			Stress (MPa)	Strain	Stress (MPa)	Strain	Stress (MPa)	Strain
1.	<i>Duo</i> SS316L	1	54.477	0.0003	183.380	0.0010	41.187	0.0023
		2	57.618	0.0003	185.910	0.0010	45.186	0.0025
		3	63.535	0.0003	212.380	0.0011	50.635	0.0028
		4	65.834	0.0003	209.890	0.0011	48.974	0.0027
		5	70.314	0.0004	224.400	0.0011	53.100	0.0030
		6	70.715	0.0004	240.520	0.0012	56.269	0.0031
2.	<i>Duo</i> SS304	1	54.760	0.0003	183.710	0.0010	42.672	0.0024
		2	57.576	0.0003	187.020	0.0010	45.175	0.0025
		3	63.503	0.0003	210.910	0.0011	50.640	0.0028
		4	65.808	0.0003	208.780	0.0011	48.992	0.0027
		5	70.308	0.0004	222.710	0.0012	53.104	0.0030
		6	70.711	0.0004	238.920	0.0012	56.273	0.0031
3.	<i>Flower</i> SS316L	1	544.420	0.0028	163.870	0.0008	39.119	0.0022
		2	570.540	0.0030	160.950	0.0008	45.025	0.0025
		3	547.640	0.0028	166.670	0.0009	44.855	0.0025
		4	667.630	0.0035	185.290	0.0010	54.132	0.0030
		5	730.130	0.0038	209.530	0.0011	52.418	0.0029
		6	796.540	0.0041	214.740	0.0011	63.998	0.0036
4.	<i>Flower</i> SS304	1	544.200	0.0028	163.830	0.0008	39.114	0.0022
		2	569.230	0.0029	159.010	0.0008	45.123	0.0025
		3	549.370	0.0028	166.900	0.0009	44.925	0.0025
		4	668.100	0.0035	187.240	0.0010	54.113	0.0030
		5	731.470	0.0038	209.700	0.0011	52.464	0.0029
		6	684.110	0.0035	207.020	0.0011	68.631	0.0038

5.	<i>Slotted</i> SS316L	1	124.870	0.0006	126.360	0.0007	45.374	0.0025
		2	129.150	0.0007	131.890	0.0007	48.308	0.0027
		3	146.050	0.0008	156.120	0.0008	54.189	0.0030
		4	141.970	0.0007	145.790	0.0008	53.748	0.0030
		5	153.020	0.0008	165.220	0.0009	58.551	0.0033
		6	155.350	0.0009	184.890	0.0010	63.603	0.0036
6.	<i>Slotted</i> SS304	1	123.430	0.0006	137.060	0.0007	45.291	0.0025
		2	127.630	0.0007	143.440	0.0007	48.256	0.0027
		3	144.350	0.0010	159.580	0.0009	54.164	0.0032
		4	140.140	0.0010	157.510	0.0009	53.654	0.0031
		5	151.850	0.0008	168.470	0.0009	53.368	0.0033
		6	163.300	0.0008	183.820	0.0010	63.536	0.0035

## LAMPIRAN C

### Data Tegangan dan Regangan untuk Diameter Screw 4,0 mm

Tabel 2. Data tegangan (*stress*) dan regangan (*strain*) untuk diameter 4,0 mm

No.	Jenis Screw	Posisi Screw	Plate		Screw		Tulang	
			Stress (MPa)	Strain	Stress (MPa)	Strain	Stress (MPa)	Strain
1.	Duo SS316L	1	103.430	0.0005	328.590	0.0017	64.514	0.0036
		2	107.920	0.0006	345.000	0.0018	67.516	0.0038
2.	Duo SS304	1	103.690	0.0005	329.510	0.0017	64.602	0.0036
		2	108.180	0.0006	345.830	0.0018	67.615	0.0038
3.	Flower SS316L	1	897.700	0.0050	189.860	0.0011	46.213	0.0026
		2	939.410	0.0053	194.350	0.0012	46.511	0.0026
4.	Flower SS304	1	901.200	0.0047	181.220	0.0011	51.788	0.0029
		2	892.960	0.0047	192.190	0.0011	49.685	0.0028
5.	Slotted SS316L	1	167.660	0.0009	218.860	0.0012	93.997	0.0053
		2	184.830	0.0010	234.230	0.0013	112.310	0.0063
6.	Slotted SS304	1	167.600	0.0009	205.500	0.0011	93.951	0.0052
		2	184.320	0.0010	233.910	0.0013	112.250	0.0063

## LAMPIRAN D

### Data Tegangan dan Regangan untuk Diameter Screw 3,5 mm

Tabel 3. Data tegangan (*stress*) dan regangan (*strain*) untuk diameter 3,5 mm

No.	Jenis Screw	Posisi Screw	Plate		Screw		Tulang	
			Stress (MPa)	Strain	Stress (MPa)	Strain	Stress (MPa)	Strain
1.	Duo SS316L	1	115.700	0.0010	272.300	0.0014	18.816	0.0011
		2	66.469	0.0004	300.726	0.0018	18.330	0.0010
2.	Duo SS304	1	115.070	0.0010	269.940	0.0014	19.272	0.0011
		2	71.048	0.0004	288.590	0.0017	18.330	0.0010
3.	Flower SS316L	1	959.410	0.0057	258.180	0.0016	68.948	0.0041
		2	1016.200	0.0061	254.240	0.0016	71.219	0.0044
4.	Flower SS304	1	946.530	0.0056	258.140	0.0016	69.057	0.0041
		2	1002.700	0.0060	255.870	0.0015	71.331	0.0044
5.	Slotted SS316L	1	176.680	0.0010	243.380	0.0015	65.461	0.0039
		2	185.260	0.0011	261.290	0.0016	72.077	0.0044
6.	Slotted SS304	1	176.870	0.0010	243.810	0.0015	65.463	0.0039
		2	185.460	0.0011	261.760	0.0015	72.130	0.0044

## LAMPIRAN E

### Data Tegangan dan Regangan untuk Diameter Screw 3,0 mm

Tabel 4. Data tegangan (*stress*) dan regangan (*strain*) untuk diameter 3,0 mm

No.	Jenis Screw	Posisi Screw	Plate		Screw		Tulang	
			Stress (MPa)	Strain	Stress (MPa)	Strain	Stress (MPa)	Strain
1.	Duo SS316L	1	50.071	0.0003	545.990	0.0045	82.080	0.0046
		2	73.895	0.0004	674.530	0.0044	78.221	0.0046
2.	Duo SS304	1	50.071	0.0003	545.990	0.0045	82.080	0.0047
		2	73.895	0.0004	674.530	0.0044	78.221	0.0046
3.	Flower SS316L	1	544.020	0.0028	309.230	0.0020	84.557	0.0049
		2	608.150	0.0032	349.080	0.0022	93.866	0.0054
4.	Flower SS304	1	550.510	0.0029	288.280	0.0019	84.599	0.0049
		2	688.180	0.0036	313.240	0.0020	112.050	0.0063
5.	Slotted SS316L	1	212.680	0.0011	287.410	0.0015	84.242	0.0048
		2	228.240	0.0012	321.860	0.0017	94.040	0.0053
6.	Slotted SS304	1	212.680	0.0011	287.410	0.0015	84.242	0.0047
		2	228.240	0.0012	321.860	0.0017	94.040	0.0053

## LAMPIRAN F

### Data Tegangan dan Regangan untuk Diameter Screw 2,7 mm

Tabel 5. Data tegangan (*stress*) dan regangan (*strain*) untuk diameter 2,7 mm

No.	Jenis Screw	Posisi Screw	Plate		Screw		Tulang	
			Stress (MPa)	Strain	Stress (MPa)	Strain	Stress (MPa)	Strain
1.	<i>Duo</i> SS316L	1	22.925	0.0001	334.890	0.0017	352.690	0.0018
		2	24.149	0.0002	532.730	0.0032	380.970	0.0019
2.	<i>Duo</i> SS304	1	22.925	0.0001	334.890	0.0017	352.690	0.0018
		2	24.149	0.0002	532.730	0.0032	380.970	0.0019
3.	<i>Flower</i> SS316L	1	561.340	0.0029	338.960	0.0023	103.560	0.0063
		2	636.630	0.0033	382.030	0.0026	108.920	0.0068
4.	<i>Flower</i> SS304	1	548.250	0.0029	337.540	0.0023	103.490	0.0063
		2	622.610	0.0032	376.310	0.0026	108.840	0.0068
5.	<i>Slotted</i> SS316L	1	197.480	0.0011	359.220	0.0024	290.630	0.0162
		2	210.030	0.0012	398.100	0.0027	312.360	0.0175
6.	<i>Slotted</i> SS304	1	197.480	0.0011	359.220	0.0024	290.630	0.0162
		2	210.030	0.0012	398.100	0.0027	312.360	0.0175

## LAMPIRAN G

### Data Deformasi Total untuk Diameter *Screw* 4,5 mm

Tabel 6. Data deformasi total untuk diameter *screw* 4,5 mm

No.	Jenis <i>Plate</i>	Posisi <i>Screw</i>	Deformasi Total (mm)		
			<i>Plate</i>	<i>Screw</i>	Tulang
1.	<i>Duo</i> SS316L	1	0.66518	0.58317	1.92430
		2	0.67443	0.59148	1.94670
		3	0.69181	0.60521	2.00030
		4	0.69119	0.60539	1.99370
		5	0.70906	0.62014	2.04250
		6	0.71264	0.62394	2.06180
2.	<i>Duo</i> SS304	1	0.66481	0.57944	1.92380
		2	0.67428	0.58285	1.94650
		3	0.69174	0.60515	2.00020
		4	0.69138	0.60560	1.99410
		5	0.70899	0.62008	2.04240
		6	0.71260	0.62389	2.06180
3.	<i>Flower</i> SS316L	1	0.68656	0.60086	1.99840
		2	0.70150	0.61356	2.03280
		3	0.57613	0.62378	1.77450
		4	0.72583	0.63399	2.09710
		5	0.73715	0.64396	2.13430
		6	0.74118	0.64763	2.15330
4.	<i>Flower</i> SS304	1	0.68655	0.60085	1.99840
		2	0.70165	0.61369	2.03310
		3	0.71369	0.62406	2.07680
		4	0.72594	0.63409	2.09740
		5	0.73784	0.64454	2.13580
		6	0.73001	0.63875	2.12870

5.	<i>Slotted</i> SS316L	1	0.65009	0.56953	1.88700
		2	0.66093	0.57912	1.91030
		3	0.67397	0.59013	1.95500
		4	0.68059	0.59542	1.95990
		5	0.69103	0.60482	1.99390
		6	0.69588	0.61070	2.02020
6.	<i>Slotted</i> SS304	1	0.64748	0.56736	1.87920
		2	0.66134	0.13843	1.91120
		3	0.67000	0.58726	1.94530
		4	0.68017	0.59542	1.95560
		5	0.68384	0.59950	1.97800
		6	0.69579	0.61072	2.01850

## LAMPIRAN H

### Data Deformasi Total untuk Diameter Screw 4,0 mm

Tabel 7. Data deformasi total untuk diameter *screw* 4,0 mm

No.	Jenis Screw	Posisi Screw	Deformasi Total (mm)		
			Plate	Screw	Tulang
1.	<i>Duo</i> SS316L	1	0.70496	0.61331	2.01410
		2	0.71300	0.61981	2.03460
2.	<i>Duo</i> SS304	1	0.70729	0.61510	2.01410
		2	0.71301	0.61985	2.03470
3.	<i>Flower</i> SS316L	1	0.73761	0.63609	2.10610
		2	0.74045	0.63883	2.11780
4.	<i>Flower</i> SS304	1	0.72059	0.62256	2.07030
		2	0.72643	0.62695	2.08550
5.	<i>Slotted</i> SS316L	1	0.54901	0.47578	1.68440
		2	0.56079	0.48570	1.70940
6.	<i>Slotted</i> SS304	1	0.54895	0.47573	1.68430
		2	0.56072	0.48564	1.70930

## LAMPIRAN I

### Data Deformasi Total untuk Diameter Screw 3,5 mm

Tabel 8. Data deformasi total untuk diameter *screw* 3,5 mm

No.	Jenis Screw	Posisi Screw	Deformasi Total (mm)		
			Plate	Screw	Tulang
1.	<i>Duo</i> SS316L	1	0.53331	0.46462	1.49630
		2	0.53746	0.46797	1.50280
2.	<i>Duo</i> SS304	1	0.53377	0.46505	1.49810
		2	0.53995	0.47024	1.50800
3.	<i>Flower</i> SS316L	1	0.74343	0.64131	2.12320
		2	0.74659	0.64361	2.13400
4.	<i>Flower</i> SS304	1	0.74332	0.64123	2.12300
		2	0.74658	0.64353	2.13370
5.	<i>Slotted</i> SS316L	1	0.70827	0.61232	2.03190
		2	0.71961	0.62188	2.05940
6.	<i>Slotted</i> SS304	1	0.70826	0.61232	2.03190
		2	0.71960	0.62188	2.05940

## LAMPIRAN J

### Data Deformasi Total untuk Diameter Screw 3,0 mm

Tabel 9. Data deformasi total untuk diameter *screw* 3,0 mm

No.	Jenis Screw	Posisi Screw	Deformasi Total (mm)		
			Plate	Screw	Tulang
1.	<i>Duo</i> SS316L	1	0.71787	0.61992	2.06940
		2	0.71754	0.61875	2.05830
2.	<i>Duo</i> SS304	1	0.71787	0.61992	2.06940
		2	0.71754	0.61875	2.05830
3.	<i>Flower</i> SS316L	1	0.77704	0.66416	2.22070
		2	0.79425	0.67813	2.27020
4.	<i>Flower</i> SS304	1	0.77707	0.66412	2.22070
		2	0.78075	0.66655	2.23570
5.	<i>Slotted</i> SS316L	1	0.75700	0.64825	2.16760
		2	0.77069	0.65955	2.20690
6.	<i>Slotted</i> SS304	1	0.75700	0.64825	2.16760
		2	0.77069	0.65955	2.20690

## LAMPIRAN K

### Data Deformasi Total untuk Diameter Screw 2,7 mm

Tabel 10. Data deformasi total untuk diameter *screw* 2,7 mm

No.	Jenis Screw	Posisi Screw	Deformasi Total (mm)		
			Plate	Screw	Tulang
1.	<i>Duo</i> SS316L	1	1.01150	0.82183	2.82100
		2	1.06960	0.86645	2.99110
2.	<i>Duo</i> SS304	1	1.01150	0.82183	2.82100
		2	1.06960	0.86645	2.99110
3.	<i>Flower</i> SS316L	1	0.78734	0.67261	2.24740
		2	0.81009	0.69078	2.30890
4.	<i>Flower</i> SS304	1	0.78630	0.67199	2.24560
		2	0.80886	0.69002	2.30670
5.	<i>Slotted</i> SS316L	1	0.77330	0.66084	2.20750
		2	0.79349	0.67546	2.25760
6.	<i>Slotted</i> SS304	1	0.77330	0.66084	2.20750
		2	0.79349	0.67546	2.25760

## LAMPIRAN L

### Data Dinamik untuk Diameter Screw 4,5 mm

Tabel 11. Data dinamik tegangan untuk diameter *screw* 4,5 mm

No.	Jenis <i>Screw</i>	Posisi <i>Screw</i>	Sudut (°)	Tegangan / <i>Stress</i> (MPa)		
				<i>Plate</i>	<i>Screw</i>	Tulang
1.	<i>Slotted</i> SS316L	1	30	144.2	145.91	52.383
			45	176.63	178.7	64.136
			60	249.85	252.74	90.637
		2	30	149.13	152.3	55.77
			45	182.66	186.5	68.271
			60	258.27	263.63	94.438
2.	<i>Slotted</i> SS304	1	30	142.53	158.27	52.287
			45	174.58	193.85	64.018
			60	246.96	274.17	90.470
		2	30	147.39	165.63	55.711
			45	180.52	202.84	68.199
			60	255.24	286.72	96.336

Tabel 12. Data dinamik regangan untuk diameter *screw* 4,5 mm

No.	Jenis <i>Screw</i>	Posisi <i>Screw</i>	Sudut (°)	Regangan / <i>Strain</i>		
				<i>Plate</i>	<i>Screw</i>	Tulang
1.	<i>Slotted</i> SS316L	1	30	0.00074715	0.00075599	0.00292640
			45	0.00091517	0.00092592	0.00358300
			60	0.00129460	0.00130960	0.00506350
		2	30	0.00077272	0.00078911	0.00311570
			45	0.00094641	0.00096635	0.00381400
			60	0.00133820	0.00136600	0.00538760

2.	<i>Slotted</i> SS304	1	30	0.00073850	0.00082004	0.00282110
			45	0.00090458	0.00100440	0.00357640
			60	0.00127960	0.00142060	0.00505420
		2	30	0.00076366	0.00085820	0.00311230
			45	0.00093533	0.00105100	0.00381000
			60	0.00132250	0.00148560	0.00538190

Tabel 13. Data dinamik deformasi total untuk diameter *screw* 4,5 mm

No.	Jenis <i>Screw</i>	Posisi <i>Screw</i>	Sudut ( <sup>o</sup> )	Deformasi Total (mm)		
				<i>Plate</i>	<i>Screw</i>	Tulang
1.	<i>Slotted</i> SS316L	1	30	0.75066	0.65764	2.17890
			45	0.91934	0.80543	2.66860
			60	1.30010	1.13900	3.77390
		2	30	0.76317	0.66870	2.20580
			45	0.93465	0.81894	2.70140
			60	1.32160	1.15800	3.81980
2.	<i>Slotted</i> SS304	1	30	0.75104	0.65799	2.17970
			45	0.91981	0.80585	2.66950
			60	1.30070	1.13960	3.77520
		2	30	0.76364	0.66908	2.20680
			45	0.93522	0.81940	2.70270
			60	1.32240	1.15870	3.82160

*~ halaman ini sengaja dikosongkan ~*

## **BAB V**

### **KESIMPULAN DAN SARAN**

#### **5.1 Kesimpulan**

Berdasarkan hasil penelitian dan analisis yang telah dikerjakan, maka dapat disimpulkan sebagai berikut :

1. diameter *screw* optimal adalah sebesar 4,5 mm dengan kombinasi jenis *plate slotted* karena memiliki nilai tegangan *von Mises* di bawah tegangan luluh material SS316L,
2. material SS316L memiliki nilai tegangan *von Mises*, regangan, dan deformasi yang relatif lebih kecil dibandingkan dengan SS304,
3. variasi jumlah dan posisi *screw* optimal adalah dengan 8 buah *screw* yang dipasang lengkap pada seluruh lubang *plate*,
4. posisi gerak aman adalah ketika tulang paha membentuk sudut tidak lebih besar dari  $39,12^\circ$  dari keadaan normal (tegak lurus).

#### **5.2 Saran**

Saran yang penulis sampaikan untuk penelitian selanjutnya antara lain :

1. menganalisis pengaruh posisi peletakan *screw* secara horizontal dan zig-zag,
2. validasi dengan melakukan uji tarik *screw* yang telah diproduksi dengan data yang telah didapatkan dalam penelitian ini,
3. menganalisis gejala klinis secara lebih mendalam, termasuk di dalamnya adalah mengenai kerusakan jaringan sekitar tulang, respon terhadap tubuh, dan korosi terhadap darah.

*~ halaman ini sengaja dikosongkan ~*

## DAFTAR PUSTAKA

- Cahyanto, Arief., (2009). "Makalah Biomaterial", Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Padjajaran, Bandung.
- Carter, D.R., Vasu, R., dan Harris, W.H., (1981), "The Plated Femur : Relationships Between The Changes in Bone Stresses and Bone Loss", *Acta Orthop Scand* 52, hal. 241-248.
- Chen, C.M., Cheng, C.T., Lin, C.S., Lin, S.C., Chiang, C.C., Luo, C.A., dan Tseng, C.S., (2013), "Biomechanical Effects of Bone-Implant Fitness and Screw Breakage on The Stability and Stress Performance of The Nonstemmed Hip System", Elsevier Ltd.
- Chu, P.K., Chen, J.Y., Wang, L.P., dan Huang, N., (2002), "Plasma-Surface Modification of Biomaterials", *Mater Sci Eng R: Rep* 36, hal. 143-206.
- Cook, R.D., (1994), "Finite Element Modeling Mor Stress Analysis", John Wiley & Sons, Inc.
- Cowin, S., (1989), "Bone Mechanics", CRC Press, Boca Raton.
- Cronskär, Marie., (2014), "On Sustomization of Orthopedic Implants from Design and Additive Manufacturing to Implementation", Mid Sweden University, Sweden.
- Currey, J.D., (1979), "Mechanical Properties of Bone Tissues with Greatly Differing Functions", *J Biomech* 12, hal. 313-319.
- Glyde, Mark., (-), "How to Fix Fractures Online „Mini Series“", Murdoch University, Australia.
- Kointinen, Arto., (2012), "Improvement of Orthopaedic Bone Screws by DLC Coatings", University of Eastern Finland, Finland.
- Lakatos, R., (2011), "General Principles of Internal Fixation", WebMD, LLC.

- Lees, S., Hanson, D., Page, Y., dan Mook, H.A. (1994), "Comparison of Dosage-Dependent Effects of Beta-Aminopropionitrile, Sodium Fluoride, and Hydrocortisone on Selected Physical Properties of Corticalbone", *J Bone Miner Res* 9, hal. 1377-1389.
- Maharaj, S.P.S.R., Maheswaran, dan R., Vasanthanathan, A., (2013). "Numerical Analysis of Fractured Femur Bone with Prosthetic Bole Plates", Elsevier Ltd.
- Mow, C.V., dan and Hayes, W.C., (1991), "Basic Orthopaedic Biomechanics", Raven Press, New York.
- Nasr, S., Hunt, S., Duncan, N.A., (2013), "Effect of Screw Position on Bone Tissue Differentation Within a Fixed Femoral Fracture", *J Biomedical Science and Engineering* 6, hal. 71-83.
- Nordin, M., dan Frankel, V.H., (2001), "Basic Biomechanics of The Musculoskeletal System", hal. 54.
- Oshkour, A.A., Abu Osman, N.A., Bayat, M., Afshar, R., dan Berto, F., (2013), "Three-Dimensional Finite Element Analyses of Functionally Graded Femoral Prostheses with Different Geometrical Configurations", Elsevier Ltd.
- Ratner, B.D., Hoffman, A.S., Schoen, F.J., dan Lemons, J.E., (1996), "Biomaterials Science : an Introduction to Materials in Medicine Vol. 2", Academic Press, New York.
- Reilly, D.T., dan Burstein, A.H. (1975), "The Elastic and Ultimate Properties of Compact Bone Tissue", *J Biomech* 8, hal. 393-405.
- Ruess, Martin., Tal, David., Trabelsi, Nir., Yoshibash, Zohar., dan Rank, Ernst. (2010), "The Finite Cell Method for Bone Simulations : Verification and Validation", *Biomech Model Mechanobiol*, hal. 425-437.

Sepheri, B., Taheri, E., Ganji, R., (2013), "Biomechanical Analysis of Diversified Screw Arrangement on 11 Holes Locking Compression Plate Considering Time-Varying Properties of Callus", Elsevier Ltd.

Senthil Maharaj, P.S.R., Maheswaran, R., dan Vasanthanathan, A., (2013), "Numerical Analysis of Fractured Femur Bone with Prosthetic Bone Plates", Elsevier Ltd.

Setiawan, Nugraha., (2008), "Peningkatan Kebutuhan Protein Hewani di Jawa Barat : Dampak dari Perubahan Struktur Penduduk", Jurnal Ilmu Ternak Vol 8, No.1, 65-71.

Sunnersjö, S., (1992), "Fem I Praktiken", Sveriges Verkstadsindustrier Uppsala.

Ventsel, Eduard., dan Krauthammer, Theodor., (2001). "Thin Plates and Shells : Theory, Analysis, and Applications", Marcel Dekker, Inc., New York.

Williams, D.F., (1987). "Definition in Biomaterials, Proceedings of a Consensus Conference of the Society for Biomaterials", *Elsevier Volume 4*.

*~ halaman ini sengaja dikosongkan ~*

## BIODATA PENULIS



Penulis bernama Muhammad Nashrullah merupakan anak pertama dari tiga bersaudara yang lahir di Kota Balikpapan pada 15 September 1992. Semasa kecil penulis menempuh pendidikan formal antara lain di SD Negeri 029 Balikpapan Utara, SMP Negeri 3 Balikpapan, dan SMA Negeri 1 Balikpapan. Semasa sekolah penulis aktif di kegiatan pramuka, olimpiade matematika, dan *English Club*.

Dari tahun 2010 hingga 2014 penulis menempuh pendidikan lanjut di Jurusan Fisika, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam (FMIPA) – Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya melalui jalur tes tulis SNMPTN. Penulis melanjutkan pendidikannya sejak tahun 2014 hingga 2016 pada Program Studi Magister Jurusan Teknik Material dan Metalurgi, Fakultas Teknologi Industri (FTI) Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya melalui beasiswa *fresh graduate* oleh DIKTI.

Semasa kuliah magister (S2) penulis pernah bergabung dengan organisasi Forum Komunikasi Mahasiswa Magister (FKMM) Jurusan Teknik Material dan Metalurgi, menjabat sebagai bendahara selama periode Juli 2015 hingga Juli 2016.

Harapan besar penulis adalah bisa memanfaatkan usia yang masih muda ini untuk terus belajar dan berkarya. Belajar sampai akhir menutup mata, berkarya hingga dikenang sepanjang masa, dan beribadah hingga nyawa tidak lagi ada. Akhir kata bila ada kritik dan saran bisa disampaikan melalui surat elektronik pada [punyaanas@yahoo.co.id](mailto:punyaanas@yahoo.co.id).